



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2023년11월20일
(11) 등록번호 10-2603995
(24) 등록일자 2023년11월15일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 18/12 (2006.01) A61B 18/00 (2022.01)
A61B 18/14 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 18/1206 (2013.01)
A61B 18/1233 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2022-7023005(분할)
(22) 출원일자(국제) 2015년06월01일
심사청구일자 2022년07월06일
(85) 번역문제출일자 2022년07월05일
(65) 공개번호 10-2022-0101749
(43) 공개일자 2022년07월19일
(62) 원출원 특허 10-2016-7037082
원출원일자(국제) 2015년06월01일
심사청구일자 2020년05월22일
(86) 국제출원번호 PCT/US2015/033546
(87) 국제공개번호 WO 2015/184446
국제공개일자 2015년12월03일
(30) 우선권주장
62/004,980 2014년05월30일 미국(US)
62/005,009 2014년05월30일 미국(US)
(56) 선행기술조사문헌
US20020107517 A1*
(뒷면에 계속)

(73) 특허권자
어플라이드 메디컬 리소시스 코퍼레이션
미국 92688 캘리포니아 란초 산타 마가리타 아베
니다 엠프레사 22872
(72) 발명자
맥팔랜드, 다니엘
미국 92629 캘리포니아 다나 포인트 알타 비스타
드라이브 샷디 24512
휘틀록, 마이클
미국 92688 캘리포니아 란초 산타 마가리타 아베
니다 엠프레사 22872
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인에이아이피

전체 청구항 수 : 총 21 항

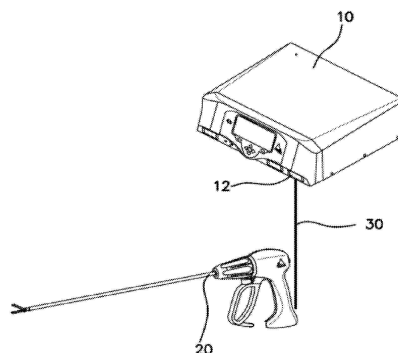
심사관 : 이덕희

(54) 발명의 명칭 조직을 융합시키고 커팅하기 위한 전기수술용 기구 및 전기수술용 발전기

(57) 요약

기구의 조들 사이에 캡처된 조직을 동시에 융합시키고 커팅하도록 배열된 바이폴라 전기수술용 융합/밀봉기 및 디섹터 기구(20)가 제공된다. 조들은, 조직의 동시적인 융합 및 커팅을 수행하기 위하여 압축성 랜딩 패드에 따라 특별히 위치되거나, 형상이 결정되거나 및/또는 배향되는 전극들을 포함한다. 전기수술용 발전기(10)는 기구를 통해 RF 에너지를 공급하고 공급되는 RF 에너지의 위상각을 모니터링하도록 배열되며; 상기 발전기는 최적으로 조직을 융합시키고 절개하기 위하여 모니터링되는 위상각에 기초하여 공급을 종료하거나 또는 공급되는 RF 에너지를 조정하도록 더 배열된다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 18/1445 (2013.01)
A61B 2018/00607 (2013.01)
A61B 2018/00702 (2013.01)
A61B 2018/0075 (2013.01)
A61B 2018/00767 (2013.01)
A61B 2018/00827 (2013.01)
A61B 2018/00869 (2013.01)
A61B 2018/00892 (2013.01)
A61B 2018/1452 (2013.01)

(72) 발명자

엘리어트, 패트릭

미국 92688 캘리포니아 란초 산타 마가리타 아베니
다 엠프레사 22872

응우옌, 듀이

미국 92688 캘리포니아 란초 산타 마가리타 아베니
다 엠프레사 22872

지메네즈, 아론

미국 92688 캘리포니아 란초 산타 마가리타 아베니
다 엠프레사 22872

찬, 안드레아

미국 92688 캘리포니아 란초 산타 마가리타 아베니
다 엠프레사 22872

리, 바나

미국 92688 캘리포니아 란초 산타 마가리타 아베니
다 엠프레사 22872

(56) 선행기술조사문헌

US20090248007 A1*
JP2012016591 A
WO2011099571 A1
US06086586 A
US06113598 A
US06126658 A

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

명세서

청구범위

청구항 1

전기수술용 시스템으로서,

전기수술용 기구로서,

제 1 조;

상기 제 1 조에 대항되는 제 2 조로서, 상기 제 1 및 제 2 조들은 상기 제 1 및 제 2 조들 사이에 조직을 그래스핑(grasp)하도록 이격된 위치와 근접 위치 사이에서 움직이도록 피벗가능하게(pivotably) 배열되는, 상기 제 2 조;

상기 제 1 조에 연결되는 제 1 전극 및 제 3 전극;

상기 제 1 조의 중심 부분 상에 배치되는 압축성 랜딩 패드(landing pad); 및

상기 제 2 조에 연결되는 제 2 전극 및 제 4 전극으로서, 상기 제 1 및 제 2 전극들은 길이 방향 축의 일 측면 상에서 라디오 주파수(radio frequency; RF) 에너지를 사용하여 상기 제 1 및 제 2 조들 사이에서 조직을 융합시키도록 배열되며, 상기 제 3 및 제 4 전극들은 길이 방향 축의 대항되는 측면 상에서 RF 에너지를 사용하여 상기 제 1 및 제 2 조들 사이에서 조직을 융합시키도록 배열되는, 상기 제 2 전극 및 상기 제 4 전극을 포함하는, 상기 전기수술용 기구;

상기 전기수술용 기구에 착탈가능하게 연결되는 전기수술용 발전기를 포함하며,

상기 전기수술용 발전기는,

조직을 융합시키고 커팅하기 위해 상기 전기수술용 기구를 통해 RF 에너지를 공급하기 위한 RF 증폭기; 및

공급되는 RF 에너지의 위상각을 주기적으로 모니터링하도록 배열되는 제어기를 포함하고,

상기 제 2 및 제 4 전극들은 상기 제 2 및 제 4 전극들 사이에서 전도되는 RF 에너지를 사용하여 상기 제 1 조와 제 2 조 사이에서 조직을 커팅하도록 배열되며, 상기 압축성 랜딩 패드는 상기 제 1 조 및 상기 제 2 조가 상기 근접 위치에 있을 때 변형되고, 상기 압축성 랜딩 패드는 상기 제 1 및 제 2 조들 사이에서 조직의 기계적 분리 및 상기 공급되는 RF 에너지를 통한 상기 조직의 전기적 분할을 초래하기 위한 압력을 제공하는 미리 결정된 탄성률(spring rate)을 가지며,

상기 제 1 및 제 3 전극들은 상기 제 2 조를 향해 그리고 상기 압축성 랜딩 패드로부터 멀어지게 경사지도록 각이 지며, 상기 제 1 및 제 3 전극들은 상기 압축성 랜딩 패드 근처에 하나의 단부 및 상기 제 1 조의 주변에 다른 단부를 갖는, 전기수술용 시스템.

청구항 2

청구항 1에 있어서,

상기 전기수술용 시스템은 상기 제 2 조에 연결되는 제 5 전극을 더 포함하며, 상기 제 5 전극은 조직이 상기 조들 사이에 그래스핑되지 않는 동안에만 그리고 상기 제 5 전극과 상기 제 4 전극 사이에서 전도되는 RF 에너지를 사용하여 상기 제 2 조 외부에서 조직을 커팅하도록 배열되는, 전기수술용 시스템.

청구항 3

청구항 2에 있어서,

상기 제 1 및 제 4 전극들은 서로 동일한 극성을 갖도록 배열되며, 상기 제 2 및 제 3 전극들은 상기 제 1 및

제 2 조들 사이에서 조직을 융합시키기 위하여 서로 동일하지만 상기 제 1 및 제 4 전극들의 극성과는 상이한 동일한 극성을 갖도록 배열되는, 전기수술용 시스템.

청구항 4

청구항 1에 있어서,

상기 제어기는 모니터링되는 위상각이 감소할 때, 상기 공급되는 RF 에너지를 중단하도록 상기 RF 증폭기에 시그널링하여 상기 제 1 및 제 2 조들 사이에서 조직을 융합시키고 커팅하는, 전기수술용 시스템.

청구항 5

청구항 4에 있어서,

상기 제어기는 상기 공급되는 RF 에너지의 상기 위상각의 변화의 레이트(rate)를 주기적으로 모니터링하는, 전기수술용 시스템.

청구항 6

청구항 5에 있어서,

상기 제어기는, 상기 위상각의 상기 변화의 레이트가 미리 결정된 문턱 레이트 아래로 떨어질 때 상기 공급되는 RF 에너지를 중단하도록 상기 RF 증폭기에 시그널링하는, 전기수술용 시스템.

청구항 7

청구항 1, 또는 청구항 4, 또는 청구항 6에 있어서,

상기 RF 증폭기는 미리 결정된 일정한 레이트로 상기 공급되는 RF 에너지의 전압을 증가시키는, 전기수술용 시스템.

청구항 8

청구항 7에 있어서,

상기 제어기는, 상기 RF 증폭기가 계속해서 상기 RF 에너지를 공급하는 동안 모니터링되는 위상각이 미리 결정된 문턱 각도를 초과할 때, 상기 공급되는 RF 에너지의 전압 증가를 중단시키도록 상기 RF 증폭기에 시그널링하는, 전기수술용 시스템.

청구항 9

청구항 8에 있어서,

상기 미리 결정된 문턱 각도는 15 도 미만인, 전기수술용 시스템.

청구항 10

청구항 7에 있어서,

상기 RF 증폭기는 상기 공급되는 RF 에너지의 전압을 증가시키는 동안 상기 제 1 및 제 2 조들 사이의 온도를 섭씨 100 도 아래로 유지하는, 전기수술용 시스템.

청구항 11

청구항 10에 있어서,

상기 RF 증폭기는 상기 조들 사이의 온도가 섭씨 100 도를 초과할 때 상기 공급되는 RF 에너지를 중단하는, 전기수술용 시스템.

청구항 12

청구항 1에 있어서,

상기 RF 증폭기는 모니터링되는 위상각이 40 도 아래일 때 계속해서 RF 에너지를 공급하는, 전기수술용 시스템.

청구항 13

청구항 12에 있어서,

상기 제어기는 모니터링되는 위상각이 미리 결정된 문턱 각도 아래로 떨어질 때, 상기 공급되는 RF 에너지를 중단하도록 상기 RF 증폭기에 시그널링하는, 전기수술용 시스템.

청구항 14

청구항 13에 있어서,

상기 미리 결정된 문턱 각도는 5 도인, 전기수술용 시스템.

청구항 15

청구항 1에 있어서,

상기 제 2 전극은 상기 제 1 조로부터 멀어지게 경사지도록 각이 지며, 제 1 평평한 중심 부분 근처에 하나의 단부 및 상기 제 2 조의 주변에 다른 단부를 갖는, 전기수술용 시스템.

청구항 16

청구항 15에 있어서,

상기 제 4 전극은 상기 제 1 조로부터 멀어지게 경사지도록 각이 지며, 제 2 평평한 중심 부분 근처에 하나의 단부 및 상기 제 2 조의 주변에 다른 단부를 갖는, 전기수술용 시스템.

청구항 17

청구항 16에 있어서,

상기 제 1 및 제 2 조들이 상기 근접 위치에 있는 상태에서 상기 제 1 조 상의 상기 압축성 랜딩 패드는 상기 제 2 및 제 4 전극들의 상기 제 1 및 제 2 평평한 중심 부분들 바로 위에 배치되며, 상기 압축성 랜딩 패드는, 상기 제 1 및 제 2 조들이 상기 근접 위치로 이동됨에 따라 상기 제 2 및 제 4 전극들의 상기 제 1 및 제 2 평평한 중심 부분들이 상기 압축성 랜딩 패드와 접촉할 때 변형되는, 전기수술용 시스템.

청구항 18

청구항 17에 있어서,

상기 제 2 조는 상기 제 2 조의 외측 부분 상에 그리고 상기 제 2 및 제 4 전극들의 상기 제 1 및 제 2 평평한 중심 부분들 아래에 배치되는 제 5 전극을 더 포함하며, 상기 제 5 전극은 상기 제 1 조로부터 멀어지도록 연장하는, 전기수술용 시스템.

청구항 19

청구항 18에 있어서,

상기 제 1 및 제 2 조들이 상기 근접 위치에 있는 상태에서 상기 제 1 조 상의 상기 압축성 랜딩 패드는 상기 제 5 전극 바로 위에 배치되는, 전기수술용 시스템.

청구항 20

청구항 19에 있어서,

상기 제 5 전극은 상기 제 2 전극의 단면 두께보다 더 작은 단면 두께를 갖는, 전기수술용 시스템.

청구항 21

청구항 20에 있어서,

상기 제 4 전극은 상기 제 2 전극의 단면 두께보다 더 큰 단면 두께를 갖는, 전기수술용 시스템.

청구항 22

삭제

발명의 설명

기술 분야

[0001] 관련 출원들에 대한 상호 참조

[0002] 본 출원은, 2014년 05월 30일자로 출원된 미국 가특허 출원번호 제62/005,009호, 및 2014년 05월 30일자로 출원된 미국 가특허 출원번호 제62/004,980호의 이익을 주장하며, 이들의 전체 개시내용들은 마치 본원에서 완전하게 기술되는 것처럼 참조로서 포함된다.

배경 기술

[0003] 본 출원은 전반적으로 전기수술용 시스템들 및 방법들에 관한 것으로서, 더 구체적으로는, 전기수술용 용합/밀봉 및 절개 시스템들에 관한 것이다.

[0004] 특정 수술 임무들을 수행하기 위하여 전기 에너지를 사용하는 전기수술용 디바이스들 또는 기구들이 이용가능하게 되었다. 전형적으로, 전기수술용 기구들은, 전기수술용 발전기로부터 전기적 에너지를 공급받도록 구성된 하나 이상의 전극들을 포함하는 그래스퍼(grasper)들, 가위, 핀셋들, 블레이드(blade)들, 바늘들과 같은 수술용 기구들이다. 전기 에너지는, 전기 에너지가 인가되는 조직을 응고시키거나, 용합시키거나, 또는 커팅(cut)하기 위해 사용될 수 있다.

[0005] 전기수술용 기구들은 전형적으로 2개의 분류들: 모노폴라(monopolar) 및 바이폴라(bipolar) 내에 속한다. 모노폴라 기구들에 있어서, 전기 에너지는 높은 전류 밀도로 기구 상의 하나 이상의 전극들에 공급되고, 동시에 별개의 복귀 전극(return electrode)이 환자에 전기적으로 결합되며, 이는 통상적으로 전류 밀도를 최소화하도록 설계된다. 모노폴라 전기수술용 기구들은 특정 절차들에서 유용할 수 있지만, 이는 특정 유형들의 환자 상태들,

에컨대 보통 적어도 부분적으로 복귀 전극의 기능에 기인하는 전기적 화상들의 위험을 포함할 수 있다. 바이폴라 전기수술용 기구들에 있어서, 하나 이상의 전극들이 제 1 극성의 전기 에너지의 소스에 전기적으로 결합되며, 하나 이상의 다른 전극들이 제 1 극성과 반대되는 제 2 극성의 전기 에너지의 소스에 전기적으로 결합된다. 별개의 복귀 전극들 없이 동작하는 바이폴라 전기수술용 기구들은 위험들을 감소시키면서 포커싱된 조직 영역에 전기적 신호들을 전달할 수 있다.

[0006] 그러나, 바이폴라 전기수술용 기구들의 상대적으로 포커싱된 수술 효과들을 가지더라도, 수술 결과들은 통상적으로 외과의의 기술에 크게 의존한다. 예를 들어, 열적 조직 손상 및 괴사는, 전기 에너지가 상대적으로 긴 지속기간 동안 전달되는 경우 또는 짧은 지속기간이라고 하더라도 상대적으로 고-전력의 전기 신호가 전달되는 경우에 발생할 수 있다. 전기 에너지의 인가 시에 조직이 희망되는 응고 또는 커팅 효과를 달성할 레이트(rate)는 조직 유형에 기초하여 변화하며, 또한 전기수술용 디바이스에 의해 조직에 인가되는 압력에 기초하여 변화할 수 있다. 그러나, 외과의가 전기수술용 기구에 그래스핑된 결합된 조직 유형들의 덩어리가 얼마나 빠르게 바람직한 양으로 융합될지를 평가하는 것이 어려울 수 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

과제의 해결 수단

[0007] 다양한 실시예들에 따르면, 조직을 동시에 융합시키고 커팅하도록 구성된 전기수술용 복강경 융합/밀봉기 및 디섹터(dissector)가 제공된다. 다양한 실시예들에 있어서, 전기수술용 디바이스 또는 기구는, 제 1 및 제 2 조(jaw)들 사이에 조직을 그래스핑하기 위한 제 1 조 및 제 1 조에 대항되는 제 2 조를 포함한다. 제 1 조는 전극을 포함하고, 제 2 조가 전극을 포함한다. 제 1 및 제 2 조들의 전극들은, 전극이 없는 제 1 및 제 2 조들의 중심 부분들이 서로 마주보는 상태로 라디오 주파수 에너지를 사용하여 제 1 및 제 2 조들 사이에서 조직을 융합시키고 커팅하도록 배열된다.

[0008] 다양한 실시예들에 있어서, 전기수술용 기구는 조직과 접촉하는 제 1 표면적을 갖는 제 1 전극 및 조직과 접촉하는 제 2 표면적을 갖는 제 2 전극을 갖는 제 1 조를 포함한다. 제 1 표면적은 제 2 표면적과 동일하다. 기구는 또한, 제 1 및 제 2 조들 사이에서 조직을 그래스핑하기 위해 제 1 조에 결합되며 제 1 조에 대항되는 제 2 조를 포함한다. 제 2 조는 조직과 접촉하는 제 3 표면적을 갖는 제 3 전극 및 조직과 접촉하는 제 4 표면적을 갖는 제 4 전극을 포함한다. 제 3 표면적은 제 4 표면적과 동일하며, 제 4 표면적은 제 1 표면적보다 더 크다. 제 1 및 제 3 전극들은 길이 방향 축의 일 측(side) 상에서 라디오 주파수 에너지를 사용하여 제 1 및 제 2 조들 사이에서 조직을 융합시키도록 배열되며, 제 2 및 제 4 전극들은 길이 방향 축의 대항되는 측 상에서 라디오 주파수 에너지를 사용하여 제 1 및 제 2 조들 사이에서 조직을 융합시키도록 배열된다.

[0009] 다양한 실시예들에 따르면, 조직을 동시에 융합시키고 커팅하기 위한 전기수술용 시스템이 제공된다. 다양한 실시예들에 있어서, 시스템은 전기수술용 발전기 및 전기수술용 융합/밀봉기 및 디섹터 기구 또는 디바이스를 포함한다. 발전기는 RF 증폭기 및 제어기를 포함한다. RF 증폭기는, 오로지 RF 에너지만 가지고 조직을 융합시키고 커팅하도록 구성된, 착탈가능하게 결합된 전기수술용 기구, 예를 들어, 전기수술용 융합 및 디섹터를 통해 RF 에너지를 공급한다. 제어기는 공급되는 RF 에너지의 위상각을 모니터링하도록 배열되며, 제어기는 모니터링되는 위상각이 0보다 더 크며 증가하고 있을 때 공급되는 RF 에너지의 전압을 증가시키도록 RF 증폭기로 시그널링(signal)한다. 다양한 실시예들에 있어서, 제어기는 모니터링되는 위상각이 감소할 때 공급되는 RF 에너지를 중단하도록 RF 증폭기에 시그널링한다.

[0010] 본 발명들의 수반되는 특징들 중 다수는, 이들이 이상의 그리고 이하의 설명을 참조하고 첨부된 도면들과 함께 고려될 때 더 양호하게 이해됨에 따라 더 용이하게 인식될 것이다.

도면의 간단한 설명

[0011] 본 발명들은 첨부된 도면들과 관련하여 취해질 때 더 양호하게 이해될 수 있으며, 도면들 내에서 참조 번호들은 그 도면들 전체에 걸쳐 유사한 부분들을 나타낸다.

도 1은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 시스템의 사시도이다.

- 도 2는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 발전기의 사시도이다.
- 도 3은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 기구의 사시도이다.
- 도 4는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 기구의 원위 단부의 사시도이다.
- 도 5는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 기구의 원위 단부의 사시도이다.
- 도 6은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 기구의 원위 단부의 단면도이다.
- 도 7은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 기구의 원위 단부의 단면도이다.
- 도 8은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 기구의 원위 단부의 단면도이다.
- 도 9는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 기구의 원위 단부의 단면도이다.
- 도 10은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 기구의 원위 단부의 단면도이다.
- 도 11은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 기구를 이용하는 융합 및 절개 프로세스에 대한 실험적인 데이터의 샘플들의 그래픽적인 표현이다.
- 도 12는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 기구를 이용하는 융합 및 절개 프로세스에 대한 실험적인 데이터의 샘플들의 그래픽적인 표현이다.
- 도 13은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 기구를 이용하는 융합 및 절개 프로세스에 대한 실험적인 데이터의 샘플들의 그래픽적인 표현이다.
- 도 14는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 기구의 원위 단부의 단면도이다.
- 도 15는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 시스템의 동작들을 예시하는 순서도이다.
- 도 16은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 시스템의 부분들의 개략적인 블록도이다.
- 도 17은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 시스템의 부분들의 개략적인 블록도이다.
- 도 18은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 시스템의 부분들의 개략적인 블록도이다.
- 도 19는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 시스템의 동작들을 예시하는 순서도이다.
- 도 20은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 시스템의 동작들을 예시하는 순서도이다.
- 도 21은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 시스템의 동작들을 예시하는 순서도이다.
- 도 22는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 시스템에 대한 실험적인 데이터의 샘플들의 그래픽적인 표현이다.
- 도 23은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 시스템에 대한 실험적인 데이터의 샘플들의 그래픽적인 표현이다.
- 도 24는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 시스템에 대한 실험적인 데이터의 샘플들의 그래픽적인 표현이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0012] 전반적으로, 기구의 조들 사이에 캡처(capture)된 조직을 동시에 융합시키고 커팅하도록 배열된 바이폴라 전기수술용 융합/밀봉기 및 디섹터 기구 디바이스 또는 툴(tool)이 제공된다. 조들은, 최적으로 조직의 동시적인 융합 및 커팅을 수행하기 위하여 압축성(compressible) 랜딩 패드(landing pad)에 따라 특별히 위치되거나, 형상이 결정되거나 및/또는 배향되는 전극들을 포함한다. 바이폴라 전기수술용 융합 및 디섹터는 또한 별도로 조직을 융합시키거나 또는 커팅할 수 있다. 다양한 실시예들에 따른 조직의 커팅은 특히, 기계적인 커팅 블레이드의 사용, 특정한 또는 중심 커팅 전극의 사용 또는 가위의 전단력들 또는 움직임 없이 수행된다. 다양한 실시예들에 따른 기구는, 5mm의 최대 직경을 갖는 복강경 수술에서 사용되도록 제공되며, 따라서 5mm 투관침을 통해 삽입가능하다.
- [0013] 추가로, 전반적으로, 전기수술용 발전기 및, 선택적으로 조직을 융합시키고 커팅하도록 구성된 착탈가능하게 결합된 전기수술용 기구, 예를 들어, 융합 및 디섹터를 포함하는 전기수술용 시스템이 제공된다. RF 에너지는, 조

직을 융합시키고 커팅하기 위한 적절한 RF 에너지를 제공하도록 배열된 전기수술용 발전기에 의해 공급된다. 다양한 실시예들에 따른 발전기는, 특정한 연결된 전기수술용 기구, 기구와 접촉하는 특정한 조직 및/또는 특정한 수술 절차에 대하여 적절한 RF 에너지 및 RF 에너지를 전달하기 위한 적절한 방식을 결정한다. 동작적으로, 조들 사이에서 조직을 밀봉하거나 또는 융합시키는 RF는 밀봉 시간, 출력 전압, 출력 전력 및/또는 열적 확산을 감소시키기 위해 제공된다. 이와 같이, 조직 침범에 대하여 최적인 것으로 판명된 특정한 레이트에서의 온도들의 범위를 통해 조직을 가열하기 위하여 효율적으로 그리고 지속적으로 조직에 전력을 전달하는 것이 제공된다.

[0014] 도 1 내지 도 2를 참조하면, 전기수술용 발전기(10) 및 착탈가능하게 연결가능한 전기수술용 기구(20)를 포함하는 전기수술용 시스템의 예시적인 실시예가 예시된다. 전기수술용 기구(20)는 발전기 상의 툴 또는 디바이스 포트(12)에 대한 케이블형 연결(30)을 통해 발전기에 전기적으로 결합될 수 있다. 전기수술용 기구(20)는, 사용자에게 기구의 특정한 미리 결정된 상태, 예컨대 융합 또는 커팅 동작의 시작 및/또는 종료를 알리기 위한 청각적, 촉각적 및/또는 시각적 표시기들을 포함할 수 있다. 다른 실시예들에 있어서, 전기수술용 기구(20)는 재사용가능할 수 있거나 및/또는 다른 수술 절차를 위하여 다른 전기수술용 발전기에 연결가능할 수 있다. 일부 실시예들에 있어서, 핸드 또는 풋(foot) 스위치와 같은 수동식 제어기는, 융합 또는 커팅 동작을 시작하기 위한 것과 같은 기구의 미리 결정된 선택적 제어를 가능하게 하기 위하여 발전기 및/또는 기구에 연결가능할 수 있다.

[0015] 다양한 실시예들에 따르면, 전기수술용 발전기(10)는, 라디오 주파수(RF) 전기수술용 에너지를 생성하고, 발전기에 전기적으로 결합된 전기수술용 기구(20)로부터 데이터 또는 정보를 수신하도록 구성된다. 발전기(10)는, 일 실시예에 있어서 RF 에너지를 출력하며(예를 들어, 350kHz의 375VA, 150V, 5A), 일 실시예에 있어서 이는 RF 에너지의 활성화 또는 공급 동안에 RF 출력 전류와 RF 출력 전압 사이의 위상각 또는 차이를 계산하도록 구성된다. 발전기는 전압, 전류 및/또는 전력을 조절(regulate)하며, RF 에너지 출력(예를 들어, 전압, 전류, 전력 및/또는 위상)을 모니터링한다. 일 실시예에 있어서, 발전기(10)는 미리 정의된 상태들 하에서, 예컨대 디바이스 스위치가 디-어서트(de-assert)될 때(예를 들어, 융합 버튼이 릴리즈(release)될 때), 시간 값이 충족될 때, 및/또는 위상각 및/또는 위상의 변화가 위상 중단 값의 위상 및/또는 변화와 동일하거나 또는 이보다 더 클 때 RF 에너지 출력을 중단한다.

[0016] 전기수술용 발전기(10)는, 2개의 진보된 바이폴라 툴 포트들(12), 표준 바이폴라 툴 포트(16), 및 전력 포트(14)를 포함한다. 다른 실시예들에 있어서, 전기수술용 유닛(unit)들은 상이한 수의 포트들을 포함할 수 있다. 예를 들어, 일부 실시예들에 있어서, 전기수술용 발전기는 2개보다 더 많거나 또는 더 적은 진보된 바이폴라 툴 포트들, 더 많거나 또는 더 적은 표준 바이폴라 툴 포트, 및 더 많거나 또는 더 적은 전력 포트들을 포함할 수 있다. 일 실시예에 있어서, 전기수술용 발전기는 단지 2개의 진보된 바이폴라 툴 포트들만을 포함한다.

[0017] 다양한 실시예들에 따르면, 각각의 진보된 바이폴라 툴 포트(12)는 부착되거나 또는 통합된 메모리 모듈을 갖는 전기수술용 기구에 결합되도록 구성된다. 표준 바이폴라 툴 포트(16)는, 진보된 바이폴라 툴 포트(12)에 연결가능한 진보된 바이폴라 전기수술용 기구와는 상이한 비-특수(non-specialized) 바이폴라 전기수술용 툴을 수용하도록 구성된다. 전력 포트(14)는, 비-특수 바이폴라 전기수술용 툴 및 진보된 바이폴라 전기수술용 기구와는 상이한 직류(direct current; DC) 액세스리 디바이스를 수용하거나 또는 이에 연결되도록 구성된다. 전력 포트(14)는 직류 전압을 공급하도록 구성된다. 예를 들어, 일부 실시예들에 있어서, 전력 포트(14)는 대략 12 볼트 DC를 제공할 수 있다. 전력 포트(14)는, 인공 호흡기, 펌프, 조명, 또는 다른 수술용 액세서리와 같은 수술용 액세서리에 전력을 공급하도록 구성될 수 있다. 따라서, 표준 또는 비-특수 바이폴라 툴들에 대하여 전기수술용 발전기를 대체하는 것에 더하여, 전기수술용 발전기는 또한 수술용 액세서리 전원 공급장치를 대체할 수 있다. 일부 실시예들에 있어서, 현존하는 발전기들 및 전원 공급장치들을 전기수술용 발전기로 대체하는 것은, 수술 작업공간에서 요구되는 복수의 주전원(mains) 전력 코드들에서 저장 랙(rack) 카드들 또는 선반들 상에 요구되는 저장 공간의 양을 감소시킬 수 있다.

[0018] 일 실시예에 있어서, 표준 바이폴라 포트 내로의 비-특수 바이폴라 툴의 연결은 발전기가 능동적으로 툴을 체크(check)하게끔 하지 않을 것이다. 그러나, 발전기는 비-특수 바이폴라 툴의 정보가 디스플레이될 수 있도록 연결을 인식한다. 다양한 실시예들에 따르면, 발전기는 진보된 툴 포트들(12)의 각각에 대하여 디바이스 연결 상태를 인식하며, RF 에너지 활성화 요청들(예를 들어, 융합 버튼과 같은 기구 스위치의 활성화)을 수락하기 이전에 연결된 디바이스들을 인증한다. 일 실시예에 있어서, 발전기는 연결된 디바이스로부터의 인증된 데이터를 판독하고, 인증되고 연결된 디바이스로부터의 전기적 제어 값들(예컨대 비제한적으로, 전압 레벨 세팅(setting)들, 전류 레벨 세팅들, 전력 레벨 세팅들, 활성상태(active) 위상각 레벨 세팅들, RF 에너지 출력 활성화 타이밍 한계들, 기구 단락 한계들, 기구 개방 한계들, 기구 모델/식별, RF 에너지 출력 라인 구성들, 스

위치 상태 명령 구성들 및/또는 이들의 조합들)을 판독한다.

- [0019] 다양한 실시예들에 따르면, 전기수술용 발전기(10)는 디스플레이(15)를 포함할 수 있다. 디스플레이는, 다른 정보들 중에서도, 하나 이상의 전기수술용 기구들 및/또는 액세서리들, 이에 대한 커넥터들 또는 연결들의 상태를 포함하는 전기수술용 시스템의 상태를 표시하도록 구성될 수 있다. 일부 실시예들에 있어서, 디스플레이는, 예를 들어, 일부 실시예들에 있어서 백라이트(backlight) 또는 사이드라이트(sidelight)를 통해 조명될 수 있는 LCD 패널 디스플레이와 같은 텍스트 및 그래픽적 정보를 나타낼 수 있는 멀티-라인 디스플레이를 포함할 수 있다. 일부 실시예들에 있어서, 디스플레이는, 전기수술용 발전기에 전기적으로 결합되는 특정 기구에 대한 정보 및 특정 수술 절차에 대응하는 컬러를 디스플레이하도록 구성될 수 있는 멀티-컬러 디스플레이를 포함할 수 있다(예컨대, 예를 들어, 커팅 동작들은 황색 텍스트 및 그래픽들로 디스플레이되며, 용합 또는 접합(welding) 동작들은 보라색으로 디스플레이되고, 응고는 청색으로 디스플레이되며, 무혈 절개 동작들은 황색 및 청색으로 디스플레이될 수 있다).
- [0020] 일부 실시예들에 있어서, 디스플레이는 전기수술용 발전기에 전기적으로 결합된 복수의 기구들에 대한 상태 데이터를 동시에 표시하도록 구성될 수 있으며 및/또는 대응하는 툴 포트에 연결된 각각의 기구에 대한 상태 정보를 디스플레이하도록 분할될 수 있다. 상태 바 그래프와 같은 시각적 표시기들은 작동될 때 바이폴라 전기수술용 기구에 인가된 총 이용가능 전기 에너지의 비율을 예시하기 위해 사용될 수 있다. 다양한 실시예들에 있어서, 조직을 커팅하거나, 밀봉하거나, 응고시키거나, 또는 용합시키도록 동작가능한 전기수술용 기구는 3개의 컬러-코딩된 디스플레이들 또는 바 그래프들을 가질 수 있다. 일부 실시예들에 있어서, 사용자는 복수의 전기적으로 연결된 기구들의 상태를 나타내는 것과 단일의 전기적으로 연결된 기구의 상태를 나타내는 것 사이에서 디스플레이를 토글(toggle)할 수 있다. 다양한 실시예들에 따르면, 기구 및/또는 액세서리가 연결되거나 및/또는 검출되면, 연결된 기구의 유형 및 상태를 나타내는 윈도우가 사용자 인터페이스 디스플레이 내에 열린다.
- [0021] 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 발전기는, 예를 들어, 복수의 버튼들(17)과 같은 사용자 인터페이스를 포함할 수 있다. 버튼들은, 예를 들어, 전기수술용 발전기에 결합된 하나 이상의 기구들에 공급되는 전기 에너지의 증가 또는 감소를 요청하는 것과 같은, 전기수술용 발전기와의 사용자 상호작용을 가능하게 할 수 있다. 다른 실시예들에 있어서, 디스플레이(15)는 터치 스크린 디스플레이일 수 있으며, 그에 따라 이는 데이터 디스플레이 및 사용자 상호작용 기능들을 통합한다. 다양한 실시예들에 따르면, 사용자 인터페이스를 통하여, 외과의는 1레벨 내지 3 레벨의 선택에 의해 전압 세팅을 설정할 수 있다. 예를 들어, 레벨 1에서, 전압은 110V로 설정되며; 레벨 2에서, 전압은 100V로 설정되고; 및 레벨 3에서, 전압은 90V로 설정된다. 3개의 모든 레벨들에서 전류는 5Amp로 설정되며, 전력은 300VA로 설정된다. 다른 실시예들에 있어서, 전압은 특정 레벨 예컨대 레벨 2로 미리 설정되거나 또는 기본적으로 설정된다. 다른 실시예들에 있어서, 전류 및 전력 세팅들과 유사하게, 전압 세팅이 발전기의 동작은 단순화하기 위하여 사용자 조정이 불가능하고, 예컨대, 미리 결정된 기본 전압 세팅이 사용되며, 예를 들어, 전압이 100V로 설정된다.
- [0022] 일 실시예에 있어서, 전기수술용 툴 또는 기구(20)는 하나 이상의 메모리 모듈들을 더 포함할 수 있다. 일부 실시예들에 있어서, 메모리는 기구 및/또는 다른 기구들에 관한 동작 데이터를 포함한다. 예를 들어, 일부 실시예들에 있어서, 동작 데이터는, 전극 구성/재구성, 기구 사용들, 동작 시간, 전압, 전력, 위상 및/또는 전류 세팅들, 및/또는 특정 동작 상태들, 조건들, 스크립트(script)들, 프로세스들 또는 절차들에 대한 정보를 포함할 수 있다. 일 실시예에 있어서, 발전기는 메모리 모듈에 대한 판독들 및/또는 기입들을 개시한다.
- [0023] 일 실시예에 있어서, 각각의 진보된 바이폴라 전기수술용 기구는, 기구 인증, 구성, 만료, 및 로깅(logging)을 제공하는 메모리 모듈 및/또는 통합된 회로가 구비된다. 리셉터클(receptacle)들 또는 포트들 내로의 이러한 기구들의 연결은 기구 검증 및 식별 프로세스를 개시한다. 일 실시예에 있어서, 기구 인증은 시도-응답 기법 또는 발전기에 의해 또한 공유되는 저장된 비밀 키를 통해 제공된다. 다른 파라미터들은 무결성 체크들을 위한 해시 키들을 갖는다. 용법(usage)들이 발전기에 및/또는 기구 통합 회로 및/또는 메모리에 로깅된다. 일 실시예에 있어서, 오류들이 로깅되지 않은 용법들을 야기할 수 있다. 일 실시예에 있어서, 로그 기록은 2진수로 설정되며, 오프라인 기구들로 또는 발전기를 통해서 해석된다.
- [0024] 일 실시예에 있어서, 발전기는 기구의 만료를 모니터링하기 위하여 시간 측정 컴포넌트들을 사용한다. 이러한 컴포넌트들은 부트 시점에 구성되는 폴링 발진기(polling oscillator)들 또는 타이머들 또는 실시간 캘린더 클럭들을 사용한다. 타이머 인터럽트(interrupt)들은 발전기에 의해 처리되며, 이는 타임아웃 이벤트들에 대해 스크립트들에 의해 사용될 수 있다. 로깅이 또한 로깅된 이벤트들을 타임스탬핑(timestamp)하기 위하여 타이머들 또는 카운터들을 사용한다.

- [0025] 다양한 실시예들에 따르면, 발전기는, RF 에너지가 활성인 동안 연결된 전기수술용 기구를 통해 전달되는 RF 에너지의 전압 및 전류의 위상 차이를 관측하기 위한 성능을 제공한다. 조직이 융합되는 동안, 위상 관측결과들이 융합 또는 밀봉 또는 커팅 프로세스 동안의 상이한 상태들을 검출하기 위해 사용된다.
- [0026] 일 실시예에 있어서, 발전기는, 다운로드가 가능한 용법 세부사항들을 내부 로그 내에 로깅한다. 발전기는 코드 및 기계 성능의 저장을 위한 메모리를 갖는다. 발전기는, 특정 기구 성능에 대한 명령어들을 포함하는 재프로그래밍 가능 메모리를 갖는다. 예를 들어, 메모리는 시리얼 넘버 및 기구 사용 파라미터들을 보유한다. 발전기는 연결된 기구들의 유형에 대한 정보를 저장한다. 이러한 정보는 비제한적으로, 기구 식별자, 예를 들어, 타임 스탬프와 함께, 연결된 기구의 시리얼 넘버, 연결된 기구의 사용의 지속기간 또는 사용들의 수, 각각의 전력 세팅 및 기본 세팅에 대해 이루어진 변화들을 포함한다. 일 실시예에 있어서, 메모리는 약 2달 동안의, 약 10,000개의 기구 사용들 또는 150회에 이르는 로깅된 활성화들에 대한 데이터를 홀딩하며, 이는 필요한 경우 그 자체를 오버라이트(overwrite)하도록 구성된다.
- [0027] 다양한 실시예들에 따르면, 발전기는 전류, 전력 또는 임피던스를 모니터링하거나 또는 제어하지 않는다. 발전기는 전압을 조절하며, 전압을 조정할 수 있다. 전달되는 전기수술용 전력은 인가되는 전압, 전류 및 조직 임피던스의 함수이다. 전압의 조절을 통해 발전기는 전달되는 전기수술용 전력에 영향을 줄 수 있다. 그러나, 전압을 증가시키거나 또는 감소시킴으로써, 전달되는 전기수술용 전력이 반드시 증가되거나 또는 감소되지는 않는다. 전력 반응(power reaction)들은 조직과 상호작용하는 전력에 의해 또는 전력을 공급하는 발전기가 아닌 발전기에 의한 임의의 제어 없이 조직의 상태에 의해 초래된다.
- [0028] 발전기가 일단 전기수술용 전력을 전달하기 시작하면, 발전기는, 고장이 발생하거나 또는 특정 위상 파라미터에 도달될 때까지 계속해서, 예를 들어, 150ms마다 이를 행한다. 일 예에 있어서, 전기수술용 기구의 조들은 개방될 수 있으며, 그에 따라 전기수술용 전력의 인가 이전에, 그 동안에 그리고 그 이후에 임의의 시점에 압축이 완화된다. 일 실시예에 있어서, 발전기는 또한 전기수술용 에너지의 종료를 개시하기 위하여 특정 지속기간 또는 미리 결정된 시간 지연을 기다리거나 또는 일시 정지(pause)하지 않는다.
- [0029] 도 3 내지 도 14를 참조하고, 다양한 실시예들에 따르면, 바이폴라 융합 및 디섹터 전기수술용 기구(20)가 제공된다. 예시된 실시예에 있어서, 기구(20)는 세장형(elongate) 회전가능 샤프트(26)에 결합된 액추에이터(actuator)(24)를 포함한다. 세장형 샤프트(26)는 그 사이에 중심 길이 방향 축을 획정(define)하는 근위 단부 및 원위 단부를 갖는다. 샤프트(26)의 원위 단부에 조들(22)이 존재하며, 근위 단부에 액추에이터가 존재한다. 일 실시예에 있어서, 액추에이터는 피스톨-그립형(pistol-grip like) 핸들이다. 일 실시예에 있어서, 샤프트(26) 및 조들(22)은, 5mm 직경의 투관침 캐놀라(cannula) 또는 액세스 포트를 통해 들어맞도록 크기가 결정되고 형상이 갖추어진다.
- [0030] 액추에이터(24)는, 이동식(movable) 핸들(23) 및, 고정식(stationary) 하우징에 대하여 이동가능하고 이에 결합된 이동식 핸들(23)을 갖는 하우징(28)을 포함한다. 다양한 실시예들에 따르면, 이동식 핸들(23)은 고정식 하우징에 슬라이드 가능하게 그리고 피벗 가능하게(pivotally) 결합된다. 동작 시, 이동식 핸들(23)은, 조들을 작동시키기 위하여, 예를 들어, 조들을 선택적으로 개방하고 닫기 위하여, 사용자, 예를 들어, 외과의에 의해 조작된다. 다양한 실시예들에 따르면, 액추에이터(24)는, 단힌 구성에서 조들(22)이 미리 결정된 최소 힘과 미리 결정된 최대 힘 사이의 그립 힘을 전달하도록 구성된 힘 조절 메커니즘을 포함한다.
- [0031] 힘 조절 메커니즘의 부분으로서, 이동식 핸들(23)은 힘 조절 메커니즘을 형성하기 위하여 2개의 피벗 위치들에서 고정식 핸들에 결합된다. 이동식 핸들은 그 위에 형성된 그립 표면을 포함하는 제 1 단부 및 제 1 단부에 대향되는 제 2 단부를 갖는다. 이동식 핸들은 제 2 단부에 인접한 핀에 결합된다. 일부 실시예들에 있어서, 이동식 핸들은 그것으로부터 연장하는 돌출부와 일체로 형성되며, 이는 핀 표면을 획정하고, 반면 다른 실시예들에 있어서, 핀은 이동식 핸들 내의 개구 내에 압입(press-fit)될 수 있다. 핀은 고정식 하우징 내의 슬롯들, 예컨대 고정식 하우징의 우측 및/또는 좌측 핸들 내에 형성된 대응하는 슬롯 내에 포함될 수 있다. 일부 실시예들에 있어서, 슬롯들은, 작동 핸들이 개방 조들에 대응하는 제 1 위치로부터 단힌 조들에 대응하는 제 2 위치로 이동될 때 만곡된 또는 각진 경로와 같은 희망되는 작동 핸들 경로를 획정하도록 구성될 수 있다. 힘 조절 메커니즘은, 근위 방향으로 핀을 편향시키는 인장 스프링과 같은 편향 부재를 포함한다. 동작 시에, 이동식 핸들의 움직임에 의해 미리 결정된 힘이 가해짐에 따라, 스프링에 의해 가해지는 편향력이 극복되고, 이동식 핸들의 제 2 단부는 슬롯들 내의 핀에 의해 가이드되어 전반적으로 원위로 병진이동할 수 있다.
- [0032] 다양한 실시예들에 따르면, 이동식 핸들은 작동 핸들의 제 1 및 제 2 단부들 사이의 위치에서 고정식 하우징(28)에 슬라이드 가능하게 그리고 피벗 가능하게 결합된다. 풀링 블록(pull block)과 같은 작동 부재가 작동 핸

들에 결합된다. 이동식 핸들이 근위로 이동될 때, 폴링 블록이 또한 근위로 그리고 길이 방향으로 움직이며, 이는 조들(22)을 닫고 그럼으로써 조들 사이에 임의의 조직을 클램핑한다. 다양한 실시예들에 따르면, 폴링 블록은 개방 상단 및 하단 면들 및 폐쇄된 근위 단부를 갖는 직사각형이다. 이동식 핸들은 폴링 블록의 상단 및 하단 면들을 통해 연장한다. 이동식 핸들의 예지는, 고정식 하우징에 대한 이동식 핸들의 움직임이 폴링 블록을 길이 방향으로 움직이도록 폴링 블록의 근위 단부와 관련된다. 일 실시예에 있어서, 폴링 블록의 원위 단부는, 세장형 샤프트(26)를 따라 길이 방향으로 연장할 수 있는 폴링 튜브, 바, 또는 막대와 같은 작동 샤프트에 결합된다. 따라서, 동작 시에, 제 1 위치로부터 제 2 위치로의 이동식 핸들의 움직임은 폴링 블록을 고정식 하우징 내에서 길이 방향으로 병진이동시키며, 이는 그에 대응하게 폴링 튜브를 세장형 샤프트(26)에 대하여 길이 방향 축을 따라 전반적으로 선형적으로 병진이동시킨다. 이러한 폴링 튜브의 움직임은 조들(22)의 상대적인 움직임을 제어할 수 있다.

[0033] 다양한 실시예들에 따르면, 액추에이터(24)는 이동식 핸들(23)을 고정식 하우징(28)에 대하여 제 2 위치에 유지하기 위한 래치 메커니즘을 포함한다. 다양한 실시예들에 있어서, 이동식 핸들은, 이동식 핸들을 제 2 또는 닫힌 위치에 홀딩하기 위하여 고정식 핸들 내에 포함되는 매칭 래치(matching latch)와 맞물리는 래치 암(arm)을 포함한다. 다양한 실시예들에 있어서, 액추에이터는 또한, 단일 쉬스(sheath) 내에 포함된 절연된 개별적인 전기 와이어들 또는 리드(lead)들을 포함하는 와이어 하니스(harness)를 포함한다. 와이어 하니스는 고정식 하우징의 하부 표면에서 고정식 하우징을 빠져나올 수 있으며, 케이블형 연결의 부분을 형성할 수 있다. 하니스 내의 와이어들은 기구 및 전기수술용 발전기 및/또는 그들의 액세서리들 사이에서 전기적 연통을 제공할 수 있다.

[0034] 다양한 실시예들에 따르면, 액추에이터는 샤프트의 무한 회전을 허용하도록 구성된 회전 결합 클립들에 부착된 하나 이상의 리드들을 포함한다. 다양한 실시예들에 있어서, 스위치는 사용자 조작형 활성화 버튼(29)에 연결되며, 활성화 버튼이 눌러질 때 활성화된다. 일 측면에 있어서, 활성화되면, 스위치는 적어도 2개의 리드들을 함께 전기적으로 결합함으로써 회로를 완성한다. 이와 같이, 그런 다음 회전 결합 클립들에 부착된 리드들로 RF 에너지를 공급하기 위하여 전기수술용 발전기로부터 액추에이터로의 전기적 경로가 수립된다.

[0035] 일 실시예에 있어서, 액추에이터는, 세장형 샤프트(26)의 외측 커버 튜브 상에 배치되는 회전 노브(rotation knob)(27)를 포함하는 회전 샤프트 어셈블리를 포함한다. 회전 노브는, 외과의가 액추에이터(24)를 그립하고 있는 동안 디바이스의 샤프트를 회전시킬 수 있게끔 한다. 다양한 실시예들에 따르면, 세장형 샤프트(26)는 조들(22)을 액추에이터와 결합하는 작동 튜브를 포함한다. 다양한 실시예들에 있어서, 작동 튜브는 외측 커버 튜브 내에 하우징된다. 작동 튜브가 외측 커버 튜브 내에 내포될 수 있는 전반적으로 튜브형의 부재로서 예시되지만, 다른 실시예들에 있어서, 비-튜브형 작동 부재, 예를 들어, 샤프트, 강성 밴드, 또는 링크가 사용될 수 있으며, 특정 실시예들에 있어서, 이는 외측 커버 튜브 내에 위치될 수 있다.

[0036] 다양한 실시예들에 따르면, 2개의 메이팅 허브(mating hub)들 및 전도성 슬리브(sleeve)를 포함하는 회전 샤프트 어셈블리가 외측 커버 튜브의 원위 단부에 부착된다. 허브들은 함께 스냅(snap)하며, 이는 외측 커버 튜브와 맞물린다. 다른 실시예들에 있어서, 허브들은 모놀리식(monolithic) 구성일 수 있으며, 외측 커버 튜브 상의 메이팅 특징부들과 인터페이스하도록 구성될 수 있다. 전도성 슬리브는, 허브들이 외측 커버 튜브에 부착된 이후에 어셈블리된 허브들의 근위 부분에 부착될 수 있다. 전도성 슬리브가 어셈블리된 허브들의 후방에 부착될 때, 슬리브는 절연된 와이어의 노출된 단부를 트래핑(trap)한다. 예시된 실시예에 있어서, 절연된 와이어는 그것의 인트랩먼트(entrapment) 지점으로부터 전도성 슬리브 아래로 그리고 작동 튜브 내의 슬롯을 통해서 그런 다음 보호 슬리브 내부로 연장한다. 보호 슬리브 및 절연된 와이어는 조들을 향하여 작동 튜브 내에서 원위로 연장한다. 다른 실시예들에 있어서, 절연된 와이어는 보호 쉬스와 일체로 형성될 수 있으며, 어떠한 별개의 보호 슬리브도 작동 튜브 내에 존재하지 않는다.

[0037] 제 1 조(70) 및 제 2 조(80)를 포함하는 조들(22)이 세장형 샤프트의 원위 단부에 부착된다. 일 실시예에 있어서, 조 피봇 핀은 제 1 및 제 2 조들을 피봇가능하게 결합하며, 제 1 조가 제 2 조에 대하여 이동하고 피봇하는 것을 허용한다. 다양한 실시예들에 있어서, 하나의 조는, 대향되는 조가 개방 및 닫힌 위치 사이에서 고정된 조에 대하여 피봇할 수 있도록 세장형 샤프트에 대하여 고정된다. 다른 실시예들에 있어서, 조들 둘 모두는, 조들 둘 모두가 서로에 대하여 피봇할 수 있도록 세장형 샤프트에 피봇가능하게 결합될 수 있다.

[0038] 조 기하구조는, 요구되는 융합/밀봉 및 절개 효과를 생성하기 위하여 특정한 위치들에서 특정한 압력 프로파일 및 특정한 전류 밀도들을 제공한다. 선택적으로, 밀봉 및 분할(division)을 달성하기 위하여 요구되는 온도가 최소화되고, 반면 혈관 구조체 내의 단백질의 교차 결합이 최대화되며 그럼으로써 조직의 융합/밀봉 및 분할의 효율을 최대화한다.

- [0039] 다양한 실시예들에 따르면, 생물학적 반응의 온도를 모니터링하기 위하여, 위상각 및/또는 위상각의 변화의 레이트가 모니터링된다. 위상각이, 조직의 분할이 발생되었다는 표시 및 생물학적 반응의 온도의 지시자들을 제공한다. 다양한 실시예들에 따르면, 디바이스는 개방되거나 또는 닫힐 때 조들 사이의 및/또는 조들이 개방되거나 또는 닫힐 때 하부 조와 접촉하는 조직의 커팅 및 융합을 위해 전기수술을 위해 바이폴라 RF 에너지를 사용한다. 일 실시예에 있어서, 밀봉 및/또는 분할 사이클 동안의 조직의 온도가 모니터링된다.
- [0040] 다양한 실시예들에 따른 진보된 바이폴라 전기수술용 디바이스는 조직의 융합 및 분할 또는 커팅 둘 모두에 대하여 바이폴라 RF 에너지를 사용한다. 이와 같이, 디바이스는, 조직의 분할을 위해 요구되는 에너지를 인가하는 동안 분할의 영역에 인접한 조직의 세포 구조를 유지한다. 다른 RF 절개 디바이스들은 조직을 기화(vaporize)시키고 절개를 달성하기 위하여 국부적인 아크(arc) 또는 스파크 간극을 사용한다. 이는 직선 조직 절개에 대하여 수락가능 할 수 있으며, 이는 주변 영역이 또한 밀봉되거나 또는 융합되도록 의도되는 것이 아니기 때문이다. 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 융합 및 디섹터 디바이스들 및 시스템들과는 다르다.
- [0041] 다양한 실시예들에 따른 진보된 바이폴라 전기수술용 디바이스는 또한 조직의 기화 또는 조직 절개와 연관된 높은 열을 고려한다. 이와 같이, 다양한 실시예들에 있어서, 디바이스는 조직 분할을 달성하기 위해 요구되는 에너지를 최소화하기 위해 온도 제어를 사용한다. 요구되는 에너지를 최소화함으로써, 반응 동안의 온도가 더 낮으며, 세포 구조가 높은 에너지 출력에 기인하여 붕괴될 가능성이 적어진다.
- [0042] 밀봉이 분할의 영역에 인접하여 발생하는 것이 필요하기 때문에, 동시에 융합 및 절개 또는 분할을 할 때 수술하는 조직의 세포 구조를 유지하는 것이 요구된다. 개방 커팅 및 밀봉 모드의 부가는 또한, 이러한 개별적인 디바이스들의 이러한 또는 모든 이러한 기능이 단일의 진보된 바이폴라 복강경 디바이스 내에 제공됨에 따라, 수술 절차의 수행 시에 사용되는 디바이스들의 수 또는 디바이스들의 교환의 횟수를 감소시킨다.
- [0043] 다양한 실시예들에 있어서, 전기수술용 기구는 그 사이에 조직을 캡처할 수 있는 이동식 조들을 포함한다. 일 실시예에 있어서, 조들은 정적 하부 조 상으로 닫히는 하나의 상부 조를 포함한다. 다양한 실시예들에 따르면, 상부 조는 강성 상부 조 부재(41), 상부 전도성 패드(42), 강성 절연 패드(43), 와이어(44) 및 압축성 랜딩 패드(45)를 포함하고, 이들은 삽입 몰딩 프로세스를 사용하여 모두 함께 결합되며 그에 따라서 도 6에 도시된 바와 같이 단일 구조체 또는 어셈블리를 제공한다.
- [0044] 강성 상부 조 부재 및 상부 전도성 패드는 둘 모두가 활성 전극들이며, 이들은 반대되는 극성들을 갖는다. 압축성 랜딩 패드는, 하부 조의 길이와 랜딩 패드 사이에 접촉 및 압력이 발생하는 것을 보장하기 위한 특정한 탄성률(spring rate)을 갖는 표면을 제공한다. 상부 전도성 패드(42)는, 랜딩 패드(45) 및 절연 패드(43)에 의하여 강성 상부 조 부재(41)로부터 전기적으로 분리된다. 다양한 실시예들에 있어서, 상부 조는 스테인리스 강으로 만들어지며, 이는 랜딩 패드(45)보다 더 강성이다. 다양한 실시예들에 있어서, 랜딩 패드(45)는 실리콘으로 만들어지며, 이는 상부 조 부재(41) 또는 전도성 패드(42)보다 더 유연하다. 다양한 실시예들에 있어서, 절연 패드는 비-전도성 재료로 만들어지며, 이는 상부 조 부재(41) 또는 전도성 패드(42)와 같은 강성이거나 또는 이보다 더 강성이다. 다양한 실시예들에 있어서, 상부 조 부재(41) 및 전도성 패드는 동일한 재료로 만들어진다.
- [0045] 상부 조 부재(41) 및 전도성 패드는 조직과 접촉하도록 배열된 하부 외측 표면을 갖는다. 하부 표면들은 각이 지거나 또는 경사지고, 조직의 보호 및 포커싱된 전류 밀도들을 가능하게 하는 이러한 위치결정(positioning) 또는 배향을 가지고 서로의 이미지들을 미러링(mirror)한다. 압축성 랜딩 패드(45)는 조직 및/또는 하부 조와 접촉하도록 배열된 하부 표면을 갖는다. 예시된 실시예에 있어서, 랜딩 패드는 평평하고, 상부 조 부재 및 전도성 패드(42)의 경사진 하부 표면들에 대하여 비-평행하다. 랜딩 패드의 하부 표면의 위치결정 또는 배향은, 전류 밀도들을 포커싱하고, 조직을 보호하며, 조직의 전기적인 절개를 가능하게 하는 것을 돕는다. 다양한 실시예들에 있어서, 랜딩 패드의 탄성률은, 조직의 전기적 분할을 가능하게 하거나 또는 이를 초래하기 위한 최적의 압력 또는 힘을 제공하도록 미리 결정된다.
- [0046] 하부 조는, 강성 하부 조 부재(52), 하부 전도성 패드(53), 커팅 전극(55), 2개의 강성 절연체들(54, 56)뿐만 아니라, 하나는 전도성 패드에 대한 것이며 그리고 하나는 커팅 전극에 대한 것인 2개의 와이어들을 포함하고, 이들의 전부는 삽입 몰딩 프로세스를 사용하여 함께 결합되며 그에 따라서 본 발명의 다양한 실시예들에 따라서 도 7에 도시된 바와 같이 단일의 구조체 또는 어셈블리로서 제공된다. 강성 하부 조 부재(52), 하부 전도성 패드(53), 및 커팅 전극(55)은 모두 활성 전극들로서 역할한다. 하부 전도성 패드(53) 및 커팅 전극(55)은 동일한 극성을 가지며, 2개의 강성 절연체들(54 및 56)에 의해 반대되는 극성을 갖는 강성 하부 조 부재로부터 전기적으로 분리된다.

- [0047] 하부 조 부재(52) 및 전도성 패드(53)는 조직과 접촉하도록 배열된 상부 외측 표면을 갖는다. 상부 표면들은 각이 지거나 또는 경사지고, 조직의 보호 및 포커싱된 전류 밀도들을 가능하게 하는 이러한 위치결정 또는 배향을 가지고 서로의 이미지들을 미러링한다. 다양한 실시예들에 있어서, 하부 조는 스테인리스 강으로 만들어지며, 이는 전도성 패드(53)와 동일한 강성이거나 또는 이보다 더 강성이다. 다양한 실시예들에 있어서, 강성 절연체들(54, 56)은 비-전도성 재료로 만들어지며, 이는 하부 조 부재(52) 또는 전도성 패드(53)와 같은 강성이거나 또는 이보다 더 강성이다. 다양한 실시예들에 있어서, 하부 조 부재(52) 및 전도성 패드(53)는 동일한 재료로 만들어진다.
- [0048] 다양한 실시예들에 따른 전체 조 구성이 도 8에서 단면으로 도시되며, 이는 상부 조와 하부 조 사이의 기하구조들(예를 들어, 최적의 융합 및 절개를 위한 형상, 치수, 재료 및 이들의 임의의 조합)의 상호작용을 증명한다. 동작 시에, 전도성 패드들(42, 53)은 동일한 극성이다. 상부 및 하부 조 부재들(41, 51, 52)은 동일한 극성이지만, 전도성 패드들(42, 53)과는 반대되는 극성이다. 일 실시예에 있어서, 커팅 전극(55)은 오로지 개방 커팅 및 융합 동작 동안에만 활성이며, 하부 조 부재(52)의 반대되는 극성이다. 예시된 바와 같이, 랜딩 패드(45)가 개입(interfere)하고, 조들의 닫힘 시에 하부 조 부재(52) 및 전도성 패드(53) 상으로 압축된다. 하부 조와 상부 조 사이에 캡처된 조직(미도시)이 또한 랜딩 패드(45) 및 하부 조 부재(52) 및 전도성 패드(53) 사이에서 압축된다.
- [0049] 각각의 전극의 극성은, 그 사이를 통과하는 전기적 전류에 기인하여 적절한 RF 에너지 및 가열을 생성하도록 설정된다. 도 9에 도시된 바와 같이, 전류 흐름의 방향은, 화살표들(101)에 의해 예증되는 바와 같이, 하부 조 구성 상에서 측부(side)로부터 측부으로의 가열을 생성할 뿐만 아니라, 조 부재들과 전도성 패드들 사이에서 가열을 가능하게 한다. 하부 조 구성 상의 측부 대 측부 가열은, 화살표(102)에 의해 예증되는 바와 같이 조직의 분할을 위하여 제공된다. 조직을 조의 중앙 아래로 분할하기 위하여, 조직 내에 존재하는 콜라겐을 변성시키기 위하여 60°C 내지 100°C 사이의 온도에 도달하도록 조직이 가열된다. 일단 콜라겐이 변성되면, 이는 젤라틴 유사 상태에 진입한다.
- [0050] 조직이 젤리 같거나 또는 젤라틴 유사 상태임에 따라, 실리콘 랜딩 패드의 탄성률 및 개입은 도 10 및 화살표(103)에 의해 예증되는 바와 같이 조직의 기계적인 분리를 초래한다. 다양한 실시예들에 있어서, 탄성률은, 랜딩 패드가 인접한 조직에 영향들을 주지 않거나 또는 최소의 영향들을 가지고 그 사이의 조직에 순응하여 미리 결정된 거리 또는 양을 압축할 수 있도록, 패드 및 하부 조와의 개입에 의해 조직의 분리를 최적화하도록 미리 결정된다. 따라서, 전극들의 구성은 밀봉 영역(전도성 패드들과 조 부재들 사이의 영역) 및 커팅 영역(하부 조 상의 측부 대 측부 전류 영역)의 동시적인 가열을 가능하게 한다. 콜라겐의 변성은 또한 조직 밀봉 또는 융합을 생성하기 위해 사용되는 메커니즘이다. 밀봉은 커팅과 동일한 온도(60°C 내지 100°C)를 사용하지만, 전도성 패드들과 조 부재들 사이의 조 밀봉 공간이, RF 인가가 중단되면 밀봉이 재-교차 결합(re-cross-link)하기 위한 폼(form) 또는 모드를 생성한다. 급격하게 높은 온도들에 도달하는 것은, 세포간 수분의 급격한 가열에 기인하여 세포 구조가 과열하는 것을 초래할 수 있다는 것을 주의해야 한다. 따라서, 온도의 점진적인 증가 및 적절한 온도 범위 내에서의 더 긴 유지 시간이 콜라겐의 더 철저한 변성을 가능하게 한다.
- [0051] 다양한 실시예들에 있어서, 연관된 조직 영향, 예를 들어, 점진적인 증가 및/또는 더 긴 유지 시간을 야기하기 위한 조직의 적절한 온도를 달성하기 위하여, 조직의 위상각 및/또는 위상각의 변화의 레이트가 모니터링된다. 도 11 내지 도 13은 다양한 실시예들에 따른 예시적인 밀봉 및 분할 사이클들의 그래픽적인 표현을 제공한다. 또한, 예시된 바와 같이, 위상(111g)은, 전압(111a), 전력(111b), 임피던스(111c), 에너지(111d), 온도(111e) 및 전류(111f)와 같은 다른 조직 관독치들 또는 지시자들에 대하여 도시된다. 추가적으로, 도 11 내지 도 13에 도시되었지만, 다양한 실시예들에 있어서, 발전기는, 발전기의 부분들의 동작 및 전력 비용 및 소모 및/또는 이의 수를 감소시키기 위하여 지시자들 또는 관독치들 중 하나 이상, 예를 들어, 온도 또는 에너지를 측정하지 않거나 또는 계산하지 않도록 구성된다. 추가적인 정보 또는 관독치들은 일반적으로 맥락적인 목적들을 위하여 제공되거나 또는 도시된다.
- [0052] 도 11 내지 도 13에 도시된 바와 같이, 조들 사이의 조직의 온도(111e)는 RF 에너지의 개시로부터 최고 위상각의 지점까지 증가한다. 최고 위상각의 이러한 지점(또는 위상각의 변화의 레이트의 변곡의 지점)(155)에서 온도 플래토(plateau)들(150)은 순간적이며(~ 0.75 초), 그런 다음 전압이 감소하더라도 계속해서 더 높아진다(152).
- [0053] 온도 프로파일의 거동에 기인하여, 온도의 순간적인 플래토들은 조직 내에 존재하는 물 또는 수분의 상태의 변화에 기인할 수 있다. 물이 끓기 시작할 때, 온도는 액체상태의 물이 수증기로 바뀔 때까지 증가하지 않는다. 이와 같은 온도(111e)의 결정은 위상각(111g)에 기초할 수 있다. 최대 위상각 이전에 온도는 100°C까지의 안정

적인 가열과 연관된다. 온도의 플래토는, 100℃ 및 2-상태 물과 연관될 수 있는 위상각의 돌연한 감소와 연관된다. 액체상태의 물이 고 전도성이며 수증기는 그렇지 않기 때문에, 위상의 이러한 전환은 물의 상태의 다른 지시자일 수 있다. 온도가 100℃를 넘어 계속해서 증가하여(152) 위상각 변곡의 제 2 지점(160)을 경과하면, 대부분의 물이 수증기로 바뀌었다는 것이 주목될 수 있다.

[0054] RF 출력에서 보여질 수 있는 관심이 있는 다른 지점은, 예를 들어, 도 13에 도시된 바와 같은 RF 인가의 물 부분의 비등(boiling) 동안의 전력(111b) 및 전류(111f)의 돌연한 스파이크(spike)(170)이다. 스파이크는 밀봉 또는 용합 프로세스 동안의 조직의 분할에 기인할 수 있다. 전력 및 전류의 이러한 증가는, 조직이 더 이상 조들의 절연된 부분, 예를 들어, 랜딩 패드 아래에 존재하지 않는 것에 기인할 수 있다. 이러한 지점에서, 조는 더 닫히며, 에너지 전송은 오로지 밀봉 표면들을 통해서이다.

[0055] 콜라겐을 변성시키기 위해 요구되는 온도가 60℃에서 시작하기 때문에, 에너지 인가는 100℃ 이전의 시간을 최대화하도록 최적화된다. 이는 콜라겐의 완전하고 철저한 변성을 제공한다. 이와 같이, 모든 밀봉은, 밀봉이 분할 이전에 완료될 수 있도록 전력 및 전류의 스파이크(170) 이전에 완료되어야만 한다.

[0056] 다양한 실시예들에 따르면, 전기수술용 기구는 또한, RF 에너지를 사용하여 그리고, 일 실시예에 있어서 상부 및 하부 조들 사이에 캡처되지 않지만 하부 조와 접촉하는 조직 또는 상부 조의 협업 없이, 오로지 하부 조만을 사용하여 완전히 개방된 위치의 조들만을 가지고, 조직을 커팅하는 능력을 갖는다. 도 14는, 커팅 전극(55)으로부터 강성 하부 조 부재(52)로의 전류 흐름의 방향, 화살표(140)을 도시한다.

[0057] 조직 커팅을 달성하기 위하여, 높은 전압 전위가 커팅 전극(55)과 하부 조 부재(52) 사이에 생성된다. 이는, 커팅 전극 주변의 로컬 아크에 의해 생성되는 열에 기인하여 조직의 기화를 제공한다. 높은 온도를 경험함에 따라, 일 실시예에 있어서 커팅 전극을 분리하기 위하여 사용되는 절연 재료는 높은 온도들을 견디거나 또는 높은 온도들에서 잘 동작한다. 또한, 높은 전압 전위를 가지면, 일 실시예에 있어서 절연체는 높은 유전 강도를 갖는다. 충분한 아크 발생을 달성하기 위하여 전압 전위는 400 V-피크보다 더 크다. 그러나, 실제 전위는 커팅 전극과 하부 조 부재 사이의 간격에 직접적으로 관련된다.

[0058] 아크 억제제는 다른 관심사항이며, 이와 같이 조의 구성에서 사용되는 재료들의 열화를 방지하기 위한 아크발생 및/또는 전력 출력 제한에 기인하는 RF 파형 왜곡의 빠른 정류(rectification)가 제공된다. 아크가 100 마이크로 초 이상 동안 지속되도록 허용되는 경우, 디바이스 열화의 증가된 위험성이 존재한다. 또한, 국부화된 아크 발생과 연관된 극단적인 열에 기인하여, 다양한 실시예들에 따른 RF 에너지 인가는 높은 파고율(crest factor)을 갖는 미리 결정된 듀티 사이클(duty cycle) 또는 파형을 포함한다. 사인 파형과 연관된 파고율은 디바이스의 열화를 초래하지 않으면서 일정한 출력을 허용하지 않는 것으로 발견되었다. 듀티 사이클 또는 파고율의 조작성은 디바이스의 전체 활성화에 걸쳐 평균 출력 전력 강하를 가져온다.

[0059] 다양한 실시예들에 따르면, 전기수술용 기구는 또한, RF 에너지를 사용하여 그리고, 일 실시예에 있어서 상부 및 하부 조들 사이에 캡처되지 않지만 하부 조와 접촉하는 조직 또는 상부 조의 협업 없이, 오로지 하부 조만을 사용하여 완전히 개방된 위치의 조들만을 가지고, 조직을 용합시킨다. 도 14는, 커팅 전극(55)으로부터 강성 하부 조 부재(52)로의 전류 흐름의 방향을 예시적으로 예시한다.

[0060] 다양한 실시예들에 따르면, 조직 응고를 초래하기 위하여, 저 전압 전위가 커팅 전극(55)과 하부 조 부재(52) 사이에 유지된다. 전압 전위는 국부적인 아크발생을 방지하기 위하여 100 V-피크보다 더 낮게 설정되지만, 실제 전위는 커팅 전극과 하부 조 부재 사이의 간격에 직접적으로 관련된다. 조직 응고는, 2개의 전극들 사이의 RF 전류에 의해 생성되는 열에 의해 야기된다.

[0061] 일 실시예에 있어서, 절연된 와이어(44)가 제 1 조를 액추에이터 내의 배선 하니스에 전기적으로 결합하기 위하여 라우팅된다. 절연된 와이어는 제 2 조의 근위 단부에서 하우징되는 보호 슬리브의 원위 단부로부터 연장하며, 제 1 조 내로 연장한다. 제 1 조는 절연된 와이어를 수용하도록 위치된 슬롯을 가질 수 있다. 그런 다음, 절연된 와이어는 제 1 조 내의 구멍을 통해 연장하며, 비전도성 부분 내의 슬롯 내로 떨어진다. 그런 다음, 절연된 와이어는 비전도성 부분의 원위 단부까지 연장하며, 전도성 패드로 떨어진다.

[0062] 일부 실시예들에 있어서, 조들의 전도성 패드들의 또는 전도성 패드들 상의 전극 기하구조는, 밀봉 영역이 커팅 경로의 원위 부분을 완전히 둘러싸는 것을 보장한다. 다양한 실시예들에 따르면, 조 표면들의 치수들은, 힘 메커니즘이 생성할 수 있는 잠재적인 힘에 대하여, 그것이 조들 사이에서 조직에 인가되는 최적 압력에 관해 적절하게 비례화될 수 있게 하는 것이다. 그것의 표면적은 또한 조직과 접촉하는 표면적에 관해 전기적으로 상당하다. 조직의 두께 및 표면적의 이러한 비율은 조직의 전기적 관련 속성들에 대한 그것의 관계에 대하여 최적화된

다.

- [0063] 일 실시예에 있어서, 도 15에 예시된 바와 같이, 조직 융합 및/또는 커팅 프로세스와 같은 전기수술 프로세스는 툴 상의 스위치를 누름으로써 시작하며(151), 이는 초기 측정 시퀀스를 시작한다. 툴 상의 스위치의 연동(engagement)에 의하여, 발전기는 조직에 대하여 초기 측정들(개방, 단락, 등)을 수행하며(152), 초기 측정들에 기초하여 RF 에너지의 공급을 개시하거나 또는 개시하지 않는다(153). 다양한 실시예들에 따르면, 발전기는 툴 및/또는 조직 임피던스 및/또는 저항을 측정하며, 및/또는 위상각이 용인가능 범위 내에 있는지 여부를 측정한다. 일 실시예에 있어서, 발전기는, 생리학적 영향을 초래하지 않는 낮은 에너지 범위(예를 들어, 약 1-10 볼트의 전압)를 갖는 RF 에너지를 사용하여 발전기에 연결된 전기수술용 툴의 전극들 사이에서 조직의 수동 측정을 수행한다. 다양한 실시예들에 있어서, 발전기는 툴이 단락되었는지, 고장났는지, 개방되었는지 등을 결정하기 위하여 초기 임피던스 측정치를 사용한다. 초기 체크의 긍정적인 결과에 기초하여, 발전기는, 예를 들어, 발전기로부터 전기수술용 툴로의 그리고 궁극적으로는 조직으로의 RF 에너지의 공급을 스위칭-인(switch-in)한다(154). 발전기에 의해 RF 전력이 턴 온되고 연속적으로 공급되는 이후에, 발전기는 공급되는 RF 에너지의 전류와 전압 사이의 위상각 또는 위상각의 차이 및/또는 변화를 모니터링한다(155).
- [0064] 미리 정의되거나 또는 미리 결정된 지점, 상태 또는 문턱값에서 또는 이에 도달하면(156), RF 에너지의 공급이 종료된다(157). 이러한 경우에 있어서, 조직이 융합되었다는 것(또는 오류(예를 들어, 전극들의 단락)이 발생하였다는 것 및/또는 (예를 들어, 예측되지 않은 스위치 릴리즈에도 불구하고 허용가능한) 예측되지 않은 상태가 발생하였다는 것)을 나타내는 음향적 및/또는 시각적 신호가 제공된다. 다양한 실시예들에 따르면, 미리 정의된 지점, 상태 또는 문턱값 및/또는 초기 체크들은, 연결된 전기수술용 툴, 절차 또는 선호사항에 대하여 제공된 툴 알고리즘 또는 스크립트에 기초하여 결정된다. 다양한 실시예들에 따르면, 측정된 조직 유전율 및 전도율 또는 초기 위상 시프트(shift)의 결과는 연결된 툴에 대한 종료 지점을 결정하기 위해 사용된다.
- [0065] 이제 도 16을 참조하면, 일 실시예에 있어서, 전기수술용 발전기(10)는 AC 주전원 입력에 연결되며, 전원 공급장치(141)는 발전기의 다양한 회로부(circuitry)에 전력을 공급하기 위하여 AC 주전원 입력으로부터의 AC 전압을 DC 전압들로 변환한다. 전원 공급장치는 또한, RF 에너지를 생성하는 RF 증폭기(142)로 DC 전압을 공급한다. 일 실시예에 있어서, RF 증폭기(142)는 전원 공급장치로부터의 100V DC를 350kHz의 주파수를 갖는 사인 파형으로 변환하며, 이는 연결된 전기수술용 기구를 통해 전달된다. RF 센싱 회로부(143)는, RF 에너지가 연결된 전기수술용 기구(20)에 공급되는 발전기의 출력에서 전압, 전류, 전력 및 위상을 측정/계산한다. 측정된/계산된 정보는 제어기(144)에 공급된다.
- [0066] 일 실시예에 있어서, RF 센싱부는 RF 증폭기로부터 측정된 AC 전압 및 전류를 분석하며, 추가적인 프로세싱을 위하여 제어기로 전송되는 전압, 전류, 전력 및 위상을 포함하는 제어 신호들에 대한 DC 신호들을 생성한다. 일 실시예에 있어서, RF 센싱부(143)는 출력 전압 및 전류를 측정하고, 전압 및 전류의 제곱 평균 제곱근(root means square; RMS), RF 출력 에너지의 피상 전력, 및 연결된 전기수술용 기구를 통해 공급되는 RF 에너지의 전압과 전류 사이의 위상각을 계산한다. 특히, 출력 RF 에너지의 전압 및 전류는 전압 및 전류 둘 모두의 실수 및 허수 성분들을 생성하기 위하여 RF 센싱부의 아날로그 회로부에 의해 프로세싱된다. 이러한 신호들은, AC 신호들의 RMS 측정치들, 전압과 전류 사이의 위상 시프트, 및 전력을 포함하는, 전압 및 전류와 관련된 상이한 측정치들을 제공하기 위하여 필드-프로그램가능 게이트 어레이(field-programmable gate array; FPGA)에 의해 프로세싱된다. 따라서, 일 실시예에 있어서, 출력 전압 및 전류는 아날로그로 측정되고, 디지털로 변환되며, RMS 전압 및 전류, 피상 전력 및 전압과 전류 사이의 위상각을 계산하기 위하여 FPGA에 의해 프로세싱되고, 그런 다음 다시 제어기를 위하여 아날로그로 변환된다.
- [0067] 각각의 디바이스 포트에 대하여, RF 증폭기(142)로부터 발원하는 전압에 대한 신호들의 쌍 및 전류에 대한 신호들의 쌍이 존재한다. 일 실시예에 있어서, 발전기는, RF 증폭기 상의 상이한 위치들에서 각각의 디바이스에 대한 전압 및 전류를 측정하는 2개의 중복(redundant) RF 센싱 회로들(143a, 143b)을 갖는다. 제 1 RF 센싱 회로는, 디바이스 포트 1 또는 디바이스 포트 2 중 하나 상에서 연결된 전기수술용 기구를 통해 전달되는 전류를 센싱 저항기들에 의해 센싱하며, 디바이스 포트 1 또는 디바이스 포트 2 중 하나 상에서 복귀 대 출력에 걸쳐 측정되는 전압을 센싱한다. 제 2 RF 센싱 회로는, 디바이스 포트 1 또는 디바이스 포트 2 중 하나 상에서 연결된 전기수술용 기구로부터 복귀되는 전류를 센싱 저항기들에 의해 센싱하며, 디바이스 포트 1 또는 디바이스 포트 2 중 하나 상에서 출력 대 복귀에 걸쳐 측정되는 전압(146a, 146b)을 센싱한다. 전압 입력 신호들은, 신호들 상의 DC 바이어스를 제거하기 위하여 전압 분배기 및 반전 필터(inverting filter)에 의해 감소되고 AC 결합된 350kHz의 고 전압 사인 파형들이다. 반전 필터는, 전압 및 전류 입력들이 반대되는 극성들에서 측정될 때 이들이 180도 위상차를 가짐에 따라 사용된다. 각각의 전압 입력 신호에 대하여, 2개의 별개의 반전 및 비-반전 전

압 센싱 신호들이 생성된다. 일 실시예에 있어서, 반전 및 비-반전 센싱 신호들의 2개의 별개의 쌍들을 생성하기 위하여 전류 입력 신호들 사이에서 차동 전압 측정이 이루어진다. 전류 입력 신호들은, 그 내부에서 이러한 전압이 션트(shunt) 저항기를 통해 흐르는 전류에 비례하는 RF 증폭기 상의 션트 저항기에 걸친 전압을 나타낸다. 전류 입력 신호들은, 신호들 상의 DC 바이어스를 제거하기 위하여 비-반전 필터를 사용하여 증폭되는 350kHz의 저 전압 사인 파형들이다. RF 센싱부는, 각각의 전압 및 전류 신호를 미리 결정된 기준 신호들에 의해 곱한 것과 유사한 신호를 생성한다. 이와 같이, RF 센싱부는, 파형이 포지티브(positive)일 때 비-반전 전압 및 전류 센싱 신호들을 제공하며, 파형이 네거티브(negative)일 때 반전 전압 및 전류 센싱 신호들을 제공하고, 파형이 0일 때 접지 신호를 제공한다.

[0068] 다양한 실시예들에 따르면, RF 센싱부는 RF 증폭기를 통해 제어기에 의해 공급되는 4개의 기준 동기화 신호들을 수신한다. 동기화 신호들은, 동일한 듀티 사이클을 갖지만 상이한 위상 시프트들을 갖는 350kHz 펄스 신호들이며, 일 실시예에 있어서, 위상 시프트들은 서로로부터 90도 위상 시프트된다. 동기화 신호들 중 2개는 입력 파형들의 실수 성분을 생성하기 위한 동-위상 파형들을 생성하기 위해 사용되며, 다른 2개의 동기화 신호들은 입력 파형들의 허수 성분들을 생성하기 위한 직교 파형들을 생성하기 위해 사용된다. 이러한 신호들은 복수의 스위치들에 대한 제어 신호들을 생성하기 위하여 추가적으로 프로세싱된다. 스위치들의 출력들은 신호 출력을 생성하기 위하여 강하게 결합된다. 일 실시예에 있어서, 스위치들에 대한 제어 신호들은 어떤 입력 신호가 이를 통해 단일 출력으로 전달될지를 결정한다. 다양한 실시예들에 따르면, 제 1 조합은 비-반전 전압 및 전류 센싱 신호들이 통과하게끔 하며, 이는 이러한 센싱 신호들을 포지티브 펄스에 의해 곱한 것을 나타내거나 또는 이와 유사하다. 제 2 조합은 반전 전압 및 전류 센싱 신호들이 통과하게끔 하며, 이는 이러한 센싱 신호들을 네거티브 펄스에 의해 곱한 것을 나타내거나 또는 이와 유사하다. 제 3 조합은 0 전압 출력을 생성하는 접지 신호가 통과하게끔 하며, 이는 이러한 센싱 신호들을 0으로 곱하는 것을 나타내거나 또는 이와 유사하다. 각각의 출력은, 센싱된 신호들의 실수 또는 허수 성분에 대응하는 DC 전압을 생성하는 저역 통과 필터에 공급된다. 이러한 신호들은, 디지털 신호를 FPGA로 전송하는 ADC들에 공급된다.

[0069] 일 실시예에 있어서, 제어기(144)는 출력 RF 에너지에 영향을 미치게끔 RF 증폭기(142)를 제어한다. 예를 들어, 제어기는, RF 에너지가 출력되어야만 하는지 여부 및 RF의 에너지의 출력을 종료해야 할 때를 결정하기 위하여 RF 센싱부(143)에 의해 제공되는 정보를 사용한다. 일 실시예에 있어서, 제어기는, RF 에너지의 출력을 종료해야 할 때를 결정하기 위하여 연결된 전기수술용 디바이스(20)와 접촉하는 특정 조직에 기초하여 미리 결정된 위상 문턱값을 비교한다. 다양한 실시예들에 있어서, 제어기는 이하에서 더 상세하게 설명되는 융합 프로세스를 수행하며, 일부 실시예들에 있어서, 제어기는 융합 프로세스를 수행하기 위하여 전기수술용 기구로부터 송신되는 데이터로부터 명령어 및 세팅들 또는 스크립트 데이터를 수신한다.

[0070] 도 17에 도시된 바와 같이 다양한 실시예들에 따르면, 발전기는, 시스템 전원 또는 전원 공급장치(145), 제어기(144), 전면 패널 인터페이스(146), 진보된 바이폴라 디바이스 인터페이스(147), RF 증폭기(142) 및 RF 센싱부(143)를 포함하는 회로부의 6개의 주요 서브-시스템들 또는 모듈들을 갖는다. 다양한 실시예들에 따르면, 회로부 중 하나 이상이 다른 회로부와 결합되거나 또는 통합될 수 있다. 전원 공급장치(145)는, 전력 공급 출력들을 제어하기 위한 제어 신호들과 함께 모든 다른 회로부 또는 서브-시스템들에 DC 전압들을 제공하도록 구성된다. 전원 공급장치는 47 - 63 Hz의 90 - 264 VAC인 AC 전력 입력을 수신하며, 일 실시예에 있어서, 전원 공급장치는, 발전기로부터 AC 전력 입력을 연결하거나 또는 분리하도록 구성된 통합된 또는 별개의 스위치를 갖는다. 제어기는 전면 패널 인터페이스(Front Panel Interface; FPI) 및 진보된 바이폴라 디바이스 인터페이스(Advanced Bipolar Device Interface; ABDI)를 통해 전기수술용 발전기에 연결된 전기수술용 디바이스 1 및 전기수술용 디바이스 2에 대한 사용자 인터페이스(121) 및 기구 연결들을 지원한다.

[0071] RF 증폭기(142)는, 연결된 전기수술용 기구, 일 예에 있어서, 조직을 융합시키기 위한 전기수술용 기구를 통해 전달될 고 전력 RF 에너지를 생성한다. 다양한 실시예들에 따르면, RF 증폭기는 100VDC 전원을, ABDI(147)를 통해 그리고 궁극적으로는 연결된 전기수술용 디바이스 통해 전달되는 350kHz의 주파수를 갖는 고 전력 사인 파형으로 변환하도록 구성된다. RF 센싱부(143)는 RF 증폭기(42)로부터 측정된 AC 전압 및 전류를 해석하며, 제어기(144)에 의해 해석되는 전압, 전류, 전력, 및 위상을 포함하는 DC 제어 신호들을 생성한다.

[0072] 발전기는, 전기수술용 융합 기구와 같은 진보된 바이폴라 디바이스들에 연결하기 위해서만 사용되는, 예시된 실시예에서 디바이스 포트 1 및 디바이스 포트 2인 복수의 특수 연결 리셉터클들을 갖는다. 특수 리셉터클들 각각은 어레이 스프링-장전형(spring-loaded) 프로브들 또는 포고(pogo) 핀들을 포함한다. 다양한 실시예들에 있어서, 발전기는 리셉터클에서의 임의의 활성 출력 단자들에 에너지를 공급하기 이전에 진보된 바이폴라 디바이스

의 존재를 검출하기 위한 회로를 포함한다.

- [0073] 전면 패널 인터페이스(FPI)(146)는, 디스플레이, 제어기들로부터의 디바이스 신호들, 및 전면 패널 버튼들에 대한 LED 백라이트들을 드라이브(drive)하도록 구성된다. FPI는 또한, 조절기들을 통한 전력 분리를 제공하고 전면 패널 스위치들/버튼들에 대한 기능성을 제공하도록 구성된다. 일 실시예에 있어서, ABDI(147)는 FPI를 통해 디바이스들에 대한 연결을 제공하는 관통(pass-through) 연결로서 사용된다. FPI는 또한, ABDI를 통해 연결된 전기수술용 디바이스와 제어기(144) 사이에 연결을 제공한다. 일 실시예에 있어서, 디바이스 인터페이스는 FPI의 나머지에서 전기적으로 분리된다. 다양한 실시예들에 있어서, 인터페이스는, 진보된 바이폴라 디바이스 상의 강자성 랜덤 액세스 메모리(ferromagnetic random access memory; FRAM)를 판독하고 이에 기입하며, 트리거(trigger) 스위치를 판독하고 및/또는 디바이스가 연결되었다는 것을 나타내는 신호를 판독하는 라인들을 포함한다. 일 실시예에 있어서, 진보된 바이폴라 디바이스의 FRAM을 판독하고 기입하기 위하여 제어기의 직렬 주변기기 인터페이스(serial peripheral interface; SPI)를 사용하는 디바이스 메모리 회로가 제공된다. 일 실시예에 있어서, FRAM은 마이크로제어기로 대체되고, 인터페이스는 인터럽트 라인을 포함하며, 따라서 모든 정보는 전기수술용 디바이스와 발전기 사이의 디지털 인터페이스를 통해 전달된다. FPI는 ABDI를 통해 진보된 바이폴라 디바이스로의 그리고 이로부터의 SPI 신호들에 대한 분리를 제공한다. 일 실시예에 있어서, SPI 인터페이스는 칩 선택부들로서 사용되는 포트 핀들을 가지고 2개의 진보된 바이폴라 디바이스들 사이에서 공유된다.
- [0074] 다양한 실시예들에 따르면, 발전기는, 제어기가 복잡 프로그램가능 로직 디바이스(complex programmable logic device; CPLD)들 및 RF 센싱부 FPGA들과 양-방향 통신을 갖는 것을 가능하게 하는 SPI 통신 버스를 포함한다. 다양한 실시예들에 있어서, FPI는, 진보된 바이폴라 디바이스들 상의 FRAM과 통신하기 위하여 ABDI 커넥터를 통해 연결된 디바이스들과 제어기 사이에 SPI 인터페이스를 제공한다. FPI는 또한 제어기와 ABDI 사이로부터의 저전압 신호들에 대한 전기적 분리를 제공한다. ABDI 상의 디바이스 인터페이스는 연결된 디바이스로 SPI 통신과 함께 RF 에너지를 송신하도록 구성된다. 일 실시예에 있어서, ABDI는 디바이스가 연결되었다는 것을 나타내는 디바이스로부터의 신호를 연결한다.
- [0075] FPI-ABDI 인터페이스는 발전기에 연결된 디바이스들에 전력을 제공하고, 제어기와 디바이스들 사이에 SPI 통신을 제공하며, 디바이스들로부터 제어기로 디바이스 스위칭 신호들을 제공하고, 디바이스들로부터 제어기로 디바이스 연결 신호들을 제공한다. ABDI는 별개의 포고 핀 어레이를 통해 각각의 연결된 진보된 바이폴라 디바이스로 RF 에너지를 제공한다. FPI는, FPI 및 RF 증폭기로부터 포고 핀 어레이를 통해 ABDI 커넥터를 통해서 연결된 디바이스로 신호, 저 전압 전력 및 고 전압 RF 전력을 제공한다.
- [0076] 다양한 실시예들에 따르면, 동작 엔진은, 발전기가 비제한적으로 상이한 다수의 전기수술용 툴들, 수술 절차들 및 선호사항들을 포함하는 상이한 동작 시나리오들을 수용하기 위하여 구성가능해지게끔 인에이블한다. 동작 엔진은 수신된 데이터에 기초하여 발전기의 동작을 특별하게 구성하기 위하여 외부 소스로부터 데이터를 수신하고 이를 해석한다.
- [0077] 동작 엔진은, 디바이스 플러그 상의 메모리 디바이스로부터 판독되는 데이터베이스 스크립트 파일로부터 구성 데이터를 수신한다. 스크립트는 발전기에 의해 사용되는 상태 로직을 정의한다. 발전기에 의해 이루어진 측정들 및 결정된 상태에 기초하여, 스크립트는 차단 기준뿐만 아니라 출력 레벨들을 정의하거나 또는 설정할 수 있다. 일 실시예에 있어서, 스트립트는, 예를 들어 측정된 위상이 70도보다 더 클 때의 단락 상태의 표시 또는 예를 들어 측정된 위상이 -50도보다 더 작을 때의 개방 상태의 표시를 포함하는 트리거 이벤트들을 포함한다.
- [0078] 일 실시예에 있어서, 동작 엔진은 시스템 상태들 및 사용자 상태들을 제공한다. 시스템 상태들은, RF 에너지의 성공적인 인가 또는 오류를 나타내는 것과 같은, 발전기의 특정한 미리 정의되거나 또는 미리 결정된 동작들을 제어하거나 또는 관리하는 미리 정의되거나 또는 미리 결정된 상태들이다. 일 실시예에 있어서, 시스템 상태들은, 시스템이 존재할 수 있는(예를 들어, 아이들(idle) 대 활성화된 상태) 구성의 미리-정의된 세트이며, 그것의 기능들은 전기수술용 발전기 내로 하드-코딩(hard-code)된다. 예를 들어, RF 완료(done) 상태는, RF 에너지 사이클이 오류들 없이 완료되었다는 것을 나타내는 시스템 상태이다. 사용자 상태들은, 이를 통해 맞춤화되거나 또는 특수화된 동작들 및 값들이 특정 툴, 절차 및/또는 선호사항에 대하여 외부 소스로부터의 지시에 의해 수립될 수 있는 프레임워크(framework)를 제공한다.
- [0079] 일 실시예에 있어서, 스크립트 세트들은 시스템 상태들 및 그들의 종료 조건(exit condition)들, 예를 들어, 만료 시간들 또는 다른 상태 및 사용자 상태들이 시작하는 장소에 대한 지시들 또는 포인터(pointer)들을 기술한다. 각각의 사용자 상태에 대하여, 특정 상태에 대한 동작 파라미터들은 전력, 전압, 및 전류 세팅들과 같이 정의될 수 있거나, 또는 이전의 상태로부터 전달될 수 있다. 일 실시예에 있어서, 사용자 상태들은 디바이스, 연

산자(operator) 또는 절차 특정 상태들을 제공할 수 있으며, 일 실시예에 있어서, 사용자 상태들은 특정 상태들을 테스트하거나 또는 진단하기 위하여 제공될 수 있다.

- [0080] 도 18을 참조하면, 발전기(10)는 디바이스가 연결될 때 전기수술용 디바이스 또는 기구(20)로부터 스크립트 정보를 수신한다. 발전기는 이러한 정보를 복수의 상태들 및 상태들의 실행의 순서를 정의하기 위하여 사용한다.
- [0081] 디바이스 스크립트 저자에 의해 작성되고 기구 또는 발전기(10) 상에 상주하지 않는 스크립트 소스 파일 또는 스트립트 정보(180)는 텍스트이거나 또는 사용자가 판독할 수 있다. 스크립트 정보는 디바이스 스크립트 데이터 베이스 또는 2진 파일(SDB)(101)을 생성하기 위하여 스크립트 컴파일러(185)를 사용하여 컴파일링된다. 스크립트 2진 파일은 디바이스 키 프로그래머(187)에 의해, 디바이스 키(182)를 통해 전기수술용 기구(20)에 연결될 수 있거나 또는 그 안에 통합된 메모리 모듈로 전송된다. 전기수술용 기구가 전기수술용 발전기에 연결됨에 따라, 발전기는 스크립트 2진 파일 및/또는 기구를 인증한다(188). 발전기는 스크립트 2진 파일의 유효성을 검사하고(189), 유효성이 검증되는 경우, 동작 엔진은 연결된 기구에 의한 작동에 의해 개시되는 스크립트를 사용한다(190). 일 실시예에 있어서, 스크립트 소스 파일은 특정 전기수술용 기구, 발전기 및/또는 수술 절차에 특유한 디바이스 스크립트를 포함하는 텍스트 파일이다. 일 실시예에 있어서, 디바이스에 대한 스크립트 소스 파일은, 전기수술용 발전기 및/또는 전기수술용 기구에 대한 파라미터들 및 스크립트(상태들, 기능들, 이벤트들)를 포함하는 정보이다. 성공적으로 유효성이 검증된 이후에, 스크립트 컴파일러는 데이터를 전기수술용 발전기에 의한 사용을 위한 상태 머신을 정의하는 2진 포맷으로 어셈블리한다. 일 실시예에 있어서, 도 18에 도시된 스크립트 컴파일러는 전기수술용 발전기와 별개이며, 이는 스크립트 소스 파일로부터 텍스트를 판독하는 것 및 그것의 내용의 유효성을 검사하는 것을 담당한다.
- [0082] 메모리 모듈이 발전기 내에 삽입될 때, 발전기는 강자성 랜덤 액세스 메모리(ferromagnetic random access memory; FRAM) 또는 모듈 내에 배치된 마이크로제어기에 저장된 2진 파일을 다운로드한다. 2진수는 다양한 실시예들에 따라 처치(treatment) 알고리즘 또는 프로세스들을 구현하기 위한 로직을 포함한다. 발전기는, 연결된 기구를 인증하고 처치 알고리즘을 수행하기 위하여 2진수를 실행하기 위하여 2진수를 프로세싱하는 것을 담당하는 펌웨어/소프트웨어, 하드웨어 또는 이들의 조합들을 포함한다. 이러한 방식으로, 발전기는 오직 인증되고 호환되는 핸드 툴들과 함께 동작하도록 구성된다.
- [0083] 일 실시예에 있어서, 기구 스크립트들 또는 스크립트 데이터베이스는 특정한 또는 주어진 기구에 대한 기구 프로세스를 표현한다. 기구 스크립트들은 기구, 제어기 또는 이들의 조합에 연결되거나 또는 이에 통합된 메모리 상에 저장된다. 이벤트 핸들러(event handler)는, 스위치 활성화/비-활성화, 기구 위치들 또는 측정 문턱값들을 초과하는 것과 같은 특정 이벤트들에 응답한다. 주어진 이벤트에 대해 적절한 경우, 동작 엔진은 검출된 이벤트에 기초하여 연결된 기구로 출력을 제공한다. 일 실시예에 있어서, 스위치가 어서트되거나 또는 디-어서트되는 것과 같이, 이벤트는 이산적인 변화이다.
- [0084] 스트립트 상태는, 스크립트 기능들 또는 동작 상태들 및 스크립트 이벤트들 또는 지시자들의 세트 또는 블록이다. 스크립트 기능들은 발전기 및/또는 기구들을 제어하기 위하여 구성될 수 있는 명령어들이다. 스크립트 연산자들은 스크립트 이벤트 평가 동안 수행되는 논리 및 비교 연산들이다. 스크립트 파라미터들은 스크립트의 모든 상태들 및 이벤트들에 의해 사용되는 구성 데이터이며, 일 실시예에 있어서 이들은 스크립트 파일의 그들의 자체적인 전용 섹션에서 선언된다. 스크립트 이벤트들은 전기수술용 발전기 측정에서의 이산적인 변화이다. 스크립트 이벤트가 발생할 때, 예를 들어, 스크립트 기능들의 시퀀스가 실행된다.
- [0085] 다양한 실시예들에 따르면, 전압과 전류 사이의 위상각 및/또는 변화 또는 위상각 레이트는, 조직이 미리 결정된 온도 범위 내에 있는 시간의 양을 최대화하기 위하여 사용된다. 일 실시예에 있어서, 미리 결정된 온도 범위는 섭씨 60 도 내지 섭씨 100 도 사이이다. 일 실시예에 있어서, 저 전압은, 밀봉 또는 용합 시간을 가속하면서 온도 영향들을 최소화하기 위하여 사용된다.
- [0086] 다양한 실시예들에 따르면, 조직은 바이폴라 전기수술용 디바이스의 조들 사이에 그래스핑된다. 전기수술용 발전기에 착탈가능하게 연결된 바이폴라 전기수술용 디바이스는, 명령 시에 조직에 공급되는 RF 에너지를 공급받는다. 공급되는 RF 에너지는, 미리 결정된 레이트로 조직을 가열하는 미리 결정된 전압 범위를 갖는다. 일 실시예에 있어서, 미리 결정된 전압 범위는 20Vrms 내지 50Vrms 사이이다. RF 에너지의 인가 동안, 출력 전압과 전류 사이의 위상각이 위상 증가들 또는 감소들을 식별하기 위하여 모니터링된다. 초기에, 위상각은 증가로부터 감소로의 위상각 또는 레이트의 변화를 결정하기 위하여 모니터링된다. 일단 이러한 변곡의 지점이 발생하였으면, 디바이스의 조들 내의 물이 섭씨 100 도에 도달하였으며 및 요구되는 조직 영향을 초래하기 위한 온도가 초과되었다는 것이 결정된다는 것이 고려된다. 그런 다음, RF 에너지의 공급을 종료하기 위한 차단 지점이 결정된

다.

- [0087] 다양한 실시예들에 따라 조직을 융합시키기 위한 전기수술용 발전기 및 연관된 전기수술용 툴에 대한 예시적인 RF 에너지 제어 프로세스가 도 19 내지 도 21에 도시된다. 다양한 실시예들에 있어서, 도 19에 예시된 바와 같이, RF 에너지는 발전기에 의해 연결된 전기수술용 툴을 통해 공급된다(251). 발전기는 적어도 공급되는 RF 에너지의 위상 및/또는 위상의 변화/레이트를 모니터링한다(252). 위상/위상 변화가 0보다 더 크거나 또는 포지티브로 향하는 경향이 있는 경우(253), 전압이 증가된다(254). 발전기는 적어도 공급되는 RF 에너지의 위상 및/또는 위상의 변화/레이트를 계속해서 모니터링한다(255). 위상/위상 변화가 계속해서 증가하는 경우(256), 발전기는 계속해서 위상 및/또는 위상의 변화를 모니터링한다. 위상/위상 변화가 감소하는 경우(257), 프로세스가 완료되거나 또는 종료 절차들이 개시되거나 및/또는 발전기에 의해 공급되는 RF 에너지가 중단된다(258).
- [0088] 일 실시예에 있어서, 프로세스의 시작 이전에, 연결된 전기수술용 툴에 전달되는 저 전압 측정 신호를 통해 단락 또는 개방 상태를 결정하기 위하여 임피던스가 측정된다. 일 실시예에 있어서, 그래프링된 조직이 전기수술용 툴의 동작 범위(예를 들어, 2-200Ω) 내에 속하는지 여부를 결정하기 위하여 수동 임피던스가 측정된다. 초기 임피던스 체크가 통과되는 경우, RF 에너지가 전기수술용 툴에 공급된다. 그 이후, 임피던스/저항은 측정되지 않거나 또는 무시된다.
- [0089] 처음에, 초기 파라미터들은 조들 사이에 그래프링된 조직의 밀봉을 준비하도록 설정된다. 일 실시예에 있어서, 전압 및 전류 세팅들은 특정한 세팅으로 설정된다. 일 실시예에 있어서, RF 에너지의 전압은 전역 세팅의 30%로부터 시작하는 램핑 방식(ramping fashion)으로, 또는, 사용자 선택 레벨(예를 들어, 레벨 1에 대하여 27.5-88V, 레벨 2에 대하여 25.0-80V 및 레벨 3에 대하여 22.5V-72V)로 인가된다. 전압 DAC는 전압 세팅의 30%로 설정되며, 이는 레벨 2(중간) 상에서 25.5 Vrms이다. 위상은, 위상각이 0도 이상인지를 결정하기 위하여 그리고 미리 결정된 느린 레이트로 전기수술용 디바이스의 조들 사이의 조직 및 물을 가열하기 위하여 모니터링된다.
- [0090] 이제 도 20 내지 도 21을 참조하면, 다양한 실시예들에 있어서, RF 에너지는 발전기에 의해 연결된 전기수술용 툴을 통해 공급된다(251). 발전기는 적어도 공급되는 RF 에너지의 위상 및/또는 위상의 변화/레이트를 모니터링한다(252). 위상/위상 변화가 0보다 더 크거나 또는 포지티브로 향하는 경향이 있는 경우(253), 전압이 증가된다(254). 다양한 실시예들에 있어서, 전압은, 예를 들어, 5 초에 걸쳐 50%인, 미리 결정된 레이트로 증가되며, 이는 위상이 0 도보다 더 크게 증가된 이후에 레벨 2(중간) 상에서 42.5 Vrms이다. 미리 결정된 조건이 충족될 때까지 램핑이 계속된다. 일 실시예에 있어서, 모니터링되는 위상각이 5 도 위로 증가함에 따라 램핑이 계속된다. 이는, 위상이 조직의 가열에 기초하여 예상된 바와 같이 증가한다는 것을 보장한다.
- [0091] 다음의 후속 상태(265)에서, 모니터링되는 위상각이, 미리 결정된 위상 값, 예를 들어, 5 도 위로 증가하는 경우, 위상은 증가하는 상태 또는 조건에 대하여 계속해서 모니터링된다. 이러한 증가하는 상태는, 조들 사이의 조직 및 물의 온도가 증가하고 있지만 섭씨 100 도보다 작다는 표시임이 고려된다. 그러나, 감소하는 상태 또는 조건을 나타내는 모니터링되는 위상은 상이한 표시를 제공한다. 이러한 표시는, 조들 사이의 조직 및 물의 온도가 적어도 섭씨 100 도에 도달하였거나 및/또는 희망되는 조직 영향, 예를 들어, 조직의 밀봉 및/또는 커팅이 완료되었다는 것임이 고려된다.
- [0092] 하나 이상의 후속 상태들에 있어서, 증가하거나 또는 감소하는 상태에 대하여 모니터링되는 위상각이 체크된다. 다양한 실시예들에 따르면, 다양한 증분적 또는 주기적 체크들은, 증가하는 위상각 또는 변화 상태의 레이트들 또는 감소하는 위상각 또는 변화 상태들의 레이트들을 결정하기 위하여, 다양한 미리 결정된 문턱값들 또는 표시들에 대한 다양한 증분적 또는 주기적 업데이트들과 함께 수행된다.
- [0093] 후속 상태들 중 하나 이상이, 위상각, 위상각의 레이트 또는 경향이 증가하는 것이 아니라 감소한다고 결정할 때, 표시는, 희망되는 조직 영향, 예를 들어, 조직의 밀봉 및/또는 커팅이 완료되었다는 것이다. 이와 같이, 이러한 표시에 있어서 조들 사이의 조직 및 물의 온도가 적어도 섭씨 100 도에 도달하였다는 것으로 고려된다.
- [0094] 이러한 상태에서 또는 후속 상태에 있어서, 전압 램핑 또는 출력 RF 에너지의 증가가 램핑 다운(ramp down)되거나 또는 감소된다. 이와 같이, 물의 급격한 비등이 감소되거나 또는 방지되며, 온도는 미리 결정된 조건에 도달될 때까지 안정적으로 또는 일정하게 유지된다. 일 실시예에 있어서, 미리 결정된 조건은 적어도 5 도로 떨어지는 위상각이다.
- [0095] 다양한 실시예들에 따르면, 다음의 후속 상태(266)에서, 모니터링되는 위상각이, 미리 결정된 위상 값, 예를 들어, 10 도 위로 증가하는 경우, 위상은 증가하는 상태 또는 조건에 대하여 계속해서 모니터링된다. 그러나, 모니터링되는 위상각이 그 대신에 감소하는 상태를 나타내는 경우, 예를 들어, 미리 결정된 위상 값, 예를 들어,

5 도 아래로 감소하는 경우(268) 또는 미리 결정된 시간 제한에 도달된 경우, 전압 증가가 중단된다(280). 그 후에, 모니터링되는 위상각이 계속해서 감소하는 상태를 나타내는 경우, 예를 들어, 미리 결정된 위상 값, 예를 들어, 5 도 아래로 감소하는 경우(268) 또는 미리 결정된 시간 제한에 도달된 경우, RF 에너지가 중단되며 프로세스가 종료한다(281).

[0096] 예를 들어, 다음의 후속 상태(267)에서, 모니터링되는 위상각이 증가하는 상태를 나타내는 경우, 모니터링 되는 위상각이 미리 결정된 위상 값, 예를 들어, 12.5 도 위로 증가하는 경우, 위상은 계속되는 증가하는 상태 또는 조건에 대하여 계속해서 모니터링된다. 모니터링되는 위상각이 그 대신에 이제 감소하는 상태를 나타내는 경우, 예를 들어, 미리 결정된 위상 값, 예를 들어, 7.5 도 아래로 감소하는 경우(269) 또는 미리 결정된 시간 제한에 도달된 경우, 전압 증가가 중단된다(280). 그 후에, 모니터링되는 위상각이 계속해서 감소하는 상태를 나타내는 경우, 예를 들어, 미리 결정된 위상 값, 예를 들어, 5 도 아래로 감소하는 경우(268) 또는 미리 결정된 시간 제한에 도달된 경우, RF 에너지가 중단되며 프로세스가 종료한다(281).

[0097] 다음의 후속 상태(270)에서, 모니터링되는 위상각이 증가하는 상태를 나타내는 경우, 예를 들어, 미리 결정된 위상 값, 예를 들어, 15 도 위로 증가하는 경우, 전압 증가가 중단되며(271), 위상은 증가하는 상태 또는 조건에 대하여 계속해서 모니터링된다. 그러나, 모니터링되는 위상각이 그 대신에 감소하는 상태를 나타내는 경우, 예를 들어, 미리 결정된 위상 값, 예를 들어, 10 도 아래로 감소하는 경우(277) 또는 미리 결정된 시간 제한에 도달된 경우, 전압 증가가 중단된다(280). 그 후에, 모니터링되는 위상각이 계속해서 감소하는 상태를 나타내는 경우, 예를 들어, 미리 결정된 위상 값, 예를 들어, 5 도 아래로 감소하는 경우(282) 또는 미리 결정된 시간 제한에 도달된 경우, RF 에너지가 중단되며 프로세스가 종료한다(281). 다음의 후속 상태(272)에서, 모니터링되는 위상각이 증가하는 상태를 나타내는 경우, 예를 들어, 미리 결정된 위상 값, 예를 들어, 20 도 위로 증가하는 경우, 위상은 증가하는 상태 또는 조건에 대하여 계속해서 모니터링된다. 모니터링되는 위상각이 그 대신에 감소하는 상태를 나타내는 경우, 예를 들어, 미리 결정된 위상 값, 예를 들어, 10 도 아래로 감소하는 경우(277) 또는 미리 결정된 시간 제한에 도달된 경우, 위상은 감소하는 상태 또는 조건에 대하여 계속해서 모니터링된다. 그 후에, 모니터링되는 위상각이 미리 결정된 위상 값, 예를 들어, 5 도 아래로 감소하는 경우(282) 또는 미리 결정된 시간 제한에 도달된 경우, RF 에너지가 중단되며 프로세스가 종료한다(281).

[0098] 다음의 후속 상태(273)에서, 모니터링되는 위상각이 계속해서 증가하는 상태를 나타내는 경우, 예를 들어, 미리 결정된 위상 값, 예를 들어, 25 도 위로 증가하는 경우, 위상은 증가하는 상태 또는 조건에 대하여 계속해서 모니터링된다. 모니터링되는 위상각이 그 대신에 미리 결정된 위상 값, 예를 들어, 15 도 아래로 감소하는 경우(278) 또는 미리 결정된 시간 제한에 도달된 경우, 위상은 감소하는 상태 또는 조건에 대하여 계속해서 모니터링된다. 그 후에, 모니터링되는 위상각이 미리 결정된 위상 값, 예를 들어, 5 도 아래로 감소하는 경우(282) 또는 미리 결정된 시간 제한에 도달된 경우, RF 에너지가 중단되며 프로세스가 종료한다(281). 다음의 후속 상태(274)에서, 모니터링되는 위상각이, 미리 결정된 위상 값, 예를 들어, 30 도 위로 증가하는 경우, 위상은 증가하는 상태 또는 조건에 대하여 계속해서 모니터링된다. 모니터링되는 위상각이 미리 결정된 위상 값, 예를 들어, 15 도 아래로 감소하는 경우(278) 또는 미리 결정된 시간 제한에 도달된 경우, 위상은 감소하는 상태 또는 조건에 대하여 계속해서 모니터링된다. 그 후에, 모니터링되는 위상각이 미리 결정된 위상 값, 예를 들어, 5 도 아래로 감소하는 경우(285) 또는 미리 결정된 시간 제한에 도달된 경우, RF 에너지가 중단되며 프로세스가 종료한다(281).

[0099] 다음의 후속 상태(275)에서, 모니터링되는 위상각이, 미리 결정된 위상 값, 예를 들어, 35 도 위로 증가하는 경우, 위상은 증가하는 상태 또는 조건에 대하여 계속해서 모니터링된다. 그러나, 모니터링되는 위상각이 그 대신에 미리 결정된 위상 값, 예를 들어, 15 도 아래로 감소하는 경우(278) 또는 미리 결정된 시간 제한에 도달된 경우, 위상은 감소하는 상태 또는 조건에 대하여 계속해서 모니터링된다. 그 후에, 모니터링되는 위상각이 5 도 아래로 감소하는 경우(282) 또는 미리 결정된 시간 제한에 도달된 경우, RF 에너지가 중단되며 프로세스가 종료한다(281). 다음의 후속 상태(276)에서, 모니터링되는 위상각이 미리 결정된 위상 값, 예를 들어, 40 도 위로 증가하는 경우, 위상은 감소하는 조건에 대하여 모니터링되며, 모니터링되는 위상각이 미리 결정된 위상 값, 예를 들어, 15 도 아래로 감소하는 경우(278) 또는 미리 결정된 시간 제한에 도달된 경우, 위상은 감소하는 상태 또는 조건에 대하여 계속해서 모니터링된다. 그 후에, 모니터링되는 위상각이 미리 결정된 위상 값, 예를 들어, 5 도 아래로 감소하는 경우(282) 또는 미리 결정된 시간 제한에 도달된 경우, RF 에너지가 중단되며 프로세스가 종료한다(281). 이상에서 그리고 본 출원의 전체에 걸쳐 제공된 예시적이고 동작적인 밀봉/융합 및 커팅/절개 프로세스 또는 시스템에 대하여, 증가하거나 또는 감소하는 상태들, 예를 들어, 미리 결정된 각도들 또는 변화의 레이트의 표시들 및/또는 증분적인 체크들의 빈도는, 특정한 전기수술용 기구, 발전기, 조직 및/또는 수술

절차에 기초하여 희망되거나 또는 요구되는 바와 같은 조절 또는 제어의 상이하고 다양한 레벨들 및 세분성을 제공하기 위하여 변화할 수 있다.

[0100] 도 22 내지 도 24는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 시스템들 및 프로세스들을 사용하는 예시적인 혈관 밀봉/융합의 그래픽적인 표현들이다. 도시된 바와 같이, 3x 수축기 파열 압력 위로 조직 밀봉을 제공하는 성공 레이트(success rate)(223)가 높으며, 4mm 크기에 이르는 혈관들을 밀봉하기 위한 시간(2223)이 작았으며, 예를 들어, 2 초 미만이었다. 4-7mm 사이의 혈관들을 밀봉하기 위한 시간이, 예를 들어, 5초 미만으로 또한 감소되었다. 위상각을 최대로부터 미리 결정된 위상 값, 예를 들어, 5 도로 감소시키기 위한 시간은, 4mm에 이르는 것들보다 더 길다. 다양한 실시예들에 따르면, 성공적인 혈관 밀봉들, 3x 수축기 파열 압력 이상을 견디는 것을 제공하면서 또한 밀봉 시간의 이러한 변화들 또는 감소는, 위상 경향의 도함수(derivate)의 변곡의 지점을 식별하고 및/또는 변곡의 지점에서 트리거링함으로써 개량되며, 충분한 체크들, 상태 지시자들 또는 문턱값들 내에 통합된다. 다양한 실시예들에 있어서, 위상 경향의 도함수의 변곡의 지점은, 위상 경향이 증가하는 상태에서부터 감소하는 상태로 변화하는 지점에서 식별된다.

[0101] 도 23에 도시된 바와 같이, 혈관은 6.62 mm 직경이었으며, 이는, 예를 들어, 12.7 psi의 파열 압력을 갖도록 성공적으로 밀봉되었다. 추가적으로, 도시된 바와 같이, 위상각(230g)은 RF 에너지가 인가됨에 따라 증가한다. 증가의 레이트는 빠르지 않으며, 오히려 조직의 온도(230d)와 마찬가지로 충분히 느리다. 변곡의 지점(231), 예를 들어, 위상이 증가하는 것으로부터 감소하는 것으로 변화하는 지점은, RF 에너지가 중단되기 이전에 약 1.5 초에서 발생한다. 도 24에 도시된 바와 같이, 혈관은 1.89 mm의 직경이었으며, 예를 들어, 13 psi의 파열 압력을 갖도록 성공적으로 밀봉되었다. 도 24에 도시된 시간 스케일이 도 23의 시간 스케일의 약 1/4이지만, 위상각(240g) 및 온도(240d)의 전체적인 경향은 이전의 혈관 밀봉의 것과 유사하다. 또한, 예시된 바와 같이, 위상(230g, 240g)은 다른 조직 판독치들 또는 지시자들, 예컨대, 전압(230a, 240a); 전력(230b, 240b); 임피던스(230e, 240e); 에너지(230c, 240c); 온도(230d, 240d); 및 전류(230f, 240f)에 대하여 도시된다. 추가적으로, 도 13 내지 도 24에 도시되었지만, 다양한 실시예들에 있어서, 발전기는, 발전기의 부분들에 대한 동작 및 전력 비용 및 소모 및 이의 수를 감소시키기 위하여 지시자들 또는 판독치들 중 하나 이상, 예를 들어, 온도 또는 에너지를 측정하지 않거나 또는 계산하지 않도록 구성된다. 추가적인 정보 또는 판독치들은 일반적으로 맥락적인 목적들을 위하여 제공되거나 또는 도시된다.

[0102] 전체 밀봉 사이클에 대하여 조직의 임피던스가 그것의 최대에 가깝다는 것을 주의해야 한다. 이와 같이, 이는 저 전압 및 고 전류를 제공하며, 그에 따라서 밀봉 사이클 전체에 걸쳐 일관된 전력 전달을 제공한다. 효율적인 또는 일관된 전력 전달은 열적 확산을 감소시킨다. 다양한 실시예들에 따르면, 밀봉하기 위한 시간이 감소될 수 있으며, 50Vrms 아래로의 전압 출력의 감소 및/또는 50 와트 아래로의 전력 출력의 감소가 가능할 수 있다. 거짓(false) 판독치들을 회피하기 위하여, 다양한 실시예들에 따르면, 전기수술용 발전기는 조직으로의 RF 에너지의 공급 동안 조직의 저항 또는 임피던스를 측정하지 않는다.

[0103] 다양한 실시예들에 따르면, RF 에너지의 제어되고 효율적인 공급을 통하여 바이폴라 전기수술용 기구와 접촉하는 조직 또는 혈관들을 밀봉하기 위하여 열적 확산을 감소시키고, 더 낮은 출력 레벨들 및 효율적인 전력 전달을 제공하는 전기수술용 시스템이 제공된다.

[0104] 본 출원의 전체에 걸쳐 설명된 바와 같이, 전기수술용 발전기는 궁극적으로 연결된 전기수술용 기구에 RF 에너지를 공급한다. 전기수술용 발전기는 공급되는 RF 에너지가 특정 파라미터들을 초과하지 않는다는 것을 보장하며 고장들 또는 오류 상태들을 검출한다. 다양한 실시예들에 있어서, 전기수술용 기구는 수술 절차를 위하여 적절하게 RF 에너지를 인가하기 위해 사용되는 명령들 또는 로직을 제공한다. 전기수술용 기구는, 예를 들어, 전기수술용 발전기와 함께 기구의 동작을 지시하는 명령들 및 파라미터들을 갖는 메모리를 포함한다. 예를 들어, 간단한 경우에 있어서, 발전기는 RF 에너지를 공급할 수 있지만, 연결된 기구가 얼마나 많은 또는 얼마나 오랫동안 에너지가 인가될지를 결정한다. 그러나, 발전기는, 연결된 기구에 의해 지시되는 경우에도 RF 에너지의 공급이 설정 문턱값을 초과하는 것을 허용하지 않으며, 그럼으로써 잘못된 기구 명령에 대한 체크 또는 보장을 제공한다.

[0105] 이제 본원에서 설명된 다양한 실시예들에 따른 기구 또는 전기수술용 툴의 동작적 측면들 중 일부를 살펴보면, 일단 혈관 또는 조직 봉치가 융합, 절개 또는 둘 모두를 위해 식별되면, 제 1 및 제 2 조들이 조직 주위에 위치된다. 이동식 핸들(23)이 압박되고, 이는 이동식 핸들을 고정식 하우징(28)에 대하여 근위로 이동시킨다. 이동식 핸들이 근위로 이동함에 따라, 제 1 조가 제 2 조를 향해 피봇하며, 이는 조직을 효과적으로 클램핑한다. 고정식 핸들 상의 활성화 버튼을 누름으로써, 라디오 주파수 에너지가 조직에 인가된다. 조직이 융합되거나, 절개되

거나, 또는 융합되고 절개되면, 이동식 핸들이 재-개방된다.

[0106] 대안적으로 또는 추가적으로, 조들이 완전한 개방 위치에 있거나 또는 완전한 개방 위치와 맞물린 위치 사이의 중간 위치에 있는 상태에서, 조직을 융합시키거나 및/또는 절개하기 위하여 별개의 활성화 버튼 또는 활성화 버튼을 누름으로써 하부 조의 하부 표면 또는 부분과 접촉하는 조직에 라디오 주파수 에너지가 인가될 수 있다.

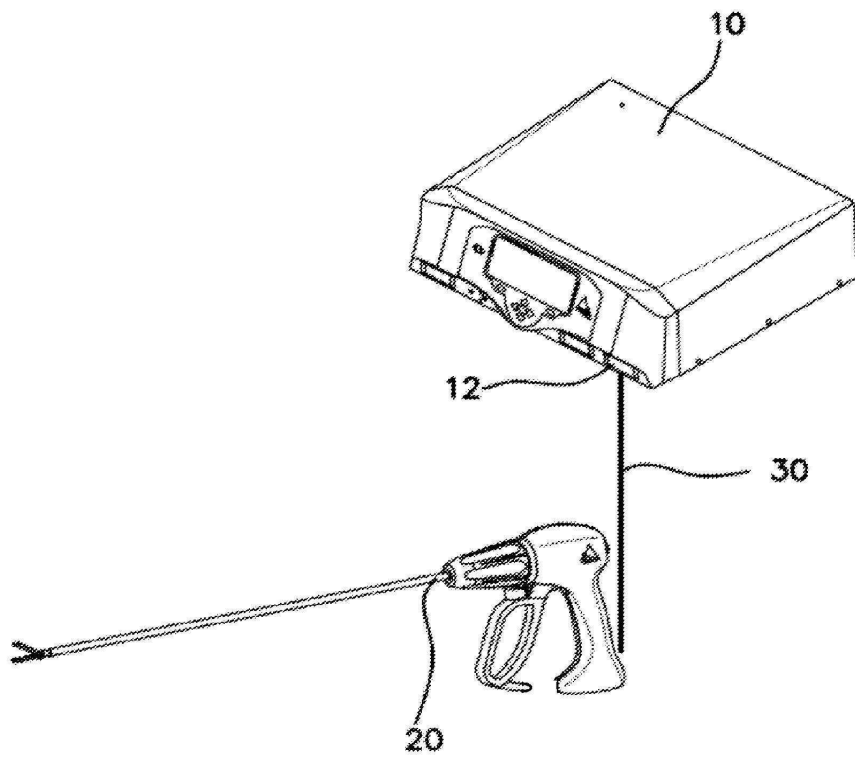
[0107] 이상에서 전반적으로 설명되고 이하에서 더 상세하게 설명되는 바와 같이, 다양한 전기수술용 기구들, 툴들 또는 디바이스들이 본원에서 설명되는 전기수술용 시스템들에서 사용될 수 있다. 예를 들어, 전기수술용 그래스퍼들, 가위, 핀셋들, 프로브들, 바늘들, 및 본원에서 논의되는 측면들 중 하나, 일부, 또는 전부를 통합하는 다른 기구들이 전기수술용 시스템에서 다양한 이점들을 제공할 수 있다. 다양한 전기수술용 기구들 및 발전기 실시예들 및 이들의 조합들이 본 출원 전체에 걸쳐 논의된다. 본 출원의 전체에 걸쳐 전반적으로 논의되는 특징들 중 하나, 일부, 또는 전부는 이하에서 논의되는 기구들, 발전기들 및 이들의 조합들의 실시예들 중 임의의 실시예 내에 포함될 수 있는 것으로 여겨진다. 예를 들어, 설명되는 기구들의 각각은 이상에서 설명된 바와 같은 발전기와 상호작용을 위해 메모리를 포함하는 것 및 이의 역이 바람직할 수 있다. 그러나, 다른 실시예들에 있어서, 설명된 기구들 및/또는 발전기들은 기구 메모리의 상호작용 없이 표준 바이폴라 라디오 주파수 전원과 상호작용하도록 구성될 수 있다. 또한, 설명을 용이하게 하기 위하여 다양한 실시예들이 모듈들 및/또는 블록들과 관련하여 설명될 수 있지만, 이러한 모듈들 및/또는 블록들은, 하나 이상의 하드웨어 컴포넌트들, 예를 들어, 프로세서들, 디지털 신호 프로세서(Digital Signal Processor; DSP)들, 프로그램가능 로직 디바이스(Programmable Logic Device; PLD)들, 애플리케이션 특정 집적 회로(Application Specific Integrated Circuit; ASIC)들, 회로들, 레지스터들 및/또는 소프트웨어 컴포넌트들, 예를 들어, 프로그램들, 서브루틴들, 로직 및/또는 하드웨어 및 소프트웨어 컴포넌트들의 조합들에 의해 구현될 수 있다. 유사하게, 이러한 소프트웨어 컴포넌트들은 하드웨어 컴포넌트들 또는 이들의 조합과 상호교환되거나 또는 이의 역일 수 있다.

[0108] 전기수술용 유닛, 기구들, 및 그들 사이의 연결들, 및 그들의 동작들 및/또는 기능성들의 추가적인 예들은, "Electrosurgical System"이라는 명칭으로 2009년 04월 01일자로 출원된 미국 특허 출원 제12/416,668호; "Electrosurgical System"이라는 명칭으로 2009년 04월 01일자로 출원된 미국 특허 출원 제12/416,751호; "Electrosurgical System"이라는 명칭으로 2009년 04월 01일자로 출원된 미국 특허 출원 제12/416,695호; "Electrosurgical System"이라는 명칭으로 2009년 04월 01일자로 출원된 미국 특허 출원 제12/416,765호; 및 "Electrosurgical System"이라는 명칭으로 2009년 03월 31일자로 출원된 미국 특허 출원 제12/416,128호에서 설명되며, 이로써 이들의 전체 개시내용들은 마치 그들이 본원에서 완전히 기술되는 것처럼 본원에 참조로서 통합된다. 이러한 전기수술용 발전기들, 툴들 및 시스템들의 특정 측면들이 본원에서 논의되었으며, 다양한 실시예들에 대한 추가적인 세부사항들 및 예들은, "Electrosurgical Fusion Device"라는 명칭으로 2014년 05월 16일자로 출원된 미국 가특허 출원 제61/994,215호; "Electrosurgical Generator with Synchronous Detector"라는 명칭으로 2014년 05월 16일자로 출원된 미국 가특허 출원 제61/944,185호; "Electrosurgical System"이라는 명칭으로 2014년 05월 16일자로 출원된 미국 가특허 출원 제61/994,415호; "Electrosurgical Generator"라는 명칭으로 2014년 05월 16일자로 출원된 미국 가특허 출원 제61/944,192호에서 설명되며, 이로써 이들의 전체 개시내용들은 마치 그들이 본원에서 완전히 기술되는 것처럼 본원에 참조로서 통합된다.

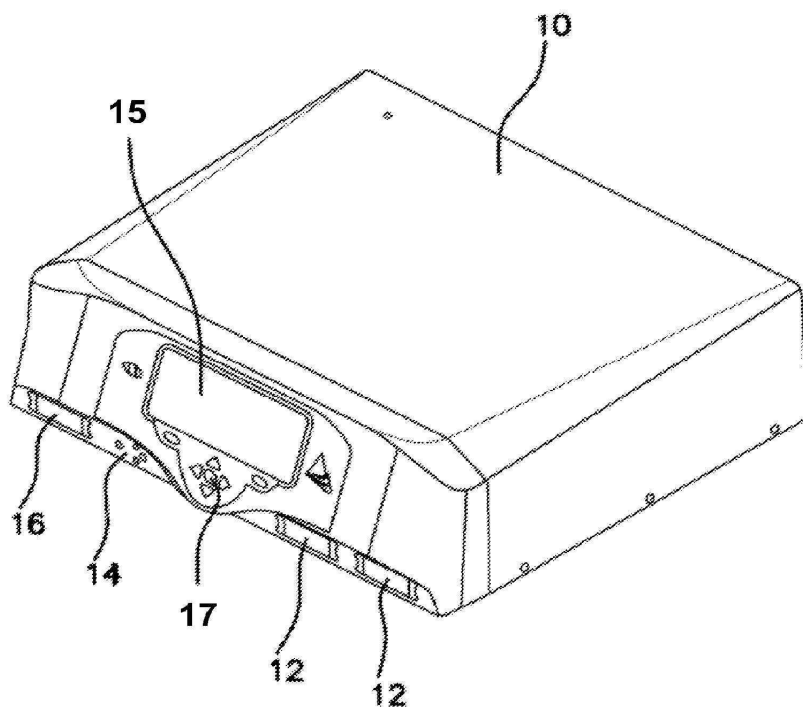
[0109] 이상의 설명은, 임의의 당업자가 본원에서 설명된 수술용 기구들을 만들고 사용하며 방법들을 수행하는 것을 가능하게 하기 위하여 제공되며, 본 발명자들에 의해 고려된 그들의 발명들을 수행하는 최적 모드들을 기술한다. 그러나, 다양한 수정예들은 당업자들에게 명백하게 남아 있을 것이다. 이러한 수정예들은 본 발명의 범위 내에 속하도록 고려된다. 추가적으로, 이러한 실시예들의 상이한 실시예들 또는 측면들은 다양한 도면들에서 도시되고 본 명세서 전체에 걸쳐 설명될 수 있다. 그러나, 개별적으로 도시되거나 또는 설명된 각각의 실시예 및 그 측면들은, 명백히 달리 표현되지 않는 한, 다른 실시예들 중 하나 이상 및 그들의 측면들과 조합될 수 있다는 것을 주의해야만 한다. 각각의 조합이 명백하게 기술되지 않는 것은 단지 본 명세서의 가독성을 용이하게 하기 위한 것이다. 또한, 본 발명의 실시예들은 모든 사항들에 있어서 제한적인 것이 아니라 예시적인 것으로서 간주되어야만 한다.

도면

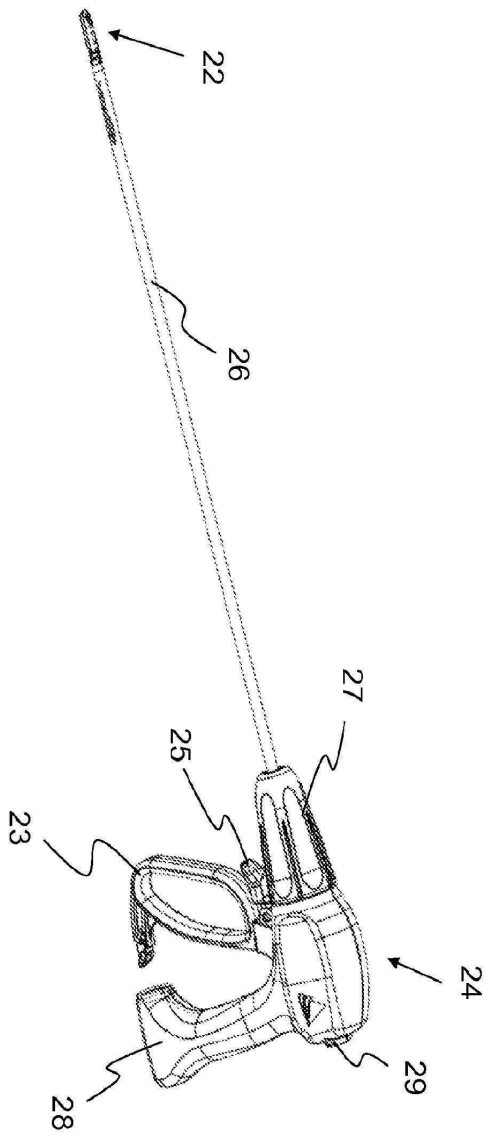
도면1



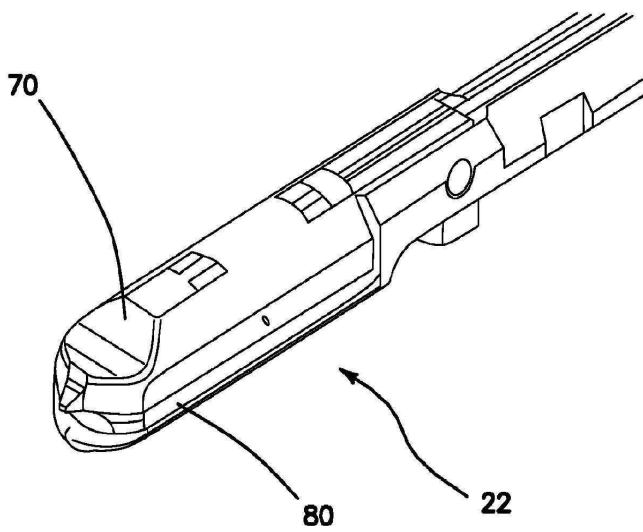
도면2



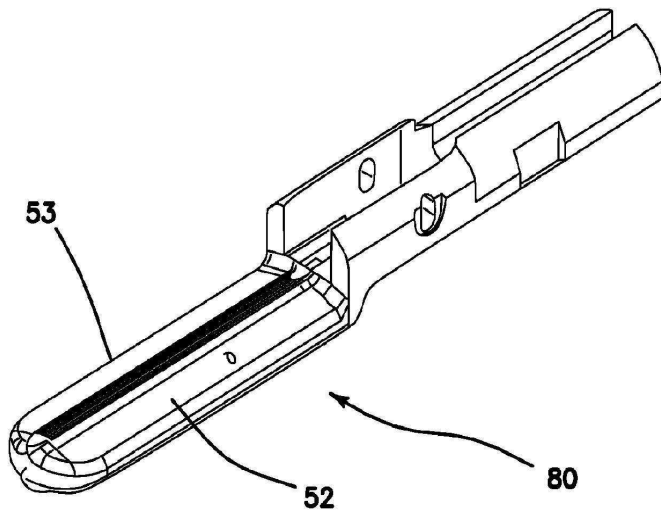
도면3



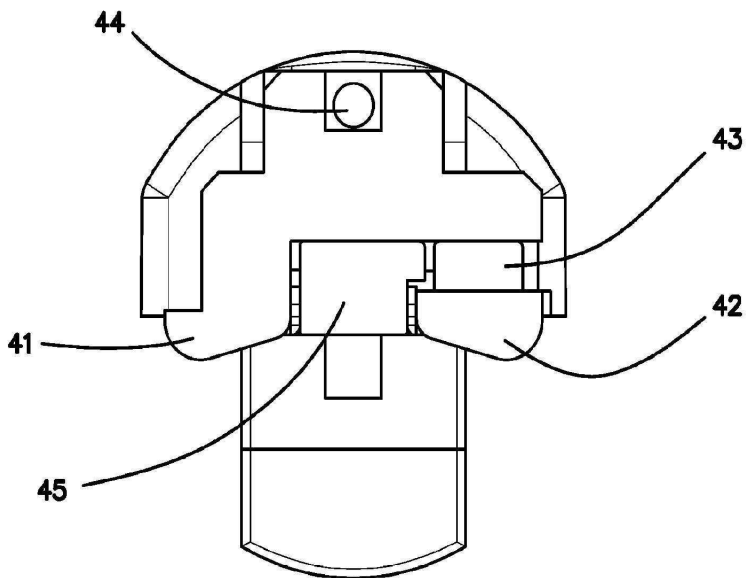
도면4



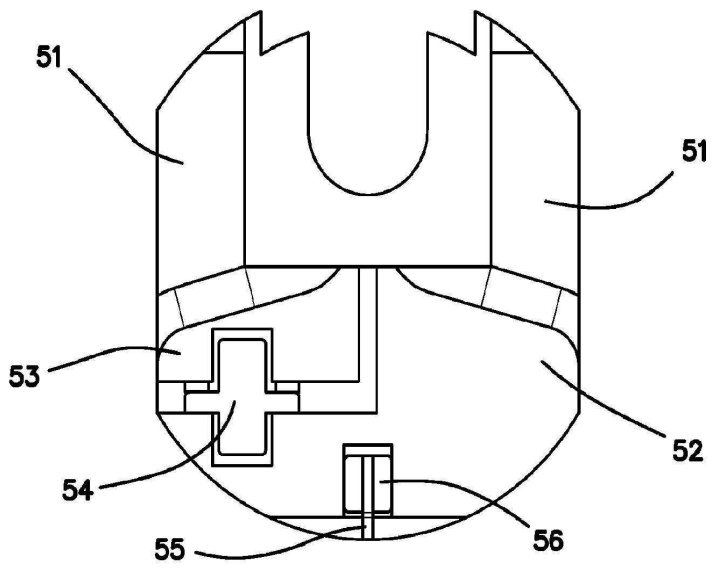
도면5



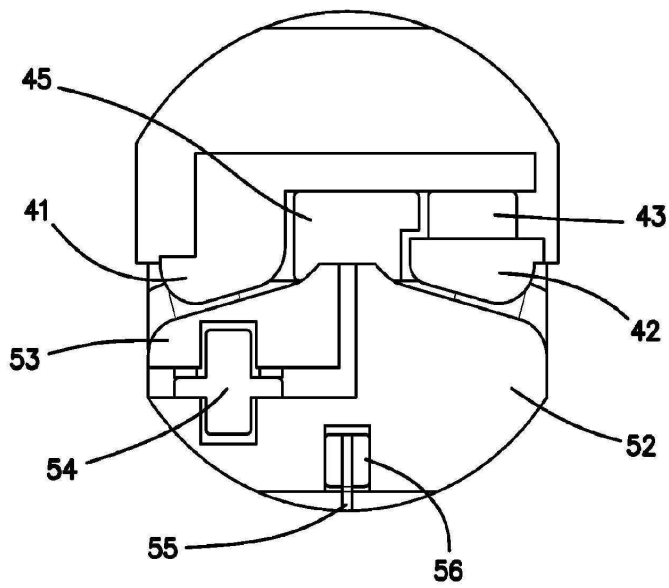
도면6



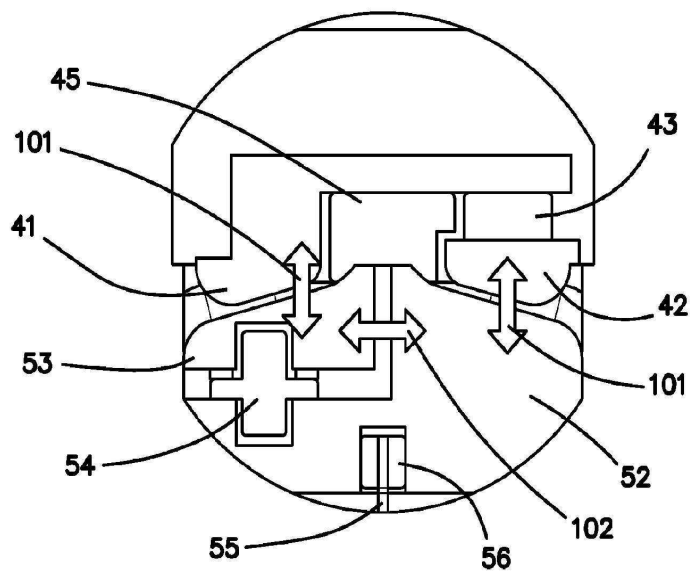
도면7



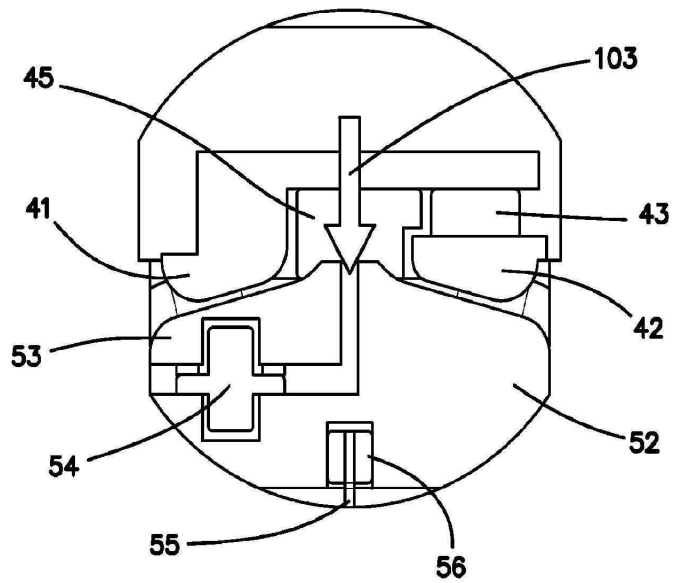
도면8



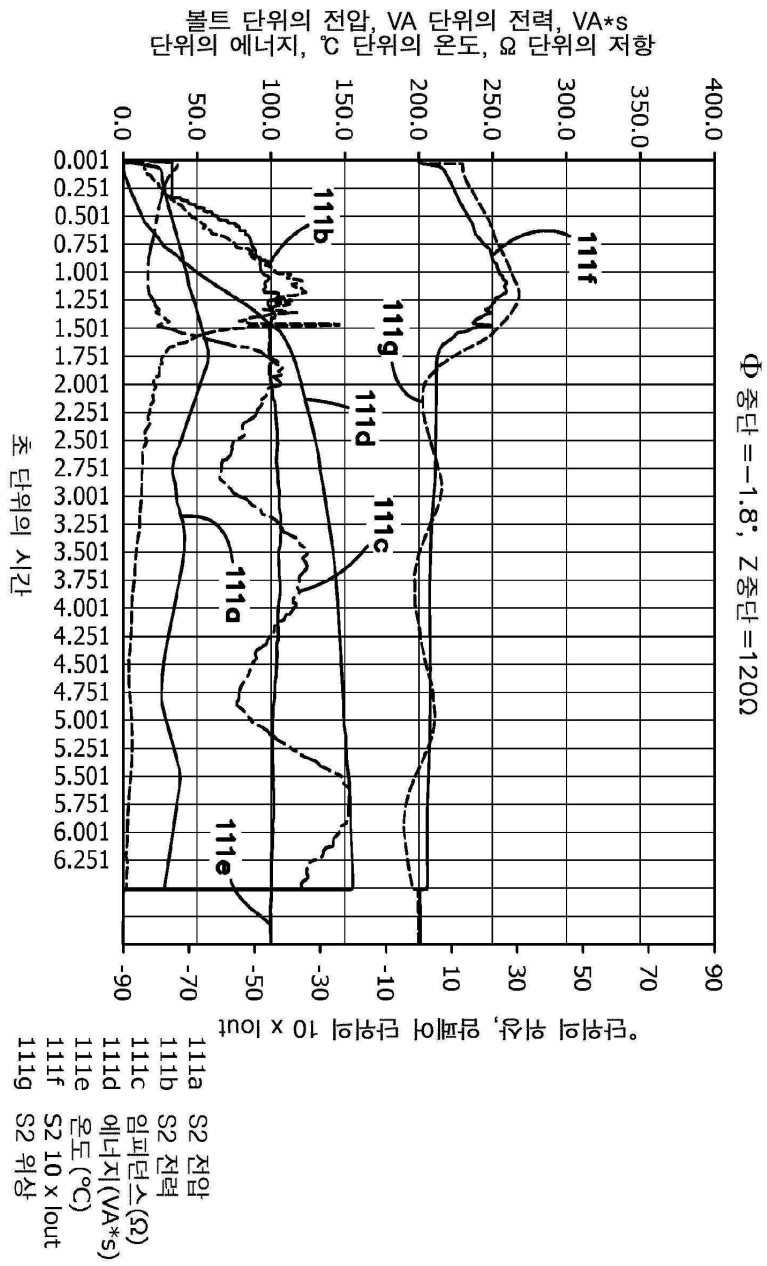
도면9



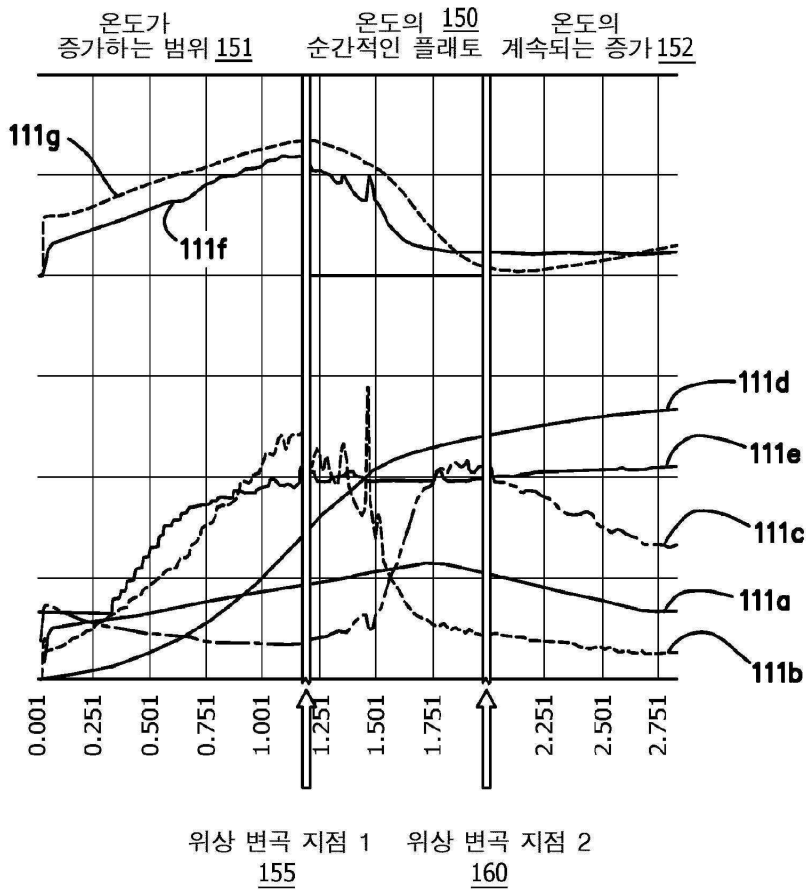
도면10



도면11

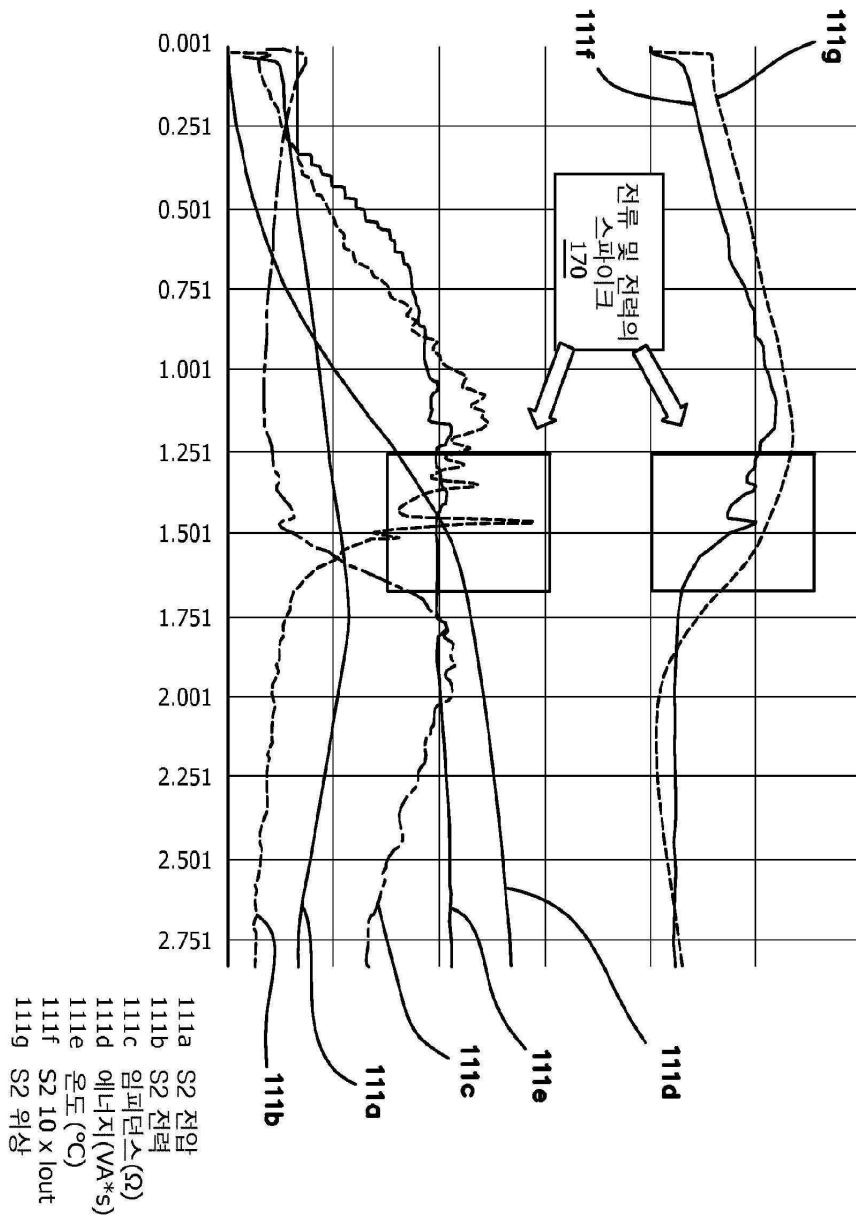


도면12

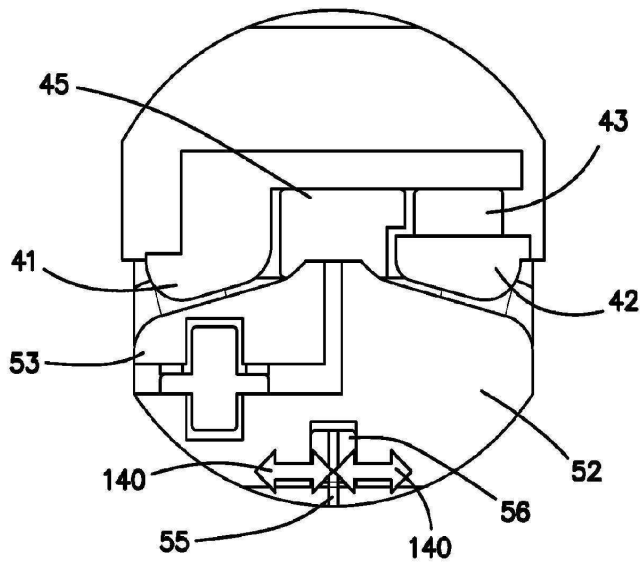


- 111a S2 전압
- 111b S2 전력
- 111c 임피던스(Ω)
- 111d 에너지(VA*s)
- 111e 온도($^{\circ}\text{C}$)
- 111f S2 10 x Iout
- 111g S2 위상

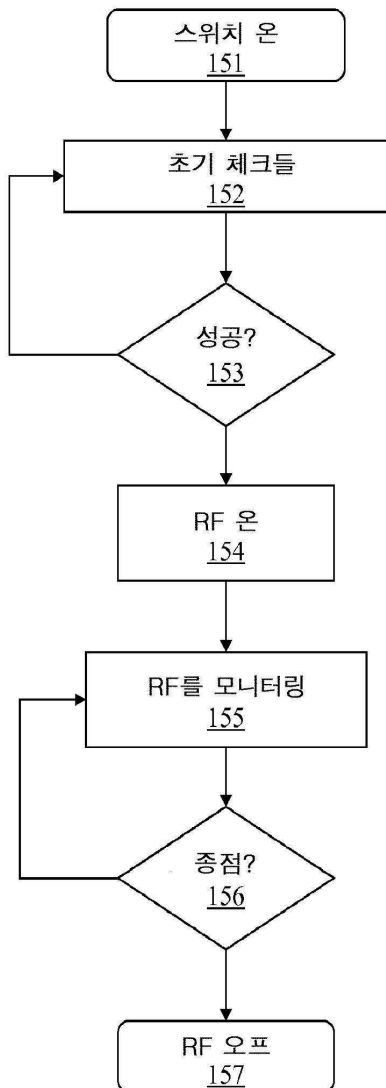
도면13



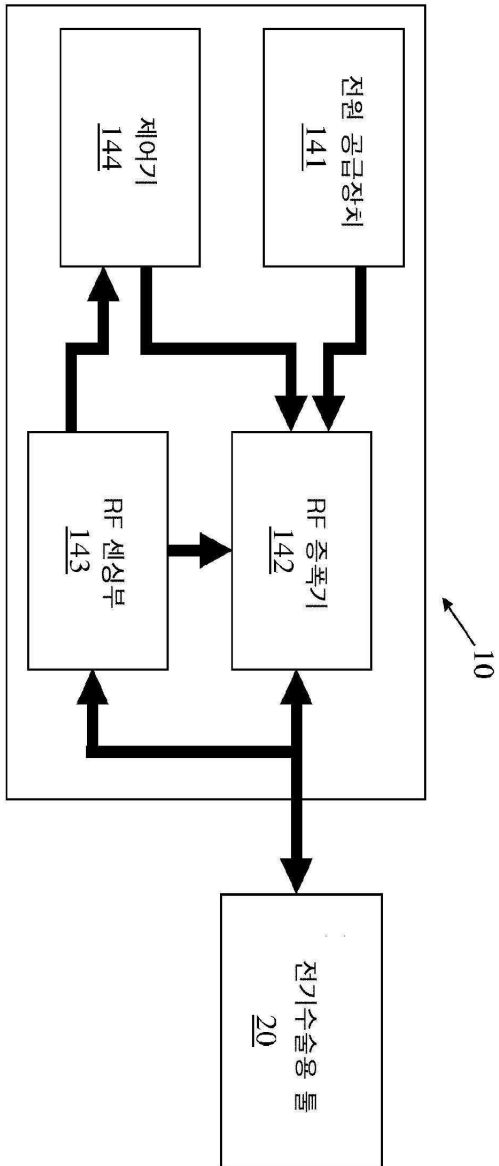
도면14



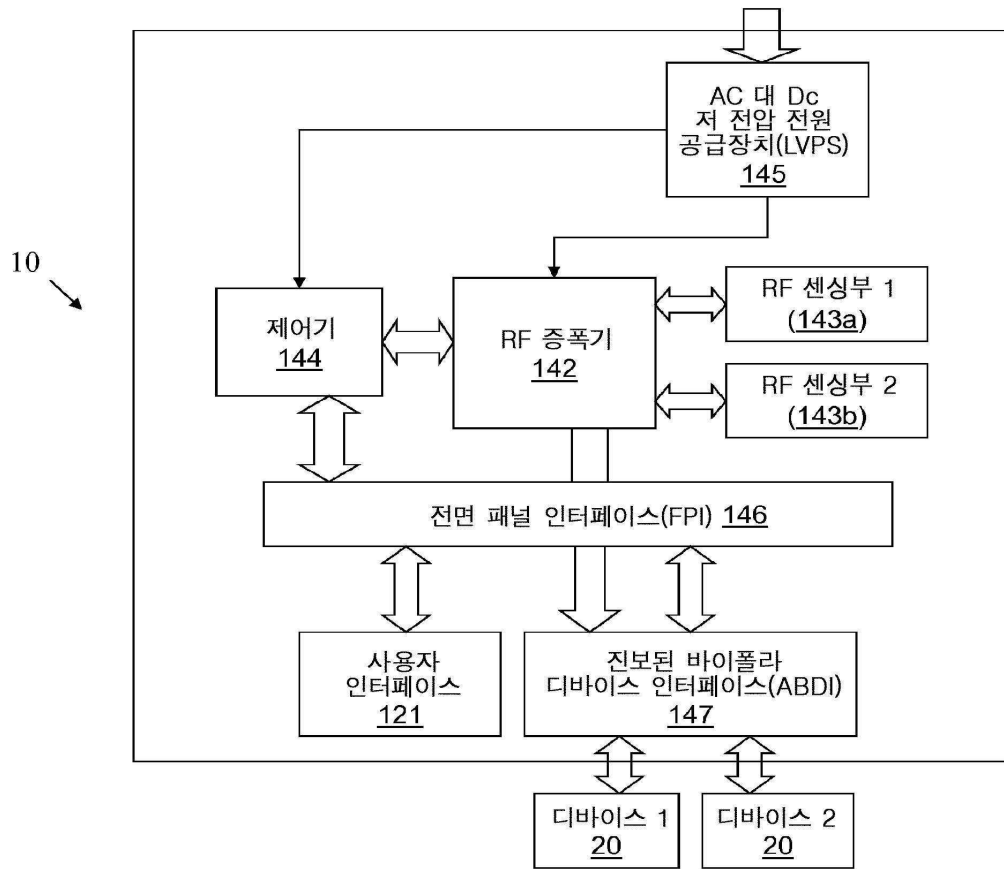
도면15



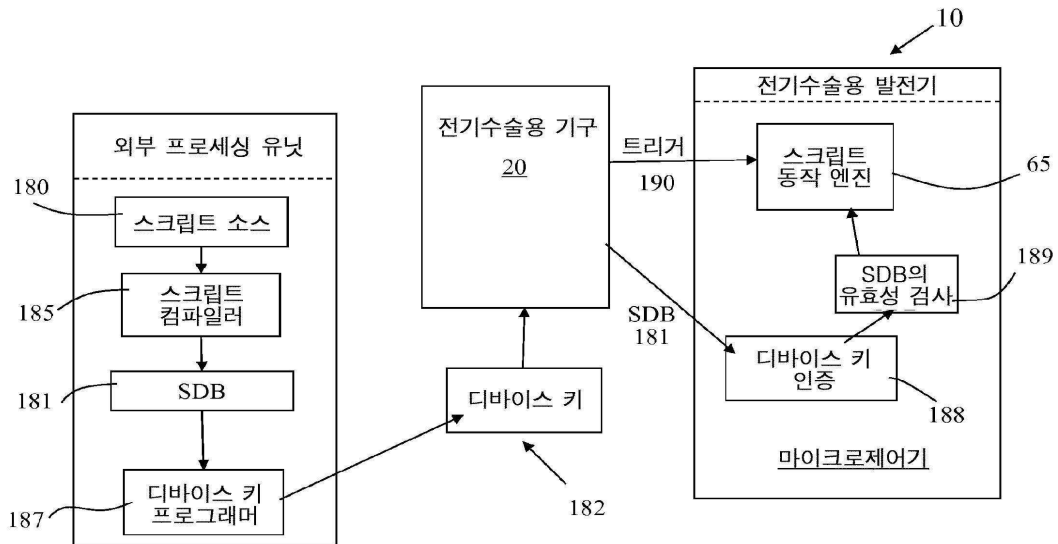
도면16



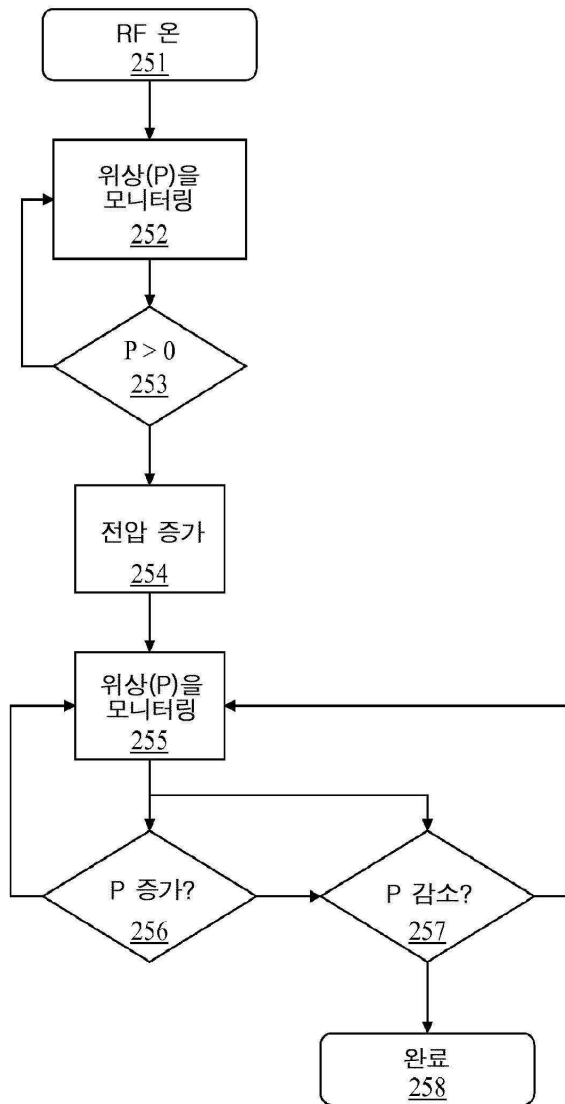
도면17



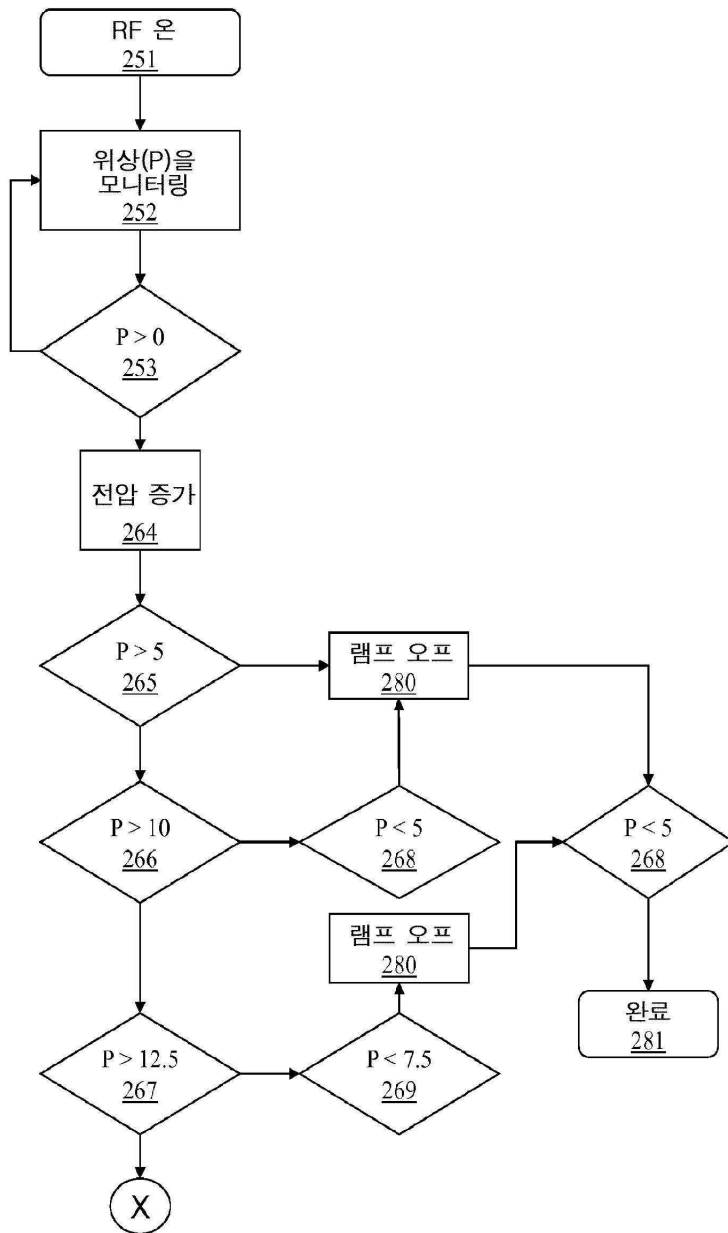
도면18



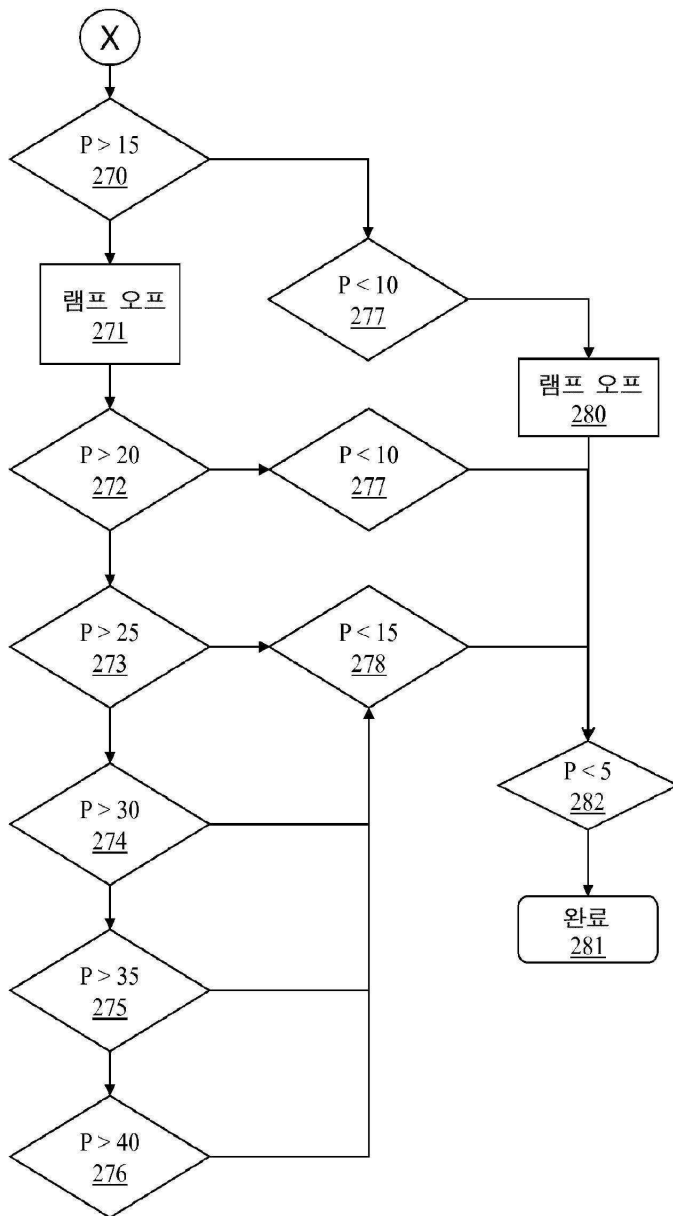
도면19



도면20



도면21

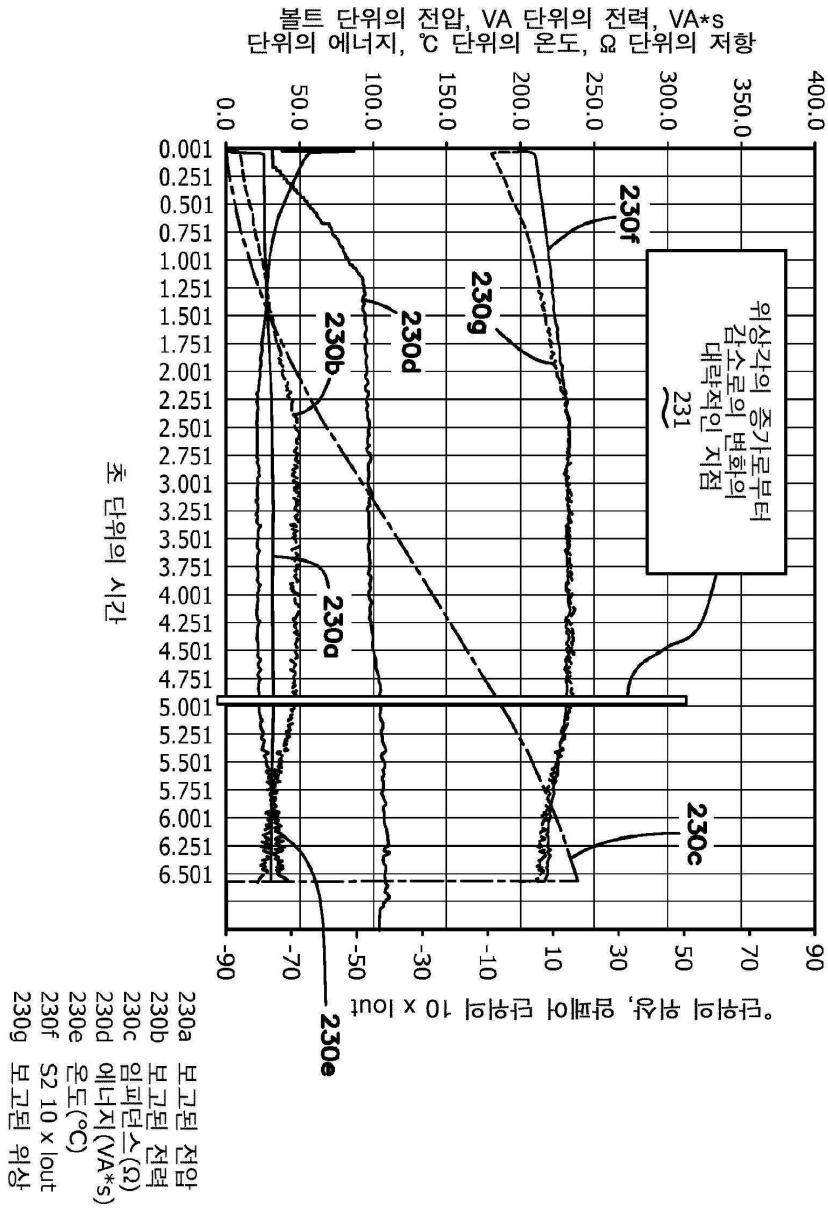


도면22

직경: 0-2mm	직경: 2-4mm	직경: 4+ mm
평균 파열 압력 (psi)	평균 파열 압력 (psi)	평균 파열 압력 (psi)
12.83	16.91	13.45
3x 수축기 이상의 파열 압력 (7psi)		
96.88%		
시간	시간	시간
1.08	1.92	4.68

} 221
} 223

도면23



도면24

