



등록특허 10-2537276



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2023년05월26일  
(11) 등록번호 10-2537276  
(24) 등록일자 2023년05월23일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
*A61B 18/14* (2006.01) *A61B 18/00* (2022.01)  
*A61B 18/12* (2006.01) *A61B 90/00* (2016.01)

(52) CPC특허분류  
*A61B 18/1445* (2013.01)  
*A61B 18/1233* (2013.01)

(21) 출원번호 10-2022-7021095(분할)

(22) 출원일자(국제) 2015년05월18일  
심사청구일자 2022년06월22일

(85) 번역문제출일자 2022년06월21일

(65) 공개번호 10-2022-0092640

(43) 공개일자 2022년07월01일

(62) 원출원 특허 10-2016-7035310  
원출원일자(국제) 2015년05월18일  
심사청구일자 2020년05월06일

(86) 국제출원번호 PCT/US2015/031452

(87) 국제공개번호 WO 2015/176074  
국제공개일자 2015년11월19일

(30) 우선권주장  
61/994,415 2014년05월16일 미국(US)

(뒷면에 계속)

(56) 선행기술조사문헌

US20090248007 A1\*  
US20020188294 A1  
US20020165541 A1  
US20050004570 A1

\*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

전체 청구항 수 : 총 20 항

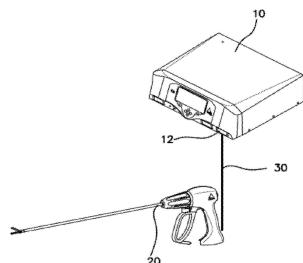
심사관 : 이덕희

(54) 발명의 명칭 전기수술용 시스템

**(57) 요 약**

조직을 융합시키기 위하여 라디오 주파수(RF) 에너지를 공급하도록 배열된 전기수술용 발전기가 제공된다. 발전기는, 기구에 의해 그래스핑된 조직을 융합시키기 위하여 착탈가능하게 결합된 전기수술용 기구를 통해 RF 에너지를 공급하도록 배열된다. 발전기는 공급되는 RF 에너지의 위상각을 모니터링하고, 조직을 선택적으로 융합시키

(뒷면에 계속)

**대 표 도** - 도1

기 위하여 상태를 및 미리 결정된 문턱값들과 비교하여 모니터링되는 위상각에 기초하여 공급되는 RF 에너지를 조정하거나 또는 종료한다. 전기수술용 기구는 조들 사이에 캡처되는 조직을 융합시키기 위하여 라디오 주파수 에너지를 전도시키며, 조들 사이에서 조직을 기계적으로 커팅하기 위하여 블레이드에 라디오 주파수를 전도시킨다. 전도성 포스트는 블레이드에 인접하여 조 상에 위치된다.

## (52) CPC특허분류

A61B 2018/00077 (2013.01)  
A61B 2018/00607 (2013.01)  
A61B 2018/00619 (2013.01)  
A61B 2018/00642 (2013.01)  
A61B 2018/00708 (2013.01)  
A61B 2018/126 (2013.01)  
A61B 2018/1455 (2013.01)  
A61B 2090/034 (2016.02)

## (72) 발명자

**옹우옌, 둑이**

미국 92688 캘리포니아 란초 산타 마가리타 아베니다  
эм프레사 22872

**맥팔랜드, 다니엘**

미국 92629 캘리포니아 다나 포인트 알타 비스타  
드라이브 샬디 24512

**사바라드, 자그디시**

미국 92688 캘리포니아 란초 산타 마가리타 아베니다  
эм프레사 22872

**린빌-엥글러, 벤자민**

미국 92688 캘리포니아 란초 산타 마가리타 아베니다  
эм프레사 22872

**알브레히트, 제레미**

미국 92688 캘리포니아 란초 산타 마가리타 아베니다  
эм프레사 22872

**듀란트, 댄**

미국 92688 캘리포니아 란초 산타 마가리타 아베니다  
эм프레사 22872

**코왈스키, 제리**

미국 92630 캘리포니아 레이크 포레스트 마일즈 애  
비뉴 25182

**티베리아, 류**

미국 92688 캘리포니아 란초 산타 마가리타 아베니다  
эм프레사 22872

**휘틀록, 마이클**

미국 92688 캘리포니아 란초 산타 마가리타 아베니다  
эм프레사 22872

**로간, 마이클**

미국 92688 캘리포니아 란초 산타 마가리타 아베니다  
эм프레사 22872

**고린, 이고르**

미국 92688 캘리포니아 란초 산타 마가리타 아베니다  
эм프레사 22872

**허드슨, 케빈**

미국 92688 캘리포니아 란초 산타 마가리타 아베니다  
эм프레사 22872

**제이콥스, 햄크**

미국 92688 캘리포니아 란초 산타 마가리타 아베니다  
эм프레사 22872

**매튜스, 토마스**

미국 92688 캘리포니아 란초 산타 마가리타 아베니다  
эм프레사 22872

## (30) 우선권주장

61/994,192 2014년05월16일 미국(US)  
61/994,215 2014년05월16일 미국(US)  
61/994,185 2014년05월16일 미국(US)

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

전기수술용 시스템으로서,

조직을 그래스핑(grasp)하고 라디오 주파수(radio frequency; RF) 에너지를 사용하여 융합시키도록 배열된 전기 수술용 기구로서, 상기 전기수술용 기구는,

제 1 전극을 갖는 제 1 조(jaw);

상기 제 1 전극을 향한 제 2 전극을 가지며 상기 제 1 조에 결합되는 제 2 조로서, 상기 제 1 및 제 2 전극들은 상기 제 1 및 제 2 전극들 사이에서 상기 RF 에너지를 전도시키도록 구성되고, 상기 제 1 및 제 2 전극들은 동일한 전도성 재료로 만들어지는, 상기 제 2 조;

근위 단부 및 원위 단부, 및 상기 근위 단부로부터 상기 원위 단부로 연장하는 길이 방향 축을 갖는 세 장형 샤프트로서, 상기 제 1 및 제 2 조들은 상기 세장형 샤프트의 상기 원위 단부에 피봇가능하게 결합되는, 상기 세장형 샤프트; 및

상기 제 2 조 내에 통합되며 상기 제 2 조로부터 상기 제 1 조를 향해 연장하는 전도성 포스트로서, 상기 전도성 포스트는 고정식이며, 상기 제 1 및 제 2 전극들과 동일한 전도성 재료로 만들어지고, 상기 제 2 전극의 상부 표면을 지나 연장하는 상부 부분 및 상기 제 2 조 내의 절연된 재료 내에 둘러싸인 하부 부분을 가지며, 상기 절연된 재료는 상기 전도성 포스트를 상기 제 2 조 내의 전도성 재료 및 상기 제 2 전극으로부터 분리하는, 상기 전도성 포스트를 포함하는, 상기 전기수술용 기구; 및

상기 전기수술용 기구에 연결가능하며, 상기 전기수술용 기구를 통해 상기 제 1 전극 및 상기 제 2 전극에 상기 RF 에너지를 공급하며 상기 전도성 포스트에는 상기 RF 에너지를 공급하지 않도록 구성된 전기수술용 발전기를 포함하며, 상기 전기수술용 발전기는,

상기 전기수술용 기구를 통해 RF 에너지를 공급하기 위한 RF 증폭기; 및

상기 전기수술용 기구를 통해 공급되는 RF 에너지로부터 공급되는 RF 과형을 수신하도록 배열되는 RF 센싱 회로부로서, 상기 RF 센싱 회로부는 상기 공급되는 RF 과형의 실수 및 허수 전압 및 전류 성분들을 계산하도록 배열된 동기 검출기를 포함하는, 상기 RF 센싱 회로부를 포함하는, 전기수술용 시스템.

#### 청구항 2

청구항 1에 있어서,

상기 RF 센싱 회로부는 계산된 실수 및 허수 전압 및 전류 성분들로부터 상기 공급되는 RF 에너지의 위상각을 결정하도록 배열되며, 결정된 위상각이 미리 정의된 위상 값보다 더 작을 때 RF 에너지의 공급을 종료하도록 상기 RF 증폭기에 시그널링하도록 배열되는 제어기를 더 포함하는, 전기수술용 시스템.

#### 청구항 3

청구항 2에 있어서,

상기 미리 정의된 위상 값은 네거티브 값인, 전기수술용 시스템.

#### 청구항 4

청구항 2에 있어서,

상기 미리 정의된 위상 값은 0도보다 더 작은, 전기수술용 시스템.

#### 청구항 5

청구항 1에 있어서,

상기 동기 검출기는 동기화 신호들을 사용하여 상기 공급되는 RF 파형의 실수 및 허수 전압 및 전류 성분들을 계산하도록 배열되는, 전기수술용 시스템.

#### 청구항 6

청구항 5에 있어서,

상기 RF 센싱 회로부는 상기 계산된 실수 및 허수 전압 및 전류 성분들을 사용하여 제곱 평균 제곱근(root means square; RMS) 전압, RMS 전류, 피상(apparent) 전력 및 위상을 계산하는, 전기수술용 시스템.

#### 청구항 7

청구항 1에 있어서,

상기 RF 센싱 회로부는 상기 RF 증폭기로부터의 상기 공급되는 RF 에너지의 전압 및 전류를 측정하며 측정된 전압 및 전류의 전압, 전류, 전력, 및 위상을 나타내는 DC 신호들을 생성하고, 상기 전기수술용 발전기는, 상기 RF 센싱 회로부로부터 생성된 DC 신호들로부터 잡음을 제거하고 상기 생성된 DC 신호들로부터 상기 공급되는 RF 에너지의 전압, 전류, 전력, 및 위상을 나타내는 평탄한 변조된 DC 신호들을 외삽하도록 배열된 RF 평활기를 포함하는 제어기를 더 포함하는, 전기수술용 시스템.

#### 청구항 8

청구항 1 내지 청구항 7 중 어느 한 항에 있어서,

상기 전도성 포스트는 비-조정가능하며 강성인, 전기수술용 시스템.

#### 청구항 9

청구항 1 내지 청구항 7 중 어느 한 항에 있어서,

상기 전도성 포스트는 변화하는 높이들을 갖는 복수의 전도성 포스트들을 포함하며, 상기 전기수술용 발전기는 상기 복수의 전도성 포스트들에 라디오 주파수 에너지를 공급하지 않도록 배열되는, 전기수술용 시스템.

#### 청구항 10

청구항 9에 있어서,

상기 복수의 전도성 포스트들은, 최 근위 전도성 포스트의 높이보다 더 큰 높이를 갖는 최 원위 전도성 포스트를 포함하는, 전기수술용 시스템.

#### 청구항 11

청구항 9에 있어서,

상기 복수의 전도성 포스트들의 각각은 상기 제 1 조의 평평한 하부 표면과 메이팅되도록 배열된 평평한 상부

표면을 갖는, 전기수술용 시스템.

#### 청구항 12

청구항 9에 있어서,

상기 제 2 조의 상기 절연된 재료는 상기 제 2 조내의 상기 전도성 재료로부터 상기 복수의 전도성 포스트들을 분리하는, 전기수술용 시스템.

#### 청구항 13

청구항 9에 있어서,

상기 복수의 전도성 포스트들 중 적어도 하나는 열가소성 오버-몰딩(over-molding)에 의해 상기 제 2 조에 부착되는, 전기수술용 시스템.

#### 청구항 14

청구항 1 내지 청구항 7 중 어느 한 항에 있어서,

상기 전기수술용 기구는 근위 위치로부터 원위 위치로 그리고 다시 상기 근위 위치로 상기 길이 방향 축을 따라 이동 가능한 블레이드를 더 포함하며, 상기 블레이드는 상기 제 2 조의 외측 주변부 내에 배치되고, 상기 제 2 조는 채널을 포함하며, 상기 블레이드는 상기 채널을 통해 횡단하는, 전기수술용 시스템.

#### 청구항 15

청구항 14에 있어서,

상기 전도성 포스트는 상기 제 2 조의 상기 채널에 인접하여 배치되는, 전기수술용 시스템.

#### 청구항 16

청구항 15에 있어서,

상기 블레이드는 상기 전도성 포스트의 상기 전도성 재료와 동일한 전도성 재료로 만들어지며, 상기 제 2 조를 향한 상기 제 1 조의 전체 표면은 만입부들 또는 포켓들을 갖지 않는 평坦하고 평평한, 전기수술용 시스템.

#### 청구항 17

청구항 16에 있어서,

상기 전기수술용 기구는 상기 세장형 샤프트의 상기 근위 단부 상에 배치되며 사용자 액세스가 가능하게 배열된 액추에이터(actuator)를 더 포함하며, 상기 액추에이터의 조작은 상기 제 1 및 제 2 조들을 움직이며, RF 에너지의 공급 또는 상기 블레이드의 병진적(translational) 움직임을 개시하는, 전기수술용 시스템.

#### 청구항 18

청구항 17에 있어서,

상기 전기수술용 발전기는 상기 제 1 및 제 2 전극들에만 라디오 주파수 에너지를 공급하고 상기 블레이드에는 라디오 주파수 에너지를 공급하지 않도록 배열되는, 전기수술용 시스템.

## 청구항 19

청구항 1 내지 청구항 7 중 어느 한 항에 있어서,

상기 전기수술용 기구는, 상기 전기수술용 발전기가 RF 에너지를 공급하게끔 하는 스위치를 더 포함하는, 전기 수술용 시스템.

## 청구항 20

청구항 1 내지 청구항 7 중 어느 한 항에 있어서,

상기 전기수술용 발전기의 제어기는 상기 전기수술용 기구 및 상기 전기수술용 발전기 둘 모두의 사용을 로깅(log)하는, 전기수술용 시스템.

### 발명의 설명

#### 기술 분야

[0001]

관련 출원들에 대한 상호 참조

[0002]

본 출원은, 2014년 05월 16일자로 출원된 미국 가특허 출원번호 제61/994,192호, 2014년 05월 16일자로 출원된 미국 가특허 출원번호 제61/994,185호, 2014년 05월 16일자로 출원된 미국 가특허 출원번호 제61/994,415호 및 2014년 05월 16일자로 출원된 미국 가특허 출원번호 제61/994,215호의 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 발전기들 및 진보된 바이폴라(bipolar) 전기수술용 디바이스들 또는 기구들에 관한 것이다.

[0004]

특정 수술 임무들을 수행하기 위하여 전기 에너지를 사용하는 전기수술용 디바이스들 또는 기구들이 이용가능하게 되었다. 전형적으로, 전기수술용 기구들은, 그래스퍼(grasper)들, 가위, 핀셋들, 블레이드(blade)들, 바늘들과 같은 핸드 툴(hand tool)들, 및 전원 공급장치를 포함하는 전기수술용 발전기로부터 전기 에너지를 공급받도록 구성된 적어도 하나의 전극들을 포함하는 다른 핸드 툴들이다. 전기 에너지는, 전기 에너지가 인가되는 조직을 응고시키거나, 융합시키거나, 또는 커팅(cut)하기 위해 사용될 수 있다.

[0005]

전기수술용 기구들은 전형적으로 2개의 분류들: 모노폴라(monopolar) 및 바이폴라 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 상해들, 예컨대 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 2 극성의 전기 에너지의 소스에 전기적으로 결합된다. 따라서, 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 기구에 의해 조직에 인가되는 압력에 기초하여 변화할 수 있다. 그러나, 고도로 숙련된 외과의에게도, 외과의가 전기수술용 기구에 그래스퍼된 결합된 조직 유형들의 뎅어리가 얼마나 빠르게 바람직한 양으로 융합될지를 평가하는 것이 어려울 수 있다.

[0007]

전기수술 절차들 동안의 조직 손상의 위험성을 감소시키기 위한 시도들이 이루어져왔다. 예를 들어, 이전의 전

기수술용 시스템들은, 전기수술 절차 동안 오믹(ohmic) 저항 또는 조직 온도를 모니터링하고, 미리 결정된 지점에 도달하면 전기 수술을 종료하는 발전기들을 포함해왔다. 그러나, 이러한 시스템들은, 다양한 조직 유형들 또는 결합된 조직 덩어리들에 대하여 조직 응고, 융합 또는 커팅 종점들을 결정할 때 일관성이 없는 결과들을 제공할 수 있다는 점에 있어서 단점들을 가졌다. 이러한 시스템들은 또한, 상이한 기구 및 전극 기하구조를 갖는 상이한 기구들의 사용간에 일관적인 전기수술 결과들을 제공하는데 실패할 수 있다. 전형적으로, 심지어 제품의 수명 동안에 변화가 기구 기하구조에 대한 상대적으로 마이너한 업그레이드(minor upgrade)인 경우에도, 전기수술용 발전기는 사용될 각각의 기구 유형에 대하여 재교정(recalibrate)되어야만 하며, 이는 바람직하게 않게 전기수술용 발전기를 서비스로부터 제거할 수 있는 비싸고 시간 소모적인 절차이다.

## 발명의 내용

### 해결하려는 과제

### 과제의 해결 수단

[0008]

특정 실시예들에 있어서, 환자의 신체 조직에 대하여 전기수술 절차들을 수행하기 위한 전기수술용 시스템은 전기수술용 발전기 및 바이폴라 전기수술용 디바이스 또는 기구를 포함한다. 발전기는 바이폴라 전기수술용 디바이스와 접촉하는 조직을 융합시키기 위한 전기 에너지의 전달을 제어한다. 다양한 실시예들에 있어서, 발전기는 위상 제로 크로싱(phase zero crossing)을 식별하고, RF 에너지 출력 또는 전압을 조정하며, 식별된 위상 제로 크로싱에서 식별된 미리 결정된 문턱값을 가지고 미리 결정된 문턱값에 대한 위상각의 변화 및/또는 위상각을 측정하고 모니터링한다.

[0009]

다양한 실시예들에 따르면, 전기수술용 융합 디바이스는, 제 1 전극을 가지며 제 2 조에 결합된 제 1 조(jaw) 및 제 1 전극을 향한(facing) 제 2 전극을 갖는 제 2 조를 포함한다. 제 1 및 제 2 전극들은 제 1 및 제 2 전극들 사이에서 라디오 주파수(radio frequency; RF) 에너지를 전도시키도록 배열되며, 제 1 및 제 2 전극들은 동일한 전도성 재료로 만들어진다. 전기수술용 융합 디바이스는 또한, 근위 단부 및 원위 단부, 및 근위 단부로부터 원위 단부로 연장하는 길이 방향(longitudinal) 축을 갖는 세장형(elongate) 샤프트를 포함하며, 제 1 및 제 2 조들은 세장형 샤프트의 원위 단부에 피봇가능하게(pivotably) 결합된다. 일 실시예에 있어서, 세장형 샤프트는 5mm 캐뉼라(cannula)를 통해 들어 맞도록 5mm 미만의 외측 직경을 갖는다.

[0010]

다양한 실시예들에 따르면, 전기수술용 융합 디바이스는, 제 2 조 내에 통합되며 제 2 조로부터 제 1 조를 향해 연장하는 전도성 포스트(post)를 포함한다. 전도성 포스트는 고정식(stationary)이며, 제 1 및 제 2 전극들과 동일한 전도성 재료로 만들어진다. 다양한 실시예들에 있어서, 전도성 포스트는 변화하는 높이들을 갖는 복수의 전도성 포스트들을 포함한다.

[0011]

다양한 실시예들에 따르면, 전기수술용 융합 디바이스는 전도성 패드를 갖는 제 1 조를 포함하며, 제 2 조가 제 1 조에 결합된다. 제 2 조는 전도성 패드를 향한 내부 표면을 가지며, 제 1 및 제 2 조들은 전도성 패드와 제 2 조의 내부 표면 사이에서 조직을 캡처(capture)하도록 배열된다. 전도성 패드 및 제 2 조는 전기수술용 에너지 소스에 연결되도록 배열되며, 조들 사이에서 홀딩(hold)되는 조직을 통해 RF 에너지를 전도시키도록 배열된다. 전기수술용 융합 디바이스는 또한, 근위 위치로부터 원위 위치로 그리고 다시 근위 위치로 길이 방향 축을 따라 이동가능한 블레이드를 포함하며, 블레이드는 제 2 조의 외측 주변부 내에 배치된다.

[0012]

다양한 실시예들에 따르면, 전기수술용 융합 디바이스는 블레이드에 인접하며 제 2 조 상에 배치된 전도성 포스트를 포함한다. 전도성 포스트는 전기수술용 에너지 소스에 연결되지 않도록 배열되며, 조들 사이에 홀딩되는 조직을 통해 전도성 패드 또는 제 2 조 사이에서 RF 에너지를 전도시키도록 배열된다.

[0013]

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.

## 발명의 효과

### 도면의 간단한 설명

[0014]

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 시스템의 동작들을 예시하는 순서도이다.

도 4a 내지 도 4b는 전기수술용 시스템의 일 실시예의 개략적인 블록도들이다.

도 5 내지 도 6은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 시스템의 부분들의 개략적인 블록도들이다.

도 6a는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 시스템의 부분들의 개략적인 블록도이다.

도 6b는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 시스템의 동작들을 예시하는 신호도이다.

도 6c는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 시스템의 부분들의 개략적인 블록도이다.

도 6d 내지 도 6l은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 시스템의 동작들을 예시하는 신호도들이다.

도 7 내지 도 9는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 시스템의 부분들의 개략적인 블록도들이다.

도 10은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 시스템의 동작들을 예시하는 순서도이다.

도 11a 내지 도 11b는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 시스템의 동작들을 예시하는 순서도들이다.

도 12 내지 도 20은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 시스템에 의해 제공되는 예시적인 데이터 또는 결과들의 그래픽적 표현들이다.

도 21은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 융합 디바이스의 사시도이다.

도 22는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 융합 디바이스의 일 부분의 사시도이다.

도 23은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 디바이스의 원위 단부의 사시도이다.

도 24는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 디바이스의 원위 단부의 사시도이다.

도 25는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 디바이스의 원위 단부의 측면 단면도이다.

도 26은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 디바이스의 원위 단부의 측면도이다.

도 27은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 디바이스의 측면 단면도이다.

도 28은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 디바이스의 원위 단부의 측면도이다.

도 29는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 디바이스의 원위 단부의 측면 단면도이다.

도 30은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 디바이스의 측면 단면도이다.

도 31은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 디바이스의 액추에이터(actuator)의 일 부분의 측면 단면도이다.

도 32은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 디바이스의 측면 단면도이다.

도 33은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 디바이스의 액추에이터의 일 부분의 측면 단면도이다.

도 34는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 디바이스의 원위 단부의 측면 단면도이다.

도 35는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 디바이스의 원위 단부의 정면 단면도이다.

도 36은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 포스트의 사시도이다.

도 37은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 포스트의 측면도이다.

도 38은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 디바이스의 원위 단부의 정면 단면도이다.

도 39는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 디바이스의 원위 단부의 정면 단면도이다.

도 40은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 디바이스의 원위 단부의 정면 단면도이다.

### 발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0015]

다양한 실시예들에 따르면, 조직을 최적으로 융합시키도록 구성된 전기수술용 기구 및 전기수술용 발전기를 포함하는 전기수술용 시스템이 제공된다. 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 기구는, 조직을 이동시키고, 그래스 평하며 압박하고 조직을 융합시키기 위하여 RF 에너지를 전달하기 위한 능력을 가지고 복강경 수술에서 사용되도록 제공된다. 다양한 실시예들에 따르면, 전기수술용 기구는 5mm 투관침을 통해 삽입가능한 바이폴라 전기수술용 기구이며, 이는 기계적 커팅 블레이드의 작동을 통해 조직을 커팅한다. RF 에너지는, 조직을 융합시키기 위한 적절한 RF 에너지를 제공하도록 구성된 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. 다양한 실시예들에 따르면, 적절한 RF 에너지 및 RF 에너지를 전달하기 위한 방식을 결정함에 있어서 보조하기 위한 정보 또는 데이터는 발전기로부터 외부적으로 공급되거나 또는 획득된다. 다양한 실시예들에 있어서, 외부 소스는, 전기수술용 기구와 함께 또는 그들 사이의 (유선 또는 무선) 연결들을 통해 또는 별개의 털, 액세서리 및/또는 어댑터 및/또는 그들 사이의 연결들을 통해 및/또는 발전기에 대한 별개의 포트 또는 연결을 통해 포함될 수 있는 하나 이상의 메모리 모듈들이다. 발전기는 데이터를 검색하고 및/또는 이를 수신하며, 적절한 방식으로 적절한 RF 에너지를 결정하고 공급하도록 발전기에 명령하거나 또는 이를 동작시키기 위하여 데이터를 사용한다.

[0016]

일반적으로, 다양한 실시예들에 따르면, 조들 사이에 캡처된 조직을 융합시키도록 배열된 바이폴라 전기수술용 융합 기구 또는 털이 제공된다. 조들은 액추에이터에 결합된 세장형 샤프트로부터 연장한다. 액추에이터는 사용자가 액세스할 수 있으며, 이에 의해 사용자는 조들을 개방하고, 조들을 닫으며(close), 조들의 배향 또는 위치를 변화시키도록 조들을 조작할 수 있다. 액추에이터를 통해 사용자는 또한 조들과 접촉하고 있는 조직의 융합을 개시할 수 있다. 다양한 실시예들에 있어서, 조들은, 그들 사이에 그리고 조들 사이에 캡처된 조직에 라디오 주파수(RF) 에너지를 전도시키기 위한, 전기수술용 발전기와 같은 전기수술용 에너지 소스에 연결될 수 있는 전극을 각각의 조 상에 포함한다. 조들 사이에 캡처된 조직을 커팅하기 위하여 이동가능 블레이드가 또한 제공된다. 다양한 실시예들에 따르면, 적어도 하나의 조는, 블레이드와 그 조의 전극 사이에 위치된 적어도 하나의 전도성 포스트를 포함한다. 전도성 포스트는 조들의 전극들과 동일한 전도성 재료로 만들어지지만, 전극들과 달리 그들 사이에 RF 에너지를 전도시키기 위한 전기수술용 발전기에 연결되지 않거나 또는 연결이 불가능하다. 그러나, 다양한 실시예들에 있어서, 전도성 포스트는 조들 및 그 사이의 조직 사이에서 전기수술용 에너지를 전도시키는데 참여할 수 있다.

[0017]

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 털 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.

[0018]

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(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.

[0019]

전기수술용 발전기(10)는, 2개의 진보된 바이폴라 털 포트들(12), 표준 바이폴라 털 포트(16), 및 전력 포트(14)를 포함한다. 다른 실시예들에 있어서, 전기수술용 유닛(unit)들은 상이한 수의 포트들을 포함한다. 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 포트를 포함할 수 있다. 일부 실시예에 있어서, 전기수술용 발전기는 단지 2개의 진보된 바이폴라 툴 포트들만을 포함한다.

[0020] 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 연결 가능한 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) 액세서리 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, 혼존하는 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.

[0021] 일부 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. 일부 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, 스위치 상태 명령 구성들 및/또는 이들의 조합들)을 판독한다.

[0022] 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 LED 패널 디스플레이와 같은 텍스트 및 그래픽 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, 융합 또는 접합(welding) 동작들은 보라색으로 디스플레이되고, 응고는 청색으로 디스플레이되며, 무혈 절개 동작들은 황색 및 청색으로 디스플레이될 수 있다).

[0023] 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, 응고시키거나, 또는 융합시키도록 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 토클(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.

[0024] 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, 외파의는 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.

[0025] 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 관독들 및/또는 기입들을 개시한다.

[0026] 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.

[0027] 일 실시예에 있어서, 발전기는 기구의 만료를 모니터링하기 위하여 시간 측정 컴포넌트들을 사용한다. 이러한 컴포넌트들은 부트 시점에 구성되는 풀링 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.

[0028] 다양한 실시예들에 따르면, 발전기는, RF 에너지가 활성인 동안 연결된 전기수술용 기구로 전달되는 RF 에너지의 전압 및 전류의 위상 차이를 관독하기 위한 성능을 제공한다. 조직이 융합되는 동안, 위상 관독결과들이 융합 프로세스 동안의 상이한 상태들을 검출하기 위해 사용된다.

[0029] 일 실시예에 있어서, 발전기는, 다운로드 가능한 용법 세부사항들을 내부 로그 내에 로깅한다. 발전기는 코드 및 기계 성능의 저장을 위한 메모리를 갖는다. 발전기는, 특정 기구 성능에 대한 명령어들을 포함하는 재프로그램 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 스템프와 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.

[0030] 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.

[0031] 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.

[0032] 일 실시예에 있어서, 조직 융합 프로세스와 같은 전기수술 프로세스는 기구 또는 툴 상의 스위치를 누름으로써 시작하며(51), 이는 도 3에 예시된 바와 같이 초기 측정 시퀀스를 시작한다. 툴 상의 스위치의 연동(engagement)에 의하여, 발전기는 조직에 대하여 초기 측정들(개방, 단락, 등)을 수행하며(52), 초기 측정들에

기초하여 RF 에너지의 공급을 개시하거나 또는 개시하지 않는다(53). 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 기구의 전극들 사이에서 조직의 측정(즉, 수동적 측정)을 수행한다. 다양한 실시예들에 있어서, 발전기는 기구가 단락되었는지, 고장났는지, 개방되었는지 등을 결정하기 위하여 초기 임피던스 측정치를 사용한다. 초기 체크의 긍정적인 결과에 기초하여, 발전기는 발전기로부터 전기수술용 기구로의 그리고 궁극적으로는 조직으로의 RF 에너지의 공급을 스위칭-인(switch-in)한다(54). 발전기에 의해 RF 전력이 턴 온되고 연속적으로 공급되는 이후에, 발전기는 공급되는 RF 에너지의 전류와 전압 사이의 위상각 또는 위상각의 차이 및/또는 변화를 모니터링한다(55).

[0033] 미리 정의된 지점, 상태 또는 문턱값에서 또는 이에 도달하면(56), RF 에너지의 공급이 종료된다(57). 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 기구, 절차 또는 선호사항에 대하여 제공된 기구 알고리즘 또는 스크립트에 기초하여 결정된다. 다양한 실시예들에 따르면, 측정된 조직 유전율 및 전도율 또는 초기 위상 시프트(shift)의 결과는 연결된 기구에 대한 종료 지점을 결정하기 위해 사용된다.

[0034] 이제 도 4a를 참조하면, 일 실시예에 있어서, 전기수술용 발전기(10)는 AC 주전원 입력에 연결되며, 전원 공급 장치(41)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(42)로 DC 전압을 공급한다. 일 실시예에 있어서, RF 증폭기(42)는 전원 공급장치로부터의 100V DC를 350kHz의 주파수를 갖는 사인 파형으로 변환하며, 이는 연결된 전기수술용 기구를 통해 전달된다. RF 센싱 회로부(43)는, RF 에너지가 연결된 전기수술용 기구(20)에 공급되는 발전기의 출력에서 전압, 전류, 전력 및 위상을 측정/계산한다. 측정된/계산된 정보는 제어기(44)에 공급된다.

[0035] 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 센싱 회로부(43)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 FPGA에 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.

[0036] 이제 도 4b를 참조하면, 각각의 디바이스 포트(45a, 45b)에 대하여, RF 증폭기(42)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(43a, 43b)을 갖는다. 제 1 RF 센싱 회로는, 디바이스 포트 1 또는 디바이스 포트 2 중 하나 상에서 연결된 전기수술용 기구를 통해 전달되는 전류(145a, 145b)를 센싱 저항기(141, 142)에 의해 센싱하며, 디바이스 포트 1 또는 디바이스 포트 2 중 하나 상에서 복귀 대 출력에 걸쳐 측정되는 전압(148a, 148b)을 센싱한다. 제 2 RF 센싱 회로는, 디바이스 포트 1 또는 디바이스 포트 2 중 하나 상에서 연결된 전기수술용 기구로부터 복귀되는 전류(147a, 147b)를 센싱 저항기(143, 144)에 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 감쇠되고 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 전압 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 파

형들이다. RF 센싱부는, 각각의 전압 및 전류 신호를 미리 결정된 기준 신호들에 의해 곱한 것과 유사한 신호를 생성한다. 이와 같이, RF 센싱부는, 과형이 포지티브(positive)일 때 비-반전 전압 및 전류 센싱 신호들을 제공하며, 과형이 네거티브(negative)일 때 반전 전압 및 전류 센싱 신호들을 제공하고, 과형이 0일 때 접지 신호를 제공한다.

[0037] 다양한 실시예들에 따르면, RF 센싱부는 RF 증폭기를 통해 제어기에 의해 공급되는 4개의 기준 동기화 신호들을 수신한다. 동기화 신호들은, 동일한 뒤티(duty) 사이클을 갖지만 상이한 위상 시프트들을 갖는 350kHz 펄스 신호들이며, 일 실시예에 있어서, 위상 시프트들은 서로로부터 90도 위상 시프트된다. 동기화 신호들 중 2개는 입력 과형들의 실수 성분을 생성하기 위한 동-위상 과형들을 생성하기 위해 사용되며, 다른 2개의 동기화 신호들은 입력 과형들의 허수 성분들을 생성하기 위한 직교 과형들을 생성하기 위해 사용된다. 이러한 신호들은 복수의 스위치들에 대한 제어 신호들을 생성하기 위하여 추가적으로 프로세싱된다. 스위치들의 출력들은 신호 출력을 생성하기 위하여 강하게 결부된다. 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.

[0038] 일 실시예에 있어서, 제어기(44)는 출력 RF 에너지에 영향을 미치게끔 RF 증폭기(42)를 제어한다. 예를 들어, 제어기는, RF 에너지가 출력되어야만 하는지 여부 및 RF의 에너지의 출력을 종료해야 할 때를 결정하기 위하여 RF 센싱부(43)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 명령어들 및 세팅들 또는 스크립트 데이터를 수신한다.

[0039] 도 4b에 도시된 바와 같이 다양한 실시예들에 따르면, 발전기는, 시스템 전원 또는 전원 공급장치(45), 제어기(44), 전면 패널 인터페이스(46), 진보된 바이폴라 디바이스 인터페이스(47), RF 증폭기(42) 및 RF 센싱부(43)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(45)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(21) 및 기구 연결들을 지원한다.

[0040] RF 증폭기(42)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(47)를 통해 그리고 궁극적으로는 연결된 전기수술용 디바이스 통해 전달되는 350kHz의 주파수를 갖는 고 전력 사인 과형으로 변환하도록 구성된다. RF 센싱부(43)는 RF 증폭기(42)로부터 측정된 AC 전압 및 전류를 해석하며, 제어기(44)에 의해 해석되는 전압, 전류, 전력, 및 위상을 포함하는 DC 제어 신호들을 생성한다.

[0041] 발전기는, 이하에서 더 상세하게 설명되는 전기수술용 융합 기구와 같은 진보된 바이폴라 디바이스들에 연결하기 위해서만 사용되는, 예시된 실시예에서 디바이스 포트 1 및 디바이스 포트 2인 복수의 특수 연결 리셉터들을 갖는다. 특수 리셉터들을 각각은 어레이 스프링-장전형(spring-loaded) 프로브들 또는 포고(pogo) 핀들을 포함한다. 다양한 실시예들에 있어서, 발전기는 리셉터들에서의 임의의 활성 출력 단자들에 에너지를 공급하기 이전에 진보된 바이폴라 디바이스의 존재를 검출하기 위한 회로를 포함한다.

[0042] 전면 패널 인터페이스(FPI)(46)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(47)는 FPI를 통해

디바이스들에 대한 연결을 제공하는 관통(pass-through) 연결로서 사용된다. FPI는 또한, ABDI를 통해 연결된 전기수술용 디바이스와 제어기(44) 사이에 연결을 제공한다. 일 실시예에 있어서, 디바이스 인터페이스는 FPI의 나머지로부터 전기적으로 분리된다. 다양한 실시예들에 있어서, 인터페이스는, 진보된 바이폴라 디바이스 상의 FRAM을 관독하고 이에 기입하며, 트리거(trigger) 스위치를 관독하고 및/또는 디바이스가 연결되었다는 것을 나타내는 신호를 관독하는 라인들을 포함한다. 일 실시예에 있어서, 진보된 바이폴라 디바이스의 FRAM을 관독하고 기입하기 위하여 제어기의 SPI 인터페이스를 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.

[0043] 다양한 실시예들에 따르면, 발전기는, 제어기가 CPLD들 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 저 전압 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.

[0044] 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.

[0045] 이제 또한 도 5를 참조하면, RF 증폭기는, DC 전압으로부터 RF 증폭기에 공급되는 사인파 신호를 생성하기 위하여 그 내부에서 트랜지스터들의 쌍들이 펄스 폭 변조 및 고장 검출 회로부(31)로부터의 펄스 폭 변조 신호에 따라 스위칭 온 및 오프되는 트랜지스터 H-브리지 회로부를 포함한다. RF 에너지는 디바이스 포트들(45)을 통해 전기수술용 기구로 공급된다. 사인파 신호는 필터 회로부(32)에 의해 필터링되며, 연결되고 활성상태인 전기수술용 기구로 스위칭 및 조직 측정 회로부(33)에 의해 통신된다. 전압, 전류, 전력, 위상 및 다른 측정되는/계산되는 정보는 RF 센싱부(43)와 함께 전압 및 전류 센싱 회로부(34)에 의해 결정된다. 일 실시예에 있어서, 발전기는, RF 증폭기로부터 디바이스 포트들 중 하나의 포트로 RF 에너지를 선택적으로 스위칭하거나 또는 조향(steer)하는 릴레이 매트릭스를 포함한다. 일 실시예에 있어서, 스위칭 및 조직 측정 회로부(33)는, RF 전력이 턴 온되기 이전에 기구 및/또는 조직 임피던스를 측정하기 위해 사용되는 저 전압 네트워크 분석기 회로를 포함한다. 성공적인 경우, 예를 들어, 전기수술용 디바이스에 대하여 단락 또는 개방이 검출되지 않는 경우, RF 에너지가 스위칭되며, 그에 따라서 RF 증폭기(42)가 RF 에너지를 디바이스 포트들(45) 중 하나로 공급하게 된다.

[0046] 일 실시예에 있어서, RF 증폭기(42)는, RF 증폭기의 출력 레벨을 설정하기 위하여 사용자 인터페이스를 통해 사용자에 의해 입력되는 전압 및 전류 설정 값들을 수신한다. 사용자 설정 값들은 RF 증폭기의 디지털 대 아날로그 변환기들에 의해 동작 레벨들로 전환된다. 일 실시예에 있어서, 설정 값들은 최대 전압 출력, 최대 전류 출력, 및 최대 전력 출력을 포함한다. 다양한 실시예들에 따르면, RF 증폭기는 이러한 설정 값들 중 하나 이상에 기초하여 RF 에너지를 제공하며, 예컨대, 설정 값들 중 하나 이상이 초과되지 않도록 RF 증폭기의 출력 전압을 제공한다.

[0047] 다양한 실시예들에 따르면, RF 증폭기는 특정 시스템 전기 측정들뿐만 아니라 DC 대 RF 변환 프로세스를 관리한다. 스위칭 및 조직 측정 회로부는 출력 전극들로 RF 트랜스포머들 또는 측정 컴포넌트들을 라우팅(route)한다. 다양한 실시예들에 따르면, 볼트-암페어(volt-ampere; VA)는 발전기에 의해 제공되는 피상 전력에 대하여 사용되는 단위이며, 이는 제곱 평균 제곱근(RMS) 전압 및 RMS 전류의 곱과 동일하다. 직류(DC) 회로들에 있어서, 이러한 곱은 와트의 실제 전력(유효 전력)과 동일하다. 볼트-암페어는 교류(AC) 회로들(동일한 주파수의 사인파 전압들 및 전류들)의 맥락에서 유용하다. 볼트-암페어 및 와트는 전력의 규모(dimension)(에너지의 시간 레이트)를 갖지만, 여전히 상이하다.

[0048] 제어기 FPGA는 RF 출력 릴레이들의 다이렉트(direct) 제어를 갖는다. 출력 릴레이 구성은 어떤 드라이브 신호(RF 또는 조직 측정)가 어떤 디바이스 포트로, 즉, 도 5a 및 도 5d에 도시된 바와 같은 디바이스 포트 1 또는 디바이스 포트 2 중 어디로 라우팅될지를 결정한다. 교정 동안, 이들은 또한 디바이스 부하(조직과 접촉하는 연

결된 전기수술용 기구의 부하)에 연결하기 이전에 이를 교정하기 위하여 조직 측정 분석기에 걸친 미리 결정된 부하, 예를 들어, 설정 값을 갖는 저항기에 연결될 수 있다. RF 출력 릴레이들은 RF 증폭기(42) 옆에 위치되거나 또는 RF 증폭기 내에 통합된다.

[0049] 다양한 실시예들에 따르면, 제어기는, 디바이스 1 포트에 RF 에너지 버스를 연결하기 위하여 디바이스 1 릴레이 쌍(61)에 대한 디바이스 1 릴레이 제어 신호들의 쌍을 생성한다. 유사한 방식으로, 제어기는, 디바이스 2 포트에 RF 에너지 버스를 연결하기 위하여 디바이스 2 릴레이 쌍(62)에 대한 디바이스 2 릴레이 제어 신호들의 쌍을 생성한다. RF 증폭기 릴레이 쌍(63)은 RF 증폭기 출력이 RF 에너지 버스에 연결될지 여부를 제어하며, 조직 측정 릴레이 쌍(64)은 조직 측정 분석기가 RF 에너지 버스에 연결될지 여부를 제어한다. RF 증폭기 및 조직 측정 분석기는 RF 에너지 버스에 대한 소스들이며, 디바이스 포트들은 선택된 에너지에 대한 목적지들이다. 조직 측정 교정 릴레이(65)는 미리 결정된 교정 부하를 RF 에너지 버스에 걸쳐 연결한다.

[0050] 다양한 실시예들에 따르면, 이와 같은 것이 RF 에너지의 흐름 또는 조직 측정 회로의 출력을 디바이스 포트들 중 하나로 보내기 위해 사용된다. 릴레이 신호들의 4개의 쌍들이 시스템을 통한 에너지의 흐름을 변화시키는 릴레이들의 4개의 쌍들을 제어한다. 제 1 릴레이 쌍은, 고 전력 RF 신호들이 ABDI(47)로 그리고 궁극적으로는 연결된 디바이스를 통해 흐르는 것을 가능하게 한다. 제 2 릴레이 쌍은, 조직 측정 회로가 ABDI를 통해 디바이스들로 신호들을 전송하고 이들로부터의 신호들을 측정하는 것을 가능하게 한다. 제 3 및 제 4 릴레이 쌍은, 신호가 고 전력 RF 신호들인지 또는 조직 측정 신호들인지와 무관하게, 신호가 ABDI를 통해 디바이스 1 또는 디바이스 2 중 하나로 흐르는 것을 가능하게 한다. 릴레이들을 제어하는 신호들은 제어기(44)에 의해 제어된다.

[0051] 교정 신호는, 제어기 상의 조직 측정 회로가 미리 결정된 부하(66)를 측정하는 것을 가능하게 하는 제 5 릴레이를 제어한다. 릴레이들이 개방될 때 하이(HIGH)인 릴레이 회로들로의 입력 신호들이 인버터(inverter)들에 의해 반전된다. 인버터들로의 출력은 MOSFET들에 연결되며, 이는 릴레이를 제어한다. 릴레이가 닫혀야만 할 때, 릴레이 회로로의 입력은 로우(LOW)가 되며, 이는 인버터의 출력 및 그에 따른 MOSFET으로의 입력이 하이가 되게끔 한다. MOSFET의 입력이 하이일 때, 이는 5V가 코일을 통해 흐르는 것을 허용하며, 이는 릴레이를 닫고 신호가 통과되는 것을 가능하게 한다. 릴레이들은 특정 순서 또는 시퀀스로 개방되고 닫히며, 이는 제어기에 의해 결정된다.

[0052] 다양한 실시예들에 따르면, 릴레이들이 디바이스 포트 1 상의 RF 또는 조직 측정 에너지에 대하여 구성될 때 디바이스 1 활성화 신호가 어서트(assert)되며, 릴레이들이 디바이스 포트 2 상의 RF 또는 조직 측정 에너지에 대하여 구성될 때 디바이스 2 활성화 신호가 어서트되고, RF 증폭기가 온이고 릴레이들이 각기 디바이스 1 상의 RF 에너지 또는 디바이스 2 상의 RF 에너지 구성들에 있을 때에만 디바이스 1 및 디바이스 2 RF 온 신호들이 활성상태이다.

[0053] 제어기 FPGA는 마이크로제어기에 의해 제공되는 세팅들에 기초하여 RF 증폭기를 제어한다. 일 실시예에 있어서, 마이크로제어기로부터의 세팅들은 연결된 전기수술용 기구에 부착된 메모리로부터 검색된 스크립트 파일에 의해 설정된다. 일 실시예에 있어서, 마이크로제어기는 희망되는 전압, 전류 및 전력 레벨들을 설정하고, RF 증폭기 출력을 인에이블(enable)한다.

[0054] 일 실시예에 있어서, 저 전력 버퍼형(buffered) 전압-출력 DAC가 제어 루프 및 오차 증폭기에 대한 전압, 전류 및 전력에 대한 설정 값을 제공한다. 제어 루프 또는 시스템은 도 5e에 예시된다. 전압, 전류, 및 전력 피드백 전압들(84, 85 및 86)은 이득 스테이지(gain stage)(87)로서 도시된 필터를 통과한다. 이러한 필터링된 피드백은 개별적인 설정 값을 파라미터들과 함께 합산되며(88), 그런 다음 각각의 오차가 각각의 파라미터에 대해 튜닝(tune)된 회로(89)를 통해 적분(integrate)된다. 오차 출력들의 전부는, 최저 출력이 PWM 회로(90)를 제어하도록 다이오드들(80)과 함께 접합(junction)한다.

[0055] 저역-통과된 전압, 전류 및 전력 피드백 신호 및 반전된 설정 전압, 전류 및 전력 신호들(VSET(81), ISET(82), 및 PSET(83))의 각각이 저항기를 통과하며, 각각의 제어 루프에서 오차 신호로서 간주되는 (FVltFBT - Vset)/2, (FCurFBT - Iset)/2, 및 (FPwrFBT - Pset)/2의 진폭을 갖는 신호를 만들기 위하여 함께 결합한다. 다음 스테이지는, 그것의 입력에서의 오차 신호 변화들의 결과로서 DC 신호(VError, IError, PError)를 생성하는 비례-적분 제어기(PI)이다. VError, IError, PError는, RF 증폭기(42)에 대하여 특정 PWM 뉴터 사이클을 강제하기 위하여 주 제어 루프의 제어 하에 있는 전압, 전류 또는 전력 중 하나를 정의하기 위하여 합산 접합부(summing junction)에서 사용된다.

[0056] 이제 또한 도 6을 참조하면, RF 센싱부(43)는, 전기수술용 기구에 공급되고 있는 RF 에너지를 샘플링(sample)하

는 동기 검출기를 포함한다. RF 센싱부는, 공급되는 RF 에너지를 기준 신호 또는 신호들에 곱함으로써 RF 에너지의 원치 않는 고조파를 제거한다. 신호 곱(signal product)으로부터, RMS 전압, RMS 전류, 피상 전력 및 위상 정보가 계산될 수 있다. RF 센싱부는 ADC 회로부(36), 분리 컴포넌트들(37), FPGA(38) 및 DAC(39)를 포함한다. 원시(raw) 전류 및 전압 데이터의 실수 및 허수 성분들은 아날로그 대 디지털 회로들을 통해 결정되며, 이러한 성분들은 성분들의 프로세싱을 위하여 분리 장벽들 또는 컴포넌트들(37)을 통해 FPGA(38)에 제공된다. 예시된 실시예에 있어서, 2개의 디바이스 채널들이 2개의 진보된 바이폴라 전기수술용 틀 포트들 및 연관된 기구들에 대해 제공된다. 고장 검출 데이터(35)가 FPGA(38)를 통해 공급되며, 측정되거나 또는 계산된 전압, 전류, 전력 및 위상의 디지털 형태들이 DAC 회로부(39)에 의해 제공된다. 일 실시예에 있어서, FPGA는 동기 검출기로부터의 피드백 신호의 신호 조절을 담당하며, 또한 고장들의 검출을 담당한다.

[0057] ADC들(36)은, 각각의 디바이스 포트 상의 출력 신호의 전압 및 전류에 대한 실수 및 허수 값들을 나타내는 동기 검출기의 출력을 동시에 샘플링한다. 이들이 샘플링한 이후에, FPGA는 ADC 제어 모듈 내에 이러한 값들을 저장한다. ADC 오차 정정 모듈은, 오프셋(offset) 및 이득 정정들을 적용함으로써 샘플링 오차들을 정정하기 위하여 멀티플렉서를 통해 ADC 제어 모듈로부터 이러한 데이터를 풀링(pull)한다.

[0058] ADC 오차 정정 모듈의 출력은 활성상태 및 비활성상태 디바이스 포트 둘 모두로부터의 전압 및 전류의 실수 및 허수 성분들의 표현이다. ADC 정정 모듈의 출력은 또한 위상 계산을 위하여 활성상태 디바이스 포트로부터의 각각의 신호에 대한 부호(sign) 비트를 출력한다. 분리 모듈은 활성상태 디바이스 포트로부터 전압 및 전류에 대한 실수 및 허수 값들을 취하며, RMS 전압, RMS 전류, 및 피상 전압 크기들 및 전압과 전류 사이의 위상을 연산한다. 일단 이러한 값들이 연산되면, DAC 오차 정정 모듈은 각각의 신호의 스케일링(scale)되고 부호화된 표현에 오프셋 및 이득 정정들을 적용한다. 전압, 전류, 전력, 및 위상에 대한 DAC 오차 정정은 순차적으로 이루어진다. 데이터는 DAC 제어기 모듈로 전송된다. DAC 제어기 모듈은 데이터를 DAC들로 전송한다.

[0059] FPGA(38)는 전압 및 전류의 실수 및 허수 값을 모니터링하고, 그들의 값들이 비활성상태 디바이스 포트 상에서 특정 문턱값을 넘어 벗어나는 경우, 고장 코드들을 생성한다. 추가적으로, 동기화 신호들 사이의 위상 관계가 상실된 경우, FPGA는 고장 코드를 생성할 것이다. 동기화 모니터링 모듈은, 항상 서로 180도의 위상차를 가지는 4개의 입력들을 갖는다. 이러한 모듈은 신호들 사이의 유효 시간 관계들을 모니터링하며, 위반이 존재하는 경우 오차를 플래그(flag)한다.

[0060] 다양한 실시예들에 따르면, RF 센싱부 FPGA는 RF 피드백 신호들 내의 오차들을 정정하고 이러한 신호들의 크기 및 위상을 계산하도록 구성된다. RF 센싱부의 동기 검출기는, RF 증폭기로부터의 전압 및 전류 피드백 신호들의 동-위상(실수) 및 직교(허수) 성분들을 생성하기 위하여 제어기 FPGA에 의해 생성된 동기화 신호들을 사용한다. RF 센싱부 FPGA는 제어기에 의해 생성된 동기화 신호들 사이의 위상 관계를 모니터링하며, 위상 관계가 고장날 때 고장을 어서트한다.

[0061] 다양한 실시예들에 따르면, 복수의 동기화 신호들은 RF 센싱부에 대한 클럭 입력들로서 사용된다. 동기화 신호들은 동일한 둑티 사이클 및 주파수를 갖는다. 그 신호들 사이의 유일한 차이점은 위상 관계이다. 예를 들어, 일 실시예에 있어서, 제 1 동기화 신호는 기준으로서 사용되며, 제 2 동기화 신호는 제 1 동기화 신호와 동일하지만 180도만큼 지연된다. 제 3 동기화 신호는 제 1 동기화 신호로부터 90도만큼 지연되며, 제 4 동기화 신호는 제 1 동기화 신호로부터 270도만큼 지연된다. 이러한 4개의 신호들에 의해 제공되는 클럭 에지(edge)들은 RF 출력 신호의 적절한 샘플링을 위하여 RF 센싱부에 의해 요구되는 정확한 타이밍을 제공한다.

[0062] 다양한 실시예들에 따르면, 전기수술용 발전기는 RF 출력 전압 및 전류를 측정한다. 그러나, 발전기의 전기수술용 성질에 기인하여, 측정들은 분리된 회로부를 사용하여 이루어질 것이 요구된다. 신호 대 잡음 비가 상대적으로 높기 때문에, 전압 측정은 단순할 수 있다. 그러나, 전류 트랜스포머를 사용하는 전류 측정은 문제가 되며, 이는, 회로 내에 상당한 레벨의 PWM 출력 스테이지 스위칭 잡음(noise)이 존재하며 전형적인 전류 트랜스포머의 분리가 희망되거나 또는 요구되는 정확성을 위해 이러한 잡음을 충분히 억제할 수 없기 때문이다. 센트 저항기 및 (플로팅(floating)) 아날로그 대 디지털 변환(ADC)을 기준으로 하는 2차축을 사용하여 직접적으로 출력 전압 및 전류를 샘플링하는 것은 또한 상이한 문제점을 생성할 수 있다.

[0063] PWM 스위칭 잡음은 기본 PWM 캐리어(carrier) 주파수와 고조파적으로 연관되지 않으며, 넓은 대역폭을 갖는다. 이러한 잡음은, 희망되거나 또는 필요한 정확성을 달성하기 위하여 신호를 상당히 오버-샘플링함으로써 극복될 수 있다. 그러나, 350 kHz PWM 캐리어 주파수, 64배의 나이퀴스트 샘플링 주파수 및 12-비트 해상도(resolution)를 가지면, 디지털 스트림의 요구되는 속도는 ADC 채널 당  $5.376 \times 10^8$  비트/초이다. 이러한 성능을

갖는 ADC들 및 디지털 아이솔레이터(isolator)들은 소싱(source)하기 어렵고 상대적으로 비싸다.

[0064] 다양한 실시예들에 따르면, 정확한 아날로그 프리프로세서(preprocessor)를 사용함으로써 디지털 스트림에 대한 주파수 요건들이 낮춰질 수 있다. 아날로그 프리프로세서는, 시간에 따른 RF 출력 전압 및 전류의 변화가 상대적으로 느리며, 일반적으로 이러한 신호들의 유용한 대역폭들이 협소하다는 사실을 사용한다.

[0065] 일 실시예에 있어서, 아날로그 프리프로세서는, 캐리어 주파수 근처에 집중된 영역으로부터 0에 이르기까지의 RF 신호 스펙트럼의 전달을 가능하게 하는 동기 검출기를 포함한다. 협소화된 대역폭은 ADC들 및 디지털 아이솔레이터들에 대한 복잡성을 크게 단순화한다. 이와 같이, ADC 샘플링 주파수가 낮을 수 있으며, 디지털 아이솔레이터 스루풋들이 감소된다. 디지털 아이솔레이터 결합 커파시턴스가 또한 감소된 또는 최소 수의 병렬 채널들에 기인하여 감소된다. 일반적으로, 프로세싱 속도 요건들이 감소되며, 이는 더 낮은 비용의 컴포넌트들을 야기한다.

[0066] 도 6a 내지 도 6d를 참조하면, 다양한 실시예들에 있어서, 동기 검출기는 회로의 전체 정확성을 정의하는 아날로그 곱셈기(multiplier)를 포함한다. 그러나, 오프-대역(off-band) PWM 잡음 및/또는 350 kHz 캐리어 주파수의 존재에 기인하여, 기존의 아날로그 곱셈기들은 0.5% 또는 더 양호한의 정확성 요건을 충족시키지 못할 것이다.

[0067] 스펙트럼 변환을 위해 요구되는 로컬 발진기(local oscillator; LO)는 비-사인파적일 수 있다. 이러한 파형 내에 존재하는 이득 레벨들의 수가 제한되는 경우, 아날로그 곱셈기는 곱셈기 대신에 아날로그 스위치들을 사용하여 구현될 수 있다.

[0068] 일 실시예에 있어서, 도 6a 내지 도 6b에 도시된 바와 같이, 사용되는 LO 파형(95, 96)은 사각파(square wave)이며, 여기에서 이득(91, 92)은 +1 또는 -1 중 하나일 수 있다. 스위치들의 출력들에서의 저역 통과 필터(low pass filter; LPF)들(93, 94)은, 고주파수들을 갖는 변환 성분들을 억제하고 평균을 내기 위하여 사용된다. 동기 검출기의 입력 신호(97)는 기본 주파수로서 정의될 수 있다:

$$\omega = \frac{2\pi}{T}$$

[0069] 여기에서 T는 기본 주기로서 정의되며, A는 기본 진폭이고, p는 기본 위상이다. 3차 고조파 주파수는 다음과 같이 정의될 수 있다:

$$3\omega = \frac{6\pi}{T}$$

[0070] 여기에서 kA는 3차 고조파 주파수의 진폭으로서 정의되며, k는 기본 분의(over) 3차 고조파 진폭의 비율이고, q는 3차 고조파 주파수의 위상이다. 동기 검출기의 실수(Re) 및 헤수(Im) 출력 전압들은 다음과 같다:

$$\begin{aligned} Re &= \frac{A}{T} \left\{ -\int_{-\frac{T}{2}}^{\frac{T}{2}} (\cos\left(\frac{2\pi t}{T} + p\right) + k \cos\left(\frac{6\pi t}{T} + q\right)) dt + \int_{\frac{T}{4}}^{\frac{T}{2}} (\cos\left(\frac{2\pi t}{T} + p\right) + k \cos\left(\frac{6\pi t}{T} + q\right)) dt - \right. \\ &\quad \left. \int_{\frac{T}{4}}^{\frac{T}{2}} (\cos\left(\frac{2\pi t}{T} + p\right) + k \cos\left(\frac{6\pi t}{T} + q\right)) dt \right\} = \frac{A}{6\pi} (-3 \sin p + 3 \cos p - k \sin q - k \cos q) + \frac{A}{6\pi} (6 \cos p - k \cos q) + \frac{A}{6\pi} (3 \sin p + 3 \cos p + k \sin q - k \cos q) = \frac{A}{2\pi} (4 \cos p - k \cos q) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} Im &= \frac{A}{T} \left\{ -\int_{-\frac{T}{2}}^0 (\cos\left(\frac{2\pi t}{T} + p\right) + k \cos\left(\frac{6\pi t}{T} + q\right)) dt + \int_0^{\frac{T}{2}} (\cos\left(\frac{2\pi t}{T} + p\right) + k \cos\left(\frac{6\pi t}{T} + q\right)) dt \right\} = \\ &\quad \frac{A}{3\pi} (-3 \sin p - k \cos q) + \frac{A}{3\pi} (-3 \sin p - k \cos q) = -\frac{A}{3\pi} (6 \sin p + 2k \sin q) \end{aligned}$$

[0071] 입력 신호 스펙트럼 내에 오로지 기본 주파수만 존재하는 경우(k=0)에 있어서, 복소 진폭은 다음과 같이 계산될 수 있다:

$$Mod = \frac{2A}{\pi}$$

$$Arg = Atan \frac{-\sin p}{\cos p}$$

[0078] 3차 고조파의 진폭이 0이 아닌 경우, 복소 진폭은 상이한 결과를 가질 수 있다.

[0079] 다양한 실시예들에 따라서, 이제 도 6c 내지 도 6d를 참조하면, 3-레벨 파형 로컬 발진기에 의해 생성된 복소 LO 3-레벨 파형(98,99)이 사용될 수 있다. LO 3-레벨 파형을 사용함으로써, 실수 및 허수 출력 전압들이 3차 고조파의 존재와 무관하게 되지만, 더 높은 차수의 고조파가 존재하는 경우 이는 왜곡될 수 있다. 동기 검출기의 실수(Re) 및 허수(Im) 출력 전압들은 다음과 같다:

$$Re = \frac{A}{T} \left\{ - \int_{\frac{T}{2}}^{\frac{T}{2}} (\cos\left(\frac{2\pi t}{T} + p\right) + k \cos\left(\frac{6\pi t}{T} + q\right)) dt + \int_{\frac{6T}{6}}^{\frac{T}{2}} (\cos\left(\frac{2\pi t}{T} + p\right) + k \cos\left(\frac{6\pi t}{T} + q\right)) dt - \int_{\frac{T}{3}}^{\frac{T}{2}} (\cos\left(\frac{2\pi t}{T} + p\right) + k \cos\left(\frac{6\pi t}{T} + q\right)) dt \right\} = \frac{A}{12\pi} (-3 \sin p + 3\sqrt{3} \cos p - 4k \sin q) + \frac{A\sqrt{3}}{2\pi} \cos p + \frac{A}{6\pi} (3 \sin p + 3 \cos(p + \frac{\pi}{6}) + 2k \sin q)$$

[0080]  $\cos\left(p + \frac{\pi}{6}\right) = \frac{1}{2}(\sqrt{3} \cos p - \sin p)$  이기 때문에,

[0081]  $\frac{A}{6\pi} (3 \sin p + 3 \cos(p + \frac{\pi}{6}) + 2k \sin q) = \frac{A}{12\pi} (6 \sin p + \sqrt{3} \cos p - \sin p + 2k \sin q)$  이고,

[0082]  $Re = \frac{A\sqrt{3}}{\pi} \cos p$

$$Im = \frac{A}{T} \left\{ - \int_{\frac{5T}{12}}^{\frac{T}{2}} (\cos\left(\frac{2\pi t}{T} + p\right) + k \cos\left(\frac{6\pi t}{T} + q\right)) dt + \int_{\frac{12T}{12}}^{\frac{5T}{12}} (\cos\left(\frac{2\pi t}{T} + p\right) + k \cos\left(\frac{6\pi t}{T} + q\right)) dt \right\} = -\frac{A\sqrt{3}}{2\pi} \sin p - \frac{A\sqrt{3}}{2\pi} \sin p = -\frac{A\sqrt{3}}{\pi} \sin p$$

[0083] 이다.

[0084] 이러한 경우에 있어서, 복소 진폭은 다음과 같다:

[0085]  $Mod = \frac{A\sqrt{3}}{\pi}$

[0086]  $Arg = Atan \frac{-\sin p}{\cos p}$

[0087] 따라서, 임의의 레벨의 3차 고조파의 존재에 대한 의존성이 제거된다. 다양한 실시예들에 따르면, RF 증폭기의 대칭적 성질은 자연적으로 낮은 레벨들의 짹수 고조파를 갖는 신호들을 생성한다. 일 실시예에 있어서, 저역 통과 필터들은 고주파수 PWM 캐리어 성분을 억제하며, 이는 5차 고조파를 충분히 낮은 레벨로 억제하는 것이 가능하다. 동기 검출기의 동작의 추가적인 예들은, 저역 통과 필터(93)에 의한 필터링 이전의 개별적인 출력들에서의 예시적인 신호 파형들(SynchDetRe 및 SynchDetIm)에 의해 제공되며, 예시적인 입력 신호 ( $Uin = \cos \omega t$ )가 도 6e 내지 도 6f에 또한 도시된다. 도 6g는 시프트된 입력 신호 위상(예를 들어,

$Uin = \cos(\omega t + \pi/4)$ )을 예시하는 예시적인 신호 파형을 제공하며, 이러한 입력 신호에 대한 저역 통과 필터(93)에 의한 필터링 이전의 개별적인 출력들에서의 유사한 예시적인 신호 파형들(SynchDetRe 및 SynchDetIm)은 도 6h 내지 도 6i에 도시된다. 도 6j는 상당히 손상되지만(corrupted) 그러나 4차 고조파보다 더 높은 고조파를 갖지 않는 예시적인 입력 신호 파형을 제공하며, 이러한 입력 신호에 대한 저역 통과 필터(93)에 의한 필터링 이전의 개별적인 출력들에서의 유사한 예시적인 신호 파형들(SynchDetRe 및 SynchDetIm)은 도 6k 내지 도 6l에 도시된다. 이와 같이, 그리고 예시된 바와 같이, 다양한 실시예들에 따른 동기 검출기는 이러한 입력 신호들의 기본 진폭 및 위상을 정확하게 복원할 수 있으며, 그에 따라서 위상 및/또는 위상의 변화의 레이트의 검출 및 측정들 또는 계산들을 위하여 실수(Re) 및 허수(Im) 출력 전압들을 정확하게 제공할 수 있다.

[0088] 이제 도 7 및 도 8을 참조하면, 제어기(44)는, 출력되고 있는 RF 에너지(예를 들어, 전압, 전류, 전력 및/또는 위상)을 나타내는 평탄한 변조된 DC 신호를 외삽(extrapolate)하고 및/또는 잡음을 제거하기 위한 평활기(smooother) 또는 평활 모듈 또는 회로부(68)를 포함한다. RF 평활기 이전의 그리고 이후의 예시적인 RF 에너지가 도 19 내지 도 20에 도시된다. 일 실시예에 있어서, 데이터 샘플러(69)는 측정들이 이루어지는 아날로그 대 디지털(ADC) 위상, 전압, 전류 및 전력 채널들로부터 균등하게 이격된 원시 데이터 값들을 수집하며, 그런 다음 RF 평활기(68)는 원시 값들을 결과적인 평활된 값들로 필터링하기 위하여 평활 알고리즘을 적용한다. 위상

최소 및 제로 크로싱 지점들과 같은 관심이 있는 또는 이벤트들의 다양한 지점들을 결정하기 위하여 추가적인 분석이 수행된다. 이러한 관심이 있는 지점들은 상태 변화들을 트리거하기 위하여 이벤트 핸들러(event handler)(67)로 전달된다. 일 실시예에 있어서, 발전기는 상태들을 변화시키기 이전에 관심이 있는 또는 이벤트들의 특정 지점들이 도달될 것을 기다린다.

[0090] 일 실시예에 있어서, RF 평활기(68)는 RF 평활기에 의해 제공되는 평활된 위상 데이터 내의 로컬 최소 지점을 검출하며, 관심이 있는 이러한 지점은 스크립트 동작 엔진(65)으로 통지하는 이벤트 핸들러(67)로 전달된다. 일 실시예에 있어서, RF 평활기는, 예를 들어, 최대 ADC 카운트(count)들의 약 절반과 동일한 ADC 판독에 의해 표시되는 제로 크로싱을 검출하며, 관심이 있는 이러한 지점이 동작 엔진(65)에 통지하는 이벤트 핸들러로 전달된다. 입력 및 출력 명령들, 인터럽트들 및 이벤트 검출들은 질의/명령 인터페이스(66)에 의해 제공된다.

[0091] 다양한 실시예들에 따르면, 동작 엔진(65)은, 발전기가 비제한적으로 상이한 다수의 전기수술용 기구들, 수술 절차들 및 선호사항들을 포함하는 상이한 동작 시나리오들을 수용하기 위하여 구성가능해지게끔 인에이블 한다. 동작 엔진은 수신된 데이터에 기초하여 발전기의 동작을 특별하게 구성하기 위하여 외부 소스로부터 데이터를 수신하고 이를 해석한다.

[0092] 동작 엔진은, 디바이스 플러그 또는 키(102) 상의 메모리 디바이스로부터 판독되는 디바이스 데이터베이스 스크립트 파일(101)로부터 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, 스크립트는, 예를 들어 측정된 위상이 70도보다 더 클 때 단락 상태의 표시 또는 예를 들어 측정된 위상이 -50도보다 더 작을 때 개방 상태의 표시를 포함하는 트리거 이벤트들 또는 지시자(indicator)들을 포함한다.

[0093] 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 정의된 동작들 또는 동작 상태들을 제어하거나 또는 관리하는 미리 정의된 상태들이다. 일 실시예에 있어서, 시스템 상태들은, 시스템이 존재할 수 있는(예를 들어, 아이들(idle) 대 활성화된 상태) 구성들의 미리-정의된 세트이며, 그것의 기능들은 전기수술용 발전기 내로 하드-코딩(hard-code)된다. 예를 들어, RF 완료(done) 상태는, RF 에너지 사이클이 오류를 없이 완료되었다는 것을 나타내는 시스템 상태이다. 사용자 상태들은, 이를 통해 맞춤화되거나 또는 특수화된 동작들 및 값들이 특정 기구, 절차 및/또는 선호사항에 대하여 외부 소스로부터의 지시에 의해 수립될 수 있는 프레임워크(framework)를 제공한다.

[0094] 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 지시들을 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, 연산자(operator) 또는 절차 특정 상태들을 제공할 수 있으며, 일 실시예에 있어서, 사용자 상태들은 특정 상태들을 테스트하거나 또는 진단하기 위하여 제공될 수 있다.

[0095] 예시적인 2개의 사용자 상태 프로세스가 도 10에서 일 예로서 도시된다. 프로세스는 시스템 상태 아이들(system state Idle)(71)에서 시작한다. 스위치가 눌려지는(어서트되는) 경우(78), 발전기는 사용자 상태 1(72)로 전환된다. 종료 조건에 기초하여, 발전기는 다음 상태, 즉 사용자 상태 2(73) 또는 시스템 상태들(예를 들어, RF\_완료(74) 또는 오류(75)) 중 하나로 전환된다. 사용자 상태 2 이후에 사용자 상태가 존재하지 않는 경우, 프로세스는 시스템 상태 아이들이 아닌 시스템 상태로 다시 전환되며, 이는 그런 다음 발전기를 다시 시스템 상태 아이들로 전환할 것이다.

[0096] 각각의 상태에 대한 종료 기준 또는 조건(79)은 발전기에 의해 이루어진 측정들에 기초하여 스크립트에 대한 로직 경로를 정의하며, 그에 따라서 발전기는 사용자 상태 간에 전환된다. 그러나, 종료 조건이 예상된 로직 경로와 매칭되지 않는 경우, 밀봉(seal) 또는 동작 사이클이 성공적으로 완료되지 않은 것으로 간주되며, 시스템 상태 오류(75)가 달성된다. 종료 조건이 예상된 로직 경로와 매칭되거나 또는 동작 사이클의 완료를 나타내는 경우, 동작 사이클은 성공적으로 완료된 것으로 간주되며, 시스템 상태 RF\_완료(74)가 달성된다. 일 실시예에 있어서, 스위치가 융합 사이클의 완료 이전에 릴리즈되는 경우, 시스템 상태 스위치\_릴리즈(76)가 달성된다. 다양한 실시예들에 따르면, 융합 또는 동작 사이클을 완료하기 위한 최대 시간이 초과되었다는 것을 나타내는 타임 아웃 상태와 같은 다른 일반적인 시스템 오류를 또는 예상된 로직 경로로부터의 예상되지 않은 벗어남(deviation)들을 처리하기 위하여 추가적인 시스템 상태들이 미리 정의될 수 있다. 추가적으로, 단지 2개의 사

용자 상태들만이 도시되었지만, 발전기는, 특정한 전기수술용 기구들, 절차들 및/또는 선호사항들 또는 이들의 범위에 대하여 확장된 로직 경로를 제공하기 위하여 추가적인 사용자 상태들을 포함하도록 확장가능하며 구성가능하다.

[0097] 스크립트들을 통하여, 전기수술 또는 융합 프로세스와 관련된 개별적인 파라미터들 또는 조건들이 설정될 수 있다. 예를 들어, RF 에너지 활성화 이전의 전기수술용 기구에 대한 용인가능 임피던스 레벨들, 최대 전압, 전류 및 전력 세팅들(몇 일 실시예에 있어서, 각각에 대하여 대응하는 사용자 조정가능 레벨 세팅들(예를 들어, 레벨 1-3)), 활성화 및 비활성화를 위한 스위치 어서트 및 디-어서트 유지 시간(dwelling time)들, 및 초기 연결에서의 및 동작 사이클의 완료 다음의 스틱 버튼(stuck button) 오류 시간들.

[0098] 일 실시예에 있어서, 동작 엔진은, 동작 제어 파라미터들 및 출력 특성들을 제공하는 적어도 30개의 상태들, 즉 5개의 시스템 상태들 및 25개의 사용자 상태들을 제공한다. 이러한 특성들은, 발전기의 출력 범위들의 완전한 스케일이거나 또는 그 아래의 임의의 레벨일 수 있는 전압, 전류 및 전력 출력 범위들을 정의한다. 일 실시예에 있어서, 각각의 상태는, RF 출력을 인에이블하거나 또는 디세이블(disable)하기 위한 것과 같은 동작 조건들을 제공하고, RF 출력 조절 레벨들을 수정할 뿐만 아니라, 예를 들어, 시간, 전압, 전류, 전력, 또는 위상(Φ) 또는 이러한 값들의 조합들에 기초하여 상이한 이벤트들 또는 제어 지시자들을 인식하고 그에 따라 행동하며, 다른 사용자 상태, 오류 상태, 또는 완료 상태로 전환하기 위한 능력을 갖는다. 일 실시예에 있어서, 동작 엔진이 이벤트 핸들러 또는 RF 평활기로부터 수신하는 데이터는 이중 지수 평활 알고리즘(double exponential smoothing algorithm) 또는 지수 이동 평균 알고리즘(exponential moving average algorithm)에 따라 평활된 상태이다. 전압, 전류, 전력 및 위상 평활 파라미터들은 디바이스 스크립트 내에서 개별적으로 설정될 수 있다.

[0099] 일 실시예에 있어서, 1ms마다, 데이터 샘플러는 ADC 채널 측정치들, 예를 들어, 전압, 전류, 전력 및 위상각을 판독하고 저장한다. ADC 측정치들이 프로세싱된 이후에, 데이터 샘플러는 RF 평활기를 호출한다. RF 평활기는 ADC 측정치들을 평활하거나 또는 필터링하며, 그런 다음 이벤트 핸들러에 통지한다. (예를 들어, 15ms마다 체크하는) 이벤트 핸들러가 특정 이벤트 또는 지시자가 발생하였다는 것을 발견하는 경우, 이벤트 핸들러는 동작 엔진(65)에 통지한다. 동작 엔진이 그 이벤트를 프로세싱한 이후에, 동작 엔진은 다음의 일련의 이벤트 평가들을 위하여 이벤트 핸들러를 셋업한다.

[0100] 일 실시예에 있어서, 이벤트 핸들러는 디바이스 스크립트에 의해 정의된 바와 같은 스크립트 이벤트들의 세트를 평가하도록 구성된다. 스크립트 이벤트는, 불 논리식(Boolean equation)을 설명하는 후치(역 폴란드식 표기법(Reverse Polish Notation; RPN)) 토큰들의 그룹화이다. 동작 엔진(65)은 이벤트 핸들러에 디바이스 스크립트 데이터베이스에 대응하는 포트 및 스크립트 상태(68)를 제공한다. 이벤트 핸들러는, 그 상태 및 각각의 이벤트가 불 논리식에 의해 설명되는 그 상태의 각각의 이벤트를 평가한다. 이벤트 핸들러는 불 논리식의 값을 계산한다. 어떤 상태의 임의의 이벤트 평가가 참(true)인 것으로 판명되는 경우, 이벤트 핸들러는 스크립트 동작 엔진에 통지하며, 이는 특정 상태의 이벤트가 경험되었다는 것을 나타내고, 스크립트가 계속해서 실행되어야 할 디바이스 스크립트 데이터베이스 내의 다음 장소를 제공한다. 이벤트가 발견되지 않는 경우, 이벤트 핸들러는 스크립트 동작 엔진에 통지하지 않는다. 일 실시예에 있어서, 이벤트 핸들러는, 이벤트들이 순차적으로 평가되는 주어진 샘플링 시간 당 10개에 이르는 이벤트들을 평가하도록 구성된다.

[0101] 이벤트 핸들러는, 시스템 타이머(70)로부터 타이머 값들, 연결된 디바이스로부터 스위칭 이벤트들(눌림, 릴리즈)(72), 및 진단 포트(71)로부터 시뮬레이션된 스위칭 이벤트들을 획득한다. 이벤트 핸들러는 또한, 전역 타임아웃 또는 상태 타임아웃과 같은 시간 기반 이벤트들, 및 과-전압 또는 과-전류 상태들과 같은 다른 복구가능 오류들을 체크한다. 일 실시예에 있어서, 이러한 체크는, 디바이스 스크립트에 의해 설정된 한계들과 다양한 ADC 값을 판독하고 비교함으로써 이루어진다.

[0102] 일 실시예에 있어서, 동작 엔진은 디바이스 스크립트 데이터베이스 파일을 수신하고 이를 메모리 내의 미리 정의된 디바이스 스크립트 데이터베이스 저장 위치에 설치한다. 스크립트 전개(development) 동안, 스크립트 컴파일러(compiler)는 스크립트 소스 파일을, 다른 것들 중에서도 특히 RPN 표기법 및 상태 명령어들로 저장된 이벤트 데이터를 포함하는 디바이스 스크립트 데이터베이스로 컴파일링한다. 설치 이전에, 동작 엔진은 오류들에 대하여 디바이스 스크립트 데이터베이스, 즉, 컴파일링된 스크립트를 체크한다. 일 실시예에 있어서, 동작 엔진은 "범위를 벗어난(out of range)" 값들에 대하여 RPN 데이터 내의 각각의 토큰을 체크하며, 불 값이 반환되고, 토큰 카운트가 RPN 데이터의 말단에 있을 때 스택(stack) 상에 남아 있는 오로지 하나의 RPN 토큰만이 존재한다.

[0103] 이제 도 9를 참조하고, 다양한 실시예들에 따르면, 디바이스는 발전기의 털 포트 내로 플러그된다. 동작 엔진은 디바이스를 인증하며, 이는 디바이스 메모리 및 스크립트의 무결성이 손상되지 않았다는 것을 나타낸다. 디바이

스가 인증을 전달하는 경우, 동작 엔진은 스크립트 데이터베이스를 검증하며, 이는 스크립트 데이터베이스가 정확하게 구축되었다는 것을 나타낸다. 스크립트 데이터베이스가 유효한 것으로 검증되는 경우, 동작 엔진은 스크립트 실행을 개시한다. (아이들 상태의 시작 셕션은 구동을 개시하기 위한 스크립트 테이블 내의 로우(row) 번호로서 설정된다.)

[0104] 동작 시, 동작 엔진은 스크립트 데이터베이스로부터 명령들을 판독한다. 동작 엔진이 이벤트를 위하여 대기해야만 할 때, 동작 엔진은 어떤 이벤트들이 식별되고 대기되어야 하는지를 이벤트 핸들러에 명령한다. 이벤트가 이벤트 핸들러에 의해 식별될 때, 즉, 이벤트 평가가 참일 때, 이벤트 핸들러는 동작 엔진에 통지하며, 이벤트 핸들러는, 동작 엔진이 다시 이벤트 핸들러에 명령할 때까지 툴 포트에 대한 추가적인 이벤트 평가로부터 디세이블된다. 일 실시예에 있어서, 이벤트 핸들러는 20ms 당 적어도 한번 타이머로부터 또는 이벤트들을 평가하기 위한 ADC 데이터로부터 인터럽트된다. 동작 엔진은, 동작 엔진이 이벤트가 트리거되었다는 것을 이벤트 핸들러에 의해 통지받을 때 실행을 재개한다.

[0105] 융합 프로세스는, (a) 조직의 크기 및 유형 둘 모두를 무시하고 고정되고 절대적인 저항(예를 들어, 2k옴)에서, (b) 오직 저항이 최소인 시간의 특정한 배수(multiple)에서, (c) 오직 저항이 초기의 오직 저항과 동일한 시간의 특정한 배수에서, 또는 (d) 오직 저항이 최소의 오직 저항의 특정한 인자(factor)인 시간의 특정 배수에서 종료될 수 있다. 그러나, 융합된 동맥들의 파열 압력 및 열적 확산을 고려하면, 융합 프로세스의 종료는 임피던스 커브의 평행해진 부분 내에 존재하도록 결정된다. 그러나, 도 12 내지 도 20에서 보여질 수 있는 바와 같이, 이러한 영역은 또한 임피던스 측정치들에 대하여 부정확한 범위이다. 유사하게, (a) 내지 (d)의 각각의 연속(succession)이 융합 시간의 종료-지점을 결정함에 있어서 더 양호해진다(이는 최소의 희망되는 열적 확산을 갖는 최고의 희망되는 파열 압력을 야기한다). 종료 기준으로서 오직 저항만을 사용하는 것은 불완전한 결과들을 초래할 수 있다. 이는, (동일한 속성들이라고 하더라도) 상이한 크기의 조직들을 융합시킬 때 더 두드러질 수 있다.

[0106] 일 측면에 있어서, 융합 프로세스의 종료-지점의 결정은, 융합 프로세스 동안 전압 및 전류의 위상 시프트를 모니터링함으로써 주어진다. 임피던스와 달리, 위상 시프트는 조직의 융합이 완료되는 시간들에서 훨씬 더 현저하게 변화하며, 따라서 임피던스보다 더 민감한 제어 값을 제공한다. 그러나, 조직의 다양한 유형들에 대하여, 위상 범위의 높은 말단(high end)에 도달하는 것은 과도하게 긴 융합 시간들을 초래할 수 있다. 따라서, 이하에서 더 상세하게 설명될 바와 같이, 전기수술용 시스템의 다양한 실시예들에 따라 혈관들 및 조직을 융합시키기 위하여 위상 시프트의 측정 또는 모니터링과 함께 전기수술용 발전기를 통한 RF 에너지의 인가가 제공된다.

[0107] 이와 같이, 조직의 밀봉, 융합 또는 연결을 생성하는 기구는 연결 조직(connecting tissue)에 대하여 비외상성 접촉을 제공하며, 조직 내의 충분한 파열 압력, 인장 강도, 또는 파손 강도를 제공한다.

[0108] 일 실시예에 있어서, 발전기는 처음에(예를 들어, 전기수술용 발전기에 대한 기구 커넥터의 플러그-인 동안에) 초기 기구 임피던스 및/또는 커페시턴스를 결정하며, 여기에서 그런 다음, 기구 특성들의 허용오차들/변화들은 조직 측정 및 종점 결정 프로세스 내에서 처리된다. 이는, 특정 전기수술용 기구의 오직 및 정전용량 값을 및/또는 허용 오차들에 독립적인 조직 측정 값을 가능하게 할 수 있다.

[0109] 다양한 실시예들에 따라 조직을 융합시키기 위한 전기수술용 발전기 및 연관된 전기수술용 기구에 대한 예시적인 RF 에너지 제어 프로세스가 도 11a 내지 도 11b에 도시된다. 일 실시예에 있어서, RF 에너지는 발전기에 의해 연결된 전기수술용 기구 또는 툴을 통해 공급된다(101). 발전기는 적어도 공급되는 RF 에너지의 위상 및/또는 위상의 변화를 모니터링한다(102). 위상 제로 크로싱 또는 포지티브로부터 네거티브로의 극성 변화 또는 네거티브로부터 포지티브로의 극성 변화가 경험되는 경우(103), 위상 중단(phase stop)이 결정된다(104). 일 실시예에 있어서, 위상 중단은, 크기, 유전율, 전도율과 같은 결정된 조직 속성 및/또는 인가되는 전압, 전류 및/또는 전력에 기초하여 미리 정의된 위상각 및/또는 위상각의 변화를 포함한다. 발전기는 적어도 공급되는 RF 에너지의 위상 및/또는 위상의 변화를 계속해서 모니터링한다(106). 위상 중단(105)에 도달되거나 또는 초과되는 경우, 프로세스가 종료되거나 또는 종료 절차들이 개시되고 및/또는 발전기에 의해 공급되는 RF 에너지가 중단된다(107).

[0110] 일 실시예에 있어서, 프로세스의 시작 이전에, 연결된 전기수술용 기구에 전달되는 저 전압 측정 신호를 통해 단락 또는 개방 상태를 결정하기 위하여 임피던스가 측정된다. 일 실시예에 있어서, 그래스핑된 조직이 전기수술용 기구의 동작 범위(예를 들어, 2-200Ω) 내에 속하는지 여부를 결정하기 위하여 수동 임피던스 측정이 사용된다. 초기 임피던스 체크가 통과되는 경우, RF 에너지가 전기수술용 기구에 공급된다. 일 실시예에 있어서, RF 에너지의 전압은 전역 세팅의 25%로부터 시작하여 최대 80%까지 램프 방식(ramping fashion)으로, 또는, 일 실

시예에 있어서, 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(111).

[0111] 인가되는 RF 에너지의 전압 및 위상이 연속적으로 측정된다(112). 위상 측정치들이 0과 동일하거나 또는 포지티브로부터 네거티브로 전환될 때(113), 그 지점에서의 전압은 그 전압으로 또는 미리 결정된 전압으로 일정하게 홀딩된다. 일 실시예에 있어서, 제로 또는 극성 크로싱은, 조작의 크기를 결정하고 융합 사이클을 완료하기 위한 적절한 경로를 선택하기 위해 사용된다. 일 실시예에 있어서, 제로-크로싱에서의 램프의 전압 레벨은 조작의 크기를 결정하고 그런 다음 적절한 경로를 결정하기 위해 사용된다. 위상 제로-크로싱에 도달하는데 소요된 시간이 그 지점에서 조작으로부터 제거되는 물 또는 수분의 양 및 조작 크기와 연관되거나 또는 상관될 수 있다는 것을 주의해야 한다.

[0112] 다양한 실시예들에 따르면, 위상 제로-크로싱에서 전압 레벨이 선택된 레벨의 50% 미만인 경우(예를 들어, 레벨 1: 전압 < 55V; 레벨 2: 전압 < 50V; 레벨 3: 전압 < 45V인 경우), 조작 크기는 작은 것으로 결정된다(114). 위상 제로-크로싱에서 전압 레벨이 선택된 레벨의 60% 미만이고 50%보다 더 큰 경우(예를 들어, 레벨 1: 55V < 전압 < 66V; 레벨 2: 50V < 전압 < 60V; 레벨 3: 45V < 전압 < 54V인 경우), 조작 크기는 중간인 것으로 결정된다(115). 위상 제로-크로싱에서 전압 레벨이 선택된 레벨의 60% 이상인 경우(예를 들어, 레벨 1: 전압 ≥ 66V; 레벨 2: 전압 ≥ 60V; 레벨 3: 전압 ≥ 54V인 경우), 조작 크기는 큰 것으로 결정된다(116). 조작 크기가 중간 또는 크다는 결정에 기초하여, 인가되는 RF 에너지의 전압은 제로-크로싱에서의 레벨로 일정하게 홀딩된다. 다양한 실시예들에 따르면, 조작 크기가 작다는 결정에 기초하여, 인가되는 RF 에너지의 전압은 미리 정의된 전압으로 설정되며, 일 실시예에 있어서 이는 22V로 설정된다. 일 실시예에 있어서, 미리 정의된 전압은 조작 크기가 중간 또는 크다는 결정에 기초하는 전압 레벨 미만이다.

[0113] 모니터링되는 위상 및/또는 위상의 변화가 선택된 미리 결정된 위상 및/또는 위상의 변화 이하인 경우, 전기수술용 에너지가 중단된다(121). 일 실시예에 있어서, 계산된 위상이 설정 시간, 예를 들어, 3초, 3.25초 또는 4초 이내에 이러한 위상 중단에 도달하지 않는 경우, 전기수술용 에너지가 중단된다. 일 실시예에 있어서, 조작 크기가 작은 것으로 결정된 경우, 위상 중단 및/또는 위상의 변화 중단은 위상 < -7.0° 및/또는 위상의 변화 < -2.3° /s로 설정된다(117). 작은 것으로 결정된 조작 크기를 갖는 조작들을 성공적으로 융합시키는 RF 에너지의 예시적이고 그래픽적인 표현이 도 12에 도시된다. 또한, 예시된 바와 같이, 위상(12b)은, 전류(12a), 전력(12c), 임피던스(12d), 온도(12e), 에너지(12f) 및 전압(12g)과 같은 다른 조작 판독치들 또는 지시자들에 대하여 도시된다. 조작 크기가 중간인 것으로 결정된 경우, 위상 중단 및/또는 위상의 변화 중단은 위상 < -23.0° 및/또는 위상의 변화 < -7.1° /s로 설정된다(118). 작은 것으로 결정된 조작 크기를 갖는 조작들을 성공적으로 융합시키는 RF 에너지의 예시적이고 그래픽적인 표현이 도 13에 도시된다. 또한, 예시된 바와 같이, 위상(13b)은, 전류(13a), 전력(13c), 임피던스(13d), 온도(13e), 에너지(13f) 및 전압(13g)과 같은 다른 조작 판독치들 또는 지시자들에 대하여 도시된다. 조작 크기가 큰 것으로 결정된 경우, 위상 중단 및/또는 위상의 변화 중단은 위상 < -32.0° 및/또는 위상의 변화 < -8.0° /s로 설정된다(119). 작은 것으로 결정된 조작 크기를 갖는 조작들을 성공적으로 융합시키는 RF 에너지의 예시적이고 그래픽적인 표현이 도 14에 도시된다. 또한, 예시된 바와 같이, 위상(14b)은, 전류(14a), 전력(14c), 임피던스(14d), 온도(14e), 에너지(14f) 및 전압(14g)과 같은 다른 조작 판독치들 또는 지시자들에 대하여 도시된다. 추가적으로, 도 12 내지 도 14에 도시되었지만, 다양한 실시예들에 있어서, 발전기는, 발전기의 동작 및 전력 부분들, 비용, 및 소모를 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.

[0114] 다양한 실시예들에 따르면, 위상은 RF 에너지가 인가되고 있는 동안에 그리고 일 실시예에 있어서는 (개방 또는 단락에 의해 초래된) 거짓(false) 표시가 도달되었는지 여부를 평가하거나 또는 결정하기 위하여 위상 및/또는 위상의 변화 중단 또는 종점들이 도달된 이후에 개방 및 단락 이벤트들에 대하여 전류와 함께 모니터링된다.

[0115] 다양한 실시예들에 따르면, 발전기는 RF 에너지, 전압, 전류, 전력 및/또는 위상의 출력과 연관된 다양한 파라미터들 또는 기능들의 추가적인 조절을 제공하도록 구성되며, 동작 엔진은 RF 에너지의 출력을 조정하기 위하여 다양한 파라미터들 또는 기능들을 사용하도록 구성된다. 예시적인 일 실시예에 있어서, 제어 회로부는, 전압, 전류 및/또는 전력 출력이 동작 엔진에 의해 제공되는 특정 위상 조절 설정 값들을 충족시키도록 조정될 위상의 직접 조절을 위한 추가적인 조절 제어들을 제공한다.

[0116] 다양한 실시예들에 따르면, 발전기는, 동작 상태들을 인식하고 행동을 취하거나 또는 수행하기 위하여 전압, 전력, 전류 및/또는 위상의 측정된 값들, 예를 들어, 제어 지시자들을 사용한다. 다양한 실시예들에 있어서, 다른

측정치들 또는 문턱값들에 대한 추가적인 측정들 또는 계산들에 의한 트리거 또는 이와 연관된 추가적인 또는 상이한 이벤트들을 인식하고 이에 따라 행동하기 위하여 RF 출력 조절 회로부와 연관된 측정된 값들에 기초하는 추가적인 측정들 또는 계산들이 스크립트 또는 동작 엔진에 의해 제공된다. 일 실시예에 있어서, 추가적인 측정들은, 전압, 전류 및/또는 전력의 출력을 조절하기 위해 사용되는 펄스 폭 변조(PWM) 드라이버 사이클 또는 다른 유사한 조절 파라미터들과 함께 오류 신호들을 포함한다. 다양한 실시예들에 있어서, 식별되고 트리거될 수 있는 상이한 또는 추가적인 이벤트들 또는 지시자들은 하나의 조절 제어로부터 다른 조절 제어로의(예를 들어, 전류 제어로부터 전력 제어로의) 전환들일 수 있다.

[0117] 다양한 실시예들에 따르면, 발전기는 전압, 전류, 전력 및/또는 위상의 레이트를 직접적으로 측정하기 위한 계산들을 제공하거나 또는 수행한다. 예를 들어, 도 15는 RF 에너지의 위상의 변화(15b)에 대한 RF 에너지의 위상(15a)의 예시적인 그래픽적 표현을 제공한다. 일 실시예에 있어서, 발전기는 이러한 계산들 또는 직접 측정들에 기초하여 융합 사이클 동안의 조직의 전기적 특성들 및 RF 출력과 연관된 상이한 이벤트들을 식별하고 그에 따라 행동할 수 있다.

[0118] 다양한 실시예들에 따르면, 미리 결정된 완료 지시자는 동작 엔진에 의해 변화되거나 또는 수정될 수 있다. 일 실시예에 있어서, 주어진 융합 사이클 동안에, 7 psi(3 x 수축기 압력) 밀봉(161)과 동등한 것으로 결정된 위상 문턱값에서 톤(tone)(또는 다른 지시자)이 울리며, 그런 다음 RF 에너지는 RF 에너지가 자동으로 종료되는 시점인 더 높은 파열 압력(예를 들어, 20 psi)(163)과 동등한 것으로 결정된 위상 문턱값까지 계속해서 혈관에 인가된다. 밀봉 압력 결정들을 사용하여 조직을 융합시키는 RF 에너지의 예시적인 그래픽적 표현이 도 16에 도시된다. 또한, 예시된 바와 같이, 위상(16g)은, 전압(16a), 전력(16b), 임피던스(16c), 에너지(16d), 온도(16e) 및 전류(16f)와 같은 다른 조직 판독치들 또는 지시자들에 대하여 도시된다. 다양한 실시예들에 따르면, 미리 결정된 완료 지시자로서 사용되는 위상각 대신에 또는 이에 더하여, 또는 다른 문턱값들에 대하여, 시간, 전압, 전류 및 전력뿐만 아니라 이들의 조건부 조합들이 사용될 수 있다.

[0119] 일 실시예에 있어서, 사용자는 개시 톤과 종료 톤 사이의 임의의 시점에 활성화 버튼을 릴리즈할 수 있다. 이는 외과의에게 조직에 인가되고 있는 RF 에너지의 양에 대한 어느 정도의 제어를 제공한다. 예를 들어, 얇은 비-혈관 조직에 대하여, 외과의는 후속 톤을 기다리는 대신에 초기 톤에 더 가까이에서 버튼을 릴리즈할 수 있다. 유사하게, 더 큰 조직에 대하여, 외과의는 초기 톤보다 훨씬 더 이후에 또는 사이클의 후속 또는 종료 톤에 더 가까이에서 버튼을 릴리즈할 수 있으며, 그럼으로써 RF 에너지를 더 오래 계속해서 인가할 수 있다.

[0120] 일 실시예에 있어서, 위상각 세팅은 사용자가 액세스할 수 있고 조정할 수 있다. 위상 레벨 세팅 파라미터를 부가함으로써, 위상 트리거 문턱값들이 위상 문턱값의 퍼센트들 또는 배수(포지티브 또는 네거티브)와 관련될 수 있다. 이와 같이, 사용자는 융합 사이클 시간, 예를 들어, 융합 사이클들을 더 짧게 또는 더 길게 조정할 수 있다(예를 들어, 레벨 1(171), 레벨 2(172), 및 레벨 3(173)).

표 1

	레벨 1	레벨 2	레벨 3
위상 세팅	30	60	90
스크립트에 의해 결정된 위상 종점(예를 들어, 33%)	10°	20°	10°

[0122] 사용자에 의해 조정된 위상 레벨들(171, 172, 173)을 사용하여 조직을 융합시키는 RF 에너지의 예시적인 그래픽적 표현이 도 17a에 도시된다. 또한, 예시된 바와 같이, 위상(17g)은, 전압(17a), 전력(17b), 임피던스(17c), 에너지(17d), 온도(17e) 및 전류(17f)와 같은 다른 조직 판독치들 또는 지시자들에 대하여 도시된다. 대안 종점들 또는 대안적인 RF 출력 전달 경로들을 제공하기 위한 추가적인 방식은, 출력 레벨 세팅들에 기초하여 추가적인 또는 대안적인 스크립트 로직 경로들을 제공하는 것이다. 이는 또한 융합 사이클 시간, 예를 들어, 사용자가 조정할 수 있는 더 짧거나 또는 더 긴 밀봉 사이클들을 조정할 수 있다(예를 들어, 레벨 1(175), 레벨 2(176), 및 레벨 3(177)). 추가적인 또는 사용자에 의해 레벨 조정된 스크립트 로직 경로들(175, 176, 177)을 사용하여 조직을 융합시키는 RF 에너지의 예시적인 그래픽적 표현이 도 17b에 도시된다. 또한, 예시된 바와 같이, 위상(17g1)은, 전압(17a1), 전력(17b1), 임피던스(17c1), 에너지(17d1), 온도(17e1) 및 전류(17f1)와 같은 다른 조직 판독치들 또는 지시자들에 대하여 도시된다. 추가적으로, 도 16 내지 도 17b에 도시되었지만, 다양한 실시예들에 있어서, 발전기는, 발전기의 동작 및 전력 부분들, 비용, 및 소모를 감소시키기 위하여 지시자들 또는 판독치들 중 하나 이상, 예를 들어, 온도 또는 에너지를 측정하지 않거나 또는 계산하지 않도록 구성된다. 추가적

인 정보 또는 판독치들은 일반적으로 맥락적인 목적들을 위하여 제공되거나 또는 도시된다.

[0123] 다양한 실시예들에서 제공되는 바와 같이, 동작 엔진은 발전기가 2개 또는 그 이상의 상태들(18e) 사이에서 동작할 수 있는 능력을 제공한다. 상태 전환들은 시간, 전압, 전류, 전력 또는 위상(18a, 18b, 18d)에 의해 트리거될 수 있으며, 이는 또한 종료 상태(18c)에 대하여 사용될 수 있다. 일 실시예에 있어서, 얼마나 많은 상태들이 사이클링되었는지의 러닝 상태 카운트(running state count)를 유지하는 것이 특정 상태를 종료하기 위한 추가적인 트리거일 것이다. 대안적인 융합 사이클들은 또한, RF 출력 레벨들 및 전기수술용 기구 기하구조에 의존하여, 예를 들어, 조직을 커팅하는 것을 포함할 수 있는 추가적인 상태들 또는 상태 카운트들을 사용하여 정의될 수 있다. 스크립트 상태들을 사용하여 조직을 융합시키는 RF 에너지의 예시적인 그래픽적 표현이 도 18에 도시된다.

[0124] 다양한 실시예들에 따르면, RF 증폭기는 전원 공급장치로부터의 100VDC 신호를 350kHz의 주파수를 갖는 고 전력 사인 파형으로 변환하도록 구성되며, 이는 ABDI로 그리고 궁극적으로는 연결된 전기수술용 툴로 전달될 것이다. 일 실시예에 있어서, 이러한 신호의 진폭은 제어기로부터의 복수의 입력 신호들의 듀티 사이클에 의해 결정된다.

[0125] 일 실시예에 있어서, RF 증폭기는, 제어기로부터의 PWM 신호들이 동시에 둘 모두가 온되는 것을 방지하기 위하여 PWM 신호들 사이에 데드 타임(dead time)이 존재한다는 것을 보장하기 위한 회로부를 가지고 구성된다. RF 증폭기의 1:2 트랜스포머는 H-브리지 및 2 스테이지 저역-통과 필터를 구동하는 PWM 신호들 사이의 분리를 제공한다. 필터의 출력은 연속적인 350kHz 사인 파형이다. RF 증폭기는, 필터 회로의 출력으로부터 350kHz 신호들을 ABDI의 디바이스 포트들로 보내도록 제어기에 의해 설정되는 복수의 릴레이들을 포함한다.

[0126] 다양한 실시예들에 따르면, RF 증폭기는 복수의 션트 저항기들, 예를 들어, 디바이스 포트의 각각에 대한 2개의 션트 저항기들을 포함한다. 전압 및 전류는 저항기들에 걸쳐 측정되며, 일 실시예에 있어서 이들은 2개의 독립적인 RF 센싱부에 제공된다. RF 증폭기 상의 릴레이들은 제어기로부터 조직 측정 신호를 디바이스 포트들로 보내도록 제어기 FPGA에 의해 설정된다. 이에 더하여, 트랜스포머는 조직 측정 신호를 디바이스 포트들로부터 분리하기 위하여 제공된다. 전원 공급 제어 신호들은 RF 증폭기를 통해 제어기로 전달되며, 일 실시예에 있어서, RF 증폭기는 공급되는 전류가 특정 문턱값을 초과하는지 여부를 결정하기 위한 과-전류 검출 회로 및/또는 공급되는 전압이 특정 문턱값을 초과하는지 여부를 결정하기 위한 전압 모니터링 회로를 포함한다. PWM 신호들, RF 에너지 셧다운(shutdown) 신호들, RF 센싱부 제어 신호들 및 릴레이 제어 신호들은 제어기로부터 RF 증폭기로 공급된다. RF 센싱부 아날로그 신호들, 다양한 RF 센싱부 고장 신호들, 전원 공급 제어 신호들, 수동 측정 신호들 및 대기 전력 신호들은 RF 증폭기로부터 제어기로 공급된다.

[0127] 일 실시예에 있어서, RF 증폭기는, 출력 RF 신호 또는 에너지를 생성하기 위하여 전력 스테이지에서 게이트 드라이버들에 공급되는 비 중첩 PWM 신호들을 생성하기 위하여, 적어도 2개의 180° 위상차의 350kHz PWM 신호들을 취하는 게이트 드라이브 회로부를 포함한다. 비-중첩 신호들은 전력 스테이지 내의 컴포넌트들에 대한 손상을 방지한다. 신호들이 전력 스테이지에 진입하기 이전에, 신호들은 잡음이 없는 신호 접지(quiet signal ground)로부터 잡음이 있는 전력 접지(noisy power ground)를 분리하기 위하여 분리된다. 전력 스테이지에서의 PWM 신호들은, 더 낮은 전력의 PWM 신호들을 취하고 MOSFET들에 대한 고 전류 드라이브 입력 신호들을 생성하는 게이트 드라이버들에 공급된다.

[0128] 제어기는 희망되는 RF 출력에 의존하여 특정 펄스 폭을 갖는 2개의 PWM 신호들을 제공한다. H-브리지 토폴로지(topology)는 회로 내의 MOSFET들을 드라이브하기 위하여 적어도 4개의 게이트 드라이브 신호들을 사용한다. 이러한 4개의 신호들은 2개의 PWM 신호들에 대한 반전된 카운터파트(counterpart)들을 생성함으로써 획득된다. 이에 더하여, RF 증폭기는 신호들의 쌍(즉, 제 1 PWM 신호 및 반전된/제 2 PWM 신호)이 동시에 하이가 되는 것을 방지한다. 동시에 하이인 신호들 둘 모두를 갖는 것은, 잠재적으로 발전기의 컴포넌트들을 손상시킬 수 있는 슛-스루(shoot-through) 상태를 잠재적으로 초래할 수 있다.

[0129] 일 실시예에 있어서, RF 증폭기의 2개의 RC 회로들은, 신호들 둘 모두가 오프인 데드 타임이 존재한다는 것을 보장한다. 유사하게, 신호들의 다른 쌍이 또한 데드 타임을 보장하기 위하여 2개의 RC 회로들을 갖는다. RC 회로들은 전파 지연들을 고려하기 위하여 더 짧은 시상수들을 갖는다.

[0130] 일 실시예에 있어서, 게이트 드라이버들로의 PWMA 및 PWMB(즉, 제 1 PWM 신호 및 반전된 PWM 신호)의 전파를 중단시킬 수 있는 신호들이 독립적으로 제공된다. 예를 들어, 하나의 이러한 신호는 제어기 FPGA에 의해 생성되며, 다른 신호는 마이크로제어기에 의해 생성된다. PWM 신호들은 잡음이 있는 접지를 잡음이 없는 접지로

부터 분리하는 아이솔레이터들을 통해 계속해서 전파하며, 여기에서 모든 고 전력 스위칭 회로들이 이를 기준으로 한다. 이러한 신호들은, 더 낮은 전력의 PWM 신호들을 변환하고 MOSFET들을 포화 상태로 강제하기에 충분히 높은 전류를 갖는 신호를 생성한다. 희망되는 상승 및 하강 시간들을 달성하기 위하여 게이트 드라이버들의 출력에서 저항기 및 다이오드 회로들이 튜닝된다.

[0131] PWM DAC SPI 라인들은, 제어기 FPGA가 PWM DAC와 통신하는 것을 가능하게 한다. PWM DAC는 4.452 볼트 출력을 생성하기 위하여 SPI 인터페이스와 함께 DAC를 사용한다. 이러한 출력은 오피-앰프 버퍼를 통과하며, 그런 다음 700 kHz 사각파를 생성하기 위하여 50%의 뉴터 사이클을 가지고 700 kHz로 스위칭된다. 이와 같이, PWM DAC는 초기에, 예를 들어 기동 시에, 사각파 출력을 생성하기 위하여 700kHz로 스위칭되는 DC 레벨을 설정한다. 그런 다음, 이러한 신호는 적분기 스테이지로 공급되며, 이는 출력에서 700 kHz 삼각파를 야기한다. 특히, 적분기 회로는 입력 전압에 비례하는 경사도를 야기한다. 증폭기는 나머지 절반이다. 이는 사각파를 삼각파로 변화시킨다. 출력은 오차 출력에 비례하는 뉴터 사이클을 갖는 700 kHz 파이다. 이러한 신호는 PWM 입력과 결합된 FPGA로 진행하고, FPGA는, RF 트랜스포머의 입력 측 상에서 FET들을 동작시키는 제 1 및 제 2 PWM 출력들을 생성하기 위하여 이러한 펄스들을 교번(alternate)시킨다.

[0132] 특히, 결과적인 삼각파를 RF 제어 루프로부터의 오차 신호들과 결합함으로써, 결과적인 신호는 RF 증폭기를 드라이브하기 위해 사용되는 펄스 폭 변조된 신호를 나타낸다. RF 증폭기가 풀(full) H-브리지 출력 스테이지를 포함하기 때문에, 각각 서로 180도 위상차를 갖는 2개의 드라이브 신호들이 사용된다. 제어기 FPGA 내의 PWM 신호 제어기는 결합된 PWM 신호를 취하고 이를 2개의 신호들로 분할한다. 350 kHz 출력 사이클의 제 1 절반 동안, FPGA는 결합된 PWM 신호를 제 1 PWM 출력으로 라우팅하며, 제 2 PWM 출력은 0V로 홀딩된다. 제 2 절반 동안, FPGA는 결합된 PWM 신호를 제 2 PWM 출력으로 라우팅하며, 제 1 PWM 출력은 0V로 홀딩된다.

[0133] 일 실시예에 있어서, RF 증폭기를 드라이브하는 제 1 및 제 2 PWM 출력들은 오로지 마이크로제어기가 RF 에너지가 온이 되도록 요청했던 경우에만, 예를 들어, RF 증폭기 출력을 인에이블했던 경우에만 인에이블된다. RF 에너지가 활성상태이거나 또는 공급되는 동안에 고장이 검출되는 경우, PWM 신호들은 즉시 디세이블될 수 있고, 마이크로제어기는 경고를 받을 수 있다.

[0134] 마이크로제어기는 또한, 희망되는 전압, 전류 및 전력 레벨들을 제어기 FPGA로 전송함으로써 RF 증폭기 출력 레벨을 제어하는 것이 가능하다. 이러한 레벨들 또는 설정 값들은, 설정 값들을 충족시키기 위하여 증폭기의 출력 전력을 조절하는 아날로그 RF 제어 루프 회로에 의해 사용된다.

[0135] 전력 스테이지 회로는 게이트 드라이브 회로에서 생성된 PWM 신호들을 취하고, 릴레이 회로로 전달되는 연속적인 사인파 신호를 생성한다. PWM 신호들은 H-브리지 구성의 MOSFET들을 드라이브한다. H-브리지의 출력은 커패시터 및 퓨즈의 디커플링(decoupling)을 통해 1:2 트랜스포머에 연결된다. 트랜스포머는 +100V 전력 공급을 환자에 대한 에너지 출력으로부터 분리한다. 회로는, 0V 오프셋을 갖는 직사각형 펄스 트레인을 생성하기 위하여 제 1 상태가 연속적으로 제 2 상태를 따르도록 동작한다. 제 1 상태가 일어날 때, 전류는 트랜스포머를 통과하여 트랜스포머를 빠져 나간다. 이는 결과적인 파형의 포지티브 부분을 생성한다. 제 2 상태가 발생할 때, 전류는 반대되는 방향으로 트랜스포머를 통해 이동한다. 이는 결과적인 파형의 네거티브 부분을 생성한다. PWMA 및 PWMB가 동시에 하이 또는 로우 중 하나일 때, 결과적인 파형은 0V가 된다. 트랜스포머 이후에, 이러한 신호는 연속적인 사인 파형을 생성하기 위하여 2-스테이지 LC 필터로 전달된다.

[0136] 2-스테이지 LC 필터는 350kHz에서 0 dB 이득을 제공하도록 설계된 저역 통과 필터이다. 부하 저항은 밀봉되는 조작에 걸친 저항이다. 일 실시예에 있어서, 신경과 근육의 자극의 가능성을 최소화하기 위하여 일련의 커페시터가 위치된다.

[0137] 다양한 실시예들에 있어서, 제어기는, 전반적으로 RF 에너지 구성 및 활성화 및 사용자 인터페이스의 감시를 담당하는 마이크로제어기를 포함한다. 제어기는 또한, 전반적으로 아날로그 데이터에 대한 액세스를 제공하고 제어 회로들을 관리함으로써 마이크로제어기를 지원하는 것을 담당하는 필드 프로그램가능 게이트 어레이(Field Programmable Gate Array; FPGA)를 포함한다. 일 실시예에 있어서, 제어기는 또한 건강 상태를 모니터링하기 위한 복수의 복합 프로그램가능 로직 디바이스(complex programmable logic device; CPLD)들을 포함한다.

[0138] 일 실시예에 있어서, 마이크로제어기는, 사용자 인터페이스를 제공하고, 고장 상태들/알람들, 고장 상태가 검출되었다는 것을 나타내는 인터럽트 입력, 및 전면 패널 스위치가 상태들을 변화시켰다는 것을 나타내는 인터럽트 입력을 나타내기 위한 FPI에 대한 인터페이스를 갖는다. 제어기 FPGA는 아날로그 및 제어 데이터에 대한 별별 액세스, 전면 패널 스위치들 및 그들의 상태의 변화를 나타내는 출력에 대한 액세스, 및 디바이스 1 및 2 입력

들 및 출력들에 대한 액세스를 갖는다. 일 실시예에 있어서, 제어기 FPGA는 FPGA를 프로그래밍하기 위한 능동 직렬 구성 인터페이스(active serial configuration interface)를 가지며, 일 실시예에 있어서, 이는 제어기 CPLD들 및 RF 센싱부 FPGA들에 대한 판독 및 기입 액세스를 위한 시스템 SPI 통신 버스에 대한 마스터이다.

[0139] 제어기 FPGA는, 피드백 전압, 전류, 전력 및 위상을 측정하고, 전압 및 전류 설정 값들 및 오차들을 판독하는 ADC 회로에 대한 인터페이스를 제공한다. 전압, 전류, 전력 및 위상 피드백 전압들은, 상이한 전압 기준들에 의해 전력이 공급되는 ADC들의 2개의 그룹들에 의해 중복적으로 측정된다. 제어기 FPGA는 전압, 전류, 및 전력에 대한 아날로그 설정 값들을 생성하는 DAC 회로를 제어한다.

[0140] 제어기 FPGA는 클럭, SPI DAC 인터페이스, 및 삼각파 생성기에 대한 700 kHz 스위칭 신호, 및 RF 증폭기의 드라이버 회로로 350kHz +/- 350Hz 출력들을 생성하는 700 kHz PWM 회로에 대한 입력을 제공한다. 제어기 FPGA는 또한 디바이스가 연결되는 때를 검출한다. 다양한 실시예들에 있어서, 제어기 FPGA는, 어떤 디바이스가 활성상태 인지를 나타내는 출력들 및 RF 센싱부에 대하여 90°의 위상차를 갖는 PWM 동기화 신호들(사인 및 코사인)을 검출하고 제공한다. 다양한 실시예들에 있어서, 제어기, FPGA는 고상 상태가 발생하였다는 것을 나타내는 마이크로제어기로의 출력을 가지며, 출력/조직 측정 레레이들을 제어하기 위한 출력들을 갖는다.

[0141] 일 실시예에 있어서, 제어기는, 설정 값들로서 DAC 출력들 및 피드백들로서 최고(top) 전압, 전류, 및 전력 RF 센싱부 출력들을 사용하여 RF 에너지 출력의 폐-루프 제어를 제공하기 위한 아날로그 제어 회로를 포함한다. 출력은 FPGA로의 결합된 PWM 입력일 것이다.

[0142] 일 실시예에 있어서, 제어기는, 전반적으로 오류 상태들을 검출하고 오류 상태들이 발생할 때 출력을 차단하는 것을 담당하는 중복의 복합 프로그램 가능 로직 디바이스(CPLD) 회로들을 갖는다. 각각의 CPLD 회로는, RF 출력을 디세이블하는 독립적인 회로(게이트 전력 제어 회로부)를 동작시키는 출력을 갖도록 구성된다. 추가적으로, 각각의 CPLD 회로는, RF 센싱부로부터의 RF 센싱부 1 및 RF 센싱부 2 전압, 전류, 전력, 및 위상 출력들의 디지털 표현(ADC)을 갖도록 구성된다. 이러한 신호들 중 임의의 신호가 최소 또는 최대 한계들을 초과하는 경우, CPLD 회로는 RF 출력을 디세이블할 것이다.

[0143] 일 실시예에 있어서, 제어기 CPLD들은, 제어기들이 게이트 드라이버들로의 공급 전압을 그리고 궁극적으로는 RF 에너지의 공급을 독립적으로 턴 오프하는 것을 가능하게 하는 부하 스위치들을 제어한다.

[0144] 제어기는 고장들/오류 상태들을 검출하기 위한 복수의 CPLD들을 포함한다. CPLD들은 중복으로 동일한 신호들을 모니터링한다. RF 센싱부로부터 유입되는 아날로그 입력들은 필터 스테이지를 통과한 후 멀티플렉싱되며, 출력들이 ADC들로 공급된다. 거기로부터, 출력들은 전압 레벨 시프터(shifter)로서 사용되는 디지털 아이솔레이터로 진행한다. 디지털 아이솔레이터들의 출력은 직접적으로 CPLD의 양방향 I/O에 공급된다.

[0145] CPLD는, 복수의 RF 센싱 회로부, 예를 들어, RF 센싱부 1 및 2로부터 획득된 RF 센싱부 1 및 RF 센싱부 2 아날로그 전압들 또는 값들(전압, 전류, 전력, 및 위상) 사이의 차이들을 검출한다. RF 센싱부 1 및 RF 센싱부 2 사이의 차이의 크기가 최대 오차 값보다 더 클 때, CPLD는 로컬 고장을 생성한다. 다른 고장들의 예들은, RF 센싱부 1 또는 2에 대한 전압 또는 전류 피드백 신호들 중 하나가 미리 결정된 한계들을 초과할 때, 동기화 신호들 사이의 위상 관계가 RF 센싱부 1 또는 2에 대하여 유효하지 않을 때이다.

[0146] 일 실시예에 있어서, 제어기는, 연결된 전기수술용 툴과 접촉하는 조직의 절대 임피던스 및 위상을 연산하도록 구성된 수동 측정 회로를 포함한다. 일 실시예에 있어서, 수동 측정 회로는 교정 저항기 회로를 포함하며, 이는 환자로부터 분리된 트랜스포머이다.

[0147] 제어기는, 복수의 서브-회로들: 임피던스 분석기, 전압 기준, 저역 통과 필터, 및 측정 증폭기를 포함하는 수동 측정 회로부를 포함한다. 이러한 회로는 트랜스포머에 의해 환자로부터 전기적으로 분리되며, 교정을 위하여 알려진 값의 저항기에 연결될 수 있다.

[0148] 임피던스 변환기 및 네트워크 분석기는 100 kHz로 설정된 AC 출력을 가지며, 이러한 출력은 100 kHz 신호로부터 고조파를 제거하고 저 임피던스 부하들을 드라이브할 수 있는 전류 소스를 제공하는 필터 회로를 통과한다. 수동 측정 증폭기는, 출력이 조직의 임피던스에 비례하도록 하기 위하여 피드백으로서 조직의 임피던스를 사용한다.

[0149] 도 9를 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.

[0150] 디바이스 스크립트 저자에 의해 작성되고 기구 또는 발전기(10) 상에 상주하지 않는 스크립트 소스 파일 또는

스크립트 정보(100)는 텍스트이거나 또는 사용자가 판독할 수 있다. 스크립트 정보는 디바이스 스크립트 데이터베이스 또는 2진 파일(SDB)(101)을 생성하기 위하여 스크립트 컴파일러(105)를 사용하여 컴파일링된다. 스크립트 2진 파일은 디바이스 키 프로그래머(107)에 의해, 디바이스 키(102)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(108). 발전기는 스크립트 2진 파일의 유효성을 검사하고(109), 유효성이 검증되는 경우, 동작 엔진은 연결된 기구에 의한 작동에 의해 개시되는 스크립트를 사용한다(110). 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 9에 도시된 스크립트 컴파일러는 전기수술용 발전기와 별개이며, 이는 스크립트 소스 파일로부터 텍스트를 판독하는 것 및 그것의 내용의 유효성을 검사하는 것을 담당한다.

[0151] 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 이상에서 설명된 처치(treatment) 알고리즘을 구현하기 위한 로직을 포함한다. 발전기는, 연결된 기구를 인증하고 처치 알고리즘을 수행하기 위하여 2진수를 실행하기 위하여 2진수를 프로세싱하는 것을 담당하는 펌웨어/소프트웨어를 포함한다. 이러한 방식으로, 발전기는 오직 인증되고 호환되는 핸드 툴들과 함께 동작하도록 구성된다.

[0152] 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 핸들러는, 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.

[0153] 스크립트 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.

[0154] 일 실시예에 있어서, 제어기는 특정 입력 리셉터를 대하여 특유한 또는 미리 결정된 고정된(fixed) 기구 스크립트를 갖는다. 이와 같이, 오로지 이러한 기구 스크립트만이 특정 입력 리셉터를 연결된 기구에 대하여 사용된다. 이벤트 핸들러는, 스위치 활성화/비-활성화 이벤트 또는 측정 이벤트(예를 들어, 위상 문턱값이 초과됨)와 같은 기구 이벤트들 또는 지시자들을 수신하고 식별한다. 동작 엔진은 RF 출력, 출력 선택 및/또는 출력들의 선택을 제어하기 위하여 RF 증폭기로의 요청들 또는 동작들을 만들어 낸다(formulate). 검출되는 다른 이벤트들 또는 지시자들은, 핸드 및 풋 스위치들, 조 스위치들을 검출하는 것, 위상 오버(phase over) 및 위상 언더-애프터-오버(phase under-after-over) 이벤트들, 단락들 및 개방들, 기구 스크립트 상태들을 포함한다. 스크립트들 내의 키워드들은, 동작 엔진이 이벤트 핸들러에 의해 식별된 검출된 이벤트에 기초하여 기구 동작을 위한 동작 명령들 및 데이터를 추출하는 것을 보조한다.

[0155] 일 실시예에 있어서, 스크립트는 전압 및 전류 출력 세팅들뿐만 아니라 전압 및 전류 세팅들의 시퀀스들을 제어한다. 일반적으로, 작은 혈관이 매우 빠르게 융합할 것이며, 반면 큰 혈관은 몇 초를 소요할 수 있다. 많은 양의 전류를 작은 혈관에 인가하는 것은 과도한 조직 손상을 야기할 수 있으며, 반면 작은 양의 전류를 사용하는 것은 융합 기능을 수행하기 위하여 용인할 수 없는 긴 시간을 소요할 것이다. 일 실시예에 있어서, 기구 성능을 수정하기 위하여, 스크립트는 처음에 작은 양의 RF 전류를 명령할 수 있으며, 융합 종점이, 예를 들어, 1 초 내에 도달되지 않는 경우, 큰 혈관의 융합을 가속하기 위하여 높은 전류가 명령된다. 일 실시예에 있어서, 기구 성능을 수정하기 위한 다른 스크립트 용법은, 하나의 동작(융합)으로부터 다른 동작(커팅)으로 스위칭하는 것, 및 예를 들어, 기구 전극들 및 ESG 출력을 재구성하는 것이며, 이는 융합 및 커팅과 같은 다단계 프로세스를 단순화한다. 임상의가 프로세스를 시작할 때, 스크립트는 먼저 융합을 위해 유닛을 셋업하고, 융합 종점을 나타내는 조직 위상각을 측정할 것이다. 융합 종점에 도달될 때까지 RF 전력이 전달된다. 그런 다음, 유닛이 RF 전력

을 턴 오프할 것이며, 이는 융합이 완료되었다는 것을 나타낸다. 그런 다음, 유닛은 전극들을 커팅 구성으로 스위칭하고, 커팅을 위해 RF 출력을 설정하며, RF 출력을 재시작한다. 커팅이 완료될 때 커팅은 임상의에 의해 중단된다.

[0156] 일 실시예에 있어서, 기구에 결합된 스위치의 활성화 시에, 제어기는 스위치 단힘을 검출하고, 기구 또는 디바이스를 인증하며, 기구의 만료 상태를 체크하고, 및/또는 리셉터클의 기구를 나타내는 내부 데이터 구조들을 초기화한다. 기구 스위치의 후속 활성화는, 스크립트로 하여금 발전기가 RF 에너지를 공급하도록 지시하게끔 하는 이벤트를 개시한다. 제어기는 기구 및 발전기 둘 모두에 대한 용법을 로깅한다. 기구가 발전기의 리셉터클로부터 분리될 때, 제어기는 리셉터클과 연관된 정보를 리셋한다. 일 실시예에 있어서, 제어기는 적절한 동작을 위하여 발전기를 계속해서 모니터링한다. 복구될 수 없는 오류들 및 고장들이 공표되며, 시스템의 추가적인 동작이 방지된다. 모든 고장들은 제어기의 메모리 및/또는 기구의 메모리에 저장된다.

[0157] (예를 들어, 기동으로부터 전원-차단까지의) 특정 절차로부터의 데이터가 각각의 기구 상에 저장된다. 기구는 추가적으로 절차로부터의 데이터, 즉, 기구 사용의 횟수, 전력 세팅 및 고장들을 홀딩한다. 일 실시예에 있어서, 각각의 기구는 모든 다른 기구들로부터의 정보도 홀딩한다. 기구 메모리는 비제한적으로 다음의 파라미터들 중 일부 또는 전부를 포함한다: 발전기의 시리얼 넘버, 타임 스탬프, 각각의 기구 사용에 대한 조직 평가 및 종점 세팅, 커팅, 융합, 전력 세팅, RF의 지속기간 및 종점(자동 중단, 고장, 수동 중단, 등).

[0158] 다양한 실시예들에 따르면, 스크립트 엔진은 스크립트 데이터 베이스 드라이브형 상태 머신을 통해 RF 활성화를 제어한다. 스크립트 데이터베이스는, 디바이스가 플러그 인될 때 툴 포트를 통해서 또는 진단 포트를 통해서 스크립트 엔진 내로 판독될 수 있다. 스크립트 엔진은 스크립트 이벤트 핸들러에 의해 인식될 이벤트를 기다리고, 그런 다음 수신되고 인식된 이벤트와 연관된 기능들을 실행한다. 일 실시예에 있어서, 처음에, 상태의 셋업 또는 상태의 이벤트 액션들을 구성하는 기능들의 시퀀스를 실행한 이후에, 스크립트 엔진은 이벤트 핸들러로 하여금 이벤트들을 체크하게끔 명령하고, 그런 다음 이벤트 핸들러로부터 이벤트가 발생하였다는 통지를 기다린다. 이와 같이, 이벤트 핸들러는, 스크립트 엔진이 현재의 상태로부터 새로운 상태로 전환하게끔 하는 임의의 이벤트 또는 이벤트들의 조합을 체크한다.

[0159] 다양한 실시예들에 따르면, 스크립트 엔진은, 스크립트를 실행하는 것이 발전기에 손상을 미치지 않는다는 것을 보장하기 위하여 런-타임(run-time) 체크들을 수행한다. 일 실시예에 있어서, 스크립트 데이터베이스는 스크립트 파일의 토큰화된 인코딩을 포함하는 2진 데이터 블록이다. 스크립트 데이터베이스는 외부 태스크(task)에 의해 FRAM 또는 SRAM 메모리의 2개의 섹션들 중 하나의 섹션(툴 포트들의 각각에 대한 영역) 내로 로딩된다. 스크립트 2진 데이터베이스는 스크립트 컴파일러에 의해 스크립트 파일로부터 생성된 2진 파일이며, 이는 전기수술용 발전기 및/또는 전기수술용 기구의 동작을 제어하기 위하여 동작 엔진에 의해 실행된다.

[0160] 이상에서 설명되고 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. 그러나, 다양한 실시예들에 있어서, 전기수술용 기구는 수술 절차를 위하여 적절하게 RF 에너지를 인가하기 위해 사용되는 명령들 또는 로직을 제공한다. 전기수술용 기구는, 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 에너지가 인가될지를 결정한다. 그러나, 발전기는, 연결된 기구에 의해 지시되는 경우에도 RF 에너지의 공급이 설정 문턱값을 초과하는 것을 허용하지 않으며, 그럼으로써 고장성 기구 명령에 대한 체크 또는 보장을 제공한다.

[0161] 이상에서 전반적으로 설명되고 이하에서 더 상세하게 설명되는 바와 같이, 다양한 기구들 또는 핸드헬드(handheld) 전기수술용 기구들이 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 기구 실시예들이 이하에서 논의된다. 이하에서 전반적으로 논의되는 특징들 중 하나, 일부, 또는 전부는 이하에서 논의되는 기구의 실시예들 중 임의의 실시예 내에 포함될 수 있는 것으로 여겨진다. 예를 들어, 이하에서 설명되는 기구들의 각각은 이상에서 설명된 바와 같은 발전기와의 상호작용을 위해 메모리를 포함하는 것이 바람직할 수 있다. 그러나, 다른 실시예들에 있어서, 이하에서 설명되는 기구들은 기구 메모리의 상호작용 없이 표준 바이올라 전원과 상호작용하도록 구성될 수 있다. 또한, 그렇더라도, 이러한 실시예들의 특정 측면들이 본 출원의 범위 내의 다른 전기수술용 기구들의 특정 측면들과 조합될 수 있는 것으로 고려된다.

- [0162] 도 1과 관련하여 이상에서 논의된 바와 같이, 전기수술용 기구는 메모리를 포함할 수 있다. 메모리는 구성 디바이스 모듈을 포함할 수 있다. 구성 디바이스 모듈은 특정 유형들의 기구 데이터를 저장할 수 있다. 예를 들어, 구성 디바이스 모듈은, 전기수술용 유닛에 대한 성공적인 전기적 연결 시에 전기수술용 유닛으로 전송될 소프트웨어를 포함하는 기구에 대한 동작 파라미터들을 저장할 수 있다. 이러한 동작 파라미터들은, 기구에 의해 수행될 다양한 전기수술 절차들 및 대응하는 에너지 레벨 범위들 및 이러한 동작들에 대한 지속기간들에 관한 데이터, 기구의 전극 구성에 관한 데이터, 및 기구를 가지고 상이한 전기수술 절차를 수행하기 위한 전극들 사이의 스위칭에 관한 데이터를 포함할 수 있다. 바람직하게는, 기구 동작에 대한 데이터가 발전기가 아니라 전기수술용 기구 그 자체 내에 존재할 수 있음에 따라, 기구 프로파일들에 대한 변화들 및 주기적인 기구 업데이트들이 전기수술용 발전기들에 대한 정지시간 없이 빠르게 이루어질 수 있다. 따라서, 업데이트들은 기구 생산 동안에 이루어질 수 있다.
- [0163] 구성 디바이스 모듈은, 예를 들어, 각각의 이전의 기구 사용의 정보의 기록을 포함하는 데이터 로그를 더 저장할 수 있다. 예를 들어, 일부 실시예들에 있어서, 데이터 로그는, 전기수술용 유닛 식별자, 기구에 의해 수행된 전기수술 절차들의 로그, 및 기구에 인가된 에너지들 및 지속기간들의 로그를 포함하는 타임스탬프 데이터를 포함할 수 있다. 일부 실시예들에 있어서, 특정 기구의 사용이 최대 용법 기간 또는 절차들의 횟수로 한정되는 것이 바람직할 수 있으며, 특히, 전기수술용 기구가 살균 및 재사용을 위해 구성되지 않은 경우에 그러하다. 따라서, 일부 실시예들에 있어서, 구성 디바이스 모듈은, 미리 결정된 용법 또는 절차들의 횟수 이후의 기구의 동작을 방지하도록 구성될 수 있다. 일부 실시예들에 있어서, 기구는, 데이터 로그에 더하여 또는 그 대신에, 의도되지 않은 재사용의 가능성을 감소시키기 위하여, 분리형(breakaway) 단일-사용 커넥터와 같은 기계적 로크아웃(lockout)을 포함할 수 있다.
- [0164] 일 실시예에 있어서, 전기수술용 기구는 RF 에너지(350kHz +/- 5kHz로 375VA, 150V, 5A)를 전달하는 것이 가능한 2개의 독립적인 전극들을 갖는다. RF 전압의 최대 출력은 150VRms, +/- 7.5 VRms이다. 최대 출력 RF 전류는 5 Arms, +/- 0.25 Arms이다. 최대 출력 RF 전력은 375VA, +/- 18.75VA이다.
- [0165] 다양한 실시예들에 따르면, 전기수술용 기구(20)가 제공된다. 기구(20)는 액추에이터에 대하여 회전가능한 샤프트에 결합된 액추에이터를 포함한다. 세장형 샤프트는 그 사이에 중심 길이 방향 축을 확정(define)하는 근위 단부 및 원위 단부를 갖는다. 샤프트의 원위 단부에 조들이 존재하며, 근위 단부에 액추에이터가 존재한다. 일 실시예에 있어서, 액추에이터는 피스톨-그립형(pistol-grip like) 핸들이다. 일 실시예에 있어서, 샤프트 및 조들은, 5mm 직경의 투관침 캐뉼라 또는 액세스 포트를 통해 들어맞도록 크기가 결정되고 형상이 갖추어진다.
- [0166] 액추에이터는, 이동식(movable) 핸들 및 고정식 핸들 또는 고정식 하우징에 대하여 이동가능하고 이에 결합된 이동식 핸들을 갖는 하우징을 포함한다. 다양한 실시예들에 따르면, 이동식 핸들은 고정식 하우징에 슬라이드 가능하게 그리고 피봇 가능하게 결합된다. 동작 시, 이동식 핸들은, 조들을 작동시키기 위하여, 예를 들어, 조들을 선택적으로 개방하고 닫기 위하여, 사용자, 예를 들어, 외과의에 의해 조작된다. 다양한 실시예들에 있어서, 기구들은, 액추에이터의 블레이드 트리거와 같은 블레이드 액추에이터에 결합될 수 있는 전진가능(advanceable) 커팅 블레이드를 포함한다. 블레이드 작동 메커니즘은 블레이드 트리거를 커팅 블레이드에 동작 가능하게 결합할 수 있다.
- [0167] 제 1 조 및 제 2 조를 포함하는 조들이 세장형 샤프트의 원위 단부에 부착된다. 일 실시예에 있어서, 조 피봇핀은 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.
- [0168] 전도성 패드가 제 1 조에 부착된다. 일 실시예에 있어서, 절연된 와이어가 제 1 조 상의 전도성 패드를 액추에이터 내의 배선 하니스(harness)에 전기적으로 결합하기 위하여 라우팅된다. 절연된 와이어는 제 2 조의 근위 단부에서 하우징되는 보호 슬리브(sleeve)의 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.
- [0169] 이제 본원에서 설명된 전기수술용 기구들의 동작적 측면들 중 일부를 살펴보면, 일단 혈관 또는 조직 뭉치가 밀봉을 위해 식별되면, 제 1 및 제 2 조들이 조직 주위에 위치된다. 이동식 핸들이 압박되고, 이는 이동식 핸들을 고정식 하우징에 대하여 근위로 이동시킨다. 이동식 핸들이 근위로 움직임에 따라, 이동식 핸들이 풀링 블록을

누른다. 풀링 블록은 풀링 튜브와 맞물리며, 이는 풀링 튜브가 근위로 움직이게끔 한다. 풀링 튜브의 근위로의 움직임은 제 1 조를 제 2 조를 향해 피봇하며, 이는 조작을 효과적으로 클램핑한다. 제 1 조에 의해 조작에 인가되는 힘은 풀링 튜브 및 풀링 블록을 통해 이동식 핸들로 병진 이동(translate)된다. 일단 프리로딩된 (preloaded) 힘이 극복되면, 이동식 핸들은 슬라이딩 핀을 원위로 움직이기 시작할 것이다. 스프링 상의 프리로드가 극복될 때, 이동식 핸들 피봇 지점이 슬라이딩 핀으로부터, 풀링 블록의 후방 부분이 이동식 핸들과 접촉하는 풀링 블록의 후방 부분으로 시프트한다. 트리거 스프링 상의 프리로딩된 힘이 극복되었기 때문에, 슬라이딩 핀이 원위로 전진할 수 있다.

[0170] 이동식 핸들의 계속되는 조작은 이동식 핸들을 이동식 핸들이 래치(latch) 메커니즘과 맞물리는 위치로 피봇하며, 래치 메커니즘은 이동식 핸들을 맞물린 위치에 유지하고 핸들이 개방된 위치로 복귀하는 것을 방지한다. 전력 활성화 버튼을 누름으로써, 맞물린 위치로부터 밀봉 라디오 주파수 에너지가 조작에 인가된다. 조작이 융합되면, 래치 메커니즘이 풀리는 것을 허용하는 위치까지 근위로 전진을 계속함으로써 이동식 핸들이 재개방될 수 있다.

[0171] 힘 조절 메커니즘은 극도로 많은 양의 힘이 조작에 인가될 위험성을 감소시킨다. 너무 많은 힘이 혈관 또는 조직 뭉치에 인가되는 경우, 잠재적인 손상이 발생할 수 있다. 따라서, 매우 작은 혈관 또는 얇은 조직 뭉치가 조내에 클램핑되는 경우, 기구는 양호한 조직 융합을 달성하기 위하여 요구되는 최소량의 힘을 인가한다. 매우 큰 혈관 또는 조직 뭉치를 갖는 경우에도 동일하다.

[0172] 조작이 융합되면, 사용자는 블레이드 트리거를 작동시킬 수 있다. 블레이드 트리거가 근위로 이동될 때, 블레이드 레버가 피봇하며, 이는 푸시 바(push bar) 및 커팅 블레이드가 원위로 움직이게끔 강제한다. 커팅 블레이드는 조작의 융합된 부분을 향해 전진하고, 이를 나눈다. 사용자가 블레이드 트리거를 릴리즈할 때, 블레이드 스프링이 커팅 블레이드를 그것의 원래의 위치로 리셋한다. 블레이드 트리거가 그것의 원래의 또는 초기의 위치로 복귀되었을 때, 사용자는 상부 조를 개방하기 위하여 이동식 핸들을 계속해서 압박할 수 있다. 이동식 핸들의 계속되는 근위로의 움직임은 래치 메커니즘을 이동식 핸들이 릴리즈될 수 있는 위치까지 풀 것이다.

[0173] 밀봉 표면의 치수들은, 디바이스 메커니즘이 생성할 수 있는 잠재적인 힘(potential force)에 대하여, 그것이 조들 사이에서 조작에 인가되는 최적 압력에 관해 적절하게 비례화될 수 있게 하는 것이다. 그것의 표면적은 또한 조작과 접촉하는 표면적에 관해 전기적으로 상당하다. 조작의 두께 및 표면적의 이러한 비율은 조작의 전기적 관련 속성들에 대한 그것의 관계에 대하여 최적화된다. 조들은, 조들 사이에 홀딩되는 조작의 두께와 관련하여 조들 사이에 전기적으로 상당한 간격을 유지하도록 배열된다.

[0174] 전기수술용 시스템에 관하여 이상에서 설명된 바와 같이, 일부 실시예들에 있어서, 전기수술용 융합 기구는, 다양한 동작 파라미터들을 모니터링하고 위상각에 기초하여 라디오주파수 종점을 결정하는 시스템 내에서 사용될 수 있다.

[0175] 다양한 실시예들에 따르고, 도 21 내지 도 40을 참조하면, 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 발전기에 착탈가능하게 연결가능한 전기수술용 융합 기구 또는 디바이스가 제공된다. 예시된 실시예에 있어서, 기구는 액추에이터에 대하여 회전가능한 샤프트(226)에 결합된 액추에이터(224)를 포함한다. 세장형 샤프트(226)는 그 사이에 중심 길이 방향 축을 확정하는 근위 단부 및 원위 단부를 갖는다. 샤프트(226)의 원위 단부에 조들(222)이 존재하며, 근위 단부에 액추에이터가 존재한다. 일 실시예에 있어서, 액추에이터는 피스톨-그립형 핸들이다. 일 실시예에 있어서, 샤프트(226) 및 조들(222)은, 5mm 직경의 투관침 캐뉼라 또는 액세스 포트를 통해 들어맞도록 크기가 결정되고 형상이 갖추어진다.

[0176] 액추에이터(224)는, 이동식 핸들(223) 및 고정식 핸들 또는 고정식 하우징에 대하여 이동가능하고 이에 결합된 이동식 핸들(223)을 갖는 하우징(28)을 포함한다. 다양한 실시예들에 따르면, 이동식 핸들(223)은 고정식 하우징에 슬라이드 가능하게 그리고 피봇 가능하게 결합된다. 동작 시, 이동식 핸들(223)은, 조들을 작동시키기 위하여, 예를 들어, 조들을 선택적으로 개방하고 닫기 위하여, 사용자, 예를 들어, 외과의에 의해 조작된다.

[0177] 다양한 실시예들에 따르면, 액추에이터(224)는, 닫힌 구성에서 조들(222)이 미리 결정된 최소 힘과 미리 결정된 최대 힘 사이의 그립 힘을 전달하도록 구성된 힘 조절 메커니즘을 포함한다.

[0178] 힘 조절 메커니즘의 부분으로서, 이동식 핸들(223)은 힘 조절 메커니즘을 형성하기 위하여 2개의 피봇 위치들에서 고정식 핸들에 결합된다. 이동식 핸들은 그 위에 형성된 그립 표면을 포함하는 제 1 단부 및 제 1 단부에 대향되는 제 2 단부(258)를 갖는다. 이동식 핸들은 제 2 단부에 인접한 핀(256)에 결합된다. 일부 실시예들에 있어서, 이동식 핸들은 그것으로부터 연장하는 돌출부와 일체로 형성되며, 이는 핀 표면을 확정한다. 다른 실시예

들에 있어서, 핀은 이동식 핸들 내의 개구 내로 누름-삽입될 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 닫힌 조들에 대응하는 제 2 위치로 이동될 때 만곡된 또는 각진 경로와 같은 희망되는 작동 핸들 경로를 확정하도록 구성될 수 있다.

[0179] 힘 조절 메커니즘은, 근위 방향으로 핀을 편향시키는 인장 스프링(257)과 같은 편향 부재를 포함한다. 동작 시에, 이동식 핸들(223)의 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.

[0180] 다양한 실시예들에 따르면, 이동식 핸들은 작동 핸들의 제 1 및 제 2 단부들 사이의 위치에서 고정식 하우징(228)에 슬라이드 가능하게 그리고 피봇 가능하게 결합된다. 풀링 블록(251)과 같은 작동 부재가 작동 핸들에 결합된다. 이동식 핸들이 근위로 이동될 때, 풀링 블록이 또한 근위로 그리고 길이 방향으로 움직이며, 이는 조들(222)을 닫고 그럼으로써 조들 사이에 임의의 조직을 클램핑한다. 다양한 실시예들에 따르면, 풀링 블록(251)은 개방 상단 및 하단 면들 및 폐쇄된 근위 단부를 갖는 직사각형이다. 이동식 핸들은 풀링 블록의 상단 및 하단 면들을 통해 연장한다. 이동식 핸들의 에지는, 고정식 하우징에 대한 이동식 핸들의 움직임이 풀링 블록을 길이 방향으로 움직이도록 풀링 블록의 근위 단부와 관련된다. 일 실시예에 있어서, 풀링 블록의 원위 단부는, 세장형 샤프트(226)를 따라 길이 방향으로 연장할 수 있는 풀링 튜브, 바, 또는 막대와 같은 작동 샤프트에 결합된다. 따라서, 동작 시에, 제 1 위치로부터 제 2 위치로의 이동식 핸들의 움직임은 풀링 블록(251)을 고정식 하우징 내에서 길이 방향으로 병진이동시키며, 이는 그에 대응하게 풀링 튜브를 세장형 샤프트(226)에 대하여 길이 방향 축을 따라 전반적으로 선형적으로 병진이동시킨다. 이러한 풀링 튜브의 움직임은 조들(222)의 상대적인 움직임을 제어할 수 있다.

[0181] 다양한 실시예들에 따르면, 액추에이터(224)는 이동식 핸들(223)을 고정식 하우징(228)에 대하여 제 2 위치에 유지하기 위한 래치 메커니즘을 포함한다. 예시된 실시예에 있어서, 이동식 핸들은, 이동식 핸들을 제 2 또는 닫힌 위치에 홀딩하기 위하여 고정식 핸들 내에 포함되는 매칭 래치(matching latch)(267)와 맞물리는 래치 암(arm)(265)을 포함한다.

[0182] 다양한 실시예들에 있어서, 기구는, 액추에이터(224)의 블레이드 트리거(225)와 같은 블레이드 액추에이터에 결합될 수 있는 전진가능 커팅 블레이드(271)를 포함한다. 블레이드 작동 메커니즘은 블레이드 트리거를 커팅 블레이드에 동작가능하게 결합할 수 있다. 일 실시예에 있어서, 블레이드 작동 메커니즘은, 블레이드 트리거(225)의 근위 이동을 블레이드 작동 샤프트 어셈블리, 예컨대 커팅 블레이드에 결합된 푸시 바(push bar)로 전달하고 및 역전시키는 피봇 블레이드 전진 링크를 포함한다. 동작 시에, 사용자는 커팅 블레이드(271)를 수축된 위치로부터 연장된 위치로 전진시키기 위하여 블레이드 트리거(225)를 근위로 움직일 수 있다. 블레이드 작동 메커니즘은, 커팅 블레이드를 수축된 위치로 편향시키기 위한 블레이드 복귀 스프링(263)과 같은 편향 부재를 포함할 수 있다.

[0183] 커팅 컴포넌트는, 조 어셈블리의 조들 사이에 놓린 조직을 커팅하기 위하여 근위 위치와 원위 위치 사이에서 선택적으로 이동될 수 있다. 다양한 실시예들에 있어서, 커팅 블레이드(271)는 날카로운 블레이드, 후크(hook), 나이프, 또는 조들 사이에서 조직을 커팅하도록 구성되고 크기가 결정된 다른 커팅 엘리먼트일 수 있다. 일부 실시예들에 있어서, 커팅 블레이드는, 커팅 블레이드가 조들 내의 슬롯 또는 채널을 따라 근위로 또는 원위로 이동될 때 조직을 커팅하는 것을 가능하게 하기 위하여, 커팅 블레이드의 근위 에지 및 원위 에지의 각각 상에 날카롭게 갈린 제 1 에지 및 날카롭게 갈린 제 2 에지를 포함한다.

[0184] 액추에이터는 또한, 단일 쉬스(sheath) 내에 포함된 절연된 개별적인 전기 와이어들 또는 리드(lead)들을 포함하는 와이어 하니스를 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.

[0185] 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(229)에 연결되며, 활성화 버튼이 눌려질 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.

[0186] 일 실시예에 있어서, 액추에이터는, 세장형 샤프트(226)의 외측 커버 튜브 상에 배치되는 회전 노브(rotation

knob)(227)를 포함하는 회전 샤프트 어셈블리를 포함한다. 회전 노브는, 외과의가 액추에이터(224)를 그립하고 있는 동안 디바이스의 샤프트를 회전시킬 수 있게끔 한다.

[0187] 다양한 실시예들에 따르면, 세장형 샤프트(226)는 조들(222)을 액추에이터와 결합하는 작동 튜브 및 액추에이터를 커팅 블레이드(271)와 결합하는 블레이드 작동 샤프트 어셈블리를 포함한다. 다양한 실시예들에 있어서, 블레이드 작동 샤프트 어셈블리는 근위 부분 및 원위 부분을 갖는 2-피스 샤프트를 포함한다. 블레이트 샤프트 어셈블리의 근위 부분은 인터페이스 노드의 근위 단부에서 종료한다. 인터페이스 노드는, 블레이드 전진 레버와 맞물리도록 적응된 전반적으로 구형의 돌출 부분을 포함한다. 다른 실시예들에 있어서, 인터페이스 노드는, 입방형 또는 직사각형 각기둥 돌출부들과 같은 다른 기하구조들을 포함할 수 있다. 블레이드 샤프트의 근위 부분은 블레이드 샤프트 어셈블리의 원위 부분에 동작가능하게 결합된다. 블레이드 샤프트의 원위 부분은 그것의 원위 단부에서 커팅 블레이드의 부착을 위한 마운트(mount)를 포함할 수 있다. 특정 실시예들에 있어서, 블레이드 샤프트의 근위 및 원위 부분들 둘 모두는 적어도 부분적으로 작동 튜브의 전반적으로 튜브형의 섹션 내에 위치된다.

[0188] 다양한 실시예들에 있어서, 작동 튜브는 외측 커버 튜브 내에 하우징된다. 작동 튜브가 외측 커버 튜브 내에 내포될 수 있으며 그 내부에 내포된 블레이드 작동 샤프트를 가질 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 내에서 블레이드 작동 샤프트와 전반적으로 평행하게 위치될 수 있다.

[0189] 다양한 실시예들에 따르면, 2개의 메이팅 허브(mating hub)들 및 전도성 슬리브를 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.

[0190] 제 1 조(270) 및 제 2 조(280)를 포함하는 조들(222)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.

[0191] 전도성 패드(272)가 제 1 조에 부착된다. 일 실시예에 있어서, 절연된 와이어(273)가 제 1 조 상의 전도성 패드를 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.

[0192] 일부 실시예들에 있어서, 조 어셈블리의 전도성 패드들 상의 전극 기하구조는, 밀봉 영역이 블레이트 커팅 경로의 원위 부분을 완전히 둘러싸는 것을 보장한다. 일 실시예에 있어서, 전도성 패드(272) 및 제 2 조(280)는 조들 사이에서 조직과 접촉하는 특유의 밀봉 표면을 유지하기 위하여 에지들에서 만곡되며, 이는 조들 사이에서 조직을 커팅하는 것을 보조하고 원치 않는 집중되는 전류 밀도를 감소시킨다. 일부 실시예들에 있어서, 일부 수술 절차들에 대하여, 조들의 외측 형상은, 조들의 원위 단부들이 외과의와 같은 사용자에 대한 가시성을 개선하기 위하여 조들의 근위 단부들로부터 길이 방향 축에 대하여 오프셋되도록 만곡될 수 있다.

[0193] 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 최적화된다.

- [0194] 조들은, 조들 사이에 홀딩되는 조직의 두께와 관련하여 조들 사이에 전기적으로 상당한 간격을 유지하도록 배열된다. 일 실시예에 있어서, 적어도 하나의 조는 조의 길이 방향을 가로지르는 방향으로 연장하는 전도성 포스트(281)를 포함한다. 다양한 실시예들에 있어서, 포스트는 제2조 또는 하부 조 어셈블리의 내부 표면을 통해 그리고 제1조의 전도성 패드 또는 내부 표면을 향해 돌출한다.
- [0195] 일 실시예에 있어서, 전도성 포스트들은 스테인리스 강과 같은 전도성 재료로 만들어진다. 일 실시예에 있어서, 스테인리스 강으로 만들어지는 전도성 포스트는 높은 압축 및/또는 컬럼(column) 강도를 제공한다. 이와 같이, 전도성 포스트는 더 많은 동작 마모 및 인열을 견딜 수 있으며, 조의 치수들에 비하여 치수적으로 작을 수 있고, 동시에 파손 또는 제거 또는 조 상에서 과도한 공간을 차지하는 것의 감소된 염려를 갖는다. 일 실시예에 있어서, 전도성 포스트들은 제1 및/또는 제2조들 상의 전도성 패드와 동일한 재료로 만들어진다.
- [0196] 다양한 실시예들에 따르면, 복수의 포스트들이 제공되며, 이들은 조 내의 블레이드 채널에 인접한 조의 전도성 표면의 내부 에지를 지지한다. 다양한 실시예들에 따르면, 포스트들은 또한 디바이스의 조들 내에 캡처(capture)되는 조직을 캡처하고 그립하는 것을 보조하기 위한 추가적인 표면 텍스처(texture)를 제공한다. 그러나, 전도성 포스트들은, 조들 사이에 그래스핑된 조직을 관통하거나, 구멍을 내거나 또는 달리 이를 통해 돌출하기 위한 에지를 갖지 않거나 또는 달리 비외상성 표면을 갖지 않는다.
- [0197] 일 실시예에 있어서, 전도성 포스트는 블레이드 채널에 인접한 전도성 표면의 내부 에지를 지지한다. 포스트들은 블레이드 채널의 에지에 존재하도록 편향된다. 조들이 닫히고 RF 에너지가 공급될 때, 전도성 포스트는 전도성 표면과 동일한 전위이다. 일 실시예에 있어서, 상부 전도성 표면과 동일한 전기적 전위인 전도성 포스트 및 전도성 표면에 대한 전도성 포스트의 구성은, 조를 따라 중단되지 않는 조직 처치 표면을 제공한다. 일 실시예에 있어서, RF 에너지의 인가를 제공하는 구성 및 전기적 전위는 전도성 포스트 주변을 가열하고 밀봉하는 것을 가능하게 하며, 이는 조들 사이의 조직의 조직 처치 또는 밀봉 품질을 추가적으로 향상시킨다.
- [0198] 추가적으로, 밀봉 품질을 개선하고, 상부 및 하부 전도성 표면들의 에지들에서의 고 전류 밀도의 가능성을 감소시키기 위하여, 일 실시예에 있어서, 상부 및 하부 전도성 표면들은 리드-인(lead-in) 각도(274) 및/또는 반경(275, 283) 구성을 갖는다. 전류 밀도를 처리하는 것에 더하여, 반경이 또한 조들의 표면의 에지에서의 커팅을 방지하는 것을 돋기 위하여 RF 에너지 인가에 의해 영향을 받는 영역에 인접한 혈관에 대한 비외상성 반경 에지를 제공한다.
- [0199] 일 실시예에 있어서, 전도성 포스트들은, 전도성 포스트들이 동일한 평면 상에 존재하지 않도록, 조를 따라서 그리고 그 각각이 다른 것들에 대하여 상이한 높이로 배치된다. 일 실시예에 있어서, 이와 같이, 전도성 포스트들은, 조직과 처음으로 접촉하기 위한 제1 또는 최 원위(distal most) 전도성 포스트, 그런 다음 하나 이상의 중간 전도성 포스트들 및 마지막으로 최 근위(proximal most) 전도성 포스트를 제공한다. 일 실시예에 있어서, 최 원위 포스트는 .005"이고, 중간은 .004"이며, 최 근위 포스트는 .003"이다. 이러한 엇갈림식(staggered) 배열은, 힘이 인가될 때 제1 및/또는 제2조들의 편향을 보상함으로써, 조들 또는 내부 표면들이 조직 및 서로에 대하여 상대적으로 평행하게 유지되는 것을 보장한다. 일 실시예에 있어서, 조에 대한 포스트들의 높이 차이는 블레이드 채널 근처에서 또는 이에 인접하여 조직의 부분을 들어 올리거나 또는 상승시킬 수 있으며, 그럼으로써 조직이 커팅될 때 조직을 그립하는 것을 보조하고, 그럼으로써 더 부드러운 커팅을 제공하며 커팅 동작을 용이하게 한다.
- [0200] 일 실시예에 있어서, 제1조 또는 상부 조 어셈블리는, 높은 서비스 비-전도성 온도 플라스틱 재료(276)에 의해 기계가공된 상부 금속 조(275)로부터 소정의 거리에 홀딩되는 압인된(stamped) 시트 금속 전도성 패드(272)를 포함한다. 압인된 시트 금속, 비-전도성 플라스틱 재료 및 기계가공된 상부 금속 조는, 그 이후에 열가소성 물질로 충전되는 몰드(mold) 내에 위치된다. 프로세스의 결과는 오버 몰딩된 상부 기계가공된 또는 MIM(metal injection molded)(금속 사출 몰딩된) 조, 압인된 전도성 패드 및 고온 플라스틱이며, 이들은 제1 또는 상부 조를 만들기 위하여 열가소성 오버-몰딩(over-molding)에 의해 함께 고정되거나 또는 홀딩된다. 일 실시예에 있어서, 상부 조는, 높은 서비스 온도 비-전도성 플라스틱 재료 대신에 사출 몰딩된 컴포넌트를 포함한다.
- [0201] 일 실시예에 있어서, 제2조 또는 하부 조 어셈블리는 기계가공된 또는 MIM 조 및 기계가공된 또는 MIM 전기 전도성 포스트들(281)을 포함한다. 일 실시예에 있어서, 포스트들 및 조는 동일한 재료로 만들어진다. 조 및 포스트들은, 그 이후에 열가소성 물질로 충전되는 몰드 내에 위치된다. 프로세스의 결과는 오버 몰딩된 하부 조 및 전도성 포스트들이며, 이들은 하부 조를 만들기 위하여 열가소성 오버-몰딩(over-molding)에 의해 함께 고정되거나 또는 홀딩된다. 하부 조 어셈블리로부터 그리고 조의 내부 표면을 통해 연장하는 포스트들에 의하여, 전도성 포스트들의 강도 및/또는 안정성이 조들 및/또는 조직과 관련하여 향상된다. 이와 같이, 일 실시예에 있어

서, 포스트는 전도성 패드의 두께의 적어도 2배의 높이를 갖는다. 일 실시예에 있어서, 포스트는, 제 1 및/또는 제 2 조의 두께 또는 깊이의 약 절반 내로 연장하는 하단 부분을 갖는다. 어셈블리 시에, 조 간극(gap)이 고정물 내에 설정되고 레이저 용접되며, 일 실시예에 있어서, 이는 하부 조 내의 슬롯형 구멍 및 맞춤못에 의해 가능하게 된다.

[0202] 도 38 내지 도 40을 참조하면, 일 실시예에 있어서, 전도성 포스트들을 발전기에 연결하기 위한 복귀 경로 연결(285)이 제공된다. 이러한 실시예에 있어서, 전도성 포스트들은, 인가된 전압, 전류, 전력 및 위상, 또는 조직 속성들과 같은 추가적인 피드백 정보를 제공할 수 있다. 일 실시예에 있어서, 복귀 경로 연결은, 커팅 블레이드가 조 내에 진입할 때 RF 에너지를 종료시키기 위하여 회로가 전개되거나 또는 계획적인 단락이 트리거되고, 그럼으로써 블레이드가 작동되는 동안에 RF 에너지가 공급되지 않는다는 것을 보장할 수 있도록 지시자를 제공하거나 또는 스위치를 차단한다. 일 실시예에 있어서, 서비스터 또는 온도 센서(286)는, 예를 들어, 온도 변화에 의해 초래되는 서비스터의 변화를 통해 온도를 모니터링하기 위하여, 전도성 포스트 아래에 또는 이를 따라서 배치되고 다시 하부 조를 통해 와이어 또는 복귀 경로와 연결된다. 일 실시예에 있어서, 그런 다음 전기수술용 발전기는, 조직의 융합 및/또는 RF 에너지의 인가에 영향을 미칠 수 있는 조들 및 조직의 온도를 처리할 수 있다. 일 실시예에 있어서, 제 2 또는 하부 조는 플레이트들 또는 정전용량성 배열 또는 센서(287)를 포함하며, 그러면, 일 실시예에 있어서, 전기수술용 발전기는, 조직의 융합 및/또는 RF 에너지의 인가에 영향을 미칠 수 있는 기구 또는 조직의 커판시턴스를 처리하기 위하여 조의 일 부분과 전도성 포스트의 하단 표면 사이의 커판시턴스를 측정할 수 있다.

[0203] 다양한 실시예들에 따르면, 전기수술용 시스템은 전기수술용 기구 및 전기수술용 발전기를 포함할 수 있다. 전기수술용 기구는, 혈관들 및 조직 뭉치들의 결찰 및 분할이 희망되는 복강경 절차들에서 사용된다. 전기수술용 기구는 디바이스의 조들 사이에 캡처된 조직에 라디오 주파수(RF) 에너지를 전달함으로써 혈관들을 융합시키고, 사용자-작동가능 블레이드를 가지고 밀봉된 조직을 분할한다. 발전기는 차치될 조직의 위상 종점을 결정함으로써 전기수술 종점을 제공할 수 있다. 전기수술용 시스템은 상이한 전기수술 동작들을 위한 2개 이상의 전기수술용 기구를 포함할 수 있으며, 다양한 사용자 인터페이스 특정부들 및 청각적/시각적 성능 표시기들을 포함할 수 있다. 전기수술용 시스템은 또한 통상적인 바이폴라 전기수술용 기구들 및 직류 수술용 전기기기들에 전력을 공급할 수 있다.

[0204] 이제 본원에서 설명된 다양한 실시예들에 따른 기구 또는 전기수술용 기구들의 동작적 측면들 중 일부를 살펴보면, 일단 혈관 또는 조직 뭉치가 융합을 위해 식별되면, 제 1 및 제 2 조들이 조직 주위에 위치된다. 이동식 핸들(223)이 압박되고, 이는 이동식 핸들을 고정식 하우징(228)에 대하여 근위로 이동시킨다. 이동식 핸들이 근위로 움직임에 따라, 이동식 핸들이 풀링 블록을 누른다. 풀링 블록은 풀링 튜브와 맞물리며, 이는 풀링 튜브가 근위로 움직이게끔 한다. 풀링 튜브의 근위로의 움직임은 제 1 조를 제 2 조를 향해 피봇하며, 이는 조직을 효과적으로 클램핑한다. 도 27 내지 도 28에서, 액추에이터(224)는 조들(222)이 개방 위치에 있는 제 1 또는 초기 위치로 도시되며, 일 실시예에 있어서, 제 1 및 제 2 조들의 개방은 약 30도 각도를 획정한다.

[0205] 이동식 핸들의 계속되는 조작은 이동식 핸들을 이동식 핸들이 래치 메커니즘과 맞물리는 위치로 피봇하며, 래치 메커니즘은 이동식 핸들을 맞물린 위치에 유지하고 핸들이 개방된 위치로 복귀하는 것을 방지한다. 활성화 버튼을 누름으로써, 맞물린 위치로부터 라디오 주파수 에너지가 조직에 인가된다. 조직이 융합되면, 래치 메커니즘이 풀리는 것을 허용하는 위치까지 근위로 전진을 계속함으로써 이동식 핸들이 재개방된다. 도 30 내지 도 31에서, 액추에이터(224)는, 조들(222)이 닫히고 이동식 핸들이 래치되는 맞물린 위치로 도시된다.

[0206] 대안적으로 또는 추가적으로, 사용자는 블레이드 트리거(225)를 작동시킬 수 있다. 블레이드 트리거가 근위로 이동될 때, 블레이드 레버가 피봇하며, 이는 푸시 바 및 커팅 블레이드가 원위로 움직이게끔 강제한다. 커팅 블레이드는 조직의 밀봉된 부분을 향해 전진하고, 이를 나눈다. 사용자가 블레이드 트리거를 릴리즈할 때, 블레이드 스프링이 커팅 블레이드를 그것의 원래의 위치로 리셋한다. 블레이드 트리거가 그것의 원래의 또는 초기의 위치로 복귀되었을 때, 사용자는 상부 조를 개방하기 위하여 이동식 핸들을 계속해서 압박할 수 있다. 도 32 내지 도 33에서, 액추에이터(224)는, 조들(222)이 닫힌 위치에 있으며 블레이드 트리거가 커팅 블레이드를 그것의 최 원위 위치로 전진시키도록 놀려진, 커팅 위치로 도시된다. 이동식 핸들의 계속되는 근위로의 움직임은 래치 메커니즘을 이동식 핸들이 릴리즈될 수 있는 위치까지 풀 것이다. 도 29에서, 조들이 닫힌 위치에 있으며 이동식 핸들이 래치되지 않는 중간 위치가 도시된다. 일 실시예에 있어서, 조들 사이에서 조직을 커팅하기 위하여 블레이드 트리거가 활성화될 수 있으며 및/또는 조들 사이에서 조직을 융합시키기 위하여 융합 버튼 또는 스위치가 활성화될 수 있다.

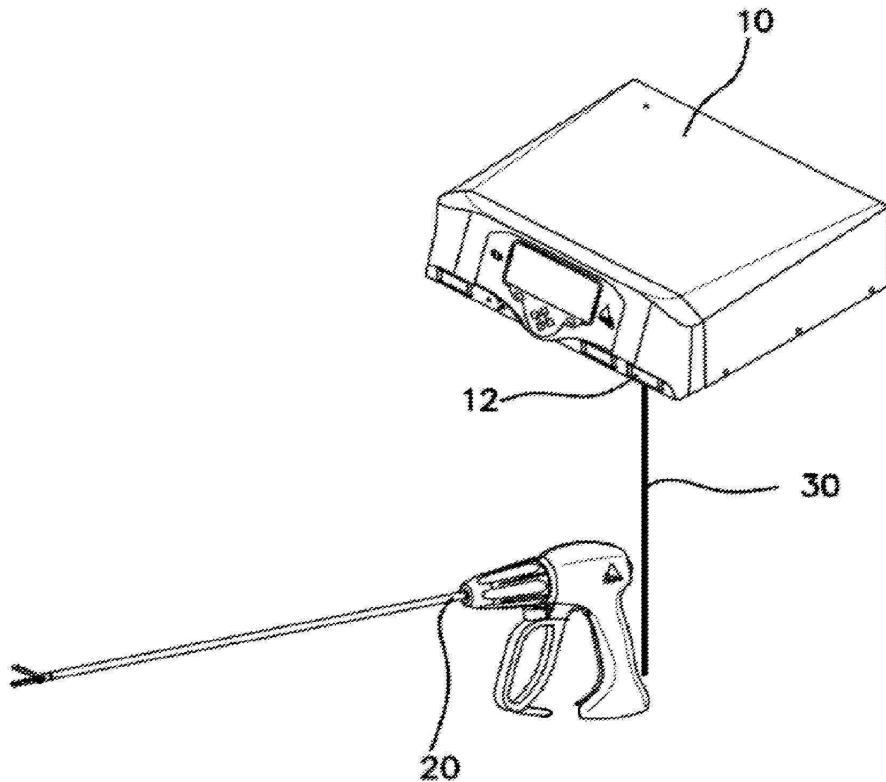
[0207] 전기수술용 유닛, 기구들, 및 그들 사이의 연결들, 및 그들의 동작들 및/또는 기능성들의 추가적인 예들은, "Electrosurgical System"이라는 명칭으로 2009년 04월 01일자로 출원된 미국 특허 출원 제12/416,668호; "Electrosurgical System"이라는 명칭으로 2009년 04월 01일자로 출원된 미국 특허 출원 제12/416,751호; "Electrosurgical System"이라는 명칭으로 2009년 04월 01일자로 출원된 미국 특허 출원 제12/416,695호; "Electrosurgical 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.

[0208] 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. 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 않은 것은 단지 본 명세서의 가독성을 용이하게 하기 위한 것이다.

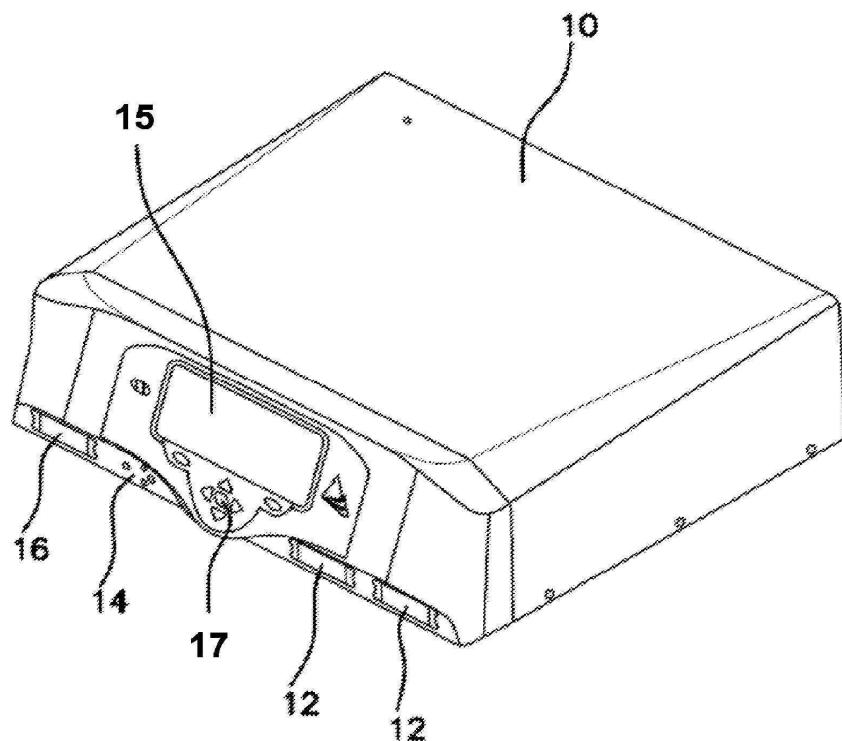
[0209] 본 발명이 특정한 특정 측면들에서 설명되었지만, 다수의 추가적인 수정예들 및 변형예들이 당업자들에게 자명할 것이다. 따라서, 본 발명은, 본 발명의 사상 및 범위로부터 벗어나지 않고, 크기, 형상 및 재료의 다양한 변화들을 포함하여, 특별히 설명된 것과는 달리 실시될 수 있다는 것이 이해되어야만 한다. 따라서, 본 발명의 실시예들은 모든 사항들에 있어서 제한적인 것이 아니라 예시적인 것으로서 간주되어야만 한다.

## 도면

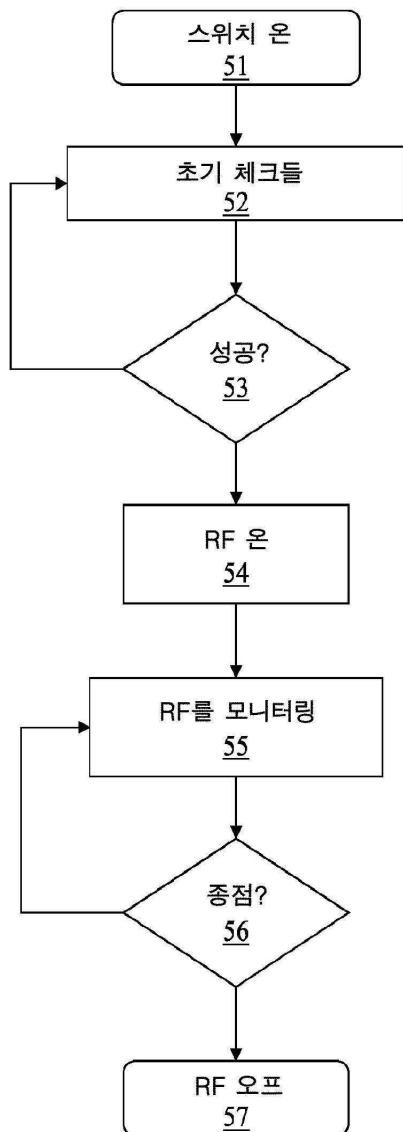
### 도면1



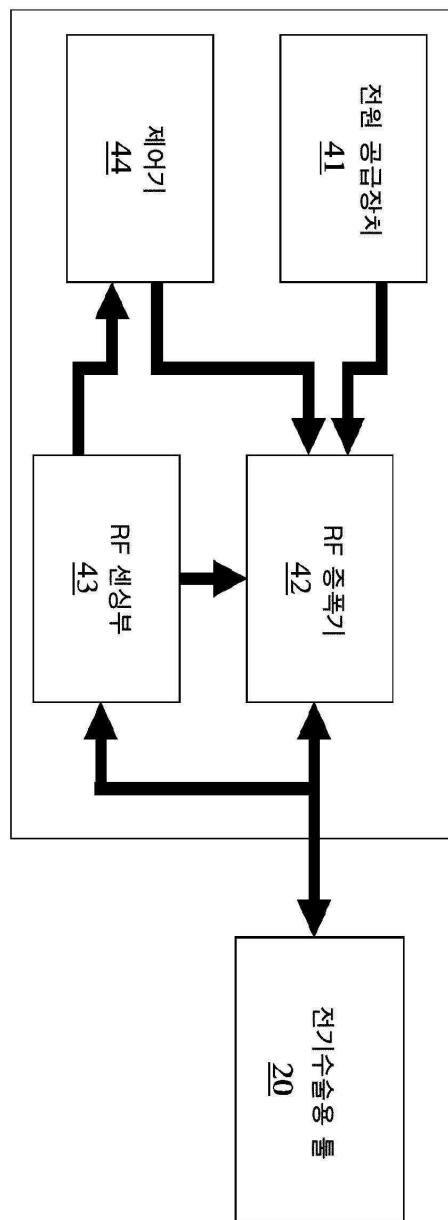
도면2



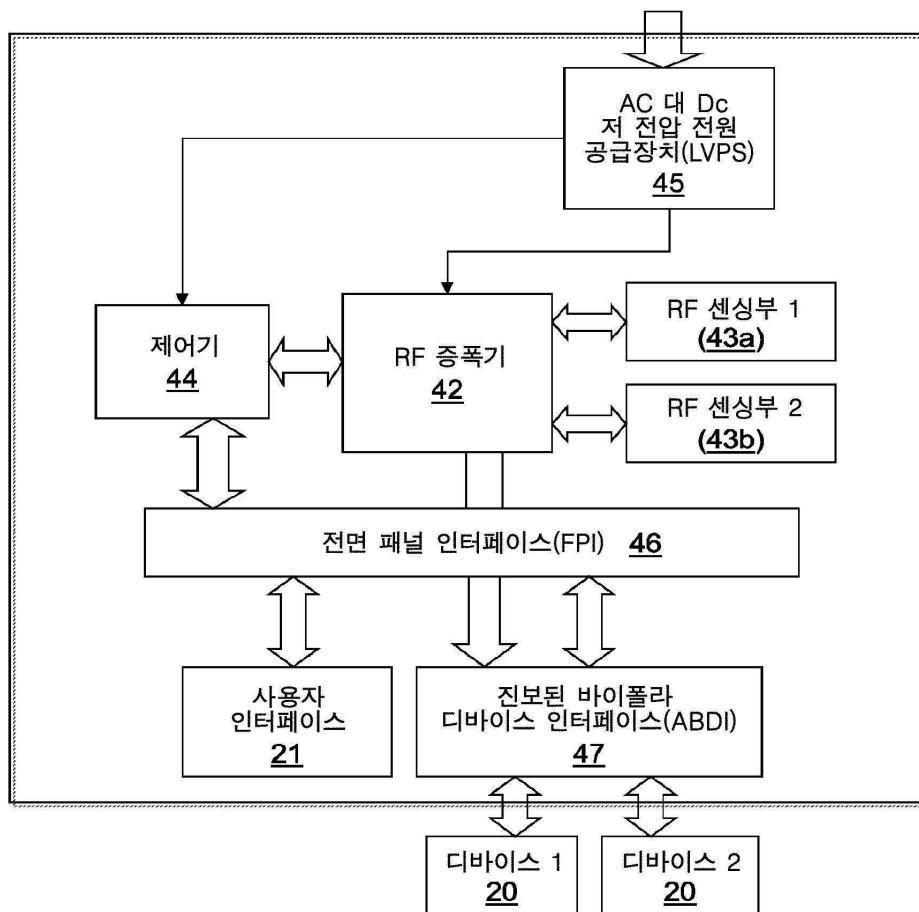
## 도면3



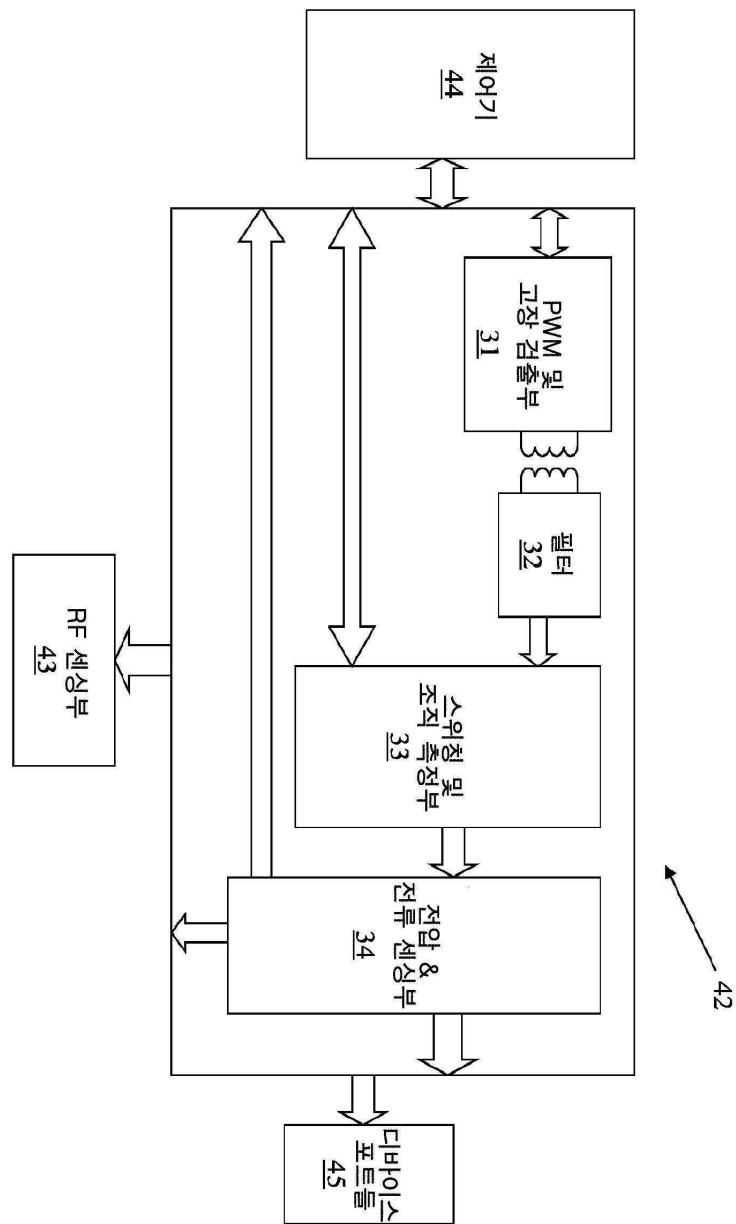
도면4a



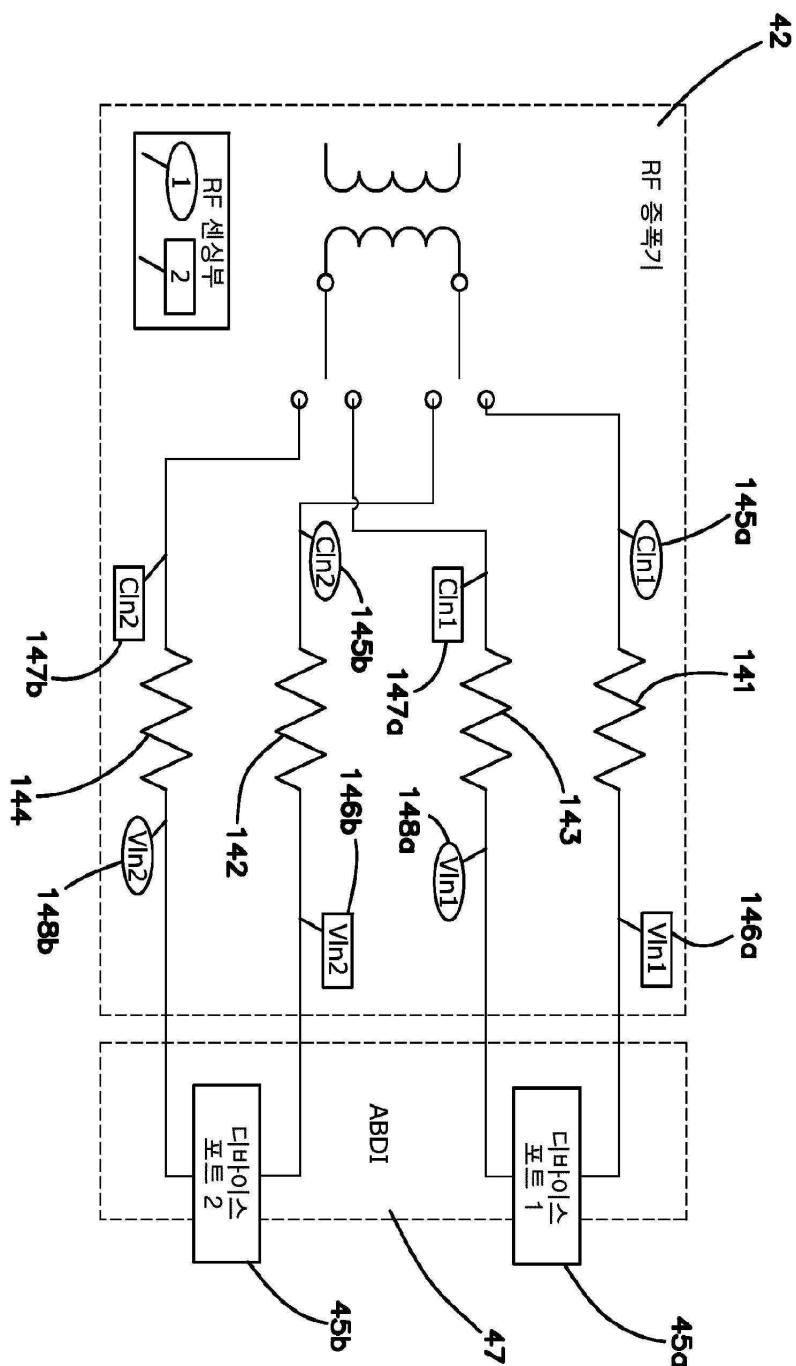
도면4b



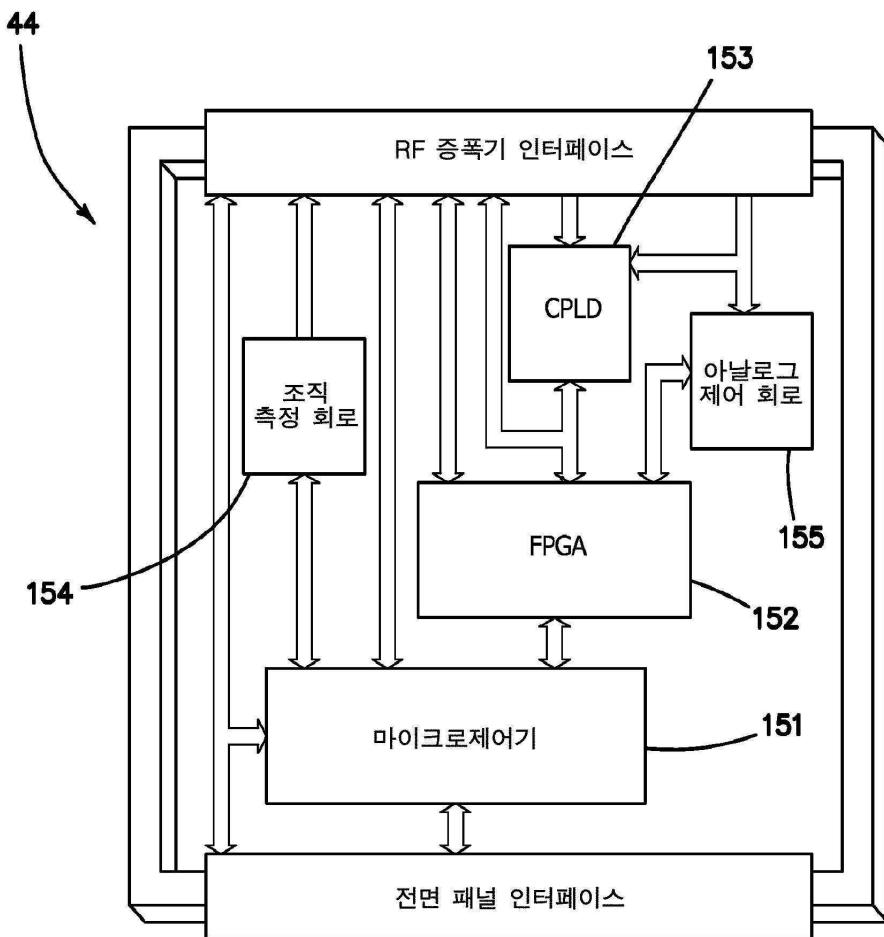
도면5



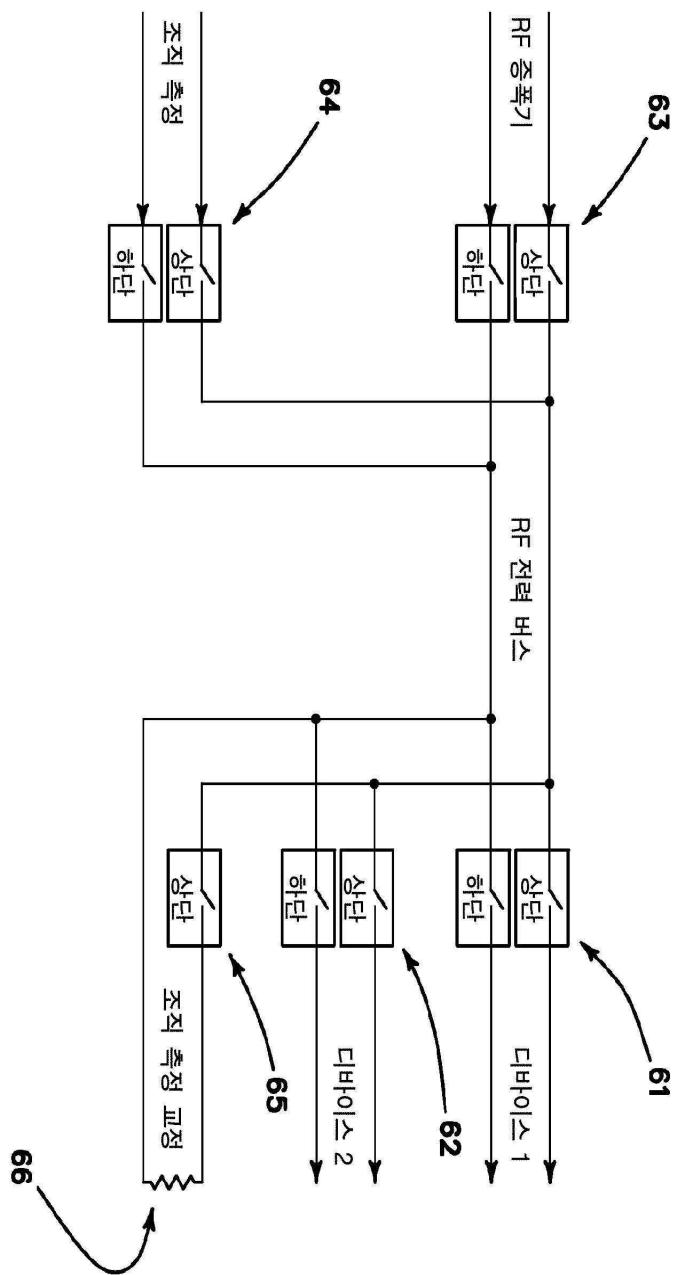
### 도면5a



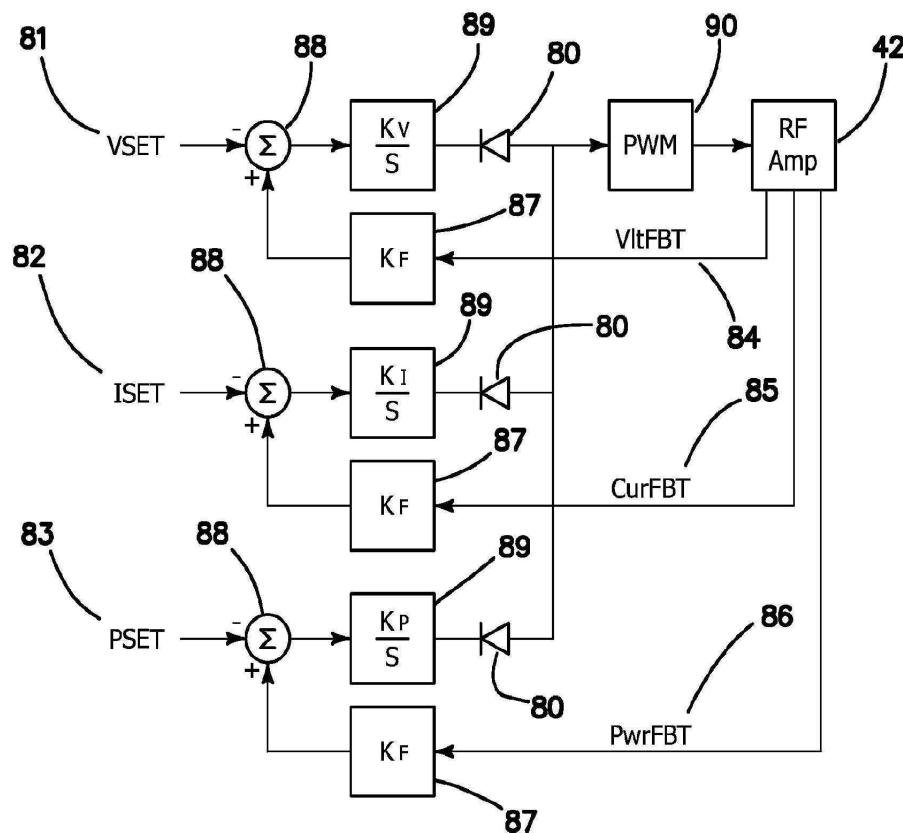
도면5b



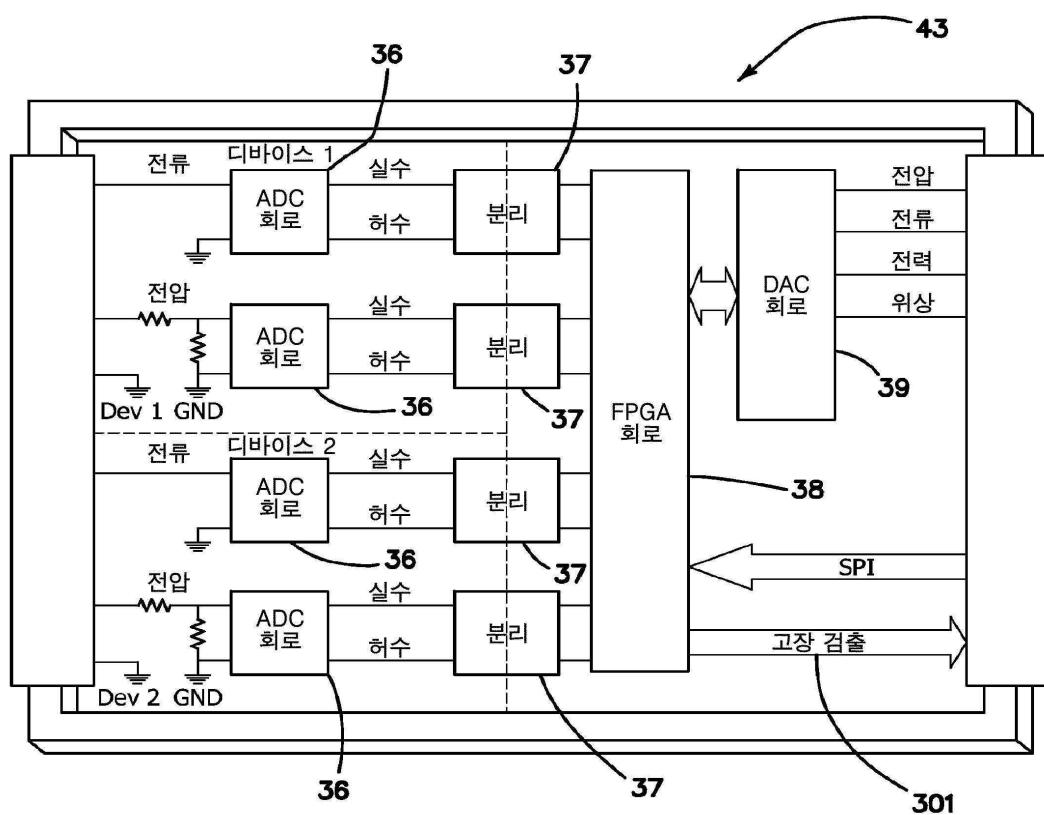
도면5c



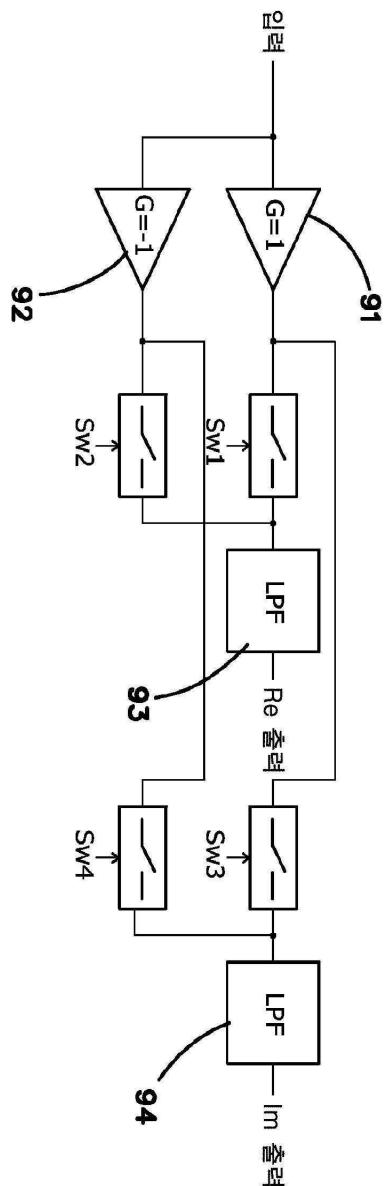
도면5d



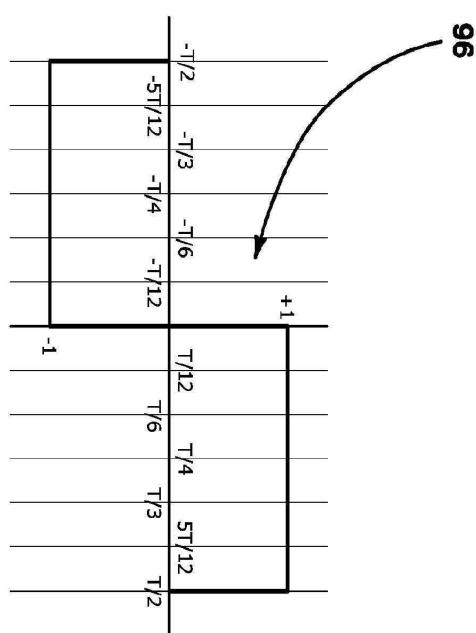
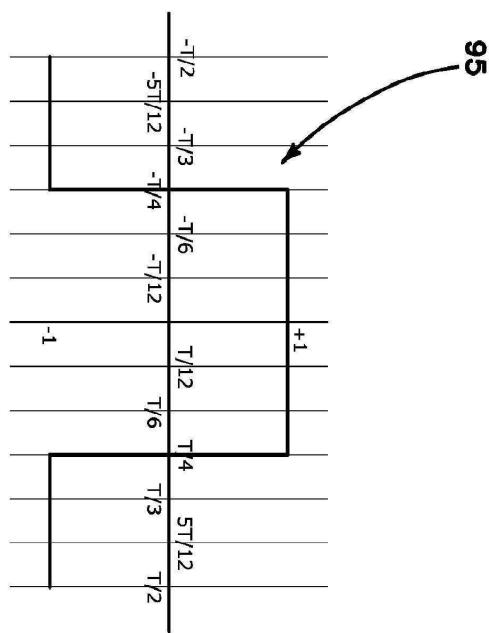
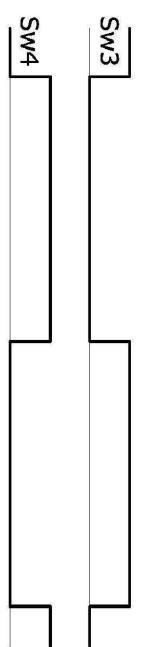
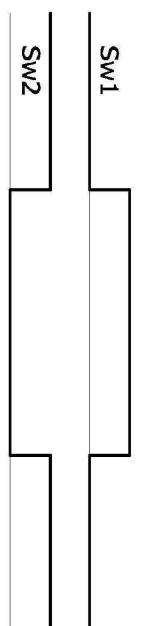
도면6



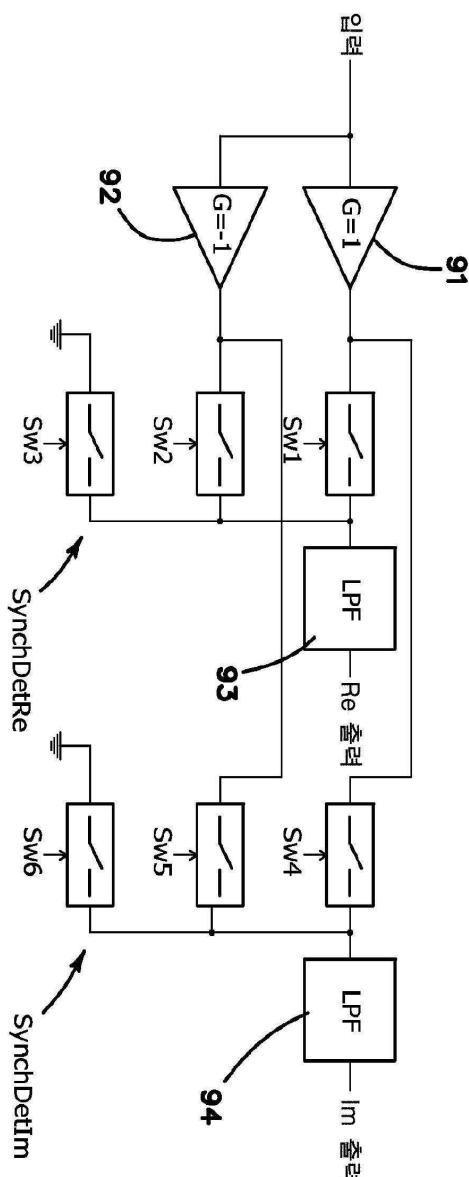
도면 6a



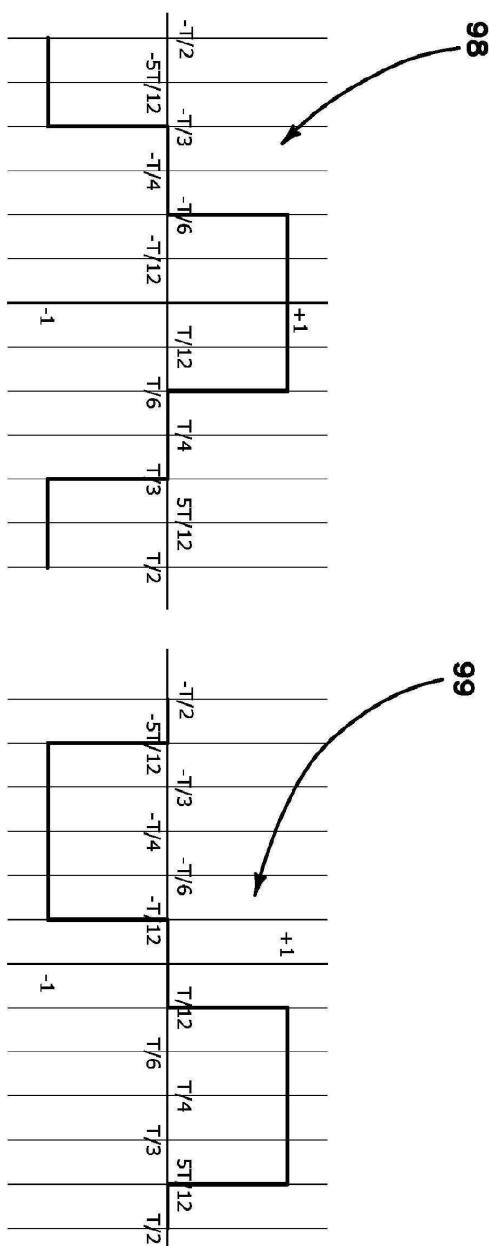
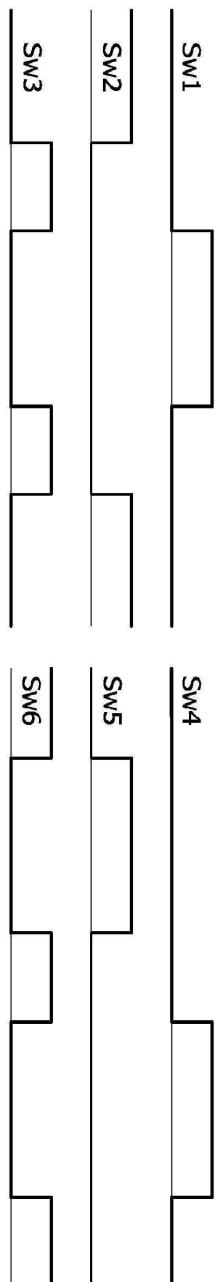
도면 6b



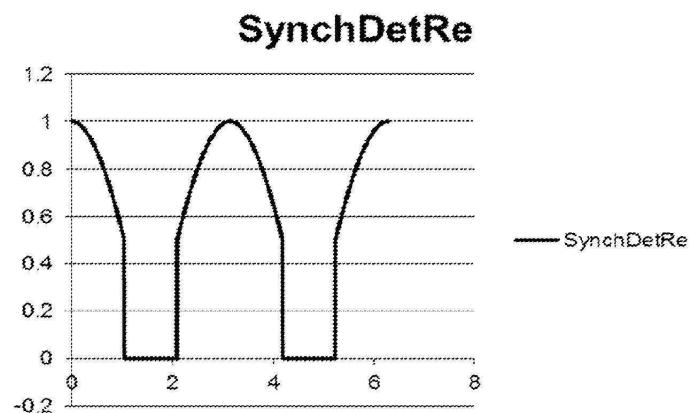
### 도면6c



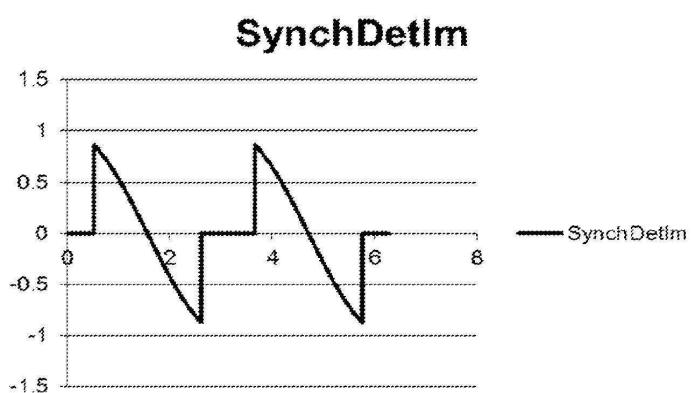
도면 6d



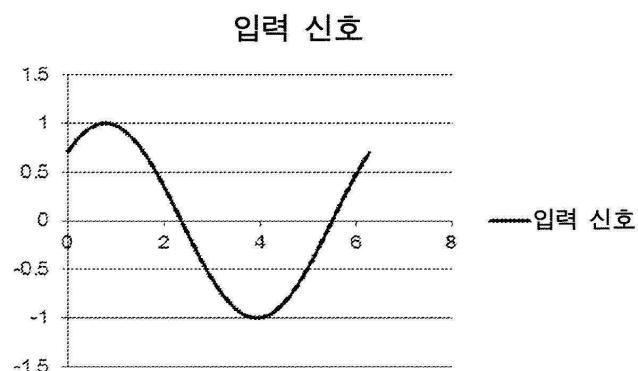
도면6e



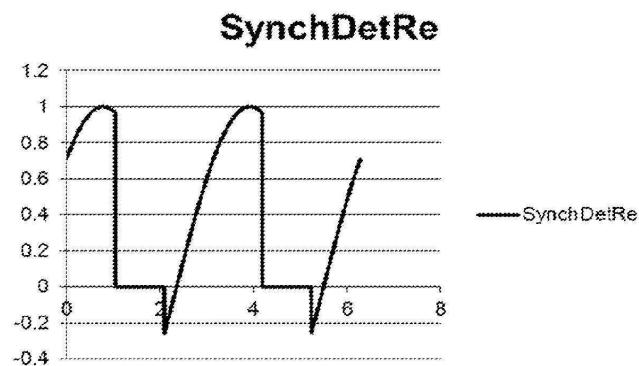
도면6f



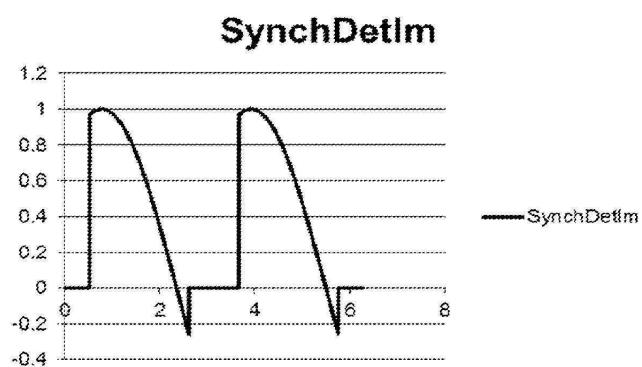
도면6g



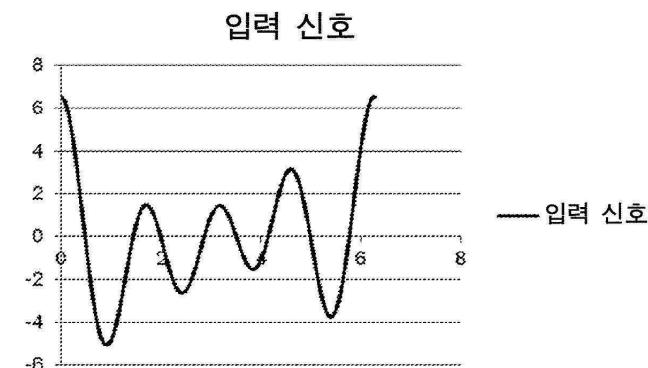
도면6h



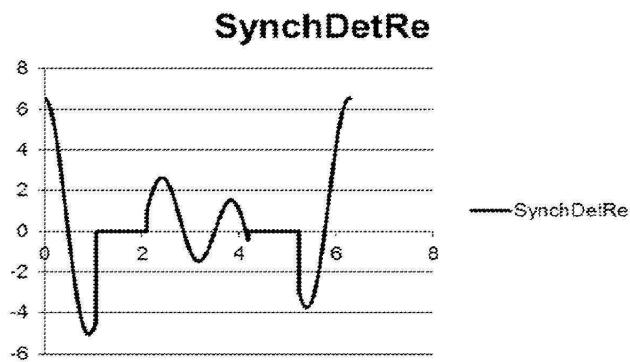
도면6i



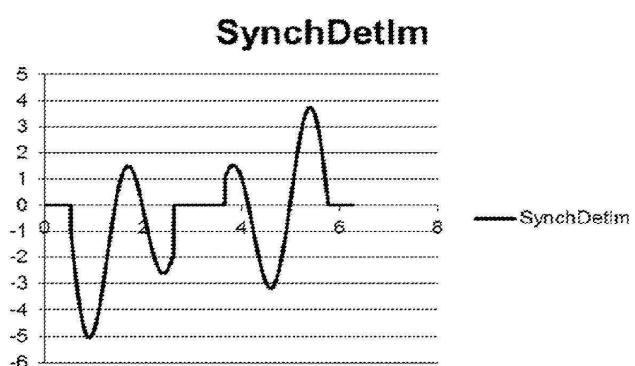
도면6j



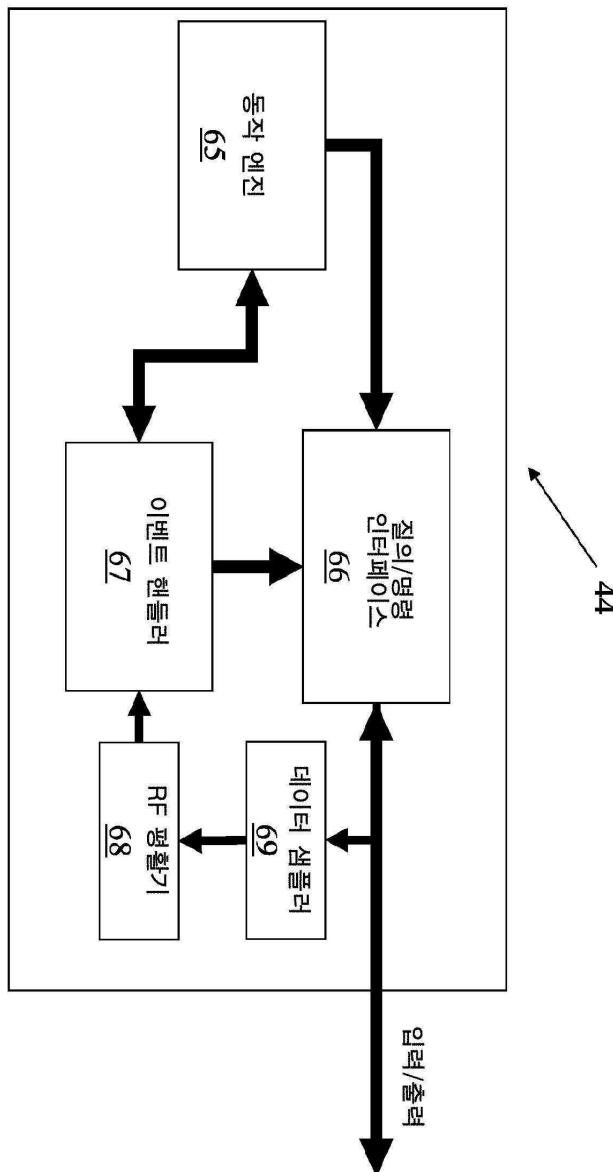
도면6k



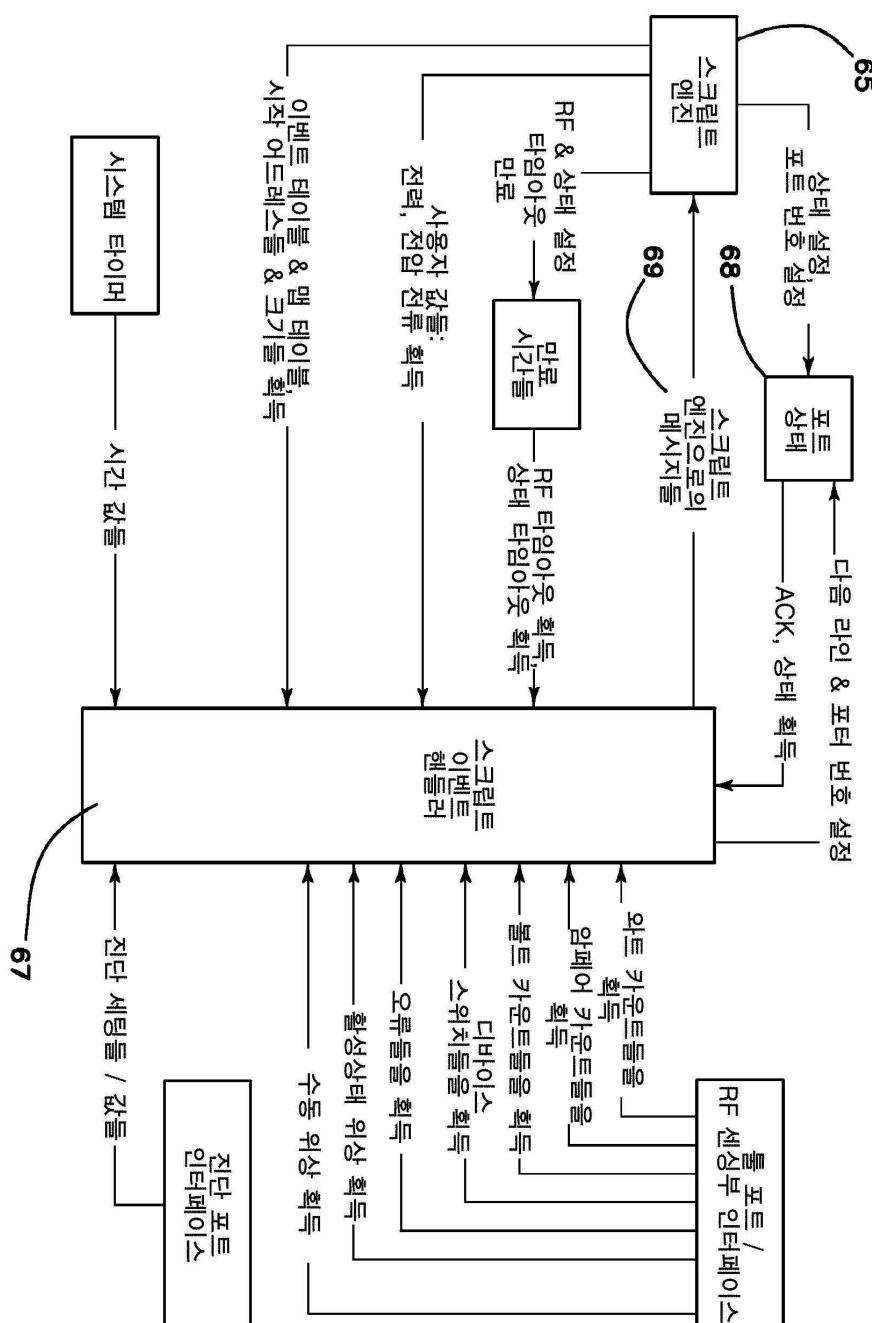
도면6l



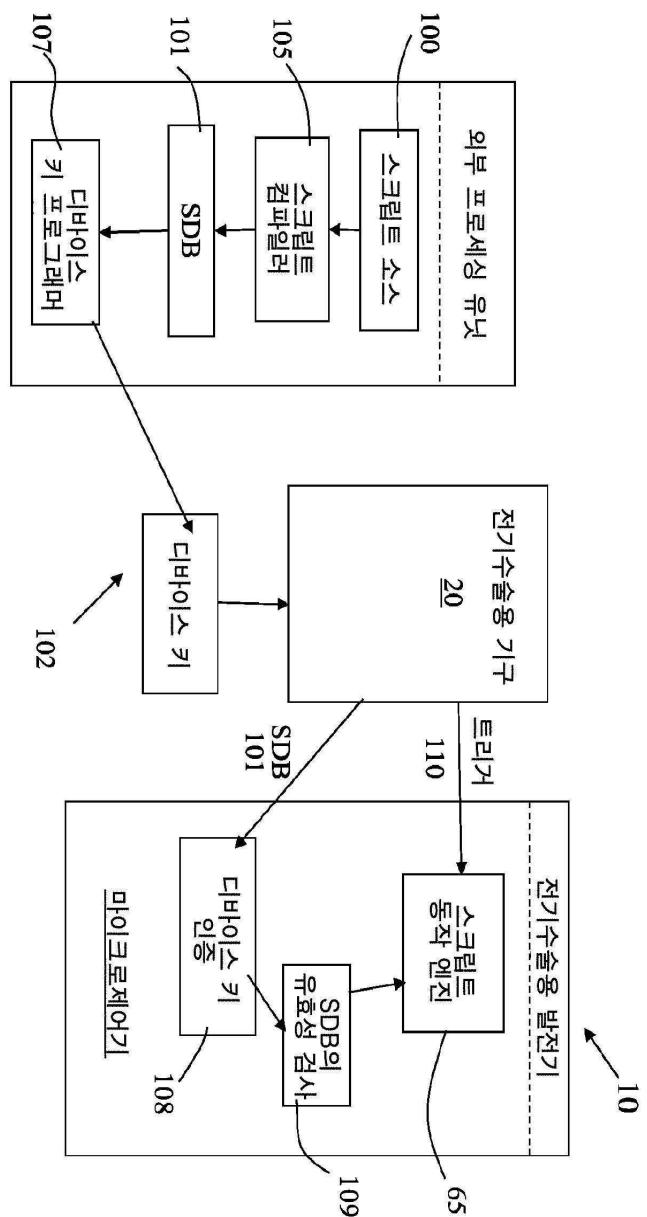
도면7



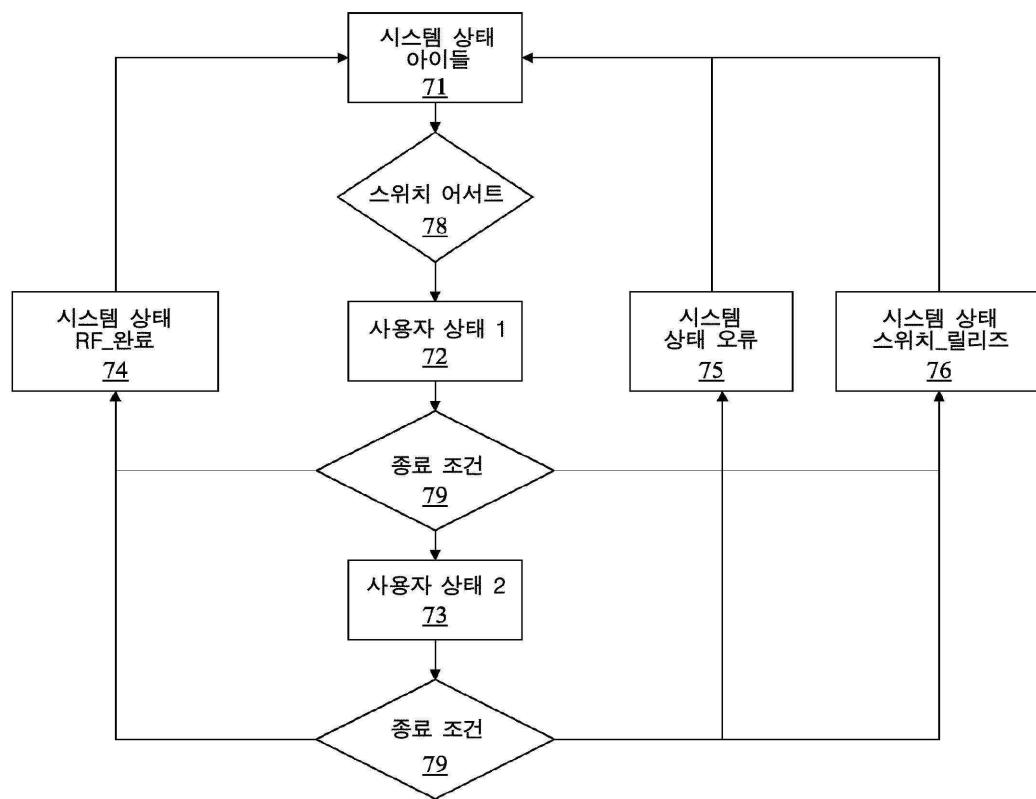
도면8



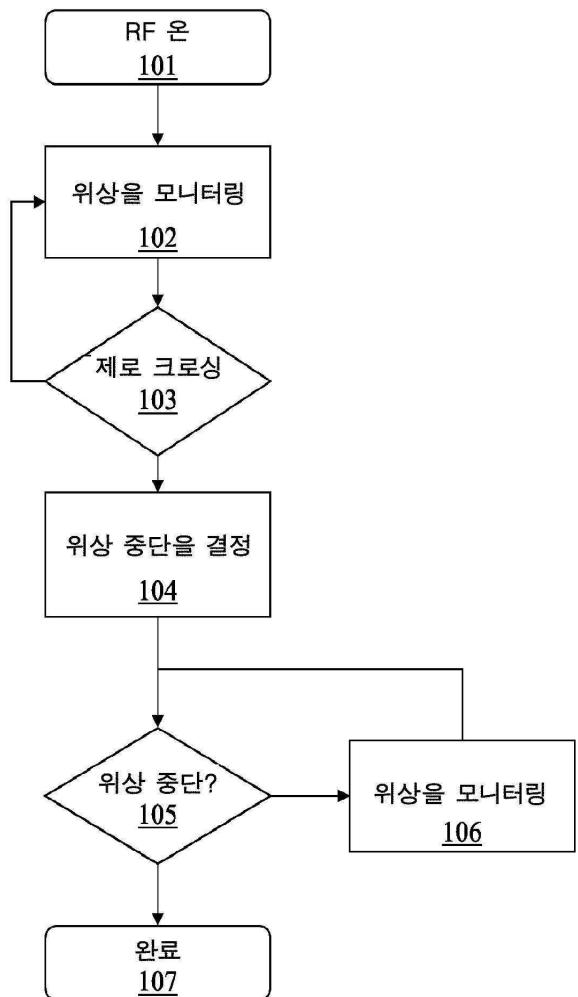
## 도면9



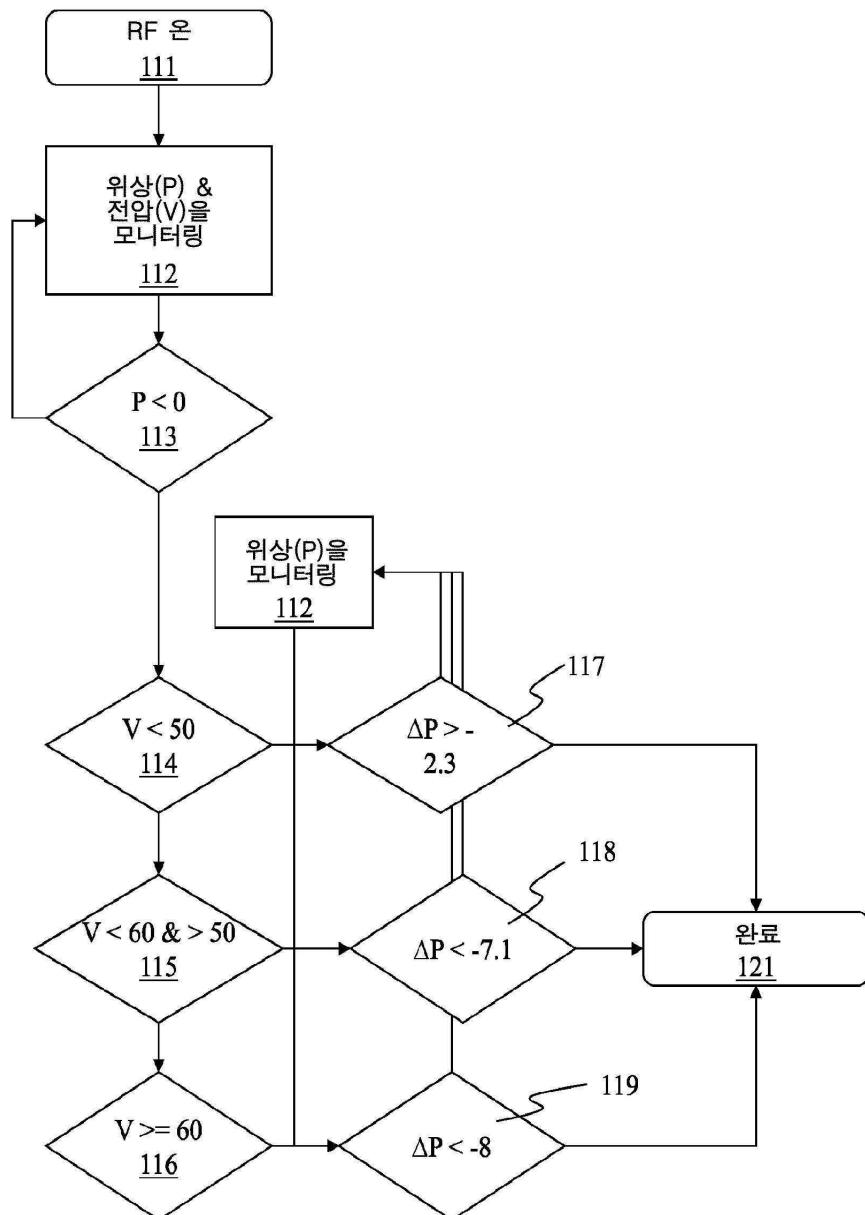
도면10



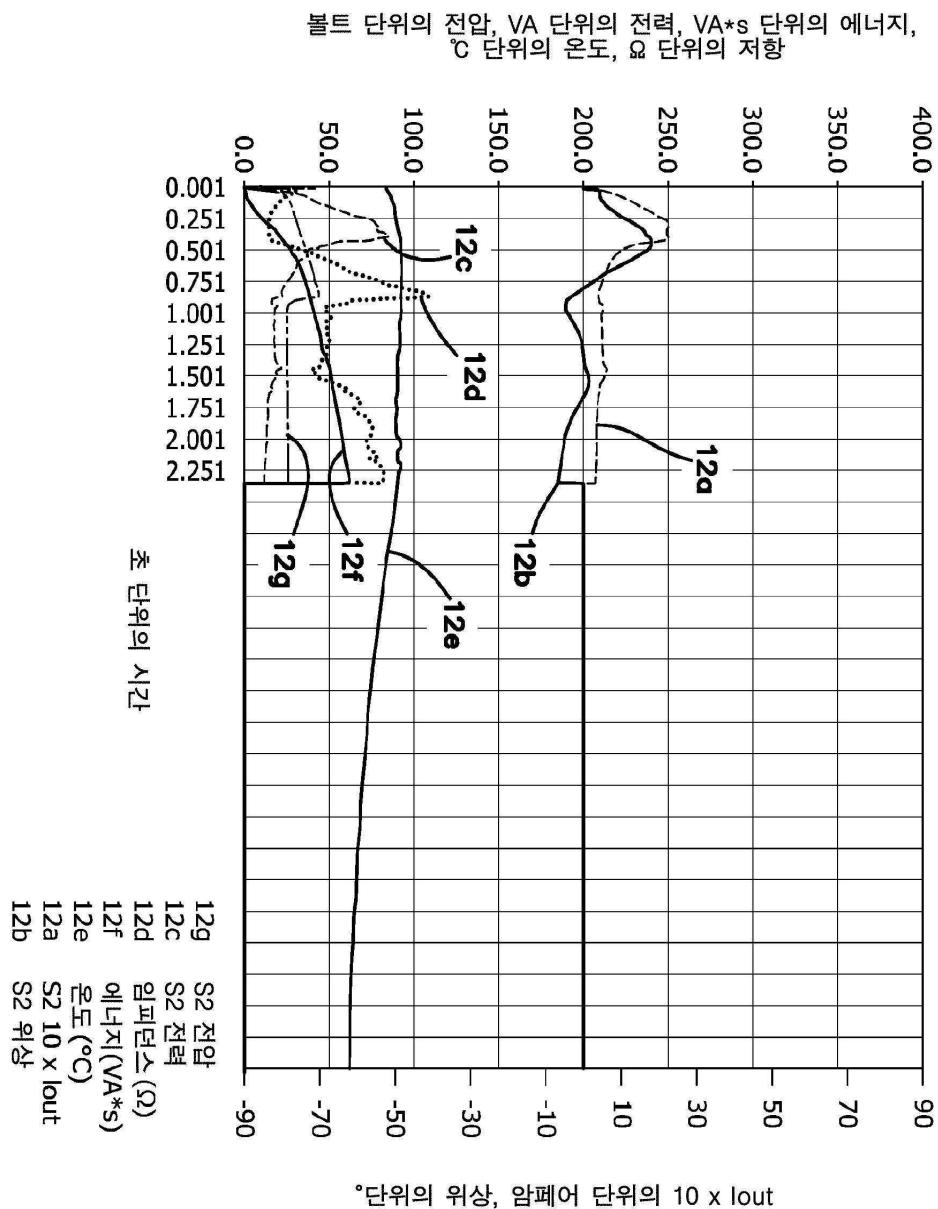
도면11a



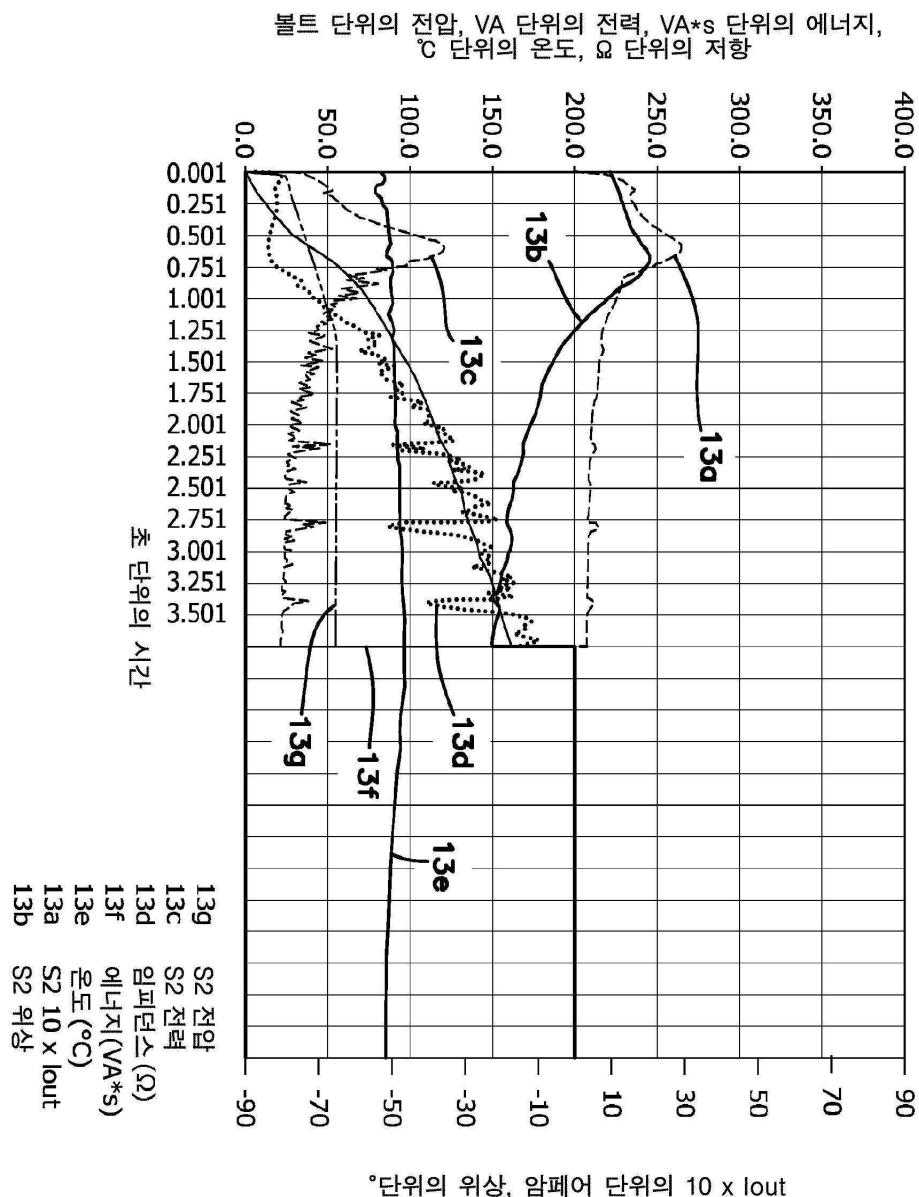
도면11b



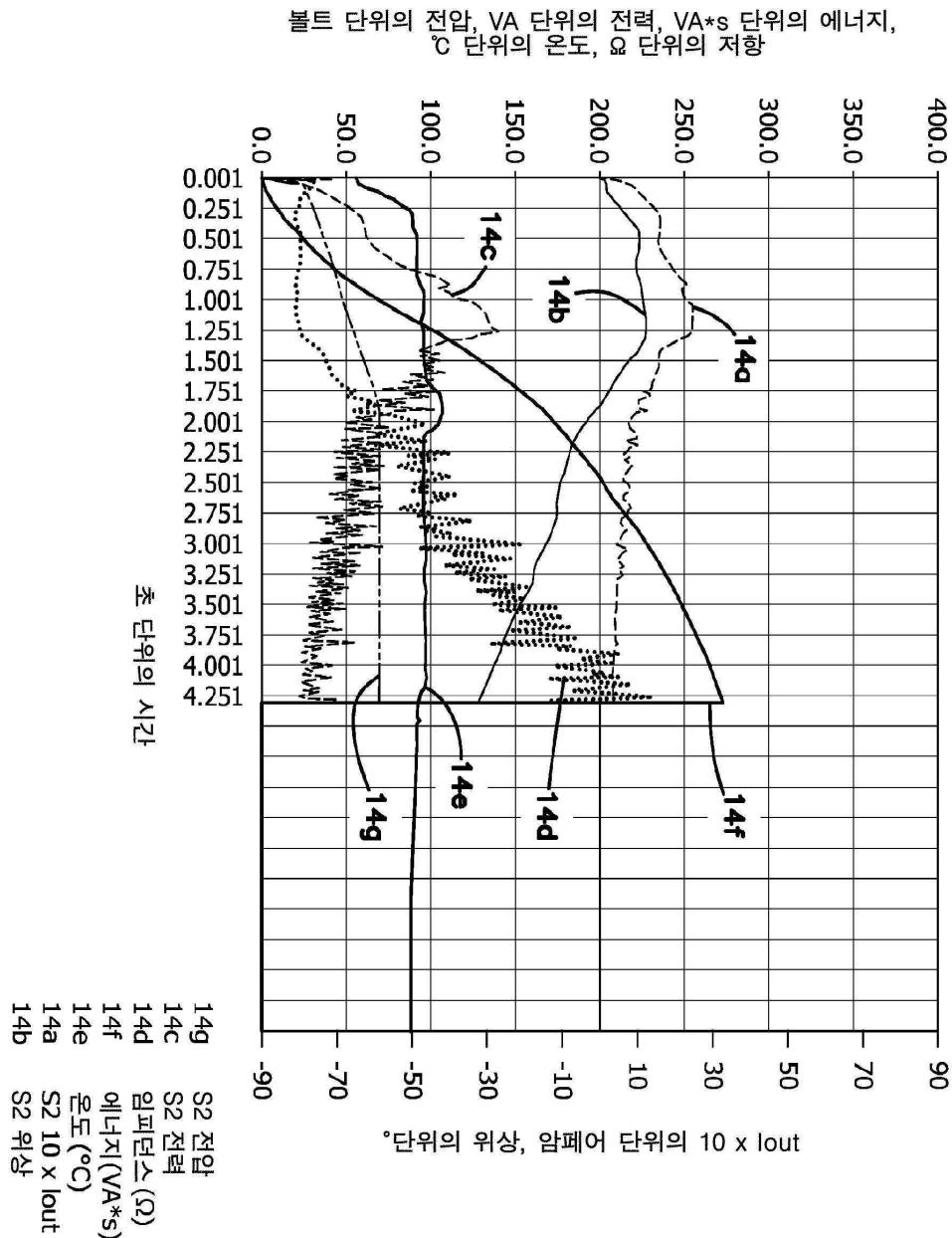
## 도면12



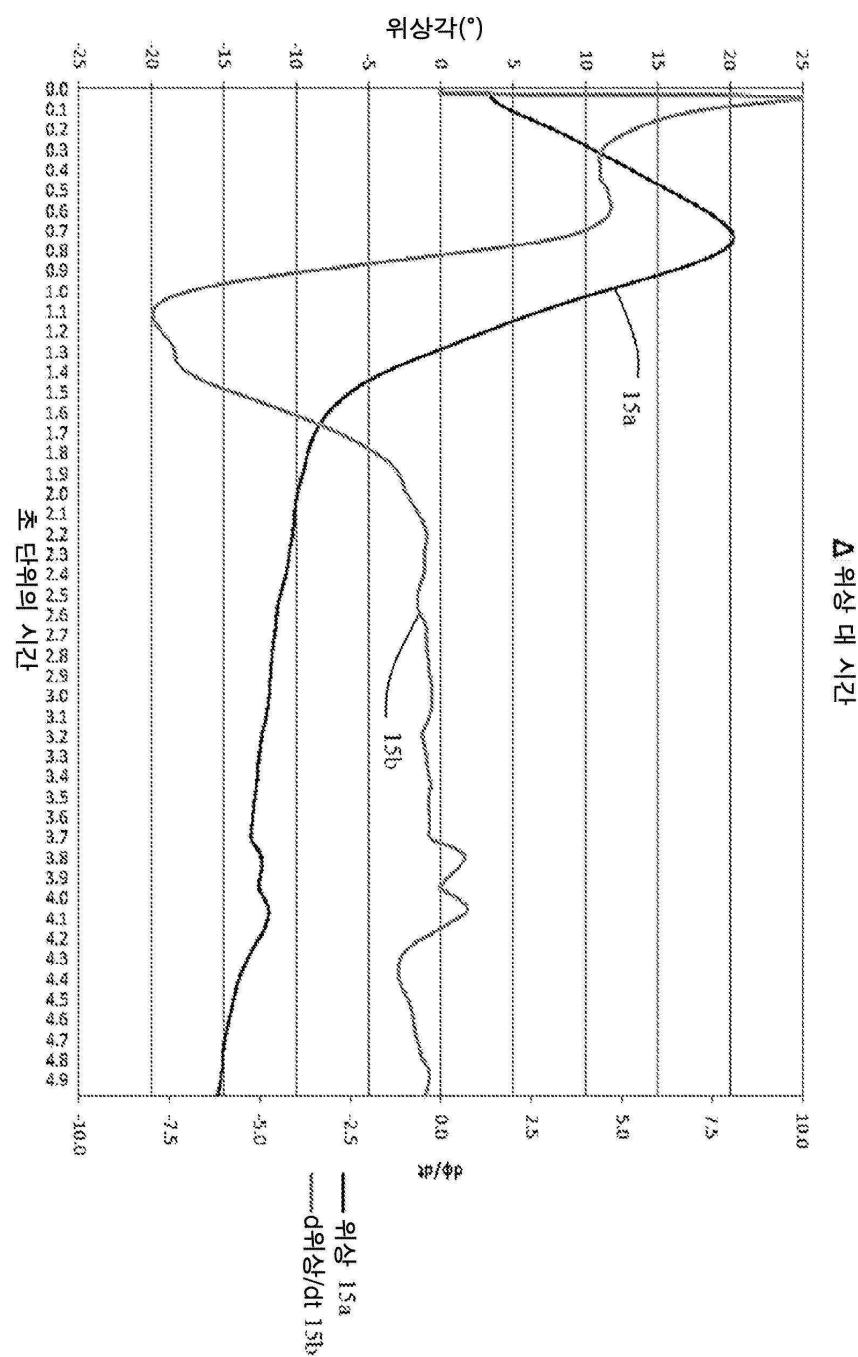
## 도면13



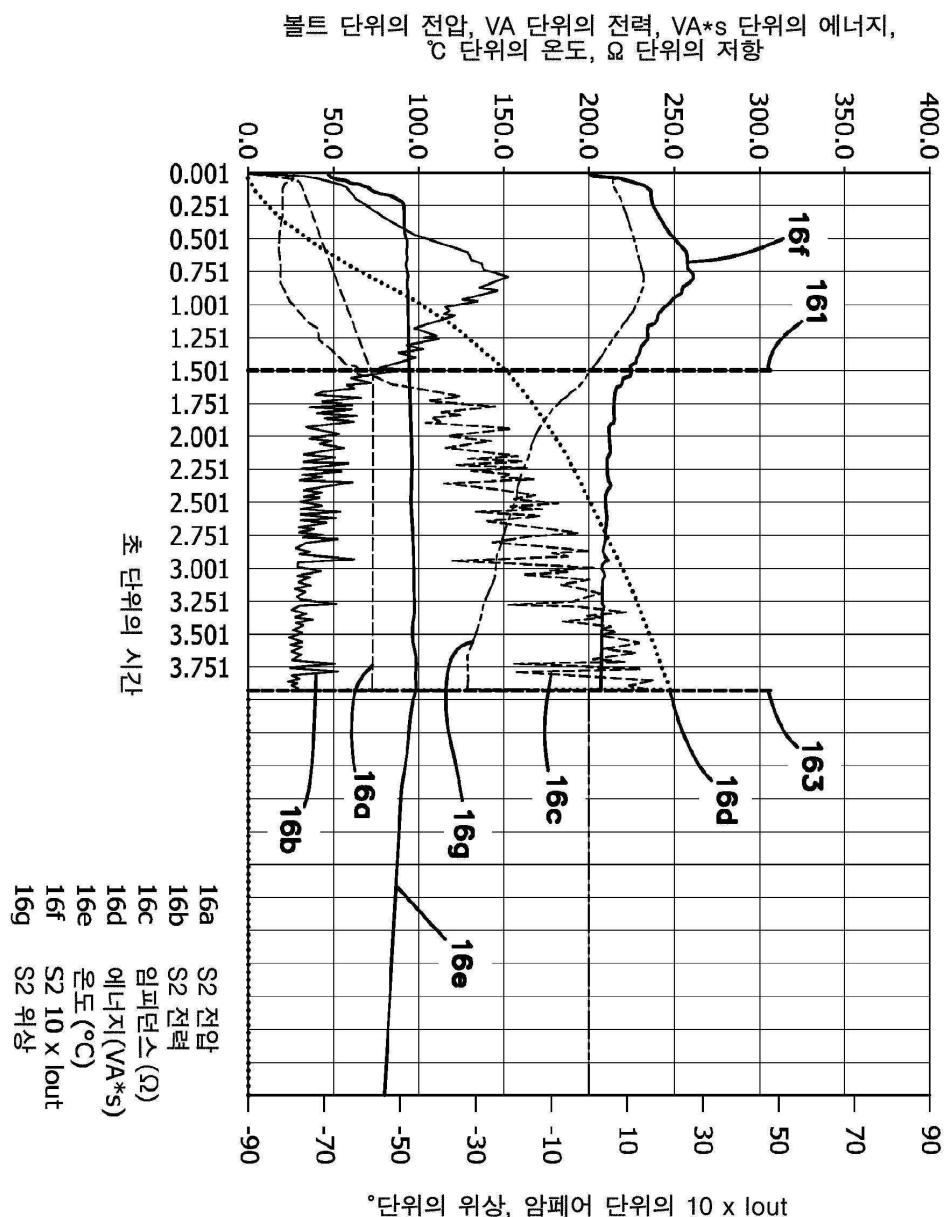
## 도면14



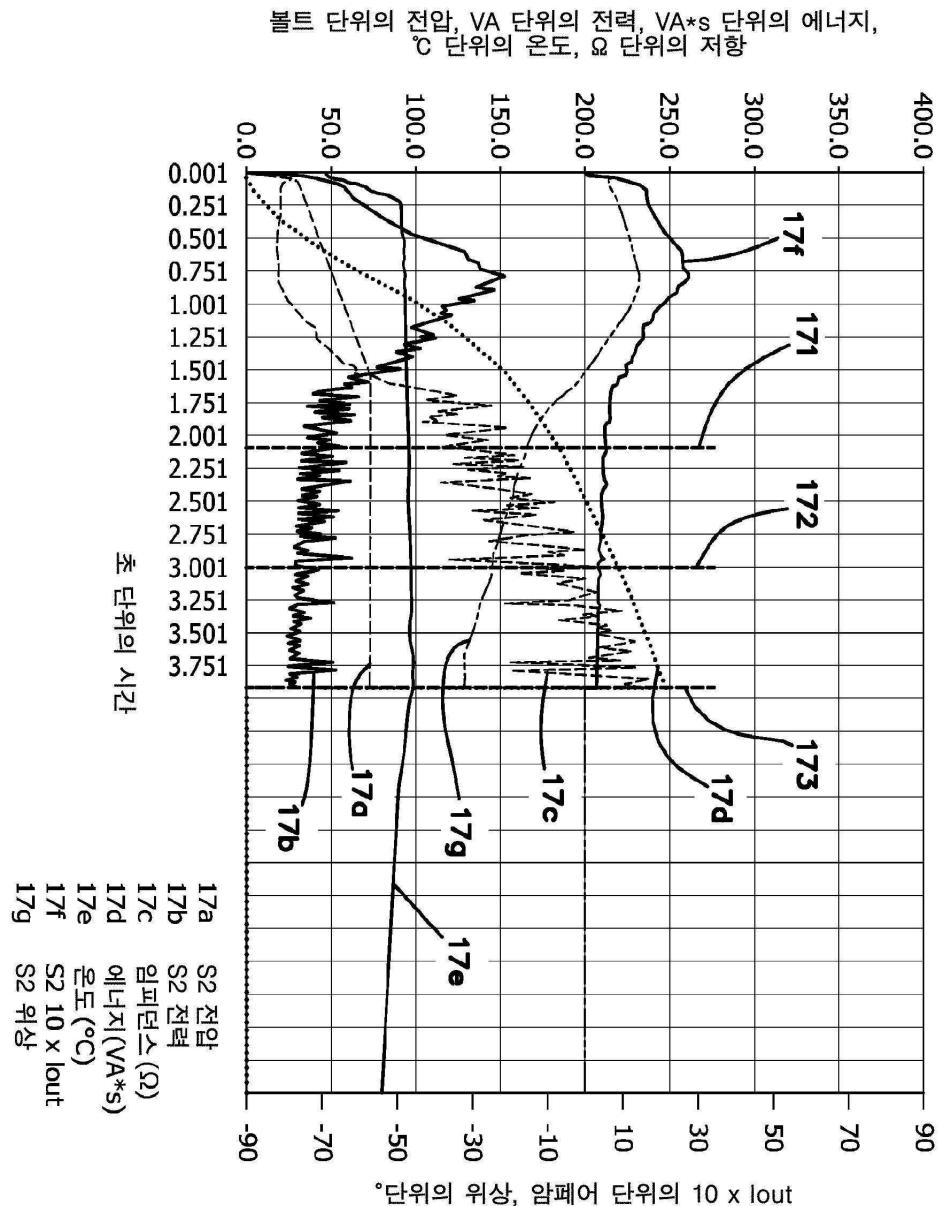
도면15



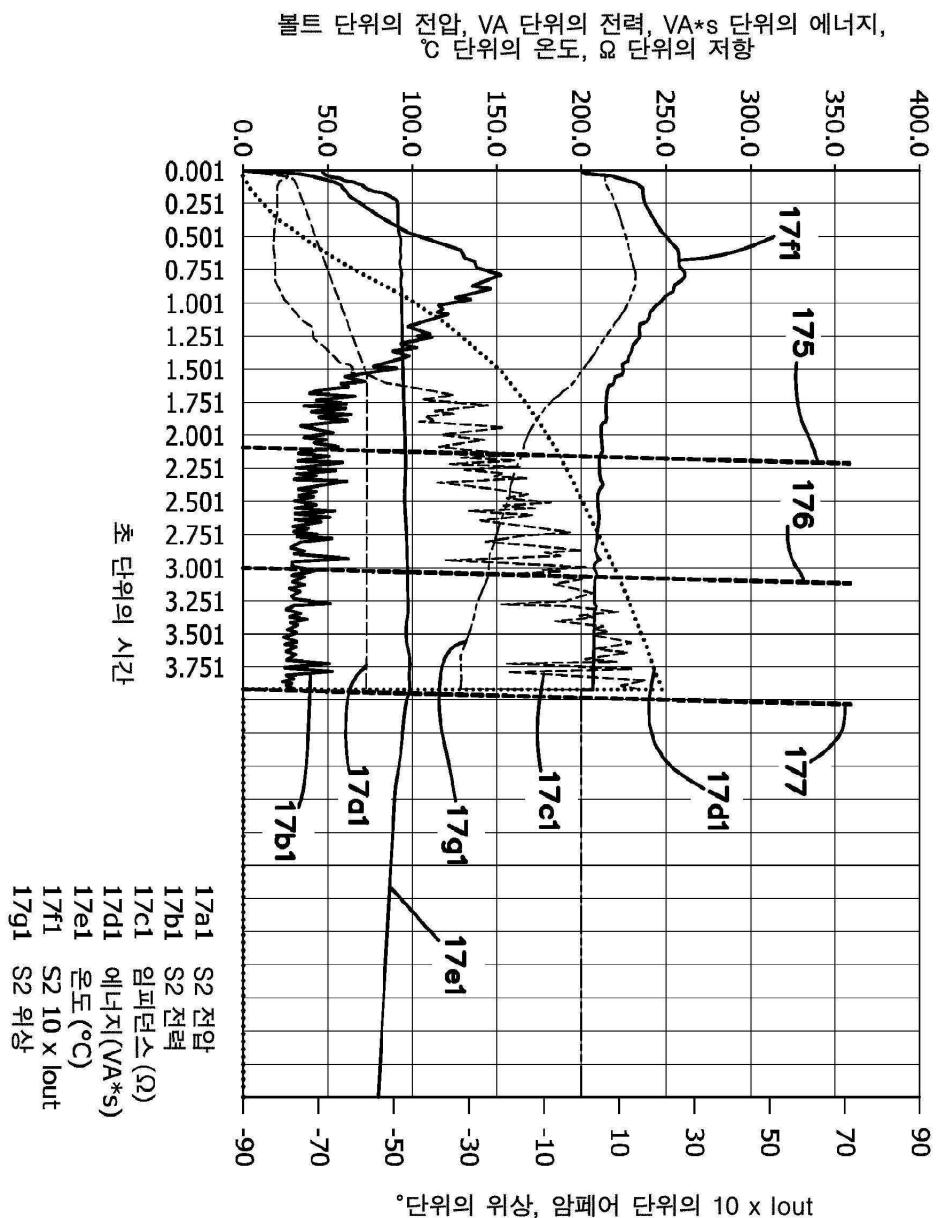
## 도면16



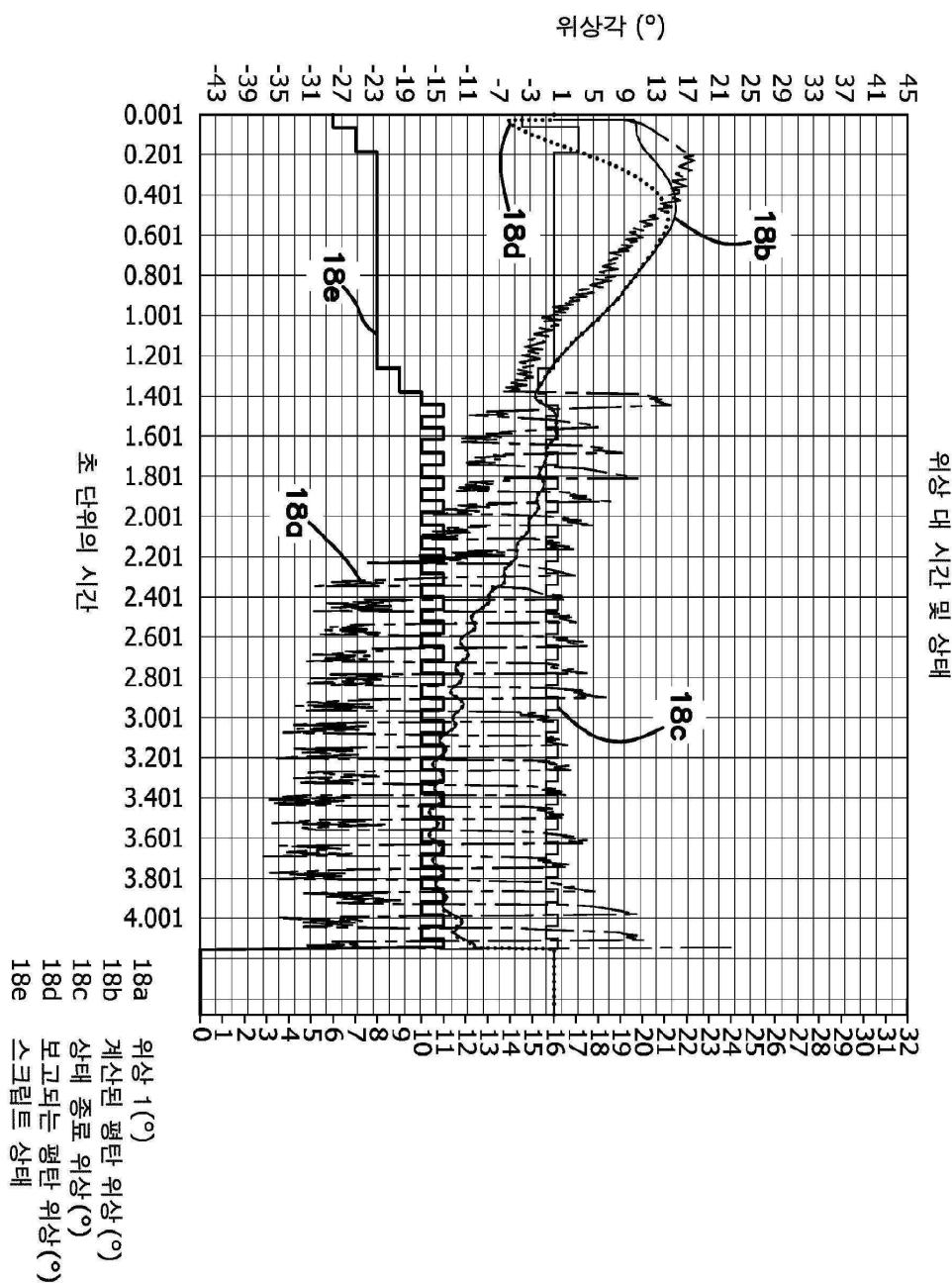
## 도면 17a



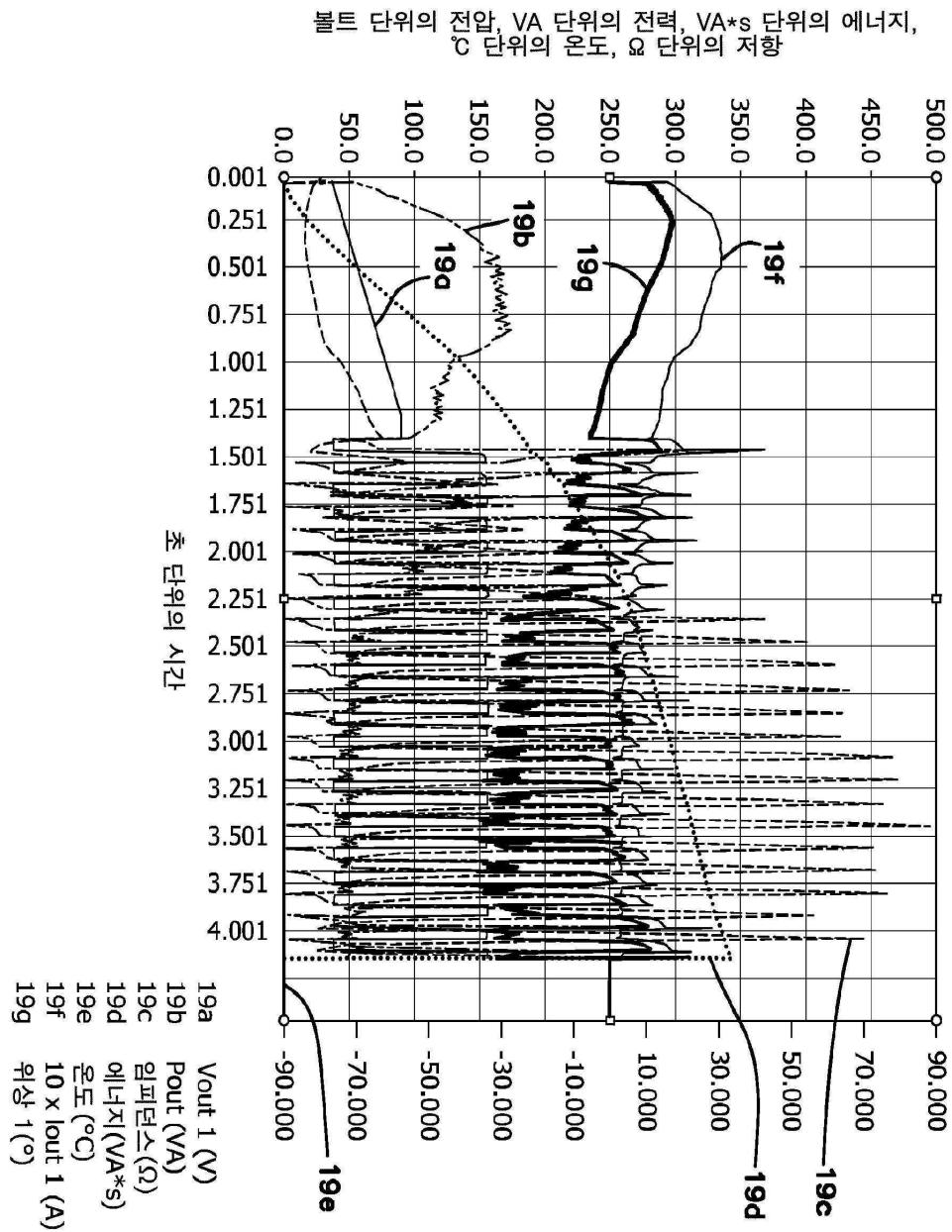
도면 17b



## 도면 18

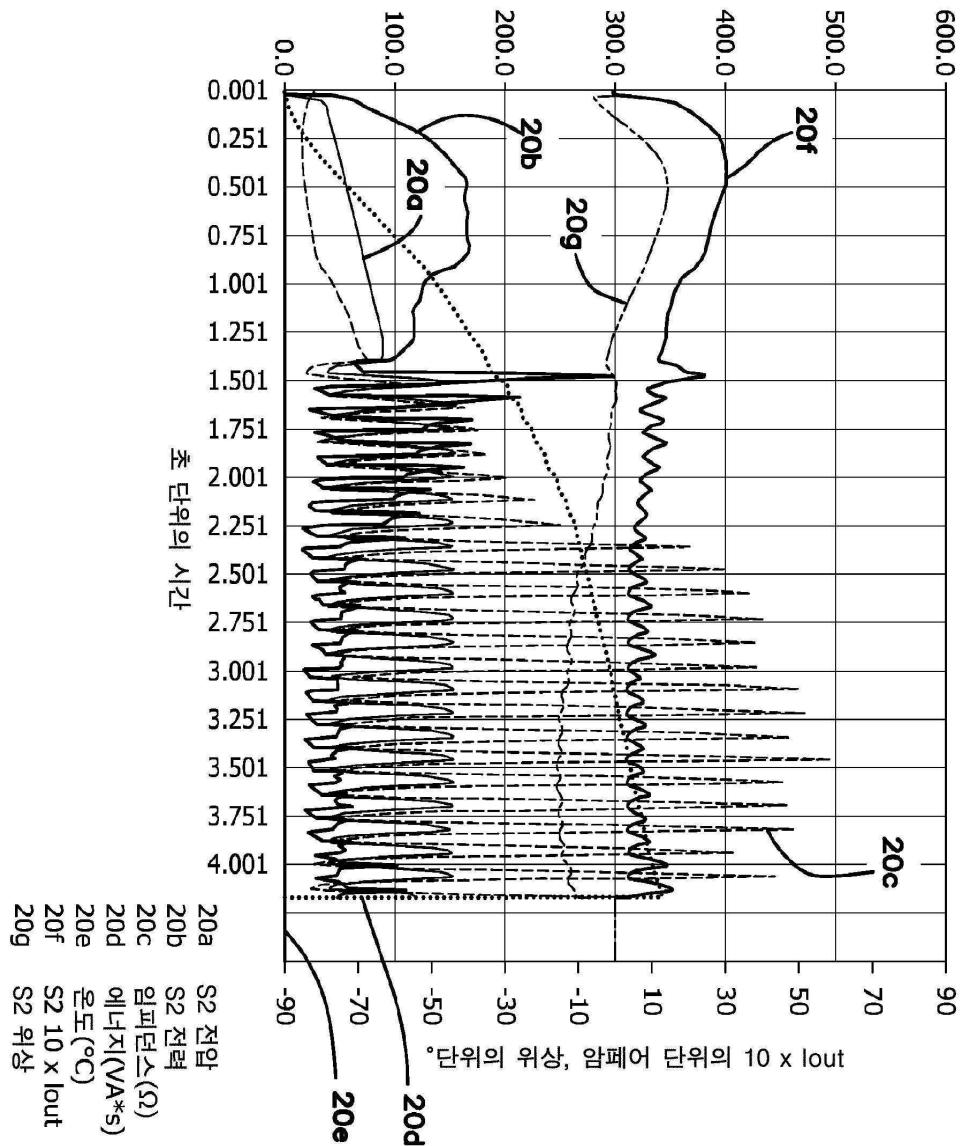


## 도면 19

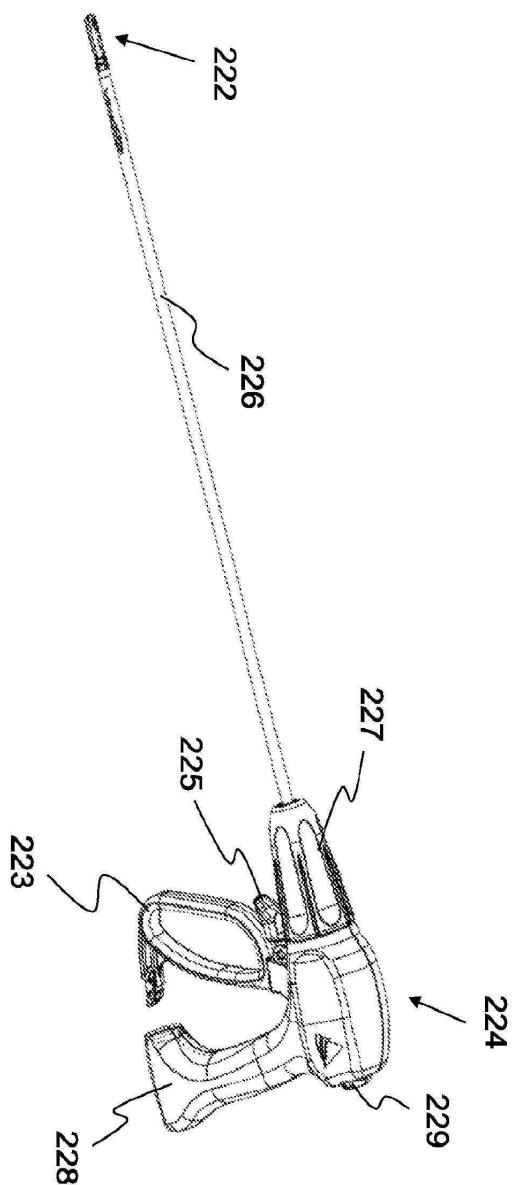


## 도면20

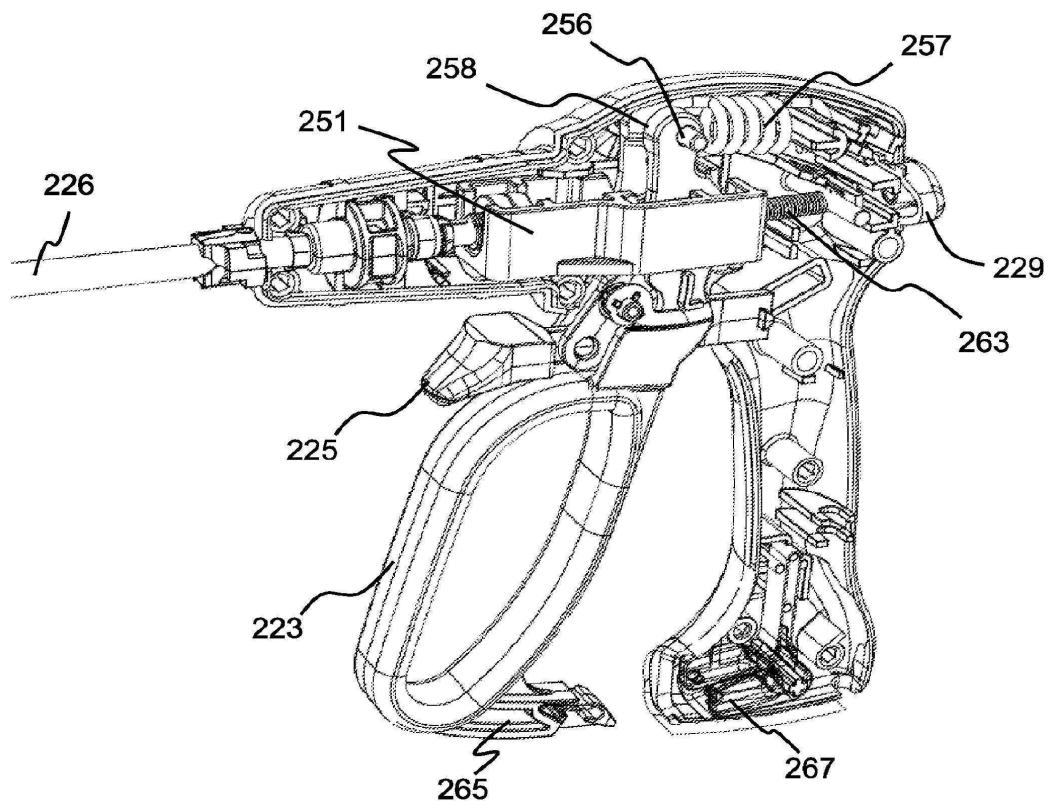
볼트 단위의 전압, VA 단위의 전력, VA\*s 단위의 에너지,  
°C 단위의 온도, Υ 단위의 저항



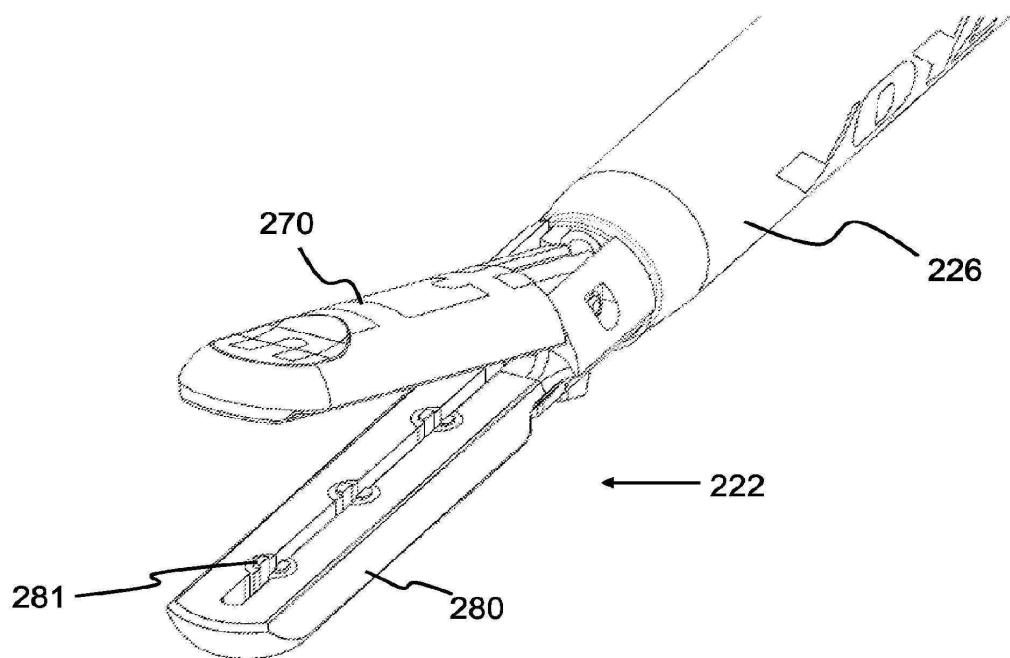
도면21



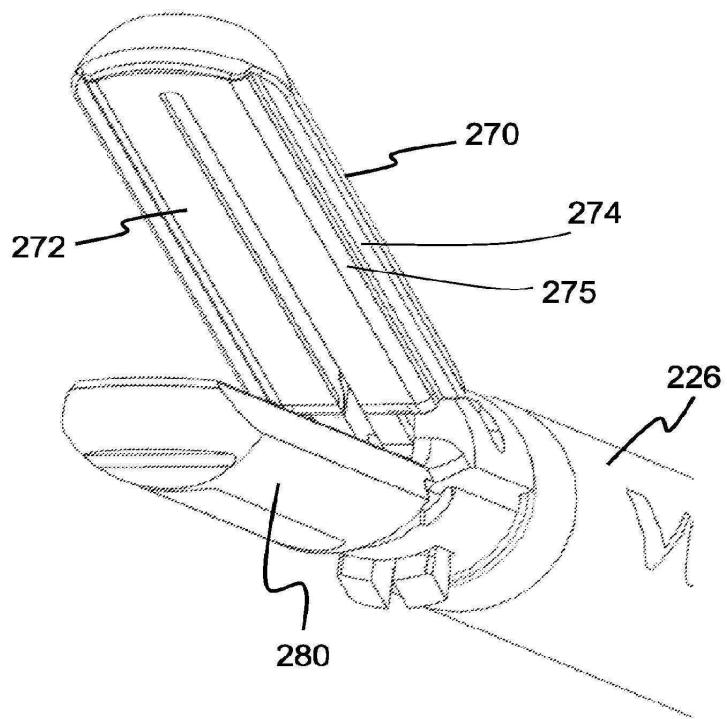
도면22



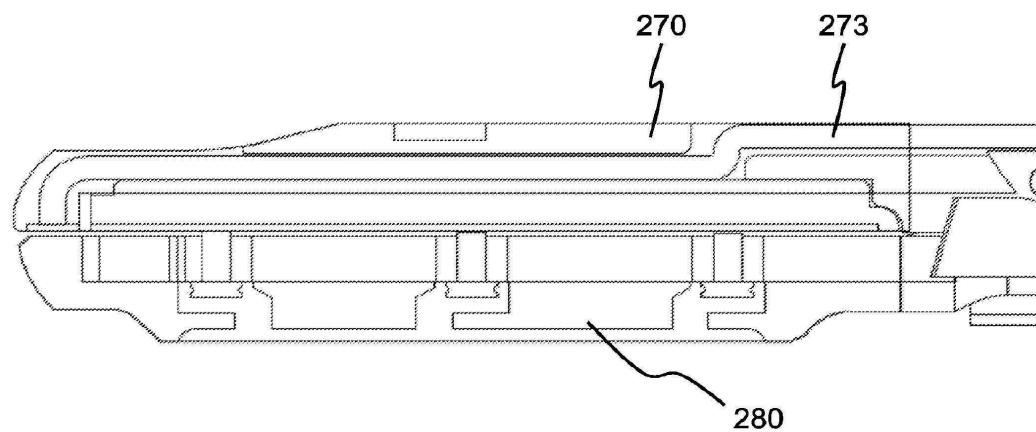
도면23



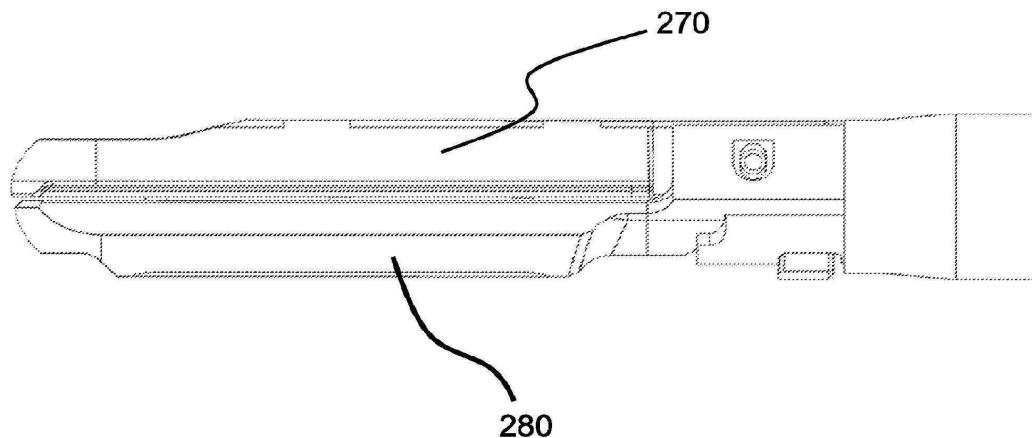
도면24



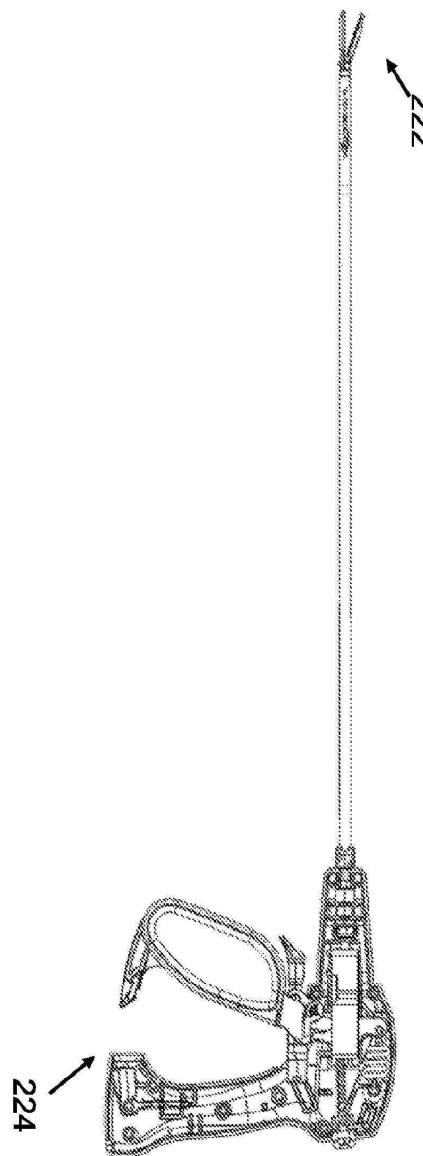
도면25



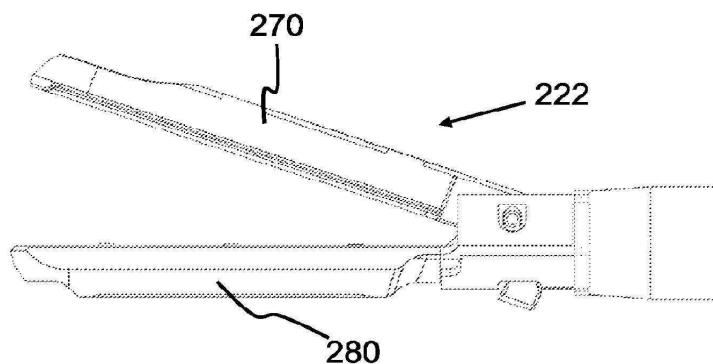
도면26



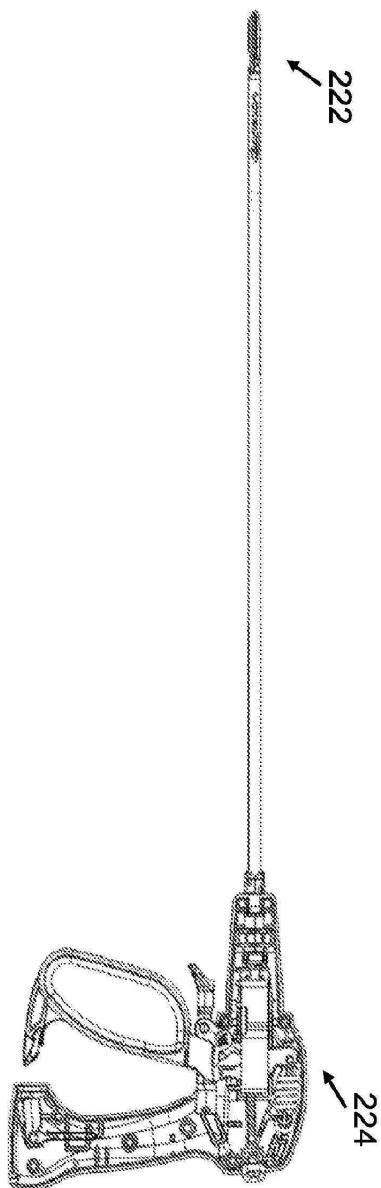
도면27



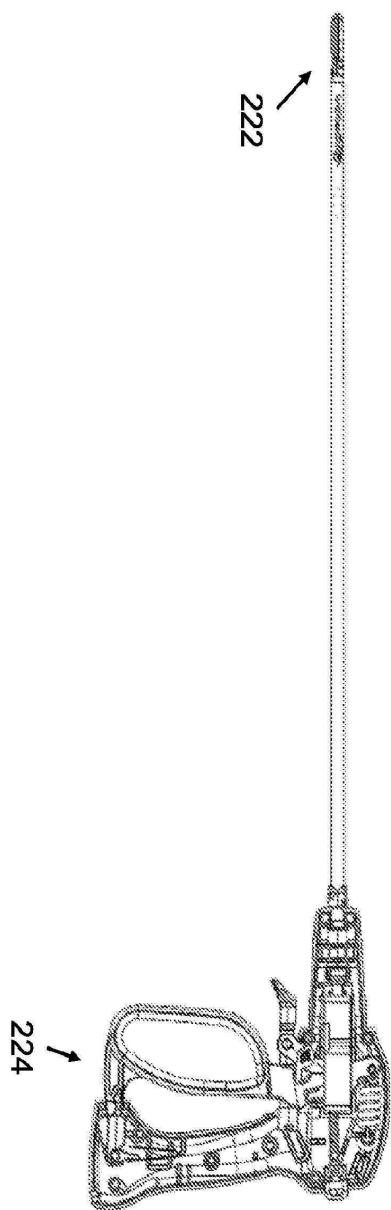
도면28



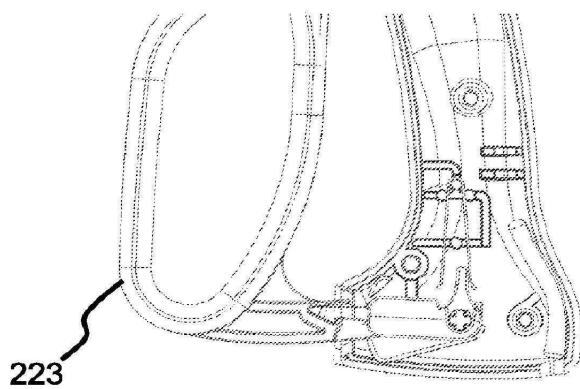
도면29



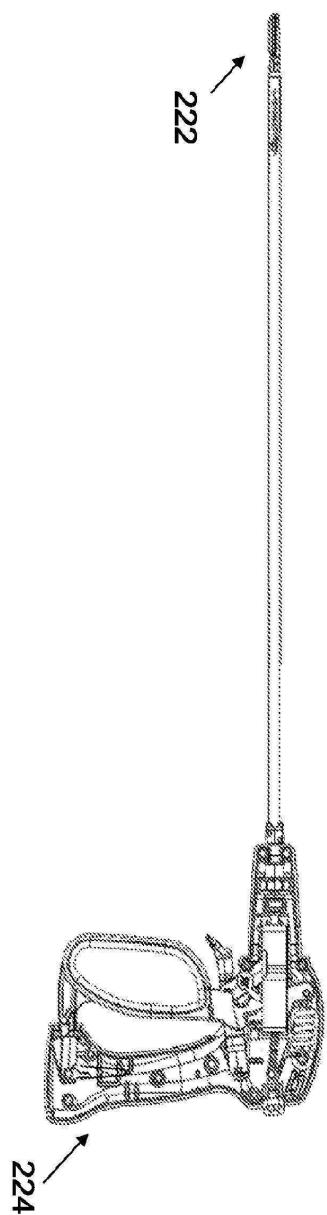
도면30



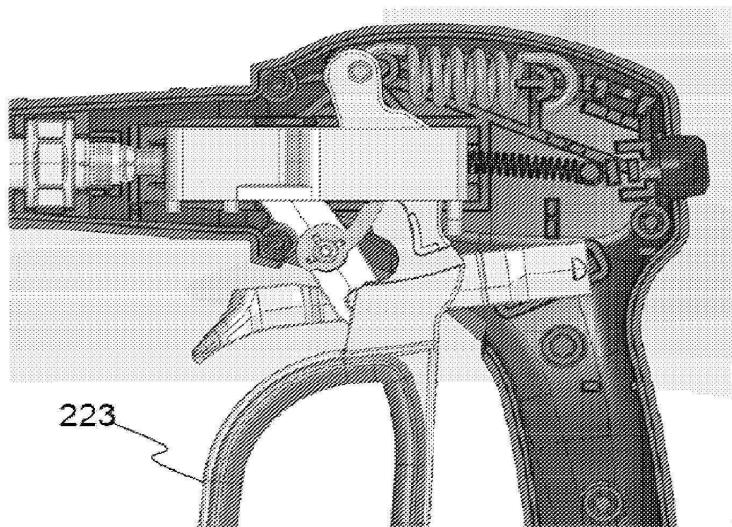
도면31



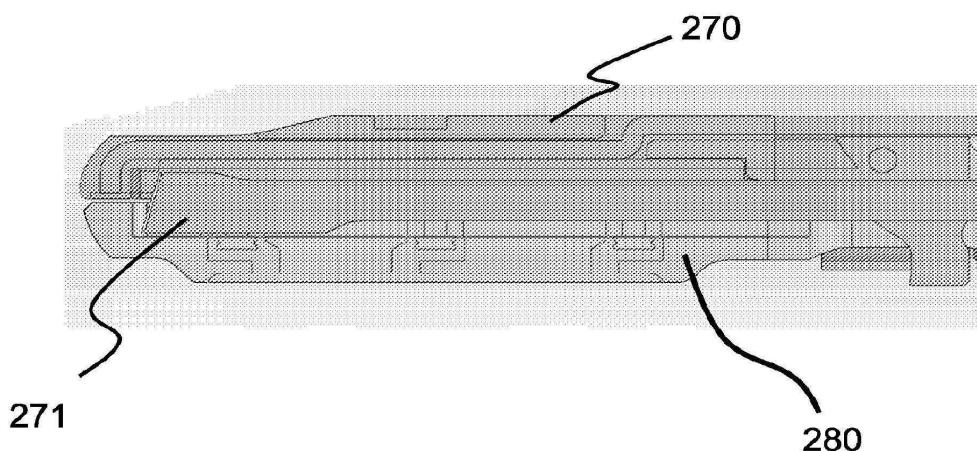
도면32



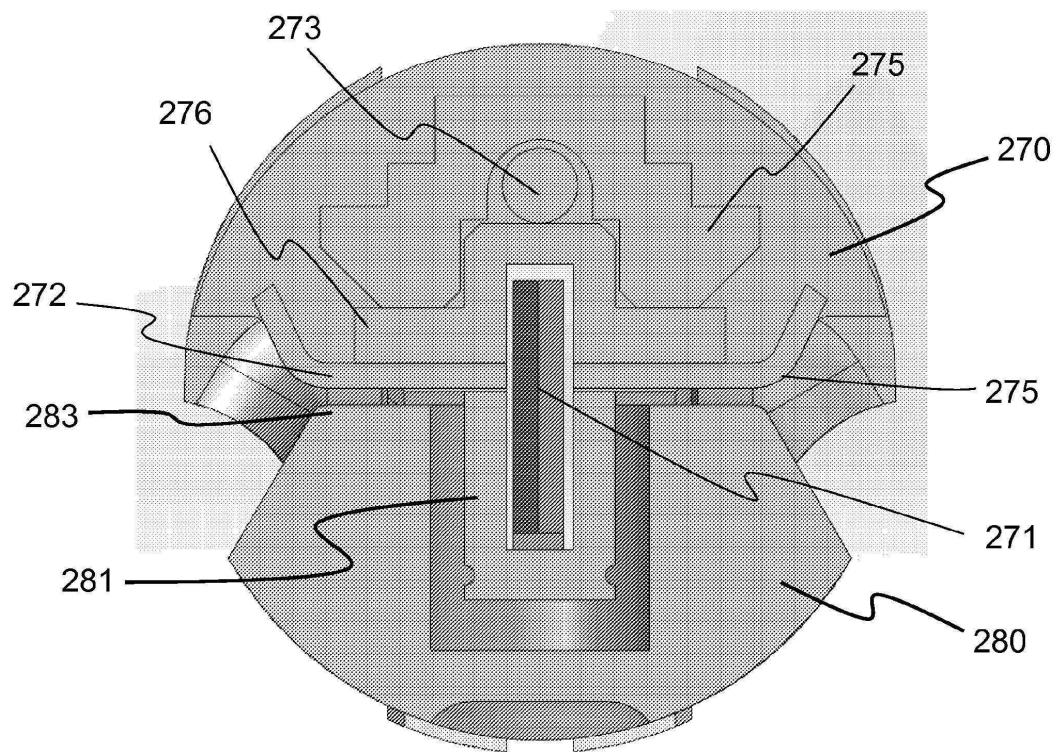
도면33



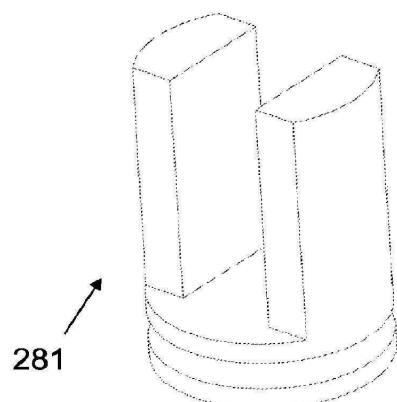
도면34



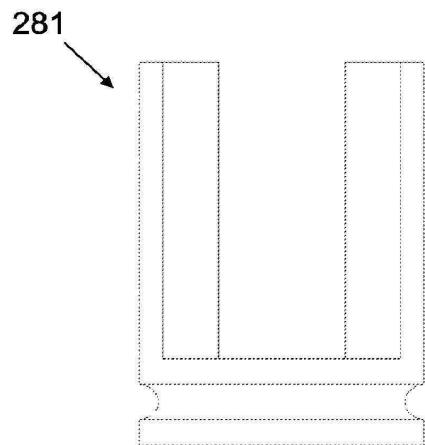
도면35



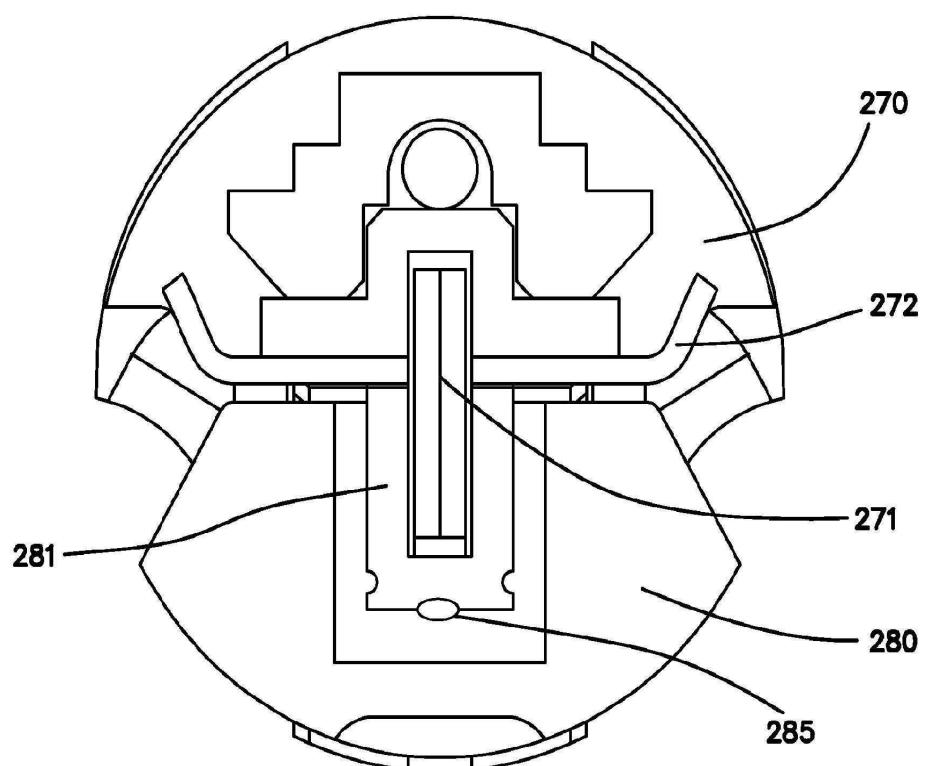
도면36



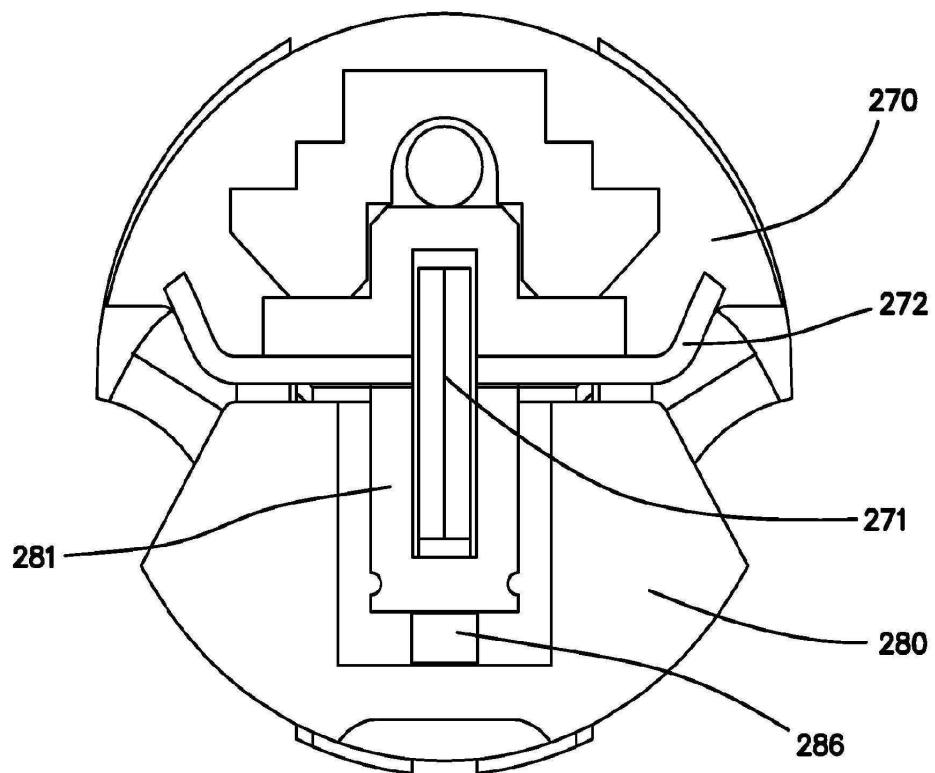
도면37



도면38



도면39



도면40

