(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2025년04월14일
(11) 등록번호 10-2794344
(24) 등록일자 2025년04월07일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 18/14 (2006.01) *A61B 18/00* (2022.01)
A61B 18/12 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 18/1445 (2013.01)
A61B 18/1206 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2021-7018589
(22) 출원일자(국제) 2018년11월16일
심사청구일자 2021년11월11일
(85) 번역문제출일자 2021년06월16일
(65) 공개번호 10-2021-0093971
(43) 공개일자 2021년07월28일
(86) 국제출원번호 PCT/US2018/061646
(87) 국제공개번호 WO 2020/101711
국제공개일자 2020년05월22일
(56) 선행기술조사문헌
KR1020210055073 A*
(뒷면에 계속)

(73) 특허권자
어플라이드 메디컬 리소시스 코포레이션
미국 92688 캘리포니아 란초 산타 마가리타 아베니다 엠프레사 22872
(72) 발명자
시아존, 케빈
미국, 92688 캘리포니아, 란초 산타 마가리타, 아베니다 엠프레사 22872
포프, 라이언
미국, 92688 캘리포니아, 란초 산타 마가리타, 아베니다 엠프레사 22872
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인에이아이피

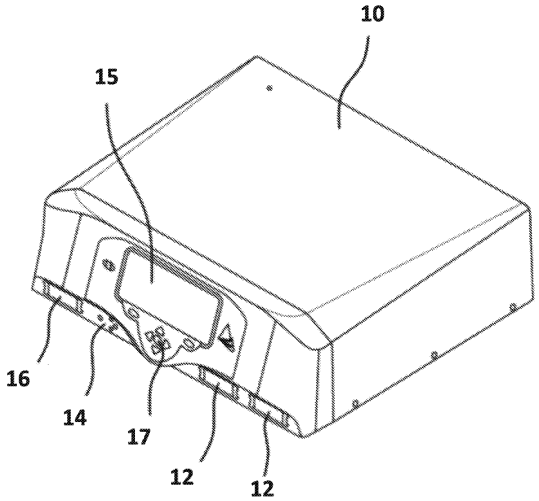
전체 청구항 수 : 총 14 항 심사관 : 이덕희

(54) 발명의 명칭 **전기수술용 시스템**

(57) 요 약

전기수술용 시스템이 제공되며, 이는 바이폴라 전기수술용 기구 및 전기수술용 발전기를 포함한다. 바이폴라 전기수술용 기구는 기구의 조들 사이에 캡처된 조직을 밀봉하고 커팅하도록 배열된다. 조들은 조직의 밀봉을 수행하기 위하여 특별히 위치되거나, 성형되거나 및/또는 배향된 전극들을 포함한다. 전기수술용 발전기는, 기구를 통해 RF 에너지를 공급하고, 공급되는 RF 에너지를 모니터링하며, 조직을 최적으로 밀봉하기 위해 공급되는 RF 에너지를 조정하거나 또는 종료하도록 배열된다.

대 표 도 - 도1



(52) CPC특허분류
A61B 18/1482 (2013.01)
A61B 2018/00404 (2013.01)
A61B 2018/00601 (2013.01)
A61B 2018/00607 (2013.01)
A61B 2018/0063 (2013.01)
A61B 2018/00642 (2013.01)
A61B 2018/00678 (2013.01)
A61B 2018/00708 (2013.01)
A61B 2018/00761 (2013.01)

(72) 발명자
로드리게즈, 빈센트
미국, 92688 캘리포니아, 란초 산타 마가리타, 아베니다 엠프레사 22872
아우구스터스, 데본
미국, 92688 캘리포니아, 란초 산타 마가리타, 아베니다 엠프레사 22872
누엔, 듀이
미국, 92688 캘리포니아, 란초 산타 마가리타, 아베니다 엠프레사 22872
엘리엇, 패트릭
미국, 92688 캘리포니아, 란초 산타 마가리타, 아베니다 엠프레사 22872

(56) 선행기술조사문헌
KR1020180077195 A*
US20160367308 A1
US20120078139 A1
JP2013540520 A
JP2003248725 A
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

명 세 서

청구범위

청구항 1

전기수술용 시스템으로서,

핸들 어셈블리 및 상기 핸들 어셈블리에 연결된 조(jaw)들을 갖는 전기수술용 기구; 및

상기 전기수술용 기구에 착탈가능하게 결합되는 전기수술용 발전기로서, 상기 전기수술용 발전기는 하기의 동작들에 의해 상기 전기수술용 기구의 상기 조들과 접촉하는 조직의 영역에 인가되는 RF 에너지의 전압 레벨을 유지하도록 구성되는, 상기 전기수술용 발전기를 포함하며, 상기 동작들은:

시간의 제 1 미리 결정된 기간 동안 초기 전압 스파이크를 생성하는 동작,

상기 시간의 제 1 미리 결정된 기간이 경과한 이후에, 상기 전압 레벨을 감소시키고 그 후에 상기 전압 레벨을 램핑(ramp)하는 동작으로서, 상기 감소 및 램핑은 상기 시간의 제 1 미리 결정된 기간보다 더 긴 시간의 제 2 미리 결정된 기간 동안 발생하는, 동작,

상기 시간의 제 2 미리 결정된 기간 동안 상기 RF 에너지의 측정되는 위상이 미리 결정된 위상 임계치와 동일하거나 또는 그 아래로 떨어질 때 상기 시간의 제 1 미리 결정된 기간이 경과한 이후에 발생하는 상기 전압 레벨의 램핑을 종료하고 상기 RF 에너지의 상기 전압 레벨을 램핑-후(post-ramp) 전압 레벨로 홀딩하는 동작,

상기 전기수술용 기구와 접촉하는 상기 조직의 영역에서의 상기 RF 에너지의 측정되는 전류가 미리 결정된 전류 문턱치 아래로 떨어질 때 상기 전압 레벨을 상기 램핑-후 전압 레벨로 홀딩하는 동작, 및

상기 전압 레벨이 시간의 제 3 미리 결정된 기간 동안 상기 램핑-후 전압 레벨로 홀딩된 이후에 상기 전기수술용 기구로의 RF 에너지의 공급을 종료하는 동작을 포함하는, 시스템.

청구항 2

전기수술용 시스템으로서,

핸들 어셈블리 및 상기 핸들 어셈블리에 연결된 조(jaw)들을 갖는 전기수술용 기구; 및

상기 전기수술용 기구에 착탈가능하게 결합되는 전기수술용 발전기로서, 상기 전기수술용 발전기는 하기의 동작들에 의해 상기 전기수술용 기구의 상기 조들과 접촉하는 조직의 영역에 인가되는 RF 에너지의 전압 레벨을 유지하도록 구성되는, 상기 전기수술용 발전기를 포함하며, 상기 동작들은:

시간의 제 1 미리 결정된 기간 동안 초기 전압 스파이크를 생성하는 동작,

상기 시간의 제 1 미리 결정된 기간이 경과한 이후에, 상기 전압 레벨을 감소시키고 그 후에 상기 전압 레벨을 램핑(ramp)하는 동작으로서, 상기 감소 및 램핑은 상기 시간의 제 1 미리 결정된 기간보다 더 긴 시간의 제 2 미리 결정된 기간 동안 발생하는, 동작,

상기 전기수술용 기구와 접촉하는 상기 조직의 영역에서의 상기 RF 에너지의 측정되는 전류가 미리 결정된 전류 문턱치 아래로 떨어질 때 상기 전압 레벨을 램핑-후(post-ramp) 전압 레벨로 홀딩하는 동작, 및

상기 전압 레벨이 시간의 제 3 미리 결정된 기간 동안 상기 램핑-후 전압 레벨로 홀딩된 이후에 또는 상기 시간의 제 3 미리 결정된 기간 동안 상기 RF 에너지의 측정되는 전력이 미리 결정된 전력 임계치와 동일하거나 또는 그 아래로 떨어질 때 상기 전기수술용 기구로의 RF 에너지의 공급을 종료하는 동작을 포함하는, 시스템.

청구항 3

전기수술용 시스템으로서,

핸들 어셈블리 및 상기 핸들 어셈블리에 연결된 조(jaw)들을 갖는 전기수술용 기구; 및

상기 전기수술용 기구에 착탈가능하게 결합되는 전기수술용 발전기로서, 상기 전기수술용 발전기는 하기의 동작들에 의해 상기 전기수술용 기구의 상기 조들과 접촉하는 조직의 영역에 인가되는 RF 에너지의 전압 레벨을 유지하도록 구성되는, 상기 전기수술용 발전기를 포함하며, 상기 동작들은:

시간의 제 1 미리 결정된 기간 동안 초기 전압 스파이크를 생성하는 동작,

상기 시간의 제 1 미리 결정된 기간이 경과한 이후에, 상기 전압 레벨을 감소시키고 그 후에 상기 전압 레벨을 램핑(ramp)하는 동작으로서, 상기 감소 및 램핑은 상기 시간의 제 1 미리 결정된 기간보다 더 긴 시간의 제 2 미리 결정된 기간 동안 발생하는, 동작,

상기 전기수술용 기구와 접촉하는 상기 조직의 영역에서의 상기 RF 에너지의 측정되는 전류가 미리 결정된 전류 문턱치 아래로 떨어질 때 상기 전압 레벨을 램핑-후(post-ramp) 전압 레벨로 홀딩하는 동작, 및

상기 전압 레벨이 시간의 제 3 미리 결정된 기간 동안 상기 램핑-후 전압 레벨로 홀딩된 이후에 또는 시간의 고정된 기간 동안 공급되는 RF 에너지의 측정되는 전류가 상기 전기수술용 발전기에 의해 공급될 수 있는 최대 허용가능 전류의 미리 결정된 퍼센트보다 더 클 때 상기 전기수술용 기구로의 RF 에너지의 공급을 종료하는 동작을 포함하는, 시스템.

청구항 4

청구항 1 내지 청구항 3 중 어느 한 항에 있어서,

상기 램핑하는 동작 이후의 상기 전압 레벨 및 상기 램핑-후 전압 레벨은 동일한, 시스템.

청구항 5

청구항 1 내지 청구항 3 중 어느 한 항에 있어서,

상기 램핑하는 동작 이후의 상기 전압 레벨은 상기 램핑-후 전압 레벨보다 더 큰, 시스템.

청구항 6

청구항 1 내지 청구항 3 중 어느 한 항에 있어서,

상기 시간의 제 3 미리 결정된 기간은 상기 시간의 제 2 미리 결정된 기간보다 더 큰, 시스템.

청구항 7

청구항 1 내지 청구항 3 중 어느 한 항에 있어서,

상기 전기수술용 기구의 상기 조들은 복수의 노출부들을 갖는 적어도 하나의 전극을 포함하는, 시스템.

청구항 8

청구항 7에 있어서,

상기 조들은 만곡되며, 상기 전기수술용 기구는 상기 복수의 노출부들 사이에서 상기 만곡된 조들을 통해 이동가능한 블레이드를 더 포함하는, 시스템.

청구항 9

청구항 1 내지 청구항 3 중 어느 한 항에 있어서,

상기 전기수술용 발전기는 추가로, 하나 이상의 오류들의 검출 시에 상기 전기수술용 기구로의 상기 RF 에너지의 공급을 종료하는, 시스템.

청구항 10

청구항 9에 있어서,

상기 하나 이상의 오류들은 단락 오류 또는 개방 회로 오류를 포함하는, 시스템.

청구항 11

청구항 10에 있어서,

상기 단락 오류는, 상기 전기수술용 발전기로부터 공급되는 RF 에너지의 측정되는 위상이 미리 결정된 위상 오류 값과 동일하거나 또는 이를 초과할 때 상기 전기수술용 발전기에 의해 검출되는, 시스템.

청구항 12

청구항 11에 있어서,

상기 미리 결정된 위상 오류 값은 60 도인, 시스템.

청구항 13

청구항 10에 있어서,

상기 개방 회로 오류는, 공급되는 RF 에너지의 측정되는 전류가 미리 결정된 전류 오류 값과 동일하거나 또는 이를 초과할 때 상기 전기수술용 발전기에 의해 검출되는, 시스템.

청구항 14

청구항 13에 있어서,

상기 미리 결정된 전류 오류 값은 2 또는 4 암페어인, 시스템.

청구항 15

삭제

청구항 16

삭제

청구항 17

삭제

청구항 18

삭제

청구항 19

삭제

청구항 20

삭제

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 출원은 전반적으로 전기수술용 시스템들 및 방법들에 관한 것으로서, 더 구체적으로는, 조직을 밀봉하고 커팅하기 위한 전기수술용 발전기들 및 연관된 기구들에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 특정 수술 임무들을 수행하기 위하여 전기 에너지를 사용하는 전기수술용 디바이스들 또는 기구들이 이용가능하게 되었다. 전형적으로, 전기수술용 기구들은, 전기수술용 발전기로부터 전기적 에너지를 공급받도록 구성된 하나 이상의 전극들을 포함하는 그래스퍼(grasper)들, 가위, 핀셋들, 블레이드(blade)들, 및/또는 바늘들과 같은 수술용 기구들이다. 전기 에너지는, 전기 에너지가 인가되는 조직을 응고시키거나, 융합시키거나, 또는 커팅(cut)하기 위해 사용될 수 있다.

[0003] 전기수술용 기구들은 전형적으로 2개의 분류들: 모노폴라(monopolar) 및 바이폴라(bipolar) 내에 속한다. 모노폴라 기구들에 있어서, 전기 에너지는 높은 전류 밀도로 기구 상의 하나 이상의 전극들에 공급되고, 동시에 별개의 복귀 전극(return electrode)이 환자에 전기적으로 결합되며, 이는 통상적으로 전류 밀도를 최소화하도록 설계된다. 모노폴라 전기수술용 기구들은 특정 절차들에서 유용할 수 있지만, 이는 특정 유형들의 환자 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 1 극성과 반대되는 제 2 극성의 전기 에너지의 소스에 전기적으로 결합된다. 별개의 복귀 전극들 없이 동작하는 바이폴라 전기수술용 기구들은 위험들을 감소시키면서 포커싱된 조직 영역에 전기적 신호들을 전달할 수 있다.

[0004] 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 융합, 밀봉 또는 커팅 효과를 달성할 레이트(rate)는 조직 유형에 기초하여 변화하며, 또한 전기수술용 디바이스에 의해 조직에 인가되는 압력에 기초하여 변화할 수 있다. 그러나, 외과의가 전기수술용 기구에 그래스핑된 결합된 조직 유형들의 덩어리가 얼마나 빠르게 바람직한 양으로 밀봉될지를 평가하는 것이 어려울 수 있다.

선행기술문헌

특허문헌

(특허문헌 0001) 선행기술문헌 1: 공개특허공보 제10-2021-0055073호(2021.05.14.)

(특허문헌 0002) 선행기술문헌 2: 공개특허공보 제10-2018-0077195호(2018.07.06.)

발명의 내용

과제의 해결 수단

[0005] 다양한 실시예들에 따르면, 조직을 융합시키고 커팅하도록 구성된 전기수술용 기구가 제공된다. 다양한 실시예들에 있어서, 전기수술용 디바이스 또는 기구는, 제 1 및 제 2 조(jaw)들 사이에 조직을 그래스핑하기 위한 제 1 조 및 제 1 조에 대향되는 제 2 조를 포함한다. 제 1 조는 전극을 포함하고, 제 2 조가 전극을 포함한다. 제

1 및 제 2 조들의 전극들은 라디오 주파수 에너지를 사용하여 제 1 및 제 2 조들 사이에 조직을 밀봉하도록 배열된다.

[0006] 다양한 실시예들에 따르면, 전기수술용 시스템이 제공되며, 전기 수술용 시스템은, 핸들 어셈블리 및 핸들 어셈블리에 연결된 조들을 갖는 전기수술용 기구 및 전기수술용 기구에 착탈가능하게 결합되는 전기수술용 발전기를 포함한다. 전기수술용 발전기는, 미리 정의된 제 1 전압에서 시작하여 미리 결정된 제 1 시간 기간 내에 미리 정의된 제 2 전압까지 상승하는 RF 에너지를 전기수술용 기구에 공급하도록 구성된다. 다양한 실시예들에 있어서, 발전기는, 미리 결정된 제 1 시간 기간의 만료 이후에 및/또는 공급되는 RF 에너지의 전압이 미리 정의된 제 2 전압에 도달한 이후에 미리 정의된 제 3 전압에서 시작하도록 공급되는 RF 에너지의 전압을 조정하도록 구성된다. 다양한 실시예들에 있어서, 발전기는, 미리 결정된 제 2 시간 기간의 만료 이후에 및/또는 미리 정의된 전압으로 또는 일단 그 전압에서 일정하게 홀딩되도록 공급되는 RF 에너지의 전압을 조정하도록 구성된다.

[0007] 다양한 실시예들에 따르면, 조직을 밀봉하기 위한 전기수술용 시스템이 제공된다. 다양한 실시예들에 있어서, 시스템은 전기수술용 발전기 및 전기수술용 기구 또는 디바이스를 포함한다. 발전기는 RF 증폭기 및 제어기를 포함한다. RF 증폭기는 오직 RF 에너지만을 가지고 조직을 밀봉하도록 구성된 착탈가능하게 결합된 전기수술용 기구를 통해 RF 에너지를 공급한다. 제어기 및/또는 RF 센싱부는 공급되는 RF 에너지 및/또는 그것의 컴포넌트들을 모니터링하거나 및/또는 측정하도록 배열된다. 다양한 실시예들에 있어서, 제어기는, 밀봉 사이클의 미리 결정된 포인트들 또는 조건들에서 공급되는 RF 에너지를 조정, 예를 들어, 증가, 홀딩, 감소 및/또는 중지할 것을 RF 증폭기로 시그널링(signal)한다. 다양한 실시예들에 있어서, 제어기는, 공급되는 RF 에너지를 중단하거나 또는 RF 증폭기로부터 공급되는 RF 에너지의 개시 종료할 것을 RF 증폭기로 시그널링한다.

[0008] 다양한 실시예들에 있어서, 전기수술용 발전기가 제공되며, 전기수술용 발전기는, 공급되는 RF 에너지가 전압 스파이크(voltage spike)를 갖는 전기수술용 기구로 RF 에너지를 공급하도록 구성된 RF 증폭기를 포함한다. 다양한 실시예들에 있어서, 전기수술용 발전기가 제공되며, 전기수술용 발전기는, 제어 스크립트 내에 포함된 미리 결정된 조건들에 기초하여 공급되는 RF 에너지의 전압을 조정하기 위해 전기수술용 기구에 의해 제공되는 제어 스크립트에 기초하여 전기수술용 기구로 RF 에너지를 공급하도록 구성된다. 다양한 실시예들에 있어서, 전기수술용 기구가 제공되며, 전기수술용 기구는 전기수술용 발전기를 하우징하고 이로 제어 스크립트를 제공하도록 구성되며, 여기에서 제어 스크립트는 전기수술용 발전기가 제어 스크립트에서 식별된 미리 결정된 조건들에 기초하여 공급되는 RF 에너지의 전압을 조정하게끔 하도록 구성된다.

[0009] 전체에 걸쳐 제공되는 다양한 특징들 및 실시예들은 단독으로 또는 명백하게 설명되는 것과는 다른 특징들 및/또는 실시예들과 조합되어 사용될 수 있으며, 실시예들 및 다양한 실시예들의 특징들 및 측면들의 특정 조합들이 명시적으로 설명되지 않을 수 있지만, 그러나 이러한 조합들이 본 발명의 범위 내에서 고려되고 범위 내에 속한다. 본 발명들의 수반되는 특징들 중 다수는, 이들이 이상의 그리고 이하의 설명을 참조하고 첨부된 도면들과 함께 고려될 때 더 양호하게 이해됨에 따라 더 용이하게 인식될 것이다.

도면의 간단한 설명

[0010] 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 2 내지 도 3은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 기구의 사시도들이다.

도 4 내지 도 5는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 기구의 원위 단부의 사시도들이다.

도 6 내지 도 9는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 기구를 이용하는 밀봉 프로세스에 대한 실험적 데이터의 샘플들의 그래픽적인 표현들이다.

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

도 11은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 시스템의 부분들의 개략적인 블록도이다.

도 12는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 시스템의 동작들을 예시하는 순서도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0011] 전반적으로, 조직을 최적으로 밀봉하거나 또는 융합시키도록 구성된 전기수술용 발전기 및 착탈가능하게 결합된

전기수술용 기구를 포함하는 전기수술용 시스템이 제공된다. RF 에너지는, 조직을 밀봉하기 위한 적절한 RF 에너지를 제공하도록 배열된 전기수술용 발전기에 의해 공급된다. 다양한 실시예들에 따른 발전기는, 특정한 연결된 전기수술용 기구, 기구와 접촉하는 특정한 조직 및/또는 특정한 수술 절차에 대하여 적절한 RF 에너지 및 RF 에너지를 전달하기 위한 적절한 방식을 결정한다. 동작적으로, 조들 사이에서 조직을 밀봉하거나 또는 융합시키는 RF는 밀봉 시간 및/또는 열적 확산을 감소시키기 위해 제공된다.

[0012] 다양한 실시예들에 따르면, 전기수술용 시스템은 RF 에너지 스파이크를 제공하기 위하여 짧은 지속 기간 동안 높은 전압을 갖는 RF 에너지를 인가한다. 그 후에, 전기수술용 시스템은, RF 에너지를 계속해서 인가하면서 공급되는 RF 에너지의 전압을 감소시킨다. 전기수술용 시스템은 또한 단락 또는 개방 조건들을 검출하기 위해 공급되는 RF 에너지를 계속해서 모니터링한다. 시스템은 또한 고 전압 RF 에너지 스파이크로부터 감소된 전압 RF 에너지 공급까지의 시프트 및 조직 또는 혈관 융합 또는 밀봉의 결정을 결정하며, 그럼으로써 RF 에너지의 공급을 중단하거나 또는 종료한다.

[0013] 도 1 내지 도 2를 참조하면, 전기수술용 발전기(10) 및 착탈가능하게 연결가능한 전기수술용 기구(20)를 포함하는 전기수술용 시스템의 예시적인 실시예가 예시된다. 전기수술용 기구(20)는 발전기 상의 툴 또는 디바이스 포트(12)에 대한 케이블형 연결(30)을 통해 발전기에 전기적으로 결합될 수 있다. 전기수술용 기구(20)는, 사용자에게 기구의 특정한 미리 결정된 상태, 예컨대 융합 또는 커팅 동작의 시작 및/또는 종료를 알리기 위한 청각적, 촉각적 및/또는 시각적 표시기들을 포함할 수 있다. 다른 실시예들에 있어서, 전기수술용 기구(20)는 재사용가능할 수 있거나 및/또는 다른 수술 절차를 위하여 다른 전기수술용 발전기에 연결가능할 수 있다. 일부 실시예들에 있어서, 핸드 또는 풋(foot) 스위치와 같은 수동식 제어기는, 융합 또는 커팅 동작을 시작하기 위한 것과 같은 기구의 미리 결정된 선택적 제어를 가능하게 하기 위하여 발전기 및/또는 기구에 연결가능할 수 있다.

[0014] 다양한 실시예들에 따르면, 전기수술용 발전기(10)는, 라디오 주파수(RF) 전기수술용 에너지를 생성하고, 발전기에 전기적으로 결합된 전기수술용 기구(20)로부터 데이터 또는 정보를 수신하도록 구성된다. 발전기(10)는, 일 실시예에 있어서 RF 에너지를 출력하며(예를 들어, 350kHz의 375VA, 150V, 5A), 일 실시예에 있어서 발전기는 RF 에너지의 활성화 또는 공급 동안에 RF 출력 전류와 RF 출력 전압 사이의 위상각 또는 차이 또는 RF 에너지의 전력을 계산하거나 및/또는 RF 에너지의 전류 및/또는 전압을 측정하도록 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 조건들 하에서, 예컨대 디바이스 스위치가 디-어서트(de-assert)될 때(예를 들어, 융합 버튼이 릴리즈(release)될 때), 시간 값이 충족될 때, 및/또는 활성 위상각, 전류, 전압 또는 전력 및/또는 이에 대한 변화들이 중단 값, 문턱치 또는 조건 및/또는 이에 대한 변화들보다 더 크거나, 더 작거나 또는 동일할 때 RF 에너지 출력을 중단한다.

[0015] 전기수술용 발전기(10)는, 적어도 하나의 진보된 바이폴라 툴 포트(12), 표준 바이폴라 툴 포트(16), 및 전력 포트(14)를 포함한다. 다른 실시예들에 있어서, 전기수술용 유닛(unit)들은 상이한 수의 포트들을 포함할 수 있다. 예를 들어, 일부 실시예들에 있어서, 전기수술용 발전기는 2개보다 더 많거나 또는 더 적은 진보된 바이폴라 툴 포트들, 더 많거나 또는 더 적은 표준 바이폴라 툴 포트, 및 더 많거나 또는 더 적은 전력 포트를 포함할 수 있다. 일 실시예에 있어서, 전기수술용 발전기는 단지 2개의 진보된 바이폴라 툴 포트들만을 포함한다.

[0016] 다양한 실시예들에 따르면, 각각의 진보된 바이폴라 툴 포트(12)는 부착되거나 또는 통합된 메모리 모듈을 갖는 전기수술용 기구에 결합되도록 구성된다. 표준 바이폴라 툴 포트(16)는, 진보된 바이폴라 툴 포트(12)에 연결가능한 진보된 바이폴라 전기수술용 기구와는 상이한 비-특수(non-specialized) 바이폴라 전기수술용 툴을 수용하도록 구성된다. 전력 포트(14)는, 비-특수 바이폴라 전기수술용 툴 및 진보된 바이폴라 전기수술용 기구와는 상이한 직류(direct current; DC) 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, 현존하는 발전기들 및 전원 공급장치들을 전기수술용 발전기로 대체하는 것은, 수술 작업공간에서 요구되는 복수의 주전원(mains) 전력 코드들에서 저장 랙(rack) 카드들 또는 선반들 상에 요구되는 저장 공간의 양을 감소시킬 수 있다.

[0017] 다양한 실시예들에 따르면, 전기수술용 발전기(10)는 디스플레이(15)를 포함할 수 있다. 디스플레이는, 다른 정

보들 중에서도, 하나 이상의 전기수술용 기구들 및/또는 액세서리들, 이에 대한 커넥터들 또는 연결들의 상태를 포함하는 전기수술용 시스템의 상태를 표시하도록 구성될 수 있다.

[0018] 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 발전기는, 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. 일 실시예에 있어서, 전기수술용 툴 또는 기구(20)는 하나 이상의 메모리 모듈들을 더 포함할 수 있다. 일부 실시예들에 있어서, 메모리는 기구 및/또는 다른 기구들에 관한 동작 데이터를 포함한다. 예를 들어, 일부 실시예들에 있어서, 동작 데이터는, 전극 구성/재구성, 기구 사용들, 동작 시간, 전압, 전력, 위상 및/또는 전류 세팅들, 및/또는 특정 동작 상태들, 조건들, 스크립트(script)들, 프로세스들 또는 절차들에 대한 정보를 포함할 수 있다. 일 실시예에 있어서, 발전기는 메모리 모듈에 대한 판독들 및/또는 기입들을 개시한다.

[0019] 다양한 실시예들에 따르면, 발전기는, RF 에너지가 활성인 동안 연결된 전기수술용 기구를 통해 전달되는 RF 에너지의 전압 및 전류의 위상 차이 또는 위상각을 판독하기 위한 성능을 제공한다. 조직이 융합되는 동안, 위상 판독결과들이 융합 또는 밀봉 또는 커팅 프로세스 동안의 상이한 상태들을 검출하기 위해 사용된다.

[0020] 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.

[0021] 발전기가 일단 전기수술용 전력을 전달하기 시작하면, 발전기는, 고장이 발생하거나 또는 특정 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.

[0022] 도 3 내지 도 5를 참조하고, 다양한 실시예들에 따르면, 바이폴라 전기수술용 기구(20)가 제공된다. 예시된 실시예에 있어서, 기구(20)는 세장형(elongate) 회전가능 샤프트(26)에 결합된 작동기(actuator)(24)를 포함한다. 세장형 샤프트(26)는 그 사이에 중심 길이 방향 축을 획정(define)하는 근위 단부 및 원위 단부를 갖는다. 샤프트(26)의 원위 단부에 조들(22)이 존재하며, 근위 단부에 작동기가 존재한다. 일 실시예에 있어서, 작동기는 피스톨-그립형(pistol-grip like) 핸들이다.

[0023] 작동기(24)는, 이동식(movable) 핸들(23) 및, 고정식(stationary) 하우징에 대하여 이동가능하고 이에 결합된 이동식 핸들(23)을 갖는 하우징(28)을 포함한다. 다양한 실시예들에 따르면, 이동식 핸들(23)은 고정식 하우징에 슬라이드 가능하게 그리고 피봇 가능하게(pivotally) 결합된다. 동작 시, 이동식 핸들(23)은, 조들을 작동시키기 위하여, 예를 들어, 조들을 선택적으로 개방하고 닫기 위하여, 사용자, 예를 들어, 외과의에 의해 조작된다.

[0024] 다양한 실시예들에 따르면, 작동기(24)는 이동식 핸들(23)을 고정식 하우징(28)에 대하여 제 2 위치에 유지하기 위한 래치 메커니즘을 포함한다. 다양한 실시예들에 있어서, 이동식 핸들은, 이동식 핸들을 제 2 또는 폐쇄 위치에 홀딩하기 위하여 고정식 핸들 내에 포함되는 매칭 래치(matching latch)와 맞물리는 래치 암(arm)을 포함한다. 다양한 실시예들에 있어서, 작동기는 또한, 단일 쉬스(sheath) 내에 포함된 절연된 개별적인 전기 와이어들 또는 리드(lead)들을 포함하는 와이어 하니스(harness)를 포함한다. 와이어 하니스는 고정식 하우징의 하부 표면에서 고정식 하우징을 빠져나올 수 있으며, 케이블형 연결의 부분을 형성할 수 있다. 하니스 내의 와이어들은 기구 및 전기수술용 발전기 및/또는 그들의 액세서리들 사이에서 전기적 연통을 제공할 수 있다.

[0025] 다양한 실시예들에 있어서, 스위치는 사용자 조작형 활성화 버튼(29)에 연결되며, 활성화 버튼이 눌려질 때 활성화된다. 일 측면에 있어서, 활성화되면, 스위치는 적어도 2개의 리드들을 함께 전기적으로 결합함으로써 회로를 완성한다. 이와 같이, 그러면 RF 에너지를 공급하기 위하여 전기수술용 발전기로부터 작동기로의 전기적 경로가 수립된다. 다양한 실시예들에 있어서, 기구는, 작동기의 블레이드 레버 또는 트리거(25)와 같은 블레이드

작동기에 결합될 수 있는 병진 이동가능 기계적 커팅 블레이드를 포함한다. 기계적 커팅 블레이드는 조들 사이의 조직을 분할하기 위하여 블레이드 트리거(25)에 의해 작동된다.

[0026] 일 실시예에 있어서, 작동기는, 세장형 샤프트(26)의 외측 커버 튜브 상에 배치되는 회전 노브(rotation knob)(27)를 포함하는 회전 샤프트 어셈블리를 포함한다. 회전 노브는, 외과의가 작동기(24)를 그리핑하고 있는 동안 디바이스의 샤프트를 회전시킬 수 있게끔 한다. 다양한 실시예들에 따르면, 세장형 샤프트(26)는 조들(22)을 작동기와 결합하는 작동 튜브를 포함한다.

[0027] 제 1 조(31) 및 제 2 조(33)를 포함하는 조들(22)이 세장형 샤프트의 원위 단부에 부착된다. 일 실시예에 있어서, 조 피봇 핀은 제 1 및 제 2 조들을 피봇가능하게 결합하며, 제 1 조가 제 2 조에 대하여 이동하고 피봇하는 것을 허용한다. 다양한 실시예들에 있어서, 하나의 조는, 대향되는 조가 개방 및 폐쇄 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.

[0028] 제 1 또는 상부 조(31)는 전극 플레이트 또는 패드를 포함한다. 유사하게, 제 2 또는 하부 조(33)는 전극을 포함한다. 상부(31) 조의 전극 및 하부 조(33)의 전극은 전극들 사이에 그래스핑된 조직에 RF 에너지를 공급하기 위하여 와이어들 및 커넥터들을 통해 전기수술용 발전기(10)에 전기적으로 결합된다. 이와 같이, 전극들은 반대 극성을 가지고 그 사이에서 RF 에너지를 송신하도록 배열된다. 다양한 실시예들에 있어서, 상부 조는 또한 상부 조 지지부와 전극 사이에 위치된 어셈블리 스페이서(spacer)를 갖는 상부 조 지지부를 포함한다. 상부 조는 또한 오버몰드(overmold)를 포함하거나 또는 오버몰딩된다. 하부 조는 하부 조 지지부 및 전극을 포함한다. 예시된 실시예에 있어서, 전극은 하부 전극 지지부 내에 통합되거나 또는 포함되며, 따라서 하부 조 지지부 및 전극이 모놀리식 구조체 및 전기적 연결을 형성한다. 블레이드 채널은 상부 조, 하부 조 또는 이들 둘 모두의 길이를 따라 길이 방향으로 연장하며, 이를 통해 블레이드는 동작적으로 움직인다. 하나 이상의 전도성 포스트들이 블레이드 채널의 일 부분을 둘러싼다. 전도성 포스트들은 블레이드 채널을 강화하고 커팅될 조직을 지지하는데 도움을 준다. 전도성 포스트들은 또한, 전도성 포스트들이 조들 사이에 그래스핑된 조직으로의 RF 에너지의 송신에 또한 참여함에 따라, 블레이드 채널에 인접하거나 또는 가까운 커팅되는 조직이 융합된다는 것을 보장하는데 도움을 준다. 하부 조가 또한 오버몰드를 포함하거나 또는 오버몰딩된다.

[0029] 다양한 실시예들에 따르면, 전극들은 조들 사이에 캡처된 조직을 무손상으로 접촉하고 압축하도록 배열된 전반적으로 평면 밀봉 표면을 갖는다. 다양한 실시예들에 있어서, 밀봉 표면은 조의 길이를 따라 균일하게 이격된 노출부(outcropping)들(예를 들어, 4개의 노출부들)을 가지며, 여기에 분기(branch)들이 노출부들 사이에 배치된다. 이와 같이, 밀봉 표면 또는 영역의 전체 풋프린트가 감소되며 그럼으로써 조직에 인가되는 전류 밀도를 증가시키고 전체적으로 RF 에너지의 공급을 위한 전류 요건들을 감소시킨다. 따라서 조직의 밀봉이 향상되어 생체 내 및 생체 외 조건들 둘 모두에서 높은 버스트 압력 평균들을 야기한다.

[0030] 전극 밀봉 표면은 또한 조들의 에지들과 밀봉 표면 사이에 그리고 노출부들 사이에 컷아웃들 또는 공간들(34, 35)을 제공하여, 조직 공간이 축소되거나 움직이는 것을 가능하게 하며 조들의 에지들에서 조직의 압축에 의해 초래된 응력 및 밀봉 사이클 동안의 조직의 수축 또는 축소(shrinkage)에 기인하는 조직 응력을 감소시키는 것을 가능하게 한다. 유사하게, 점진적인 간격이 전극의 에지에서 전류 밀도 피크들을 제거한다.

[0031] 다양한 실시예들에 있어서, 노출부들은, 밀봉 표면의 일관된 밀봉 폭이 총 밀봉 표면적을 제한하는 전도성 포스트들에 대한 공간을 남기면서 밀봉 폭(32)을 일관되게 유지한다. 다양한 실시예들에 있어서, 상부 조는 하부 조 프로파일과 매칭되는 외부 밀봉 표면 프로파일을 포함하며, 이는 조직을 통한 비-선형 전류 전달을 방지한다. 이와 같이, 다양한 실시예들에 있어서, 상부 조는 하부 조의 노출부들과 매칭되기 위한 노출부들을 포함한다. 또한, 상부 조의 노출부들에서의 추가적인 영역이 전도성 스탑 랜딩(stop landing) 표면의 국부화된 강도를 향상시킨다. 또한, 상부 조의 노출부들은, 랜딩 영역의 국부화된 강도를 향상시키는 하부 조들의 전도성 포스트들의 상호작용을 위한 랜딩 표면 또는 영역(37)을 제공한다. 다양한 실시예들에 있어서, 노출부들은 전도성이며, 이를 통해 조들이 조직을 압축하고 조들 사이의 조직에 RF 에너지가 공급되는 밀봉 또는 내부 표면을 포함한다.

[0032] 다양한 실시예들에 있어서, 상부 및 하부 조들의 전극들은 밀봉 표면을 가지며, 여기에서 밀봉 표면의 폭은 균일하고 복수의 노출부들의 패턴을 따라 따라간다. 이와 같이, 밀봉 표면은 세장형 부분들 사이에 이격된 만곡된 부분들을 갖는 세장형 부분들을 가지며, 밀봉 표면의 폭은 전체에 걸쳐 균일하거나, 일정하거나 또는 변화되지 않은 채로 남아 있는다. 상부 및 하부 조들의 밀봉 표면은 최소화되며, 이와 같이 조의 주어진 전체 치수들에 대하여 형성될 수 있는 전체 표면적에 비해 감소된 표면적을 갖는다.

[0033] 다양한 실시예들에 있어서, 조들 중 적어도 하나의 밀봉 표면은, 딱지, 잔해 또는 응고된 혈액을 수집하거나 및/또는 클리어하도록 배열된 블레이드 포켓 또는 컷아웃을 포함한다. 이와 같이, 블레이드가 복귀 시에 잠기거나, 오정렬되거나 또는 방해되거나 또는 제한되는 것이 회피되며, 그럼으로써 그것의 초기 또는 프리컷 위치로의 블레이드의 복귀를 향상시킨다. 다양한 실시예들에 있어서, 하나 이상의 블레이드 포켓들 또는 컷아웃들(36, 39)은 밀봉 표면의 원위 단부에 배치되며, 다양한 실시예들에서 블레이드 채널의 원위 단부로부터 연장한다. 다양한 실시예들에 있어서, 블레이드 포켓은 세장형이고 균일한 블레이드 채널의 단부에서의 확장된 구근형 개구부이다. 이와 같이, 블레이드 포켓은 블레이드 작동을 용이하게 하고, 딱지가 밀봉 표면 상에 그리고 조들의 블레이드 채널 내에 쌓일 때 자동 블레이드 후퇴(retraction)를 보장한다. 다양한 실시예들에 있어서, 상부 및 하부 조들 둘 모두 상의 원위 블레이드 포켓은 블레이드 채널을 향해 그리고 블레이드 채널 밖으로 푸시될 축적된 딱지를 제공한다. 포켓은 또한 기구의 세정 또는 더 효율적인 세정을 용이하게 하기 위하여 새로운 딱지가 축적된 오래된 딱지를 조들 밖으로 푸시하는 것을 가능하게 한다.

[0034] 다양한 실시예들에 있어서, 조들은 목표 수술 지점에서 그리고 수술 절차 동안 조들의 시각화 및 이동성을 증가시키기 위해 만곡된다. 조들은, 직선 라인들로 표시되거나 또는 이와 정렬되는 근위 세장형 부분 및 직선 라인들에 연결된 커브를 나타내거나 또는 획정하는 만곡된 원위 부분을 갖는다. 다양한 실시예들에 있어서, 근위 세장형 부분의 최 근위 부분은 조들 또는 세장형 샤프트의 최대 외부 직경과 동일하거나 또는 이를 초과하지 않는 직경을 가지거나 또는 구획한다. 다양한 실시예들에 있어서, 조들은, 조의 최 근위 부분 및 조들의 최 원위 부분이 최대 외부 직경 내에 남아 있는 최대 외부 직경을 갖는다. 만곡된 원위 부분은, 최대 외부 직경 및 근위 세장형 부분의 최 근위 부분의 직경보다 더 작은 직경을 가지거나 또는 구획한다. 다양한 실시예들에 있어서, 조는 외부 커브보다 더 깊은 내부 커브 컷-아웃을 가지며, 다양한 실시예들에서 조들의 팁은 무딘 절개를 위해 테이퍼진다. 조들은, 근위 세장형 채널이 전기수술용 기구의 세장형 샤프트의 길이 방향 축에 평행하고 오프셋되는 원위 만곡된 채널로 만곡되는 근위 세장형 채널을 갖는 블레이드 채널을 포함한다. 이와 같이, 조들에서의 가시성 및 이동성은, 환자의 신체 내로의 더 큰 액세스 디바이스들 또는 절개들을 요구하거나 또는 수술 작업 영역을 추가로 감소시킬 수 있는 조 치수들을 증가시키지 않고 유지되거나 또는 향상된다.

[0035] 일부 실시예들에 있어서, 조 어셈블리의 전도성 패드들의 전극 기하구조는, 밀봉 영역이 커팅 경로의 원위 부분을 완전히 둘러싸는 것을 보장한다. 다양한 실시예들에 따르면, 조 표면들의 치수들은, 힘 메커니즘이 생성할 수 있는 잠재적인 힘에 대하여, 그것이 조들 사이에서 조직에 인가되는 최적 압력에 관해 적절하게 비례화될 수 있게 하는 것이다. 그것의 표면적은 또한 조직과 접촉하는 표면적에 관해 전기적으로 상당하다. 조직의 두께 및 표면적의 이러한 비율은 조직의 전기적 관련 속성들에 대한 그것의 관계에 대하여 최적화된다.

[0036] 다양한 실시예들에 있어서, 하부 조(33) 및 연관된 전도성 패드는 조직과 접촉하도록 배열된 상부 외부 표면을 갖는다. 상부 표면들은 각이 지거나 또는 경사지고, 조직의 보호 및 포커싱된 전류 밀도들을 가능하게 하는 이러한 위치결정 또는 배향을 가지고 서로의 이미지들을 미러링한다. 다양한 실시예들에 있어서, 하부 조는 스테인리스 강으로 만들어지며, 이는 전도성 패드만큼 강성이거나 또는 이보다 더 강성이다. 다양한 실시예들에 있어서, 하부 조는 비-전도성 재료로 만들어진 강성 절연체들을 포함하며, 이는 하부 조 또는 전도성 패드만큼 강성이거나 또는 이보다 더 강성이다. 다양한 실시예들에 있어서, 하부 조 및 전도성 패드는 동일한 재료로 만들어진다.

[0037] 다양한 실시예들에 따르면, 조직을 밀봉하거나 또는 융합시키기 위한 RF 에너지 제어 프로세스, 스크립트 또는 시스템은 하나 이상의 제어 섹션들로 분할된다. 예시된 실시예들에 있어서, 제어 프로세스, 스크립트 또는 시스템은 4개의 섹션들, 전압 스파이크, 전압 감소 및 램프, 램프 종료 및 RF 단부를 포함한다. 다양한 실시예들에 있어서, 제어 프로세스, 스크립트 또는 시스템은 다양한 실시예들에서 하나 이상의 섹션들 또는 이의 순서들을 포함한다. 섹션으로부터 또는 섹션들 사이에 오류들 또는 예상외의 결과가 발생하는 경우, 프로세스가 종료된다. 다양한 실시예들에 있어서, 이러한 오류들은 단락 또는 개방 검출을 포함한다. 일 실시예에 있어서, 단락 검출 오류는, 발전기에 의해 공급되는 RF 에너지의 측정된 위상각이 미리 결정된 값, 예를 들어, 60 도와 동일하거나 또는 이를 초과할 때 발전기에 의해 결정된다. 일 실시예에 있어서, 개방 검출 오류는, 공급되는 RF 에너지의 측정된 전류가 미리 결정된 값, 예를 들어, 2 또는 4 암페어와 동일하거나 또는 이를 초과할 때 발전기에 의해 결정된다. 오류들이 없는 제어 프로세스의 완료는 성공적인 조직 밀봉을 나타낸다. 다양한 실시예들에 따른 성공적인 조직 밀봉은 특정 문턱 압력 또는 버스트 압력들의 미리 결정된 범위를 견딜 수 있는 조직 밀봉으로서 인식된다.

[0038] 다양한 실시예들에 따르면, 조직 밀봉 형성이 약 60℃에서 시작하는 혈관 세포 외 기질 내에 존재하는 천연 콜라겐의 변성 및 교차 결합에 의존하는 것으로 식별되었다. 이러한 기질의 강도는 밀봉된 조직 내에 존재하는 물

의 기화를 통한 밀봉 지점의 건조에 크게 의존한다는 것이 또한 식별되었다. 추가적으로, 적어도 80℃의 온도에서, 변성 콜라겐과 다른 생체 조직들 사이에 결합들이 생성될 수 있다. 추가로, 콜라겐은 노출의 피크 온도가 아니라 고온 하에서의 지속 기간에 응답하여 분해되는 것으로 식별되었다. 이와 같이, 상대적으로 짧은 밀봉 사이클의 지속 기간 동안 고온 조건들, 예를 들어, 100℃에 조직을 노출시키는 것은 콜라겐의 구조에 영향을 주지 않지만 물의 기화는 허용한다. 다양한 실시예들에 따르면, 조직을 밀봉하기 위한 총 시간은, 변성된 콜라겐이 조직에 가교 및 결합하고 콜라겐-물 수소 결합을 제한하도록 물을 기화시키기 위해 고온, 예를 들어, 100℃까지 구조를 가열하는 것에 의존한다. 밀봉 시간을 최적화하기 위하여, 따라서 건조 프로세스를 개시하기 위하여 가능한 한 빠르게 그래스핑된 조직 내에서 100℃를 달성하는 것이 바람직하다는 것이 발견되었다.

[0039] 이와 같이, 다양한 실시예들에 따르면, RF 에너지가 개시되거나 및/도는 디바이스 체크들이 수행된 이후에, 발전기는 공급되는 RF 에너지를 통해 고전압 스파이크 또는 펄스를 이용한다. 다양한 실시예들에 있어서, 에너지 전달을 최대화하기 위하여 밀봉 사이클의 시작에서 그리고 프록시 조직 온도에 의해 높은 양의 전력이 인가되도록 조직에 인가되는 RF 에너지의 전압 전위는 스파이크로서 구동된다.

[0040] 전기수술용 발전기 및 착탈가능 기구들의 다양한 실시예들에 따르면, 밀봉 시간 최적화를 위해 가능한 한 빠르게 잠재 유체를 기화시키기 위해 빠른 가열이 바람직할 수 있지만, 너무 빠르게 일어나는 기화는 초과 증기가 탈출하려고 몸부림침에 따라 밀봉 구조체가 고장나게 할 수 있다는 것이 식별되었다. 일부 실시예들에서, 이러한 식별은 오로지 버스트 압력 테스트를 통해서만 관찰될 수 있다. 일단 전압 스파이크가 완료되면, 시스템은 미리 결정된 레벨로 전압을 감소시키고 공급되는 RF 에너지의 전압을 느리게 상승시킨다. 다양한 실시예들에 있어서, 상승이 발생하는 동안, 충분한 전력이 조직에 인가되어 건조를 위해 충분한 온도를 유지한다. 이는, 밀봉 구조적 고장들을 초래하지 않고 혈관 밀봉 성능을 향상시키는 레이트에서의 연속적인 기화를 가능하게 한다.

[0041] 다양한 실시예들에 있어서, 고 피크 전압은 더 높은 에너지 전달에 기인하여 더 짧은 시간의 양에서 밀봉을 제공하지만, 고 전압 레벨들의 인가가 밀봉된 조직이 활성 전극들에 부착되게끔 할 수 있다는 것이 실험적으로 보여 졌다. 이와 같이, 더 낮은 피크 전압에서의 전압 상승의 종료 및 단부에서 그 전압 출력을 일정하게 홀딩하는 것이 조직 부착에 대한 가능성을 감소시키면서 계속적인 에너지 인가를 가능하게 한다는 것이 발견되었다. 다양한 실시예들에 따르면, 이러한 상승을 종료할 때의 결정은 공급되는 RF 에너지의 위상 및 전류를 모니터링함으로써 수행된다. 조직이 건조됨에 따라, 위상은 더 용량성이 될 것이며 더 적은 전류를 드로우(draw)할 것이다. 이것이 떨어지고 위상이 용량성일 때 고정된 전류 값에서 상승을 종료함으로써, 조직의 건조 레벨이 분류될 수 있다. 이러한 가변 전압 설정 포인트는 밀봉 사이클이 밀봉되는 조직 내의 전기적 및 구조적 차이들에 기초하여 에너지 인가를 조정하는 것을 가능하게 한다.

[0042] 다양한 실시예들에 있어서, 연관된 조직 영향을 초래하기 위한 조직의 적절한 온도를 달성하기 위하여, 인가되는 RF 에너지의 위상각, 전류 및/또는 전력이 측정되거나, 계산되거나 및/또는 모니터링된다. 도 6 내지 도 9는 다양한 실시예들에 따른 예시적인 밀봉 사이클들의 그래픽적인 표현을 제공한다. 예시된 바와 같이, 전압(111a)은, 전력(111b), 임피던스(111c), 에너지(111d), 전류(111f) 및 위상(111g)와 같은 다른 RF 출력 판독치들 또는 지시자들에 대하여 도시된다. 추가적으로, 도 6 내지 도 9에 도시되었지만, 다양한 실시예들에 있어서, 발전기는, 발전기의 부분들의 동작 및 전력 비용 및 소모 및/또는 이의 수를 감소시키기 위하여 지시자들 또는 판독치들 중 하나 이상, 예를 들어, 온도를 측정하지 않거나 또는 계산하지 않도록 구성된다. 추가적인 정보 또는 판독치들은 일반적으로 맥락적인 목적들을 위하여 제공되거나 또는 도시된다. 추가적으로, 다양한 실시예들에 있어서, 임피던스 또는 온도 판독치들은 부정확하거나 또는 비실용적인 것으로서 사용되지 않거나 또는 측정되지 않는다.

[0043] 도시된 바와 같이, RF 에너지의 전압(111a)은 RF 에너지의 전압 스파이크를 생성하기 위해 밀봉 사이클의 초기 모멘트의 밀봉 사이클에서 그리고 총 밀봉 시간에 비하여 상대적으로 짧은 기간 동안 높은 포인트까지 증가된다(121, 122). 이러한 전압 스파이크 또는 펄스 동안, 에너지 전달이 최대화되며, 이는 밀봉 사이클에서 그들의 최고 포인트들까지 증가하는 인가되는 RF 에너지의 전력(111b) 및 전류(111f)에 의해 예증된다. 그 후에, RF 에너지의 전압(111a)이 감소되고(123), 전압 스파이크에 비하여 느리게 상승된다(124, 125). 다양한 실시예들에 있어서, 시스템에 의한 느린 전압 상승은 섭씨 100 도에 가까운 조들 사이에 조직을 유지하여 조직 내의 물의 비등 레이트(boiling rate)를 제어하려고 시도한다. 다양한 실시예들에 따르면, 조직을 밀봉하는 적절한 조직 효과를 달성하기 위해, 인가되는 RF 에너지의 위상각, 전류 및 전력이 모니터링된다. 0과 교차하거나 또는 네거티브가 되는 인가되는 RF 에너지의 위상각 및/또는 인가가능 전류의 60% 미만, 예를 들어, 3000mA 미만의 전류는, 밀봉되는 조직으로부터 물이 끓거나 또는 달리 기화함에 따라 조들이 더 용량성이 되었으며 그럼으로써 더 적은 전류를 드로우한다는 것을 나타낸다(131, 132). 그런 다음, RF 에너지의 전압은 일정하게 홀딩되어(126,

133) 조직 부착에 대한 가능성을 감소시킨다. 밀봉 완료(141) 시에, 예를 들어, 시스템에 따른 미리 결정된 시간 프레임 또는 기간 내에, 시스템에 의해 공급되는 RF 에너지가 종료되거나 또는 RF 에너지 공급이 중단되거나, 두절되거나 또는 중지된다. 다양한 실시예들에 있어서, 시스템은, 공급되는 RF 에너지의 전력이 미리 결정된 전력 문턱치, 예컨대 최대 전력의 4% 또는 15 볼트-암페어 아래로 떨어질 때(142) 밀봉의 완료를 결정한다. 다양한 실시예들에 있어서, RF 에너지의 상승이 종료되며 시스템에 따른 미리 정의된 시간 기간 이후에, 시스템에 의해 공급되는 RF 에너지가 종료되거나 또는 RF 에너지 공급이 중단되거나, 두절되거나 또는 중지된다.

[0044] 다양한 실시예들에 있어서, 발전기가 RF 에너지의 전압 스파이크를 생성하는 시간 기간은, 발전기가 RF 에너지의 전압이 감소되고 느리게 상승되게끔 하는 시간 기간 및/또는 전체 밀봉 사이클보다 더 작다. 다양한 실시예들에 있어서, 발전기가 RF 에너지의 전압을 일정하기 홀딩하는 시간 기간은, 발전기가 RF 에너지의 전압 스파이크를 생성하는 시간 기간보다 더 크거나 및/또는 전체 밀봉 사이클보다 더 작다.

[0045] 다양한 실시예들에 있어서, 시스템은, 예를 들어, 발전기에 의해 공급될 수 있는 최대 전류 또는 전력을 드로우하는 조직 묶음들 내에 제공되는 의도되지 않은 전류 드로우를 식별한다. 시스템이 이러한 전류 조건 하에 있는 동안, 조직을 밀봉하기 위해 요구되는 RF 에너지의 공급이 불충분할 수 있거나 또는 시스템에 의해 유효하게 공급되지 않을 수 있다. 다양한 실시예들에 있어서, 이러한 조건을 핸들링하기 위해, 시스템은, RF 에너지 출력의 전류가 허용가능 최대 전류의 95%, 예를 들어, 4750mA보다 더 큰지 여부를 결정한다. 그러한 경우, 시스템은, 전류가 충분히 하강되어 조직의 충분한 건조가 발생했다는 것을 나타낸다는 것을 보장하기 위해 추가로 대기하거나 또는 지연시킨다. 이러한 지연 이후에 전류가 충분히 하강되지 않은 경우, 오류가 표시되거나 및/또는 공급되는 RF 에너지가 중단된다. 다양한 실시예들에 따르면, 시스템은, 전류가 최대의 90%, 예를 들어, 4500mA 아래로 떨어진 경우 전류가 충분히 하강되었다는 것을 결정하거나 또는 확인한다. 이와 같이, 시스템은, 전류 조건이 중단되었다는 것 및/또는 조직이 끓기 시작했다는 것을 결정한다.

[0046] 일 실시예에 있어서, 도 10에 예시된 바와 같이, 조직 융합 또는 밀봉 프로세스와 같은 전기수술 프로세스는, 툴 상의 스위치를 누르거나 또는 작동기를 움직이는 것으로 시작하며(51), 초기 체크들의 포지티브 결과에 기초하여, 발전기는 발전기로부터 미리 결정된 전압을 갖는 RF 에너지를 전기수술용 툴로 그리고 궁극적으로 조직으로 공급한다(52). 발전기에 의해 RF 전력이 턴 온되고 연속적으로 공급되는 이후에, 발전기는 공급되는 RF 에너지를 모니터링한다(53). 미리 정의된 또는 미리 결정된 지점, 조건 또는 문턱치에 도달되거나 또는 이를 초과할 때 또는 초과하면(54), RF 에너지의 공급의 전압 및 미리 정의된 지점이 조정되거나 또는 새롭게 선택되며(55), 발전기는 계속해서 공급되는 RF 에너지를 모니터링한다(52). 미리 정의된 조건이 융합 또는 밀봉 사이클의 끝을 나타내고, 예를 들어, 조직 밀봉이 완료되고, 그리고 이러한 조건이 도달되거나 또는 초과되는 경우, 발전기는 RF 에너지의 공급을 종료하거나 또는 중단해야 한다(57). 다양한 실시예들에 있어서, 조직이 융합되거나 또는 밀봉되었다는 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 문턱치 및/또는 초기 체크들은, 연결된 전기수술용 툴, 절차 또는 선호사항에 대하여 제공된 툴 알고리즘 또는 스크립트에 기초하여 결정된다.

[0047] 이제 도 11을 참조하면, 일 실시예에 있어서, 전기수술용 발전기(10)는 AC 주전원 입력에 연결되며, 전원 공급장치(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.

[0048] 일 실시예에 있어서, RF 센싱부는 RF 증폭기로부터 측정된 AC 전압 및 전류를 분석하며, 추가적인 프로세싱을 위하여 제어기로 전송되는 전압, 전류, 전력 및 위상을 포함하는 제어 신호들에 대한 DC 신호들을 생성한다. 일 실시예에 있어서, RF 센싱부(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 측정

치들을 제공하기 위하여 필드-프로그램가능 게이트 어레이(field-programmable gate array; FPGA)에 의해 프로세싱된다. 따라서, 일 실시예에 있어서, 출력 전압 및 전류는 아날로그로 측정되고, 디지털로 변환되며, RMS 전압 및 전류, 피상 전력 및 전압과 전류 사이의 위상각을 계산하기 위하여 FPGA에 의해 프로세싱되고, 그런 다음 다시 제어기를 위하여 아날로그로 변환된다.

[0049] 일 실시예에 있어서, 제어기(44)는 출력 RF 에너지에 영향을 미치게끔 RF 증폭기(42)를 제어하거나 또는 시그널링한다. 예를 들어, 제어기는, RF 에너지가 출력되야 하는지, 조정되야 하는지 또는 종료되야 하는지 여부를 결정하기 위하여 RF 센싱부(43)에 의해 제공되는 정보를 사용한다. 일 실시예에 있어서, 제어기는, RF 에너지의 출력을 종료할 때를 결정하기 위하여 미리 결정된 전류, 전력 및/또는 위상 문턱값이 도달되거나 또는 초과되었는지 여부 또는 때를 결정한다. 다양한 실시예들에 있어서, 제어기는 본원에서 더 상세하게 설명되는 융합 또는 밀봉 프로세스를 수행하며, 일부 실시예들에 있어서, 제어기는 밀봉 프로세스를 수행하기 위하여 전기수술용 기구로부터 송신되는 데이터로부터 명령어들 및 세팅들 또는 스크립트 데이터를 수신한다. 이와 같이, 다양한 실시예들에 있어서, 제어기는 RF 증폭기에 의해 공급되는 RF 에너지의 전압을 미리 결정된 문턱치들에 기초하여 및/또는 미리 결정된 시간 기간 동안 및/또는 미리 정의된 전압들에서 시작하거나, 홀딩하거나 및/또는 종료하도록 조정하거나 또는 이를 초래한다.

[0050] RF 증폭기(42)는, 연결된 전기수술용 기구, 일 예에 있어서, 조직을 융합시키거나 또는 밀봉하기 위한 전기수술용 기구를 통해 전달될 고 전력 RF 에너지를 생성한다. 다양한 실시예들에 있어서, RF 증폭기는 미리 정의된 제 1 전압에서 시작하여 미리 결정된 제 1 시간 기간 내에 미리 정의된 제 2 전압으로 증가하는 RF 에너지를 전기수술용 기구에 또는 이를 통해 공급한다. 다양한 실시예들에 따르면, RF 증폭기는 100VDC 전원을, 연결된 전기수술용 디바이스 통해 전달되는 350kHz의 주파수를 갖는 고 전력 사인 파형으로 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.

[0051] 제어기 및/또는 RF 센싱부를 포함하는 발전기는 공급되는 RF 에너지가 예상된 바와 같은지를 모니터링하거나 및/또는 측정한다. 다양한 실시예들에 있어서, 시스템, 예를 들어, 제어기 및/또는 RF 센싱부는, 전압 및 전류가 미리 정의된 문턱 값들 이상임을 보장하기 위해 RF 에너지의 전압 및/또는 전류를 모니터링한다. 시스템, 예를 들어, 제어기 및/또는 RF 센싱부는 또한 공급되는 RF 에너지의 위상 및/또는 전력을 모니터링하거나, 측정하거나 및/또는 계산한다. 시스템, 예를 들어, 제어기 및/또는 RF 센싱부는, 공급되는 RF 에너지의 전압, 전류, 위상 및/또는 전력이 미리 정의된 전압, 전류, 위상 및/또는 전력 윈도우 또는 범위 내에 있다는 것을 보장한다. 일 실시예에 있어서, 전압, 전류, 위상 및/또는 전력 윈도우는 각기 미리 정의된 최대 전압, 전류, 위상 및/또는 전력과 미리 정의된 최소 전압, 전류, 위상 및/또는 전력에 의해 경계가 정해진다. RF 에너지의 전압, 전류, 위상 및/또는 전력이 그것의 개별적인 윈도우를 벗어나 움직이는 경우, 오류가 표시된다. 일 실시예에 있어서, RF 에너지가 기구의 조들 사이의 조직을 밀봉하기 위하여 공급됨에 따라 개별적인 윈도우는 슬라이드하거나 또는 시스템에 의해 조정된다. 개별적인 윈도우의 조정은, 공급되는 RF 에너지가 예상된 바와 같음을 보장하기 위한 것이다. 다양한 실시예들에 있어서, 시스템은, 위상 및/또는 전류가 미리 정의된 위상 및/또는 전류 문턱치에 도달하였는지 또는 이와 교차하였는지 여부를 결정하기 위해 공급되는 RF 에너지의 위상 및/또는 전류의 레이트 또는 위상 및/또는 전류를 모니터링하며, 위상 및/또는 전류 교차가 발생한 경우, RF 에너지는 종료 이전에 미리 정의된 시간 기간 동안 공급된다.

[0052] 다양한 실시예들에 따르면, 제어기(44)의 동작 엔진은, 발전기가 비제한적으로 상이한 다수의 전기수술용 툴들, 수술 절차들 및 선호사항들을 포함하는 상이한 동작 시나리오들을 수용하기 위하여 구성 가능해지게끔 인에이블한다. 동작 엔진은 수신된 데이터에 기초하여 발전기의 동작을 특별하게 구성하기 위하여 외부 소스로부터 데이터를 수신하고 이를 해석한다.

[0053] 동작 엔진은, 전기수술용 기구의 메모리 디바이스로부터 판독되는 데이터베이스 스크립트 파일로부터 구성 데이터를 수신한다. 스크립트는 발전기에 의해 사용되는 상태 로직을 정의한다. 발전기에 의해 이루어진 측정들 및 결정된 상태에 기초하여, 스크립트는 차단 기준뿐만 아니라 출력 레벨들을 정의하거나 또는 설정할 수 있다. 일 실시예에 있어서, 스크립트는, 예를 들어 측정된 위상이 60도보다 더 클 때의 단락 상태의 표시 또는 예를 들어 측정된 전류가 2 암페어보다 더 작을 때의 개방 상태의 표시를 포함하는 트리거 이벤트들을 포함한다.

[0054] 다양한 실시예들에 따라 조직을 융합시키거나 또는 밀봉하기 위한 전기수술용 발전기 및 연관된 전기수술용 툴에 대한 예시적인 RF 에너지 제어 프로세스, 스크립트 또는 시스템이 도 12에 도시된다. 다양한 실시예들에 있어서, 도 12에 예시된 바와 같이, 예를 들어, RF 에너지는 발전기에 의해 연결된 전기수술용 툴을 통해 공급되

며(71), 여기에서 발전기는 전압 스파이크를 갖도록 RF 에너지를 생성하기 위해 공급되는 RF 에너지의 전압을 설정한다(72). 발전기는, RF 에너지를 공급하면서(72) 미리 결정된 시간 기간 또는 스파이크 지속 기간을 모니터링하거나 또는 대기한다(73). 일단 스파이크 지속 기간(121)이 만료되거나 또는 경과되면, 발전기는 공급되는 RF 에너지의 전압을 미리 정의된 최소 값(123)으로 조정하며, 발전기는 RF 에너지의 전압이 미리 정의된 전압 레벨(125)까지 점진적으로 램핑하게끔하거나 또는 증가하게끔(124) 한다(74). 발전기는 또한, 적어도 공급되는 RF 에너지의 위상, 전압, 전류, 전력 및/또는 이의 변화/레이트를 모니터링한다(75). 위상 및 전류 상태가 미리 결정된 문턱치 또는 값에 도달하거나 또는 동일하거나, 이를 초과하거나 또는 그 이하로 떨어지는 경우(75), 전압이 일정하게(126) 홀딩되거나 및/또는 램프(ramp)가 종료(133)된다(77). 다양한 실시예들에 있어서, 위상 상태 또는 문턱값이 미리 결정된 위상 문턱 값(132)에 도달되거나 또는 그 이하로 떨어지거나 및/또는 전류 상태 또는 값이 미리 결정된 전류 문턱 값(131)에 도달되거나 또는 그 이하로 떨어지는 경우(75), 발전기는 공급되는 RF 에너지의 전압을 일정하게 되도록 조정한다(77). 위상 및 전류 상태 또는 문턱값이 도달되지 않거나 또는 교차되지 않는 경우, 발전기는, 계속해서 RF 에너지를 공급하고(74) 위상 및 전류 상태들을 모니터링하면서(75), 미리 정의된 시간 기간 또는 램프 지속 기간 동안 모니터링하거나 또는 대기한다(76). 램프 지속 기간이 만료되거나 또는 경과되는 경우, 발전기는 공급되는 RF 에너지의 전압이 일정하게 되도록 조정한다(77). RF 에너지가 일정하게 홀딩되면, 발전기는, 계속해서 RF 에너지를 공급하면서(77), 미리 정의된 시간 기간 또는 홀딩 지속 기간 동안 모니터링하거나 또는 대기한다(78). 일단 홀딩 지속 기간이 만료되거나 또는 경과되면, 계속해서 RF 에너지를 공급하면서, 미리 정의된 시간 기간 또는 종료 지속 기간 동안 모니터링하거나 또는 대기한다(79). 종료 지속 기간이 만료되거나 또는 경과되면, 프로세스가 완료되거나 또는 종료 절차가 개시되거나 및/또는 발전기에 의해 공급되는 RF 에너지가 중지된다(81). 종료 지속 기간이 만료되지 않거나 또는 경과되지 않은 경우, 발전기는, 전력 상태 또는 문턱치가 미리 결정된 전력 문턱치 또는 값(142)에 도달하였거나 또는 그 이하로 떨어지는지 여부를 결정한다(80). 전력 상태 또는 문턱치가 도달되거나 또는 교차된 경우, 프로세스가 완료되거나 또는 종료 절차가 개시되거나 및/또는 발전기에 의해 공급되는 RF 에너지가 중지된다(81). 전력 상태 또는 문턱치가 도달되지 않거나 또는 교차되지 않는 경우, 발전기는, 전력 상태 및 종료 지속 기간 시간 기간을 모니터링하면서 계속해서 RF 에너지를 공급한다.

[0055] 다양한 실시예들에 있어서, 프로세스의 시작 이전에, 연결된 전기수술용 툴에 전달되는 저 전압 측정 신호를 통해 단락 또는 개방 상태를 결정하기 위하여 임피던스가 측정된다. 일 실시예에 있어서, 그래스핑된 조직이 전기수술용 툴의 동작 범위(예를 들어, 2-200Ω) 내에 속하는지 여부를 결정하기 위하여 수동 임피던스가 측정된다. 초기 임피던스 체크가 통과되는 경우, RF 에너지가 전기수술용 툴에 공급된다. 그 이후, 임피던스/저항은 측정되지 않거나 또는 무시된다.

[0056] 다양한 실시예들에 있어서, RF 에너지의 전압은, 전역 전압 세팅의, 또는 일 실시예에 있어서, 사용자 선택 레벨의 35-45%로부터 시작하여 최대 65-100%까지 램핑 방식으로 인가된다(74). 다양한 실시예들에 있어서, RF 에너지의 전압은, 1.5-4 초 동안, 예를 들어, 미리 결정된 제 2 시간 기간 동안, 35-40 볼트, 예를 들어, 미리 정의된 제 3 전압으로부터 시작하여 65-90 볼트, 예를 들어, 미리 정의된 제 4 전압까지 램핑 방식으로 인가된다. 다양한 실시예들에 있어서, 전압은, 미리 결정된 시간 기간 동안 및/또는 램프 전압의 말단, 예를 들어, 미리 정의된 제 4 전압과 동일하거나 또는 그 이하의 미리 정의된 전압보다 더 작거나 또는 이와 동일한 전압으로 일정하게 홀딩된다. 다양한 실시예들에 있어서, 이러한 시간 기간은 전압 스파이크에 대한 시간 기간들 및/또는 전압 램프에 대하여 미리 결정된 시간 기간보다 더 크다. 다양한 실시예들에 있어서, RF 에너지의 전압은, 전역 전압 세팅의, 또는 일 실시예에 있어서, 사용자 선택 레벨의 30-40%로부터 시작하여 최대 75-100%까지 전압 스파이크로서 인가된다(72). 다양한 실시예들에 있어서, RF 에너지의 전압은, 50-300ms 초 동안, 예를 들어, 미리 결정된 제 1 시간 기간 동안, 35-40 볼트, 예를 들어, 미리 정의된 제 1 전압으로부터 시작하여 75-90 볼트, 예를 들어, 미리 정의된 제 2 전압까지 전압 스파이크로서 인가된다.

[0057] 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.

[0058] 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.

[0059] 다양한 실시예들에 따르면, 발전기는, 동작 상태들을 인식하고 행동을 취하거나 또는 수행하기 위하여 전압, 전력, 전류 및/또는 위상의 모니터링되거나, 측정되거나 및/또는 계산된 값들, 예를 들어, 제어 지시자들을 사용한다. 다양한 실시예들에 있어서, 다른 측정치들 또는 문턱치들에 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) 듀티 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. 다양한 실시예들에 있어서, 후속 임피던스 또는 온도 체크들 또는 측정들은 부정확하거나 및/또는 비실용적인 것으로서 수행되지 않는다.

[0060] 다양한 실시예들에 있어서, 발전기는, 포지티브 또는 네거티브 경향에 대하여 위상, 전류 또는 전력 값을 각기 식별하기 위해 다수의 상태들, 제어 포인트들 또는 체크들을 사용한다. 발전기가 예상된 경향을 식별하지 않는 경우, 오류가 시그널링된다. 다중상태 체크들은, 상이한 유형들의 조직에 걸쳐 예상된 RF 출력 경향을 식별함에 있어서 발전기 분해능을 증가시키거나 또는 향상시킨다.

[0061] 다양한 실시예들에 있어서, 발전기는 또한, 연결된 전기수술용 툴이 전기적 개방 또는 단락 상태를 경험했는지 여부를 결정하기 위해 위상 또는 전류 및/또는 위상 또는 전류의 레이트를 모니터링한다. 일 예에 있어서, 발전기는, 인가되는 또는 공급되는 RF 에너지의 위상을 모니터링함으로써 연결된 전기수술용 기구의 전기적 단락 상태를 식별하며, 모니터링되는 위상이 미리 정의된 최대 위상 값보다 더 큰 경우, 전기적 단락 상태가 식별된다. 유사하게, 일 예에 있어서, 발전기는 인가되는 또는 공급되는 RF 에너지의 전류를 모니터링함으로써 연결된 전기수술용 기구의 전기적 개방 상태를 식별하며, 모니터링되는 전류가 미리 정의된 최소 전류보다 더 작은 경우, 전기적 개방 상태가 식별된다. 각각의 경우에 있어서 또는 경우들 둘 모두에 있어서, 개방 및/또는 단락 상태들의 발견 시에 발전기는 오류를 표시하며, 공급되고 있는 RF 에너지가 중단된다.

[0062] 다양한 실시예들에 있어서, 본 출원의 전체에 걸쳐 설명되는 바와 같은 미리 정의된 프로세스는 전기수술용 기구에 대한 플러그 및/또는 케이블 연결에 착탈가능하게 연결된 커넥터 내에 내장된 메모리 모듈 내로 로딩된다. 다양한 실시예들에 있어서, 디바이스 스크립트 또는 프로세스는 제조/조립 동안 디바이스 커넥터 내의 회로부 내로 하드와이어드되거나 또는 디바이스 커넥터 내에 포함된 어댑터 PCBA 상으로 프로그래밍된다. 스크립트 소스는 커스텀 텍스트-기반 언어로 작성되며, 그런 다음 스크립트 컴파일러에 의해 오직 발전기에 의해서만 판독가능한 스크립트 데이터베이스 파일 내로 컴파일링된다. 스크립트 파일은, 특정 전압(예를 들어, 100v(RMS)), 전류(예를 들어, 5000mA(RMS)), 및 전력 레벨(예를 들어, 300VA)을 출력하도록 발전기를 구성하기 위해 특별히 선택된 파라미터들을 포함한다. 다양한 실시예들에 있어서, 디바이스 키 프로그래머 디바이스는 스크립트 데이터베이스 파일을 판독하고, 그런 다음 이를 어댑터 PCBA의 메모리 내로 프로그래밍한다.

[0063] 이제 본원에서 설명된 다양한 실시예들에 따른 기구 또는 전기수술용 툴의 동작적 측면들 중 일부를 살펴보면, 일단 혈관 또는 조직 뭉치가 융합을 위해 식별되면, 제 1 및 제 2 조들(31, 33)이 조직 주위에 위치된다. 핸들(21)이 압착되고, 그럼으로써 조직을 효율적으로 그래스핑하기 위한 조들을 함께 피봇한다. 작동기는, 핸들(23)이 하우징(28)으로부터 멀리에 또는 이로부터 이격되어 위치된 상태에서 조들(22)이 개방 위치에 있는 제 1 또는 초기 위치를 갖는다.

[0064] 외과의에 의한 융합 버튼(29)의 눌림은 조들 사이의 조직에 대한 라디오 주파수 에너지의 인가를 야기한다. 일단 조직이 융합되면, 작동기는, 핸들이 릴리즈되고 고정식 하우징(28)으로부터 멀어지도록 이동됨으로써 재개방될 수 있다. 조들 사이의 조직을 커팅하기 위하여, 사용자는 블레이드 트리거(25)를 작동시킬 수 있다. 블레이드 트리거가 근위로 이동될 때, 커팅 블레이드가 원위로 이동하여 조들 사이의 조직을 분할한다. 외과의가 블레이드 트리거를 릴리즈할 때, 블레이드 스프링이 커팅 블레이드를 그것의 원래의 위치로 리셋한다. 다양한 실시예들에 따르면, 작동기는, 조들(22)이 폐쇄된 위치에 있으며, 이동식 핸들이 폐쇄되고 래치되며 블레이드 트리거가 커팅 블레이드를 그것의 최 원위 위치로 전진시키도록 눌려진, 커팅 위치를 갖는다.

[0065] 다양한 실시예들에 있어서, 조들이 폐쇄되거나 또는 근위 위치에 있지만 핸들이 언래치되는 중간 또는 언래치된 위치가 제공된다. 이와 같이, 핸들이 릴리즈되는 경우, 핸들은 그것의 원래 또는 초기 위치로 복귀할 것이다. 일 실시예에 있어서, 조들 사이에서 조직을 커팅하기 위하여 블레이드 트리거가 활성화되지 않을 수 있지만 조들 사이에서 조직을 융합시키기 위하여 융합 버튼 또는 스위치가 활성화될 수 있다. 다양한 실시예들에 있어서,

조들은 폐쇄된 또는 근접 위치에 있으며 핸들이 래치되는 래치된 위치가 제공된다. 이와 같이, 핸들이 릴리즈되는 경우, 핸들은 그것의 원래 또는 초기 위치로 복귀할 것이다. 일 실시예에 있어서, 폐쇄된 조들 사이에서 조직을 융합시키기 위하여 융합 버튼 또는 스위치가 활성화될 수 있거나 및/또는 조들 사이에서 조직을 커팅하기 위하여 블레이드 트리거가 활성화될 수 있다.

[0066] 설명된 바와 같이, 다양한 실시예들에 따르면, 전기수술용 기구는, 조들이 서로 이격되며 그에 따라 핸들이 또한 고정식 하우징으로부터 이격되는 제 1(개방) 상태를 갖는다. 따라서 기구는 조들 사이에 조직을 그래스핑하도록 위치된다. 기구의 제 2(중간) 상태에서, 조들은 조들 사이에 조직을 그래스핑하기 위하여 서로 인접하며, 유사하게 핸들 및 하우징이 서로 인접한다. 외과의는 조들을 개방함으로써 다시 제 1 상태로 돌아올 수 있으며, 그에 따라 조들이 다시 조직 또는 다른 조직을 그래스핑하도록 위치된다. 기구의 제 3(폐쇄) 상태에서, 핸들은 고정식 하우징에 더 가깝게 추가로 이동되며, 고정식 하우징에 래치된다. 제 3 상태로 이동되면, 조들 사이에 그래스핑된 조직이 블레이드 레버의 활성화를 통해 커팅될 수 있다. 핸들이 하우징에 래치되는 제 3 상태로의 이동은 의도하지 않게 조직을 릴리즈할 가능성을 감소시킨다. 또한, 의도하지 않은 조직의 커팅 또는 잘못된 조직 라인들을 따르는 것이 회피된다. 추가적으로, 이러한 상태는, RF 에너지의 활성화 이전에, 그 동안에 그리고 그 이후에 조들 사이의 조직 상에 일정하고 연속적이며 미리 정의된 압력 또는 압력의 범위가 인가되는 것을 가능하게 한다. 다양한 실시예들에 따르면, 핸들 및 조들이 적어도 제 2 상태에 있고 그리고 일단 융합 버튼이 외과의에 의해 활성화되면, RF 에너지의 인가가 발생할 수 있다.

[0067] 거짓(false) 판독들을 회피하기 위한 다양한 실시예들에 있어서, 전기수술용 발전기는 조직으로의 RF 에너지의 공급 동안 조직의 저항 또는 임피던스를 측정하지 않는다. 다양한 실시예들에 따르면, RF 에너지의 제어되고 효율적인 공급을 통하여 바이폴라 전기수술용 기구와 접촉하는 조직 또는 혈관들을 밀봉하기 위하여 열적 확산을 감소시키고, 효율적인 전력 전달을 제공하는 전기수술용 시스템이 제공된다.

[0068] 본 출원의 전체에 걸쳐 설명된 바와 같이, 전기수술용 발전기는 궁극적으로 연결된 전기수술용 기구에 RF 에너지를 공급한다. 전기수술용 발전기는 공급되는 RF 에너지가 특정 파라미터들을 초과하지 않는다는 것을 보장하며 고장들 또는 오류 상태들을 검출한다. 다양한 실시예들에 있어서, 전기수술용 기구는 수술 절차를 위하여 적절하게 RF 에너지를 인가하기 위해 사용되는 명령들 또는 로직을 제공한다. 전기수술용 기구는, 예를 들어, 전기수술용 발전기와 함께 기구의 동작을 지시하는 명령들 및 파라미터들을 갖는 메모리를 포함한다. 예를 들어, 간단한 경우에 있어서, 발전기는 RF 에너지를 공급할 수 있지만, 연결된 기구가 얼마나 많은 또는 얼마나 오랫동안 에너지가 인가될지를 결정한다. 그러나, 발전기는, 연결된 기구에 의해 지시되는 경우에도 RF 에너지의 공급이 설정 문턱치를 초과하는 것을 허용하지 않으며, 그럼으로써 잘못된 기구 명령에 대한 체크 또는 보장을 제공한다.

[0069] 이상에서 전반적으로 설명되고 이하에서 더 상세하게 설명되는 바와 같이, 다양한 전구수술용 기구들, 툴들 또는 디바이스들이 본원에서 설명되는 전기수술용 시스템들에서 사용될 수 있다. 예를 들어, 전기수술용 그래스퍼들, 가위, 핀셋들, 프로브들, 바늘들, 및 본원에서 논의되는 측면들 중 하나, 일부, 또는 전부를 통합하는 다른 기구들이 전기수술용 시스템에서 다양한 이점들을 제공할 수 있다. 다양한 전기수술용 기구들 및 발전기 실시예들 및 이들의 조합들이 본 출원 전체에 걸쳐 논의된다. 본 출원의 전체에 걸쳐 전반적으로 논의되는 특징들 중 하나, 일부, 또는 전부는 이하에서 논의되는 기구들, 발전기들 및 이들의 조합들의 실시예들 중 임의의 실시예 내에 포함될 수 있는 것으로 여겨진다. 예를 들어, 설명되는 기구들의 각각은 이상에서 설명된 바와 같은 발전기와의 상호작용을 위해 메모리를 포함하는 것 및 이의 역이 바람직할 수 있다. 그러나, 다른 실시예들에 있어서, 설명된 기구들 및/또는 발전기들은 기구 메모리의 상호작용 없이 표준 바이폴라 라디오 주파수 전원과 상호작용하도록 구성될 수 있다. 또한, 설명을 용이하게 하기 위하여 다양한 실시예들이 모듈들 및/또는 블록들과 관련하여 설명될 수 있지만, 이러한 모듈들 및/또는 블록들은, 하나 이상의 하드웨어 컴포넌트들, 예를 들어, 프로세서들, 디지털 신호 프로세서(Digital Signal Processor; DSP)들, 프로그램가능 로직 디바이스(Programmable Logic Device; PLD)들, 애플리케이션 특정 집적 회로(Application Specific Integrated Circuit; ASIC)들, 회로들, 레지스터들 및/또는 소프트웨어 컴포넌트들, 예를 들어, 프로그램들, 서브루틴들, 로직 및/또는 하드웨어 및 소프트웨어 컴포넌트들의 조합들에 의해 구현될 수 있다. 유사하게, 이러한 소프트웨어 컴포넌트들은 하드웨어 컴포넌트들 또는 이들의 조합과 상호교환되거나 또는 이의 역일 수 있다.

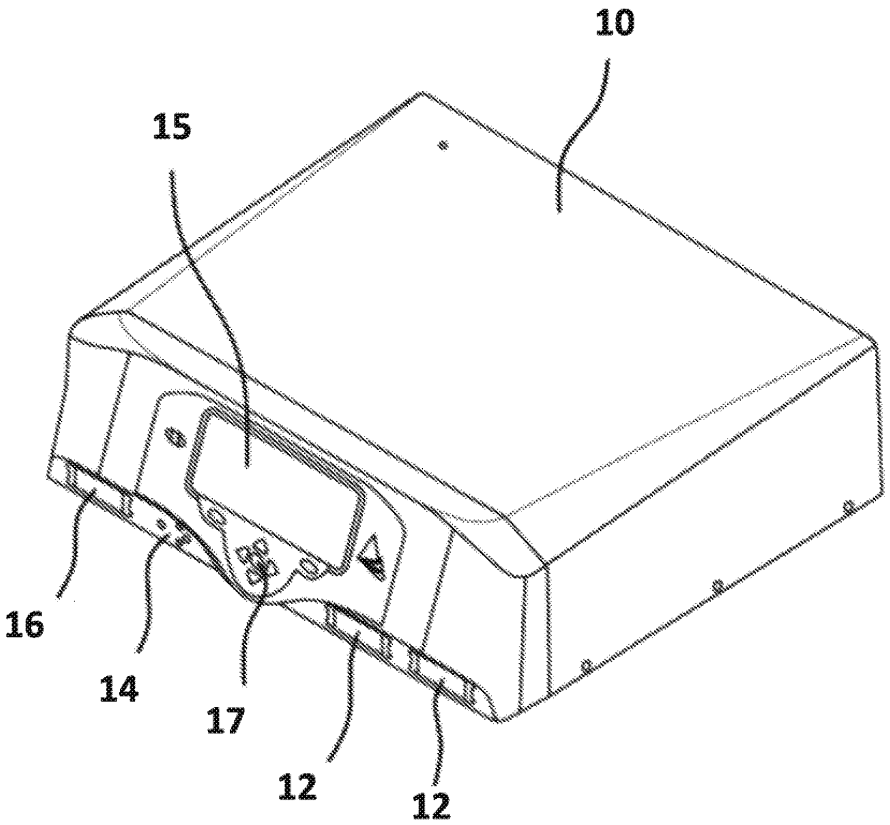
[0070] 전기수술용 유닛, 기구들, 및 그들 사이의 연결들, 및 그들의 동작들 및/또는 기능성들의 추가적인 예들은, "Electrosurgical System"이라는 명칭으로 2009년 04월 01일자로 출원된 미국 특허 출원 제12/416,668호; "Electrosurgical System"이라는 명칭으로 2009년 04월 01일자로 출원된 미국 특허 출원 제12/416,751호;"Electrosurgical System"이라는 명칭으로 2009년 04월 01일자로 출원된 미국 특허 출원 제12/416,695호;

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

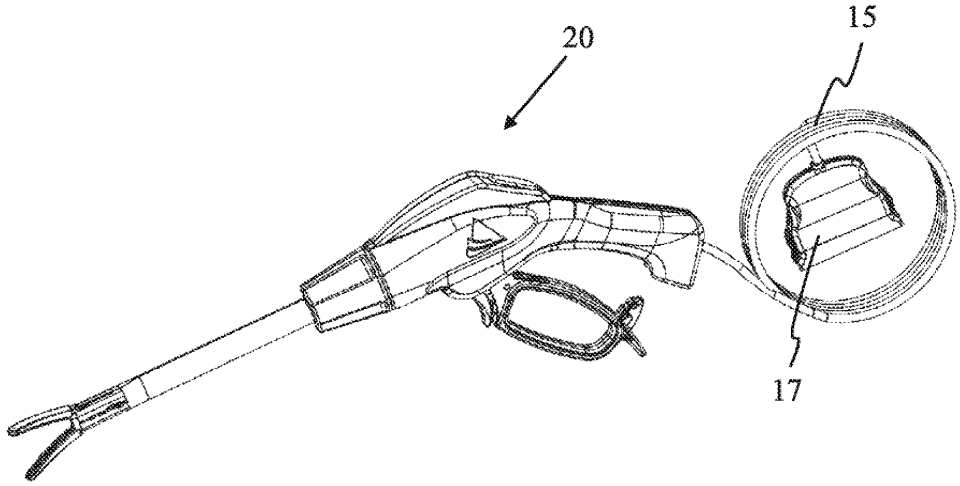
[0071] 이상의 설명은, 임의의 당업자가 본원에서 설명된 수술용 디바이스들을 만들고 사용하며 방법들을 수행하는 것을 가능하게 하기 위하여 제공되며, 본 발명자들에 의해 고려된 그들의 발명들을 수행하는 최적 모드들을 기술한다. 그러나, 다양한 수정예들은 당업자들에게 명백하게 남아 있을 것이다. 이러한 수정예들은 본 발명의 범위 내에 속하도록 고려된다. 추가적으로, 이러한 실시예들의 상이한 실시예들 또는 측면들은 다양한 도면들에서 도시되고 본 명세서 전체에 걸쳐 설명될 수 있다. 그러나, 개별적으로 도시되거나 또는 설명된 각각의 실시예 및 그 측면들은, 명백히 달리 표현되지 않는 한, 다른 실시예들 중 하나 이상 및 그들의 측면들과 조합될 수 있다는 것을 주의해야만 한다. 각각의 조합이 명백하게 기술되지 않는 것은 단지 본 명세서의 가독성을 용이하게 하기 위한 것이다. 또한, 본 발명의 실시예들은 모든 사항들에 있어서 제한적인 것이 아니라 예시적인 것으로서 간주되어야만 한다.

도면

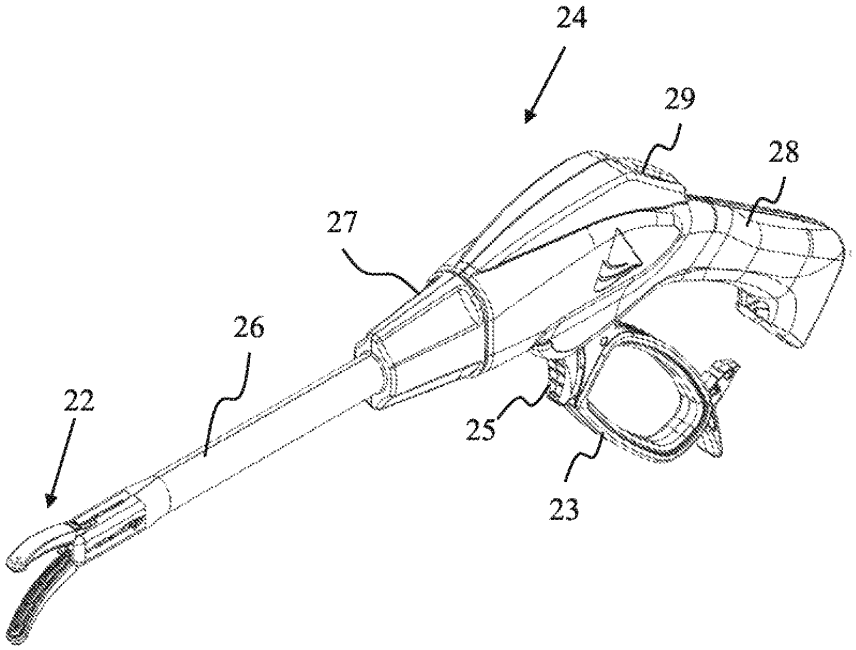
도면1



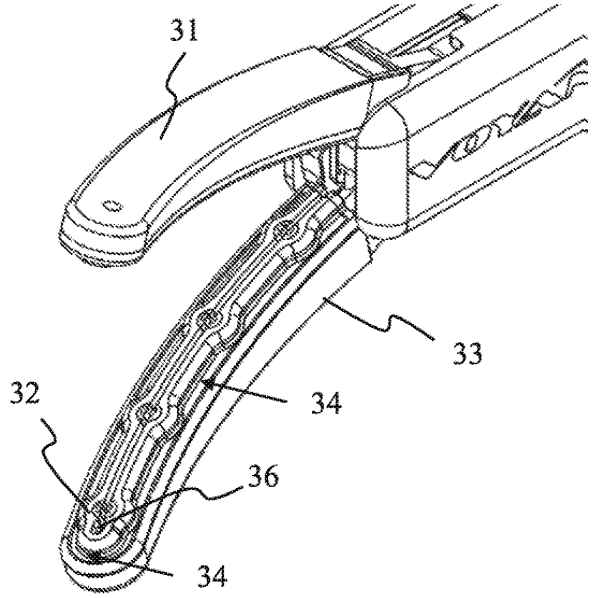
도면2



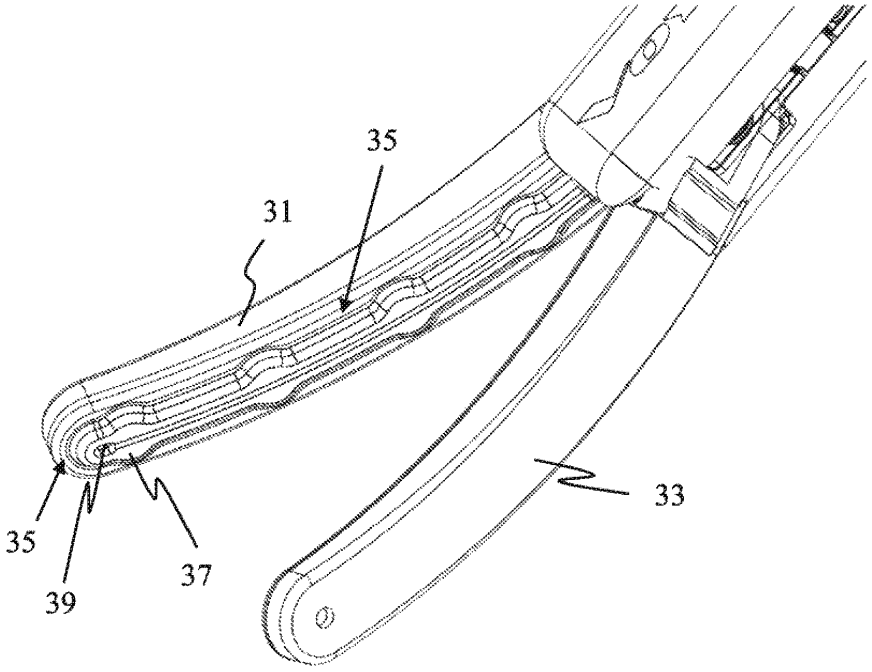
도면3



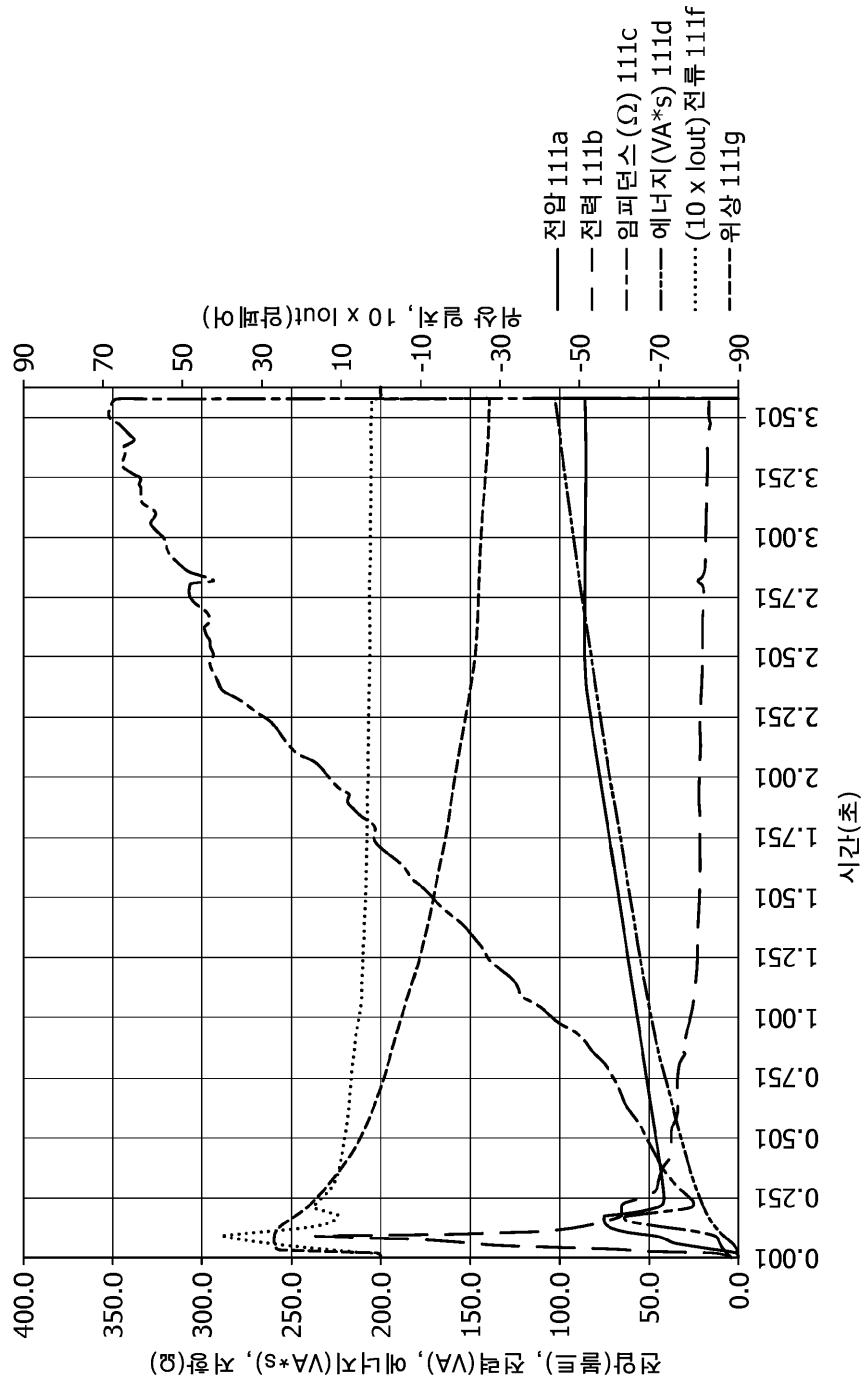
도면4



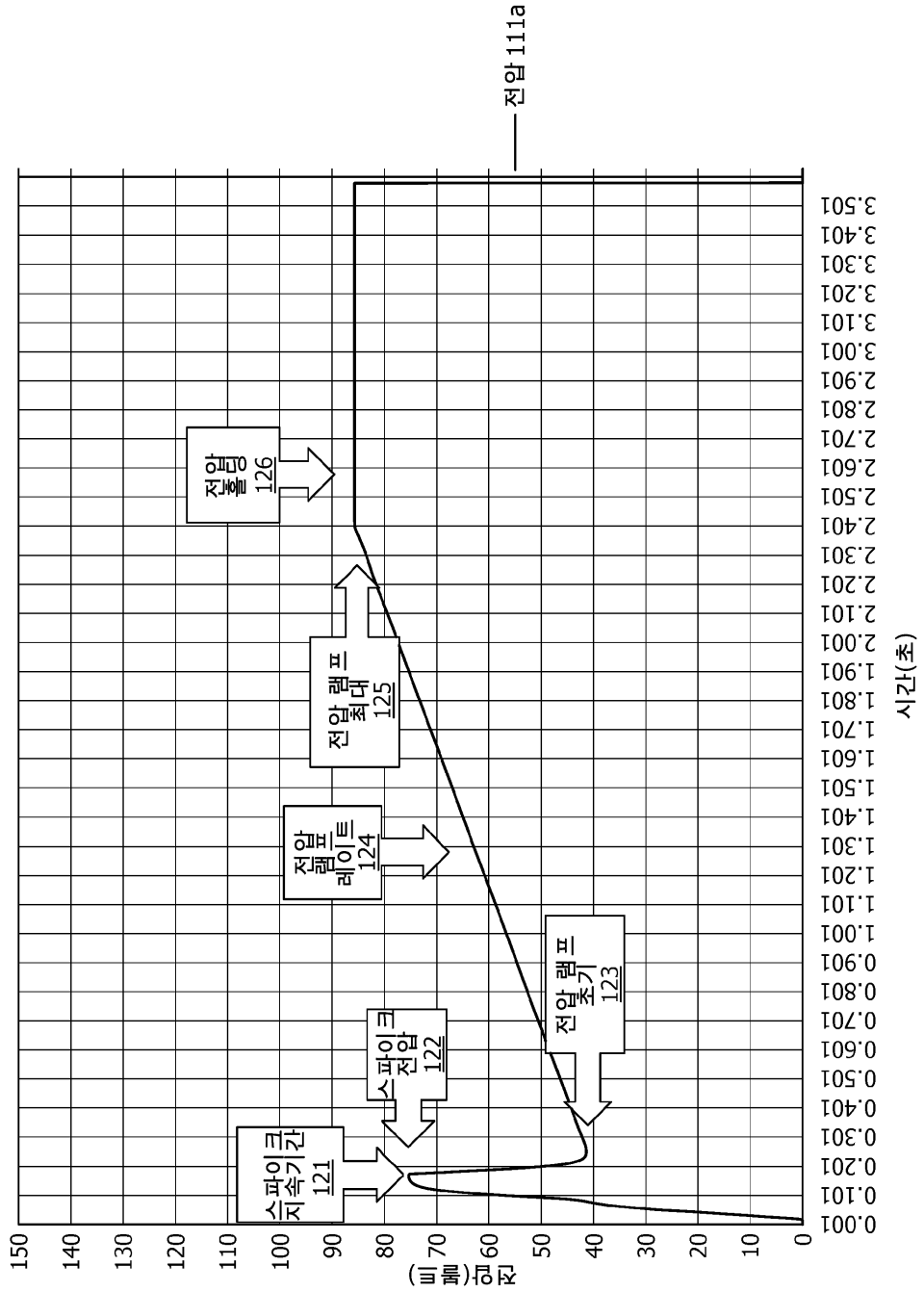
도면5



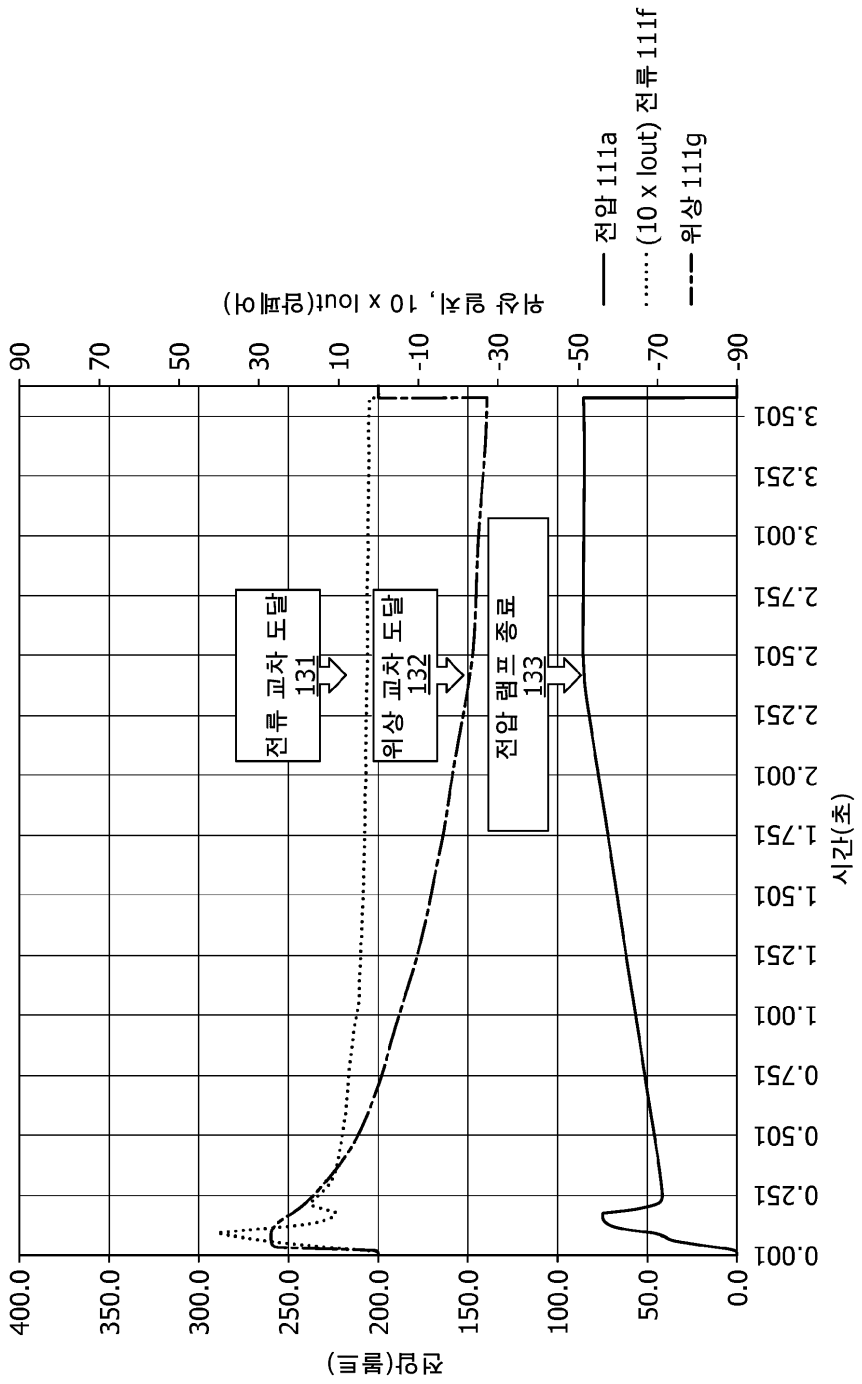
도면6


전압 111a
전력 111b
임피던스 (Ω) 111c
에너지(VA*s) 111d
(10 x Iout) 전류 111f
위상 111g
위상 일치, 10 x Iout(암페어)
전압(볼트), 전력(VA), 에너지(VA*s), 저항(Ω)
시간(초)
0.001
0.251
0.501
0.751
1.001
1.251
1.501
1.751
2.001
2.251
2.501
2.751
3.001
3.251
3.501
400.0
350.0
300.0
250.0
200.0
150.0
100.0
50.0
0.0
90
70
50
30
10
-10
-30
-50
-70
-90

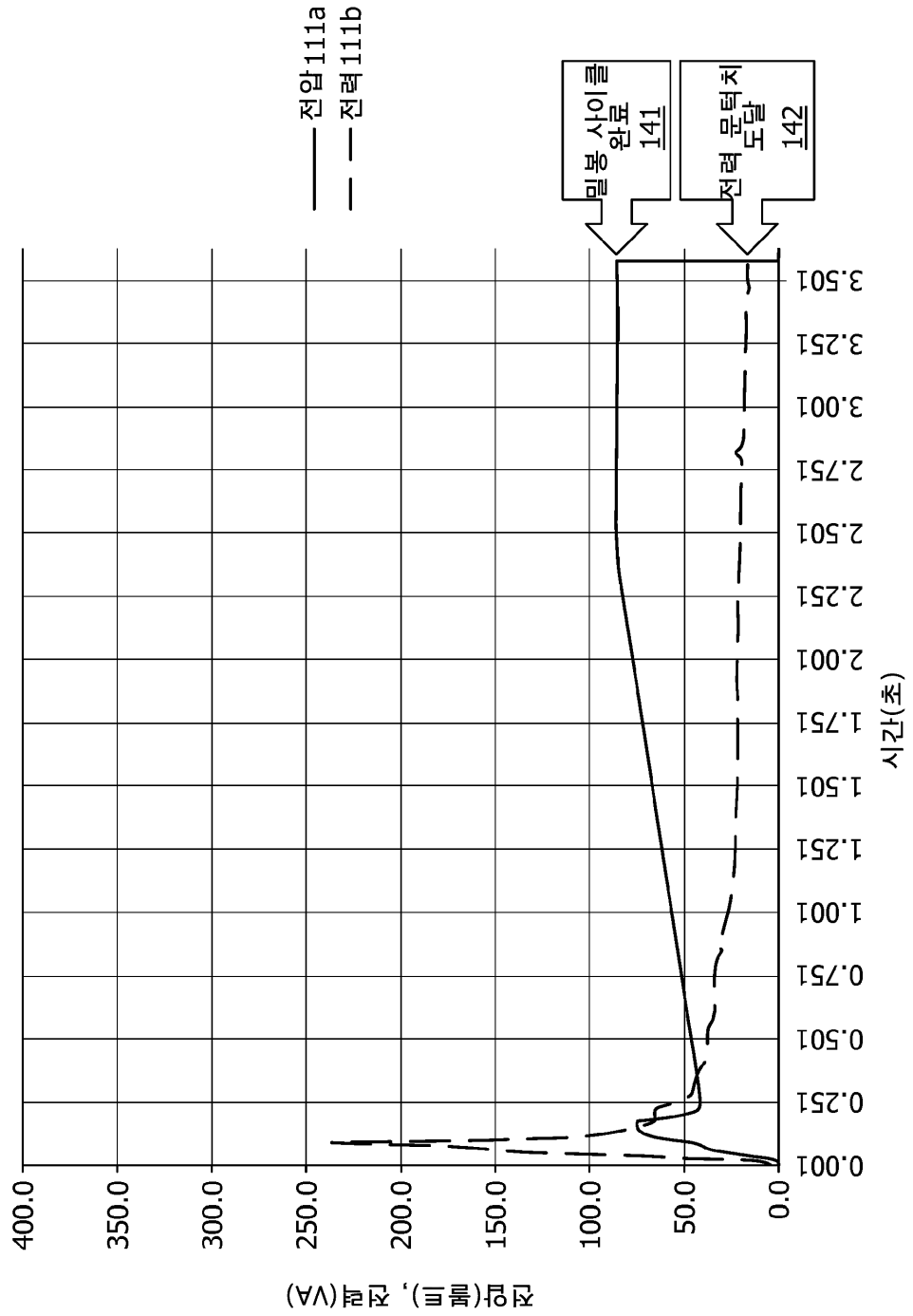
도면7


전압 111a
전압(볼트)
시간(초)
0
10
20
30
40
50
60
70
80
90
100
110
120
130
140
150
0.001
0.101
0.201
0.301
0.401
0.501
0.601
0.701
0.801
0.901
1.001
1.101
1.201
1.301
1.401
1.501
1.601
1.701
1.801
1.901
2.001
2.101
2.201
2.301
2.401
2.501
2.601
2.701
2.801
2.901
3.001
3.101
3.201
3.301
3.401
3.501
스파이크 지속기간 121
스파이크 전압 122
전압 램프 초기 123
전압 레벨이트 124
전압 램프 최대 125
전압 출력 126

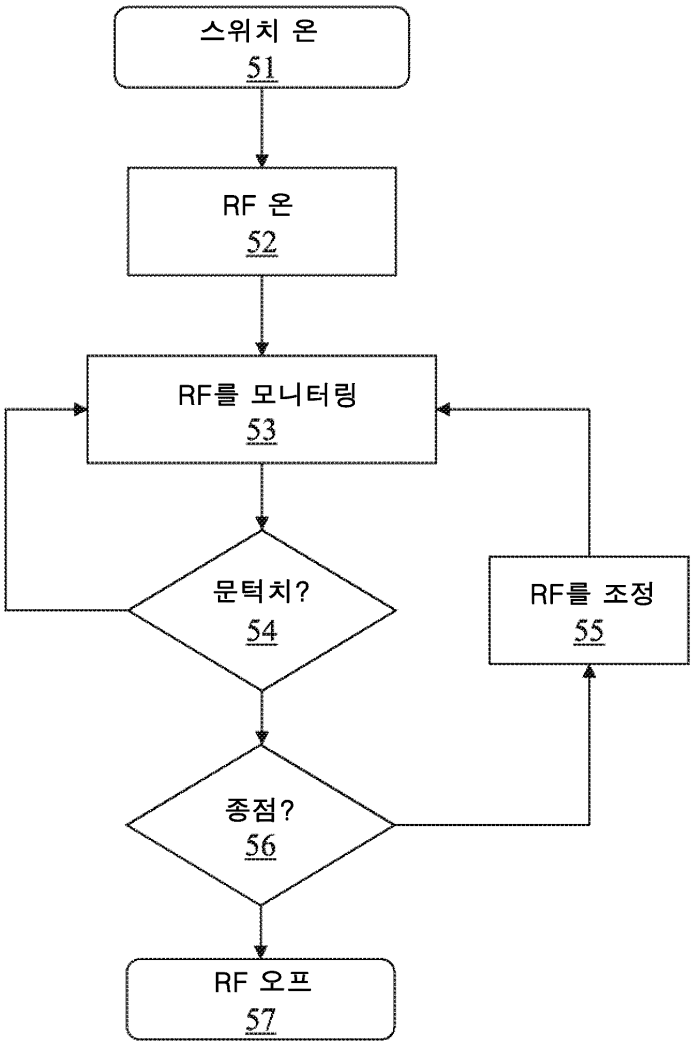
도면8


전압 111a
(10 x Iout) 전류 111f
위상 111g
위상 일치, 10 x Iout(암페어)
전압(볼트)
시간(초)
전류 교차 도달
131
위상 교차 도달
132
전압 램프 종료
133

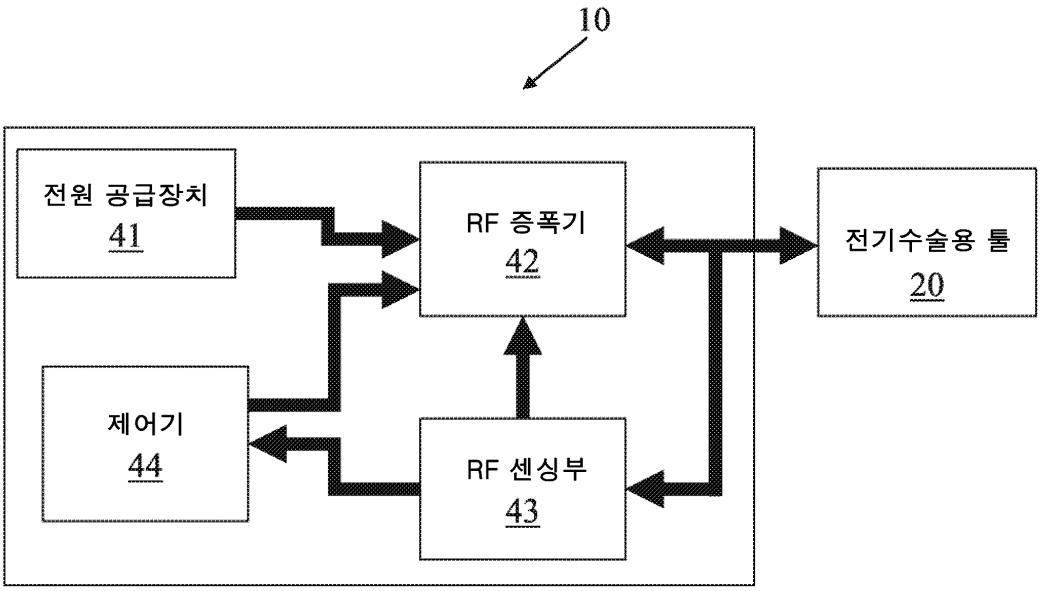
도면9


전압 111a
전력 111b
밀봉 사이클 완료 141
전력 문턱치 도달 142
0.001
0.251
0.501
0.751
1.001
1.251
1.501
1.751
2.001
2.251
2.501
2.751
3.001
3.251
3.501
시간(초)
400.0
350.0
300.0
250.0
200.0
150.0
100.0
50.0
0.0
전압(볼트), 전력(VA)

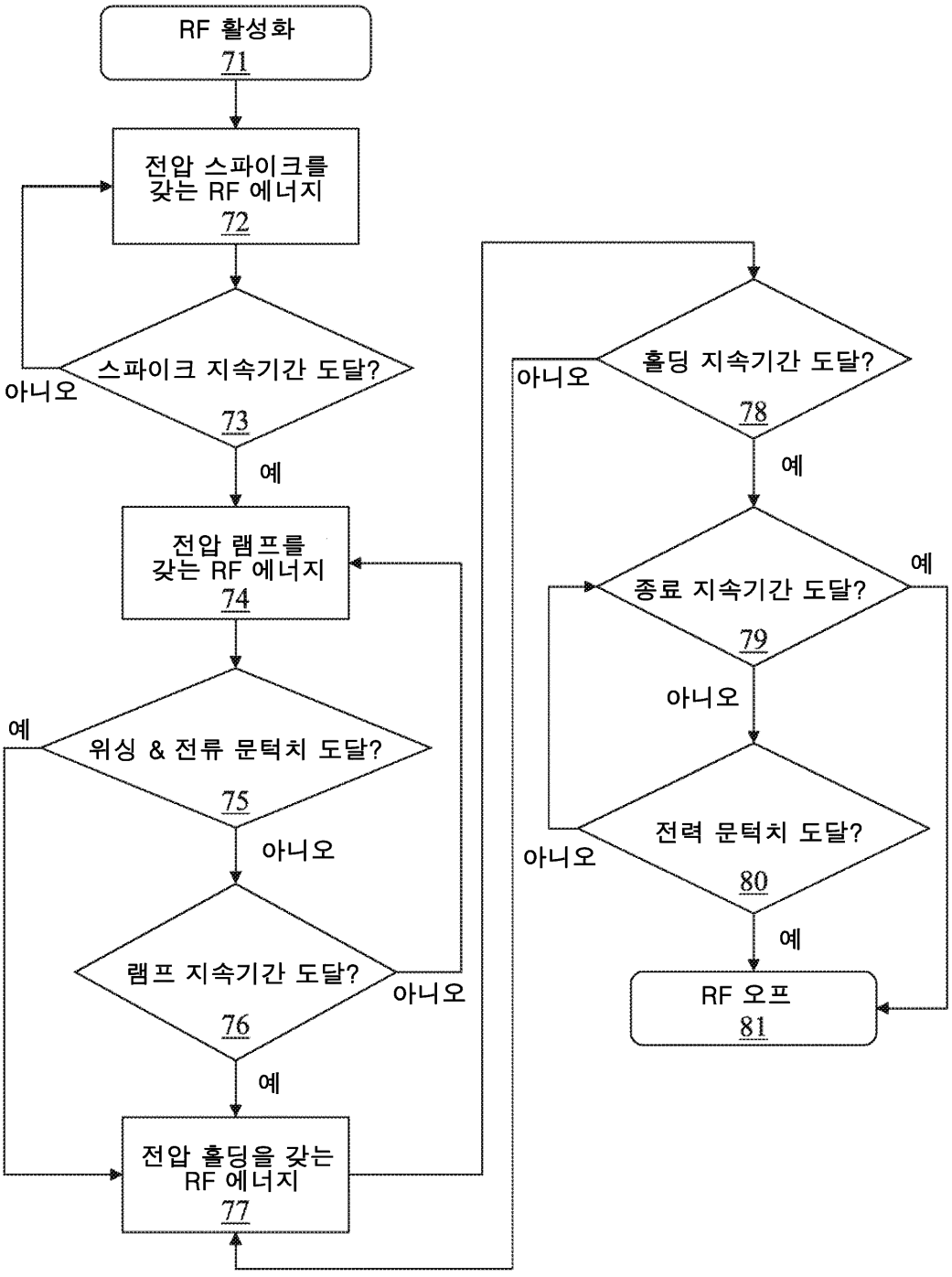
도면10


스위치 온
51
RF 온
52
RF를 모니터링
53
문턱치?
54
RF를 조정
55
종점?
56
RF 오프
57

도면11


10
전원 공급장치
41
RF 증폭기
42
전기수술용 툴
20
제어기
44
RF 센싱부
43

도면12


RF 활성화
71
전압 스파이크를 갖는 RF 에너지
72
스파이크 지속기간 도달?
73
아니오
예
전압 램프를 갖는 RF 에너지
74
위싱 & 전류 문턱치 도달?
75
예
아니오
램프 지속기간 도달?
76
아니오
예
전압 홀딩을 갖는 RF 에너지
77
홀딩 지속기간 도달?
78
아니오
예
종료 지속기간 도달?
79
예
아니오
전력 문턱치 도달?
80
아니오
예
RF 오프
81