(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2022-0122732
(43) 공개일자 2022년09월02일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 18/12 (2006.01) *A61B 18/00* (2022.01)
A61B 18/14 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 18/1233 (2013.01)
A61B 18/1445 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2022-7026354
(22) 출원일자(국제) 2020년12월30일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2022년07월28일
(86) 국제출원번호 PCT/US2020/067540
(87) 국제공개번호 WO 2021/138472
국제공개일자 2021년07월08일
(30) 우선권주장
62/955,758 2019년12월31일 미국(US)

(71) 출원인
어플라이드 메디컬 리소시스 코포레이션
미국 92688 캘리포니아 란초 산타 마가리타 아베니다 엠프레사 22872
(72) 발명자
포프, 리안
미국 92688 캘리포니아 란초 마가리타 아베니다 엠프레사 22872
브로드스키, 멜리사
미국 92688 캘리포니아 란초 마가리타 아베니다 엠프레사 22872
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인에이아이피

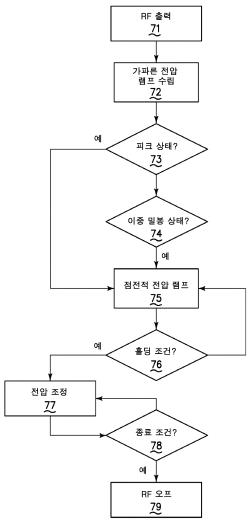
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 **조직 및 최대 전류 식별을 이용하는 전기수술용 시스템**

(57) 요 약

전기수술용 시스템이 제공되며, 이는 전기수술용 기구 및 전기수술용 발전기를 포함한다. 전기수술용 시스템은 밀봉 프로세스를 겪는 조직에 대한 정보를 계산하기 위해 밀봉 프로세스를 겪는 조직에 대한 정보를 획득하며, 전기수술용 발전기로부터 전기수술용 기구에 제공되는 RF 에너지를 실시간으로 수정한다. 이러한 방식으로, 전기수술용 시스템은 RF 에너지의 공급을 관리하여 상이한 유형들의 조직을 최적으로 밀봉한다. 전기수술용 기구는 RF 에너지를 사용하여 조직을 밀봉하도록 구성된다.

대 표 도 - 도5



(52) CPC특허분류
A61B 2018/0063 (2013.01)
A61B 2018/00666 (2013.01)
A61B 2018/0072 (2013.01)
A61B 2018/00827 (2013.01)
(72) 발명자
로드리게즈, 빈센트
미국 92688 캘리포니아 란초 마가리타 아베니다 엠프레사 22872
마부트, 몰리
미국 78108 텍사스 셔츠 세크리테리아트 드라이브 575
시아존, 케빈
미국 92688 캘리포니아 란초 마가리타 아베니다 엠프레사 22872
쾰러, 에밀리
미국 92688 캘리포니아 란초 마가리타 아베니다 엠프레사 22872

명 세 서

청구범위

청구항 1

조직을 융합하거나 또는 밀봉하기 위한 전기수술용 시스템으로서,

전기수술용 기구로서,

밀봉되는 조직을 파지하고, 및

파지된 조직의 영역으로 RF 에너지를 송신하도록 구성되며, 송신되는 RF 에너지는 상기 파지된 조직을 융합하거나 또는 밀봉하도록 구성되는, 상기 전기수술용 기구; 및

상기 전기수술용 기구에 연결되는 전기수술용 발전기를 포함하고, 상기 전기수술용 발전기는 상기 조직을 밀봉하기 위해 사용되는 RF 에너지를 상기 전기수술용 기구에 공급하며, 상기 전기수술용 발전기는,

상기 전기수술용 기구에 의해 파지된 조직과 연관된 전류를 측정하도록 구성된 복수의 센서들로서, 측정되는 전류는 상기 전기수술용 기구에 의해 상기 조직에 송신되는 RF 에너지에 응답하는, 상기 복수의 센서들,

RF 증폭기로서,

제어기에 의해 지시된 바와 같이 RF 에너지의 양을 생성하고, 및

생성된 RF 에너지를 상기 전기수술용 기구로 송신하도록 구성되는, 상기 RF 증폭기; 및

제어기를 포함하며, 상기 제어기는,

상기 복수의 센서들로부터 미리-결정된 시간 기간 동안 상기 측정된 전류를 수신하고,

최대 전류 값 및 상기 미리-결정된 시간 기간에 걸쳐 상기 측정된 전류로부터 최대 전류 값이 발생한 때를 식별하며,

상기 조직과 연관된 상이한 조건들 또는 상태들을 특징짓기 위해 사용되는 복수의 임계치들을 상기 최대 전류 값에 기초하여 생성하되, 각각의 상이한 조건 또는 상태는 파지된 상기 조직을 융합하거나 또는 밀봉하기 위해 얼마나 많은 RF 에너지가 필요한지를 지시하고,

상기 복수의 센서들로부터 후속 전류 측정들을 수신하며, 및

상기 복수의 임계치들 중 하나 이상을 크로스(cross)하는 상기 후속 전류 측정들에 기초하여 생성되는 RF 에너지를 수정하도록 상기 RF 증폭기에 지시하도록 구성되며, 상기 RF 에너지는 융합 또는 밀봉을 겪는 상기 조직의 조건 또는 상태에 대응하여 생성되는, 전기수술용 시스템.

청구항 2

청구항 1에 있어서,

생성된 상기 복수의 임계치들은 상기 전기수술용 기구에 의해 파지된 상기 조직의 유형, 부피, 또는 두께, 사용되는 전기수술용 기구의 유형, 또는 수행되는 수술 절차 중 하나 이상에 기초하는, 전기수술용 시스템.

청구항 3

청구항 1에 있어서,

상기 RF 에너지의 수정은 상기 RF 증폭기에 의해 생성되는 상기 RF 에너지의 전압, 전류, 또는 전력 중 하나 이상을 조절하는 것을 포함하는, 전기수술용 시스템.

청구항 4

청구항 1에 있어서,

상기 전기수술용 시스템은 디스플레이를 더 포함하며, 상기 디스플레이는 상기 전기수술용 발전기와 연관된 정보를 디스플레이하도록 구성되는, 전기수술용 시스템.

청구항 5

청구항 4에 있어서,

상기 디스플레이는, 현재 RF 에너지 출력 및 상기 현재 RF 에너지 출력과 연관된 하나 이상의 파라미터들을 포함하는 상기 전기수술용 발전기의 상태를 디스플레이하도록 구성되는, 전기수술용 시스템.

청구항 6

청구항 4에 있어서,

상기 디스플레이는 상기 전기수술용 발전기에 연결된 상기 전기수술용 기구의 상태를 디스플레이하도록 구성되는, 전기수술용 기구.

청구항 7

청구항 1에 있어서,

상기 전기수술용 시스템은, 상기 전기수술용 발전기의 하나 이상의 동작들을 제어하는 사용자 입력을 수신하도록 구성된 사용자 인터페이스를 더 포함하는, 전기수술용 기구.

청구항 8

청구항 1에 있어서,

상기 전기수술용 기구는 상태 정보를 사용자에게 디스플레이하는 표시기를 더 포함하며, 상기 표시기는 오디오, 촉각적, 또는 시각적 표시기들 중 하나 이상을 포함하는, 전기수술용 기구.

청구항 9

조직을 융합하거나 또는 밀봉하기 위한 전기수술용 시스템으로서,

전기수술용 기구로서,

밀봉되는 조직을 파지하고, 및

파지된 조직의 영역으로 RF 에너지를 송신하도록 구성되며, 송신되는 RF 에너지는 상기 파지된 조직을 융합하거나 또는 밀봉하도록 구성되는, 상기 전기수술용 기구; 및

상기 전기수술용 기구에 연결되며, RF 에너지를 상기 전기수술용 기구에 공급하도록 구성되는 전기수술용 발전기를 포함하며, 상기 전기수술용 발전기는,

미리-결정된 시간 기간 동안 파지된 상기 조직과 연관된 적어도 하나의 특성을 측정하도록 구성되는 적어도 하나의 센서,

상기 전기수술용 기구에 대해 RF 에너지의 양을 생성하도록 구성되는 RF 증폭기, 및

제어기를 포함하며, 상기 제어기는,

상기 적어도 하나의 센서에 의해 측정된 상기 적어도 하나의 특성에 기초하여 복수의 임계치들을 계산하고,

적어도 하나의 임계치가 상기 적어도 하나의 센서로부터의 후속 측정들에 의해 크로스되었다는 것을 결정하며, 및

상기 적어도 하나의 임계치가 크로스되는 것에 응답하여 생성되는 상기 RF 에너지를 수정하도록 상기 RF 증폭기에 지시하도록 구성되는, 전기수술용 시스템.

청구항 10

청구항 9에 있어서,

상기 적어도 하나의 센서에 의해 측정되는 상기 적어도 하나의 특성은, 파지된 상기 조직에 대해 현재 생성되고 있는 상기 RF 에너지와 연관된 전류 또는 전압을 측정하는 것, 상기 RF 에너지의 전력 측정을 계산하는 것, 또는 상기 전기수술용 발전기로부터 상기 조직을 파지하고 있는 상기 전기수술용 기구로의 상기 RF 에너지의 공급 또는 공급 동안 RF 출력 전압과 RF 출력 전류 사이의 위상각 또는 차이를 계산하는 것을 포함하는, 전기수술용 시스템.

청구항 11

청구항 9에 있어서,

상기 복수의 임계치들은 융합 또는 밀봉을 겪는 상기 조직의 상이한 상태들에 대응하는, 전기수술용 시스템.

청구항 12

청구항 11에 있어서,

상기 상이한 상태들 중 하나는 상기 조직이 건조점에 도달한 때를 포함하는, 전기수술용 시스템.

청구항 13

청구항 11에 있어서,

상기 상이한 상태들 중 하나는, 상기 조직이 이전에 밀봉되었다는 것 또는 반복 밀봉이라는 것을 결정하는 것을 포함하는, 전기수술용 시스템.

청구항 14

청구항 9에 있어서,

상기 제어기는, 상기 임계치들 중 적어도 하나가 크로스되었는지 여부를 결정하는 것과 상기 전기수술용 기구에 대해 생성되는 상기 RF 에너지를 수정하도록 상기 RF 증폭기에 지시하는 것 사이에 미리-결정된 시간 기간 동안 지연을 구현하는, 전기수술용 시스템.

청구항 15

청구항 9에 있어서,

상기 제어기는 추가로, 상기 복수의 임계치들 중 하나가 크로스될지 여부를 예측하기 위해 상이한 미리-결정된 시간 기간들 동안 상기 적어도 하나의 센서로부터 획득되는 파라미터의 측정들에서의 변화를 계산하는, 전기수

술용 시스템.

청구항 16

청구항 9에 있어서,

상기 RF 증폭기는 초기에 초기 시간 기간 동안 램핑 방식으로 RF 에너지를 생성하며, 상기 적어도 하나의 센서는 상기 초기 시간 기간 동안 RF 출력 피크에 대응하는 최대 값 또는 피크에 대한 적어도 하나의 특성을 모니터링하는, 전기수술용 시스템.

청구항 17

청구항 16에 있어서,

상기 램핑 방식은 융합되거나 또는 밀봉되는 조직의 유형에 기초하는, 전기수술용 시스템.

청구항 18

청구항 17에 있어서,

상기 RF 에너지의 초기 생성을 위한 상기 램핑 방식은 500 ms의 미리 정의된 시간 기간에 걸쳐 35 V의 초기 미리 정의된 값 대 45 V의 최대 값에 대응하는, 전기수술용 시스템.

청구항 19

청구항 9에 있어서,

상기 전기수술용 시스템은, 조직의 충분한 양이 상기 전기수술용 기구에 의해 파지되었는지 여부를 검출하는 것을 더 포함하며, 상기 검출은,

상기 전기수술용 기구에 대해 상기 전기수술용 발전기에서 낮은 전압 측정 신호를 생성하는 동작으로서, 상기 낮은 전압 측정 신호는 상기 조직으로 송신되는, 동작,

상기 전기수술용 기구에서 송신된 낮은 전압 측정 신호와 연관된 파지된 상기 조직의 임피던스를 측정하는 동작, 및

측정된 임피던스가 동작 범위 내에 있는지 여부를 결정하는 동작에 의해 수행되는, 전기수술용 시스템.

청구항 20

에너지 생성을 관리하기 위한 방법을 수행하기 위해 프로세서에 의해 실행가능한 프로그램이 구현된 메모리 모듈을 갖는 전기수술용 발전기로서, 상기 방법은,

미리-결정된 시간 기간 동안 전기수술용 기구에 의해 파지된 조직에 대한 센서 데이터를 수신하는 단계;

수신된 센서 데이터에 기초하여 상기 전기수술용 발전기에 의해 생성되는 에너지의 양을 수정하도록 구성된 하나 이상의 임계 조건들을 생성하는 단계;

후속 센서 데이터를 수신하는 단계;

후속하여 수신된 센서 데이터가 상기 하나 이상의 임계 조건들 중 적어도 하나를 충족시킨다는 것을 결정하는 단계; 및

충족된 상기 하나 이상의 임계 조건들에 기초하여 상기 전기수술용 발전기에 의해 생성되는 에너지의 양을 수정하는 단계를 포함하는, 전기수술용 발전기.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 관련 출원들에 대한 상호 참조

[0002] 본 출원은 "Electrosurgical System with Tissue and Maximum Current Identification"이라는 명칭으로 2019년 12월 31일자로 출원된 미국 가특허 출원 일련 번호 제62/955,758호의 이익 및 이에 대한 우선권을 주장하며, 이러한 출원은 그 전체가 본원에 참조로서 포함된다.

[0003] 기술분야

[0004] 본 출원은 전반적으로 전기수술용 시스템들 및 방법들에 관한 것이다. 특히, 본 출원은 조직 및 최대 전류 식별을 이용하는 전기수술용 시스템에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0005] 전기수술용 디바이스들 및 기구들은 상이한 수술 작업을 수행하기 위해 전기 에너지를 사용하도록 구성된다. 예를 들어, 전기수술용 기구들은 하나 이상의 전극들을 포함하는 그래스퍼들, 가위, 핀셋들, 블레이드들, 및/또는 바늘들을 포함할 수 있다. 이러한 전기수술용 디바이스들 및 기구들은 전기수술 발전기로부터 전기 에너지를 공급받을 수 있다. 전기 에너지는 그 후 조직을 응고시키거나, 융합하거나 및/또는 커팅하기 위해 전기수술 기구에 의해 사용될 수 있다.

[0006] 전기수술용 기구들은 전형적으로 2개의 분류들: 모노폴라(monopolar) 및 바이폴라(bipolar) 내에 속한다. 모노폴라 전기수술용 기구들은, 별도의 복귀 전극이 환자에 전기적으로 결합되는 동안 높은 전류 밀도로 전기수술용 기구 상의 하나 이상의 전극들에 전기 에너지를 공급한다. 모노폴라 전기수술용 기구들은 전류 밀도를 최소화하도록 설계된다. 모노폴라 전기수술용 기구들은 또한 특정 절차에서 유용할 수 있지만, 전기적 화상들과 같은 특정 유형의 환자 부상들의 위험을 포함할 수 있다. 환자의 부상들은 적어도 부분적으로 복귀 전극의 기능에 기인할 수 있다. 대조적으로, 바이폴라 전기수술용 기구는 제1 극성의 전기 에너지의 소스에 전기적으로 결합되는 하나 이상의 전극들 및 제1 극성과 반대인 제2 극성의 전기 에너지의 소스에 전기적으로 결합되는 하나 이상의 다른 전극들을 사용한다. 이러한 방식으로, 바이폴라 전기수술용 기구는 (모노폴라 전기수술용 기구들의 상황에서와 같이) 별도의 복귀 전극 없이 동작하도록 구성되고, 따라서 모노폴라 전기수술용 기구들에 비해 감소된 위험으로 포커싱된 조직 영역에 전기 신호를 전달할 수 있다.

[0007] 바이폴라 전기수술용 기구들을 사용하는 비교적 포커싱된 수술 효과에도 불구하고, 수술 결과들은 여전히 전기수술용 디바이스들 및 기구들을 사용하는 사용자(예를 들어, 외과의)의 기술에 매우 의존할 수 있다. 예를 들어, 열 조직 손상 및 괴사는, 전기 에너지가 비교적 긴 지속 기간 동안 조직의 영역에 전달되는 경우 또는 비교적 높은-전력의 전기 신호가 짧은 지속 기간 동안에도 조직에 전달되는 경우에 발생할 수 있다. 조직이 전달된 전기 에너지를 통해 희망되는 융합, 밀봉 및/또는 커팅 효과를 달성할 레이트(rate)는 조직(예를 들어, 유형, 부피), 전기수술용 기구에 의해 조직에 인가되는 압력, 조직의 현재 상태 및/또는 사용되는 전기수술용 기구와 같은 다양한 상이한 인자들에 기초하여 변할 수 있다. 따라서, 전기수술용 기구(예를 들어, 모노폴라 또는 바이폴라 전기수술용 기구)를 통해 파지(grasp)된 조합된 조직 유형들의 덩어리가 얼마나 빨리 밀봉될 것인지를 전기수술용 기구의 사용자(예를 들어, 외과의)(예를 들어, 심지어 숙련되고 경험이 있는 사람)가 시각적으로 평가하는 것은 어려울 수 있다. 또한, 사용자(예를 들어, 외과의)가 전술한 동일한 인자(예를 들어, 조직 유형, 조직 부피, 압력, 조직의 상태 및/또는 사용되는 전기수술용 기구)에 기초하여 전기수술용 발전기에 의해 생성되는 전기 에너지를 조정하는 것이 어려울 수 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

과제의 해결 수단

[0008] 다양한 실시예들에 따르면, 조직에 인가되는 RF 에너지를 자동으로 수정하기 위해 밀봉 프로세스를 겪는 조직에 관한 다양한 정보를 모니터링하도록 구성되는 전기수술용 시스템이 제공된다. 이러한 방식으로, 전기수술용 시

스템은, RF 에너지가 생성되고 전기수술용 발전기로부터 전기수술용 기구로 송신되는 방법 및 전기수술용 기구가 RF 에너지를 조직에 인가할 방법을 제어할 수 있다. 또한, 전기수술용 시스템은 밀봉 프로세스의 진행을 모니터링하고 밀봉 프로세스의 상태에 대응하도록 RF 에너지의 생성 및 전달을 수정할 수 있다. 다양한 다른 실시예들에서, 전기수술용 시스템은 밀봉 프로세스를 겪는 조직에 관한 다양한 정보를 획득하고 밀봉 프로세스에 관한 측면들(예를 들어, 전압 램프(voltage ramp), 지속기간(duration))을 맞춤화할 수 있다.

[0009] 본 명세서 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 발전기의 사시도이다.

도 2 및 도 3은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 기구의 사시도들이다.

도 4는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 예시적인 전기수술용 시스템을 도시하는 블록도이다.

도 5는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 시스템의 동작들을 예시하는 순서도이다.

도 6 내지 도 9는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 시스템과 관련하여 밀봉 프로세스 또는 그 측면들에 관한 샘플 데이터의 그래픽 표현들이다.

도 10은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 시스템을 이용한 밀봉 프로세스 또는 그 측면들에 대한 샘플 데이터의 그래픽 표현이다.

도 11a - 도 11d는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 상이한 두께들(특히 정맥들과 동맥들 사이)을 갖는 조직들과 연관된 특성들을 비교하는 그래픽 표현들이다.

도 12a - 도 12c는 본 발명의 다양한 실시예에 따른 밀봉 프로세스 동안 조직 두께가 RF 에너지의 전달에 어떻게 영향을 미칠 수 있는지를 나타내는 그래픽 표현들이다.

도 13a - 도 13c는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 최대 전류의 검출을 예시하는 그래픽 표현들이다.

도 14a 및 도 14b는 본 발명의 다양한 실시예에 따라 전기수술용 시스템에 의해 수행되는 오목함(concavity) 체크와 관련된 그래픽 표현이다.

도 15a - 도 15c는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 시스템에 의해 사용되는 고, 저 및 선형 임계값들과 연관된 그래픽 표현들이다.

도 16은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 RF 차단(shutoff)을 위한 동적 임계치들을 사용하는 것의 그래픽 표현이다.

도 17a - 도 17d는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 유체/물 기화를 검출할 때 전압과 임피던스 사이의 관계를 예시하는 그래픽 표현들이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0011] 본 출원은 조직 융합, 커팅 및 밀봉과 같은 다양한 상이한 수술 절차를 수행하도록 구성되는 전기수술용 시스템에 관한 것이다. 전기수술용 시스템은 적어도 전기수술용 발전기 및 제거 가능하게 결합된 전기수술용 기구를 포함한다. 전기수술용 시스템은 밀봉 프로세스를 겪는 조직에 관한 정보를 획득하고, 전기수술용 기구에 제공될 적절한 양의 RF 에너지를 (실시간으로) 계산하고, 전기수술용 기구로 송신하기 위해 생성되는 기존 RF 에너지를 수정하도록 구성된다. 전기수술용 기구는 상이한 수술 절차들(예를 들어, 조직 밀봉)과 관련하여 제공된 RF 에너지를 사용하도록 구성된다.

[0012] 아래에서 더 상세히 설명되는 바와 같이, 전기수술용 시스템에 의해 수행되는 계산 및 결정은, 사용되는 전기수

술용 기구, 전기수술용 기구와 접촉하는 조직의 유형, 부피 및/또는 두께, 및/또는 전기수술용 시스템으로 수행되는 수술 절차와 같은 다양한 상이한 인자에 기초할 수 있다. 전기수술용 시스템의 능력을 가지고, 다양한 이점들(예를 들어, 지혈 신뢰성, 밀봉 시간 및 조직 부착의 균형)이 실현될 것이고, 이하에서 추가로 설명될 것이다. 비록 다음의 애플리케이션이 조직을 밀봉하는 데 사용되는 전기수술용 시스템을 주로 참조할 것이지만, 전기수술용 시스템은 임의의 수의 다른 수술 절차들에서 사용될 뿐만 아니라 광범위한 상이한 조직 유형들, 조건들, 두께들 및/또는 부피들과 관련하여 사용될 수 있도록 구성될 수 있다는 것에 유의해야 한다.

[0013] 개괄

[0014] 도 1 내지 도 3은 전기수술용 시스템의 예시적인 실시예의 구성요소들을 도시한다. 특히, 전기수술용 시스템은 전기수술용 발전기(10)(도 1에 도시된 바와 같음) 및 제거 가능하게 연결 가능한 전기수술용 기구(20)(도 2 및 도 3에 도시된 바와 같음)를 포함한다. 각 구성 요소에 대한 세부사항들은 아래에서 추가로 상세히 제공될 것이다.

[0015] 도 1은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 발전기(10)의 사시도이다. 전기수술용 발전기(10)는, 1) 수술 절차(예를 들어, 조직 밀봉)를 수행하기 위해 사용되는 적절한 양의 라디오-주파수(radio-frequency; RF) 전기수술용 에너지(본 명세서에서 RF 에너지로서 지칭됨)를 생성하고, 2) (예를 들어, 연결된 전기수술용 기구로부터) 조직에 관한 데이터 또는 정보를 수신하여, 수술 절차와 관련하여 RF 에너지의 생성 및 전송을 제어/관리하기 위한 방법을 결정하며, 3) 수신된 데이터 또는 정보에 기초하여 RF 에너지를 수정하도록 구성될 수 있다.

[0016] 일 실시예에서, 전기수술용 발전기(10)는, 전압, 전류, 전력 및/또는 위상(예를 들어, 350kHz에서 375V A, 150V, 5A)을 포함하는 다양한 상이한 파라미터들에 따라 RF 에너지를 출력하도록 구성될 수 있다. 얼마나 많은 RF 에너지가 생성될 필요가 있는지 그리고 그 RF 에너지(예를 들어, 전압 프로파일)를 어떻게 송신할지를 결정하기 위해, 전기수술용 발전기는, 1) 현재 생성되는 RF 에너지와 연관된 전류 및/또는 전압을 측정하고, 2) RF 에너지의 전력 측정을 계산하고, 및/또는 3) 전기수술용 발전기(10)로부터의 RF 에너지의 활성화 또는 공급 동안 RF 출력 전압과 RF 출력 전류 사이의 위상각 또는 차이를 계산하도록 구성될 수 있다. 전기수술용 시스템에 의해 수행되는 계산들 및 결정들에 기초하여, 전기수술용 발전기(10)는 또한 전압, 전류, 및/또는 전력을 이에 따라 조절하도록 지시될 수 있다. 예를 들어, 전기수술용 발전기(10)는, 디바이스 스위치가 디-어서트(de-assert)될 때(예를 들어, 융합 버튼이 릴리즈될 때), 시간 값이 충족될 때, 및/또는 측정된 활성 위상각, 전류, 전압, 전력 및/또는 그에 대한 변화가 정지 값, 임계치, 또는 조건 및/또는 그에 대한 변화보다 크거나, 작거나 또는 이와 동일할 때와 같은 미리-정의된 조건들 하에서 RF 에너지의 출력을 중지하도록 지시될 수 있다.

[0017] 도 1에 도시된 바와 같이, 수술 절차(예를 들어, 조직 밀봉)에 대해 사용되는 전기수술용 발전기(10)의 예시적인 실시예는 적어도 하나의 진보된 바이폴라 기구 포트(12), 표준 바이폴라 기구 포트(16), 및 전력 포트(14)를 포함한다. 다른 실시예들에서, 전기수술용 발전기(10)는 임의의 상이한 수의 포트들을 포함할 수 있다. 예를 들어, 일부 실시예들에서, 전기수술용 발전기(10)는 2개 보다 많거나 또는 적은 진보된 바이폴라 기구 포트들(12), 더 많거나 또는 더 적은 표준 바이폴라 기구 포트(16), 및 더 많거나 또는 더 적은 전력 포트(14)를 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 전기수술용 발전기(10)는 오직 하나의 진보된 바이폴라 기구 포트(12)를 포함한다.

[0018] 다양한 실시예들에 따르면, 진보된 바이폴라 기구 포트들(12)은, 부착되거나 통합된 메모리 모듈을 갖는 전기수술용 기구(도 2 및 도 3에 도시된 바와 같음)에 결합되도록 구성될 수 있다. 메모리 모듈(아래에서 더 상세히 설명됨)은 전기수술용 기구에 의해 이용 가능한 동작 데이터를 포함할 수 있다. 동작 데이터는 대응하는 전기수술용 기구의 동작들을 구성하기 위해 전기수술용 발전기(10)에 의해 사용될 수 있을 뿐만 아니라 전기수술용 발전기(10)에 의해 수행되는 하나 이상의 동작들(예를 들어, 전기수술용 기구에 특정한 성능 선호도들)을 구성하기 위해 사용될 수 있다. 표준 바이폴라 기구 포트들(16)은, 진보된 바이폴라 기구 포트(12)에 연결가능한 진보된 바이폴라 전기수술용 기구와는 상이한 비-특수 바이폴라 전기수술용 기구를 수용하도록 구성될 수 있다.

[0019] 전력 포트들(14)은, 비-특수 바이폴라 전기수술용 기구(표준 바이폴라 기구 포트(16)에 연결됨) 및 진보된 바이폴라 전기수술용 기구(진보된 바이폴라 기구 포트(12)에 연결됨)와는 상이한 직류(DC) 액세서리 디바이스를 수용하거나 그에 연결되도록 구성될 수 있다. 구체적으로, 전력 포트(14)는 직류 전압(예를 들어, 12 볼트 DC)을 공급하도록 구성될 수 있다. 전력 포트(14)는 또한 인공 호흡기, 펌프, 광, 또는 임의의 다른 수술 액세서리와 같은 수술 액세서리에 전력을 제공하도록 구성될 수 있다. 전기 전력 포트(14)의 특징을 가지면, 전기수술용 디바이스(10)는 수술 액세서리들에 대한 전원 공급부들을 대체할 수 있다. 일부 실시예들에서, 현존하는 발전기들 및 전원 공급장치들을 전기수술용 발전기(10)로 대체하는 것은, 수술 작업공간에서 요구되는 저장 랙(rack) 카

드들 또는 선반들 상에 요구되는 저장 공간의 양을 감소시킬 수 있다(예를 들어, 수술 작업공간에서 요구되는 전력 코드들의 수를 감소시킬 수 있다).

[0020] 전기수술용 발전기(10)는 디스플레이(15)를 더 포함할 수 있다. 디스플레이(15)는, 다른 정보 중에서도, 전기수술용 발전기(10)의 상태(예를 들어, 현재 RF 에너지 출력, RF 에너지와 관련된 측정된 파라미터) 및 하나 이상의 연결된 전기수술용 기구 및/또는 액세서리들, 커넥터들, 또는 그에 대한 연결들을 포함하는 전기수술용 시스템의 상태를 디스플레이하기 위해 사용될 수 있다.

[0021] 전기수술용 발전기(10)는 또한 예를 들어, 전기수술용 발전기(10)에 결합된 하나 이상의 전기수술용 기구들에 공급되는 RF 에너지의 양의 증가 또는 감소를 요청하는 것과 같이 전기수술용 발전기(10)와의 사용자 상호작용을 허용하는 사용자 인터페이스(17)를 포함할 수 있다. 일부 실시예들에서, 사용자 인터페이스(17)는 복수의 버튼들(예를 들어, 키보드, 숫자 패드, 화살표)로서 구현될 수 있다. 다른 실시예들에서, 사용자 인터페이스(17)는, 디스플레이(15)가 터치 스크린 디스플레이가 되도록 디스플레이(15)와 통합될 수 있다. 터치 스크린 디스플레이는, 임의의 상태-관련 정보뿐만 아니라 사용자 인터페이스(17)의 기능들을 수행하는 것과 연관된 버튼들의 디스플레이를 가능하게 할 것이다.

[0022] 일부 실시예들에서, 전기수술용 발전기(10)는 하나 이상의 메모리 모듈들을 더 포함할 수 있다. 메모리 모듈은 전기수술용 발전기(10)와 연관된 컴퓨터 메모리로서 작용할 수 있고, 임의의 수의 상이한 연결된 전기수술용 기구들에 관한 동작 데이터를 저장하기 위해 사용될 수 있다. 예를 들어, 일부 실시예들에서, 메모리 모듈들에 저장된 동작 데이터는, 전기수술용 기구들에 대한 전극들을 구성/재구성하기 위해 프로세서에 의해 사용될 수 있는 구성-관련 정보를 포함할 수 있다. 다른 실시예들은, 전기수술용 기구들과 함께/호환될 수 있도록 전기수술용 발전기(10)의 프로세스들을 구성/재구성하기 위해 전기수술용 발전기(10)에 의해 사용될 수 있는 정보를 포함하는 동작 데이터를 가질 수 있다. 예를 들어, 전기수술용 발전기(10)는, 동작 시간, 전압, 전력, 위상 및/또는 전류 설정들을 조정하고, 및/또는 수행되는 수술 절차에 관한 동작 상태들, 조건들, 스크립트들, 프로세스들, 또는 절차들을 조정하기 위해 동작 데이터에 기초하여 구성될 수 있다. 또한, 전기수술용 발전기(10)는 (프로세서를 통해) 메모리 모듈에 저장된(또는 연결된 전기수술용 기구의 메모리 모듈에 저장된) 동작 데이터를 획득하여 전기수술용 발전기(10)의 동작을 구성/재구성하기 위해 판독 프로세스를 개시할 수 있다. 전기수술용 발전기(10)는 또한 추후 사용을 위해 메모리 모듈(또는 연결된 전기수술용 기구들의 메모리 모듈들)에 동작 데이터를 업데이트하고 저장하기 위해 기입 프로세스를 개시할 수 있다.

[0023] 얼마나 많은 RF 에너지가 생성되어야 하는 지의 실-시간 계산들 및 RF 에너지가 전기수술용 기구에 어떻게 제공되어야 하는 지의 결정을 용이하게 하기 위해, 전기수술용 발전기(10)의 일 실시예는, 전기수술용 발전기(10)가 다양한 파라미터들(예를 들어, 전압, 전류)을 모니터링하고 연결된 전기수술용 기구에 현재 송신되는 RF 에너지의 위상차 또는 위상각을 계산하게 한다. 이와 같이, 조직이 밀봉 사이클을 겪는 동안, 전기수술용 시스템으로부터의 모니터링된 파라미터들 및 위상 계산들은 밀봉 프로세스의 현재 상태(예를 들어, 조직의 상태) 및 전기수술용 시스템이 상이한 상태, 동작 또는 단계로 진행해야 하는지 여부를 식별하기 위해 사용될 수 있다. 아래에서 더 상세히 설명되는 바와 같이, (위상 판치독들을 사용하는 것 외에) 다른 메커니즘들/방법들이 또한 밀봉 프로세스의 현재 상태를 식별하고 전기수술용 시스템이 밀봉 사이클에서 후속 단계들/동작들/상태들로 진행해야 할 때를 결정하기 위해 사용될 수 있다.

[0024] 일 실시예에서, 전기수술용 발전기(10)는 RF 출력과 연관된 다양한 상이한 파라미터들(예를 들어, 전류, 전력, 임피던스 또는 전력)을 모니터링하고 측정하며, 이에 기초하여 정보(예를 들어, 위상, 전력, 임계치들)를 계산하도록 구성될 수 있다. 계산된 정보를 사용함으로써, 전기수술용 발전기(10)는 얼마나 많은 RF 에너지가 생성되어야 하는지 및 RF 에너지가 어떻게 임의의 연결된 전기수술용 기구로 송신되는지를 자동으로 구성할 수 있다. 일 예로서, 전기수술용 발전기는, (예를 들어, 연관된 전압 프로파일을 갖는) RF 에너지가 전기수술용 기구에 전달되는 방법 또는 양에 영향을 미칠 수 있는 RF 에너지의 하나 이상의 파라미터를 조정할 수 있다(예를 들어, 전압 레벨을 조정할 수 있다). 이와 같이, 전기수술용 시스템은 전기수술용 기구로의 RF 에너지의 출력을 제어할 수 있고, 이에 의해 사용자(예를 들어, 외과의)에 의한 관여 없이 조직에 대해 밀봉이 수행되는 방법에 영향을 준다.

[0025] 일단 전기수술용 발전기(10)가 연결된 전기수술용 기구에 RF 에너지를 전달하기 시작하면, 전기수술용 발전기(10)는, 고장이 발생하거나 또는 특정 조건(예를 들어, % 임계치, 시간 기간)이 충족될 때까지 RF 에너지를 지속적으로(예를 들어, 매 150ms마다) 계속 전달하도록 구성될 수 있다. 고장이 발생하거나 특정 조건이 충족되는 상황(예를 들어, 밀봉 사이클의 종료)에서, 전기수술용 발전기(10)는 즉시 다음 단계 또는 동작으로 전환할 수

있다. 일부 실시예들에서, 전기수술용 발전기(10)는 다음 단계 또는 동작을 시작하기 전에 미리 결정된 시간 기간(즉, 시간 지연) 동안 일시 정지하거나 대기할 수 있다. 조직의 밀봉(예를 들어, 밀봉 사이클)과 관련된 전기수술용 발전기(10)의 동작들에 대한 추가 상세들이 아래에 제공될 것이다.

[0026] 도 2 및 도 3과 관련하여, 도면들은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 기구(20)의 사시도들이다. 전기수술용 기구(20)는, 전기수술용 기구(20)와 접촉하는 조직(특히, 조(jaw) 어셈블리(22) 사이에 클램핑됨)과의 밀봉 프로세스에서 사용하기 위해 케이블 연결(30)을 통해 전기수술용 발전기로부터 RF 에너지를 수신하도록 적응된다. 특히, 전기수술용 기구(20)는 어댑터(32)를 포함하는 케이블 연결(30)을 통해 (도 1의) 전기수술용 발전기에 결합될 수 있다. 어댑터(32)는, 케이블 연결이 전기수술용 발전기 상의 디바이스 포트들(예를 들어, 12, 16) 중 하나와 전기수술용 기구(20)를 연결하기 위해 사용될 수 있도록 설계된다. 이는, 일부 실시예들에서, 전기수술용 기구(20)가 다수의 상이한 수술 절차들에 대해 호환가능할 수 있도록, 전기수술용 기구(20)가 다양한 상이한 전기수술용 발전기들과 함께 재사용 가능하거나 및/또는 이와 제거 가능하게 연결가능할 수 있게 한다. 일부 실시예들에서, 수동 제어기(예를 들어, 손 또는 발 스위치)는, 전기수술용 발전기 및/또는 전기수술용 기구(20)에 제거 가능하게 연결되어, 예를 들어, 융합 또는 커팅 동작을 시작할 때와 같이 전기수술용 기구(20)를 통한 미리 결정된 선택적 제어를 가능하게 할 수 있다.

[0027] 일부 실시예들에서, 전기수술용 기구(20)는 오디오, 촉각적 및/또는 시각적 표시기들을 포함할 수 있다. 표시기들은, 사용자(예를 들어, 외과의)가 수술 절차 동안 전기수술용 기구(20)와 관련된 정보를 알 수 있게 한다. 예를 들어, 정보는 수행되는 융합, 커팅 및/또는 밀봉 동작의 표시(예를 들어, 비프(beep), 진동, 광)를 포함할 수 있다.

[0028] 도 3은 도 2에 도시된 전기수술용 기구(20)의 추가 상세들을 제공한다. (전기수술용 기구(20)의 분해도를 도시하는) 도면에서, 전기수술용 기구(20)는 세장형 회전가능 샤프트(26)에 결합된 작동기(24)를 포함한다. 세장형 회전가능 샤프트(26)는 그 사이에 중심 길이 방향 축을 획정(define)하는 근위 단부 및 원위 단부를 갖는다. 세장형 회전가능 샤프트(26)의 원위 단부에는 조직을 파지하기 위해 사용되는 조 어셈블리(22)(제1 조(31) 및 제2 조(33)를 포함함)가 있다. 세장형 회전가능 샤프트(26)의 근위 단부에는 작동기(24)가 있다. 일 실시예에서, 작동기(24)는 피스톨-그립형(pistol-grip like) 핸들이다.

[0029] 작동기(24)는, 사용자(예를 들어, 외과의)가 전기수술용 기구(20)를 동작시키기 위한 수단을 제공한다. 예를 들어, 작동기(24)는 이동가능 핸들(23) 및 고정 핸들 또는 하우징(28)을 포함할 수 있다. 이동가능 핸들(23)은 고정 핸들 또는 하우징(28)에 결합되고 이에 대해 이동가능할 수 있다. 일부 실시예들에서, 이동가능 핸들(23)은 고정 핸들 또는 하우징(28)에 슬라이딩가능하게 그리고 피봇가능하게 결합된다. 동작 시에, 이동가능 핸들(23)은 사용자(예를 들어, 외과의)에 의해 조작되어 조 어셈블리(22)를 동작시키고, 예를 들어, 조 어셈블리(22)의 조들의 각각을 선택적으로 개방하고 폐쇄하여 그 사이에 조직을 릴리즈하고 파지한다.

[0030] 다양한 실시예들에 따르면, 작동기(24)는, 이동가능 핸들(23)이 고정 핸들 또는 하우징(28)에 대해 제2 위치에 유지될 수 있게 하는 래치(latch) 메커니즘을 포함할 수 있다. 다양한 실시예들에서, 이동가능 핸들(23)은, 고정 핸들 또는 하우징(28) 내에 포함된 매칭 래치와 맞물리는 래치 암(arm)을 포함한다. 래치 암은 이동가능 핸들(23)을 제2 또는 폐쇄 위치에 홀딩하도록 구성된다. 래치 메커니즘은 전기수술용 기구(20)에 대한 특징을 제공하여, 조 어셈블리(22)가 폐쇄(즉, 잠금)된 상태로 남아 있을 수 있다. 이는, 조 어셈블리(22) 내에 파지되는 조직이 제1 및 제2 조들(31, 33) 사이에 남아 있도록 하여, 제1 및 제2 조들(31, 33)이 수술 절차 동안 사용자에 의해 우연히 릴리즈되는 시나리오를 최소화한다.

[0031] 다양한 실시예들에서, 작동기(24)는 또한, 단일 쉬스(sheath) 내에 포함된 절연된 개별적인 전기 와이어들 또는 리드(lead)들을 포함하는 와이어 하니스(harness)를 포함한다. 와이어 하니스는 고정 핸들 또는 하우징(28)을 그의 하부 표면에서 빠져나와 케이블 연결의 부분을 형성할 수 있다(도 2의 참조 번호 30 참조). 하니스 내의 와이어들은 전기수술용 기구(20) 및 전기수술용 발전기 및/또는 그들의 액세서리들 사이에서 전기적 연통을 제공할 수 있다.

[0032] 다양한 실시예들에서, 전기수술용 기구(20)는 또한 사용자 조작 가능한 활성화 버튼(29)에 연결되는 스위치를 포함할 수 있다. 스위치는 활성화 버튼(29)이 눌려질 때 활성화될 수 있다. 일 측면에서, 일단 활성화되면, 스위치는 적어도 2개의 리드들을 함께 전기적으로 결합함으로써 내부 회로를 완성한다. 내부 회로는 전기수술용 발전기로부터 작동기(24)로의 전기 경로로서 작용하고, 전기수술용 발전기로부터, 예를 들어, 조 어셈블리(22)와 연관된 전극들로 RF 에너지의 공급을 전달하는 방법으로서 사용될 것이다.

[0033] 다양한 실시예들에서, 전기수술용 기구(20)는 또한 병진이동가능 기계적 커팅 블레이드를 포함할 수 있다. 병진이동가능 기계적 커팅 블레이드는 작동기(24)의 블레이드 레버 또는 블레이드 트리거(25)와 같은 블레이드 작동기에 결합될 수 있다. 기계적 커팅 블레이드는 조 어셈블리(22)의 조들 사이의 조직을 분할하기 위하여 블레이드 트리거(25)에 의해 작동된다. 사용자가 블레이드 트리거(25)를 작동시킬(예를 들어, 아래로 누름) 때, 병진이동가능 기계적 커팅 블레이드(초기에 블레이드 채널 내에 내부적으로 쉬싱(sheath)됨)는 세장형 회전가능 샤프트(26)의 원위 단부를 향해 연장되거나 또는 언쉬싱(unsheath)될 수 있다. 블레이드 채널은 조 어셈블리(22)의 조들 중 하나를 따라 위치될 수 있다. 기계적 커팅 블레이드의 언쉬싱은, 병진이동가능 기계적 커팅 블레이드에 의해 조 어셈블리(22) 사이에서 파지되는 조직의 커팅을 허용하는 운동을 제공한다. 사용자(예를 들어, 외과의)는 블레이드 트리거(25)가 가압되는 방식에 기초하여 커팅의 속도 및 깊이를 제어할 수 있다. 일단 조직의 커팅이 완료되면, 사용자는 블레이드 트리거(25)를 릴리즈할 수 있고, 이에 의해 기계적 커팅 블레이드가 블레이드 채널 내의 쉬싱된 위치로 복귀하게 한다.

[0034] 일 실시예에 있어서, 작동기(24)는, 세장형 회전가능 샤프트(26)의 외부 커버 튜브 상에 배치되는 회전 노브(knob)(27)를 포함하는 회전 샤프트 어셈블리를 포함한다. 회전 노브(27)는, 사용자(예를 들어, 외과의)가 작동기(24)를 파지하면서 전기수술용 기구(20)의 세장형 회전가능 샤프트(26)(그리고 결과적으로 조 어셈블리(22))를 회전시킬 수 있게 한다. 다양한 실시예들에 따르면, 세장형 회전가능 샤프트(26)는 조 어셈블리(22)의 조들을 작동기(24)와 결합하는 작동 튜브를 포함한다. 이 특징은, 사용자(예를 들어, 외과의)가 조직을 더 양호하게 파지하기 위해 사용될 수 있는 배향으로 조를 위치시킬 수 있게 한다.

[0035] 전술한 바와 같이, 조 어셈블리(22)의 조들은 세장형 회전가능 샤프트(26)의 원위 단부에 부착된다. 특히, 조 어셈블리(22)는 제1(또는 상부) 조(31) 및 제2(또는 하부) 조(33)를 포함한다. 조 어셈블리(22)의 조들 중 하나 또는 둘 모두는 작동기(24)와의 사용자 상호 작용에 응답하여 이동가능/피봇가능하다(예를 들어, 이동가능 핸들(23)을 고정 핸들 또는 하우징(28)에 근접한 위치로 이동시킨다). 일 실시예에서, 조 피봇 핀은 제1 조(31)와 제2 조(33)를 피봇가능하게 결합하며, 조들 중 하나(예를 들어, 제1 조(31))가 다른 조(예를 들어, 제2 조(33))에 대해 이동가능하고 피봇가능하게 한다. 다른 실시예들에서, 하나의 조(예를 들어, 제1 조(31))는 세장형 회전가능 샤프트(26)에 대해 고정될 수 있어서, 대향되는 조(예를 들어, 제2 조(33))는 개방 위치와 폐쇄 위치 사이에서 고정 조(예를 들어, 제1 조(31))에 대해 피봇된다. 다른 실시예에서, 제1 및 제2 조들(31, 33) 둘 모두는, 제1 및 제2 조들(31, 33) 둘 모두가 서로에 대해 피봇할 수 있도록 세장형 회전가능 샤프트(26)에 피봇가능하게 결합될 수 있다.

[0036] 제1(또는 상부) 조(31)는 전극(예를 들어, 플레이트 또는 패드)을 포함할 수 있다. 유사하게, 제2 (또는 하부) 조(33)가 또한 전극(예를 들어, 플레이트 또는 패드)을 포함할 수 있다. 제1 조(31)의 전극 및 제2 조(33)의 전극은 와이어들 및 커넥터들을 통해 전기수술용 발전기에 전기적으로 결합될 수 있다. 제1 및 제2 조들(31, 33)의 전극들은, 반대 극성을 갖고 그 사이에 RF 에너지를 송신하도록 배열된다. 이러한 방식으로, 전기수술용 발전기는 제1 및 제2 조들(31, 33)의 전극들 사이에 파지되는 조직에 RF 에너지를 공급할 수 있다.

[0037] 다양한 실시예들에서 제1 조(31)는 또한, 제1 조 지지부와 제1 조(31)에 연결된 전극 사이에 위치된 어셈블리 스페이서(spacer)를 갖는 상부 조 지지부를 포함할 수 있다. 일부 실시예들에서, 제1 조(31)는 오버몰드(overmold)를 포함할 수 있는 반면, 일부 다른 실시들예에서, 제1 조(31)는 오버몰딩된다. 또한, 제2 조(33)는 하부 조 지지부 및 전극을 포함할 수 있다. 예시된 실시예에서, 전극은 하부 전극 지지부 내에 통합되거나 또는 포함되며, 따라서 하부 조 지지부 및 전극이 모놀리식 구조체 및 전기적 연결을 형성한다.

[0038] 조직 커팅과 관련하여, 블레이드 채널은, 이를 통해 기계적 커팅 블레이드가 동작적으로 횡단하는 제1 조(31), 제2 조(33), 또는 제1 및 제2 조들(31, 33) 둘 모두의 길이를 따라 길이 방향으로 연장될 수 있다. 하나 이상의 전도성 포스트(post)들이 블레이드 채널의 일 부분을 둘러싼다. 전도성 포스트들은 블레이드 채널을 강화하고 커팅될 조직을 지지하는데 도움을 준다. 전도성 포스트들은 또한, 전도성 포스트들이 또한 제1 및 제2 조들(31, 33) 사이에 파지된 조직으로의 RF 에너지의 송신에 또한 참여함에 따라, 블레이드 채널에 인접하거나 또는 그 근처의 커팅되는 조직이 융합된다는 것을 보장하는데 도움을 준다. 제1 조(31)와 매우 유사하게, 일부 실시예들은 제2 조(33)가 오버몰드를 포함할 수 있는 반면, 다른 실시예들은 제2 조(33)가 오버몰딩된다.

[0039] 다양한 실시예들에 따르면, 제1 및 제2 조들(31, 33)과 연관된 전극들은, 각각 제1 및 제2 조들(31, 33) 사이에 캡처된 조직을 무손상적으로 접촉하고 압축하도록 배열된 대체로 평면의 밀봉 표면을 가질 수 있다. 일부 실시예들에서, 제1 및 제2 조들(31, 33)의 전극들은, 밀봉 표면의 폭이 균일하거나, 일정하거나, 또는 전체적으로 변하지 않은 채로 남아있는 밀봉 표면을 갖는다.

[0040] 다양한 실시예들에서, 제1 및 제2 조들(31, 33)은, 목표 수술 부위에서 그리고 수술 절차(예를 들어, 조직 밀봉) 동안 제1 및 제2 조들(31, 33)의 시각화 및 이동성을 증가시키도록 만곡될 수 있다. 제1 및 제2 조들(31, 33)은, 직선 라인들로 표시되거나 또는 이와 정렬되는 근위 세장형 부분 및 직선 라인들에 연결된 커브를 나타내거나 또는 획정하는 만곡된 원위 부분을 갖는다. 다양한 실시예들에서, 근위 세장형 부분의 최 근위 부분은 제1 및 제2 조들(31, 33) 또는 세장형 회전가능 샤프트(26)의 최대 외부 직경과 동일하거나 또는 이를 초과하지 않는 직경을 가지거나 또는 그 범위를 정한다. 다양한 실시예들에서 제1 및 제2 조들(31, 33)은, 조 어셈블리(22)의 최 근위 부분 및 조 어셈블리(22)의 최 원위 부분이 최대 외부 직경 내에 남아있는 최대 외부 직경을 가질 수 있다. 만곡된 원위 부분은, 최대 외부 직경 및 근위 세장형 부분의 최 근위 부분의 직경보다 더 작은 직경을 가지거나 또는 그 범위를 정한다. 다양한 실시예들에서, 제1 및 제2 조들(31, 33)은 외부 커브보다 더 깊은 내부 커브 컷-아웃을 가질 수 있고, 다양한 실시예들에서, 제1 및 제2 조들(31, 33)의 팁은 무딘 절개를 위해 테이퍼진다. 조 어셈블리(22)는, 근위 세장형 채널이 전기수술용 기구(20)의 세장형 회전가능 샤프트(26)의 길이 방향 축에 평행하고 오프셋되는 원위 만곡된 채널로 만곡되는 근위 세장형 채널을 갖는 블레이드 채널을 포함한다. 따라서, 제1 및 제2 조들(31, 33)에서의 가시성 및 이동성은, 증가된 조 치수들이 수술 작업 영역을 추가로 감소시킬 수 있거나 또는 환자의 신체 내로의 더 큰 액세스 디바이스들 또는 절개를 필요로 할 수 있기 때문에 조 치수들을 증가시키지 않고 유지되거나 또는 강화된다.

[0041] 일부 실시예들에서, 조 어셈블리(22)의 전도성 패드들의 전극 기하구조는, 밀봉 영역 또는 표면이 커팅 경로의 원위 부분을 완전히 둘러싸는 것을 보장한다. 다양한 실시예들에 따르면, 제1 및 제2 조들(31, 33)의 표면들의 치수들은, 힘 메커니즘이 생성할 수 있는 잠재적인 힘에 대하여, 그것이 제1 및 제2 조들(31, 33) 사이의 조직에 인가되는 최적 압력에 관해 적절하게 비례화될 수 있게 하는 것이다. 조 어셈블리(22)의 표면적은 또한 조직과 접촉하는 표면적에 관해 전기적으로 중요하다. 조직의 두께 및 표면적의 이러한 비율은 조직의 전기적 상대적 속성들에 대한 그것의 관계에 대하여 최적화되었다.

[0042] 다양한 실시예들에서, 제2(또는 하부) 조(33) 및 연관된 전도성 패드는 조직과 접촉하도록 배열된 상부 외부 표면을 갖는다. 상부 표면들은 각이 지거나 또는 경사지고, 조직의 고정 및 포커싱된 전류 밀도들을 가능하게 하는 이러한 위치결정 또는 배향을 가지고 서로의 이미지들을 미러링한다. 다양한 실시예들에서, 제2 조(33)는 스테인리스 스틸로 만들어지며, 이는 전도성 패드만큼 강성이거나 또는 이보다 더 강성이다. 다양한 실시예들에서, 제2 조(33)는 비-전도성 재료로 만들어진 강성 절연체들을 포함하며, 이들은 제2 조(33) 또는 전도성 패드만큼 강성이거나 또는 이보다 더 강성이다. 다양한 실시예들에서, 제2 조(33) 및 전도성 패드는 동일한 재료로 만들어진다.

[0043] 도 4는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 예시적인 전기수술용 시스템을 도시하는 블록도이다. 도면에 도시된 바와 같이, 전기수술용 시스템은 전기수술용 발전기(10)(도 1에 도시됨) 및 전기수술용 기구(20)(도 2 및 도 3에 도시됨)를 포함한다. 전기수술용 발전기(10)는 AC(교류) 메인 입력에 연결될 수 있다. 그러면, 전기수술용 발전기(10)와 연관된 전원 공급장치(41)는 AC 메인 입력으로부터의 AC 전압을 DC 전압들로 변환하기 위해 사용될 수 있다. DC 전압들은 전기수술용 발전기(10)의 다양한 회로에 전력을 공급하기 위해 사용될 것이다. 전원 공급장치(41)는 RF 증폭기(42)에 DC 전압을 또한 공급한다.

[0044] 일반적으로, RF 증폭기(42)는, 수술 절차(예를 들어, 조직 밀봉)와 관련하여 전기수술용 기구(20)에 제공될 RF 에너지를 생성하기 위해 사용될 수 있다. 예를 들어, RF 증폭기(42)는 전원 공급장치(41)으로부터의 100V DC를 350kHz의 주파수를 갖는 사인파 파형으로 변환하도록 구성될 수 있다. 변환된 RF 에너지는 그 후 전기수술용 기구(20)에 전달될 수 있고, 여기서 RF 에너지는 밀봉 프로세스와 관련하여 전기수술용 기구와 접촉하는 조직에 인가된다.

[0045] 전기수술용 발전기(10)는 또한 RF 센싱 회로(43)를 포함할 수 있다. RF 센싱 회로(43)는 RF 에너지의 다양한 상이한 파라미터들(예를 들어, 전압, 전류, 전력, 위상)을 모니터링하고 측정할 뿐만 아니라 측정들에 기초하여 계산들을 수행할 수 있는 능력을 전기수술용 발전기에 제공한다. 일반적으로, RF 센싱 회로(43)는 파라미터들(예를 들어, 전압, 전류)을 아날로그로 측정하고, 아날로그 측정들을 디지털 포맷으로 변환하며, 측정된 파라미터들과 연관된 RMS 값들을 계산하기 위해 FPGA를 통해 측정들을 프로세싱하고, 피상 전력 및 위상각을 계산하며, 제어기(44)에 의해 사용하기 위해 디지털 데이터를 다시 아날로그로 변환하도록 구성될 수 있다.

[0046] 일 실시예에서, RF 센싱 회로(43)는 RF 증폭기(42)로부터 오는 RF 에너지의 전압 및 전류를 모니터링하도록 구성될 수 있다. 측정들을 획득한 후, RF 센싱 회로(43)는 전압 및 전류의 제곱 평균 제곱근(root means square; RMS), RF 출력 에너지의 피상 전력, 및 연결된 전기수술용 기구(20)를 통해 공급되는 RF 에너지의 전압 및 전류

사이의 위상각과 같은 측정들에 기초하여 다수의 계산들을 수행할 수 있다. 계산들은, 전압 및 전류 둘 모두의 실수 및 허수 성분들을 생성하기 위해 RF 센싱 회로(43)와 연관된 아날로그 회로를 사용하여 수행될 수 있다. 계산들과 연관된 정보는 필드-프로그램가능 게이트 어레이(field-programmable gate array; FPGA)에 의해 프로세싱된다. 궁극적으로, RF 센싱 회로(43)는 추가적인 프로세싱을 위해 제어기(44)에 전송될 수 있는 신호들을 생성하는 것을 목표로 할 것이다.

[0047] 위에서 언급된 바와 같이, RF 센싱 회로(43)에 의해 생성된 정보는 제어기(44)에 제공될 수 있다. 다양한 실시예들에서, 제어기(44)는, RF 에너지에 대한 임의의 변화가 이루어질 필요가 있는지 여부 및/또는 전기수술용 기구(20)에 제공되는 RF 에너지를 수정하는 방법을 제어하거나 또는 RF 증폭기(42)에 시그널링한다. 예를 들어, 제어기(44)는 RF 센싱 회로(43)에 의해 제공되는 정보를 이용하여 RF 증폭기(42)를 통해 제공되는 RF 에너지가 그대로 출력되거나, 조절되거나, 또는 종료되어야 하는지 여부를 결정할 수 있다. 일 실시예에서, 제어기(44)는, 미리 결정된 전류, 전력, 및/또는 위상 임계치가 도달되었는지 또는 초과되었는지 여부 또는 시기를 결정한다. 임계치가 도달되었거나 또는 초과되었을 때, 제어기(44)는 이러한 검출된 이벤트를 이용하여, 예를 들어, 수술 프로세스의 현재 상태, RF 에너지가 수술 프로세스의 다음 단계에 대응하도록 어떻게 조정되어야 하는지, 및 RF 에너지의 출력을 종료할지 여부를 결정할 수 있다. 다양한 실시예들에서, 제어기(44)는, 다양한 임계치들을 검출하고 수술 프로세스의 어떤 단계가 수행되고 있는지에 기초하여 RF 에너지 출력을 제어하는 명령어들을 제공함으로써 수술 프로세스(예를 들어, 조직의 밀봉 프로세스)를 보조하도록 구성된다. 다른 실시예들에서, 제어기(44)는 메모리 모듈로부터 수술 프로세스(예를 들어, 밀봉 프로세스)의 수행을 돕기 위한 명령어들, 설정들, 및/또는 스크립트 데이터를 수신하도록 구성될 수 있다. 메모리 모듈은 전기수술용 발전기(10)와 연관될 수 있다. 일부 경우들에서, 메모리 모듈은 전기수술용 기구(20)와 연관될 수 있다.

[0048] 일 예로서, 상이한 임계치들은 밀봉 프로세스 동안 특정 유형의 조직과 연관된 상이한 조건들과 연관될 수 있다. 조직이 밀봉을 겪음에 따라, 유체/물이 조직으로부터 제거되어 조직이 커팅되거나 및/또는 함께 융합될 수 있다. 나머지 양의 유체/물이 조직으로부터 제거됨에 따라(밀봉 프로세스의 상이한 스테이지에 대응함), 대응하는 임계치(예를 들어, 측정된 전류)는 현재 스테이지가 검출되는 때를 나타내기 위해 사용될 수 있다. 그런 다음, 임계치는, 조직에 제공되는 RF 에너지의 양을 수정하기(예를 들어, 감소시키기) 위해 사용될 수 있다. 예를 들어, 조직이 더 건조해짐에 따라, 조직 내의 나머지 유체/물을 제거하기 위해 더 적은 에너지가 필요할 것이다. RF 에너지를 제어함에 있어서, 전기수술용 발전기(10)는, 예를 들어, 화상을 통해 조직을 손상시킬 가능성을 최소화하여, 환자에 대한 회복 시간을 최소화할 수 있다.

[0049] 일부 실시예들에서, 제어기(44)는, 전기수술용 발전기(10)가 상이한 동작 시나리오(예를 들어, 상이한 전기수술용 기구, 상이한 수술 절차, 상이한 사용자 선호도)를 수용하도록 구성가능하게 되는 것을 가능하게 하는 동작 엔진을 포함할 수 있다. 예를 들어, 제어기(44)의 동작 엔진은, 메모리 모듈(예를 들어, 전기수술용 발전기(10)에 삽입되거나 전기수술용 기구(20)와 연관된 플러그형 메모리 디바이스)로부터 데이터를 수신하고 해석하도록 구성될 수 있다. 내부에 저장된 정보(예를 들어, 구성 데이터)는 전기수술용 발전기(10)를 구성하기 위해 사용될 수 있다. 예를 들어, 정보는 전기수술용 발전기(10)에 의해 사용되는 상태 로직을 정의하고, RF 에너지에 대한 출력 레벨들을 정의하며 및/또는 설정하고, RF 에너지에 대한 차단 기준들을 정의하며 및/또는 설정하고, 오류 조건들(예를 들어, 전기 단락 회로 조건, 전기 개방 회로 조건)을 식별할 수 있다.

[0050] RF 센싱 회로(43) 및 제어기(44)는, 현재 출력되는 RF 에너지와 연관된 파라미터들이 미리 정의된 임계 범위들 또는 윈도우들 내에 있는 것을 보장하기 위해 함께 작동한다. 예시적인 임계 범위들 또는 윈도우들은, 현재 출력되는 RF 에너지와 연관된 예상된 조건들에 대응하는 미리 결정된 최대 및 최소 전압들, 전류들, 위상들, 및/또는 전력에 의해 범위가 결정될 수 있다. 일부 경우들에서, 하나 이상의 파라미터들(예를 들어, 전압, 전류, 위상, 전력)의 측정들이 미리 정의된 임계 범위 또는 윈도우 외부에 있는 것으로 발견되는 경우, 오류가 식별될 수 있고 그에 따라 사용자에게 후속적으로 통지된다. 다른 경우들에서, 미리 정의된 임계 범위 또는 윈도우 밖에 있는 것으로 밝혀진 측정들은 수술 프로세스의 다음 단계로의 전환을 식별하기 위해 사용될 수 있다. 따라서, 그런 다음 미리 정의된 임계 범위 또는 윈도우는 이로 전환되는 다음 단계에 기초하여 그에 따라 조정될 수 있다. 다른 경우에, 미리 정의된 임계 범위 또는 윈도우가 위반되는 경우, 전기수술용 시스템은 즉시 또는 미리 결정된 시간 기간 후에 종료하도록(예를 들어, RF 에너지의 공급을 종료하도록) 지시될 수 있다.

[0051] 다양한 실시예들에 따르면, 제어기(44)는, RF 증폭기(42)에 의한 RF 에너지의 출력과 관련된 다양한 파라미터들(예를 들어, 전압, 전류, 전력 및/또는 위상) 또는 기능들의 조절 제어를 제공하도록 구성될 수 있다. 예를 들어, 제어기(44)는, RF 에너지의 출력을 언제 그리고 어떻게 조절할지를 결정하기 위해 파라미터들 또는 기능들 중 하나 이상을 이용하도록 구성될 수 있다. 하나의 예시적인 실시예에서, 제어기(44)는, 조정될 때, 특정 임계

치들(예를 들어, 조절 세트 포인트들)을 만족시킬 하나 이상의 파라미터들의 직접 조절을 위한 조절 제어들을 제공하도록 구성될 수 있다.

[0052] 다양한 실시예들에 따르면, 전기수술용 발전기(10)는 RF 에너지와 연관된 파라미터들(예를 들어, 전압, 전력, 전류 및/또는 위상)의 모니터링된, 측정된 및/또는 계산된 값들을 제어 표시자들로서 사용하여, 수술 프로세스의 현재 상태(예를 들어, 건조의 지점에 도달하는 조직 또는 조직으로부터 여전히 제거될 필요가 있는 유체/물의 추정량과 같은 조직의 상태)를 식별할 뿐만 아니라, 수술 프로세스에서 수행될 다음 단계들(예를 들어, 밀봉 프로세스에서 조직에 인가되는 RF 에너지의 양을 조정하는 것)을 식별할 수 있다. 다양한 실시예들에서, RF 출력 조절 회로와 관련된 측정된 값들에 기초한 추가적인 측정들 또는 계산들은, 추가적인 측정들 또는 계산들과 관련되거나 그에 의해 트리거되는 추가적인 또는 상이한 이벤트들을 인식하고 그에 따라 작용하기 위해 사용될 수 있는 스크립트를 통해 제공될 수 있다. 위에서 설명된 추가적인 측정들은 다양한 RF 에너지 출력 파라미터들(예를 들어, 전압, 전류 및/또는 전력)을 조절하기 위해 사용되는 펄스 폭 변조(pulse width modulation; PWM) 듀티 사이클과 함께 오류 신호들을 포함할 수 있다. 다양한 실시예들에 있어서, 식별되고 트리거될 수 있는 상이한 또는 추가적인 이벤트들 또는 표시자들은 하나의 조절 제어로부터 다른 조절 제어로의 전환들(예를 들어, 전류 제어로부터 전력 제어로 변화시키는 것)로서 사용될 수 있다.

[0053] 다양한 실시예들에서, 전기수술용 발전기(10)는 수술 프로세스의 상이한 단계들에 대응하는 다수의 상태들, 제어 포인트들 또는 체크들을 이용하도록 구성될 수 있다. 전기수술용 발전기(10)는, 현재 파라미터 값(예를 들어, 위상, 전류, 또는 전력)을 식별하고 파라미터 값이 현재 상태, 제어 포인트 또는 체크에 대해 또는 상이한 상태, 제어 포인트 또는 체크에 대해 예상되는지 여부를 결정하는 것에 기초하여, 어떤 상태, 제어 포인트, 또는 체크가 존재하는지를 식별할 수 있다. 또한, 전기수술용 발전기(10)는 현재 파라미터 값의 변화가 양의 또는 음의 경향을 갖는지 여부를 평가하여 다음 상태, 제어 포인트 또는 체크가 곧 발생할 것으로 예상되는지 여부를 결정하도록 구성될 수 있다. 전기수술용 발전기(10)가 예상되거나 또는 미리 정의된 경향을 식별하지 못하는 경우, 오류가 시그널링될 수 있다. 다수의 상태들, 제어 포인트들 및 체크들 및/또는 이와 관련된 회로의 사용은, 상이한 유형들의 조직들에 걸쳐 예상된 RF 출력 경향을 식별함에 있어서 전기수술용 발전기와 연관된 분해능을 증가시키거나 또는 향상시킨다.

[0054] 전기수술용 발전기(10)는 또한 전기 개방 또는 단락 회로 상태의 발생을 검출하도록 구성될 수 있다. 전기수술용 발전기(10)는, 예를 들어, 위상 또는 전류 및/또는 위상 또는 전류 또는 위상과 연관된 변화의 레이트를 모니터링함으로써 그렇게 할 수 있다. 일 예에서, 전기수술용 발전기(10)는, 출력되는 RF 에너지의 위상을 모니터링하고 모니터링된 위상이 미리 정의된 최대 위상 값보다 크다고 결정함으로써 연결된 전기수술용 기구(20)의 전기적 단락 상태가 존재함을 식별하도록 구성될 수 있다. 유사하게, 전기수술용 발전기(10)는 또한, 출력되는 RF 에너지의 전류를 모니터링하고 모니터링된 전류가 미리 정의된 최소 전류보다 작다고 결정함으로써 연결된 전기수술용 기구(10)에 전기 개방 상태가 존재하는지 여부를 식별할 수 있다. 양 시나리오들에 대해, 단락 또는 개방 회로 상태의 검출은, 전기수술용 발전기(10)가 오류가 존재한다는 것을 플래그(flag)하게 한다. 또한, 전기수술용 발전기(10)는, 예를 들어, RF 에너지의 공급을 중단하도록 RF 증폭기에 시그널링하거나 또는 발전기의 출력 포트에 연결된 릴레이 또는 스위치를 비활성화함으로써 연결된 전기수술용 기구(20)에 공급되는 RF 에너지를 종료/중단할 수 있다.

[0055] 지금까지, 본 출원은 전기수술용 시스템의 상이한 측면들 - 특히, 전기수술용 발전기 및 전기수술용 기구의 특징들을 설명하였다. 상세한 내용들은 수술 절차들(예를 들어, 조직 밀봉)과 관련된 전기수술용 시스템의 사용에 대해 제공될 것이다. 조직 밀봉이 전기수술용 시스템과 관련하여 예시적인 수술 절차로서 사용될 것이지만, 당업자는 본 명세서에서 설명된 전기수술용 시스템을 다른 수술 절차들과 호환되도록 구성할 수 있다.

[0056] 예시적인 밀봉 프로세스 동안, 사용자(예를 들어, 외과의)는 사용자가 밀봉하고자 하는 조직의 일부를 시각적으로 식별/선택할 수 있다. 일단 조직이 식별/선택되면, 전기수술용 기구(22)의 조 어셈블리(22)(예를 들어, 제1 및 제2 조들(31, 33))는 식별/선택된 조직 주위에 위치될 수 있다. 그런 다음, 이동가능 핸들(23)은 제1 및 제2 조들(31, 33)이 함께 클램핑되어 조직을 효과적으로 파지하도록 폐쇄 위치로 조작될 수 있다. 일단 조직이 조 어셈블리(22) 내에 파지되면, 사용자(예를 들어, 외과의)에 의한 활성화 버튼(29)의 누름은 전기수술용 발전기(10)로부터 오는 RF 에너지의 인가를 허용함으로써 조직에 대해 밀봉 프로세스를 개시할 수 있다. 조직의 밀봉이 완료될 때, 조 어셈블리가 재개방될 수 있고, 그에 의해 조 어셈블리(22)로부터 조직이 릴리즈될 수 있다. 전기수술용 기구(20)의 조들은 언제든지(예를 들어, RF 에너지의 인가 전 또는 후에) 조들에 의해 파지되는 조직에 대한 압축을 완화시키도록 개방될 수 있다. 전기수술용 시스템(예를 들어, 전기수술용 발전기(10))이 전기수술용 기구(20)를 통해 조직을 밀봉하기 위해 생성/공급되는 RF 에너지를 어떻게 관리/수정하는지에 대한 추가

세부사항들이 아래에 제공될 것이다.

[0057] 다양한 실시예들에 따르면, 전기수술용 기구(20)는, 제1 및 제2 조들(31, 33)이 서로 이격되고 이에 따라 이동가능 핸들(23)이 고정 핸들 또는 하우징(28)으로부터 또한 이격되는 제1(즉, 개방) 상태를 가질 수 있다. 전기수술용 기구(20)는 그 후 제1 및 제2 조들(31, 33) 사이에 조직을 갖도록 위치될 수 있어 전기수술용 기구가 제1 및 제2 조들(31, 33) 사이의 조직을 파지할 수 있게 한다. 전기수술용 기구(20)의 제2(즉, 중간) 상태에서, 제1 및 제2 조들(31, 33)은 서로 근접하여 제1 및 제2 조들(31, 33) 사이에 조직을 파지한다. 이러한 제2 상태에서, 이동가능 핸들(23) 및 고정 핸들 또는 하우징(28)은 서로 근접한다. 사용자(예를 들어, 외과의)는 조 어셈블리(22)를 개방함으로써 제1 상태로 되돌아갈 수 있고, 이에 의해 사용자는 조직의 동일한 영역을 파지하거나 또는 조직의 상이한 영역을 모두 파지하기 위해 조 어셈블리(22)를 다시 위치시킬 수 있다. 전기수술용 기구(20)의 제3(즉, 폐쇄) 상태에서, 이동가능 핸들(23)은 고정 핸들 또는 하우징(28)에 더 가깝게 이동되고 고정 핸들 또는 하우징(28)에 래치된다. 일부 실시예들에서, 이동가능 핸들(23)을 고정 핸들 또는 하우징(28)에 래치하는 것은 조 어셈블리(22)를 잠글 수 있다. 제3 상태로의 이동에 따라, 조 어셈블리(22) 사이에 파지된 조직이 제 위치에 홀딩될 수 있다. 이러한 방식으로, 이동가능 핸들(23)이 고정 핸들 또는 하우징(28)에 래치되는 제3 상태로의 이동은 조직을 의도하지 않게 릴리즈하는 잠재적인 이벤트를 감소시킨다. 또한, 제3 상태는 블레이드 트리거(25)의 활성화를 통해 조직이 커팅되게 할 수 있다. 파지된 조직을 제 위치에 유지하기 위한 이동가능 핸들(23)의 래칭은 또한 조직의 부주의한 커팅 또는 잘못된 조직 라인을 따라 커팅하는 것을 최소화한다. 일부 실시예들에서, 조직을 커팅하는 능력은 이동가능 핸들(23)이 고정 핸들 또는 하우징(28)에 래치될 때에만 허용될 수 있다. 또한, 제3(폐쇄) 상태는, RF 에너지의 활성화 전, 활성화 동안 및 활성화 후에 제1 및 제2 조들(31, 33) 사이의 조직에 일정한, 연속적이고 미리 정의된 압축 또는 압축 범위의 인가를 허용하여, 제1 및 제2 조들(31, 33) 사이의 조직의 밀봉을 향상시킨다. 다양한 실시예들에 따르면, 일단 이동가능 핸들(23) 및 조 어셈블리(22)가 적어도 제2 상태에 있고, 활성화 버튼(29)이 사용자(예를 들어, 외과의)에 의해 활성화되면 RF 에너지의 인가가 발생할 수 있다. 일부 실시예들에서, RF 에너지의 인가는 전기수술용 기구가 제3 상태(예를 들어, 이동가능 핸들이 고정 핸들에 래치되어 조직을 제1 및 제2 조들(31, 33) 사이에 잠금)에 있을 때에만 허용될 수 있다.

[0058] 다양한 실시예들에서, 제1 및 제2 조들(31, 33)이 폐쇄 또는 근접 위치에 있지만 이동가능 핸들(23)이 래치되지 않는 중간 또는 언래치된 위치가 제공된다. 이와 같이, 이동가능 핸들(23)이 릴리즈되는 경우, 이동가능 핸들(23)은 그 원래의 위치 또는 초기 위치로 복귀할 것이다. 일 실시예에서, 이동가능 핸들(23)이 래치되지 않는 동안, 블레이드 트리거(25)는 제1 및 제2 조들(31, 33) 사이의 조직을 커팅하도록 활성화될 수 없지만, 활성화 버튼(29)은 여전히 제1 및 제2 조들(31, 33) 사이의 조직을 밀봉하도록 활성화될 수 있다. 다양한 실시예들에서, 제1 및 제2 조들(31, 33)이 폐쇄 또는 근접 위치에 있고 이동가능 핸들(23)이 래치되는 래치된 위치가 제공된다. 이와 같이, 이동가능 핸들(23)이 릴리즈되는 경우, 이동가능 핸들(23)은 원래의 또는 초기 위치로 복귀하지 않을 것이며, 이에 의해 제1 및 제2 조들(31, 33)을 폐쇄 또는 근접 위치에 유지한다. 일 실시예에서, 이동가능 핸들(23)이 래치되는 동안, 활성화 버튼(29)은 폐쇄 조 어셈블리(22) 사이의 조직을 밀봉하도록 활성화될 수 있고 및/또는 블레이드 트리거(25)는 제1 및 제2 조들(31, 33) 사이의 조직을 커팅하도록 활성화될 수 있다.

[0059] 다른 프로세스에서, 사용자(예를 들어, 외과의)는 블레이드 트리거(25)를 작동시킴으로써 전기수술용 기구의 제1 및 제2 조들(31, 33) 사이의 조직을 커팅할 수 있다. 블레이드 트리거(25)가 근위로 이동될 때, 커팅 블레이드는 조 어셈블리(22) 사이의 조직을 분할하기 위해 블레이드 채널 내에서 원위로 이동한다. 사용자(예를 들어, 외과의)가 블레이드 트리거(25)를 릴리즈할 때, 블레이드 스프링은 커팅 블레이드를 그의 원래 위치(예를 들어, 블레이드 채널 내의 쉬싱된 위치)로 리셋한다. 다양한 실시예들에 따르면, 작동기(24)는, 제1 및 제2 조들(31, 33)이 폐쇄 위치에 있고, 블레이드 트리거(25)의 누름이 커팅 블레이드의 최원위 위치로의 전진을 허용하기 전에 이동가능 핸들(23)이 폐쇄되고 래치되는 커팅 조건을 가질 수 있다.

[0060] 도 5는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 본원에서 설명되는 전기수술용 시스템의 동작들을 예시하는 순서도이다. 조직 밀봉에 관한 도면에 도시된 예시적인 프로세스는 임의의 수의 상이한 제어 프로세스들 또는 스크립트들을 사용하여 구현될 수 있다. 제어 프로세스들 또는 스크립트들은 전기수술용 시스템 상에 다운로드되고 전기수술용 시스템에 의해(예를 들어, 그 안에 포함된 프로세서를 통해) 실행될 수 있다. 일 실시예에서, 제어 프로세스들 또는 스크립트들은 전기수술용 발전기 상에 저장되고 실행될 수 있다. 다른 실시예에서, 제어 프로세스들 및 스크립트들은 전기수술용 발전기 및 전기수술용 기구 둘 다에 저장될 수 있다. 프로세스들 또는 스크립트들에 의해 수행되는 도 5에 설명된 단계들은 또한 외부 소스로부터 다운로드할 필요 없이 전기수술용 시스템 내

에서 내부적으로 구현될 수 있다.

[0061] 아래에 제공되는 것은 밀봉 프로세스의 일반적인 개요뿐만 아니라 본 명세서에 설명된 전기수술용 시스템과 관련한 보다 상세한 설명일 것이다. 일반적으로 조직을 밀봉하는 것은, 먼저 조직 내의 유체/물이 기화되기 시작하는 적절한 온도로 조직을 가열하는 것(즉, 건조)을 수반할 수 있다. 가열은 높은 전압 램프를 가지고 RF 에너지의 양을 제공함으로써 수행된다. 이는 온도가 빨리 가열되도록 한다.

[0062] 조직 융합은 일반적으로, 콜라겐 가교가 발생하기 시작하는 온도인 60℃ 부근에서 발생할 수 있다. 강하고 견고한 밀봉을 생성하기 위해, 유체/물은 조직으로부터 제거되어야 한다. 유체/물의 제거는 콜라겐 및 조직 내의 다른 단백질 구조들이 조직의 나머지 생물학적 구조들과 가교되어 내구성이 있는 밀봉을 생성할 수 있게 한다. 조직 내에 유체/물이 존재하면, 콜라겐 가교는 덜 내구성이 있는 젤라틴-유사 물질을 초래할 것이다.

[0063] 일단 유체/물의 기화가 검출되면, RF 에너지의 공급은, 조직의 온도가 현재 온도로 유지되도록 수정될 수 있어서, 조직이 과열될 가능성을 방지하면서 유체/물의 기화가 제어된 레이트로 계속되도록 한다. 또한, 조직으로부터 유체/물의 너무 빠른 제거는, 조직을 찢고 생성되는 밀봉을 손상시킬 수 있는 증기를 생성할 수 있다.

[0064] 일단 모든 유체/물이 조직으로부터 제거되면, 조직에 공급되는 RF 에너지가 종료될 수 있다. 이 시점에서, 조직의 밀봉이 완료된다.

[0065] 도 5에 도시된 순서도와 관련하여, 순서도는 본 출원에서 설명된 전기수술용 시스템을 사용하여 조직을 밀봉하기 위한 예시적인 프로세스를 설명한다. 도면에 도시된 프로세스는 전기수술용 시스템이 조직을 밀봉하도록 구성될 수 있는 하나의 방식이라는 점에 유의해야 한다. 조직을 밀봉하는 다른 방법들이 본 출원에 설명된 전기수술용 시스템의 교시들에 기초하여 당업자에게 명백해지는 바와 같이 가능할 것이다.

[0066] 먼저, 전기수술용 시스템은 전기수술용 발전기가 연결된 전기수술용 기구에 RF 에너지를 공급하는 것(71)으로 시작할 수 있다. 전기수술용 발전기는 전기수술용 기구에 제공되는 RF 에너지의 생성과 연관된 파라미터들을 초기에 설정할 수 있다. 예를 들어, 전기수술용 발전기는 가파른 전압 램프를 갖는 초기 전압 프로파일을 갖도록 RF 에너지를 생성할 수 있다(72). 초기 파라미터들(예를 들어, 전압 프로파일)은 전기수술용 발전기에 대한 디폴트 파라미터들일 수 있다. 일부 실시예들에서, 전기수술용 시스템이 RF 에너지를 어떻게 생성해야 하는지를 지시하는 동작 데이터(예를 들어, 메모리 모듈에 저장된 데이터, 사용자 인터페이스를 통한 사용자 입력)가 전기수술용 발전기에 (예를 들어, 사용자에 의해) 제공될 수 있다. 일 예로서, RF 에너지는, 미리-정의된 시간 기간(예를 들어, 75ms)에 걸쳐 40V의 초기값으로부터 60V의 최대값으로의 전압의 증가에 대응하는 전압 프로파일을 가질 수 있다. 다른 예에서, RF 에너지에 대한 전압 프로파일은 그 대신에, 동일한 미리-정의된 시간 기간(예를 들어, 75 ms)에 걸쳐 2500mA의 초기값으로부터 5000mA의 최대값까지 전류를 증가시킴으로써 구현될 수 있다.

[0067] RF 에너지가 초기 시간 기간 동안 조직에 (71 및 72를 통해) 램핑 방식으로 인가됨에 따라, 전기수술용 시스템은, RF 출력 피크 상태(73)가 발생했을 때를 검출하기 위해 조직에 인가되는 RF 에너지와 연관된 하나 이상의 상이한 파라미터들(예를 들어, 전압, 전류, 위상, 전력)을 모니터링할 수 있다. 그런 다음, 전기수술용 시스템은 RF 출력 피크 상태와 연관된 측정된 최대 전류를 사용하여 밀봉 프로세스를 겪는 조직의 진행을 추적하고 (후술되는 바와 같이) 사용되는 RF 에너지를 관리할 수 있다.

[0068] 일 실시예에서, RF 출력 피크 상태는, 모니터링되는 파라미터들(예를 들어, 전압, 전류, 위상, 전력) 중 하나 이상이 최대값 또는 피크에 도달할 때 전기수술용 시스템에 의해 검출될 수 있다. 예를 들어, RF 출력 피크 상태는, 조직 내로 드로우(draw)되는 전류를 모니터링하고 전류의 최대 양이 드로우된 때를 식별함으로써 (73에서) 식별될 수 있다.

[0069] 전기수술용 시스템은 또한 이중 밀봉/반복 밀봉 상태가 존재하는지 여부를 결정하도록 구성될 수 있다(74). 이중 밀봉/반복 밀봉 상태들은 현재 밀봉 프로세스를 겪고 있는 조직이 이전에 밀봉된 상황들에 대응한다. 이전에 밀봉된 조직은 조직으로부터 유체/물의 일부 또는 전부가 이미 제거되어 밀봉을 완료하기 위해 더 적은 RF 에너지를 필요로 한다. 따라서, 전기수술용 시스템은, 이미 하나 이상의 활성화(예를 들어, 이전의 밀봉 사이클)를 거친 조직들에 대한 RF 에너지의 인가를 감소시킬 때를 식별할 수 있다. 이렇게 함으로써, 전기수술용 시스템은 가피(eschar)(밀봉된 조직 파편) 축적, 조직 부착, 및/또는 열 확산과 같은 부정적 효과를 최소화하거나 또는 피할 수 있다.

[0070] (74에서) 이중 밀봉/반복 밀봉 상태가 존재하는지 여부를 결정하기 위해, 전기수술용 발전기는 현재 조직에 인가되는 RF 에너지와 연관된 하나 이상의 파라미터들을 모니터링할 수 있다. 그런 다음, 유사한 조직과 관련하여

이전에 획득된 최대 값과 현재 모니터링되는 파라미터 사이의 비교가 전기수술용 시스템에 의해 이루어질 수 있다. 예를 들어, 현재 모니터링되는 파라미터와 비교될 수 있는 유사한 조직 및/또는 미리 결정된 임계치들의 최대 값을 저장하는 템플릿이 사용될 수 있다. 현재 모니터링되는 파라미터가 윈도우 또는 범위(예를 들어, 최대 값의 백분율) 내에 있는 경우, 전기수술용 시스템은 이중/반복 밀봉 상태가 존재한다는 것을 결정할 수 있다. 따라서, 전기수술용 시스템은, (74에서) 식별된 이중/반복 밀봉 상태에 기초하여 조직에 전달되는 RF 에너지를 수정하도록 전기수술용 발전기에 지시할 수 있다. 예를 들어, 조직이 이전에 밀봉되었기 때문에, 더 적은 양의 RF 에너지가 조직으로부터 유체/물을 기화시키기 위해 대신 사용될 수 있다. 또한, 전기수술용 발전기는 또한, 밀봉 사이클의 다음 스테이지/단계(예를 들어, 75) 상으로 이동하도록 지시될 수 있어서 조직에 제공되는 RF 에너지의 양을 제한할 수 있다.

[0071] 일단 전기수술용 시스템이 RF 출력 피크 상태를 식별하거나(73) 또는 이중/반복된 밀봉 상태가 존재함을 식별하면(74), 전기수술용 시스템은 (75에서) 조직에 제공되는 RF 에너지를 수정할 수 있다. 특히, 전기수술용 발전기는, 일정한 레이트로 조직으로부터의 유체/물의 기화를 계속/유지하기 위해 사용될 수 있는 RF 에너지를 제공하는 것을 목표로 할 것이다. 일 예로서, 전기수술용 발전기는 점진적인 전압 램프를 구현하기 위해 RF 에너지의 전압 프로파일을 조정할 수 있다(75). 이러한 예에서, 전기수술용 시스템은, RF 에너지가 미리 정의된 초기 값(예를 들어, 35 V)으로부터 미리 정의된 시간 기간(예를 들어, 500ms)에 걸쳐 최대 값(예를 들어, 45 V)으로 점진적으로 증가하도록 전기수술용 발전기에 지시할 수 있다. 미리 정의된 초기 값은, 조직 과열의 가능성을 최소화하기 위해 밀봉 프로세스를 겪는 조직(또는 이전에 밀봉 프로세스를 겪은 유사한 조직)에 대해 측정된 최대값보다 작다는 것을 주목해야 한다.

[0072] (75에서) RF 에너지의 수정 동안, 전기수술용 시스템은 홀딩 조건을 모니터링할 수 있다(76). 예를 들어, 전기수술용 발전기가 RF 에너지에 대한 전압을 점진적으로 램핑함에 따라, 전기수술용 시스템은 (76에서) 전압의 램핑이 중지되어야 할 때를 나타내기 위해 홀딩 조건을 모니터링할 수 있다. 전기수술용 시스템은, 다양한 실시예들에서, 공급되는 RF 에너지 및 밀봉 프로세스를 겪는 조직과 연관된 다양한 파라미터들(예를 들어, 위상, 전압, 전류, 전력 및/또는 이들의 변화/레이트)을 측정, 계산 및/또는 모니터링하도록 구성될 수 있다. 홀딩 조건이 충족되는 경우(예를 들어, 측정된 위상 및/또는 전류가 미리 결정된 임계치 또는 정적 값에 도달하거나, 초과하거나, 또는 그 아래로 떨어지는 경우), 조직에 현재 제공되고 있는 RF 에너지는 전기수술용 발전기에 의해 그 현재 상태로 유지될 수 있다. 예를 들어, 전기수술용 시스템이, 미리 결정된 임계 값에 도달하거나 또는 그 아래로 떨어지는 위상을 측정하고 미리 결정된 임계 값에 도달하거나 또는 그 아래로 떨어지는 전류를 측정하는 경우, 전기수술용 발전기는 홀딩 조건이 충족된다고 지시를 받을 수 있다. 일단 홀딩 조건이 식별되면, 전기수술용 발전기는 RF 에너지의 점진적인 전압 램프를 조정하도록 지시되어 대신에 현재 전압 값을 유지(즉, 일정하게 홀딩)할 수 있다(77). 그러나, 측정되는 위상 및 전류가 미리 결정된 임계 값에 도달하지 않거나 또는 크로스(cross)하지 않는 경우, 그러면 전기수술용 발전기는 (76에서) 홀딩 조건을 여전히 모니터링하면서 (75에서) 점진적인 램핑 방식으로 RF 에너지를 계속 공급하면서 미리 정의된 시간 기간을 기다리도록 지시될 수 있다.

[0073] 일단 전기수술용 발전기가 (77에서) RF 에너지를 일정하게 유지하도록 지시되면, 전기수술용 시스템은 종료 조건(78)이 만족되었을 때를 모니터링하고 식별하도록 구성될 수 있다. 종료 조건이 검출될 때, 전기수술용 시스템은, 밀봉 사이클이 밀봉되는 현재 조직에 대해 완료되었다는 것을 결정할 것이다. 예를 들어, 일부 종료 조건들은 (77에서) 홀딩 조건이 전기수술용 시스템에 의해 검출된 후에 경과하는 미리 결정된 시간 기간에 대응할 수 있다. 하나 이상의 파라미터들(예를 들어, 전류, 전력, 전압, 위상)이 전기수술용 시스템에 의해 미리-결정된 임계치들에 도달하거나, 이들을 초과하거나, 또는 그 아래로 떨어지는 것으로 측정될 때 다른 종료 조건이 충족될 수 있다. 어떠한 경우이든지, 일단 종료 조건이 만족된 것으로 전기수술용 시스템에 의해 결정되면, 전기수술용 시스템은, 조직에 대해 수행되는 밀봉 프로세스를 종료할 종료 절차들을 개시할 수 있다. 전기수술용 시스템에 의해 수행되는 종료 명령어들은, 전기수술용 발전기에 의해 발생되고 있었던 RF 에너지의 조직으로의 공급을 종료/중지하는 것(79)을 포함할 수 있다.

[0074] 밀봉 사이클의 시작 전에(예를 들어, 71 전에), 전기수술용 시스템은 전기 단락 또는 개방 회로 상태가 검출되는지 여부를 결정하기 위해 전기수술용 기구에서 임피던스를 측정하도록 구성될 수 있는 것이 가능할 수 있다. 이러한 결정은, 전기수술용 발전기로부터 연결된 전기수술용 기구로 전달되는 저전압 측정 신호를 사용하여 전기수술용 시스템에 의해 수행될 수 있다. 측정된 임피던스는, 전기수술용 기구에 의해 파지된 조직이 동작 범위(예를 들어, 2-200Ω) 내에 있는지 여부를 결정하기 위해 전기수술용 시스템에 의해 사용될 수 있고, 이에 의해 조직의 충분한 양(예를 들어, 부피)이 파지되었음을 나타낼 수 있다. 이러한 초기 임피던스 체크가 통과되는 경

우, 전기수술용 발전기는 전기수술용 기구에 RF 에너지를 공급하기 시작하도록 지시될 수 있다. 그러나, 초기 임피던스 체크가 실패하는 경우, 전기수술용 시스템은 오류 신호를 출력하고 사용자(예를 들어, 외과의)에게 알릴 수 있다. 이러한 방식으로, 사용자는 더 많은 양(예를 들어, 부피)의 조직을 파지하기 위해 전기수술용 기구를 재-조정할 것을 통보 받을 수 있다. 일단 RF 에너지가 전기수술용 발전기로부터 전기수술용 기구에 공급되고 있으면(71), 임피던스/저항은 다시 측정될 필요가 없다.

[0075] 이상의 내용이 일반적으로 전기수술용 시스템 및 전기수술용 시스템이 조직의 밀봉 프로세스와 함께 구현될 수 있는 방법을 설명하지만, 상이한 유형들, 두께들 및/또는 상태(예를 들어, 이중/반복 밀봉)와 같은 상이한 특성을 갖는 조직들과 함께 전기수술용 시스템을 사용할 때 또한 고려될 필요가 있는 다양한 시나리오들이 존재한다. 본 발명의 다음 섹션은 밀봉되는 조직의 유형, 두께, 및/또는 상태를 보다 정확하게 식별하기 위해 전기수술용 시스템에 의해 고려되고 구현될 수 있는 세부사항들 및 프로세스들을 설명할 것이다. 식별에 기초하여, RF 에너지는 상이한 조직들에 대해 밀봉 프로세스를 수행하기 위해 전기수술용 시스템에 의해 더 양호하게 조정될 수 있다.

[0076] 전기수술용 시스템이 밀봉 프로세스를 적절히 수행하기 위해 식별할 필요가 있을 수 있는 하나의 세부사항은 밀봉되는 조직의 두께이다. 조직의 두께는 밀봉 프로세스를 수행하는 데 필요한 RF 에너지의 양에 영향을 줄 수 있다. 추가로, 조직의 두께는 또한 조직에 인가되는 RF 에너지의 다른 파라미터들(예를 들어, 전압 프로파일, 전류)에 영향을 줄 수 있다. 일 예에서, 두꺼운 조직(예컨대 근육 및 지방)은 얇은 조직(예컨대 결장간막 또는 장간막)보다 더 적은 전류를 드로우하는 경향이 있다. 따라서, 더 두꺼운 조직에 대한 밀봉 사이클은 더 얇은 조직보다 완료하는데 더 오래 걸리는 경향이 있을 수 있다. 추가로, 더 두꺼운 조직에 의해 필요한 밀봉 사이클 동안의 RF 에너지의 양은 또한, 전자의 더 두꺼운 조직에서 기화될 더 많은 물/유체가 존재할 수 있기 때문에 더 얇은 조직보다 더 클 수 있다. 따라서, 전기수술용 시스템이 밀봉 프로세스에서 조직 두께를 조기에 식별하는 방법을 제공하는 것은, 전기수술용 시스템의 더 양호한 구성을 가능하게 하여 밀봉 프로세스를 수행하기 위해 최적의 양의 RF 에너지가 사용될 수 있게 한다.

[0077] 도 6 및 도 7은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 전기수술용 시스템과 관련하여 밀봉 프로세스 또는 그 측면들에 관한 샘플 실험 데이터의 그래픽 표현들이다. 구체적으로, 샘플 실험 데이터는 상이한 두께들을 갖는 조직에 인가되는 RF 에너지에 대한 다양한 전압 프로파일들을 예시한다.

[0078] 각각의 예에서, 전기수술용 시스템(예를 들어, 전기수술용 발전기)은 전기수술용 기구를 통해 (다양한 두께의) 조직을 밀봉하거나 또는 융합하기 위해 사용될 RF 에너지를 공급한다. 전기수술용 시스템은 전기수술용 발전기에 의해 전기수술용 기구에 공급되는 RF 에너지를 제어/수정하도록 구성된다. 한편, 전기수술용 시스템은, 전기수술용 기구가 조직을 적절하게 가열하여 조직 내의 유체/물을 증발시키고 이어서 밀봉을 완료하기에 적절한 온도를 유지할 수 있도록 전기수술용 기구에 충분한 RF 에너지를 제공할 필요가 있다. 그러나, 전기수술용 시스템은 또한, 밀봉 프로세스를 겪는 조직에 대한 손상을 최소화하거나 또는 방지하기 위해 조직이 과도한 양의 RF 에너지에 노출되지 않도록 보장할 필요가 있다.

[0079] 도 6은 상이한 조직 두께를 밀봉하기 위해 사용되는 적절한 온도로 조직을 가열하기 위해 전기수술용 시스템에 의해 사용되는 RF 에너지와 연관된 예시적인 전압 프로파일을 도시한다. 각각의 전압 프로파일은 전기수술용 시스템에 의해 다양한 두께의 조직들에 인가되는 RF 에너지와 연관된 전압을 나타낸다.

[0080] 전기수술용 시스템은 밀봉되는 조직의 유형에 관계없이 밀봉 사이클 동안 빠르게 증가하는 전압(400)을 갖는 RF 에너지의 유사한/동일한 초기 스테이지를 구현한다. 빠르게 증가하는 전압(400)은 최소 시간 기간에 걸쳐 증가하여 가파른 전압 기울기(또는 변화의 레이트)를 초래하는 전압을 갖는 RF 에너지에 대응한다. 측정된 최대 전압 레벨(410)은, 밀봉되는 조직이 건조(예를 들어, 조직 내의 유체/물 기화)를 개시하기에 충분한 온도로 가열될 때를 식별하기 위해 사용될 수 있다. 밀봉 사이클의 초기 스테이지(가파른 전압 램프와 관련됨)의 목적은, 건조가 가능한 한 빨리 일어날 수 있는 때에 대응하는 온도까지 조직을 가열하는 것이다. 일부 실시예들에서, 초기 전압 램프(전압 펄스로도 지칭됨)를 구현하는 전기수술용 시스템은 지속 기간을 맞춤화할 수 있다. 예를 들어, 전기수술용 시스템은 정적, 고정된 또는 미리 정의된 값보다는 전기수술용 기구와 접촉하는 조직의 유형에 기초하여 초기 전압 램프의 지속 기간을 가질 수 있다.

[0081] 최대 전압 레벨(410)이 조직에 얼마나 오래 인가될 것인지를 식별함으로써, 전기수술용 시스템은, 조직에 대한 기화가 제어된 레이트로 계속될 수 있음을 보장하기 위해 밀봉되는 조직(예를 들어, 두께)에 기초하여 그에 따라 후속 전압 프로파일(420, 430, 440)을 조정할 수 있다. 전기수술용 시스템이 기화가 시작될 때를 식별하지 못하는 것은, 최적의 양보다 더 적은 RF 에너지가 사용될 것이기 때문에, 더 약한 버스트 압력, 더 많은 열 확

산 및/또는 조직 부착뿐만 아니라 더 긴 밀봉 사이클들을 초래할 수 있다. 예를 들어, 기화가 실제로 시작되기 전에 너무 일찍 (420-440에 대응하는) RF 에너지의 전압 프로파일에 대한 조정들이 전기수술용 시스템에 의해 이루어지는 경우, 조직은 조직으로부터 유체/물을 제거하기에 적절할 온도까지 가열되지 않았을 수 있다. RF 에너지의 후속 인가들은 주로 유체/물을 제거하기 위해 사용되기 보다는 조직을 가열하기 위해 여전히 사용될 것이며, 이에 의해 밀봉 사이클이 종료될 때(예를 들어, 타이밍 조건) 조직 내에 남아있을 일부 유체/물을 초래한다. 한편, 전기수술용 시스템에 의한 조정들이 기화가 시작된 후 너무 늦게 (420-440에 대응하는) RF 에너지의 전압 프로파일에 대해 이루어지는 경우, 조직은 여전히 증가하는 또는 높은 양의 RF 에너지에 노출될 수 있다. 조직에 대한 RF 에너지의 과다-노출은 조직을 과열하고 손상시켜 조직 및 밀봉 품질에 부정적인 영향을 줄 수 있다.

[0082] 도면에 도시된 바와 같이, RF 에너지에 대한 최대 전압의 인가는 조직의 두께에 기초하여 지속 시간이 변화할 수 있다. 더 얇은 조직은 더 두꺼운 조직보다 더 빠르게 기화점(vaporization point)에 도달할 수 있어서(예를 들어, 더 얇은 조직은 가열하기 더 적을 뿐만 아니라 제거하기 위한 더 적은 유체/물을 가질 수 있음), 그에 의해 최대 전압의 더 적은 지속 기간을 필요로 한다. 동시에 동일/유사한 기화점에 도달하는 조직들을 비교함으로써, 전기수술용 시스템은 이러한 조직들이 유사한 두께를 갖는다는 것을 결정할 수 있다.

[0083] 대안적으로, 유사한 두께들을 갖는 조직을 식별하는 것은 또한, 조직이 기화가 시작되는 온도에 도달하기 위해 걸리는 총 시간과 그 시점에서의 측정된 전류 값을 비교하는 비율을 계산하는 것에 기초하여 전기수술용 시스템에 의해 결정될 수 있다. 따라서, 더 얇은 조직은 더 낮은 비율 값을 가질 것인 반면, 더 두꺼운 조직은 더 높은 비율 값을 가질 것이다. 이러한 비율들은, 전기수술용 시스템이, 예를 들어, 유사한 비율을 갖는 과거 조직에 제공된 것에 기초하여 밀봉되는 조직에 RF 에너지에 대한 적절한 전압 프로파일을 제공할 수 있도록 메모리(예를 들어, 템플릿)에 저장될 수 있다.

[0084] 일 실시예에서, 전기수술용 시스템은, 밀봉되는 조직과 연관된 상이한 특성들에 기초하여 RF 에너지가 식별될 필요가 있을 수 있는 방법을 식별하는 명령어들을 (메모리 모듈 또는 임의의 다른 데이터 저장 디바이스 내에) 저장할 수 있다. 예를 들어, 제1 두께를 갖는 조직은 특정 전압 프로파일이 제공될 필요가 있는 반면, 제2 상이한 두께를 갖는 상이한 조직은 상이한 전압 프로파일이 제공될 필요가 있을 수 있다. 상이한 조직 유형들, 두께들 및/또는 조건들(예를 들어, 반복 밀봉들) 및 전기수술용 시스템이 실행(예를 들어, RF 에너지를 변경/수정, RF 에너지를 종료)할 수 있는 대응하는 명령어들 사이의 관계들은 템플릿으로서 저장될 수 있고, 필요에 따라 전기수술용 시스템에 의해 이용될 수 있다. 템플릿은 (전기수술용 발전기 및/또는 전기수술용 기구의) 제조자, 사용자(예를 들어, 외과의), 또는 일부 다른 당사자(예를 들어, 관리자)와 같은 임의의 수의 상이한 엔티티들에 의해 맞춤화되고 업데이트될 수 있다. 전기수술용 시스템에 대한 템플릿은 별도의 컴퓨팅 디바이스 상에 다운로드되어, 예를 들어, 외부 메모리 디바이스(USB)를 통해 전기수술용 시스템으로 전송되고, 메모리 모듈에 저장될 수 있다.

[0085] 일부 경우들에서, 템플릿은 (예를 들어, 메모리 모듈을 통해) 전기수술용 기구에 저장될 수 있다. 상이한 전기수술용 기구들은 조직과 상호 작용하고 및/또는 다른 전기수술용 기구들(예를 들어, 조직에 대한 전극 크기 및 전극 접촉)와 상이하게 동작할 수 있다. 따라서, 특정 전기수술용 기구와 호환되도록 전기수술용 시스템의 동작을 특별히 구성하기 위해 전기수술용 시스템에 의해 사용될 수 있는 데이터(예를 들어, 동작 명령어들, 템플릿들)가 또한 유용할 수 있다. 전기수술용 기구가 전기수술용 발전기에 연결될 때, 그런 다음 전기수술용 기구와 연관된 템플릿은 즉시 뿐만 아니라 후속하는 장래의 동작들에서 사용하기 위해 전기수술용 발전기에 제공되고 저장될 수 있다.

[0086] 최대 전압의 구현에서의 차이에 대한 다른 가능한 이유들은 또한 전기수술용 기구에 의해 파지된 밀봉되는 조직의 양(예를 들어, 부피) 및/또는 밀봉을 겪는 조직의 유형에 기초할 수 있다. 두께와 마찬가지로, 다른 유형들의 조직(예를 들어, 지방, 근육)을 분류하는 다른 템플릿들이 또한 전기수술용 시스템에 제공될 수 있어서, 전기수술용 시스템은 일단 조직의 유형이 식별되면 적절한 RF 에너지를 제공하는 데 이를 이용할 수 있다.

[0087] 밀봉되는 상이한 유형의 조직 각각에 대한 RF 출력 피크 상태를 획득하는 것을 목적으로 하는 전기수술용 시스템을 이용하면, 전기수술용 시스템(또는 특히 전기수술용 발전기)이 RF 에너지를 공급할 수 있는 시간의 양이 변화될 수 있다. 예를 들어, 도 7에 예시된 바와 같이, RF 출력 피크 상태들은 상이한 부피들의 조직에서 상이한 시간에 발생한다. RF 출력 피크 상태들이 발생하는 타이밍에 영향을 줄 수 있는 다른 인자들은 또한 조직의 두께 및/또는 조직이 과거에 밀봉 프로세스를 겪었는지 여부를 포함할 수 있다.

[0088] 일반적으로, RF 출력 피크 상태는, 더 두꺼운 조직이 더 얇은 조직에 비해 가열하기 위해 더 오래 걸리기 때문

에 더 두꺼운 조직에 대한 밀봉 사이클에서 더 늦게 발생한다. 일 예로서, 도 7은 작은 조직 부피에 대한 RF 출력 피크 상태가 250 ms(121a) 부근에서 발생할 수 있다는 것을 예시한다. 한편, 동일한 도면은, 큰 조직 부피에 대한 RF 출력 피크 상태가 밀봉 사이클에서 1250ms(121c)만큼 늦게 발생할 수 있음을 보여준다. 위에서 언급된 바와 같이, RF 출력 피크 상태는, 조직 내의 유체/물의 기화가 시작될 때의 온도까지 조직을 가열하기에 충분한 RF 에너지가 조직에 제공된 시점에 대응한다. 따라서, RF 출력 피크 상태에서의 피크의 높이는, 더 많은 "스터프(stuff)"를 갖는 것에 대응하는 더 높은 피크 값들을 갖는 더 큰 표면적을 갖는 조직들이 전기수술용 기구에 대해 전기적으로 병렬 저항이거나 또는 이로 작용하기 때문에, 밀봉을 겪는 조직의 표면적에 기초하여 결정될 수 있다.

[0089] 밀봉 사이클을 겪는 조직의 부피 및/또는 두께와 무관하게, 조직을 밀봉하는 시간의 양은 미리-결정된 최대 시간 임계치 또는 한계로 제한될 수 있다. 미리-결정된 최대 시간 임계치 또는 한계는, 사용자(예를 들어, 외과의)가 필요 이상으로 더 길게 RF 에너지를 조직에 인가할 수 있는 상황들을 최소화하거나 또는 방지하는 수단으로서 수립될 수 있다. RF 출력 피크 상태에 실제로 도달하지 않고 미리-결정된 최대 시간 임계치(예를 들어, 정적 시간 기간)를 설정하는 것의 부정적인 면은, 전기수술용 시스템이 (예를 들어, 작은 조직 부피에 대해) 필요보다 더 오래 RF 에너지를 인가하거나 또는 전기수술용 시스템이 (예를 들어, 큰 조직 부피에 대해) 충분한 RF 에너지를 인가하지 않는 시나리오들로 이어질 수 있다. 따라서, 이상적인 것에 가까운 또는 최적의 RF 에너지 조사량을 허용함으로써, 각각의 끝(예를 들어, 너무 길게 RF 에너지를 인가하는 것 및 RF 에너지를 충분히 길게 인가하지 않는 것)에서 성능의 균형을 맞추기 위해 전기수술용 시스템에 의해 동적 전압 램프가 구현될 수 있다. RF 출력 피크 상태를 신속하게 달성하도록 구성된 전기수술용 시스템을 가짐으로써, 전기수술용 시스템은 조직 무결성을 손실하거나 또는 감소시키지 않으면서 조직의 전체 밀봉을 최적화할 수 있고 조직을 밀봉하는 시간을 감소시킬 수 있다.

[0090] 전술한 바와 같이, (RF 출력 피크 상태가 물 기화점 또는 상태를 나타내거나 또는 그에 대응함에 따라) 전기수술용 시스템은 조직을 RF 출력 피크 포인트로 신속하게 가져오기 위해 초기 높은 전압 램프 또는 펄스를 제공하도록 구성된다. 물 기화점 또는 상태는, 조직 온도가 가장 높고 조직에서 물 기화가 발생하기 직전에 발생한다. 예시적인 밀봉 프로세스에서, 전기수술용 시스템은, RF 에너지의 전압을 빠르게 증가하는 변화의 레이트(예를 들어, 밀리초당 10 볼트의 레이트)로 높은(예를 들어, 미리-결정된 최대치보다 40% 이상) 전압으로 수정하도록 전기수술용 발전기에 지시할 수 있다. RF 에너지의 전압의 증가는 RF 출력 피크 상태를 신속하게 달성하기 위해 사용되는 동적 전압 램프 또는 펄스를 제공하기 위해 수행된다.

[0091] RF 출력 피크 상태는, 밀봉되는 조직으로부터 증기가 생성되기 시작할 때 사용자(예를 들어, 외과의)에 의해 시각적으로 관찰될 수 있다. 그러나, 이러한 시각적 관찰은 신뢰할 수 없을 수 있다. 예를 들어, RF 출력 피크 상태가 밀봉 사이클 상에서 이동하기 전에 적절하게 식별되지 않는 경우, 조직은 언더-펄싱(under-pulse)될 수 있다. 구체적으로, 기화 또는 피크 포인트가 초기 전압 램프 또는 펄스 동안 도달되지 않는 경우(예를 들어, 언더-펄싱), 후속 전압 강하 및 점진적인 램프-업은 밀봉 사이클이 진행됨에 따라 조직 내의 유체/물의 기화를 늦출 수 있다. 언더-펄싱되는 조직은 그의 유효 밀봉 사이클(예를 들어, 물의 제거)을 예상된 것보다 훨씬 더 늦게 시작하여, 동일한 시간 기간 내에 제거되는 총 물의 양이 줄어드는 것을 야기한다. 따라서, 조직에서 RF 출력 피크 상태가 발생(예를 들어, 건조가 시작)하는 때를 적절하고 정확하게 식별하는 것이 중요할 수 있다.

[0092] 동적 램프 방법론을 사용함으로써, 전기수술용 시스템은, 밀봉 사이클로 추가로 진행하기 이전에 (부피에 관계없이) 조직이 이것의 최적 RF 출력 피크 상태 포인트에 빠르게 도달될 수 있다는 것을 보장할 수 잇다. 이렇게 함으로써, 언더-펄싱(또는 조직이 RF 출력 피크 상태에 도달하도록 하기에 충분한 RF 에너지를 제공하지 않음)의 가능성이 극적으로 감소된다. 또한, 언더-펄싱의 가능성을 감소시킴으로써, 동적 전압 램프 또는 펄스 이후의 평균 RF 전달은 밀봉 품질에 영향을 미치지 않고 시간에서 단축되거나 또는 전력에서 낮아질 수 있다. 이는, 일단 RF 출력 피크 상태가 수립될 수 있으면, 전기수술용 시스템의 초점 또는 주의는 조직을 가열하는 것과 연관된 변동성이 아니라 조직으로부터 유체/물을 효율적으로 제거하는 데 집중될 수 있기 때문이다.

[0093] 전기수술용 시스템에 의해 RF 출력 피크 상태가 발생하는 때를 결정하는 것은 특히 실시간으로 어려울 수 있다. (잡음 또는 유사한 변동들, RF 에너지 출력의 측정의 부정확성과 같은) 다양한 인자들은 전기수술용 시스템에 의한 RF 출력 피크 상태의 결정을 모호하게 하거나 또는 지연시킬 수 있다. 일부 실시예들에서, 전기수술용 시스템은 이러한 부정확성들을 평활화 또는 필터링하는 것을 구현할 수 있고, 이는 전기수술용 시스템이 RF 출력 피크 상태를 검출 또는 결정할 수 있는 방법을 향상시키는 것을 도울 수 있다. 그러나, 필터 프로세싱 및 유사한 것을 구현하는 전기수술용 시스템과 관련된 지연들은 RF 출력 피크 상태의 실시간 결정을 지연시킬 수 있다. RF 출력 피크 조건의 실시간 결정을 지연시키는 하나의 부정적인 면은, 전기수술용 시스템이 조직을 오버-펄싱

(over-pulse)(즉, 너무 많은 RF 에너지를 제공)할 수 있다는 것이다.

[0094] 조직의 지연 또는 잠재적인 오버-펄싱을 피하거나 또는 감소시키기 위해, 전기수술용 시스템은 하나 이상의 상태-기반 임계치들을 이용할 수 있다. 상태-기반 임계치들은 RF 출력 피크 상태에 대응하는 예측된 최대 전류 값에 기초하여 밀봉 프로세스 동안 상이한 조건들 또는 상태들을 식별하기 위해 사용될 수 있다. 일 실시예에서, 상태-기반 임계치들은 예측된 최대 측정된 전류의 백분율(예를 들어, 예측된 최대 전류 값 또는 윈도우의 80%)일 수 있다. 다른 실시예들에서, 상태-기반 임계치들은 정적 오프셋들(예를 들어, 예측된 최대값 또는 윈도우 내에서 또는 그 아래 400mA 또는 30W)일 수 있다. 일부 실시예들에서, 상태-기반 임계치들은 예측된 측정된 최대 전류에 기초하여 백분율 및 정적 오프셋 둘 모두의 조합을 통합할 수 있다.

[0095] 다양한 실시예들에서, 상태-기반 임계치들은 전류, 전압, 전력과 같은 출력되는 RF 에너지와 연관된 다양한 파라미터들에 기초할 수 있다. 그러나, 본 출원의 목적을 위해, 본 명세서에 설명된 실시예들은 (다른 파라미터들이 또한 가능하지만) 파라미터로서 전류를 이용할 것이다. 전기수술용 시스템은, 상태-기반 임계치들 중 하나 이상이 도달되거나 또는 크로스될 때를 검출하기 위해 출력되는 RF 에너지와 연관된 파라미터들을 모니터링할 것이다. 상태-기반 임계치들을 사용함으로써, 전기수술용 시스템은 조직에 대한 밀봉 프로세스의 다음 단계/스테이지 상으로 이동할 때를 결정할 수 있다.

[0096] 일 예에서, 상태-기반 임계치들은 유체/물의 기화(즉, 건조)가 조직에서 발생하는 때를 모니터링하기 위해 사용될 수 있다. 일 실시예에서, 일단 최대 전류 값이 획득되면, 전기수술용 시스템은 건조가 시작될 때에 대응하는 최대 측정된 전류를 사용하여 백분율-기반 상태-기반 임계치(예를 들어, 80%)를 계산할 수 있다. 전기수술용 시스템에 의해 사용되는 상태-기반 임계치는 또한 과거 수집된 데이터 및 건조가 일반적으로 다른 유사한 조직에 대해 발생할 때의 최대 측정된 전류 값과 최대 전류 값 사이의 상관에 기초할 수 있다. 전기수술용 시스템이 측정된 전류가 백분율-기반 상태-기반 임계치에 도달하거나 및/또는 크로스했다는 것을 검출할 때, 전기수술용 시스템은 조직 내에서 건조가 발생했는지 여부에 관한 결정을 내릴 수 있다. 이러한 방식으로, 전기수술용 시스템은, 이러한 백분율-기반 상태-기반 임계치에 도달할 때까지 밀봉 프로세스의 다음 단계(예를 들어, 출력되는 RF 에너지의 전압 레벨을 조정함) 상으로 이동하지 않기로 결정할 수 있다. 전기수술용 시스템은, 밀봉 프로세스의 다음 단계가 수행되기 전에(예를 들어, 전압이 조정되기 전에) 측정된 파라미터(예를 들어, 전류)가 상태-기반 임계치에 도달했는지 또는 크로스했는 여부를 모니터링하고 검출함으로써 건조가 발생했음을 보장하기 위해 상태-기반 임계치들을 사용할 수 있다.

[0097] 따라서, 더 낮은(또는 더 큰 오프셋의) 상태-기반 임계치가 최대 측정된 값에 기초할수록, RF 에너지 출력의 빠르게 증가하는 전압이 조직에 더 길게 인가될 필요가 있을 수 있다. 그러나, 전기수술용 시스템에 의해 증가하는 전압을 구현하는 지속 기간의 증가는 조직을 오버-펄싱할 가능성을 초래할 수 있다. 따라서, 전기수술용 시스템은 잡음과 같은 외부 요인들로 인해 건조가 실제로 발생하기 전에 RF 출력의 전압을 조기에 중단하거나 또는 강하시킬(예를 들어, 언더-펄싱할) 가능성이 더 적을 수 있다.

[0098] 이상의 내용은, 상태-기반 임계치(최대 측정된 전류 값에 기초함)가 밀봉 프로세스의 단계들/스테이지들 중 하나(예를 들어, 조직에서의 건조의 시작)를 식별하기 위해 사용되는 실시예를 설명한다. 다른 상태-기반 임계치들은 또한 밀봉 프로세스에서 다른 단계들/스테이지들(예를 들어, RF 에너지의 출력이 종료되어야 할 때)을 식별하기 위해 사용될 수 있다.

[0099] 다양한 실시예들에서, 전기수술용 시스템은 상태-기반 임계치들을 계산할 때 사용하기 위한 예측된 최대 값(예를 들어, 전압, 전류)을 기록하거나 또는 저장할 수 있다. 그러나, 기록된/저장된 값이 실제 최대 값임을 보장하기 위해, 전기수술용 시스템은 저장된 예측된 최대 값을 초과하는 후속 측정들에 대해 계속해서 모니터링할 수 있다. 다양한 실시예들에서, 전기수술용 시스템은 미리-결정된 시간 기간 동안 설정된 간격들(예를 들어, 매 50ms마다)로 출력되는 RF 에너지와 연관된 파라미터들을 모니터링하거나 또는 기록한다. 이러한 시간 기간 동안, 전기수술용 시스템은 최근에 모니터링된 파라미터를 저장된 최대 값과 비교하여 새로운 최대치가 발생했는지 여부를 결정한다. 이것이 발생할 때, 현재 모니터링된 값이 "새로운" 최대 값으로 저장된다. 일단 미리-결정된 시간 기간이 만료되고 새로운 최대값이 검출되지 않는 경우, 이전에 기록된 최대 값이 사용된다.

[0100] 전술한 바와 같이, 전기수술용 시스템은 상태-기반 임계치들을 사용하여 밀봉 프로세스에 대한 상이한 단계들/스테이지들이 발생할 수 있는 때를 정의할 수 있다. 예를 들어, 밀봉 프로세스는 출구 조건들(예를 들어, 임계치들)을 갖는 일련의 상이한 단계들/스테이지들에 의해 특징지어질 수 있다. RF 에너지가 인가되고 관심의 값이 변화함(예를 들어, 전력, 전압, 및/또는 전류가 증가함)에 따라, 일련의 상이한 단계들 또는 상태들이 진행되거나 또는 캐스케이딩(cascade)된다. 상태들의 수를 증가시킴으로써, 캐스케이드의 분해능이 증가한다. 그러나,

캐스케이드의 분해능에 의존하면, RF 출력 피크 상태를 결정함에 있어서 일부 정확도가 또한 손실될 수 있다. 상태들 또는 단계들의 캐스케이드 또는 유사한 진행을 사용함으로써, 전기수술용 시스템으로부터 요구되는 계산 자원들은 덜 집중적일 수 있다. 또한, 전기수술용 시스템은, 조직에 인가되는 RF 에너지를 결정하고 관리함에 있어서 전기수술용 시스템에 의해 요구되는 계산 자원들을 감소시키는 방법을 또한 제공하는 저장된 변수들(예를 들어, 측정된 최대 값)의 사용을 요구하지 않을(또는 적어도 최소화할) 수 있다.

[0101] 본 명세서에 설명된 다양한 실시예들에 따르면, 전기수술용 시스템은 예측된 값에 백분율(예를 들어, 80%)을 곱함으로써 예측된 또는 측정된 최대 값으로부터 계산되는 상태-기반 임계치(전압 또는 전류와 같은 파라미터와 연관됨)를 이용할 수 있다. 더 높은 예측된 최대치들은 특정 이벤트들(예를 들어, 건조가 발생한 때)을 트리거하거나 또는 식별하기 위해 관심있는 값(예를 들어, 전류 또는 전력)에서의 더 큰 강하를 요구할 수 있다. 일부 실시예들에서, 상태-기반 임계치는 정적 오프셋 값(예를 들어, - .5V, 30 W, 400mA)을 도입함으로써 계산될 수 있다. 예측되거나 또는 측정된 최대 값에 의존하면, 정적 오프셋들은 백분율 계산보다 작거나 또는 큰 값을 초래할 수 있다. 임의의 경우에, 정적 오프셋들이 특정 부정확성(예를 들어, 잡음의 진폭보다 더 높게 설정됨)을 고려하도록 설정될 수 있기 때문에, 전기수술용 시스템에서 잡음 또는 유사한 부정확성의 진폭이 알려져 있을 때 정적 오프셋들이 유용할 수 있다. 다양한 실시예들에서, 전기수술용 시스템은, RF 출력 피크 상태의 식별 또는 결정을 향상시키기 위해 및/또는 상태-기반 임계치들의 계산을 위해, 병렬로, 직렬로 및/또는 변화하는 순서로 작용하는 정적 오프셋 및 백분율 계산 둘 모두의 조합을 이용한다. 이러한 정적 오프셋들 및 백분율들의 조합은, 알려진 부정확성들을 고려하기 위해 또는 예측된 또는 측정된 최대 값이 상태-기반 임계치를 트리거하기 위한 관심 값의 더 큰 강하가 희망되지 않는 특정 임계치에 도달할 때 상이한 상황들에서 유용할 수 있다.

[0102] 전기수술용 시스템이 관심 값(예를 들어, 전류, 전압 및/또는 전력)의 변화의 레이트를 모니터링함에 따라, 전기수술용 시스템은 RF 출력 피크 상태의 발생을 예측하고 검출할 수 있다. 추가로, 전기수술용 시스템은 또한 관심 값과 연관된 도함수(derivative) 또는 변화의 레이트를 모니터링하고 계산할 수 있다. 도함수 계산은, RF 출력 피크 상태가 진정한(true) 피크와 연관되는지 여부 또는 진정한 피크가 (특히 다수의 피크들이 존재하는 상황들에서) 현재 검출된 피크에 근접하거나 또는 그 후에 발생하는 피크에 가까운지 여부를 식별하는 데 유용하다. 본 명세서에서 언급된 바와 같이, 진정한 피크는 밀봉 프로세스 동안 - 특히 초기 전압 램프 동안 전기수술용 시스템에 의해 획득된 파라미터(예를 들어, 전류)에 대한 절대 최대 측정 값에 대응한다. 진정한 피크는, (특히 밀봉되는 조직이 다양한 두께의 섹션을 갖는 상황에서) 조직의 전체가 건조를 시작하기에 충분한 온도로 가열되는 밀봉 사이클 동안의 포인트에 대응한다.

[0103] 다양한 실시예들에서, 전기수술용 시스템은, 검출된 피크가 RF 출력 피크 상태에 대응하는지 여부를 결정하기 위해 RF 출력의 파라미터(예를 들어, 전류, 전압)를 조정/수정하도록 구성된다. 예를 들어, 전기수술용 시스템은 (전기수술용 발전기 및/또는 RF 증폭기로의 명령어들을 통해) 밀봉되는 조직에 인가되는 RF 에너지와 연관된 파라미터(예를 들어, 전류)를 점진적으로 램프 업할 수 있다. 전기수술용 시스템은 또한 전기수술용 발전기를 전류 조절의 상태로 위치시킬 수 있다. 전류 조절 값이 더 많은 전류를 취함에 있어서 밀봉되는 조직의 능력을 초과할 때, 전기수술용 시스템은 더 이상 전류 조절되지 않을 수 있고, 이에 의해 전기수술용 시스템이 조절을 스위칭함에 따라 전압이 급격하게 증가할 수 있다. 전술된 전압의 급격한 증가는 RF 출력 피크 상태의 표시 또는 결정으로서 사용될 수 있다. 이와 같이, 전기수술용 시스템은 RF 출력 피크 상태에 대응할 관심 파라미터(예를 들어, 전류, 전압)에 기초하여 예측된 최대 값을 획득하기 위한 다른 방법으로서 이러한 방법 또는 메커니즘을 사용할 수 있다.

[0104] 다양한 실시예들에서, 오류 또는 예기치 않은 결과가 발생하는 경우, 전기수술용 시스템은 수행되는 밀봉 프로세스와 관련된 단계들(예를 들어, 밀봉되는 조직에 RF 에너지를 공급하는 것)을 종료할 수 있다. 다양한 실시예들에서, 전기수술용 시스템에 의해 검출된 예시적인 오류들은 전기 단락 또는 개방 회로의 검출을 포함할 수 있다.

[0105] 검출된 전기 단락 회로 오류는, 전기수술용 발전기에 의해 공급된 RF 에너지의 측정된 위상각이 미리 결정된 위상 값(예를 들어, 60도)과 동일하거나 또는 이를 초과할 때 전기수술용 발전기에 의해 결정될 수 있다. 검출된 개방 회로 오류는, 공급된 RF 에너지의 측정된 전류가 미리 결정된 값(예를 들어, 100 밀리암페어)과 동일하거나 또는 그 미만이고 및/또는 공급된 RF 에너지의 측정된 전압이 미리 결정된 값(예를 들어, 50 볼트)과 동일하거나 또는 이를 초과할 때 전기수술용 발전기에 의해 결정될 수 있다. 전기 단락 및/또는 개방 회로 오류를 검출하기 위한 미리 결정된 값들은 다양한 인자들(예를 들어, 전기수술용 디바이스의 유형, 조의 면적)에 기초하여 맞춤화될 수 있다.

[0106] 전기수술용 시스템이 밀봉 프로세스 동안 어떠한 오류 조건들도 검출하지 않은 경우, 이것은 조직이 성공적으로 밀봉되었다는 표시로서 사용될 수 있다. 다양한 실시예들에 따르면, 성공적인 조직 밀봉은 특정 임계 압력 또는 버스트 압력들의 미리 결정된 범위를 견딜 수 있는 조직 밀봉으로서 인식된다.

[0107] 밀봉 프로세스에 관한 논의로 돌아가서, 조직 밀봉 형성은 밀봉되는 조직의 혈관구조의 세포외 기질에 존재하는 천연 콜라겐의 변성 및 가교 결합(약 60℃에서 시작될 수 있음)에 의존할 수 있다. 또한, 혈관구조의 세포외 기질의 강도는 밀봉 부위(즉, 밀봉 프로세스를 겪는 조직의 부분)의 건조에 의존할 수 있다. 본원에서 언급되는 바와 같이, 밀봉을 겪는 조직 내에 존재하는 유체/물의 기화 또는 제거는 또한 건조로서 언급될 수 있다. 적어도 80℃의 온도에서, 변성된 콜라겐과 다른 생체 조직들 사이의 결합들이 생성될 수 있다. 그러나, 콜라겐은 짧은 시간 기간 동안 그러나 피크 온도를 가지고 노출되는 것이 아니라 연장된 시간 기간 동안 상승된 온도에 노출되는 것에 응답하여 분해(degrade)된다. 이와 같이, 짧은 밀봉 사이클에 대응하는 짧은 지속기간 동안, 조직을 고온 조건(예를 들어, 100℃)에 노출시키는 것은 콜라겐의 구조에 영향을 미치지 않지만 조직 내의 물/유체의 기화를 여전히 허용한다.

[0108] 조직을 적절하게 밀봉하기 위해 필요한 총 시간은 조직이 얼마나 높이 그리고 얼마나 빠르게 가열되는지에 기초할 수 있다. 특히, 변성된 콜라겐이 다른 생체 조직들과 가교결합 및 결합하도록 조직 내의 물/유체를 신속하게 기화시키기 위해 조직은 고온(예를 들어, 100℃)에 노출될 수 있다. 추가로, 물/유체의 신속한 기화는 콜라겐-물 수소 결합이 일어날 수 있는 상황들을 제한하기 위해 제공된다. 밀봉 시간을 최적화하기 위해, 일 실시예는 가능한 한 빨리 건조 프로세스를 시작하기 위해 가능한 한 빨리 100℃의 온도에 조직을 노출시키는 것을 목표로 할 수 있다.

[0109] 다시 도 6을 참조하면, 일단 동적 전압 램프(400)가 완료되면(즉, RF 출력 피크 상태(410)가 검출되면), 전기수술용 시스템은 전압을 미리 결정된 전압 레벨(420)로 감소시키고 공급되는 RF 에너지(430)의 전압을 점진적으로 램프 업한다. RF 출력 피크 상태(410)는 일반적으로 조직 내의 유체/물의 기화가 시작되는 시점에 대응한다. 점진적 전압 램프(430)가 발생하는 동안, 전기수술용 시스템은, 충분한 RF 에너지가 조직의 건조를 위해 충분한 온도를 유지하기 위해 조직에 여전히 인가되고 있음을 보장한다. 점진적 전압 램프(430)는, 여전히 혈관 밀봉 성능을 향상시키면서, 밀봉 구조적 실패들 또는 조직에 대한 손상(예를 들어, 너무 많은 열이 조직에 인가되는 경우)을 야기하지 않는 레이트로 연속적인 유체/물 기화를 허용한다.

[0110] 조직에 대한 높은 전압 레벨의 인가는 밀봉 프로세스를 겪는 영향을 받는 조직이 전기수술용 기구의 조들 상의 활성 전극들에 부착되게 할 수 있다. 이와 같이, 더 낮은 피크 전압에서의 점진적인 전압 램프의 종료 및 끝에서 해당 전압 출력을 일정하게(440) 유지하는 것은, 조직에 걸쳐 너무 많은 전압을 인가하는 것과 연관된 전기수술용 기구의 조들/전극에 대한 조직 부착의 가능한 발생을 감소시키면서 건조를 위한 연속적인 RF 에너지 인가를 허용한다. 점진적 전압 램프를 종료할 때에 대한 전기수술용 시스템에 의한 결정은 공급되는 RF 에너지와 연관된 다양한 파라미터들(예를 들어, 전류, 전압, 위상)을 모니터링함으로써 수행될 수 있다. 예를 들어, 조직이 건조됨에 따라, 조직과 연관된 위상은 더 용량성(capacitive)이 되어 더 적은 전류를 드로우할 수 있다. 전류가 하강하고 위상이 용량성 상태일 때 고정된 전류 값에서 점진적 전압 램프를 종료함으로써, 조직의 건조 레벨이 분류될 수 있다(즉, 얼마나 많은 유체/물이 조직으로부터 제거되었는지를 추정할 수 있는지 결정). 이는 전기수술용 시스템이, 예를 들어, 밀봉되는 조직에서의 전기적 및 구조적 차이들에 기초하여 적절한 양의 RF 에너지를 제공하기 위해 수행되는 밀봉 사이클을 더 양호하게 구성하는 것을 가능하게 한다. 즉, 전기수술용 시스템은, 밀봉 사이클이 상이한 유형들의 조직들에 대해 수행되는 방법을 맞춤화할 수 있다.

[0111] 다양한 실시예들에서, 저장된 측정된 최대 값에 기초한 상태-기반 임계치들(예를 들어, 백분율 및/또는 정적)은 또한 점진적 전압 램프가 중지될 수 있는 때, RF 에너지가 얼마나 오랫동안 일정하게 유지되어야 하는지, 및 RF 에너지가 종료되어야 하는 때를 식별하기 위해 사용될 수 있다. 적절한 조직 효과를 달성하기 위해, 인가되는 RF 에너지의 위상각, 전류 및/또는 전력은 전기수술용 시스템에 의해 측정, 계산 및/또는 모니터링될 수 있다. 도 8 및 도 9는 예시적인 밀봉 사이클의 추가적인 그래픽 표현들이다. 도면들에 도시된 바와 같이, 전압(111a)은 전력(111b), 임피던스(111c), 에너지(111d), 전류(111f) 및 위상(111g)과 같은 전기수술용 시스템에 의해 모니터링될 수 있는 다른 RF 출력 판독치들 또는 표시자들에 대해 도시된다. 일부 실시예들에서, 전기수술용 발전기는 전기수술용 발전기의 동작 비용, 전력 비용, 소비 및/또는 부품들(예를 들어, 센서들)의 수를 감소시키기 위해 어떤 표시자들 또는 판독치들이 측정되거나 또는 계산될 수 있는지를 제한하도록 구성될 수 있다. 도 8 및 도 9에 도시된 실시예들은 상황적 목적들을 위한 일 예로서 제공된다. 다른 실시예들에서, 전기수술용 발전기는 또한 정확성 및 실용성에 기초하여 어떤 표시자들 또는 판독치들이 측정되거나 또는 계산되어야 하는지를 제한하도록 구성될 수 있다(즉, 실용적이지 않거나 정확하지 않은 측정들이 취해지지 않을 것이다). 예를 들어, 전

압 대신에, 전류, 전력, 및/또는 위상과 같은 다른 파라미터들이 사용될 수 있다.

[0112] 도 8 및 도 9에 도시된 바와 같이, RF 에너지 출력의 전압(111a)은 밀봉 사이클과 연관된 초기 시간 기간 동안 증가된다. 이러한 초기 시간 기간은 조직의 총 밀봉 시간과 비교하여 짧다. 이러한 초기 시간 기간 동안, 전기수술용 시스템은 조직의 온도를 건조가 시작되는 지점(즉, RF 출력 피크 상태)으로 가져오기 위해 사용될 RF 에너지(131)에 대한 초기 동적 전압 램프 또는 펄스를 구현하고 있다.

[0113] 일 실시예에서, 전기수술용 시스템은 RF 출력 피크 상태(121)가 검출/도달되는 때를 결정한다. 일단 (건조의 시작에 대응하는) RF 출력 피크 상태가 검출되면, RF 에너지의 전압은 감소되고 그리고 초기 시간 기간 동안 수행된 초기 전압 펄스에 대해 점진적으로 램프 업된다. 전기수술용 시스템에 의한 느린(또는 점진적인) 전압 램프(132)는 조직 내의 물/유체의 비등 레이트/기화를 제어하기 위해 조들 사이의 조직의 온도를 100℃에 가깝게 유지하려고 한다.

[0114] 조직이 건조를 겪음에 따라, 전기수술용 시스템은, RF 에너지의 전압이 그 후 일정하게(133) 유지될 수 있는 때(즉, 점진적 전압 램프(132)의 종료)를 결정하기 위해 RF 에너지의 임의의 수의 상이한 파라미터들(예를 들어, 전압, 위상각, 전류 및 전력)을 모니터링할 수 있다. 건조를 위해 조직에 인가하기에 적절한 RF 에너지의 양을 인식함으로써, 전기수술용 시스템은 조직 내의 물/유체를 기화시키기 위해 필요한 것보다 더 많은 RF 에너지가 조직에 인가되지 않는 것을 보장할 수 있다. 이러한 방식으로 조직에 인가되는 RF 에너지의 양을 제어하는 것의 이점은, 밀봉되는 조직과 전기수술용 기구의 전극/조 사이의 가능한 조직 부착(조직이 필요 이상으로 더 오래 가열될 때 발생함)이 감소된다는 것이다.

[0115] 일단 전기수술용 시스템이 밀봉 사이클이 완료되었다는 것을 검출하면(검출이 미리-결정된 시간 기간 동안 대기하는 것에 기초하는지 또는 대응하는 상태-기반 임계치들이 도달/크로스되었다는 것을 식별하는 것에 기초하는지와 무관하게), 전기수술용 시스템은 그 후 조직을 밀봉하기 위해 사용되는 전기수술용 기구에 제공되는 RF 에너지 공급을 종료할 수 있다. RF 에너지 공급의 종료는 일반적으로 전기수술용 발전기(134)에 의해 생성된 RF 에너지의 공급을 중단, 방해(disrupting) 또는 중지하는 것을 지칭한다. 일부 실시예들에서, 전기수술용 시스템은 RF 에너지(132)의 이전의 점진적 전압 램프의 종료 후 미리-정의된 시간 기간을 기다린 후에 조직에 대한 RF 에너지의 공급을 자동으로 종료할 수 있다.

[0116] 가능한 오류들을 검출하기 위해, 전기수술용 시스템은 의도되지 않은 전류 드로우를 식별하도록 구성될 수 있다. 일 예로서, 일부 조직들은 전기수술용 발전기에 의해 공급될 수 있는 최대 전류 또는 전력을 드로우하는 것으로 나타날 수 있다. 전기수술용 시스템이 이러한 전류 조건 하에 있는 동안, 조직을 밀봉하기 위해 필요한 RF 에너지의 공급은 1) 충분하지 않을 수 있거나 또는 2) 전기수술용 시스템에 의해 효율적으로 공급되지 않을 수 있다. 이러한 조건을 처리하기 위해, 전기수술용 시스템은, RF 에너지 출력의 전류가 미리-결정된 임계치(예를 들어, 허용 가능한 최대 전류의 90% 또는 4500mA)보다 큰지 여부를 결정하도록 구성될 수 있다. 검출된 전류가 미리-결정된 임계치와 동일하거나 또는 더 큰 경우, 전기수술용 시스템은, 조직의 충분한 건조가 발생했음을 나타내는 검출된 전류가 충분히 강하되었음을 보장하기 위해 지연을 일시 정지 또는 통합할 수 있다. 구현된 일시 정지 또는 지연 후에, 전류가 충분히 강하되지 않은 경우, 전기수술용 시스템은 오류를 발생시키거나 또는 조직에 RF 에너지를 공급하는 것을 중단할 수 있다. 그러나, 전기수술용 시스템이 전류가 미리-결정된 임계치(예를 들어, 4100mA) 아래로 충분히 강하되었다는 것을 검출하는 경우, 전류 상태가 중단되었고 및/또는 조직이 RF 출력 피크 상태에 도달(예를 들어, 기화가 시작된 지점을 달성)했다는 결정이 전기수술용 시스템에 의해 이루어질 수 있다.

[0117] 도 10은 전기수술용 시스템을 이용한 밀봉 프로세스 또는 그 측면들에 대한 실험 데이터의 샘플들의 그래픽 표현을 도시한다. 초기 동적 전압 램프 이후, 밀봉되는 조직이 비교적 낮은 양의 전류 또는 전력을 드로우하는 것으로 발견되거나, 부피가 작거나, 또는 이미 고도로 건조되었을 수 있는 상황들이 있을 수 있다. 고도로 건조된 조직의 경우에, 이러한 조직들은 일반적으로 이중 또는 반복된 밀봉 상황(예를 들어, 외과의가 조직의 상이한 부분들 또는 완전히 상이한 조직 상에 기구를 배치하지 않거나 또는 기구를 움직이지 않고 제 1 밀봉 사이클 또는 이미 완료된 밀봉 사이클 이후에 2번째로 RF 에너지를 공급하도록 기구를 작동시킬 때)에서 마주칠 수 있다. 조직이 이중 또는 반복된 밀봉을 겪는 시나리오는 조직에 RF 에너지의 추가적인 인가를 초래하고, 이에 의해 잠재적인 가피 축적, 열 확산, 및/또는 조직 과열과 관련된 부착과 같은 일부 부정적 효과가 발생할 수 있는 가능성을 증가시킨다. 다양한 실시예들에서, 전기수술용 시스템은 이러한 반복된 밀봉들이 검출될 때 고전압을 갖는 RF 에너지의 출력을 감소시키거나 또는 방지할 수 있다.

[0118] 일부 실시예들에서, 전기수술용 시스템은 전기수술용 기구와 접촉하는 조직의 건조 수준을 식별하거나 또는 결

정하도록 구성된다. 전기수술용 시스템이 건조 레벨을 검출하는 일부 방식들은, 낮은 레벨의 전류 또는 전력을 사용하는 것, 높은 레벨의 임피던스를 사용하는 것, 낮은 위상각들을 사용하는 것, 낮은 에너지 전달을 사용하는 것, 및/또는 밀봉 사이클 동안 물 기화와 연관된 증기를 검출하는 것을 수반한다. 일단 조직의 건조 레벨이 식별되면, 전기수술용 시스템은, 제한된 시간 기간 동안 RF 에너지를 제공하는 것 또는 조직이 충분히 건조되었다고 결정되는 경우 전압 레벨을 수정하는 것과 같이 그에 따라 RF 출력을 수정할 수 있다. 다양한 실시예들에서, 정적 임계치들은 조건들(예를 들어, 500mA)을 트리거하기 위해 이러한 값들(예를 들어, 전류, 전력, 임피던스, 위상각들) 중 임의의 것에 대해 사용될 수 있다. 대안적으로, 임계치들은 또한 예측된 최대치에 기초하는 백분율 계산들에 기초할 수 있다(예를 들어, 예측된 최대 전류보다 20% 낮음).

[0119] 다양한 실시예들에서, 전기수술용 시스템은 또한, 이미 밀봉된 조직이 존재하는 상황들을 구체적으로 구별하기 위해 상태-기반 임계 값들(전류, 전력, 임피던스, 위상각 중 하나 이상과 연관됨) 중 하나 이상을 구현할 수 있다. 전기수술용 시스템은 그 후 밀봉 사이클에서 조기에 트리거하고 밀봉 사이클의 나중 단계들까지 진행하도록 적응될 수 있다. 밀봉 사이클의 종료에서, 제 1 활성화들 및 후속 활성화들은 매우 유사하게 보일 수 있으며, 여기에서 조직은 경우들 둘 모두에서 충분히 건조된다. 그러나, 밀봉 사이클의 시작에서, 물이 여전히 조직 내에 존재하기 때문에 제1 활성화들은 훨씬 더 많은 전류 또는 전력을 드로우하는 반면, 후속하는 밀봉들은 물이 이전에 제거되었기 때문에(예를 들어, 기화되었기 때문에) 그만큼 많은 전류 또는 전력을 드로우하지 않을 것이다. 이에 더하여, 조직이 제1 밀봉 사이클을 겪음에 따라, 드로우되는 전류 또는 전력이 실질적으로 변화할 수 있다. 대조적으로, 이미-밀봉된 조직에 대한 후속 활성화들은 드로우된 전류 또는 전력에 관한 훨씬 더 낮은 변화의 레이트를 가질 것이다.

[0120] 다양한 실시예들에서, 전기수술용 시스템은, 조직이 반복적인 밀봉들을 겪는 상황들을 식별/검출하기 위해 및/또는 조직이 얇은지 여부를 검출하기 위해 (예를 들어, 밀봉 사이클의 시작에서) RF 출력의 위상을 추적하도록 구성될 수 있다. 예를 들어, 이중 밀봉들을 겪은 조직은 20도보다 큰 위상 값들을 갖는 경향이 있다. 일단 반복된 밀봉 또는 얇은 조직의 조각이 식별되면, 해당 조직을 밀봉하기 위한 대안적인 RF 에너지 출력(예를 들어, 전압 프로파일)이 제공될 수 있고, 이는 그 이전에 밀봉된 또는 얇은 조직에 대해 더 양호하게 적응된다.

[0121] 다양한 실시예들에 있어서, 전기수술용 시스템은, 초기 위상의 크기에 의존하여 RF 출력을 조정하는 위상 값들의 캐스케이드를 사용한다. 예를 들어, 측정된 위상이 20 내지 25도인 경우, 전기수술용 시스템은 RF 에너지의 적당한(modest) 감소를 적용할 수 있다. 그러나, 위상이 25 내지 30도인 경우, 전기수술용 시스템은 전기수술용 기구와 접촉하는 조직의 유형 또는 상태를 보다 확실하게 결정할 수 있고, 따라서 RF 에너지를 더(또는 더 공격적으로) 감소시킬 수 있다. 30도 이상의 검출된 위상각은, 전기수술용 시스템이 RF 에너지에서 가장 큰 또는 가장 공격적인 감소를 제공하게 할 것이다. 조직의 유형 및/또는 조직의 상태를 식별/검출할 뿐만 아니라 조직에 인가되는 RF 에너지를 조정하기 위해 다른 파라미터들(예를 들어, 전류)가 모니터링될 수 있음을 유의해야 한다.

[0122] 일단 고도로 건조된 또는 얇은 조직이 식별되면, 적은 열이 인가되는 것을 야기하는 RF 출력의 임의의 변화가 조직에 대해 더 양호한 밀봉 효과를 초래한다. 대조적으로, 고도로 건조된 또는 얇은 조직에 대한 추가적인 RF 에너지 또는 RF 에너지의 무감소(no reduction)는 지혈에 대한 추가적인 이점을 제공하지 않으면서 추가적인 열 확산, 가피, 부착, 및/또는 더 긴 절차 시간과 같은 다양한 부정적 결과들을 초래할 수 있다.

[0123] 따라서, 다양한 실시예들에서, 전기수술용 시스템은, 반복 밀봉 상황들을 검출하기 위해 및/또는 전압 램프를 중지하기 위해 임계 값 또는 임계 값의 범위를 사용함으로써 이중/반복 밀봉들이 발생하는 상황들을 검출하도록 구성된다. 이러한 방법 또는 메커니즘은 그 후 밀봉 프로세스를 통해 더 낮은 홀딩 전압을 제공할 수 있거나, RF 출력을 종료 또는 중단하기 위해 임계 값을 사용할 수 있거나 및/또는 밀봉 사이클을 더 일찍 종료할 수 있다. 다양한 실시예들에서, 전기수술용 시스템은 또한, 조직에 대한 총 밀봉 시간을 감소시킬 수 있는 타임아웃(timeout) 값(예를 들어, 현재 단계와 연관된 미리-결정된 시간 기간)에 도달하는 것이 아니라 상태(예를 들어, 밀봉 프로세스에서의 현재 단계)를 즉시 떠나기 위해 임계 값을 사용할 수 있다.

[0124] 다양한 실시예들에서, 최대 전류 또는 전력 값은 정적이거나 또는 미리 결정될 수 있다. 이러한 최대 값은 메모리에 저장되거나 또는 전기수술용 시스템에 대한 외부 입력들(예를 들어, 전기수술용 발전기 상의 사용자 인터페이스)을 통해 제공/설정될 수 있다. 다양한 실시예들에 따르면, 최대 전류 또는 전력 값은, RF 에너지의 인가 및 전기수술용 시스템이 모니터링되는 전류 또는 전력과 연관된 피크 상태를 검출하기 위해 공급되는 RF 에너지의 전류 및/또는 전력을 모니터링하게 하는 것을 통해 전기수술용 시스템에 의해 결정된다. 다양한 실시예들에서, 최대 전류 또는 전력 값은 전기수술용 기구와 접촉하는 조직에 대한 기화점(즉, 건조가 시작될 때)을 나타

낸다. 다양한 실시예들에서, 전기수술용 발전기는 조직의 온도를 빠르게 물 기화점으로 가져오기 위해 가파른 램핑 전압 프로파일을 제공한다.

[0125] 다양한 실시예들에 따르면, 최대 위상 값은 RF 에너지의 인가 및 모니터링되는 위상과 연관된 피크 상태를 결정하기 위해 위상을 모니터하는 것을 통해 전기수술용 시스템에 의해 결정된다. 다양한 실시예들에서, 온도 센서 또는 검출 시스템(예를 들어, 열전쌍)은 조직 온도를 모니터링하고, 물 기화가 시작될 때까지 발생하는 온도의 급속한 상승을 잠재적으로 식별하기 위해 전기수술용 기구와 함께 제공된다. 일부 실시예들에서, 온도 센서 또는 검출 시스템(예를 들어, 열전쌍)은 전기수술용 기구와 연관된 조의 표면 상에 내장될 수 있다. 일단 물 기화 시작점이 검출되면, 전기수술용 시스템은 온도 상승을 중지시킬 상태 변화를 구현할 수 있다. 위에서 언급된 바와 같이, 물 기화의 지점은 RF 출력 피크 상태에 대응할 수 있다.

[0126] 다양한 실시예들에 따르면, 최소 임피던스는, RF 에너지의 인가 및 RF 출력 피크 바닥(floor)을 나타내는 임피던스 바닥을 결정하기 위한 조직 임피던스의 모니터링을 통해 전기수술용 시스템에 의해 결정될 수 있다. 이와 같이, 전기수술용 시스템에 의한 밀봉 프로세스와 연관된 상이한 상태들을 검출하기 위한 임계치들은 (위에서 설명된 전류, 전력, 또는 위상의 경우에서와 같이) 최대치가 아니라 결정되는 최소 값 또는 윈도우로 반전되어 나타날 수 있다.

[0127] 다양한 실시예들에 따르면, 전기수술용 발전기는 RF 에너지의 출력과 관련된 다양한 파라미터들(예를 들어, 전압, 전류, 전력 및/또는 위상) 또는 기능들의 추가적인 조절을 제공하도록 구성될 수 있다. 전기수술용 발전기는 또한, 그에 따라 전기수술용 기구에 제공되는 RF 에너지의 출력을 조정하기 위해 다양한 파라미터들 또는 기능들을 이용하도록 동작 엔진을 구성할 수 있다. 하나의 예시적인 실시예에서, 전기수술용 발전기의 제어 회로는, 전압, 전류 및/또는 전력 출력이 동작 엔진에 의해 제공되는 지정된 위상 조절 세트 포인트들을 만족시키기 위해 조절될 위상의 직접적인 조절을 위한 추가적인 조절 제어들을 제공한다.

[0128] 다양한 실시예들에 따르면, 전기수술용 발전기는 또한 조직의 현재 상태를 인식하고 밀봉 프로세스를 위해 다음에 실행될 필요가 있는 것(예를 들어, 조직에 인가되는 RF 에너지의 양을 조정하는 것)을 식별하기 위해 모니터링된, 측정된 및/또는 계산된 값들(예를 들어, 전압, 전력, 전류 및/또는 위상)을 제어 표시자들로서 이용한다. 다양한 실시예들에서, RF 출력 조절 회로와 관련된 측정된 값들에 기초한 추가적인 측정들 또는 계산들은, 추가적인 측정들 또는 계산들과 관련되거나 그에 의해 트리거되는 추가적인 또는 상이한 이벤트들을 인식하고 그에 따라 작용하기 위해 사용될 수 있는 스크립트 또는 동작 엔진을 통해 제공된다. 위에서 설명된 추가적인 측정들은 다양한 RF 에너지 출력 파라미터들(예를 들어, 전압, 전류 및/또는 전력)을 조절하기 위해 사용되는 펄스 폭 변조(pulse width modulation; PWM) 듀티 사이클과 함께 오류 신호들을 포함할 수 있다. 다양한 실시예들에 있어서, 식별되고 트리거될 수 있는 상이한 또는 추가적인 이벤트들 또는 표시자들은 하나의 조절 제어로부터 다른 조절 제어로의 전환들(예를 들어, 전류 제어로부터 전력 제어로 변화시키는 것)로서 사용될 수 있다.

[0129] 다양한 실시예들에서, 전기수술용 발전기는 다수의 상태들, 제어 포인트들, 피드백 또는 체크를 이용하여 현재 파라미터 값(예를 들어, 위상, 전류 또는 전력) 및 파라미터 값이 양의 또는 음의 경향을 갖는지 여부를 식별하도록 구성될 수 있다. 전기수술용 발전기가 예상된 경향을 식별하지 않는 경우, 오류가 시그널링될 수 있다. 다수의 상태들, 제어 포인트들, 피드백 및 체크들의 사용은, 상이한 유형들의 조직들에 걸쳐 예상된 RF 출력 경향을 식별함에 있어서 전기수술용 발전기와 연관된 분해능을 증가시키거나 또는 향상시킨다.

[0130] 다양한 실시예들에서, 전기수술용 발전기는 또한 위상 또는 전류 및/또는 위상 또는 전류와 연관된 변화의 레이트를 모니터링하여 연결된 전기수술용 기구와 연관된 전기 개방 또는 단락 상태가 있는지 여부를 결정할 수 있다. 일 예에서, 전기수술용 발전기는 출력되는 RF 에너지의 위상을 모니터링함으로써 연결된 전기수술용 기구의 전기 단락 상태를 식별한다. 모니터링되는 위상이 미리 정의된 최대 위상 값보다 큰 경우, 전기수술용 발전기는 전기 단락 상태가 존재하는 것을 확인할 수 있다. 유사하게, 전기수술용 발전기는 또한 출력되는 RF 에너지의 전류를 모니터링함으로써 연결된 전기수술용 기구 내에 전기 개방 상태가 존재하는지 여부를 식별할 수 있다. 모니터링되는 전류가 미리 정의된 최소 전류보다 작은 경우, 전기수술용 발전기는 전기 개방 상태가 존재하는 것을 확인할 수 있다. 양 시나리오들에 대해, 단락 또는 개방 상태의 검출은, 전기수술용 발전기가 오류가 존재한다는 것을 플래그하게 한다. 또한, 전기수술용 발전기는 연결된 전기수술용 기구에 공급되는 RF 에너지를 종료/중단할 수 있다.

[0131] 다양한 실시예들에서, (본 출원전반에 걸쳐 설명된 바와 같은) 전기수술용 시스템과 연관된 프로세스는 커넥터 내에 내장된 메모리 모듈 내로 로딩될 수 있고, 일 실시예에서, 전기수술용 기구와 연관된 플러그 및/또는 케이블 연결부에 제거 가능하게 연결된다. 다양한 실시예들에서, 디바이스 스크립트 또는 프로세스는 제조/조립 동

안 디바이스 커넥터 내의 회로 내로 하드와이어드되거나 또는 디바이스 커넥터 내에 포함된 어댑터 PCBA 상으로 프로그래밍된다. 스크립트 소스 파일은 커스텀 텍스트-기반 언어로 작성되며, 그런 다음 스크립트 컴파일러에 의해 오직 발전기에 의해서만 판독가능한 스크립트 데이터베이스 파일로 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 실시예들에서, 디바이스 키 프로그래머 디바이스는 스크립트 데이터베이스 파일을 판독하고, 그런 다음 이를 어댑터 PCBA의 메모리 내로 프로그래밍한다.

[0132] 본 출원의 전체에 걸쳐 설명된 바와 같이, 전기수술용 발전기는 연결된 전기수술용 기구에 RF 에너지를 공급하도록 구성될 수 있다. 전기수술용 시스템은, 전기수술용 발전기로부터 공급되는 RF 에너지가 고장 또는 오류 상태들의 검출을 통해 지정된 파라미터들을 초과하지 않음을 보장한다. 다양한 실시예들에서, 전기수술용 기구는, 예를 들어, 수술 절차 및/또는 조직 유형에 기초하여 RF 에너지를 적절하게 인가하기 위해 사용되는 명령들 또는 로직을 제공한다. 전기수술용 기구는, 전기수술용 기구 및/또는 전기수술용 발전기의 동작을 지시하는 명령들 및 파라미터들을 갖는 메모리를 포함할 수 있다. 예를 들어, 일 실시예에서, 전기수술용 발전기는 RF 에너지를 공급할 수 있지만, 연결된 전기수술용 기구가 RF 에너지가 조직에 얼마나 많이 또는 얼마나 오래 인가되어야 하는지를 결정한다. 전기수술용 발전기는, 연결된 전기수술용 기구에 의해 지시되는 경우에도 RF 에너지의 공급이 설정 문턱치를 초과하는 것을 허용하지 않을 수 있으며, 그럼으로써 잘못된 기구 명령에 대한 체크 또는 보장을 제공할 수 있다.

[0133] 추가 실시예들

[0134] 이상의 섹션들은 전기수술용 시스템에 의해 수행되는 밀봉 프로세스와 관련된 상이한 단계들을 설명하였다. 특히, RF 피크 출력 상태의 식별은, 전기수술용 시스템이 조직에 공급되는 RF 에너지를 관리할 수 있게 하는 중요한 단계이다. 전술한 바와 같이, RF 피크 출력 상태는, 건조가 시작되는 온도까지 조직을 가열하기 위해 사용되는 초기 전압 램프에 대응한다. 다음의 실시예들은, RF 피크 출력 상태를 식별하는 것에 대한 가능한 문제들을 해결하기 위해 밀봉 프로세스를 겪는 조직에 대한 특성들(예를 들어, 유형, 두께, 조건)을 더 양호하게 식별하기 위해 전기수술용 시스템과 통합되거나 또는 그렇지 않으면 그에 포함될 수 있는 추가적인 특징들에 관한 것이다. 이러한 방식으로, 전기수술용 시스템은 또한, 얼마나 많은 RF 에너지를 밀봉 프로세스를 겪는 조직에 제공하고 그 후에 실시간으로 그에 따라 생성된 RF 에너지를 수정할지를 더 양호하거나 및/또는 더 효율적으로 계산하도록 구성될 수 있다.

[0135] 조직 식별

[0136] 조직의 유형(뿐만 아니라 조직의 현재 상태)의 식별은 밀봉 프로세스를 관리함에 있어서 전기수술용 시스템에 유용할 수 있다. 밀봉되는 조직의 두께의 식별 또는 조직이 이전에 밀봉되었는지(예를 들어, 반복 밀봉되었는지) 여부에 기초하여, RF 에너지 출력은 적절한 양의 RF 에너지가 제공되도록 수정될 수 있다. 예를 들어, 전기수술용 시스템은, 더 두꺼운 조직들이 건조를 시작하기 위해 가열하기 위해 더 많은 에너지를 필요로 하거나 또는 조직으로부터 필요한 양의 유체/물을 제거하기 위해 더 많은 에너지를 필요로 할 수 있기 때문에 더 두꺼운 조직들에 대해 더 많은 RF 에너지를 제공할 수 있다. 대조적으로, 이전에 밀봉되었거나 얇은 측면에 있는 조직들은, 조직을 가열하거나 조직으로부터 유체/물을 제거하기 위해 더 적은 에너지가 필요할 수 있기 때문에 더 적은 RF 에너지를 제공 받을 수 있다.

[0137] 반복 밀봉을 식별하기 위한 % 최대

[0138] 측정된 최대 전류 값을 이용함으로써, 전기수술용 시스템은 다양한 상이한 임계 값들을 계산할 수 있다. 측정된 최대 전류 값에 기초한 이러한 임계 값들은 밀봉 프로세스를 겪는 조직과 관련된 상이한 상태들에 대응하도록 전기수술용 시스템에 의해 사용될 수 있다. 구현될 수 있는 하나의 임계치는 조직이 이전에 밀봉 프로세스를 겪었는지(예를 들어, 반복 밀봉들) 여부를 식별하기 위해 사용될 수 있다.

[0139] 이전에 밀봉된 조직은 이전 밀봉 사이클에서 상당한 양의 유체/물이 제거되었을 수 있다. 이와 같이, 이전에 밀봉된 조직이 동일한 높은 양의 RF 에너지에 다시 노출되는 경우, 조직은 고착, 열 확산 및 조 가열과 같은 부정적인 효과들을 경험할 수 있다. 따라서, 전기수술용 시스템은 이전에 밀봉된 조직에 인가되는 RF 에너지의 양을 최소화하고 감소시키기 위해 반복 밀봉 시나리오들을 식별할 필요가 있다.

[0140] 일반적으로, 이전에 밀봉을 겪은 조직들은 거의 남아 있지 않은 유체/물 함량을 갖는다. 따라서, 조직에 남아있는 임의의 유체/물은 조직이 다시 밀봉 프로세스를 겪을 때 신속하게 기화될 것이다. 이전에 밀봉된 조직 내에

서 약간의 잔류 유체 또는 수분 함량이 기화되는 속도는 해당 조직으로 직전에 측정된 최대 전류에 대한 급격한 전류 강하에 대응할 수 있다. 측정된 전류에 대한 이러한 거동은, RF 에너지가 이전에 밀봉되지 않았던 조직에 인가되는 경우와 비교하여 매우 상이하다. 따라서, 최대 측정된 전류로부터의 측정된 전류의 이러한 급격한 강하에 대응하는 임계치(예를 들어, 최대 전류의 낮은 %)를 사용함으로써, 전기수술용 시스템은 반복 밀봉 상태가 존재하는지 여부 및 때(예를 들어, 측정된 전류가 최대 전류가 측정된 때로부터 미리-결정된 시간 기간 내에 낮은 % 임계치에 도달하는지 여부)를 검출하고 식별하도록 구성될 수 있다. 따라서, 그런 다음, 전기수술용 시스템은, 동일한 조직이 이전에 밀봉되지 않은 경우에 비해, 이전에 밀봉된 조직에 전달되는 RF 에너지를 상이하게 수정할 수 있다.

[0141] 최대 전류에 기초하는 조직 두께 식별

[0142] 최대 전류 측정으로, 전기수술용 시스템은 밀봉 프로세스에서 사용되는 RF 에너지를 관리하기 위해 사용될 수 있는 조직에 관한 정보를 결정할 수 있다. 일 실시예에서, 전기수술용 시스템은 최대 전류 측정과 관련된 정보에 기초하여 밀봉되는 조직의 두께를 계산할 수 있다. 예시적인 예시(도 11a 참조)는 유사한 직경들의 상이한 조직 유형들(예를 들어, 정맥들 및 동맥들) 사이의 두께의 비교를 도시한다. 일반적으로, 최대 전류는 조직 두께에 반비례한다. 그러나, 이는, 밀봉 프로세스를 겪는 조직의 면적 및 전도율이 밀봉되는 상이한 샘플들에 걸쳐 일정하고/동일하다고 가정한다. 전기수술용 기구의 경우에, 부하의 길이는 전기수술용 기구의 조에 캡처된 조직의 두께이다. 최대 전류와 조직 유형 및/또는 두께 사이의 관계는 도 11b에서 추가로 확인될 수 있으며, 이는 드로우되는 전류의 양과 관련하여 상이한 두께들을 갖는 동일한 영역에 대해 큰 동맥들을 정맥들과 비교한다. 동맥들은 전형적으로 평활근으로 보강된 두꺼운 벽들을 갖는다. 이와 같이, 동맥들은 일반적으로 정맥들보다 두꺼운 특징이 있다.

[0143] 상이한 유형들의 조직이 상이한 두께를 가질 수 있기 때문에, 전기수술용 시스템은 측정된 최대 전류(및 결과적으로 계산된 두께)에 기초하여 밀봉되는 조직의 유형을 식별하고 해당 정보를 사용하여 밀봉 프로세스에서 후속적으로 사용되는 RF 에너지를 수정하도록 구성될 수 있다. 예를 들어, 동맥들의 두께는 정맥들의 두께와는 상이하다(밀봉되는 동맥들 및 정맥들의 각각이 유사한 직경을 가진다고 가정함). 따라서, 조직 두께는 조직의 전도율에 대응하는 것으로 볼 수 있다(즉, 더 얇은 조직에 대해 전도율이 더 높다). 다음 식을 사용하여 이 관계를 요약할 수 있다:

[0144] $$Tissue\ Thickness \propto \frac{1}{Maximum\ Current}$$

[0145] 따라서, 전기수술용 시스템은 밀봉되는 조직의 두께를 수용하기 위해 전기수술용 발전기에 의해 생성되는 RF 에너지의 양 및 방식을 수정할 수 있다.

[0146] 조직 두께는 또한, 밀봉 프로세스를 겪는 조직이 유체 또는 수분 함량이 기화되기 시작하는 지점에 도달하기 위해 필요한 시간을 모니터링하는 것에 기초하여 전기수술용 시스템에 의해 식별될 수 있다. 일반적으로, 더 두꺼운 조직이 더 많은 양의 조직을 기화에 대한 적절한 온도로 가열하기 위해 더 많은 에너지를 필요로 할 수 있기 때문에 더 두꺼운 조직은 더 얇은 조직(유사한 면적 및 전도율을 가정함)에 비해 물 기화점에 도달하는 데 더 긴 시간이 걸릴 것이다. 이러한 관계는 도 11C에서 확인될 수 있으며, 여기서 물 기화 시간은 일반적으로 큰 정맥들에 비해 큰 동맥들에 대해 더 길며, 이는 동맥들이 전형적으로 정맥들보다 더 두껍기 때문이다. 다음 식을 사용하여 이 관계를 요약할 수 있다:

[0147] $$Tissue\ Thickness \propto Water\ Vaporization\ Time$$

[0148] 조직 두께가 측정된 최대 전류 및 물 기화 시간 모두와 상관관계를 갖기 때문에, 이들 두 관계들의 조합은 상이한 조직 두께를 더 잘 구별하기 위해 사용될 수 있다. 조직 두께에 대한 다음의 식은 이전의 두 관계들을 결합한다.

[0149] $$Tissue\ Thickness \propto \frac{Water\ Vaporization\ Time}{Maximum\ Current}$$

[0150] 또한, 도 11d는, 데이터가 2개의 상이한 조직 두께들에 대응하는 물 기화 시간과 최대 전류의 비율 사이의 구분/분리를 보여주는 방법을 예시한다.

[0151] 전기수술용 시스템에 의한 밀봉 프로세스 동안 조직에 대한 물 기화 시간 및 최대 전류 모두에 대한 데이터가 조기에 획득될 수 있기 때문에, 전기수술용 시스템은 따라서 측정된 물 기화 시간 및 측정된 최대 전류를 사용하여 밀봉되는 조직의 가능한 조직 두께를 계산하고 결정할 수 있다. 이렇게 함으로써, 전기수술용 시스템은 그 후에 전기수술용 발전기에 의해 생성되는 RF 에너지를 수정할 수 있어서, 조직으로의 RF 에너지 전달의 양 또는 방법이 밀봉되는 조직의 두께에 기초하도록 만들어질 수 있다.

[0152] 조직의 두께를 알아내는 것은, 전기수술용 시스템이 밀봉 프로세스 동안 RF 에너지의 양 및 전달을 수정할 수 있는 방법에서 유용할 수 있다. 예를 들어, 전기수술용 시스템은 유체/물 기화 레이트 및 기화가 시작된 후의 조직의 온도를 정의하는 전압 램프를 제어할 수 있다. 차이는 도 12에서 확인될 수 있다.

[0153] 도면에 도시된 바와 같이, 전압 램프의 시작은 상이한 유형의 조직들(예를 들어, 동맥들 및 정맥들) 모두에 대해 동일하다. 초기 전압 램프의 사용이 중요한데, 그 이유는 이 지점에서 (아마도 이전에 밀봉되지 않은) 조직이 여전히 그 유체/물 함량의 전부를 갖기 때문이다. 따라서, 전기수술용 시스템은 유체/물의 기화를 시작하기 위해 조직을 충분히 높은 온도로 가열하도록 구성된다. 그러나, 유체/물이 기화됨에 따라, 증기가 조직으로부터 생성될 것이다. 전기수술용 시스템은, 과도한 증기 생성이 형성되는 밀봉을 손상시킬 수 있는 상황들을 검출하기 위해 조직이 가열되는 레이트를 모니터링할 수 있다.

[0154] 일단 적절한 온도에 도달하면, 전기수술용 시스템은 조직의 온도를 유지하기 위해(그리고 결과적으로 제어된 레이트로 조직 내의 유체/물의 기화를 제어하기 위해) 더 낮은 전압량으로 강하하고 이어서 전압 레벨을 점진적으로 상승시키도록 RF 에너지의 전압을 수정할 수 있다. 더 낮은 비율 값을 갖는 더 얇은 조직에 대해, 전기수술용 시스템은 더 낮은 전압 시작 값을 이용하여 물 기화 레이트를 낮출 수 있다. 다른 한편으로, 전기수술용 시스템은, 물 기화의 레이트가 유지되도록 조직의 온도를 가열하기 위해 더 많은 에너지가 필요함에 따라 더 두꺼운 조직에 대해 더 높은 전압 시작 값을 유지할 수 있다. 더 두꺼운 조직에 대해 더 높은 시작 값을 유지하는 것의 다른 이점은 또한, 더 낮은 전압이 더 두꺼운 조직에 대해 온도가 너무 많이 하강하게 하여 이미 진행 중인 기화 프로세스를 방해할 수 있다는 것일 수 있다.

[0155] 조직이 건조됨에 따라, 조직의 부피가 감소할 수 있고, 이에 의해 전기수술용 시스템이 조직의 온도를 증가시키는 것이 더 용이해질 수 있다. 전압의 지속적인 증가는 결국 조직이 고온(예를 들어, 200-220℃)에 도달하는 결과를 초래할 것이고, 이는 밀봉의 콜라겐 구조를 손상시켜서 더 낮은 밀봉 신뢰성을 초래할 수 있다. 따라서, 조직 온도가 허용 가능한 또는 미리 결정된 한계들 내에 있을 때 점진적인 전압 램프를 중지하는 것은 조직 상에 생성되는 밀봉을 최적화함에 있어서 유용할 수 있다. 초기 전압 램프와 유사하게, 비율 값은 더 두꺼운 조직에 대해 더 높은 램프 종점 및 더 얇은 조직에 대해 더 낮은 램프 종점을 설정하기 위해 사용된다.

[0156] 비율 값은 전기수술용 시스템이 RF 에너지 출력을 상이한 유형들의 조직들(예를 들어, 상이한 두께를 갖는 조직들)에 대해 최적화되도록 적응시킬 수 있게 한다. 이러한 식별 및 RF 에너지의 전압 프로파일을 정확하게 수정하는 능력이 없으면, 단일 전압 프로파일이 모든 조직 유형들에 대해 전기수술용 발전기에 의해 사용될 필요가 있을 것이고, 이는 일부 조직이 밀봉 사이클 동안 너무 뜨거워지거나 또는 충분히 뜨겁게 가열되지 않는 것을 야기한다.

[0157] 도 12b는 RF 에너지에 대한 점진적 전압 램프가 종료되어야 할 때를 계산하기 위해 조직 두께가 전기수술용 시스템에 의해 사용될 수 있는 방법을 도시한다. 사용되는 전기수술용 기구의 밀봉 속성들과 같은 전기수술용 시스템에 의해 검출되는 다양한 상이한 인자에 따라, 전기수술용 시스템은 초기에 상이한 유형들의 조직들에 대해 동일한 점진적 전압 램프 시작 전압 및 램프 레이트를 이용할 수 있다. 그러나, 상이한 조직 두께에 대한 비율 값은 점진적 전압 램프에 대한 하드 차단 지점(hard shutoff point)이 구현될 수 있는 때를 수정하기 위해 전기수술용 시스템에 의해 사용될 수 있다. 더 두꺼운 조직은 종료 전에 점진적 전압 램프에서 더 높은 전압을 수신할 수 있는 반면, 더 얇은 조직에 대한 점진적 램프는 더 이른 전압에서 종료된다. 이러한 경우에, 점진적 전압 램프 시작 지점 및 램프 기울기는 상이한 유형들의 조직 상에서 수행되는 모든 밀봉들에 대해 동일할 수 있지만, 점진적 전압 램프 종점 및 총 지속기간은 변할 수 있다.

[0158] 마지막으로, 도 12c는 밀봉되는 조직에 대한 밀봉 사이클이 종료되어야 하는 때를 식별하기 위해 전기수술용 시스템에 의해 조직 두께가 또한 사용될 수 있는 방법을 도시한다. 특히, 조직과 연관된 비율 값은 (예를 들어, 측정된 최대 전류의 a%에 기초하여) 밀봉 사이클의 종점을 설정하기 위해 전기수술용 시스템에 의해 사용될 수 있다. 낮은 비율 값을 갖는 더 얇은 조직은 일반적으로 (전압이 설정되는 방법에 따라) 더 빠르게 건조된다. 추가로, 더 얇은 조직은 또한 (더 두꺼운 조직에 비해) 동일한 레벨의 건조를 위해 더 높은 전류 값을 가질 것이다. 이러한 이유로, 전기수술용 시스템이 낮은 비율 값들에 기초하여 더 얇은 조직에 대해 밀봉-사이클 종점들

을 더 일찍 및/또는 (최대 전류와 관련하여) 더 높은 % 임계치들로 설정하도록 하는 것이 바람직할 수 있다.

[0159] 반면에, 더 높은 비율 값을 갖는 더 두꺼운 조직은 (더 얇은 조직에 비해) 동일한 수준의 건조를 위해 더 적은 전류를 드로우할 수 있다. 이와 같이, 더 두꺼운 조직은 (전압이 설정되는 방법에 의존하여) 밀봉하는 데 시간이 더 오래 걸릴 수 있다. 추가적인 필요한 RF 에너지를 고려하기 위해, 전기수술용 시스템은 밀봉-사이클에 대한 종점들을 (최대 전류와 관련하여) 더 낮은 % 임계치들로 또는 밀봉 사이클에서 더 늦게 설정할 수 있다.

[0160] B. 최대 전류 피크 식별

[0161] RF 출력 피크 상태(예를 들어, 최대 전류)가 상이한 조직에 대해 발생한 때를 예측하는 것 및/또는 식별하는 것은 어려울 수 있다. 위에서 언급된 바와 같이, 전기수술용 시스템은 밀봉되는 조직에 대한 RF 출력 피크 상태의 식별을 유체/물 기화가 적어도 시작되었다는 표시자로서 사용할 수 있다. 또한, 일단 RF 출력 피크 상태가 검출되면, 전기수술용 시스템은 높은 양의 RF 에너지의 과다 노출에 의해 야기되는 조직의 손상을 최소화하거나 또는 방지하기 위해 조직에 대한 RF 에너지의 양 및/또는 전달을 수정하도록 구성될 수 있다.

[0162] 그러나, RF 출력 피크 상태(예를 들어, 최대 전류)가 전기수술용 시스템에 명백하지 않은 상황들이 있을 수 있다. 예를 들어, 시간 기간 내에 전기수술용 시스템에 의해 검출되는 다수의 측정된 전류 피크들이 있을 수 있다. 이러한 전류 피크 값들은 잡음, 조직 내에 여전히 존재하는 유체들, 또는 동일한 전기수술용 기구를 사용하여 밀봉되는 조직들의 다수의 상이한 유형들 및/또는 두께들을 갖는 것과 같은 다양한 상이한 인자들에 의해 야기될 수 있다. 또한, 전기수술용 시스템이 대신에 임의의 수의 이전 최대 피크들을 최대 피크로서 잘못 사용하도록 선택하는 경우, 밀봉 사이클에서 훨씬 나중에 달성되는 진정한 RF 출력 피크 상태를 놓칠 수 있는 상황들이 있다.

[0163] 전기수술용 시스템에 의한 더 늦은(더 높은) 최대 피크가 아니라 더 이른(즉, 더 낮은) 최대값의 사용은 밀봉 프로세스에 문제들을 야기할 수 있다. 일부 문제점들은 유체/물의 기화를 위해 미리-결정된 온도까지 조직을 적절하게 가열하지 않아서 조직으로부터 모든 유체/물을 제거하는 데 실패하는 것을 포함할 수 있다. 이러한 문제들은 더 긴 밀봉 시간들 및/또는 불완전한 밀봉들을 초래할 수 있다.

[0164] 다수의 피크들이 검출될 수 있는 상황들을 더 잘 식별하기 위해, 전기수술용 시스템은 다음과 같이 설명되는 하나 이상의 특징들을 구현할 수 있다. 첫째, 전기수술용 시스템은 미리-결정된 시간 기간 동안 지속되는 초기 윈도우를 활용할 수 있다. 이러한 초기 윈도우는 도 13a - 도 13c에 도시된 예시적인 그래픽 표현들에서 확인될 수 있다(수직 점선의 좌측에 있는 그래프의 부분에 대응됨). 각 도면(도 13a - 도 13c)은 전기수술용 시스템이 초기 윈도우와 관련하여 최대 전류를 검출할 수 있는 방법을 예시한다. 일반적으로, 전기수술용 시스템은, 이러한 피크들이 최대 RF 출력 피크 상태들과 연관되는 경향이 있기 때문에 초기 윈도우 이후에 위치된 측정된 최대 전류 값 피크들을 찾고 있을 것이다.

[0165] 초기 윈도우와 연관된 미리-결정된 시간 기간은 수술 절차 또는 수술되는 조직의 유형에 기초하여 미리-설정되거나 또는 맞춤화될 수 있다. 일부 실시예들에서, 초기 윈도우는, 예를 들어, 밀봉되는 조직 또는 사용되는 전기수술용 기구에 기초하여 최대 전류 값이 일반적으로 검출될 것으로 예상되지 않을 때의 미리-결정된 시간 기간에 대응하도록 전기수술용 시스템에 의해 설정될 것이다. 전기수술용 시스템이 초기 윈도우 동안 최대 전류 값을 검출하는 경우, 전기수술용 시스템은 후속 최대치들에 대해 미리-결정된 양의 시간 동안 모니터링을 계속하도록 지시될 수 있다. 일단 미리 결정된 양의 시간이 경과되고 다른 최대치들이 검출되지 않는 경우, 원래의 검출된 최대치가 사용될 수 있다.

[0166] 일 실시예에서, 도 13a에 도시된 바와 같이, 전기수술용 시스템은 하나의 최대 피크를 검출한다. 검출된 최대 피크는, 전기수술용 시스템이 초기 윈도우 이후에 최대 전류 측정을 검출할 때 위치된다. 최대 피크를 검출할 때, 전기수술용 시스템은 미리-결정된 시간 기간 동안 또는 조직과 연관된 측정된 전류가 미리-결정된 임계치 아래로 떨어질 때까지(예를 들어, 미리-결정된 임계치는 측정된 최대치의 백분율에 대응할 수 있음) 후속 최대치를 계속 찾을 수 있다.

[0167] 제2 실시예에서, 도 13b에 도시된 바와 같이, 전기수술용 시스템은 조직과 연관된 측정된 전류에서 다수의 피크들을 검출할 수 있다. 특히, 도면은, 초기 윈도우 동안 첫 번째 피크가 검출되며, 한편 초기 윈도우 이후에 나중의 피크가 또한 검출되는 것을 보여준다. 위에서 언급된 바와 같이, 초기 윈도우는, 물 기화가 일반적으로 가장 이른 시점에 조직에서 발생할 것으로 추정되는 때를 나타내기 위해 사용될 수 있다. 따라서, 초기 윈도우 동안 피크의 검출은, 다른 문제가 물 기화점에 도달하는 조직에 대응하지 않는 최대 피크가 검출되게 했을 수도 있다는 것을 식별하기 위해 사용될 수 있다. 예를 들어, 조 상의 유체/물의 기화는, 전기수술용 시스템이 물 기

화점에 도달하는 조직과 잠재적으로 연관되는 것으로서 피크를 잘못 식별하게 할 수 있다.

[0168] 검출된 제1 최대 피크에만 의존하는 대신에, 전기수술용 시스템은, 나중의 최대 전류가 검출될 때까지 조직에서 RF 에너지의 측정된 전류를 계속해서 모니터링할 수 있다. 이것이 초기 윈도우 이후이기 때문에, 이러한 나중의 최대 전류는 RF 최대 출력 상태에 대응하고 조직에 대한 물 기화가 시작되었음을 나타내는 데 사용될 수 있다. 이러한 방식으로, 전기수술용 시스템은, 조직이 충분히 가열되었고 조직 내의 유체/물이 기화되기 시작했다는 것을 더 양호하게 보장할 수 있다. 전술한 바와 같이, 전기수술용 시스템은 조직 내의 유체/물에 대한 기화가 시작되었다는 결정에 기초하여 조직에 제공되는 RF 에너지를 수정하도록 구성된다.

[0169] 초기 윈도우가 일반적으로 기화가 일어날 것으로 예상되지 않는 시간 기간에 대응할 수 있지만, 전기수술용 시스템이 초기 윈도우 동안 검출된 최대 전류가 RF 최대 출력 상태에 대응한다고 결정하는 것이 또한 가능할 수 있다. 예를 들어, 도 13c에 도시된 바와 같이, 검출된 최대치가 초기 윈도우 동안 검출되고, 후속 최대치가 초기 윈도우가 경과된 후 미리-결정된 시간 기간 동안 검출되지 않는 경우(즉, 측정된 전류가 이전에 측정된 최대치보다 여전히 낮음), 전기수술용 시스템은 이전에 측정된 최대치를 사용할 수 있다. 초기 윈도우 내에서 검출된 이른(early) 최대치는, 예를 들어, 전기수술용 시스템에 의해 사용되는 초기 윈도우가 밀봉되는 조직의 두께에 대응하지 않는 경우(예를 들어, 조직이 더 얇음) 또는 조직이 사전 밀봉을 겪은 경우에 발생할 수 있다.

[0170] C. 오목함 체크

[0171] 위에서 언급된 바와 같이, 시스템이 최대 값까지 전류의 증가 및 측정된 전류의 후속 강하(예를 들어, 미리 결정된 임계치까지)를 검출할 때 조직 내의 유체/물의 기화는 전기수술용 시스템에 의해 인식될 수 있다. 그러나, 조직의 유체/물이 증발하기 시작했다는 결정은, 전기수술용 기구에 의해 파지되는 조직이 전기장, 압축, 및/또는 온도에 관하여 균일한 상태(예를 들어, 유형, 두께)를 갖는 단일 회로라는 가정에 기초한다. 따라서, 다수의 상이한 유형들의 조직들이 모두 동일한 전기수술용 기구를 사용하여 동시에 밀봉되는 상황들은 상이한 조직들의 유체/물이 모두 기화되기 시작한 때를 적절하게 식별하는 데에 도전을 제기할 수 있다(예를 들어, 정맥들 및 동맥들 둘 모두의 부분들이 전기수술용 기구 내에 파지되는 시나리오). 제1 측정된 최대 전류에 의존하는 것은 조직 중 일부만이 유체/물의 기화를 적절하게 시작하기 위해 필요한 온도에 도달하는 것을 초래할 수 있다. 조직의 전체가 기화를 시작하는 데 필요한 적절한 온도로 가열되지 않는 경우, 유체/물의 후속 제거가 효율적으로 수행되지 않을 수 있다. 결과적으로, 조직의 밀봉 시간이 연장될 수 있거나 또는 결과적인 밀봉이 일관되지 않거나 또는 약할 수 있다.

[0172] 예시적인 시나리오가 도 14a에 도시되어 있으며, 여기서 2개의 상이한 피크들이 전기수술용 시스템에 의해 검출된다. 2개의 상이한 피크들은 적어도 2개의 상이한 조직(예를 들어, 정맥과 같은 얇은 조직 및 동맥과 같은 더 두꺼운 조직)에 대응할 수 있다. 일 실시예에서, 전기수술용 시스템은, 제1 최대 전류가 (얇은 조직과 관련하여) 검출되고 후속 전류 측정치들이 미리-결정된 임계치(예를 들어, 최대 전류에 기초하는 %) 아래로 떨어진 후에 RF 에너지를 수정하는 단계들을 개시할 수 있다. 그러나, 이렇게 함으로써, 전기수술용 시스템은 얇은 조직 내의 유체/물이 기화되기 시작했다는 것을 식별했지만 그러나 또한 밀봉되고 있는 더 두꺼운 조직을 고려하는데 실패했을 수 있다. 또한 밀봉되고 있는 더 두꺼운 조직은 유체/물 함량을 기화시키기 시작하는 데 필요한 온도에 아직 도달하지 않았다. 이 지점에서의 전기수술용 시스템에 의한 RF 에너지에 대한 변화들은 전기수술용 시스템이 더 두꺼운 조직 내의 유체/물을 기화시키는 능력에 영향을 줄 수 있으며, 그럼으로써 더 두꺼운 조직과 관련하여 생성되는 밀봉의 품질에 영향을 줄 수 있다.

[0173] 후속 피크가 존재할 수 있는지 여부를 결정하기 위해, 전기수술용 시스템은, 전류 측정이 미리-결정된 기간 동안 검출된 최대치로부터 떨어지는 속도에 기초하여 계산들을 수행할 수 있다. 예를 들어, (전기수술용 시스템에 의해 검출된) 측정된 전류에서의 강하가 평평하게 되기 전에 둔화되고 그런 다음 증가하는 경우, 이러한 거동은, 조직의 가열이 계속되는 경우 후속 피크가 발생할 수 있음을 나타내기 위해 전기수술용 시스템에 의해 사용될 수 있다. 제2 피크가 발생할 가능성이 있는 경우, 전기수술용 시스템은 조직 내의 유체/물을 기화시키기에 충분한 온도까지 조직을 가열하기 위해 조직에 대한 전압의 초기 증가(즉, 초기 전압 스파이크)를 유지할 수 있다. 전기수술용 시스템이 이러한 패턴(예를 들어, 측정된 전류에서의 강하, 평탄선(flatline), 및 상승)에 대해 모니터링하게 함으로써, 전기수술용 시스템은 후속 피크들이 가능할 때를 예측할 수 있다. 전류에서의 후속 피크들이 예상되는 경우, 전기수술용 시스템은 조직의 다른 부분들이 가열될 수 있도록 초기 전압 스파이크를 계속하거나 또는 계속하도록 지시될 수 있다.

[0174] 후속 피크가 잠재적으로 발생하는지 여부를 결정하기 위해, 전기수술용 시스템은 측정된 전류의 2차 도함수(second derivative)들을 계산하고 출력을 전류의 변화의 레이트의 오목함과 비교하도록 구성될 수 있다. 도

14b는 측정된 전류의 2차 도함수가 비교되는 예시적인 오목함 체크들을 예시한다. 변화의 레이트가 위로 오목한 상태 동안 측정된 전류의 2차 도함수가 양인지 또는 음인지에 의존하여, 전기수술용 시스템은 초기 전압 스파이크가 계속되어야 하는지 여부를 결정할 수 있다. 변화의 레이트가 위로 오목한 상태에서 2차 도함수가 양인 경우, 전기수술용 시스템은, 미리-결정된 기간 동안 또는 2차 도함수가 미리-결정된 시간 기간 동안 음이 될 때까지 초기 전압 램프를 계속할 수 있다. 이러한 연속적인 전압 램프는, 측정된 전류가 이전의 최대 전류 측정과 연관된 하나 이상의 미리-결정된 임계치들을 크로스하는 경우에도 전기수술용 시스템에 의해 유지될 수 있다. 이상의 조건들에 대해 초기 전압 램프를 유지함으로써, 전기수술용 시스템은, 조직의 모든 부분들(상이한 조직 유형들 또는 조직 두께들을 포함할 수 있음)이 전기수술용 시스템에 의해 조직의 대응하는 부분들 내의 유체/물의 기화를 시작하는 적절한 온도까지 가열되는 것을 가능하게 한다.

[0175] 전기수술용 시스템을 통해 측정된 전류의 오목함을 검출하고 측정하는 것은 다양한 도전들을 가질 수 있다. 예를 들어, 도함수들은 그들의 부모 신호들보다 더 많은 고유 잡음을 갖는다. 또한, 도함수들을 사용하여 전기수술용 시스템에 의해 검출되는 이벤트들은 짧은 시간 간격들(예를 들어, 5-50 ms) 내에서 발생할 수 있으며, 이는 잡음을 식별하고 구별하기 어려울 수 있다. 잡음을 고려하는 것은, 일 실시예에서, 시간 간격에 걸친 측정된 전류에서의 강하와 이전 시간 간격에 걸친 측정된 전류에서의 강하를 비교함으로써 2차 도함수의 근사를 구현함으로써 이루어진다. 각 시간 간격은 비교적 짧게(예를 들어, 4ms) 설정될 수 있다. 전기수술용 시스템이 2개의 인접한 시간 간격을 비교하고 가장 최근의 강하가 이전 강하보다 작은지 여부를 결정하게 함으로써, 전기수술용 시스템은 전류의 변화의 레이트가 둔화되고 있어서 전류가 위로 오목하다는 것을 나타내는지 여부를 결정할 수 있다. 대조적으로, 전기수술용 시스템이 가장 최근의 강하가 이전의 강하와 동일하거나 또는 더 크다는 것을 검출하는 경우, 전기수술용 시스템은, 전류에 대한 변화의 레이트가 위로 오목하지 않을 수 있다고 결정할 수 있다.

[0176] 이상의 근사 메커니즘을 사용함으로써, 전기수술용 시스템에 의한 이러한 계산의 결과는 변수로서 저장될 수 있다. 일반적으로, 측정된 전류가 임계 값 아래인 경우, 전기수술용 시스템은, 초기 전압 스파이크를 종료하고 밀봉 프로세스의 다음 단계/스테이지(예를 들어, 전압 레벨을 미리-결정된 임계치까지 하강시키는 것) 상으로 이동하도록 전기수술용 발전기에 지시할 수 있다. 그러나, 오목함 체크를 사용하면, 전기수술용 시스템은, 초기 전압 스파이크가 추가적인 시간 기간 동안 연장되어야 하는지 여부를 확인하기 위해 추가적인 체크를 수행한다. (전류의 변화의 레이트와 연관된) 변수가 0(또는 선형) 또는 음(또는 아래로-오목)인 경우, 전기수술용 시스템은 초기 전압 스파이크를 종료할 수 있다. 그러나, 변수가 양(또는 위로-오목)인 것으로 밝혀지는 경우, 초기 전압 스파이크는 현재 시점에 종료되지 않아야 한다. 대신에, 전기수술용 시스템은, 전압 종료 조건(예를 들어, 미리-결정된 시간 기간)이 충족되거나, 또는 새로운 다음 최대치가 발견될 때까지 초기 전압 스파이크를 유지할 것이다. 오목함 체크 사이클은 초기 전압 스파이크가 종료될 때까지 매 시간 간격을 반복 및 재계산한다.

[0177] 일단 유체/물 기화가 시작되면, 조직의 전도율은 일반적으로 감소한다. 이와 같이, RF 에너지가 조직에 인가되고 있기 때문에, 조직의 전도율이 임의의 지점에서 증가할 것으로 예상되지 않는다. 따라서, 그러면 전기수술용 시스템은 (예를 들어, 최대 전류에 기초하는) 다양한 미리 결정된 임계치들과 관련하여 조직과 연관된 측정된 전류를 추적한다. 미리-결정된 임계치들은, (예상되지 않은) 전류의 상당한 증가가 검출되는 경우 전기수술용 시스템과의 이벤트를 트리거하기 위해 사용될 수 있다. 이러한 미리-결정된 임계치들을 트리거하는 것은, 전기수술용 시스템이 밀봉 사이클이 예상되는 것과 반대 방향으로 진행되고 있는지 여부를 결정하기 위한 방법을 제공한다. 이러한 미리 결정된 임계치들의 트리거링은, 조직 내의 유체/물 기화가 현재 밀봉을 겪고 있는 조직의 모든 부분들에서 발생하지 않았을 가능성이 있음을 전기수술용 시스템에 알린다.

[0178] 일부 조직 변동성 및/또는 잡음을 고려하기 위해 전기수술용 시스템에 의해 작은 및/또는 일시적인 증가가 허용될 수 있다. 그러나, 미리-결정된 임계치들은 일반적으로 기화가 검출될 때에 대응하는 측정된 전류의 최대 피크 이상의 미리-결정된 백분율이다. 미리-결정된 임계치들에 대해 전기수술용 시스템에 의해 사용되는 백분율들은 다양한 상이한 상황들에 대해 변할 수 있다. 예를 들어, 미리-결정된 임계치들은, 초기 전압 스파이크가 얼마나 오래 사용되었는지 또는 미리-결정된 임계치가 이전에 트리거되었는지 여부에 기초하여 더 높거나 또는 더 낮게 설정될 수 있다.

[0179] 전기수술용 시스템이 측정된 전류가 미리-결정된 임계치를 크로스했다는 것을 검출하는 경우, 전기수술용 시스템은 최대(즉, 피크) 전류를 모니터링하고 이어서 강하를 모니터링하는 대기 상태에 진입할 수 있다. 전술한 바와 같이, 측정된 전류의 최대 및 강하의 검출은, 유체/물 기화가 조직에서 시작되었음을 식별하기 위해 전기수술용 시스템에 의해 사용될 수 있다. 검출된 경우, 전기수술용 시스템은, (예를 들어, 조직에서 건조가 시작될 때 전압 스파이크 이후) (도 5의 단계들(73-76)에서 위에서 논의된 바와 같이) 전압 강하, 점진적 전압 램프,

및 홀딩을 일반적으로 포함하는 다음 단계들로 밀봉 사이클을 통해 진행할 수 있다.

[0180] 대기 상태(전류의 모니터링을 포함)는, 전기수술용 시스템이 조직 내의 유체/물 기화의 상태를 연속적으로 체크할 수 있게 한다. 유체/물 기화(즉, 건조)가 시작되지 않은 경우, 전기수술용 시스템은, (신속할 뿐만 아니라 효과적인 밀봉을 적절하게 생성하기 위해) 조직에 인가되는 RF 에너지가 조직을 적절하게 가열하는 것을 보장하기 위해 밀봉 프로세스에서 다양한 소프트-리셋들을 수행할 수 있다.

[0181] 전기수술용 시스템에 의한 (유체/물 기화가 조직에서 시작되었음을 식별하기 위한) 미리-결정된 임계치의 사용은 밀봉 사이클의 전체 지속기간을 연장할 수 있고, 이는 일부 조직이 열 확산, 고착 및 조 가열과 같은 RF 에너지 노출 증가에 대해 일부 부정적인 반응들을 갖게 할 수 있다. 그러나, 전기수술용 시스템에 의한 미리-결정된 임계치들의 구현은 또한, 임계치들이 밀봉되는 조직의 전체가 건조를 위해 충분한 적절한 온도까지 가열되는 것을 추가로 보장할 것이기 때문에 유익하다.

[0182] 건조는 최적의 밀봉을 생성하기 위해 매우 바람직하고, 따라서 높은 우선순위가 제공될 수 있다. 미리-결정된 임계치가 없으면, 전기수술용 시스템은 추가적인 가열 시간이 필요한지 여부를 검출할 수 없을 수 있다. 이와 같이, 전기수술용 시스템은, 최적의 밀봉이 생성되는 것을 보장하기 위해 건조가 시작되었음을 보장하기 위해 모든 밀봉에 (연장된 RF 에너지 노출을 통해) 추가적인 열을 추가해야 할 수 있다. 미리-결정된 임계치들을 구현함으로써, 전기수술용 시스템은 조직 내에서 발생하는 유체/물 기화의 상태를 체크할 수 있다. 이와 같이, 미리-결정된 임계치들은, 단지 소수의 조직 밀봉들만이 미리-결정된 임계치를 이용할 것이기 때문에, 의도된 바와 같이 밀봉 사이클을 통해 진행하는 대부분의 밀봉들에 대해 더 짧은 밀봉 시간들을 허용한다(예를 들어, 초기 전압 스파이크를 연장하는 것을 요구하는 미리-결정된 임계치를 트리거하지 않음). 이러한 방식으로, 전기수술용 시스템은 조직에 대한 RF 에너지의 과다 노출(overexposure)과 연관된 결과들(예를 들어, 열 확산, 고착, 조 온도)을 최소화하면서 최적의 밀봉 강도들을 생성하는 것 사이에서 균형을 이룰 수 있다.

[0183] 조직이 적절하게 가열되어 유체/물 기화가 조직 전체에 걸쳐 일어나는지 여부를 결정하도록 전기수술용 시스템을 구성하는 것에 더하여, 측정된 전류를 모니터링하는 이상의 특징은 또한 다른 목적들을 위해 전기수술용 시스템에 의해 사용될 수 있다. 예를 들어, 전기수술용 시스템은 또한 밀봉 부위에 물 또는 식염수의 첨가(예를 들어, 수술 관개(surgical irrigation) 또는 조를 유체 내로 침지시키는 것(immersing)) 또는 단락(short circuit)들과 같은 이벤트를 검출할 수 있다. 이러한 이벤트들은 조직에서 발생하는 건조(또는 유체/물 기화)를 느리게 하거나 또는 정지시킬 수 있다. 일 실시예에서, 전기수술용 시스템은 이벤트들(예를 들어, 유체 내의 조의 침지 또는 단락)이 더 이상 존재하지 않을 때까지 대기 상태로 위치된다.

[0184] D. 밀봉 프로세스를 진행하기 위한 % 최대의 사용

[0185] 조직에 전압이 인가될 때, 조직의 전도율은 조직 내의 이온들 및 유체/물이 가열됨에 따라 증가한다. 조직의 온도가 충분히 높게 상승할 때, 조직 내의 유체/물의 기화가 시작된다. 조직으로부터의 유체/물의 손실뿐만 아니라 조직으로부터 오는 증기는 조직의 전도율을 감소시킨다. 따라서, 물 기화가 시작됨에 따라, 전류는 증가하는 것을 멈추고 대신 감소하기 시작한다. 이는, 전기수술용 시스템에 의해 식별될 수 있는, 조직과의 특정 시점에서의 측정된 "피크" 또는 최대 전류에 대응한다.

[0186] (측정된 최대 전류에 기초한) 임계 값들은 측정된 최대치 이후 전류 강하의 크기를 검출하기 위해 사용될 수 있다. 그러나, 조직의 조성 또는 기하구조의 변동들, 또는 신호 내의 전기적 잡음의 존재는, 전기수술용 시스템이 진정한 최대치(즉, 전체 조직이 유체/물 기화를 위한 충분한 온도까지 가열되었음을 나타내기 위해 사용될 수 있는 최대 전류)에 대응할 수 있는 다른 피크들 또는 최대치들 이전에 국부적인 최대치 및 순간적인 강하를 검출하는 것을 초래할 수 있다. 따라서, 진정한 최대치를 식별하기 위해, 전기수술용 시스템은, 진정한 물 기화점을 신뢰성 있게 검출할 수 있을 만큼 충분히 낮지만, 가능한 한 높게 설정될 수 있는 임계 값들을 이용한다. 임계 값들은, 물 기화가 조직의 모든 영역들에서 시작되기 전에 전압을 강하시킴으로써, 조직의 "오버펄싱"(물 기화가 시작된 후에 너무 긴 높은 전압의 인가에 대응함)을 최소화하면서, 조직의 "언더펄싱"(조직에 충분한 RF 에너지를 제공하지 않아서 조직의 온도가 건조를 위해 충분하지 않는 것에 대응함)을 방지하도록 주의 깊게 밸런싱될 수 있다.

[0187] 브레이크 값들(Break values)

[0188] 전기수술용 시스템에 의해 사용되는 임계 값은, 조직이 조성 또는 기하구조에서 변동들을 가질 수 있음에 따라 밀봉되는 조직의 속성들에 기초하여 변할 수 있다. 또한, (밀봉 프로세스의 시작에서 발생할 가능성이 더 높은 것과 같은) 잡음 및 진폭(예를 들어, 잡음의 일관된 200mA는, 신호가 3A와 비교하여 5A인 경우에 더 우수한 신

호 대 잡음비를 가짐)은 시간에 따라 변할 수 있다. 하나의 시나리오에서, 도 15a에 도시된 바와 같이, 더 높은 임계 값(예컨대 최대 전류의 90% 또는 95%)은, 많은 양의 전류를 드로우하는 조직 조각들에 대해 가장 효과적이다. 높은 전류 드로우로 인해, 노이즈는 신호의 더 작은 백분율이다. 이에 더하여, 높은 전류 드로우의 특성은, 전도율이 전도체의 길이(즉, 조직의 두께)에 반비례하기 때문에 조직이 더 얇을 가능성을 높게 만든다. 이와 같이, 얇은 조직은 물 기화점에 더 빠르게 도달하며 그럼으로써 (더 작은 강하를 통해) 더 짧은 응답 시간을 더 중요하게 만든다. 대조적으로, 도 15b에 예시된 바와 같이, 더 낮은 임계 값(예컨대, 최대 전류의 70% 또는 85%)은 더 적은 전류를 드로우하는 조직(예를 들어, 더 두꺼운 조직)에 더 효과적일 수 있다.

[0189] 또한, 최대값에 기초하는 더 낮은 백분율을 사용하는 것은 더 낮은 총 강하를 야기할 수 있다. 잡음이 신호의 더 큰 백분율이 될 수 있기 때문에, 측정된 피크가 진정한 최대치라고 결정하기 위해 더 많은 확신이 필요하다. 낮은 전류 드로우들은 조직이 더 두꺼울 가능성이 높다는 것을 나타낸다. 특히 더 두꺼운 조직의 경우, 조들의 폐쇄로 인해, 조직의 특정 부분들이 다른 부분들보다 더 빨리 가열되는 것이 가능하다. 따라서, 물 기화점은 조직의 상이한 영역들에 대해 여러 상이한 시간들에서 발생할 수 있다. 따라서, 전기수술용 시스템이 (최대 전류와 연관된) 더 낮은 백분율을 가지고 임계 값을 감소시키는 것을 통해 더 큰 전류 강하를 검출할 것을 요구하게 함으로써, 전압 스파이크를 종료하기 전에 조직의 모든 부분들이 물 기화점에 도달했다는 것을 보장할 가능성이 더 높다.

[0190] 더 높은 임계치(예컨대, 90%-95%)와 더 낮은 임계 값들(70%-85%) 사이에서, 슬라이딩 선형 임계 값은 도 15c에 도시된 바와 같이 전기수술용 시스템에 의해 사용될 수 있다. 예를 들어, 최대 전류 3000mA에 대해 70% 임계치(70% * 3000mA = 2100mA)이 사용되고 최대 전류 4000mA에 대해 90% 브레이크(90% * 4000mA = 3600mA)가 사용되는 경우, 3000mA와 4000mA 사이의 모든 값들은 70%와 90% 사이의 선형 백분율을 사용할 수 있다. 이러한 예에서, 두 값들의 중간인 3500mA는 85%(85% * 3500mA = 3975mA)를 사용할 것이다. 선형 브레이크 백분율은 두 가지 주요 이점들을 갖는다. 첫 번째 장점은 출력의 일관성이며, 그 결과 최대 전류의 작은 변화들(압력, 조직 수분 함량 및 접촉 저항의 변화로 인해 변할 수 있음)은, 최대 전류의 매우 큰 시프트가 있을 때까지 실질적으로 상이한 거동을 초래하지 않는다. 선형 임계치는 또한 상이한 조직 유형들 사이의 중첩의 영역을 허용한다.

[0191] 앞의 예로부터 계속하면, 가능한 시나리오는, 동맥으로부터의 최대 전류 드로우는 일반적으로 3000mA 미만일 수 있지만 드물게 3600mA만큼 높이 도달할 수 있다는 것을 가질 수 있다. 또한, 정맥으로부터의 최대 전류 드로우는 일반적으로 4000mA 이상이지만 가장 작은 정맥은 3300mA에 도달할 수 있다. 따라서, 3000mA와 4000mA 사이의 선형 브레이크 백분율은 알고리즘의 거동의 절충을 허용하여, 전기수술용 시스템이 두 유형들의 조직(예를 들어, 정맥들, 동맥들) 모두에 대해 최적화되는 것을 가능하게 한다. 추가로, 전기수술용 시스템은, 일반적으로 최대 전류의 중첩이 없는 범위에서 보다 완전하게 최적화될 수 있다.

[0192] 최대 전류 값에 기초하여 브레이크 백분율을 변경하는 것에 더하여, 전기수술용 시스템에 의해 사용되는 브레이크 백분율은 또한 시간-의존적일 수 있다. 주어진 유형 및 양의 조직에 대해, 유체/물 기화를 시작하기에 충분히 높은 온도로 조직이 가열되는 데 필요한 시간은 일관될 수 있다. 유체/물 기화 시간은 가장 높은 전도율의 조직의 가장 작은 부피들에 대해 최소화될 수 있다(예컨대 40ms). 이러한 하한을 아는 것은, 전기수술용 시스템이 이러한 최소 예상된 유체/물 기화 시간 하에서 훨씬 더 보수적인 브레이크 백분율(예컨대 50%)을 갖도록 구성될 수 있게 한다. 이는, 전기수술용 시스템이 조직이 유체/물 기화를 시작하기 위해 필요한 온도에 도달하기 위한 예상된 시간 기간 전에 초기 전압 스파이크를 종료할 가능성이 더 적을 수 있게 한다.

[0193] 선형 브레이크의 사용은 또한, (유체는 조직 내의 유체/물보다 매우 빠르고 훨씬 더 빨리 끓을 수 있기 때문에) 전기수술용 시스템에 의해 수행되는 측정들이, 거짓 양성(또는 피크)을 생성할 수 있는 조 상의 작은 양의 유체에 의해 야기되는 잡음에 대해 더 저항성일 수 있게 한다. 보다 보수적인 브레이크 백분율은, 밀봉되는 조직이 실제로 유체/물 기화점에 도달했다는 것을 보장하기 위해 밀봉 사이클의 맨 처음 동안 전기수술용 시스템에 의해 사용될 수 있다. 추가로, 더 보수적인 브레이크 백분율은, 초기 전압 스파이크를 종료할 수 있기 전에 기화점이 도달되었다는 더 높은 레벨의 신뢰도를 요구하도록 구현될 수 있다.

[0194] b. 램프 종료를 식별하기 위한 % 최대

[0195] 점진적 전압 램프는, 유체/물 기화가 시작될 때 조직의 전도율이 떨어짐에 따라 조직에서 전력 출력을 유지하기 위해 전기장의 강도를 점진적으로 증가시키기 위해 전기수술용 시스템에 의해 사용될 수 있다. 전기수술용 시스템에 의한 전기장의 유지는, 유체/물 기화가 제어된 레이트로 계속되는 것을 보장하는 것이다. 일반적으로, 주어진 전압에 대한 전기장은 조직의 두께에 반비례한다. 따라서, 일 실시예에서, 전기수술용 시스템이 더 두꺼운 조직에 대해 더 높은 전압이 제공되도록 전압을 수정하는 것이 바람직할 수 있는 반면, 더 얇은 조직은 더 낮은

양의 전압만을 필요로 할 수 있다.

[0196] 이와 같이, 모든 조직 유형들이 점진적 램프 상태(예를 들어, 도 5의 단계(75)) 동안 전체 전압 램프를 완료할 필요는 없을 수 있다. 더 얇은 조직(예를 들어, 작은 동맥들 또는 정맥들) 또는 얇은 조직 묶음들은 조직을 빠르게 건조하기 위해 충분히 강한 전기장을 생성하기 위해 높은 전압 전위를 필요로 하지 않기 때문에, 상이한 (예를 들어, 더 낮은) % 최대 임계치는, 확장된 높은 전압 전위를 유지하는 것이 얇은 조직이 과도하게 가열되는 경우에 실제로 얇은 조직에 손상을 야기할 수 있는 상황을 최소화하기 위해 사용될 수 있다. 대조적으로, 더 높은 % 최대 임계치가 더 두꺼운 조직에 제공될 수 있다. 따라서, 전기수술용 시스템이 최대 전류에 대해 전류 거동을 모니터링하게 함으로써, 임의의 조직에 대한 램프 상태는, 전압이 해당 조직 유형에 대해 허용가능한 레벨에 도달한 후에 전기수술용 시스템에 의해 종료될 수 있다.

[0197] 점진적 램프를 종료할 때를 식별하기 위해 % 임계치를 사용함으로써, 전기수술용 시스템은, 각각의 상이한 유형의 조직에 대한 밀봉 사이클의 점진적 램프 스테이지 동안 달성될 수 있는 최대 전압을 설정할 수 있다. 예를 들어, 더 두꺼운 조직들이 존재하는 상황들에서, 전기수술용 시스템은 (더 높은 % 최대 임계치의 사용을 통해) 조직들이 더 높은 전압을 달성하게 하는 임계치를 설정할 수 있고, 이는 결과적으로 (물/유체가 조직으로부터 적절하게 기화되었다는 것을 보장하기 위해) 더 높은 전력 출력 및 더 긴 밀봉 시간을 허용한다. 다른 한편으로, 더 얇은 조직들에 대해, 전기수술용 시스템은 더 낮은 전압이 달성될 수 있게 하는 임계치들을 설정할 수 있다. 이들 상황 둘 모두로, 전기수술용 시스템은 밀봉되는 조직에 기초하여 최적의 조직 온도 조절을 구현하도록 구성될 수 있다.

[0198] RF 완료(밀봉 사이클 완료)를 식별하기 위한 % 최대

[0199] % 최대 임계치를 사용하여 초기 전압 램프를 종료하는 것과 유사하게, 조직을 밀봉하기 위한 RF 에너지의 인가는 또한 대응하는 % 최대 임계치를 사용하여 전기수술용 시스템에 의해 종료될 수 있다. 전기수술용 시스템이 (예를 들어, 이전에 밀봉된 조직 또는 얇은 조직과 같이 밀봉하기 위해 추가적인 시간 또는 열을 필요로 하지 않는 특정 조직에 대해) RF 에너지의 인가가 더 빨리 종결되어야 한다고 결정할 수 있는 상황들이 있을 수 있다. 전기수술용 시스템은, (평탄선으로 나타나는(flatlining) 조직과 연관된 측정된 전류에 의해 표시되는) 충분한 건조가 있을 때 RF 에너지의 인가가 종료될 수 있는 때를 검출할 수 있다.

[0200] RF 에너지가 종료되어야 할 때의 식별은, 초기 전압 스파이크 상태 동안 기록된 최대 전류에 대한 % 최대 임계 값을 사용하여 전기수술용 시스템에 의해 검출될 수 있다. 일단 이러한 % 최대 임계 값에 도달하면, 전기수술용 시스템은 (조직에 제공되는 RF 에너지의 종료를 통해) 밀봉 사이클을 종료할 수 있다. 종점들은, 전류가 조직 두께 및 표면적에 기초하여 상이하게 반응함에 따라 조직 유형에 걸쳐 크게 변할 수 있다. 추가로, 밀봉 시간은 또한 혈관 카테고리들 사이에서 변할 수 있다(예를 들어, 동맥들은 그들의 더 두꺼운 혈관 벽으로 인해 정맥들보다 더 오래 밀봉 과정을 겪을 필요가 있을 수 있다). 이와 같이, 전기수술용 시스템은, RF 에너지가 종료되어야 할 때를 설정함에 있어서 상이한 조직 유형들에 더 잘 어울리도록 조직에 관하여 수집된 다른 정보에 기초하여 조건들을 설정할 수 있다.

[0201] 팁 밀봉들을 식별하기 위한 % 최대

[0202] 소량의 조직이 전기수술용 기구의 팁에서 밀봉될 때, 작은 표면적은 매우 낮은 전류 드로우(예를 들어, 낮은 최대 측정된 전류)를 초래할 수 있다. 이러한 밀봉 사이클의 종료에서, 전류는 전기수술용 시스템이 측정을 개방 회로에 대응하는 것으로 오인하기에 충분히 낮게 떨어질 수 있다. 측정된 최대 전류를 기준으로 하는 적절한 % 최대 임계 값을 사용함으로써, 전기수술용 시스템이 이러한 특정 저 전류 시나리오를 식별하는 데 더 낮은 개방 조건 임계치가 이용가능하게 된다. 피크 전류가 낮은 경우(예컨대, 팁 밀봉의 경우), 전기수술용 시스템은 이러한 상황을 인식하고 이러한 더 작은 조직 바이트(bite)들이 개방 회로 시나리오에 대응하는 불필요한 경보 상태를 트리거하지 않으면서 성공적으로 밀봉되는 것을 가능하게 하도록 적응될 수 있다.

[0203] 동적 RF 차단/종료에 대한 % 최대

[0204] 도 16은 RF 차단에 대해 동적 임계치들을 사용하는 전기수술용 시스템의 그래픽 표현이다. (전술한 바와 같이) 최대 전류 값을 기준으로 하는 정적 % 값을 사용하여 초기 전압 램프 및 RF 에너지를 종료하는 것과 유사하게, RF 에너지는 또한, 최대 전류 값에 대해 이루어지는 실시간 계산들에 기초하는 동적 차단 커브를 사용하여 전기수술용 시스템에 의해 종료될 수 있다. 전기수술용 시스템이 측정된 전류가 동적 임계치들 중 하나를 충족하거나 또는 크로스하는 것을 검출하는 경우, 이는, 밀봉 프로세스가 완료되어야 하고 RF 에너지의 종료가 수행되어야 함을 표시하기 위해 전기수술용 시스템에 의해 사용될 수 있다.

[0205] 추가 실시예들에서, 밀봉 사이클의 종료를 트리거하는 동적 임계 값은 또한 사용자 상태에서 미리 결정된 간격 동안 또는 그 후에 특정 레이트(1%, 10%, 15% 등)로 증분될 수 있다. 동적 임계 값의 증가는 또한 더 큰 조직들이 완전히 건조되도록 할 수 있는 한편, 빠른 쿠킹(cooking)(즉, 더 얇은) 조직들이 이들이 허용가능한 % 최대 전류에 도달할 때 밀봉 사이클을 빠져나갈 수 있게 한다.

[0206] 추가 실시예들에서, 시간-기반 임계치들은 또한 RF 에너지를 차단/종료할 때를 결정하기 위해 전기수술용 시스템에 의해 사용될 수 있다. 예를 들어, 조직이 건조가 시작되기에 충분히 높은 온도로 초기에 가열되지 않았던 경우, 전기수술용 시스템은 예상된 시간 기간보다 더 긴 시간 동안 조직을 RF 에너지에 노출시킬 수 있다. 시간-기반 임계치들(예를 들어, 타임-아웃)은, 일단 밀봉 프로세스가 미리 결정된 시간 기간(예를 들어, 조직이 RF 에너지에 노출되어야 하는 최대 시간과 연관됨)보다 더 오래 경과하면 RF 에너지를 종료할 때를 결정하기 위해 전기수술용 시스템에 의해 사용될 수 있다. 시간-기반 임계치들은 또한, 현재 밀봉 프로세스에 대한 가능한 문제들을 식별하고 이를 사용자(예를 들어, 외과의)에게 알리기 위해 전기수술용 시스템에 의해 사용될 수 있다.

[0207] E. 전압/임피던스 관계에 기초하는 물 기화의 검출

[0208] 정적 저항기에 대해, 회로의 임피던스는 이에 인가되는 RF 에너지의 함수로서 변하지 않는다. 임피던스는 얼마나 많은 전력이 회로를 통해 흐르고 있는지에 대한 함수로서 변화하지도 않는다. 조직 임피던스가 가변적이기 때문에 이러한 특성들 중 어느 것도 조직에 대해 참이 아니다. RF 에너지가 조직에 인가됨에 따라, 조직의 임피던스는 초기에 조직이 가열됨에 따라 증가된 이온 전도율을 가지고 강하된다. 그 후에, 유체/물 기화가 시작됨에 따라 조직의 임피던스의 증가가 뒤따른다. 임피던스의 증가는 조직에 대해 발생하는 건조(예를 들어, 조직의 조성을 대략 식염수(saline)로부터 대략 플라스틱으로 변화시킴) 및 조직 내의 증기의 존재(높은 임피던스를 가짐) 둘 다에 기인한다. 임피던스-관련 경향은 일반적으로 조직이 전기수술용 시스템으로 밀봉되고 몇 초(예를 들어, 2.5초)동안 지속될 때 대부분의 조직에 대해 존재한다.

[0209] 다양한 실시예들에서, 전기수술용 시스템은 물 기화가 발생하는 때를 검출하기 위해 조직 임피던스와 전압 사이의 관계를 사용할 수 있다. 임피던스와 전압 사이의 예시적인 관계들이 도 17a - 도 17c에서 확인될 수 있다. 일단 물이 증발하기 시작하면, 조직은 증기를 방출하기 시작한다. 조직 내 증기의 존재는 조직의 임피던스를 증가시킨다. 조직에 인가되는 전압을 수정함으로써 가열 레이트가 빠르게 변화되는 경우, 물 기화 레이트 또한 변화되어 더 많거나 또는 적은 증기를 생성할 것이다. 조직 내 증기의 양의 급격한 변화들은 조직의 임피던스의 시프트를 생성할 수 있고, 이는 조직에 의해 경험되는 건조의 레벨과 무관하다. 하나는 조직에 인가되는 RF 에너지에 기인한 것이고 다른 하나는 조직에 인가되는 전압에 기인한 것인, 2개의 임피던스 신호들 둘 모두가 조직과 연관된 전체 회로 임피던스를 초래한다.

[0210] 변화하는 전압(즉, 전압 스파이크의 끝)으로 인한 임피던스의 급격한 변화는 유체/물 기화가 조직에서 시작되었음을 검증하기 위해 전기수술용 시스템에 의해 사용될 수 있다. 전압이 유체/물 기화 전에 강하되는 경우, 조직 내의 증기의 양은 이미 0일 수 있고, 따라서 감소될 수 없다(예를 들어, 조직 임피던스에 즉각적인 변화가 없다). 그러나, 높은 전압의 사용을 통해 유체/물 기화가 시작되고 전압이 강하되면, 증기의 양이 감소되어 임피던스 강하를 초래할 것이다. 그런 다음, 임피던스와 전압 사이의 관계는, 전기수술용 시스템이 그 후에 전압을 강하시켜야 한다는 것을 나타내는 (측정된 전류가 하강하기 시작함에 따라 초기 전압 스파이크가 종료될 때에 대응하는) 유체/물 기화가 조직에서 시작되었다는 검증으로서 전기수술용 시스템에 의해 사용될 수 있다. 전압 강하는 조직의 임피던스를 강하하게 하고, 그럼으로써 증기의 생성을 느리게 한다. 그러나, 조직 내의 유체/물 기화가 시작되지 않은 경우, 조직은 물 기화점에 도달하기 위해 더 가열되어야 한다.

[0211] 도 17d는 임피던스 강하로 인해 전압이 강하된 후 전류가 증가하거나 또는 바운스(bounce)하는 현상을 도시한다. 다시 말해서, 유체/물 기화가 시작된 후 전압을 급격하게 강하시키는 것은 더 많은 전류가 단기간에 조직을 통해 전달되는 것을 초래할 수 있다. 전압이 떨어질 때 임피던스가 너무 급격하게 강하되어 전류가 증가하기 때문에 전류가 상승한다(전압 강하에 응답하여 전류가 "바운스"를 생성하는 현상). 그러나, 바운스 직후, 임피던스는 전압과 관련하여 예상되는 거동으로 복귀할 것이다. 전기수술용 시스템은 이러한 현상을 검출 및/또는 무시하도록 구성될 수 있다.

[0212] 이상에서 전반적으로 설명되고 이하에서 더 상세하게 설명되는 바와 같이, 다양한 전구수술용 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 및 전기수술용 발전기 실시예들 및 이들의 조합들이 본 출원 전체에 걸쳐 논의된다. 본 출원의 전체에 걸쳐 전반적으로 논의되는 특징들 중 하나,

일부, 또는 전부는 본원에서 논의되는 기구들, 발전기들 및 이들의 조합들의 실시예들 중 임의의 실시예 내에 포함될 수 있는 것으로 고려된다. 예를 들어, 설명되는 전기수술용 기구들의 각각은 이상에서 설명된 바와 같은 발전기와의 상호작용을 위해 메모리를 포함하는 것 및 이의 역이 바람직할 수 있다. 그러나, 다른 실시예들에서, 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 구성요소들(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 구성요소들, 예를 들어, 프로그램들, 서브루틴들, 로직 및/또는 하드웨어 및 소프트웨어 구성요소들의 조합들에 의해 구현될 수 있다. 유사하게, 이러한 소프트웨어 구성요소들은 하드웨어 구성요소들 또는 이들의 조합과 상호교환되거나 또는 이의 역일 수 있다.

[0213] 전기수술용 시스템, 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; "Electrosurgical System"이라는 명칭으로 2009년 03월 31일자로 출원된 미국 특허 출원 제12/416,128호; 및 "Electrosurgical System"이라는 명칭으로 2015년 09월 08일자로 출원된 미국 특허 출원 제14/848,116호에서 또한 설명되며, 이로써 이들의 전체 개시내용들은 마치 그들이 본원에서 완전히 기술되는 것처럼 본원에 참조로서 통합된다. 이러한 전기수술용 발전기들, 기구들 및 시스템들의 특정 측면들이 또한 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.

[0214] 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 유의해야 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 간주되어야 한다.

[0215] 다음은 일반적으로 본 출원이 커버하는 주제를 설명한다:

[0216] ● 조직을 융합하거나 또는 밀봉하기 위한 전기수술용 시스템으로서:

[0217] 하기를 수행하도록 구성된 전기수술용 기구로서:

[0218] 밀봉되는 조직을 파지하고, 및

[0219] 파지된 조직을 융합하거나 또는 밀봉하기 위해 파지된 조직의 영역에 RF 에너지를 송신하도록 구성되는, 전기수술용 기구; 및

[0220] 전기수술용 기구에 연결되며, 전기수술용 기구에 조직을 밀봉하기 위해 사용되는 RF 에너지를 제공하는 전기수술용 발전기를 포함하며, 전기수술용 발전기는:

[0221] RF 에너지가 파지된 조직에 송신되는 것에 응답하여 조직과 연관된 전류를 측정하도록 구성되는 센서들;

[0222] RF 에너지를 생성하고, RF 에너지를 전기수술용 기구에 송신하며, 제어기로부터 수신된 명령어들에 기초하여 RF 에너지를 수정하는 RF 증폭기,

[0223] 제어기를 포함하며, 제어기는:

[0224] 센서들로부터 측정된 전류를 수신하고,

[0225] 미리 결정된 시간 기간 동안 측정된 전류로부터 최대 전류 값을 식별하되, 여기서 최대 전류 값과 연관된 시간은 파지된 조직 내의 유체의 기화의 개시에 대응하며,

[0226] 최대 전류 값에 기초하여 임계치들을 생성하되, 여기서 임계치들은 파지된 조직의 융합 또는 밀봉과 연관된 상이한 조건들 또는 상태들을 특징짓고,

[0227] 센서들로부터 후속 전류 측정들을 수신하며,

[0228] 후속 전류 측정들이 임계치들 중 적어도 하나를 크로스했다는 것을 검출하고, 및

[0229] 크로스된 임계치들 중 적어도 하나에 기초하여 생성되는 RF 에너지를 수정하도록 RF 증폭기에 명령한다.

[0230] ● 이상에서 설명된 전기수술용 시스템의 특징들 중 일부는 다음을 포함한다:

[0231] ○ 조직 내의 물/유체들의 기화가 시작할 때에 대응하는 최대 전류 피크를 식별하는 것.

[0232] ○ 미리-결정된 시간 기간 내에 2개 이상의 전류 피크들이 검출될 때 진정한 최대 전류 값을 식별하는 것.

[0233] ○ 최대 전류 값에 기초하여 조직 두께를 식별하고, 식별된 조직 두께에 기초하여 RF 에너지를 수정하는 것.

[0234] ○ 최대 전류 값이 검출될 때까지 소요되는 시간에 기초하여 조직 두께를 식별하고, 식별된 조직 두께에 기초하여 RF 에너지를 수정하는 것.

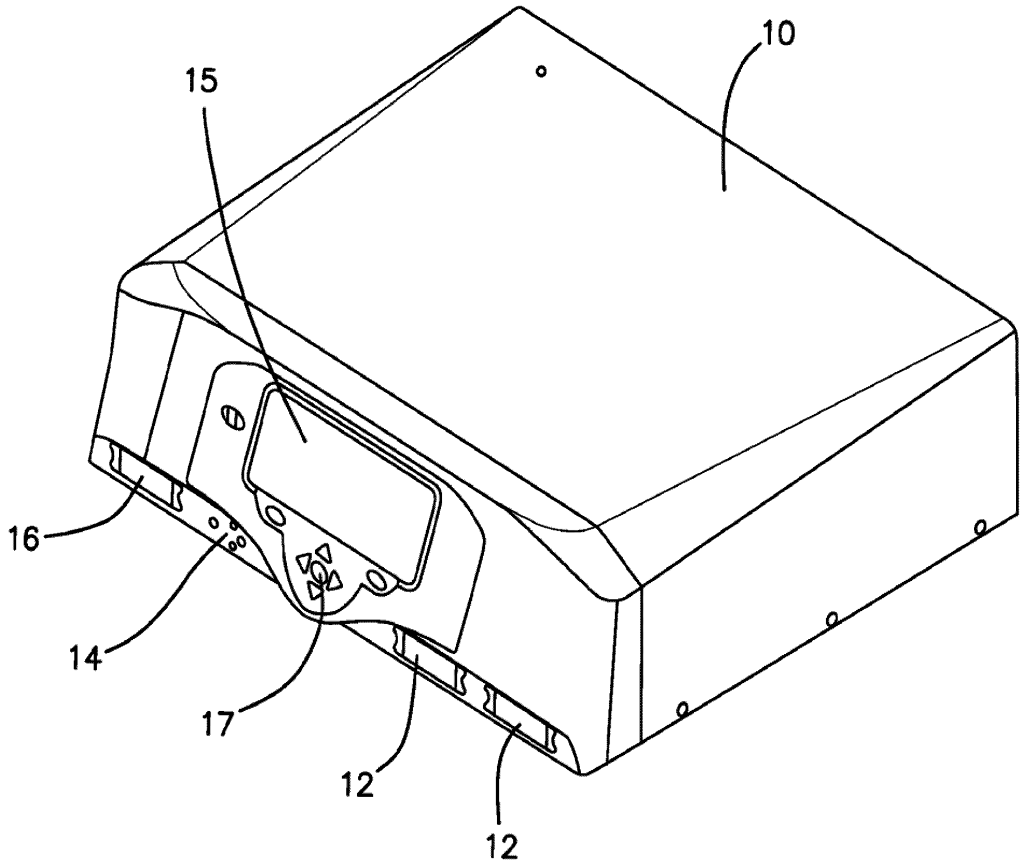
[0235] ○ 파지된 조직이 이전에 밀봉되었는지(즉, 이중/반복 밀봉된 조직인지) 여부를 식별하고, 조직이 이전에 밀봉되었다는 결정에 기초하여 RF 에너지를 수정하는 것.

[0236] ○ 조직의 밀봉 또는 융합의 상태를 모니터링하기 위해 최대 전류 값에 기초하여 정적 및/또는 동적 임계치들을 생성하는 것

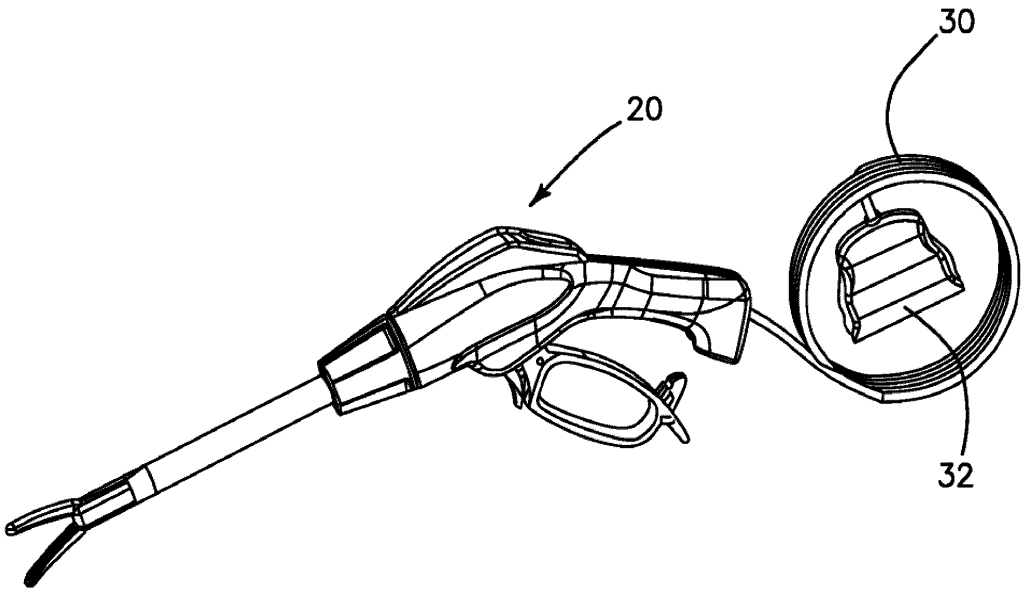
[0237] ○ 조직에 인가되는 RF 에너지를 관리하기 위해 생성된 정적 및/또는 동적 임계치들을 사용하는 것.

도면

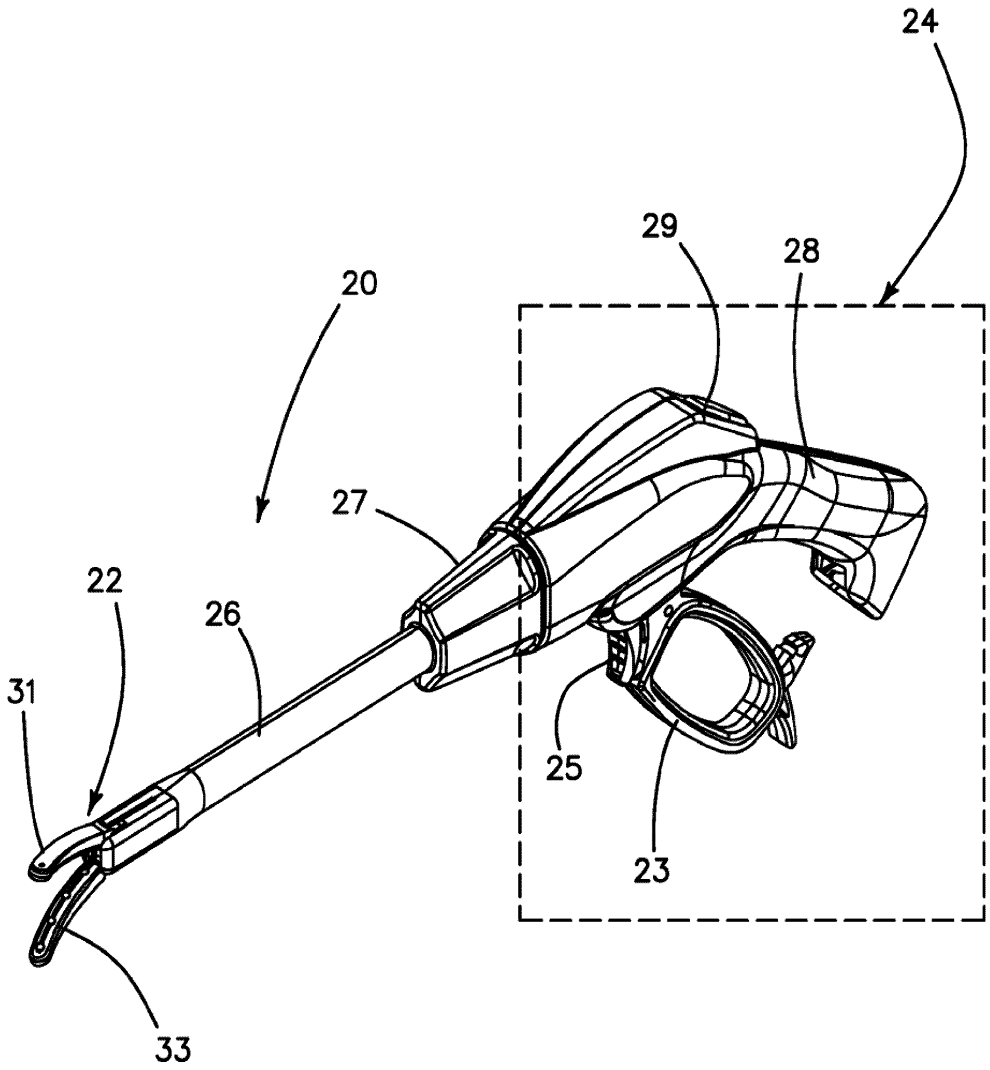
도면1



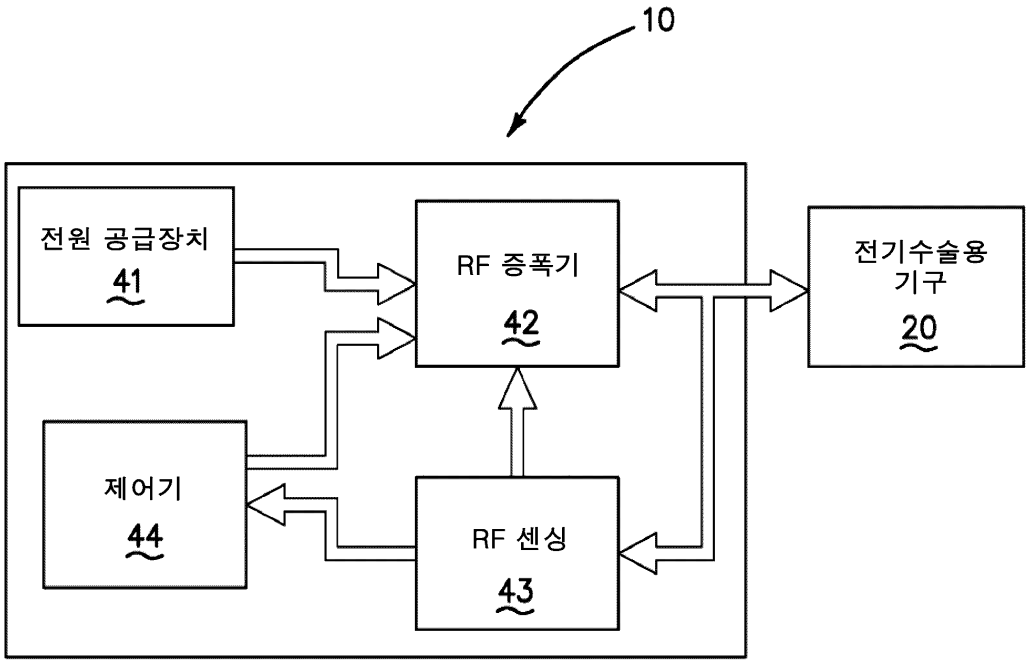
도면2



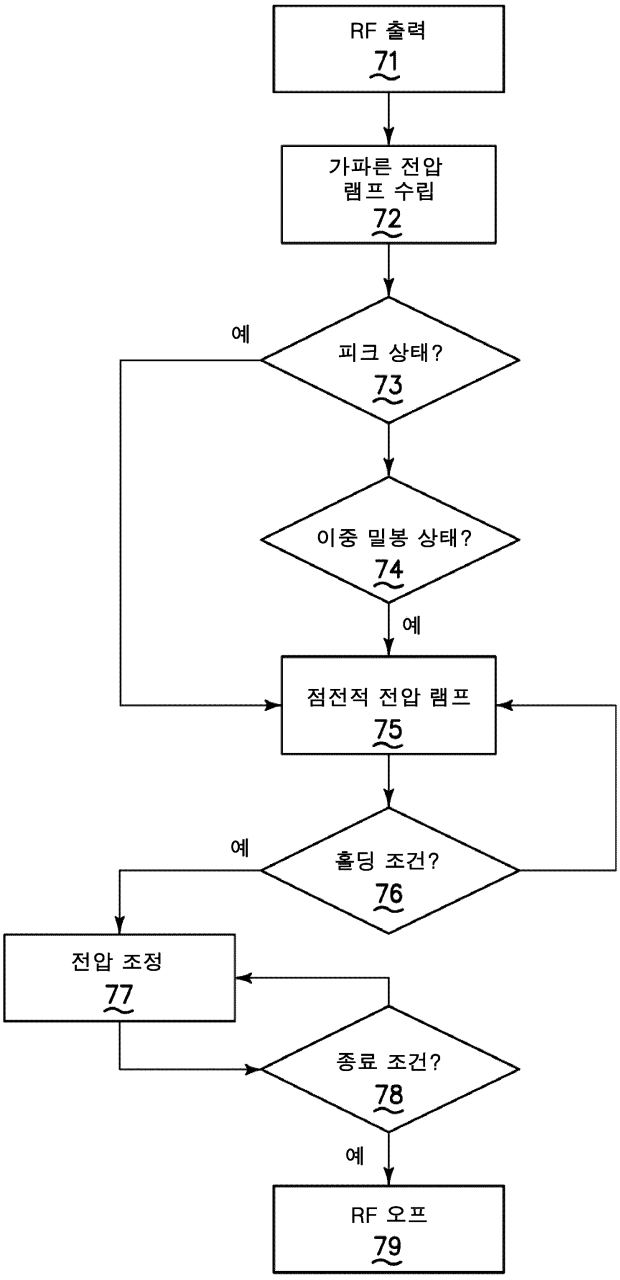
도면3



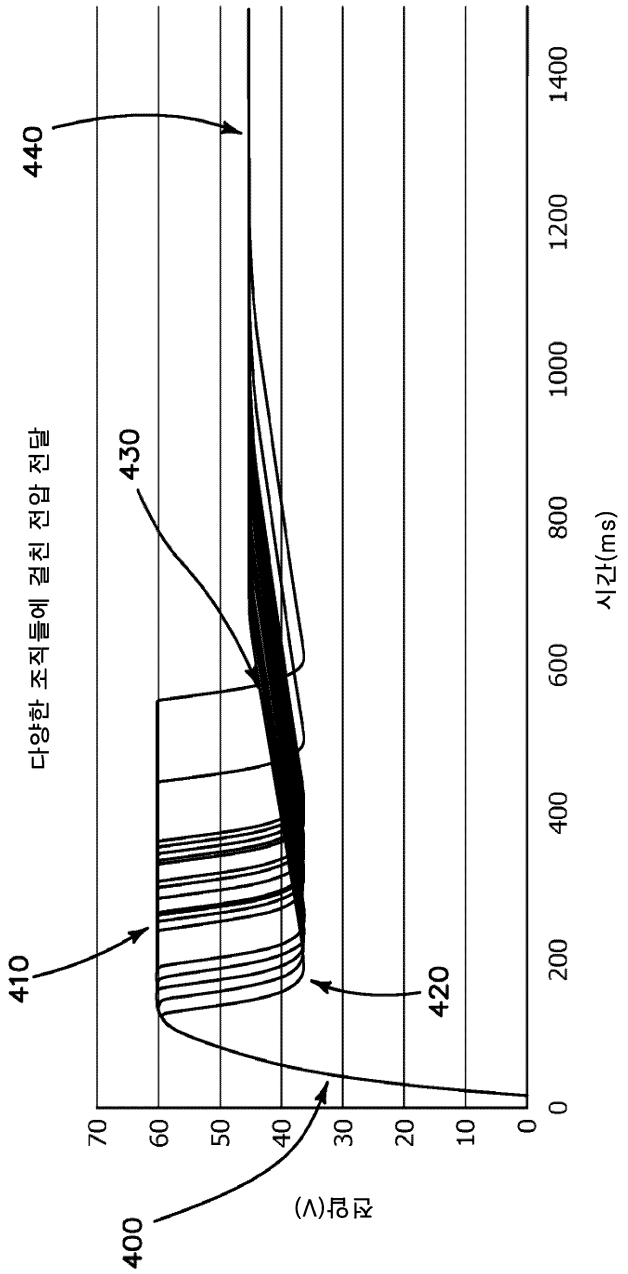
도면4



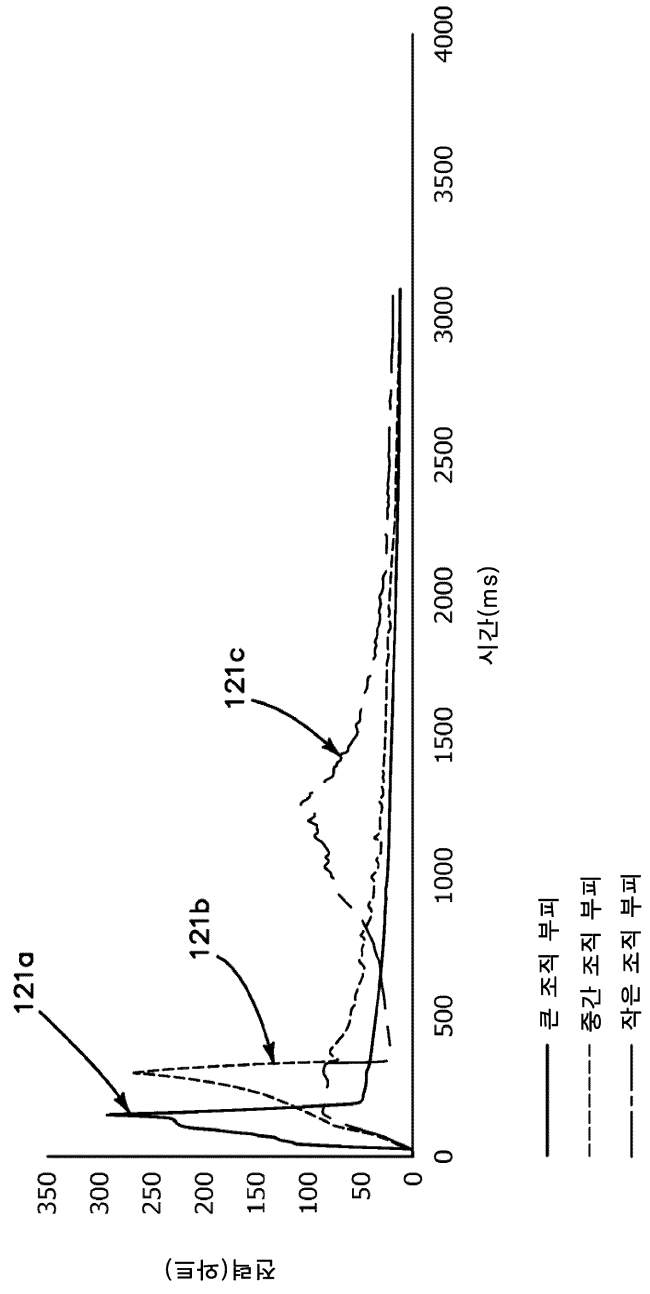
도면5


RF 출력
71
가파른 전압
램프 수립
72
예
피크 상태?
73
이중 밀봉 상태?
74
예
점전적 전압 램프
75
예
홀딩 조건?
76
전압 조정
77
종료 조건?
78
예
RF 오프
79

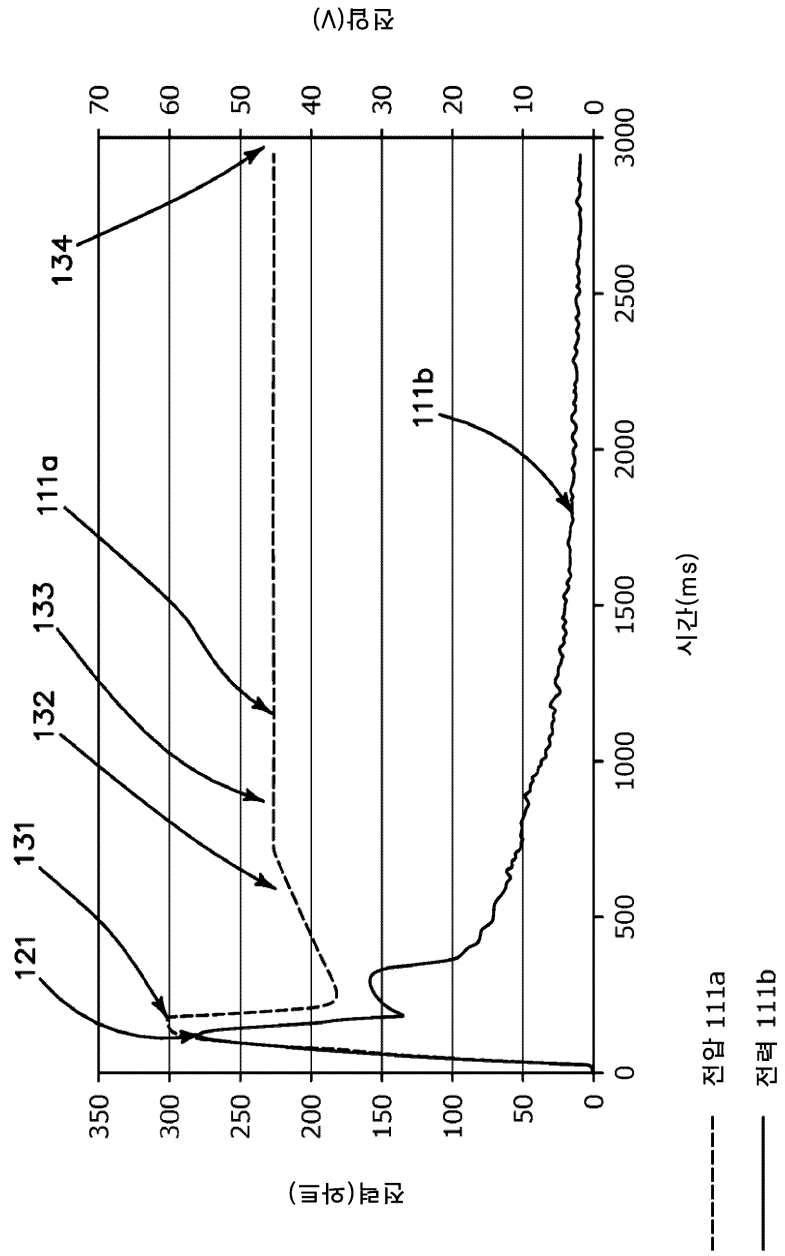
도면6


440
430
410
420
400
다양한 조직들에 걸친 전압 전달
전압(V)
시간(ms)
70
60
50
40
30
20
10
0
0
200
400
600
800
1000
1200
1400

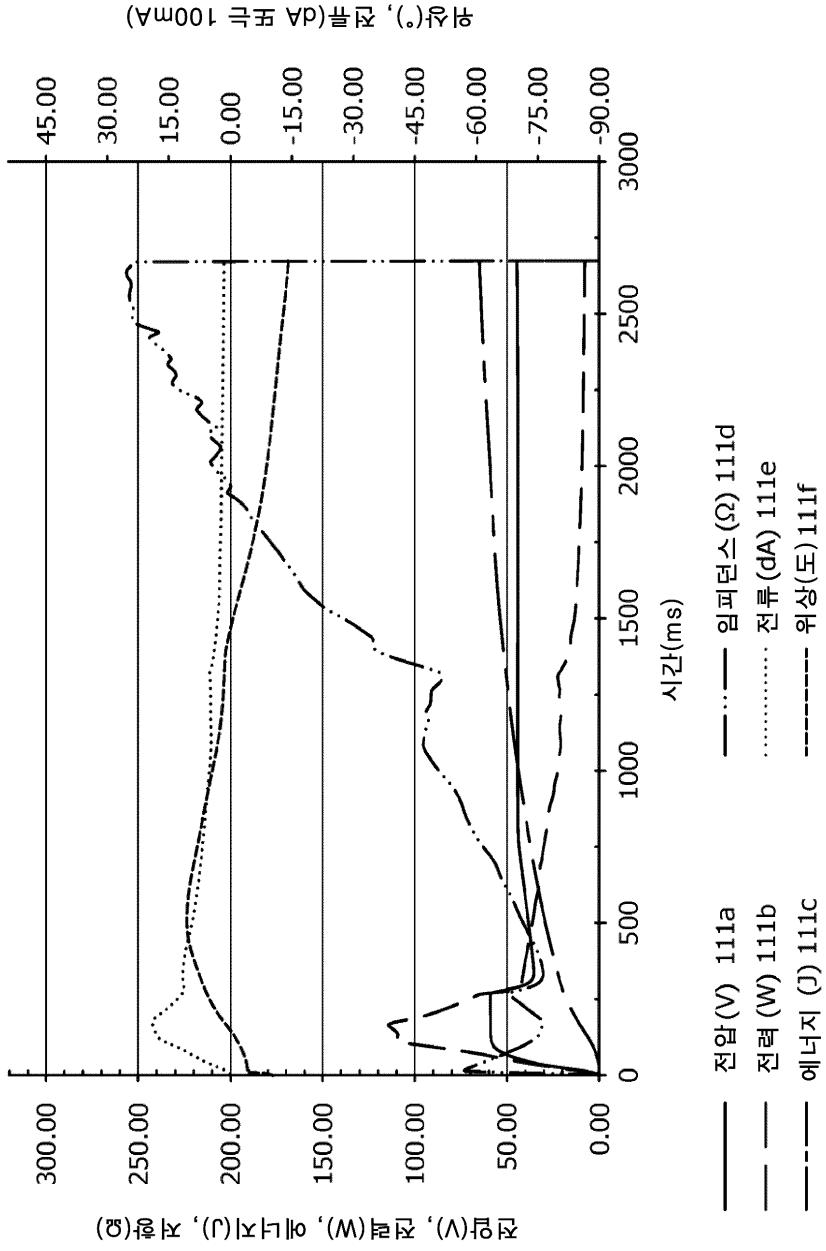
도면7


121a
121b
121c
전력(와트)
350
300
250
200
150
100
50
0
0
500
1000
1500
2000
2500
3000
3500
4000
시간(ms)
큰 조직 부피
중간 조직 부피
작은 조직 부피

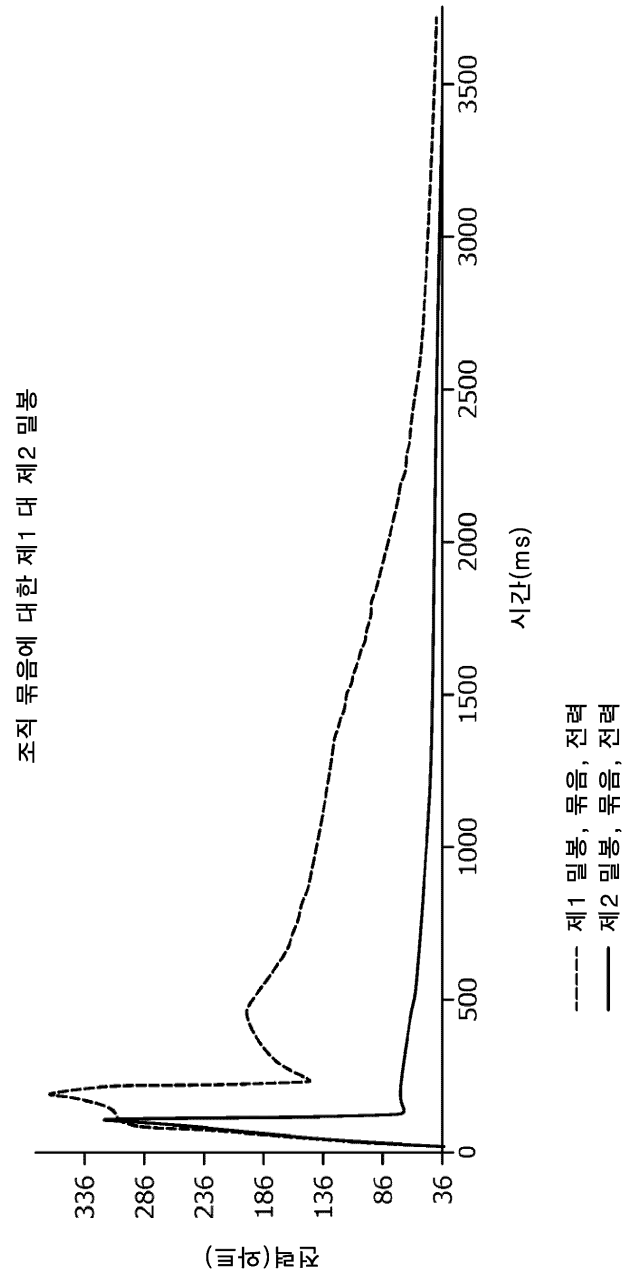
도면8


전압(V)
70
60
50
40
30
20
10
0
3000
2500
2000
1500
1000
500
0
시간(ms)
350
300
250
200
150
100
50
0
전력(와트)
121
131
132
133
111a
134
111b
전압 111a
전력 111b

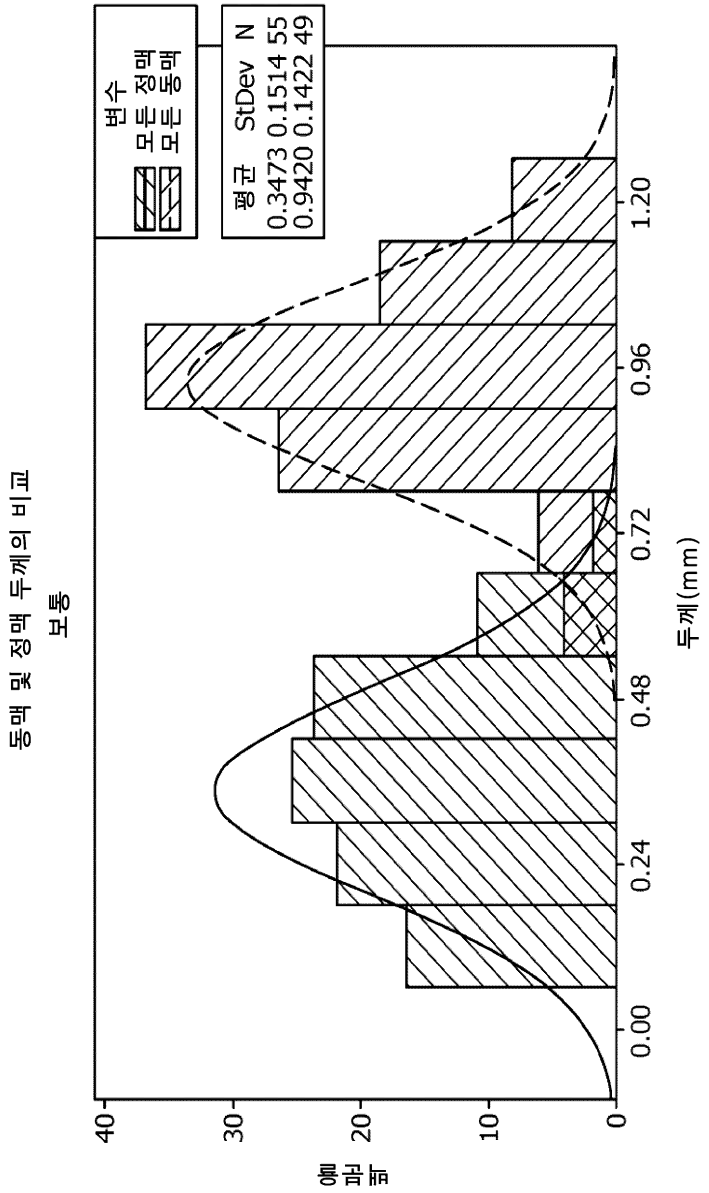
도면9


위상(°), 전류(dA 또는 100mA)
45.00
30.00
15.00
0.00
-15.00
-30.00
-45.00
-60.00
-75.00
-90.00
3000
2500
2000
1500
1000
500
0
시간(ms)
300.00
250.00
200.00
150.00
100.00
50.00
0.00
전압(V), 전력(W), 에너지(J), 저항(Ω)
전압(V) 111a
전력 (W) 111b
에너지 (J) 111c
임피던스 (Ω) 111d
전류(dA) 111e
위상(도) 111f

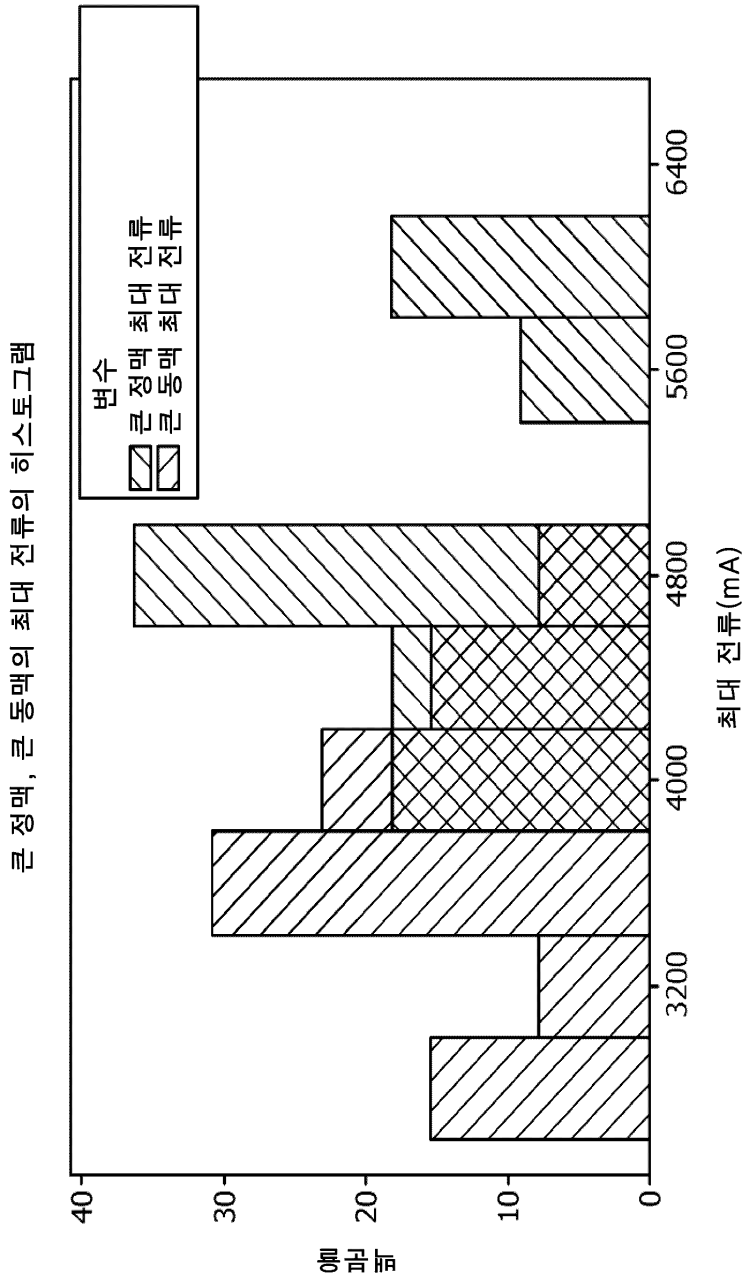
도면10


조직 묶음에 대한 제1 대 제2 밀봉
전력(와트)
336
286
236
186
136
86
36
0
500
1000
1500
2000
2500
3000
3500
시간(ms)
제1 밀봉, 묶음, 전력
제2 밀봉, 묶음, 전력

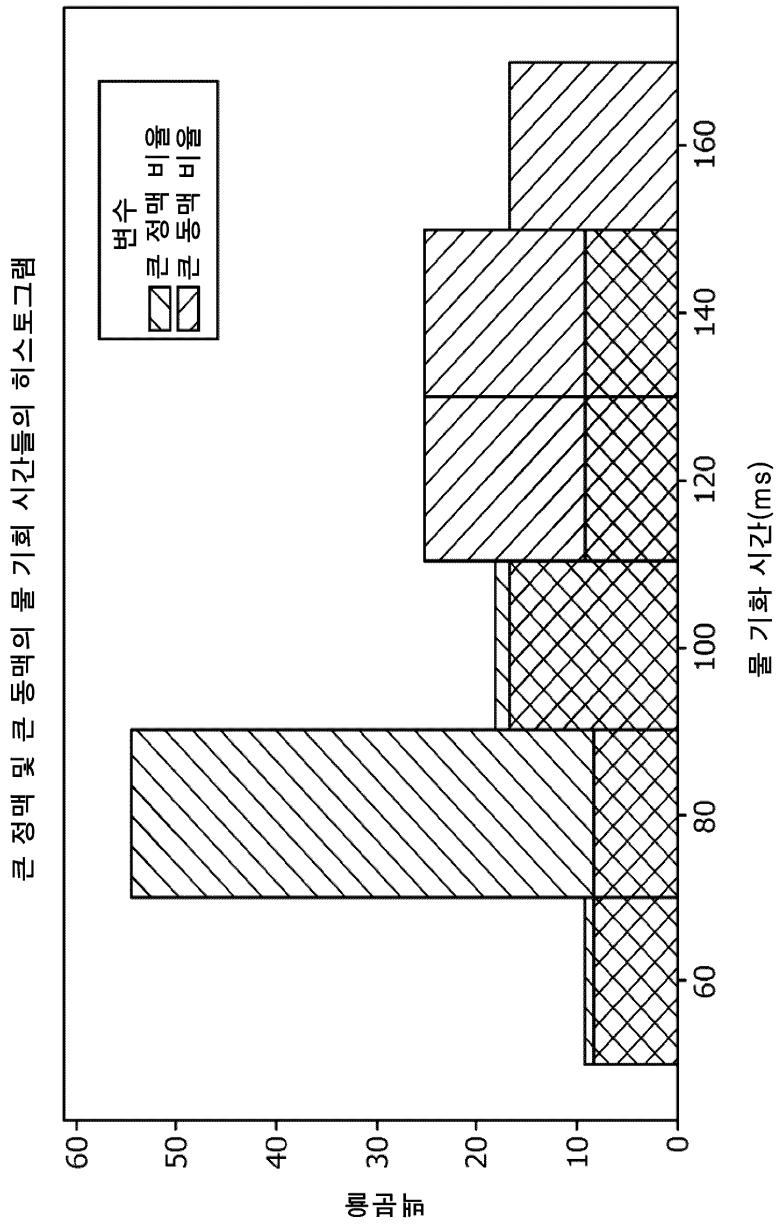
도면11a


동맥 및 정맥 두께의 비교
보통
변수
모든 정맥
모든 동맥
평균 StDev N
0.3473 0.1514 55
0.9420 0.1422 49
0.00
0.24
0.48
0.72
0.96
1.20
두께(mm)
0
10
20
30
40
빈도율

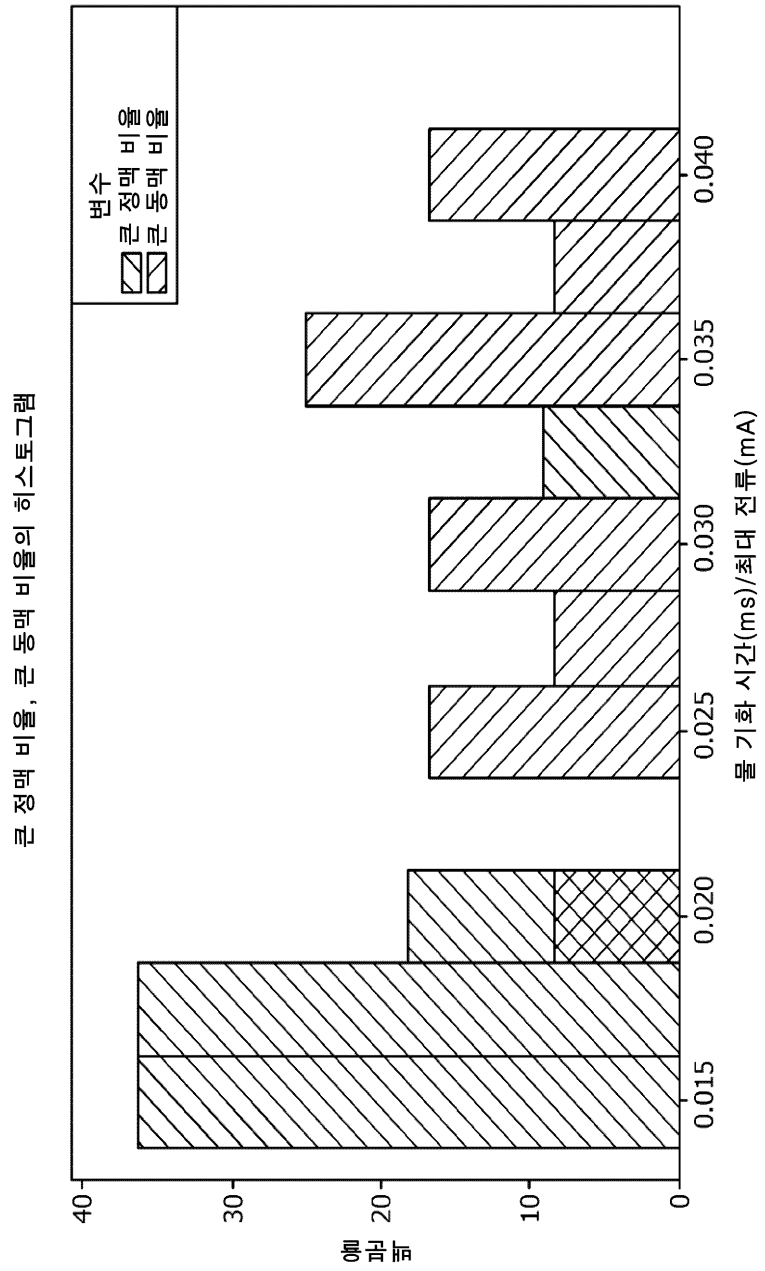
도면11b


큰 정맥, 큰 동맥의 최대 전류의 히스토그램
번수
큰 정맥 최대 전류
큰 동맥 최대 전류
빈도
0
10
20
30
40
3200
4000
4800
5600
6400
최대 전류(mA)

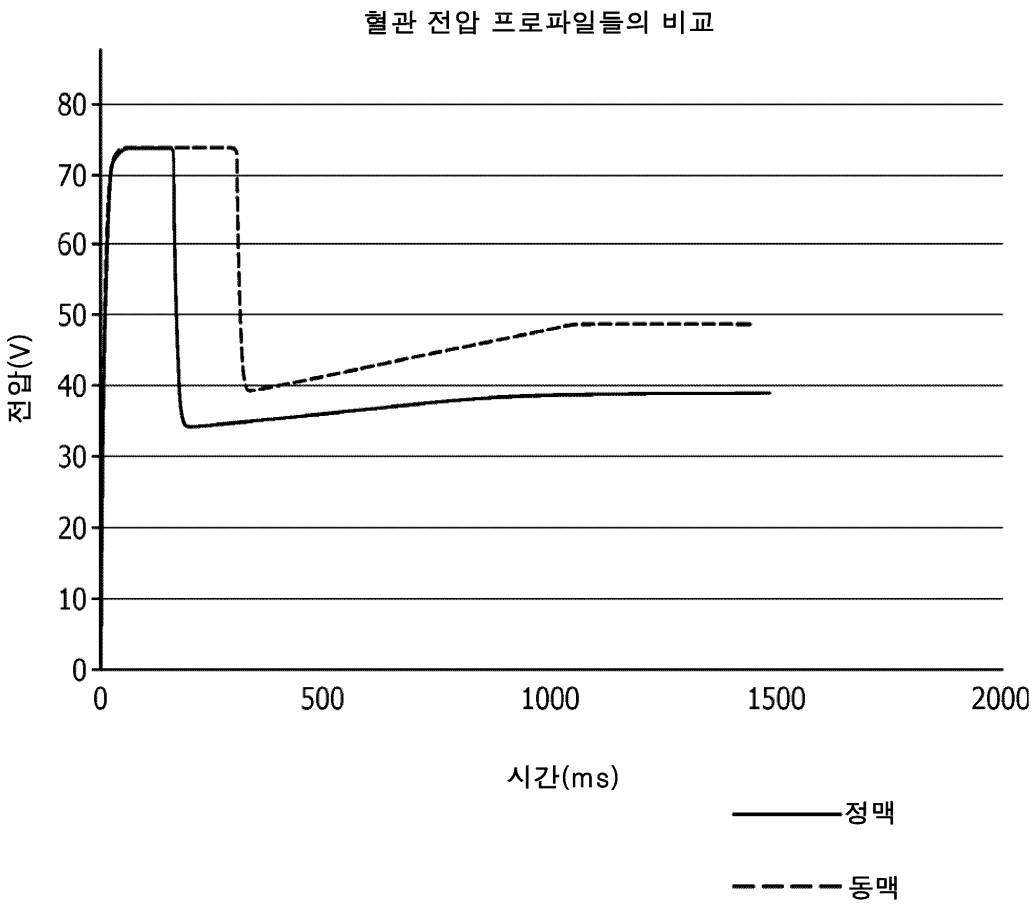
도면11c


큰 정맥 및 큰 동맥의 물 기회 시간들의 히스토그램
번수
큰 정맥 비율
큰 동맥 비율
빈곤율
0
10
20
30
40
50
60
60
80
100
120
140
160
물 기화 시간(ms)

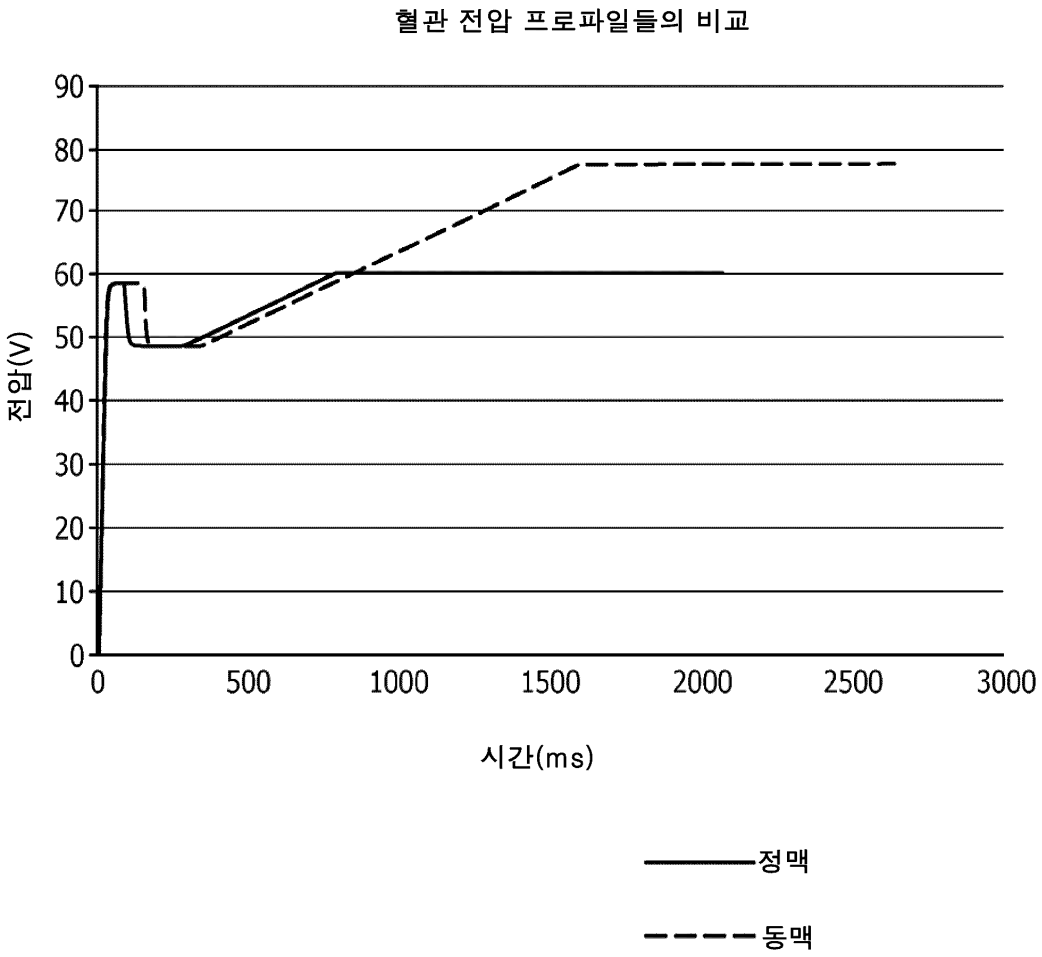
도면11d


큰 정맥 비율, 큰 동맥 비율의 히스토그램
변수
큰 정맥 비율
큰 동맥 비율
빈도
0
10
20
30
40
0.015
0.020
0.025
0.030
0.035
0.040
물 기화 시간(ms)/최대 전류(mA)

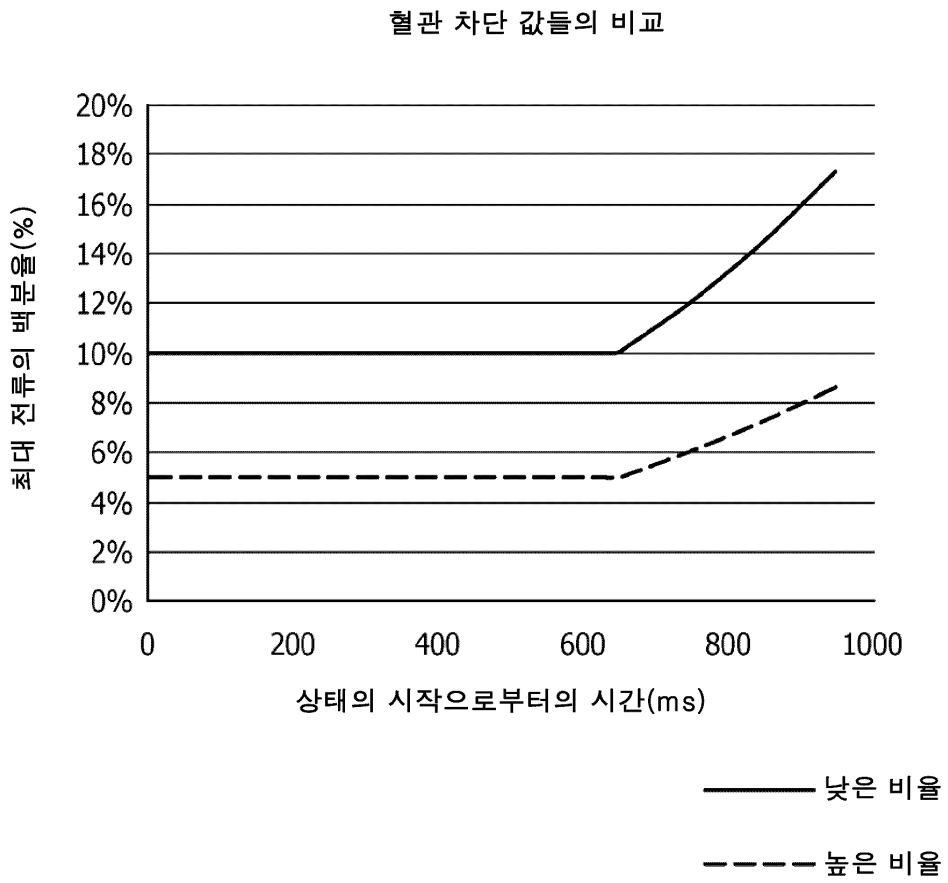
도면12a


혈관 전압 프로파일들의 비교
80
70
60
50
40
30
20
10
0
전압(V)
0
500
1000
1500
2000
시간(ms)
정맥
동맥

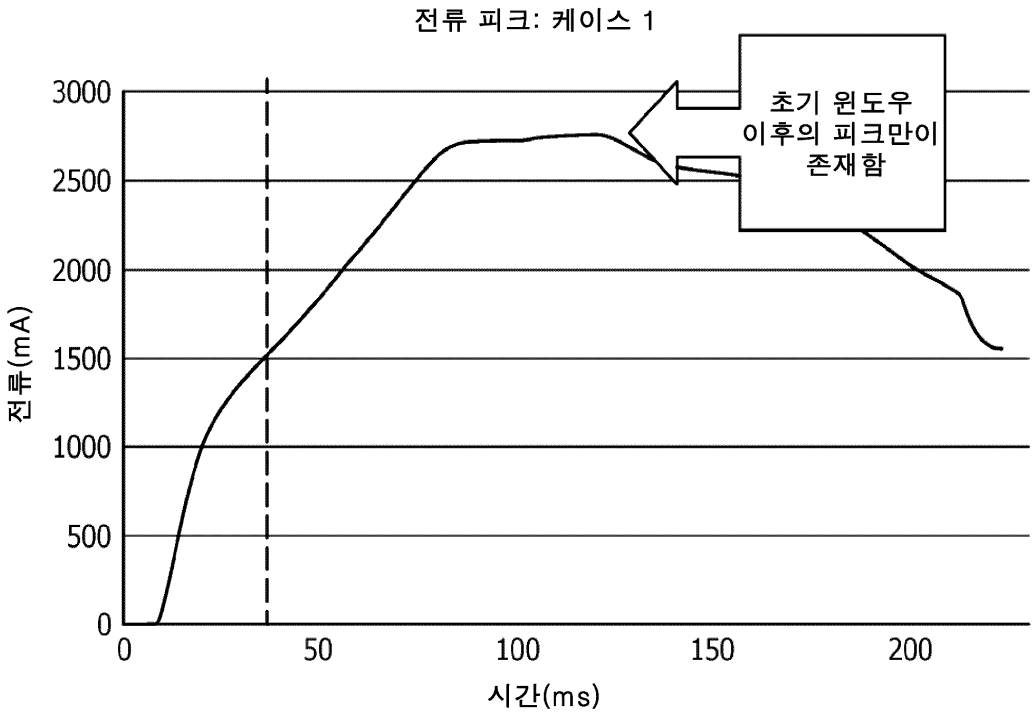
도면12b


혈관 전압 프로파일들의 비교
90
80
70
60
50
40
30
20
10
0
전압(V)
0
500
1000
1500
2000
2500
3000
시간(ms)
정맥
동맥

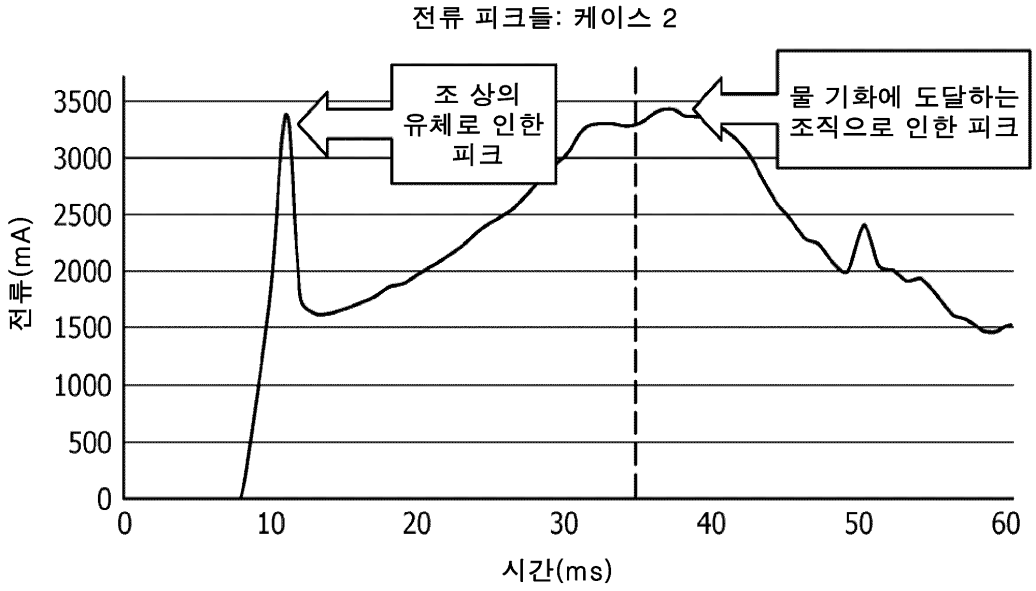
도면12c


혈관 차단 값들의 비교
최대 전류의 백분율(%)
20%
18%
16%
14%
12%
10%
8%
6%
4%
2%
0%
0
200
400
600
800
1000
상태의 시작으로부터의 시간(ms)
낮은 비율
높은 비율

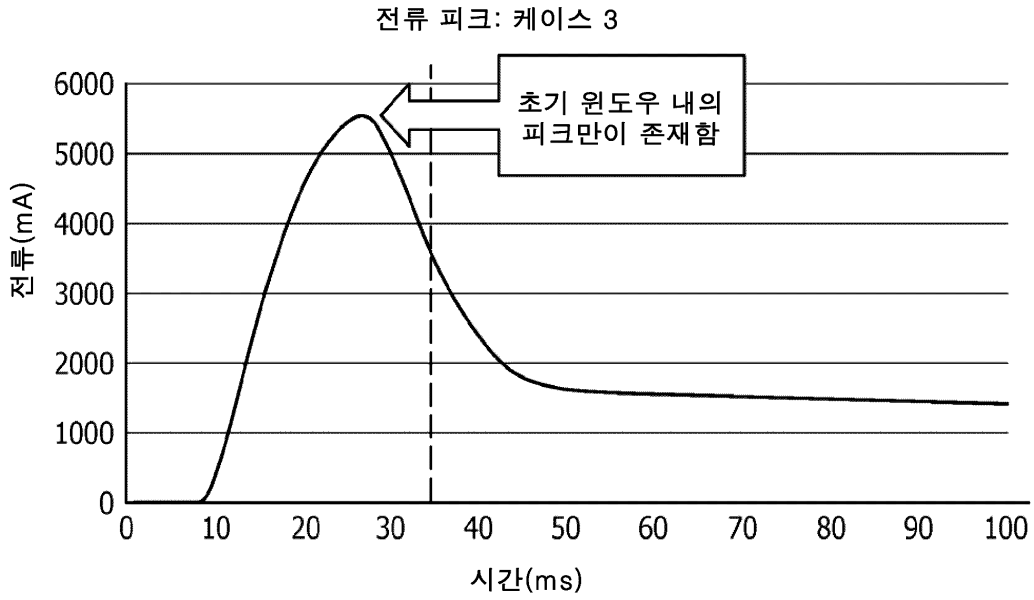
도면13a


전류 피크: 케이스 1
초기 윈도우
이후의 피크만이
존재함
전류(mA)
3000
2500
2000
1500
1000
500
0
0
50
100
150
200
시간(ms)

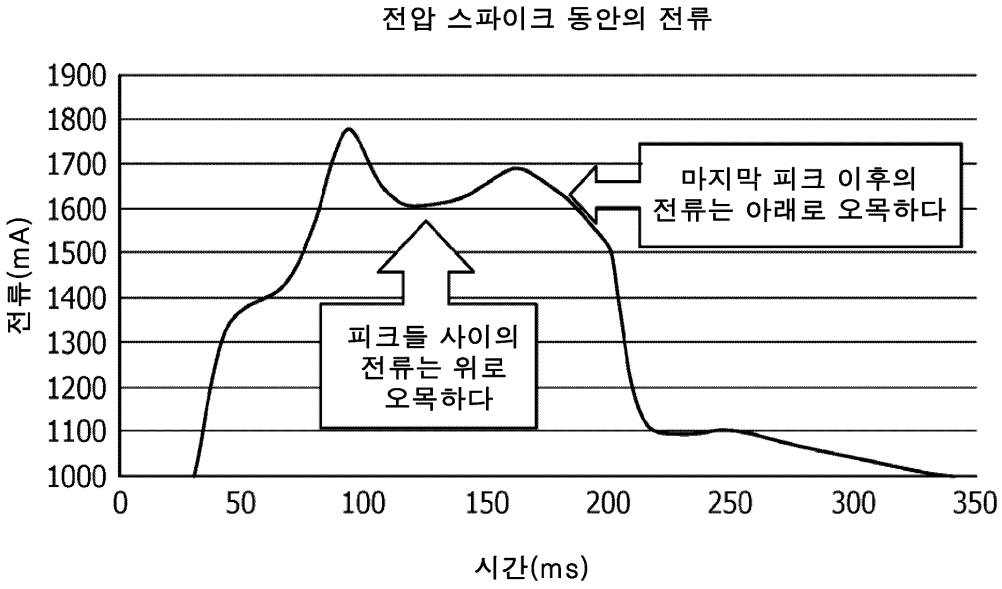
도면13b


전류 피크들: 케이스 2
조 상의
유체로 인한
피크
물 기화에 도달하는
조직으로 인한 피크
전류(mA)
3500
3000
2500
2000
1500
1000
500
0
0
10
20
30
40
50
60
시간(ms)

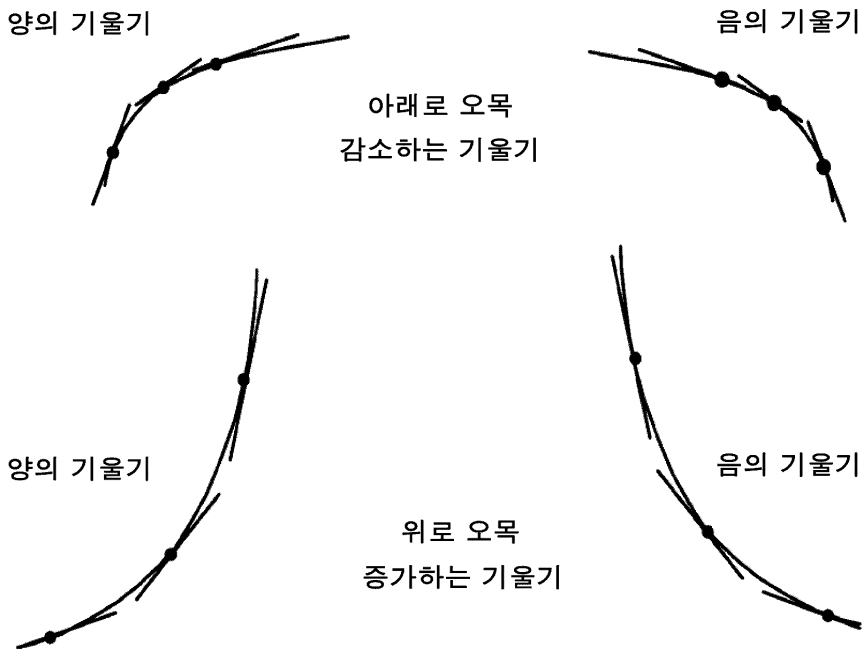
도면13c


전류 피크: 케이스 3
초기 윈도우 내의
피크만이 존재함
전류(mA)
6000
5000
4000
3000
2000
1000
0
0
10
20
30
40
50
60
70
80
90
100
시간(ms)

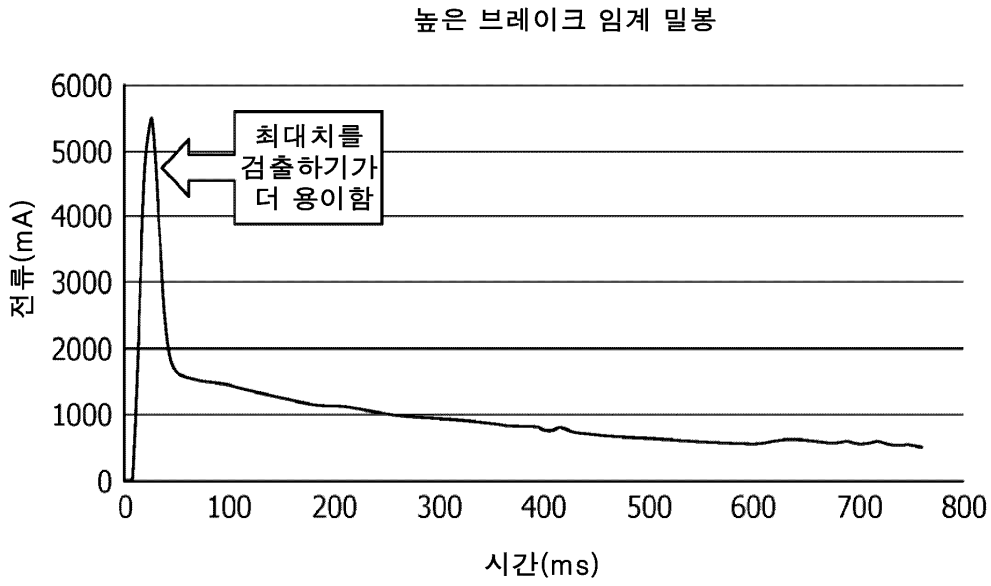
도면14a


전압 스파이크 동안의 전류
1900
1800
1700
1600
1500
1400
1300
1200
1100
1000
전류(mA)
0
50
100
150
200
250
300
350
시간(ms)
마지막 피크 이후의
전류는 아래로 오목하다
피크들 사이의
전류는 위로
오목하다

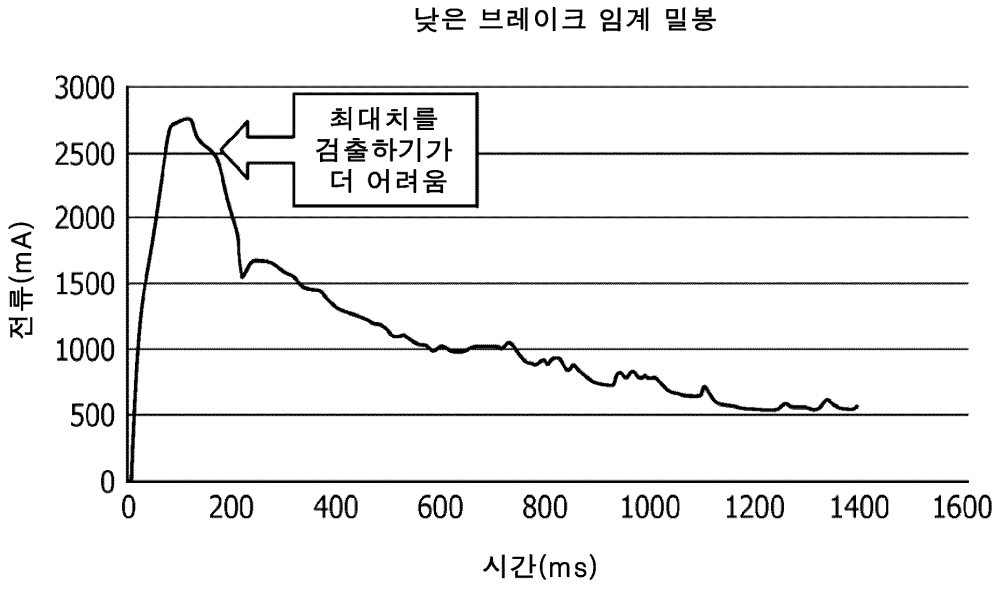
도면14b


양의 기울기
음의 기울기
아래로 오목
감소하는 기울기
양의 기울기
음의 기울기
위로 오목
증가하는 기울기

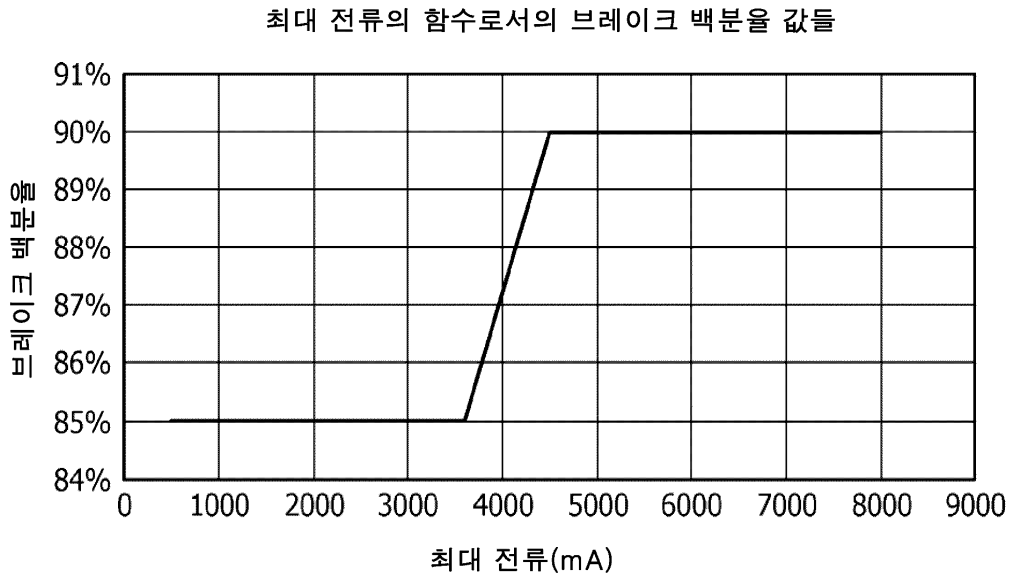
도면15a


높은 브레이크 임계 밀봉
최대치를
검출하기가
더 용이함
전류(mA)
6000
5000
4000
3000
2000
1000
0
0
100
200
300
400
500
600
700
800
시간(ms)

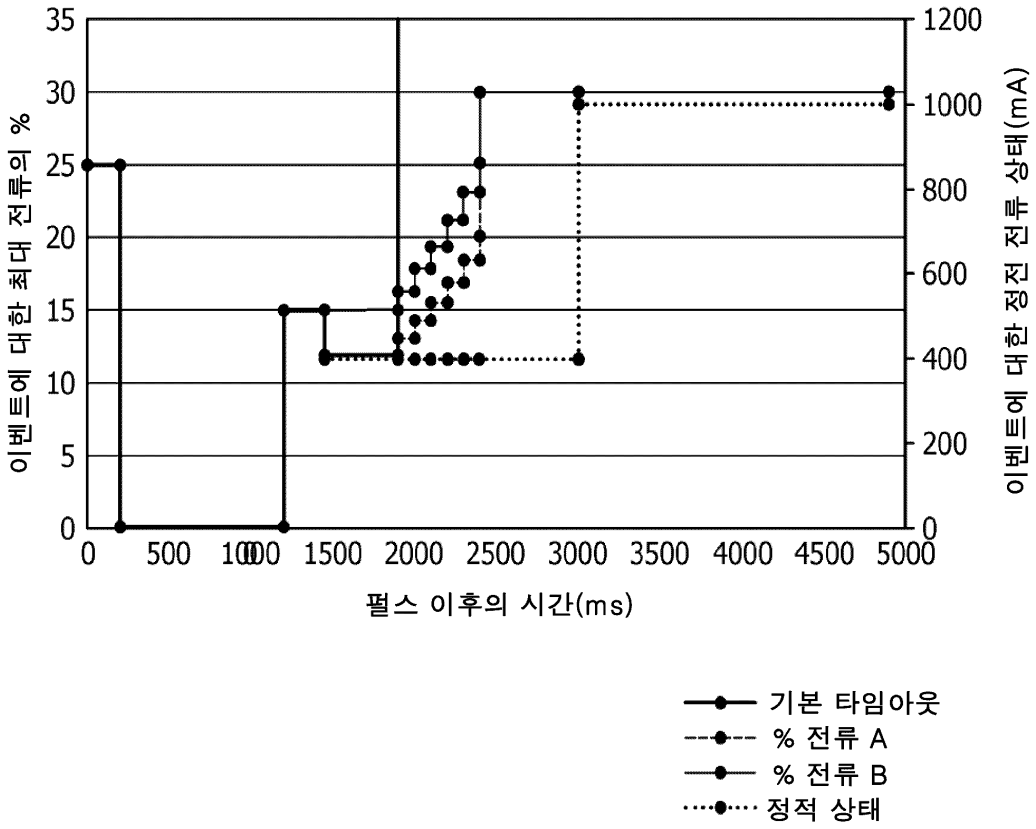
도면15b


낮은 브레이크 임계 밀봉
최대치를
검출하기가
더 어려움
전류(mA)
3000
2500
2000
1500
1000
500
0
0
200
400
600
800
1000
1200
1400
1600
시간(ms)

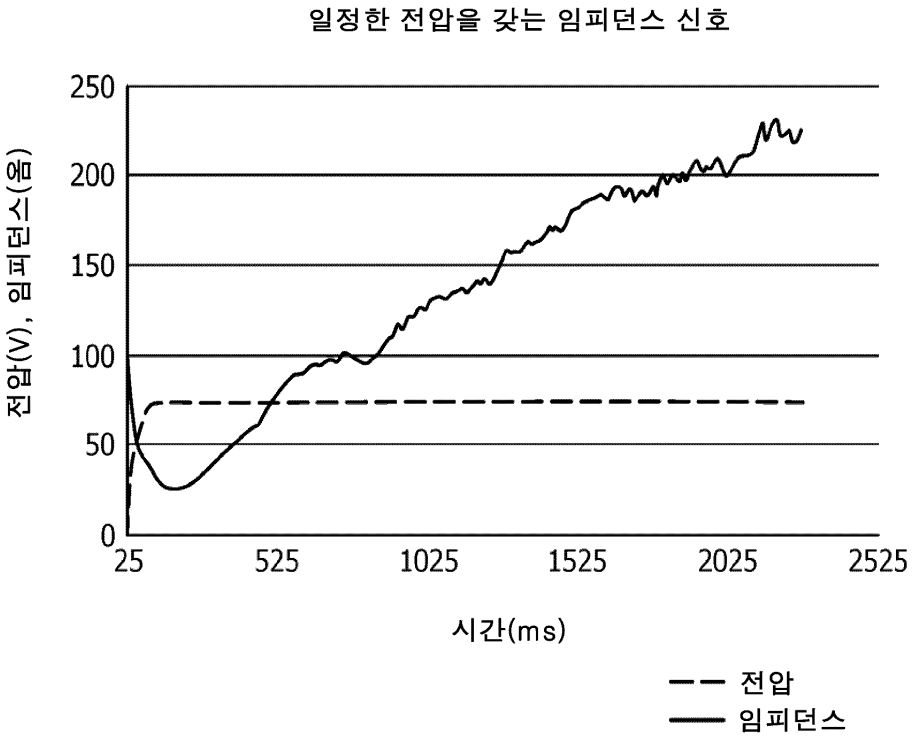
도면15c


최대 전류의 함수로서의 브레이크 백분율 값들
91%
90%
89%
88%
87%
86%
85%
84%
브레이크 백분율
0
1000
2000
3000
4000
5000
6000
7000
8000
9000
최대 전류(mA)

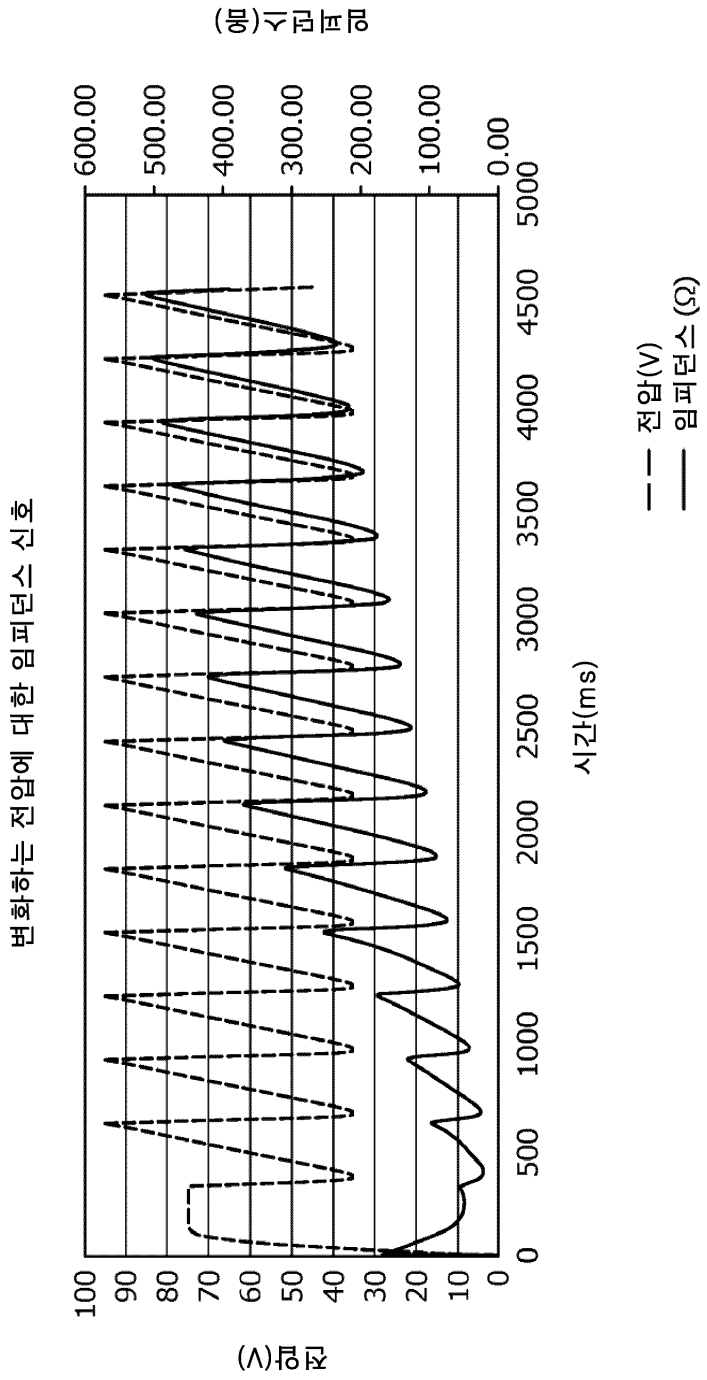
도면16


35
30
25
20
15
10
5
0
이벤트에 대한 최대 전류의 %
1200
1000
800
600
400
200
0
이벤트에 대한 정전 전류 상태(mA)
0
500
1000
1500
2000
2500
3000
3500
4000
4500
5000
펄스 이후의 시간(ms)
기본 타임아웃
% 전류 A
% 전류 B
정적 상태

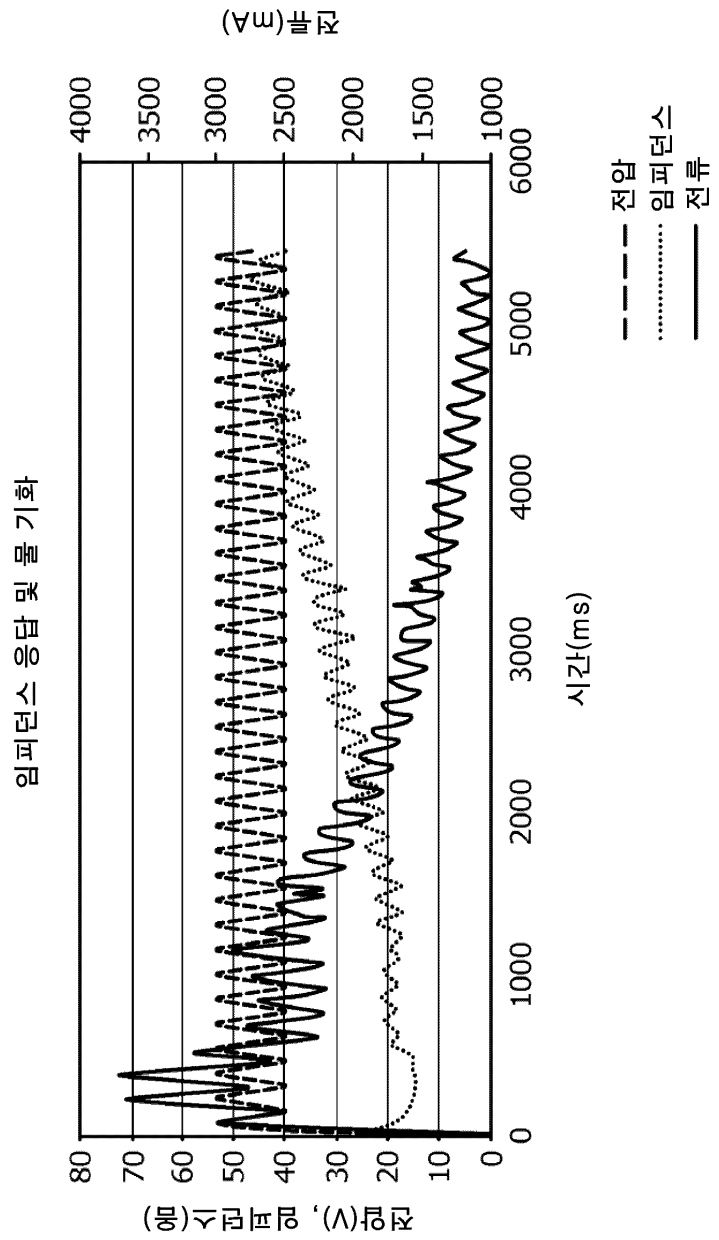
도면17a


일정한 전압을 갖는 임피던스 신호
250
200
150
100
50
0
전압(V), 임피던스(옴)
25
525
1025
1525
2025
2525
시간(ms)
전압
임피던스

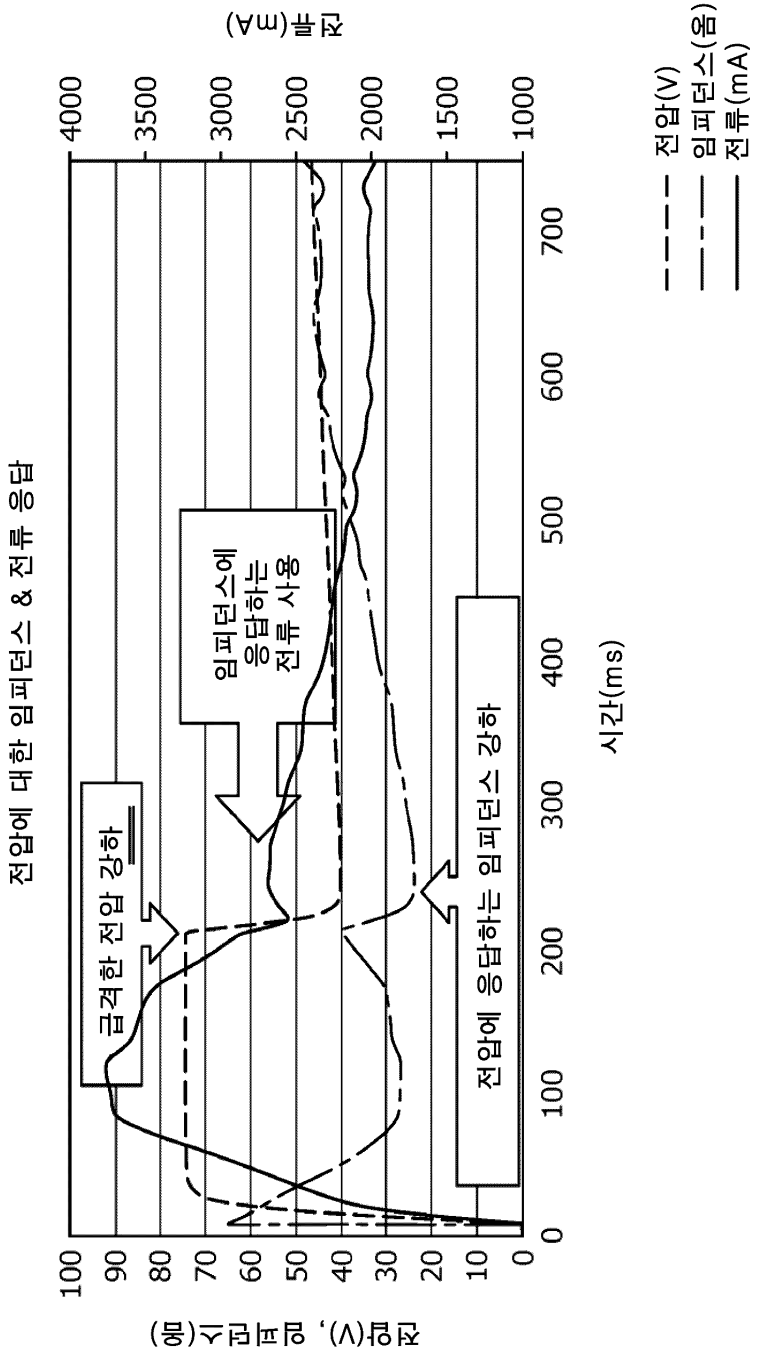
도면17b


변화하는 전압에 대한 임피던스 신호
전압(V)
임피던스(옴)
시간(ms)
전압(V)
임피던스 (Ω)
0
10
20
30
40
50
60
70
80
90
100
0.00
100.00
200.00
300.00
400.00
500.00
600.00
0
500
1000
1500
2000
2500
3000
3500
4000
4500
5000

도면17c


임피던스 응답 및 물 기화
전압(V), 임피던스(옴)
전류(mA)
시간(ms)
0
10
20
30
40
50
60
70
80
1000
1500
2000
2500
3000
3500
4000
0
1000
2000
3000
4000
5000
6000
전압
임피던스
전류

도면17d


전압에 대한 임피던스 & 전류 응답
전압(V), 임피던스(옴)
전류(mA)
시간(ms)
전압(V)
임피던스(옴)
전류(mA)
급격한 전압 강하
임피던스에 응답하는 전류 사용
전압에 응답하는 임피던스 강하