



**(19) 대한민국특허청(KR)**  
**(12) 공개특허공보(A)**

(11) 공개번호 10-2012-0093273  
(43) 공개일자 2012년08월22일

- |   |  |
|---|--|
| <p>(51) 국제특허분류(Int. Cl.)<br/> <i>A61B 18/12</i> (2006.01) <i>A61B 18/14</i> (2006.01)<br/> <i>A61N 7/02</i> (2006.01) <i>B06B 1/02</i> (2006.01)</p> <p>(21) 출원번호 10-2012-7011871</p> <p>(22) 출원일자(국제) 2010년10월07일<br/>         심사청구일자 없음</p> <p>(85) 번역문제출일자 2012년05월08일</p> <p>(86) 국제출원번호 PCT/US2010/051787</p> <p>(87) 국제공개번호 WO 2011/044338<br/>         국제공개일자 2011년04월14일</p> <p>(30) 우선권주장<br/>         12/896,345 2010년10월01일 미국(US)<br/>         (뒷면에 계속)</p> | <p>(71) 출원인<br/> <b>에디컨 엔도-서저리 인코포레이티드</b><br/>         미국 오하이오 45242 신시내티, 크리크 로드 4545</p> <p>(72) 발명자<br/> <b>테베 마크 이.</b><br/>         미국 오하이오 45036 레바논 헤쓰어웨이 로드 6213<br/> <b>웨이너 에이탄 티.</b><br/>         미국 오하이오 45242 신시내티 어파트먼트 비 레이크 타메스 드라이브 10801<br/>         (뒷면에 계속)</p> <p>(74) 대리인<br/> <b>장훈</b></p> |
|---|--|

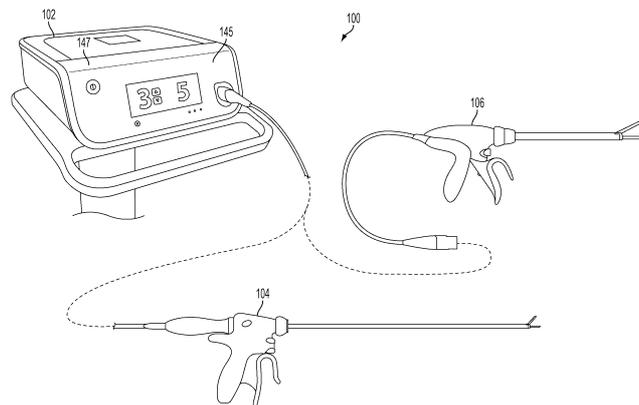
전체 청구항 수 : 총 187 항

(54) 발명의 명칭 **초음파 장치 및 전기수술용 장치를 위한 수술용 발생기**

**(57) 요약**

수술용 발생기(102)는 특정 전압들, 전류들 및 주파수들, 예컨대 55,500 사이클/초(Hz)의 구동 신호 또는 신호들을 생성할 수 있다. 구동 신호 또는 신호들은 초음파 수술용 장치(104)에, 구체적으로 트랜스듀서에 제공될 수 있다. 일 실시예에서, 발생기는 높은 해상도, 정밀도 및 반복성으로 스텝핑될 수 있는 특정 전압, 전류 및/또는 주파수 출력 신호의 구동 신호를 생성하도록 구성될 수 있다. 또한, 수술용 발생기는 무선 주파수(RF) 에너지를 사용하여 양극 전기수술을 수행하기에 충분한 출력 전력을 갖는 구동 신호 또는 신호들을 생성할 수 있다. 구동 신호는 예를 들어 전기수술용 장치(106)의 전극들에 제공될 수 있다. 따라서, 발생기는 조직을 치료(예컨대, 절단, 응고, 소작, 조직 용접 등)하기에 충분하게 전기 신호들을 초음파 트랜스듀서에 또는 전기 에너지를 조직에 인가함으로써 요법 목적을 위해 구성될 수 있다.

**대표도 - 도1**



- (72) 발명자
- 엘드리지 제프레이 엘.**  
미국 오하이오 45036 레바논 웨스트 콘코드 드라이브 106
- 클렘 윌리엄 이.**  
미국 몬타나 59715 보제만 이브닝 스타 레인 560
- 킬링거 스코트 비.**  
미국 오하이오 45243 메드리아 스프링크레스트 서클 6814
- 코치 로버트 엘.**  
미국 오하이오 45239 신시네티 비르네사이드 애비뉴 2515
- 메저리 제프레이 디.**  
미국 오하이오 45244 신시네티 트레리지 드라이브 6757
- 밀러 매튜 시.**  
미국 오하이오 45212 신시네티 와싱턴 애비뉴 2221
- 지오다노 제임스 알.**  
미국 오하이오 45150 밀포드 체스넛뷰 레인 5647
- 스튜렌 포스터 비.**  
미국 오하이오 45040 메이슨 브리지워터 코트 6245
- 윌레이 제프레이 피.**  
미국 오하이오 45150 밀포드 오톨 윈드 레인 5585
- 프라이스 다니엘 더블유.**  
미국 오하이오 45140 러브랜드 오버룩 드라이브 185
- 브로츠 요셉 에이.**  
미국 위스콘신 54904 오시코시 스토니 리지 트라이얼 4321
- 헤인 존 이.**  
미국 위스콘신 54956 니나 윌로우 힐 드라이브 2185
- 보게레 아론 씨.**  
미국 오하이오 45140 러브랜드 슈마커 드라이브 143
- 애보트 다니엘 제이.**  
미국 오하이오 45140 러브랜드 마시 씨클 5944
- 데이비슨 마크 에이.**  
미국 오하이오 45040 메이슨 그레이징 코트 5791
- 야데스 데이비드 씨.**  
미국 오하이오 45069 웨스트 체스터 겔웨이 코트 7534
- 몬슨 계빈 엠.**  
미국 오하이오 45056 옥스포드 렐리 밀빌 로드 5966
- (30) 우선권주장
- |            |             |        |
|------------|-------------|--------|
| 12/896,360 | 2010년10월01일 | 미국(US) |
| 12/896,384 | 2010년10월01일 | 미국(US) |
| 12/896,451 | 2010년10월01일 | 미국(US) |
| 12/896,467 | 2010년10월01일 | 미국(US) |
| 12/896,470 | 2010년10월01일 | 미국(US) |
| 12/896,479 | 2010년10월01일 | 미국(US) |
| 61/250,217 | 2009년10월09일 | 미국(US) |

## 특허청구의 범위

### 청구항 1

구동 신호를 수술용 장치에 전달하기 위한 발생기(generator)로서,

시간-가변 구동 신호 파형을 수신하기 위한 전력 증폭기(power amplifier)로서, 상기 구동 신호 파형은 복수의 구동 신호 파형 샘플 중 적어도 일부의 디지털-아날로그 변환에 의해 생성되고, 상기 전력 증폭기의 출력은 구동 신호를 생성하기 위한 것이며, 상기 구동 신호는 초음파 수술용 장치에 전달될 제1 구동 신호 및 전기수술용 장치에 전달될 제2 구동 신호 중 하나를 포함하는, 상기 전력 증폭기;

상기 구동 신호가 상기 수술용 장치에 전달될 때 상기 구동 신호의 전류 및 전압의 샘플들을 생성하기 위한 샘플링 회로로서, 상기 샘플들의 생성은 상기 구동 신호 파형 샘플들의 상기 디지털-아날로그 변환과 동기화되어, 구동 신호 파형 샘플의 각각의 디지털-아날로그 변환에 대해, 상기 샘플링 회로가 전류 및 전압 샘플들의 대응 세트를 생성하는, 상기 샘플링 회로;

적어도 하나의 장치로서, 각각의 구동 신호 파형 샘플 및 전류 및 전압 샘플들의 대응 세트에 대해,

상기 전류 및 전압 샘플들을 상기 적어도 하나의 장치의 메모리에 저장하여, 상기 저장된 샘플들을 상기 구동 신호 파형 샘플과 연관시키고;

상기 구동 신호가 상기 제1 구동 신호를 포함할 때,

상기 저장된 전류 및 전압 샘플들에 기초하여 상기 초음파 수술용 장치의 운동 분로(motional branch) 전류 샘플을 결정하고;

상기 운동 분로 전류 샘플과, 타겟 파형을 정의하는 복수의 타겟 샘플로부터 상기 구동 신호 파형 샘플에 기초하여 선택된 타겟 샘플을 비교하고;

상기 타겟 샘플과 상기 운동 분로 전류 샘플 사이의 진폭 에러를 결정하고;

상기 구동 신호 파형 샘플을 수정하여, 상기 타겟 샘플과, 상기 수정된 구동 신호 파형 샘플과 연관된 전류 및 전압 샘플들에 기초하는 후속 운동 분로 전류 샘플 사이에 결정되는 진폭 에러가 감소되도록 프로그래밍되는, 상기 적어도 하나의 장치를 포함하는, 발생기.

### 청구항 2

제1항에 있어서, 상기 전력 증폭기 출력에 기초하여 상기 구동 신호를 생성하기 위한 전력 변압기(power transformer)를 포함하고, 상기 제1 구동 신호는 제1 전력 변압기 출력들을 통해 상기 초음파 수술용 장치에 전달되며, 상기 제2 구동 신호는 제2 전력 변압기 출력들을 통해 상기 전기수술용 장치에 전달되는, 발생기.

### 청구항 3

제1항에 있어서, 상기 복수의 구동 신호 파형 샘플은 탐색표(look-up table, LUT)에 저장되고, 상기 적어도 하나의 장치는 상기 구동 신호 파형을 생성하는 데 사용되는 상기 복수의 구동 신호 파형 샘플 중 상기 적어도 일부를 상기 LUT로부터 선택적으로 회수하도록 프로그래밍되는, 발생기.

### 청구항 4

제3항에 있어서, 상기 적어도 하나의 장치는 상기 구동 신호 파형을 생성하는 데 사용되는 상기 복수의 구동 신호 파형 샘플 중 상기 적어도 일부를 선택적으로 회수하기 위한 직접 디지털 합성(direct digital synthesis, DDS) 알고리즘을 구현하도록 프로그래밍되는, 발생기.

### 청구항 5

제3항에 있어서, 상기 적어도 하나의 장치는,

상기 구동 신호가 상기 제1 구동 신호를 포함할 때,

복수의 운동 분로 전류 샘플 및 상기 복수의 운동 분로 전류 샘플에 대응하는 복수의 전압 샘플에 기초

하여 상기 초음파 수술용 기구의 임피던스 위상(impedance phase)을 결정하고;

상기 구동 신호 파형의 주파수를 제어하여, 상기 임피던스 위상을 0-도 임피던스 위상 세트 포인트(setpoint)로 조절하도록 프로그래밍되는, 발생기

**청구항 6**

제3항에 있어서, 상기 적어도 하나의 장치는,

구동 신호 전류 세트 포인트, 구동 신호 전압 세트 포인트 및 구동 신호 전력 세트 포인트 중 적어도 하나에 따라 상기 구동 신호 전류의 진폭을 제어하도록 프로그래밍되고, 상기 구동 신호 전류의 상기 진폭은,

상기 LUT에 저장된 상기 구동 신호 파형 샘플들의 스케일(scale)을 제어하는 것; 및

상기 복수의 구동 신호 파형 샘플 중 상기 적어도 일부의 상기 디지털-아날로그 변환을 수행하는 데 사용되는 디지털-아날로그 컨버터(digital-to-analog converter, DAC)의 풀-스케일(full-scale) 출력 전압을 제어하는 것 중 적어도 하나에 의해 제어되는, 발생기.

**청구항 7**

제1항에 있어서, 상기 적어도 하나의 장치는,

상기 전력 증폭기에 의해 수신되는 상기 시간-가변 구동 신호 파형의 신호 포락선(signal envelope)에 기초하여 상기 전력 증폭기의 레일 전압(rail voltage)을 제어하도록 프로그래밍되는, 발생기.

**청구항 8**

제1항에 있어서, 상기 적어도 하나의 장치는,

상기 구동 신호의 평균 제곱근(root-mean-square, RMS) 전류, 상기 구동 신호의 RMS 전압, 상기 구동 신호의 실제 전력, 상기 구동 신호의 길보기 전력, 및 상기 구동 신호에 의해 구동되는 부하의 임피던스 크기 중 적어도 하나를 결정하도록 프로그래밍되는, 발생기.

**청구항 9**

제1항에 있어서, 상기 적어도 하나의 장치는,

상기 전류 및 전압 샘플들에 필터를 적용하여 상기 샘플들의 고조파 왜곡 함량(harmonic distortion content)을 감소시키도록 프로그래밍되는, 발생기.

**청구항 10**

제1항에 있어서, 상기 샘플링 회로는 상기 구동 신호의 전류 및 전압의 샘플들을 각각 생성하기 위한 제1 아날로그-디지털 컨버터(analog-to-digital converter, ADC) 및 제2 ADC를 포함하는, 발생기.

**청구항 11**

제1항에 있어서, 상기 샘플링 회로는 제1 아날로그-디지털 컨버터(ADC) 및 상기 제1 ADC의 입력에 커플링되는 양방향 멀티플렉서(two-way multiplexer)를 포함하는, 발생기.

**청구항 12**

제1항에 있어서, 상기 샘플링 회로는 200x로 오버샘플링(oversample)하도록 구성되는, 발생기.

**청구항 13**

제1항에 있어서, 상기 적어도 하나의 장치는 제1 프로세서와 통신하는 논리 회로를 포함하고, 상기 제1 프로세서는 디지털 신호 프로세서를 포함하는, 발생기.

**청구항 14**

제13항에 있어서, 상기 논리 회로는 현장-프로그래밍가능 게이트 어레이(field-programmable gate array,

FPGA)를 포함하는, 발생기.

**청구항 15**

제13항에 있어서, 상기 적어도 하나의 장치는 상기 논리 회로 및 상기 제1 프로세서와 통신하는 제2 프로세서를 포함하고, 상기 제2 프로세서는 적어도 하나의 입력 장치를 통해 사용자 입력을 수신하고 적어도 하나의 출력 장치를 통해 사용자 피드백을 제공하도록 프로그래밍되는, 발생기.

**청구항 16**

제1항에 있어서, 상기 발생기는 도체 쌍을 통해 상기 발생기와 상기 수술용 장치의 제어 회로 사이의 통신을 가능하게 하기 위한 기구 인터페이스 회로(instrument interface circuit)를 포함하는, 발생기.

**청구항 17**

제16항에 있어서, 상기 기구 인터페이스는 다수의 통신 채널을 사용하여 상기 발생기와 상기 수술용 장치의 상기 제어 회로 사이의 통신을 가능하게 하는, 발생기.

**청구항 18**

제17항에 있어서, 상기 기구 인터페이스는 주파수-대역 분리된 통신 채널들을 사용하여 상기 발생기와 상기 수술용 장치의 상기 제어 회로 사이의 통신을 가능하게 하는, 발생기.

**청구항 19**

제18항에 있어서, 상기 기구 인터페이스 회로는 제1 주파수 대역에서 전송되는 질의 신호(interrogation signal)를 사용하여 상기 제어 회로의 제1 부분과 통신하고, 상기 기구 인터페이스 회로는 제2 주파수 대역에서 전송되는 통신 프로토콜(communication protocol)을 통해 상기 제어 회로의 제2 부분과 통신하도록 구성되는, 발생기.

**청구항 20**

제19항에 있어서, 상기 통신 프로토콜은 단일-와이어(single-wire) 통신 프로토콜인, 발생기.

**청구항 21**

제2항에 있어서, 상기 제2 전력 변압기 출력들은 제2 차단 커패시터(blocking capacitor)와 직렬인 제1 차단 커패시터를 포함하고, 상기 적어도 하나의 장치는 상기 제1 커패시터와 제2 커패시터 사이의 전압을 모니터링하여 상기 제1 커패시터와 제2 커패시터 중 하나가 언제 고장났는지를 결정하도록 프로그래밍되는, 발생기.

**청구항 22**

트랜스듀서(transducer) 구동 신호의 복수의 주파수에 걸쳐 초음파 수술용 장치의 초음파 트랜스듀서 내의 운동 분로 전류를 결정하기 위한 방법으로서,

상기 트랜스듀서 구동 신호의 복수의 주파수 각각에서,

    상기 트랜스듀서 구동 신호의 전류 및 전압을 오버샘플링하는 단계;

    프로세서에 의해, 상기 전류 및 전압 샘플들을 수신하는 단계;

    상기 프로세서에 의해, 상기 전류 및 전압 샘플들, 상기 초음파 트랜스듀서의 정적 용량(static capacitance) 및 상기 트랜스듀서 구동 신호의 상기 주파수에 기초하여 상기 운동 분로 전류를 결정하는 단계를 포함하는, 방법.

**청구항 23**

수술용 장치의 초음파 트랜스듀서 내의 운동 분로 전류의 파형 형상을 제어하기 위한 방법으로서,

직접 디지털 합성(DDS) 알고리즘을 사용하여, 탐색표(LUT)에 저장된 구동 신호 파형 샘플들을 선택적으로 회수함으로써 트랜스듀서 구동 신호를 생성하는 단계;

상기 트랜스듀서 구동 신호가 상기 수술용 장치로 전달될 때 상기 트랜스듀서 구동 신호의 전류 및 전압의 샘플들을 생성하는 단계;

상기 전류 및 전압 샘플들, 상기 초음파 트랜스듀서의 정적 용량 및 상기 트랜스듀서 구동 신호의 주파수에 기초하여 상기 운동 분로 전류의 샘플들을 결정하는 단계;

상기 운동 분로 전류의 각각의 샘플과 타겟 파형의 각각의 타겟 샘플을 비교하여 에러 진폭을 결정하는 단계; 및

상기 LUT에 저장된 상기 구동 신호 파형 샘플들을 수정하여, 상기 운동 분로 전류의 후속 샘플들과 각각의 타겟 샘플들 사이의 진폭 에러가 감소되게 하는 단계를 포함하는, 방법.

**청구항 24**

제23항에 있어서, 상기 타겟 파형은 사인파 파형을 포함하는, 방법.

**청구항 25**

제23항에 있어서, 상기 타겟 파형은 적어도 2개의 중첩된 파형을 포함하는, 방법.

**청구항 26**

제25항에 있어서, 상기 타겟 파형은 상기 사인파 파형의 n-차 고조파와 중첩된 사인파 파형을 포함하고, n은 양의 정수인, 방법.

**청구항 27**

구동 신호를 수술용 장치에 전달하기 위한 발생기로서,

메모리;

상기 메모리에 커플링되는 장치를 포함하고, 상기 장치는 상기 구동 신호를 합성하는 데 사용되는 복수의 구동 신호 파형 샘플 각각에 대해 상기 구동 신호의 전류 및 전압 샘플들의 대응 세트를 수신하며, 각각의 구동 신호 파형 샘플 및 전류 및 전압 샘플들의 대응 세트에 대해, 상기 장치는,

상기 샘플들을 상기 장치의 메모리에 저장하여, 상기 저장된 샘플들을 상기 구동 신호 파형 샘플과 연관시키고;

상기 구동 신호가 초음파 수술용 장치로 전달될 제1 구동 신호를 포함할 때,

상기 저장된 샘플들에 기초하여 상기 초음파 수술용 장치의 운동 분로 전류 샘플을 결정하고;

상기 운동 분로 전류 샘플과, 타겟 파형을 정의하는 복수의 타겟 샘플로부터 상기 구동 신호 파형 샘플에 기초하여 선택된 타겟 샘플을 비교하고;

상기 타겟 샘플과 상기 운동 분로 전류 샘플 사이의 진폭 에러를 결정하고;

상기 구동 신호 파형 샘플을 수정하여, 상기 타겟 샘플과, 상기 수정된 구동 신호 파형 샘플과 연관된 전류 및 전압 샘플들에 기초하는 후속 운동 분로 전류 샘플 사이에 결정되는 진폭 에러가 감소되게 하는, 발생기.

**청구항 28**

구동 신호를 수술용 장치에 제공하기 위한 수술용 발생기로서,

제1 주 권선 및 제1 보조 권선을 포함하는 제1 변압기;

제2 주 권선 및 제2 보조 권선을 포함하는 제2 변압기;

상기 구동 신호를 생성하기 위한 발생기 회로로서, 상기 제1 주 권선에 전기적으로 커플링되어 상기 제1 주 권선 양단에 상기 구동 신호를 제공하는, 상기 발생기 회로;

상기 발생기 회로로부터 전기적으로 절연된 환자측 회로로서, 상기 제1 보조 권선에 전기적으로 커플링되고, 상기 구동 신호를 상기 수술용 장치에 제공하기 위한 제1 출력 라인 및 제2 출력 라인을 포함하는, 상기 환자측

회로; 및

커패시터로서, 상기 커패시터 및 상기 제2 보조 권선이 상기 제1 출력 라인과 접지 사이에 직렬로 전기적으로 커플링되는, 상기 커패시터를 포함하는, 수술용 발생기.

**청구항 29**

제28항에 있어서, 상기 커패시터는 상기 제1 출력 라인에 전기적으로 커플링되는 제1 전극 및 상기 제2 보조 권선에 전기적으로 커플링되는 제2 전극을 갖는, 수술용 발생기.

**청구항 30**

제29항에 있어서, 상기 제2 보조 권선은 상기 커패시터의 상기 제2 전극에 전기적으로 커플링되는 제1 전극 및 접지에 전기적으로 커플링되는 제2 전극을 포함하는, 수술용 발생기.

**청구항 31**

제30항에 있어서, 부하 저항기(load resistor)가 상기 제2 보조 권선의 상기 제1 전극에 전기적으로 커플링되는 제1 전극 및 상기 제2 보조 권선의 상기 제2 전극에 전기적으로 커플링되는 제2 전극을 갖는, 수술용 발생기.

**청구항 32**

제28항에 있어서, 상기 제2 보조 권선은 상기 제1 출력 라인에 전기적으로 커플링되는 제1 전극 및 상기 커패시터에 전기적으로 커플링되는 제2 전극을 포함하는, 수술용 발생기.

**청구항 33**

제28항에 있어서, 상기 커패시터는 상기 제2 보조 권선의 상기 제2 전극에 전기적으로 커플링되는 제1 전극 및 접지에 전기적으로 커플링되는 제2 전극을 포함하는, 수술용 발생기.

**청구항 34**

제28항에 있어서,

상기 커패시터와 접지 사이에 직렬로 위치되는 교정 회로; 및

교정 제어 회로를 추가로 포함하고, 상기 교정 회로는,

상기 구동 신호의 전류, 상기 구동 신호의 전압 및 상기 구동 신호가 작용하는 조직의 특성을 기술하는 부하 조건 중 적어도 하나를 기술하는 입력을 수신하고;

교정 신호를 계산하고;

상기 교정 신호를 상기 교정 회로에 제공하도록 프로그래밍되는, 수술용 발생기.

**청구항 35**

제34항에 있어서, 상기 교정 제어 회로는,

적어도 하나의 프로세서;

상기 입력을 디지털로 변환하기 위한 적어도 하나의 아날로그-디지털 컨버터; 및

상기 교정 신호를 아날로그로 변환하기 위한 적어도 하나의 디지털-아날로그 컨버터를 포함하는, 수술용 발생기.

**청구항 36**

제28항에 있어서, 상기 커패시터는 Y-타입 커패시터인, 수술용 발생기.

**청구항 37**

제28항에 있어서, 상기 제2 보조 권선과 병렬로 전기적으로 커플링되는 부하 저항기를 추가로 포함하고, 상기 제2 주 권선에 대한 상기 제2 보조 권선의 극성은 상기 제1 보조 권선의 극성과 반대인, 수술용 발생기.

**청구항 38**

구동 신호를 수술용 장치에 제공하기 위한 수술용 발생기로서,

주 권선, 제1 보조 권선 및 제2 보조 권선을 포함하는 제1 변압기로서, 상기 주 권선에 대한 상기 제1 보조 권선의 극성은 상기 제2 보조 권선의 극성과 반대인, 상기 제1 변압기;

상기 구동 신호를 생성하기 위한 발생기 회로로서, 상기 제1 주 권선에 전기적으로 커플링되어 상기 제1 주 권선 양단에 상기 구동 신호를 제공하는, 상기 발생기 회로;

상기 발생기 회로로부터 전기적으로 절연된 환자측 회로로서, 상기 제1 보조 권선에 전기적으로 커플링되고, 상기 구동 신호를 상기 수술용 장치에 제공하기 위한 제1 출력 라인 및 제2 출력 라인을 포함하는, 상기 환자측 회로; 및

커패시터로서, 상기 커패시터 및 상기 제2 보조 권선이 상기 제1 출력 라인과 접지 사이에 직렬로 전기적으로 커플링되는, 상기 커패시터를 포함하는, 수술용 발생기.

**청구항 39**

제38항에 있어서, 상기 커패시터는 상기 제1 출력 라인에 전기적으로 커플링되는 제1 전극 및 상기 제2 보조 권선에 전기적으로 커플링되는 제2 전극을 갖는, 수술용 발생기.

**청구항 40**

제39항에 있어서, 상기 제2 보조 권선은 상기 커패시터의 상기 제2 전극에 전기적으로 커플링되는 제1 전극 및 접지에 전기적으로 커플링되는 제2 전극을 포함하는, 수술용 발생기.

**청구항 41**

제40항에 있어서, 상기 제2 보조 권선과 병렬로 전기적으로 커플링되는 부하 저항기를 추가로 포함하고, 상기 부하 저항기는 상기 제2 보조 권선의 상기 제1 전극에 전기적으로 커플링되는 제1 전극 및 상기 제2 보조 권선의 상기 제2 전극에 전기적으로 커플링되는 제2 전극을 갖는, 수술용 발생기.

**청구항 42**

제38항에 있어서, 상기 제2 보조 권선은 상기 제1 출력 라인에 전기적으로 커플링되는 제1 전극 및 상기 커패시터에 전기적으로 커플링되는 제2 전극을 포함하는, 수술용 발생기.

**청구항 43**

제38항에 있어서, 상기 커패시터는 상기 제2 보조 권선의 상기 제2 전극에 전기적으로 커플링되는 제1 전극 및 접지에 전기적으로 커플링되는 제2 전극을 포함하는, 수술용 발생기.

**청구항 44**

제38항에 있어서,

상기 커패시터와 접지 사이에 직렬로 위치되는 교정 제어 회로; 및

교정 제어 회로를 추가로 포함하고, 상기 교정 회로는,

상기 구동 신호의 전류, 상기 구동 신호의 전압 및 상기 구동 신호가 작용하는 조직의 특성을 기술하는 부하 조건 중 적어도 하나를 기술하는 입력을 수신하고;

교정 신호를 계산하고;

상기 교정 신호를 상기 교정 회로에 제공하도록 프로그래밍되는, 수술용 발생기.

**청구항 45**

제44항에 있어서, 상기 교정 제어 회로는,

적어도 하나의 프로세서;

상기 입력을 디지털로 변환하기 위한 적어도 하나의 아날로그-디지털 컨버터; 및

상기 교정 신호를 아날로그로 변환하기 위한 적어도 하나의 디지털-아날로그 컨버터를 포함하는, 수술용 발생기.

**청구항 46**

제38항에 있어서, 상기 커패시터는 Y-타입 커패시터인, 수술용 발생기.

**청구항 47**

구동 신호를 수술용 장치에 제공하기 위한 수술용 발생기로서,

주 권선 및 보조 권선을 포함하는 제1 변압기;

상기 구동 신호를 생성하기 위한 발생기 회로로서, 상기 제1 주 권선에 전기적으로 커플링되어 상기 제1 주 권선 양단에 상기 구동 신호를 제공하는, 상기 발생기 회로;

상기 발생기 회로로부터 전기적으로 절연된 환자측 회로로서, 상기 보조 권선에 전기적으로 커플링되고, 상기 구동 신호를 상기 수술용 장치에 제공하기 위한 제1 출력 라인 및 제2 출력 라인을 포함하는, 상기 환자측 회로;

커패시터로서, 상기 주 권선에 전기적으로 커플링되고 상기 제1 출력 라인에 전기적으로 커플링되는, 상기 커패시터를 포함하는, 수술용 발생기.

**청구항 48**

제47항에 있어서, 상기 커패시터는 Y-타입 커패시터인, 수술용 발생기.

**청구항 49**

구동 신호를 수술용 장치에 제공하기 위한 수술용 발생기로서,

주 권선 및 보조 권선을 포함하는 제1 변압기;

상기 구동 신호를 생성하기 위한 발생기 회로로서, 상기 제1 주 권선에 전기적으로 커플링되어 상기 제1 주 권선 양단에 상기 구동 신호를 제공하는, 상기 발생기 회로;

상기 발생기 회로로부터 전기적으로 절연된 환자측 회로로서, 상기 보조 권선에 전기적으로 커플링되고, 상기 구동 신호를 상기 수술용 장치에 제공하기 위한 제1 출력 라인 및 제2 출력 라인을 포함하는, 상기 환자측 회로;

제1 커패시터로서, 상기 제1 커패시터의 제1 전극은 상기 주 권선에 전기적으로 커플링되는, 상기 제1 커패시터;

제2 커패시터로서, 상기 제2 커패시터의 제1 전극은 상기 제1 출력 라인에 전기적으로 커플링되고, 상기 제2 커패시터의 제2 전극은 상기 제1 커패시터의 제2 전극에 전기적으로 커플링되는, 상기 제2 커패시터;

제3 커패시터로서, 상기 제3 커패시터의 제1 전극은 상기 제1 커패시터의 상기 제2 전극 및 상기 제2 커패시터의 상기 제2 전극에 전기적으로 커플링되고, 상기 제3 커패시터의 제2 전극은 접지에 전기적으로 커플링되는, 상기 제3 커패시터를 포함하는, 수술용 발생기.

**청구항 50**

제49항에 있어서, 상기 제2 커패시터는 Y-타입 커패시터인, 수술용 발생기.

**청구항 51**

수술용 장치의 제어 회로로서,

적어도 하나의 제1 스위치를 포함하는 제1 회로부로서, 도체 쌍을 통해 수술용 발생기와 통신하는, 상기 제1 회로부; 및

데이터 회로 요소를 포함하는 제2 회로부로서, 상기 데이터 회로 요소는 상기 수술용 장치의 기구 내에 배치되어 데이터를 전송 또는 수신하고, 상기 데이터 회로 요소는 상기 도체 쌍 중 적어도 하나의 도체를 통해 상기 수술용 발생기와의 데이터 통신을 구현하는, 상기 제2 회로부를 포함하는, 제어 회로.

**청구항 52**

제51항에 있어서, 상기 데이터 회로 요소는 상기 도체 쌍 중 단일 도체를 통해 상기 수술용 발생기와의 데이터 통신을 구현하기 위한 단일-와이어 버스 장치(bus device)를 포함하는, 제어 회로.

**청구항 53**

제51항에 있어서, 상기 데이터 회로 요소는 상기 수술용 발생기에 의해 검색될 데이터를 저장하기 위한 데이터 저장 장치를 포함하는, 제어 회로.

**청구항 54**

제53항에 있어서, 상기 데이터 저장 장치에 의해 저장되는 상기 데이터의 적어도 일부는 상기 수술용 발생기에 의해 상기 데이터 저장 장치로 전송되는, 제어 회로.

**청구항 55**

제53항에 있어서, 상기 데이터 저장 장치는 전기적으로 소거가능하고 프로그래밍가능한 판독-전용 메모리(electrically erasable programmable read-only memory, EEPROM)를 포함하는, 제어 회로.

**청구항 56**

제51항에 있어서, 상기 데이터 회로 요소는 데이터 입력 장치를 포함하는, 제어 회로.

**청구항 57**

제56항에 있어서, 상기 데이터 회로 요소는 상기 수술용 발생기로부터 상기 데이터 회로 요소에 의해 수신되는 데이터에 기초하여 사용자 지시를 제공하기 위한 지시기를 포함하는, 제어 회로.

**청구항 58**

제51항에 있어서, 상기 데이터 회로 요소는 데이터 출력 장치를 포함하는, 제어 회로.

**청구항 59**

제58항에 있어서, 상기 데이터 회로 요소는 상기 기구 내에 배치된 센서와 통신하고, 상기 데이터 회로 요소는 센서 데이터를 상기 수술용 발생기로 전송하는, 제어 회로.

**청구항 60**

제51항에 있어서, 상기 수술용 발생기와 상기 제1 회로부 및 제2 회로부 사이의 통신은 주파수-대역 분리되는, 제어 회로.

**청구항 61**

제60항에 있어서, 상기 제1 회로부는 제1 주파수 대역에서 상기 수술용 발생기로부터 전송되는 제1 질의 신호를 수신하고, 상기 제1 질의 신호는 상기 제2 회로부로부터 차단되는, 제어 회로.

**청구항 62**

제61항에 있어서, 상기 데이터 회로 요소는 제2 주파수 대역에서 전송되는 통신 프로토콜을 사용하여 상기 수술용 발생기와 통신하는, 제어 회로.

**청구항 63**

제61항에 있어서, 상기 제1 질의 신호의 특성은 상기 제1 회로부를 통해 수신될 때 상기 적어도 하나의 제1 스위치의 상태를 나타내는, 제어 회로.

**청구항 64**

제63항에 있어서, 상기 제1 질의 신호의 상기 특성은 전압, 전류, 진폭 및 위상 중 적어도 하나를 포함하는, 제어 회로.

**청구항 65**

제61항에 있어서, 상기 제1 질의 신호는 양극(bipolar) 전류 신호를 포함하는, 제어 회로.

**청구항 66**

제61항에 있어서, 상기 제1 질의 신호는 약 2 kHz의 주파수를 갖는, 제어 회로.

**청구항 67**

제60항에 있어서, 상기 제2 회로부는 상기 데이터 회로 요소로부터 상기 적어도 하나의 제1 스위치를 절연시키기 위한 유도 요소(inductive element)를 포함하는, 제어 회로.

**청구항 68**

제61항에 있어서, 상기 제2 회로부는 적어도 하나의 제2 스위치를 포함하는, 제어 회로.

**청구항 69**

제68항에 있어서, 상기 제2 회로부는 제3 주파수 대역에서 상기 수술용 발생기로부터 전송되는 제2 질의 신호를 수신하는, 제어 회로.

**청구항 70**

제69항에 있어서, 상기 제2 질의 신호의 특성은 상기 제2 회로부를 통해 수신될 때 상기 적어도 하나의 제2 스위치의 상태를 나타내는, 제어 회로.

**청구항 71**

제69항에 있어서, 상기 적어도 하나의 제2 스위치는 상기 데이터 회로 요소로부터 그리고 상기 제1 회로부로부터 주파수-대역 분리되어, 상기 제2 질의 신호가 상기 데이터 회로 요소 및 상기 제1 회로부로부터 차단되는, 제어 회로.

**청구항 72**

수술용 장치의 제어 회로로서,

적어도 하나의 제1 스위치를 포함하는 제1 회로부로서, 도체 쌍을 통해 수술용 발생기와 통신하는, 상기 제1 회로부; 및

데이터 회로 요소를 포함하는 제2 회로부로서, 상기 데이터 회로 요소는 상기 수술용 장치의 기구 내에 배치되어 데이터를 전송 또는 수신하고, 상기 데이터 회로 요소는 상기 도체 쌍 중 적어도 하나의 도체를 통해 상기 수술용 발생기와 데이터 통신을 구현하는, 상기 제2 회로부를 포함하고,

상기 제1 회로부는 제1 주파수 대역에서 상기 수술용 발생기로부터 전송되는 제1 질의 신호를 수신하고,

상기 데이터 회로 요소는 제2 주파수 대역에서 전송되는 진폭-변조(amplitude-modulated) 통신 프로토콜을 사용하여 상기 수술용 발생기와 통신하고, 상기 제2 주파수 대역은 상기 제1 주파수 대역보다 높은, 제어 회로.

**청구항 73**

제72항에 있어서, 상기 제1 질의 신호는 약 2 kHz의 주파수의 양극 전류 신호를 포함하고, 상기 진폭-변조 통신 프로토콜의 반송 주파수(carrier frequency)는 8 MHz 이상인, 제어 회로.

**청구항 74**

제72항에 있어서, 상기 제2 회로부는 상기 진폭-변조 통신 프로토콜을 복조하기 위한 복조 회로(demodulation

circuit)를 포함하는, 제어 회로.

**청구항 75**

제72항에 있어서, 상기 제2 회로부는 상기 데이터 회로 요소로부터 상기 적어도 하나의 제1 스위치를 절연시키기 위한 유도 요소를 포함하는, 제어 회로.

**청구항 76**

제72항에 있어서, 상기 제2 회로부는 적어도 하나의 제2 스위치를 포함하는, 제어 회로.

**청구항 77**

제76항에 있어서, 상기 제2 회로부는 제3 주파수 대역에서 상기 수술용 발생기로부터 전송되는 제2 질의 신호를 수신하고, 상기 제2 질의 신호의 특성은 상기 제2 회로부를 통해 수신될 때 상기 적어도 하나의 제2 스위치의 상태를 나타내는, 제어 회로.

**청구항 78**

제77항에 있어서, 상기 적어도 하나의 제2 스위치는 상기 데이터 회로 요소로부터 그리고 상기 제1 회로부로부터 주파수-대역 분리되어, 상기 제2 질의 신호가 상기 데이터 회로 요소 및 상기 제1 회로부로부터 차단되는, 제어 회로.

**청구항 79**

수술용 장치의 제어 회로로서,

적어도 하나의 제1 스위치를 포함하는 제1 회로부로서, 도체 쌍을 통해 수술용 발생기로부터 전송되는 제1 질의 신호를 수신하는, 상기 제1 회로부; 및

상기 장치의 기구 내에 배치된 저항 요소 및 유도 요소 중 적어도 하나를 포함하는 제2 회로부로서, 상기 도체 쌍을 통해 상기 수술용 발생기로부터 전송되는 제2 질의 신호를 수신하는, 상기 제2 회로부를 포함하고,

상기 제2 회로부는 상기 제1 회로부로부터 주파수-대역 분리되고,

상기 제1 질의 신호의 특성은 상기 제1 회로부를 통해 수신될 때 상기 적어도 하나의 제1 스위치의 상태를 나타내고,

상기 제2 질의 신호의 특성은 상기 제2 회로부를 통해 수신될 때 상기 장치의 상기 기구를 고유하게 식별하는, 제어 회로.

**청구항 80**

수술용 장치의 제어 회로로서,

제1 스위치 네트워크 및 제2 스위치 네트워크를 포함하는 제1 회로부로서, 상기 제1 스위치 네트워크는 적어도 하나의 제1 스위치를 포함하고, 상기 제2 스위치 네트워크는 적어도 하나의 제2 스위치를 포함하며, 상기 제1 회로부는 도체 쌍을 통해 수술용 발생기와 통신하는, 상기 제1 회로부; 및

데이터 회로 요소를 포함하는 제2 회로부로서, 상기 데이터 회로 요소는 상기 수술용 장치의 기구 내에 배치되어 데이터를 전송 또는 수신하고, 상기 데이터 회로 요소는 상기 도체 쌍 중 적어도 하나의 도체를 통해 상기 수술용 발생기와 데이터 통신하는, 상기 제2 회로부를 포함하는, 제어 회로.

**청구항 81**

제80항에 있어서, 상기 데이터 회로 요소는 상기 도체 쌍 중 단일 도체를 통해 상기 수술용 발생기와 데이터 통신하는 단일-와이어 버스 장치를 포함하는, 제어 회로.

**청구항 82**

제80항에 있어서, 상기 데이터 회로 요소는 상기 수술용 발생기에 의해 검색가능한 데이터를 저장하기 위한 데이터 저장 장치를 포함하는, 제어 회로.

**청구항 83**

제82항에 있어서, 상기 데이터 저장 장치에 의해 저장되는 상기 데이터의 적어도 일부는 상기 수술용 발생기에 의해 상기 데이터 저장 장치로 전송되는, 제어 회로.

**청구항 84**

제82항에 있어서, 상기 데이터 저장 장치는 전기적으로 소거가능하고 프로그래밍가능한 판독-전용 메모리 (EEPROM)를 포함하는, 제어 회로.

**청구항 85**

제80항에 있어서, 상기 데이터 회로 요소는 데이터 입력 장치를 포함하는, 제어 회로.

**청구항 86**

제85항에 있어서, 상기 데이터 회로 요소는 상기 수술용 발생기로부터 상기 데이터 회로 요소에 의해 수신되는 데이터에 기초하여 사용자 지시를 제공하기 위한 지시기를 포함하는, 제어 회로.

**청구항 87**

제80항에 있어서, 상기 데이터 회로 요소는 데이터 출력 장치를 포함하는, 제어 회로.

**청구항 88**

제87항에 있어서, 상기 데이터 회로 요소는 상기 기구 내에 배치된 센서와 통신하고, 상기 데이터 회로 요소는 센서 데이터를 상기 수술용 발생기로 전송하는, 제어 회로.

**청구항 89**

제80항에 있어서, 상기 제1 스위치 네트워크는 복수의 직렬-접속 제1 다이오드를 포함하고, 각각의 제1 스위치는 상기 제1 다이오드들 중 적어도 하나와 병렬로 접속되며, 상기 제2 스위치 네트워크는 복수의 직렬-접속 제2 다이오드를 포함하고, 각각의 제2 스위치는 상기 제2 다이오드들 중 적어도 하나와 병렬로 접속되는, 제어 회로.

**청구항 90**

제89항에 있어서, 상기 제1 회로부는 상기 수술용 발생기로부터 전송되는 양극 전류 신호를 수신하고, 상기 양극 전류 신호의 제1 극성은 상기 제1 스위치 네트워크를 통해 수신되어 상기 제1 회로부 양단에 제1 전압을 생성하며, 상기 양극 전류 신호의 제2 극성은 상기 제2 스위치 네트워크를 통해 수신되어 상기 제1 회로부 양단에 제2 전압을 생성하는, 제어 회로.

**청구항 91**

제90항에 있어서, 상기 양극 전류 신호의 주파수는 약 2 kHz인, 제어 회로.

**청구항 92**

제90항에 있어서, 상기 제1 전압은 상기 적어도 하나의 제1 스위치의 상태를 결정하기 위해 상기 수술용 발생기에 의해 측정가능하고, 상기 제2 전압은 상기 적어도 하나의 제2 스위치의 상태를 결정하기 위해 상기 수술용 발생기에 의해 측정가능한, 제어 회로.

**청구항 93**

구동 신호를 수술용 장치에 제공하기 위한 수술용 발생기로서,

개구를 갖는 수술용 발생기 본체; 및

상기 개구 내에 위치되는 리셉터클 조립체(receptacle assembly)를 포함하고, 상기 리셉터클 조립체는,

리셉터클 본체;

적어도 하나의 곡선형 섹션 및 적어도 하나의 직선형 섹션으로 구성되고 공동을 한정하는 내부 벽, 및 외부 벽을 갖는 플랜지(flange); 및

상기 공동 내에 위치되는 중앙 돌출 부분을 포함하고, 상기 중앙 돌출 부분은,

복수의 소켓(socket);

자석;

적어도 하나의 곡선형 섹션 및 적어도 하나의 직선형 섹션을 포함하는 외부 주연부를 포함하는, 수술용 발생기.

**청구항 94**

제93항에 있어서, 상기 외부 주연부의 상기 적어도 하나의 곡선형 섹션은 상기 내부 벽의 상기 적어도 하나의 곡선형 섹션에 평행한, 수술용 발생기.

**청구항 95**

제94항에 있어서, 상기 외부 주연부의 상기 적어도 하나의 직선형 섹션은 상기 내부 벽의 상기 적어도 하나의 직선형 섹션에 평행한, 수술용 발생기.

**청구항 96**

제93항에 있어서, 상기 중앙 돌출 부분은 중앙 리세스(recess)를 한정하고, 상기 자석은 상기 중앙 리세스에 근접하게 위치되는, 수술용 발생기.

**청구항 97**

제93항에 있어서, 상기 플랜지는 플랜지 표면을 갖고, 상기 중앙 돌출 부분은 중앙 표면을 가지며, 상기 플랜지 표면은 상기 중앙 표면에 대해 경사지는, 수술용 발생기.

**청구항 98**

제97항에 있어서, 상기 수술용 발생기 본체는 경사진 표면을 포함하고, 상기 개구는 상기 경사진 표면 상에 위치되며, 상기 경사진 표면은 상기 플랜지 외부 표면에 실질적으로 평행한, 수술용 발생기.

**청구항 99**

수술용 기구로서,

전기 커넥터 조립체를 포함하고, 상기 전기 커넥터 조립체는,

중앙 공동을 한정하는 플랜지;

상기 중앙 공동 내로 연장하는 자기적으로 양립가능한 핀(magnetically compatible pin);

회로 기판;

상기 회로 기판에 커플링되는 복수의 전기 전도성 핀으로서, 상기 중앙 공동 내로 각각 연장하는, 상기 복수의 전기 전도성 핀;

변형 완화 부재(strain relief member); 및

부트(boot)를 포함하는, 수술용 기구.

**청구항 100**

제99항에 있어서, 상기 플랜지는 적어도 하나의 곡선형 섹션 및 적어도 하나의 직선형 섹션을 포함하는, 수술용 기구.

**청구항 101**

제99항에 있어서, 상기 전기 커넥터 조립체는 벽을 포함하고, 상기 벽은 상기 자기적으로 양립가능한 핀 및 상

기 복수의 전기 전도성 핀을 수용하기 위한 개구를 한정하는, 수술용 기구.

**청구항 102**

제101항에 있어서, 상기 자기적으로 양립가능한 핀은 건부를 포함하고, 상기 건부는 상기 벽과 상기 회로 기판 중간에 위치되는, 수술용 기구.

**청구항 103**

제99항에 있어서, 수술용 기구 식별 회로를 포함하는, 수술용 기구.

**청구항 104**

제103항에 있어서, 상기 수술용 기구 식별 회로는 EEPROM 및 저항기 중 적어도 하나를 포함하는, 수술용 기구.

**청구항 105**

수술용 기구 시스템으로서,

적어도 하나의 곡선형 섹션 및 적어도 하나의 직선형 부분을 포함하는 리셉터클 조립체를 포함하는 수술용 발생기;

커넥터 조립체를 포함하는 수술용 기구;

상기 리셉터클 조립체 및 상기 커넥터 조립체와 동작식으로 커플링되는 어댑터 조립체를 포함하고, 상기 어댑터 조립체는,

상기 리셉터클 조립체와 접촉하고, 적어도 하나의 곡선형 섹션 및 적어도 하나의 직선형 부분을 갖는 플랜지를 포함하는, 원위 부분(distal portion);

상기 커넥터 조립체와 접촉하고, 상기 커넥터 조립체의 적어도 일부분을 수용하도록 치수설정되는 공동을 한정하는, 근위 부분(proximal portion);

회로 기판을 포함하는, 수술용 기구 시스템.

**청구항 106**

제105항에 있어서, 상기 회로 기판에 커플링되는 수술용 기구 식별 회로를 포함하는, 수술용 기구 시스템.

**청구항 107**

제106항에 있어서, 상기 수술용 기구 식별 회로는 EEPROM 및 저항기 중 적어도 하나를 포함하는, 수술용 기구 시스템.

**청구항 108**

제105항에 있어서, 상기 리셉터클 조립체는 내부 벽 및 외부 벽을 갖는 플랜지를 포함하고, 상기 내부 벽은 적어도 하나의 곡선형 섹션 및 적어도 하나의 직선형 섹션으로 구성되며, 상기 내부 벽은 공동을 한정하는, 수술용 기구 시스템.

**청구항 109**

제108항에 있어서, 상기 리셉터클 조립체는 상기 공동 내에 위치되는 중앙 돌출 부분을 포함하고, 상기 중앙 돌출 부분은,

대체로 원형 형태로 배열되는 복수의 소켓;

상기 대체로 원형 형태에 대해 내부에 위치되는 자석;

적어도 하나의 곡선형 섹션 및 적어도 하나의 직선형 섹션을 포함하는 외부 주연부를 포함하는, 수술용 기구 시스템.

**청구항 110**

제109항에 있어서, 상기 어댑터 조립체는 상기 원위 플랜지에 의해 한정되는 중앙 공동 내로 연장하는 철 핀(ferrous pin)을 포함하는, 수술용 기구 시스템.

**청구항 111**

제110항에 있어서, 상기 철 핀은 원통형이고 견부를 포함하는, 수술용 기구 시스템.

**청구항 112**

제110항에 있어서, 상기 어댑터 조립체는, 상기 회로 기관에 커플링되고 상기 원위 플랜지에 의해 한정되는 상기 중앙 공동 내로 연장하는 복수의 전기 전도성 핀을 포함하는, 수술용 기구 시스템.

**청구항 113**

제1 전극 및 제2 전극을 통해 조직에 제공되는 전력을 제어하기 위한 방법으로서,

상기 제1 전극 및 제2 전극을 통해 상기 조직에 구동 신호를 제공하는 단계;

제1 전력 곡선(power curve)에 따라 감지된 조직 임피던스에 기초하여 상기 구동 신호를 통해 상기 조직에 제공되는 전력을 변조하는 단계로서, 상기 제1 전력 곡선은 복수의 잠재적인 감지된 조직 임피던스 각각에 대해 제1 대응 전력을 정의하는, 상기 변조하는 단계;

상기 제1 전극 및 제2 전극을 통해 상기 조직에 제공되는 총 에너지를 모니터링하는 단계;

상기 총 에너지가 제1 에너지 임계치에 도달할 때, 상기 조직의 임피던스가 제1 임피던스 임계치에 도달하였는지를 결정하는 단계; 및

상기 조직의 상기 임피던스가 상기 제1 임피던스 임계치에 도달하지 않은 경우에, 제2 전력 곡선에 따라 상기 감지된 조직 임피던스에 기초하여 상기 구동 신호를 통해 상기 조직에 제공되는 상기 전력을 변조하는 단계로서, 상기 제2 전력 곡선은 상기 복수의 잠재적인 감지된 조직 임피던스 각각에 대해 제2 대응 전력을 정의하는, 상기 변조하는 단계를 포함하는, 방법.

**청구항 114**

제113항에 있어서, 상기 제1 대응 전력은 상기 복수의 잠재적인 감지된 조직 임피던스 중 적어도 절반에 대해 상기 제2 대응 전력보다 작은, 방법.

**청구항 115**

제113항에 있어서, 상기 복수의 잠재적인 감지된 조직 임피던스에 대한 상기 제1 대응 전력의 합은 상기 복수의 잠재적인 감지된 조직 임피던스에 대한 상기 제2 대응 전력의 합보다 작은, 방법.

**청구항 116**

제113항에 있어서,

상기 제2 전력 곡선에 따라 상기 구동 신호를 통해 제2 조직에 제공되는 상기 전력을 변조하는 동안, 상기 총 에너지가 제2 에너지 임계치에 도달할 때, 상기 감지된 조직 임피던스가 상기 제1 임피던스 임계치에 도달하였는지를 결정하는 단계; 및

상기 감지된 조직 임피던스가 상기 제1 임피던스 임계치에 도달하지 않은 경우에, 제3 전력 곡선에 따라 상기 구동 신호를 통해 상기 조직에 제공되는 상기 전력을 변조하는 단계로서, 상기 제3 전력 곡선은 상기 복수의 잠재적인 감지된 조직 임피던스 각각에 대해 제3 대응 전력을 정의하는, 상기 변조하는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

**청구항 117**

제116항에 있어서, 상기 제2 대응 전력은 상기 복수의 잠재적인 감지된 조직 임피던스 중 적어도 절반에 대해 상기 제3 대응 전력보다 작은, 방법.

**청구항 118**

제113항에 있어서,

상기 제2 전력 곡선에 따라 상기 구동 신호를 통해 제2 조직에 제공되는 상기 전력을 변조하는 동안, 상기 총 에너지가 제2 에너지 임계치에 도달할 때, 상기 감지된 조직 임피던스가 제2 임피던스 임계치에 도달하였는지를 결정하는 단계; 및

상기 감지된 조직 임피던스가 제2 임피던스 임계치에 도달하지 않은 경우에, 제3 전력 곡선에 따라 상기 구동 신호를 통해 상기 조직에 제공되는 상기 전력을 변조하는 단계로서, 상기 제3 전력 곡선은 상기 복수의 잠재적인 감지된 조직 임피던스 각각에 대해 제3 대응 전력을 정의하는, 상기 변조하는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

**청구항 119**

제113항에 있어서, 상기 제1 임피던스 임계치는 사전결정된 조직 임피던스인, 방법.

**청구항 120**

제113항에 있어서, 상기 제1 임피던스 임계치는 사전결정된 조직 임피던스 변화율인, 방법.

**청구항 121**

제113항에 있어서, 상기 제1 임피던스 임계치는 사전결정된 조직 임피던스 및 사전결정된 조직 임피던스 변화율 둘 모두에 기초하는, 방법.

**청구항 122**

제113항에 있어서, 상기 구동 신호를 통해 상기 조직에 제공되는 상기 전력을 변조하는 단계는 상기 구동 신호의 전류 레벨을 변조하는 단계; 상기 구동 신호의 전압 레벨을 변조하는 단계; 및 상기 구동 신호의 듀티 사이클(duty cycle)을 변조하는 단계로 이루어진 군으로부터 선택되는 적어도 하나의 액션을 포함하는, 방법.

**청구항 123**

제113항에 있어서, 상기 복수의 잠재적인 감지된 조직 임피던스 각각에 대해, 상기 제2 대응 전력은 상기 제1 대응 전력에 상수를 곱한 것인, 방법.

**청구항 124**

제113항에 있어서, 종료 임계치에 도달할 때 상기 조직에 대한 에너지의 제공을 종료하는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

**청구항 125**

제124항에 있어서, 상기 종료 임계치는 전력 곡선에 기초하는, 방법.

**청구항 126**

수술용 시스템으로서,

적어도 하나의 프로세서 및 동작식으로 연관된 메모리를 포함하는 발생기를 포함하고, 상기 메모리는 상기 적어도 하나의 프로세서에 의해 실행될 때 상기 수술용 시스템으로 하여금,

제1 전극 및 제2 전극을 통해 조직에 구동 신호를 제공하게 하고;

제1 전력 곡선에 따라 감지된 조직 임피던스에 기초하여 상기 구동 신호를 통해 상기 조직에 제공되는 전력을 변조하게 하는 것으로서, 상기 제1 전력 곡선은 복수의 잠재적인 감지된 조직 임피던스 각각에 대해 제1 대응 전력을 정의하고;

상기 제1 전극 및 제2 전극을 통해 상기 조직에 제공되는 총 에너지를 모니터링하게 하고;

상기 총 에너지가 제1 에너지 임계치에 도달할 때, 상기 조직의 임피던스가 제1 임피던스 임계치에 도달하였는지를 결정하게 하고;

상기 조직의 상기 임피던스가 상기 제1 임피던스 임계치에 도달하지 않은 경우에, 제2 전력 곡선에 따라 상기 감지된 조직 임피던스에 기초하여 상기 구동 신호를 통해 상기 조직에 제공되는 상기 전력을 변조하게 하는 것으로서, 상기 제2 전력 곡선은 상기 복수의 잠재적인 감지된 조직 임피던스 각각에 대해 제2 대응 전력을 정의하는, 명령어들을 포함하는, 수술용 시스템.

**청구항 127**

제126항에 있어서, 상기 수술용 시스템은 상기 발생기와 통신하는 수술용 장치를 추가로 포함하고, 상기 수술용 장치는 상기 제1 전극 및 제2 전극을 포함하는, 수술용 장치.

**청구항 128**

제1 전극 및 제2 전극을 통해 조직에 제공되는 전력을 제어하기 위한 방법으로서,

상기 제1 전극 및 제2 전극을 통해 상기 조직에 구동 신호를 제공하는 단계;

상기 조직에 제공될 전력을 결정하는 단계로서,

    감지된 조직 임피던스의 지시를 수신하는 단계;

    전력 곡선에 따라 상기 감지된 조직 임피던스에 대한 제1 대응 전력을 결정하는 단계로서, 상기 전력 곡선은 복수의 잠재적인 감지된 조직 임피던스 각각에 대한 대응 전력을 정의하는, 상기 제1 대응 전력을 결정하는 단계;

    상기 대응 전력에 승수를 곱하는 단계를 포함하는, 상기 전력을 결정하는 단계;

상기 결정된 전력을 상기 조직에 제공하기 위해 상기 구동 신호를 변조하는 단계; 및

상기 조직의 상기 임피던스가 제1 임피던스 임계치에 도달하지 않은 경우에, 상기 조직에 제공되는 총 에너지의 함수로서 상기 승수를 증가시키는 단계를 포함하는, 방법.

**청구항 129**

제128항에 있어서, 상기 조직의 상기 임피던스가 상기 제1 임피던스 임계치에 도달하는 경우에, 상기 승수를 그의 현재 값으로 유지하는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

**청구항 130**

제126항에 있어서, 종료 임계치에 도달할 때까지 상기 승수를 그의 현재 값으로 유지하면서 에너지를 계속 인가하는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

**청구항 131**

제130항에 있어서, 상기 종료 임계치는 상기 승수의 상기 현재 값에 적어도 부분적으로 기초하는, 방법.

**청구항 132**

제128항에 있어서, 상기 결정된 전력을 상기 조직에 제공하기 위해 상기 구동 신호를 변조하는 단계는 상기 구동 신호의 전류 레벨을 변조하는 단계; 상기 구동 신호의 전압 레벨을 변조하는 단계; 및 상기 구동 신호의 듀티 사이클을 변조하는 단계로 이루어진 군으로부터 선택되는 적어도 하나의 액션을 포함하는, 방법.

**청구항 133**

제128항에 있어서, 상기 제1 임피던스 임계치는 사전결정된 조직 임피던스인, 방법.

**청구항 134**

제128항에 있어서, 상기 제1 임피던스 임계치는 사전결정된 조직 임피던스 변화율인, 방법.

**청구항 135**

제128항에 있어서, 상기 제1 임피던스 임계치는 사전결정된 조직 임피던스 및 사전결정된 조직 임피던스 변화율

들 모두에 기초하는, 방법.

**청구항 136**

수술용 시스템으로서,

적어도 하나의 프로세서 및 동작식으로 연관된 메모리를 포함하는 발생기를 포함하고, 상기 메모리는 상기 적어도 하나의 프로세서에 의해 실행될 때 상기 수술용 시스템으로 하여금,

제1 전극 및 제2 전극을 통해 조직에 구동 신호를 제공하게 하고;

상기 조직에 제공될 전력을 결정하게 하는 것으로서, 상기 결정은,

감지된 조직 임피던스의 지시를 수신하고;

전력 곡선에 따라 상기 감지된 조직 임피던스에 대한 제1 대응 전력을 결정하는 것으로서, 상기 전력 곡선은 복수의 잠재적인 감지된 조직 임피던스 각각에 대한 대응 전력을 정의하고;

상기 대응 전력에 승수를 곱하는 것을 포함하고;

상기 결정된 전력을 상기 조직에 제공하기 위해 상기 구동 신호를 변조하게 하고;

상기 조직의 상기 임피던스가 제1 임피던스 임계치에 도달하지 않은 경우에, 상기 조직에 제공되는 총 에너지의 함수로서 상기 승수를 증가시키게 하는, 명령어들을 포함하는, 수술용 시스템.

**청구항 137**

제136항에 있어서, 상기 수술용 시스템은 상기 발생기와 통신하는 수술용 장치를 추가로 포함하고, 상기 수술용 장치는 상기 제1 전극 및 제2 전극을 포함하는, 수술용 장치.

**청구항 138**

제1 전극 및 제2 전극을 통해 조직에 제공되는 전력을 제어하기 위한 방법으로서,

상기 제1 전극 및 제2 전극을 통해 상기 조직에 구동 신호를 제공하는 단계;

상기 조직에 제공될 전력을 결정하는 단계로서,

감지된 조직 임피던스의 지시를 수신하는 단계;

전력 곡선에 따라 상기 감지된 조직 임피던스에 대한 제1 대응 전력을 결정하는 단계로서, 상기 전력 곡선은 복수의 잠재적인 감지된 조직 임피던스 각각에 대한 대응 전력을 정의하는, 상기 제1 대응 전력을 결정하는 단계;

상기 대응 전력에 제1 승수를 곱하여, 상기 결정된 전력을 찾는 단계를 포함하는, 상기 전력을 결정하는 단계;

상기 결정된 전력을 상기 조직에 제공하기 위해 상기 구동 신호를 변조하는 단계;

상기 제1 전극 및 제2 전극을 통해 상기 조직에 제공되는 총 에너지를 모니터링하는 단계;

상기 총 에너지가 제1 에너지 임계치에 도달할 때, 상기 조직의 상기 임피던스가 제1 임피던스 임계치에 도달하였는지를 결정하는 단계; 및

상기 조직의 상기 임피던스가 상기 제1 임피던스 임계치에 도달하지 않은 경우에, 상기 제1 승수를 제1 양만큼 증가시키는 단계를 포함하는, 방법.

**청구항 139**

제138항에 있어서,

상기 총 에너지가 제2 에너지 임계치에 도달할 때, 상기 조직의 상기 임피던스가 제2 임피던스 임계치에 도달하였는지를 결정하는 단계; 및

상기 조직의 상기 임피던스가 상기 제2 임피던스 임계치에 도달하지 않은 경우에, 상기 제1 승수를 제2 양만큼

증가시키는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

**청구항 140**

제138항에 있어서, 상기 제1 임피던스 임계치는 사전결정된 조직 임피던스인, 방법.

**청구항 141**

제138항에 있어서, 상기 제1 임피던스 임계치는 사전결정된 조직 임피던스 변화율인, 방법.

**청구항 142**

제138항에 있어서, 상기 제1 임피던스 임계치는 사전결정된 조직 임피던스 및 사전결정된 조직 임피던스 변화율 둘 모두에 기초하는, 방법.

**청구항 143**

제138항에 있어서, 상기 구동 신호를 통해 상기 조직에 제공되는 전력을 변조하는 단계는 상기 구동 신호의 전류 레벨을 변조하는 단계; 상기 구동 신호의 전압 레벨을 변조하는 단계; 및 상기 구동 신호의 듀티 사이클을 변조하는 단계로 이루어진 군으로부터 선택되는 적어도 하나의 액션을 포함하는, 방법.

**청구항 144**

수술용 시스템으로서,

적어도 하나의 프로세서 및 동작식으로 연관된 메모리를 포함하는 발생기를 포함하고, 상기 메모리는 상기 적어도 하나의 프로세서에 의해 실행될 때 수술용 장치로 하여금,

제1 전극 및 제2 전극을 통해 조직에 구동 신호를 제공하게 하고;

상기 조직에 제공될 전력을 결정하게 하는 것으로서, 상기 결정은,

감지된 조직 임피던스의 지시를 수신하고;

전력 곡선에 따라 상기 감지된 조직 임피던스에 대한 제1 대응 전력을 결정하는 것으로서, 상기 전력 곡선은 복수의 잠재적인 감지된 조직 임피던스 각각에 대한 대응 전력을 정의하고;

상기 대응 전력에 제1 승수를 곱하는 것을 포함하고;

상기 결정된 전력을 상기 조직에 제공하기 위해 상기 구동 신호를 변조하게 하고;

상기 제1 전극 및 제2 전극을 통해 상기 조직에 제공되는 총 에너지를 모니터링하게 하고;

상기 총 에너지가 제1 에너지 임계치에 도달할 때, 상기 조직의 상기 임피던스가 제1 임피던스 임계치에 도달하였는지를 결정하게 하고;

상기 조직의 상기 임피던스가 상기 제1 임피던스 임계치에 도달하지 않은 경우에, 상기 제1 승수를 제1 양만큼 증가시키게 하는, 명령어들을 포함하는, 수술용 시스템.

**청구항 145**

제144항에 있어서, 상기 수술용 시스템은 상기 발생기와 통신하는 수술용 장치를 추가로 포함하고, 상기 수술용 장치는 상기 제1 전극 및 제2 전극을 포함하는, 수술용 시스템.

**청구항 146**

수술용 장치를 통해 조직에 제공되는 전력을 제어하기 위한 방법으로서,

구동 신호를 수술용 장치에 제공하는 단계;

상기 조직의 임피던스의 지시를 수신하는 단계;

상기 조직의 상기 임피던스의 증가율을 계산하는 단계;

상기 임피던스의 상기 증가율을 사전결정된 상수 이상으로 유지하도록 상기 구동 신호를 변조하는 단계를 포함

하는, 방법.

**청구항 147**

제146항에 있어서, 상기 임피던스의 상기 증가율을 상기 사전결정된 상수와 동일하게 유지하도록 상기 구동 신호를 변조하는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

**청구항 148**

제146항에 있어서,

제1 시간에 상기 수술용 장치를 통해 상기 조직에 제공되는 총 에너지를 결정하는 단계;

상기 총 에너지가 제1 에너지 임계치를 초과하는 경우에, 상기 조직의 상기 임피던스가 제1 임피던스 임계치에 도달하였는지를 결정하는 단계;

상기 조직이 상기 제1 임피던스 임계치에 도달하지 않은 경우에, 상기 임피던스의 상기 증가율을 제2의 사전결정된 상수 이상으로 유지하도록 상기 구동 신호를 변조하는 단계로서, 상기 제2의 사전결정된 상수는 상기 제1의 사전결정된 상수보다 큰, 상기 변조하는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

**청구항 149**

제148항에 있어서,

제2 시간에 상기 수술용 장치를 통해 상기 조직에 제공되는 총 에너지를 결정하는 단계;

상기 제2 총 에너지가 제2 에너지 임계치를 초과하는 경우에, 상기 조직의 상기 임피던스가 제2 임피던스 임계치에 도달하였는지를 결정하는 단계;

상기 조직이 상기 제2 임피던스 임계치에 도달하지 않은 경우에, 상기 임피던스의 상기 증가율을 제3의 사전결정된 상수 이상으로 유지하도록 상기 구동 신호를 변조하는 단계로서, 상기 제3의 사전결정된 상수는 상기 제1의 사전결정된 상수보다 큰, 상기 변조하는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

**청구항 150**

제146항에 있어서,

제1의 사전결정된 기간 동안 상기 임피던스의 상기 증가율을 사전결정된 상수 이상으로 유지하도록 상기 구동 신호를 변조하는 단계; 및

상기 제1의 사전결정된 기간의 만료 시에, 상기 임피던스의 상기 증가율을 제2의 사전결정된 상수 이상으로 유지하도록 상기 구동 신호를 변조하는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

**청구항 151**

제150항에 있어서, 상기 제2의 사전결정된 상수는 상기 제1의 사전결정된 상수보다 큰, 방법.

**청구항 152**

제150항에 있어서,

상기 제1의 사전결정된 기간의 만료 시에, 제2의 사전결정된 기간 동안 상기 임피던스의 상기 증가율을 제2의 사전결정된 상수 이상으로 유지하도록 상기 구동 신호를 변조하는 단계; 및

상기 제2의 사전결정된 기간의 만료 시에, 상기 임피던스의 상기 증가율을 제3의 사전결정된 상수 이상으로 유지하도록 상기 구동 신호를 변조하는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

**청구항 153**

제152항에 있어서, 상기 제3의 사전결정된 상수는 상기 제2의 사전결정된 상수보다 큰, 방법.

**청구항 154**

제152항에 있어서, 상기 제3의 사전결정된 상수는 상기 제2의 사전결정된 상수보다 작은, 방법.

**청구항 155**

제146항에 있어서, 상기 구동 신호를 제공하는 단계는 상기 구동 신호를 제1 전극 및 제2 전극에 제공하는 단계를 포함하고, 상기 조직은 상기 제1 전극 및 제2 전극과 전기적으로 연통되는, 방법.

**청구항 156**

수술용 시스템으로서,

적어도 하나의 프로세서 및 동작식으로 연관된 메모리를 포함하는 발생기를 포함하고, 상기 메모리는 상기 적어도 하나의 프로세서에 의해 실행될 때 상기 발생기로 하여금,

수술용 장치에 구동 신호를 제공하게 하고;

상기 조직의 임피던스의 지시를 수신하게 하고;

상기 조직의 상기 임피던스의 증가율을 계산하게 하고;

상기 임피던스의 상기 증가율을 사전결정된 상수 이상으로 유지하도록 상기 구동 신호를 변조하게 하는, 명령어들을 포함하는, 수술용 시스템.

**청구항 157**

제156항에 있어서, 상기 메모리는 상기 적어도 하나의 프로세서에 의해 실행될 때 상기 발생기로 하여금, 상기 임피던스의 상기 증가율을 상기 사전결정된 상수와 동일하게 유지하도록 상기 구동 신호를 변조하게 하는 명령어들을 추가로 포함하는, 수술용 시스템.

**청구항 158**

제156항에 있어서, 상기 메모리는 상기 적어도 하나의 프로세서에 의해 실행될 때 상기 발생기로 하여금,

제1 시간에 상기 수술용 장치를 통해 상기 조직에 제공되는 총 에너지를 결정하게 하고;

상기 총 에너지가 제1 에너지 임계치를 초과하는 경우에, 상기 조직의 상기 임피던스가 제1 임피던스 임계치에 도달하였는지를 결정하게 하고;

상기 조직이 상기 제1 임피던스 임계치에 도달하지 않은 경우에, 상기 임피던스의 상기 증가율을 제2의 사전결정된 상수 이상으로 유지하도록 상기 구동 신호를 변조하게 하는 것으로서, 상기 제2의 사전결정된 상수는 상기 제1의 사전결정된 상수보다 큰, 명령어들을 추가로 포함하는, 수술용 시스템.

**청구항 159**

제158항에 있어서, 상기 메모리는 상기 적어도 하나의 프로세서에 의해 실행될 때 상기 발생기로 하여금,

제2 시간에 상기 수술용 장치를 통해 상기 조직에 제공되는 총 에너지를 결정하게 하고;

상기 제2 총 에너지가 제2 에너지 임계치를 초과하는 경우에, 상기 조직의 상기 임피던스가 제2 임피던스 임계치에 도달하였는지를 결정하게 하고;

상기 조직이 상기 제2 임피던스 임계치에 도달하지 않은 경우에, 상기 임피던스의 상기 증가율을 제3의 사전결정된 상수 이상으로 유지하도록 상기 구동 신호를 변조하게 하는 것으로서, 상기 제3의 사전결정된 상수는 상기 제1의 사전결정된 상수보다 큰, 명령어들을 추가로 포함하는, 수술용 시스템.

**청구항 160**

제156항에 있어서, 상기 메모리는 상기 적어도 하나의 프로세서에 의해 실행될 때 상기 발생기로 하여금,

제1의 사전결정된 기간 동안 상기 임피던스의 상기 증가율을 사전결정된 상수 이상으로 유지하도록 상기 구동 신호를 변조하게 하고;

상기 제1의 사전결정된 기간의 만료 시에, 상기 임피던스의 상기 증가율을 제2의 사전결정된 상수 이상으로 유

지하도록 상기 구동 신호를 변조하게 하는, 명령어들을 추가로 포함하는, 수술용 시스템.

**청구항 161**

제160항에 있어서, 상기 제2의 사전결정된 상수는 상기 제1의 사전결정된 상수보다 큰, 수술용 시스템.

**청구항 162**

제160항에 있어서, 상기 메모리는 상기 적어도 하나의 프로세서에 의해 실행될 때 상기 발생기로 하여금,

상기 제1의 사전결정된 기간의 만료 시에, 제2의 사전결정된 기간 동안 상기 임피던스의 상기 증가율을 제2의 사전결정된 상수 이상으로 유지하도록 상기 구동 신호를 변조하게 하고;

상기 제2의 사전결정된 기간의 만료 시에, 상기 임피던스의 상기 증가율을 제3의 사전결정된 상수 이상으로 유지하도록 상기 구동 신호를 변조하게 하는, 명령어들을 추가로 포함하는, 수술용 시스템.

**청구항 163**

제162항에 있어서, 상기 제3의 사전결정된 상수는 상기 제2의 사전결정된 상수보다 큰, 수술용 시스템.

**청구항 164**

제162항에 있어서, 상기 제3의 사전결정된 상수는 상기 제2의 사전결정된 상수보다 작은, 수술용 시스템.

**청구항 165**

제156항에 있어서, 상기 구동 신호를 제공하는 것은 상기 구동 신호를 제1 전극 및 제2 전극에 제공하는 것을 포함하고, 상기 조직은 상기 제1 전극 및 제2 전극과 전기적으로 연통되는, 수술용 시스템.

**청구항 166**

수술용 장치를 통해 조직에 제공되는 전력을 제어하기 위한 방법으로서,

구동 신호를 제공하는 단계로서, 상기 구동 신호의 전력은 상기 수술용 장치를 통해 상기 조직에 제공되는 전력에 비례하는, 상기 구동신호를 제공하는 단계;

상기 조직의 임피던스의 지시들을 주기적으로 수신하는 단계;

상기 조직에 제1 복합 전력 곡선(composite power curve)을 적용하는 단계로서,

상기 구동 신호 상에 제1의 사전결정된 수의 제1 복합 전력 곡선 펄스들을 변조하는 단계; 및

상기 제1 복합 전력 곡선 펄스들 각각에 대해, 상기 조직의 상기 임피던스의 제1 함수에 따라 펄스 전력 및 펄스 폭을 결정하는 단계를 포함하는, 상기 조직에 상기 제1 복합 전력 곡선을 적용하는 단계;

상기 조직에 제2 복합 전력 곡선을 적용하는 단계로서,

상기 구동 신호 상에 적어도 하나의 제2 복합 전력 곡선 펄스를 변조하는 단계; 및

상기 적어도 하나의 제2 복합 전력 곡선 펄스들 각각에 대해, 상기 조직의 상기 임피던스의 제2 함수에 따라 펄스 전력 및 펄스 폭을 결정하는 단계를 포함하는, 상기 조직에 상기 제2 복합 전력 곡선을 적용하는 단계를 포함하는, 방법.

**청구항 167**

제166항에 있어서,

상기 조직의 상기 임피던스가 사전결정된 임피던스 임계치 위로 상승하는 경우에, 상기 제2 복합 전력 곡선의 상기 적용을 중단하는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

**청구항 168**

제167항에 있어서,

상기 조직의 상기 임피던스가 상기 사전결정된 임피던스 임계치 위로 상승하는 경우에, 상기 구동 신호 상에 적

어도 하나의 절단 영역 전력 곡선 펄스를 변조하는 단계; 및

상기 조직의 상기 임피던스의 상기 제2 함수에 따라 상기 적어도 하나의 절단 영역 펄스에 대한 펄스 전력을 결정하는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

**청구항 169**

제168항에 있어서, 상기 적어도 하나의 절단 영역 펄스에 대한 펄스 폭은 일정한, 방법.

**청구항 170**

제168항에 있어서,

절단이 완료되었다는 지시를 수신하는 단계;

상기 절단이 완료되었다는 상기 지시의 수신 시에, 상기 구동 신호 상에 사전결정된 수의 완료 펄스들을 변조하는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

**청구항 171**

제168항에 있어서, 상기 조직의 상기 임피던스의 상기 제2 함수에 따라 상기 사전결정된 수의 완료 펄스들의 전력을 결정하는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

**청구항 172**

제166항에 있어서, 상기 구동 신호의 총 시간이 타임아웃(timeout) 시간을 초과할 때 상기 구동 신호를 종료하는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

**청구항 173**

제166항에 있어서, 제1 복합 전력 곡선 펄스의 펄스 전력 및 펄스 폭을 결정하는 단계는 상기 조직의 상기 임피던스에 대한 잠재 값들 및 펄스 전력 및 펄스 폭에 대한 대응 값들의 지시들을 포함하는 탐색표에 액세스하는 단계를 포함하는, 방법.

**청구항 174**

제166항에 있어서, 상기 구동 신호 상에 상기 적어도 하나의 제2 복합 전력 곡선 펄스를 변조하는 단계는 상기 구동 신호 상에 제2의 사전결정된 수의 제2 복합 전력 곡선 펄스들을 변조하는 단계를 포함하고, 상기 방법은,

상기 조직에 제3 복합 전력 곡선을 적용하는 단계를 추가로 포함하고, 상기 조직에 상기 제3 복합 전력 곡선을 적용하는 단계는 상기 구동 신호 상에 적어도 하나의 제3 복합 전력 곡선 펄스를 변조하는 단계를 포함하며, 상기 적어도 하나의 제3 복합 전력 곡선 펄스들 각각은 상기 조직의 상기 임피던스의 제3 함수에 따라 선택되는 펄스 전력 및 펄스 폭을 포함하는, 방법.

**청구항 175**

제166항에 있어서, 상기 구동 신호를 제공하는 단계는 고조파 단부 작동기(end effector)와 기계적으로 연통되는 고조파 트랜스듀서에 상기 구동 신호를 제공하는 단계를 포함하는, 방법.

**청구항 176**

제166항에 있어서, 상기 구동 신호를 제공하는 단계는 상기 조직과 전기적으로 연통되는 제1 전극 및 제2 전극에 상기 구동 신호를 제공하는 단계를 포함하는, 방법.

**청구항 177**

수술용 장치에 구동 신호를 제공하기 위한 수술용 발생기로서, 상기 발생기는 적어도 하나의 프로세서 및 동작 식으로 연관된 메모리를 포함하고, 상기 메모리는 상기 적어도 하나의 프로세서에 의해 실행될 때 상기 발생기로 하여금,

구동 신호를 생성하게 하는 것으로서, 상기 구동 신호의 전력은 상기 수술용 장치를 통해 조직에 제공되는 전력

에 비례하고;

상기 조직의 임피던스의 지시들을 주기적으로 수신하게 하고;

상기 조직에 제1 복합 전력 곡선을 적용하게 하는 것으로서, 상기 조직에 상기 제1 복합 전력 곡선을 적용하는 것은,

상기 구동 신호 상에 제1의 사전결정된 수의 제1 복합 전력 곡선 펄스들을 변조하고;

상기 제1 복합 전력 곡선 펄스들 각각에 대해, 상기 조직의 상기 임피던스의 제1 함수에 따라 펄스 전력 및 펄스 폭을 결정하는 것을 포함하고;

상기 조직에 제2 복합 전력 곡선을 적용하게 하는 것으로서, 상기 조직에 상기 제2 복합 전력 곡선을 적용하는 것은,

상기 구동 신호 상에 적어도 하나의 제2 복합 전력 곡선 펄스를 변조하고;

상기 적어도 하나의 제2 복합 전력 곡선 펄스들 각각에 대해, 상기 조직의 상기 임피던스의 제2 함수에 따라 펄스 전력 및 펄스 폭을 결정하는 것을 포함하는, 명령어들을 포함하는, 수술용 발생기.

#### 청구항 178

제177항에 있어서, 상기 메모리는 상기 적어도 하나의 프로세서에 의해 실행될 때 상기 발생기로 하여금,

상기 조직의 상기 임피던스가 사전결정된 임피던스 임계치 위로 상승하는 경우에, 상기 제2 복합 전력 곡선의 상기 적용을 중단하게 하는 명령어들을 포함하는, 수술용 발생기.

#### 청구항 179

제178항에 있어서, 상기 메모리는 상기 적어도 하나의 프로세서에 의해 실행될 때 상기 발생기로 하여금,

상기 조직의 상기 임피던스가 상기 사전결정된 임피던스 임계치 위로 상승하는 경우에, 상기 구동 신호 상에 적어도 하나의 절단 영역 전력 곡선 펄스를 변조하게 하고;

상기 조직의 상기 임피던스의 상기 제2 함수에 따라 상기 적어도 하나의 절단 영역 펄스에 대한 펄스 전력을 결정하게 하는, 명령어들을 포함하는, 수술용 발생기.

#### 청구항 180

제179항에 있어서, 상기 적어도 하나의 절단 영역 펄스에 대한 펄스 폭은 일정한, 수술용 발생기.

#### 청구항 181

제179항에 있어서, 상기 메모리는 상기 적어도 하나의 프로세서에 의해 실행될 때 상기 발생기로 하여금,

절단이 완료되었다는 지시를 수신하게 하고;

상기 절단이 완료되었다는 상기 지시의 수신 시에, 상기 구동 신호 상에 사전결정된 수의 완료 펄스들을 변조하게 하는, 명령어들을 포함하는, 수술용 발생기.

#### 청구항 182

제179항에 있어서, 상기 메모리는 상기 적어도 하나의 프로세서에 의해 실행될 때 상기 발생기로 하여금, 상기 조직의 상기 임피던스의 상기 제2 함수에 따라 상기 사전결정된 수의 완료 펄스들의 전력을 결정하게 하는 명령어들을 포함하는, 수술용 발생기.

#### 청구항 183

제177항에 있어서, 상기 메모리는 상기 적어도 하나의 프로세서에 의해 실행될 때 상기 발생기로 하여금, 상기 구동 신호의 총 시간이 타임아웃 시간을 초과할 때 상기 구동 신호를 종료하게 하는 명령어들을 포함하는, 수술용 발생기.

#### 청구항 184

제177항에 있어서, 제1 복합 전력 곡선 펄스의 펄스 전력 및 펄스 폭을 결정하는 것은 상기 조직의 상기 임피던스에 대한 잠재 값들 및 펄스 전력 및 펄스 폭에 대한 대응 값들의 지시들을 포함하는 탐색표에 액세스하는 것을 포함하는, 수술용 발생기.

**청구항 185**

제177항에 있어서, 상기 구동 신호 상에 상기 적어도 하나의 제2 복합 전력 곡선 펄스를 변조하는 것은 상기 구동 신호 상에 제2의 사전결정된 수의 제2 복합 전력 곡선 펄스들을 변조하는 것을 포함하고, 상기 메모리는 상기 적어도 하나의 프로세서에 의해 실행될 때 상기 발생기로 하여금,

상기 조직에 제3 복합 전력 곡선을 적용하게 하는 명령어들을 포함하고, 상기 조직에 상기 제3 복합 전력 곡선을 적용하는 것은 상기 구동 신호 상에 적어도 하나의 제3 복합 전력 곡선 펄스를 변조하는 것을 포함하며, 상기 적어도 하나의 제3 복합 전력 곡선 펄스들 각각은 상기 조직의 상기 임피던스의 제3 함수에 따라 선택되는 펄스 전력 및 펄스 폭을 포함하는, 수술용 발생기.

**청구항 186**

제177항에 있어서, 상기 구동 신호를 제공하는 것은 고조파 단부 작동기와 기계적으로 연통되는 고조파 트랜스듀서에 상기 구동 신호를 제공하는 것을 포함하는, 수술용 발생기.

**청구항 187**

제177항에 있어서, 상기 구동 신호를 제공하는 것은 상기 조직과 전기적으로 연통되는 제1 전극 및 제2 전극에 상기 구동 신호를 제공하는 것을 포함하는, 수술용 발생기.

**명세서**

**기술분야**

[0001] 관련 출원과의 상호 참조

[0002] 본 출원은 전체적으로 본 명세서에 참고로 포함된, 2009년 10월 9일자로 출원되고 발명의 명칭이 전기수술용 기구를 위한 이중 양극 및 초음파 발생기(A DUAL BIPOLAR AND ULTRASONIC GENERATOR FOR ELECTRO-SURGICAL INSTRUMENTS)인 미국 가특허 출원 제61/250,217호의 타이틀 35, USC(Title 35, United States Code) § 119(e) 하에서의 이득을 주장한다.

[0003] 본 출원은 전체적으로 본 명세서에 참고로 포함된, 하기의 동시 출원된 미국 특허 출원들에 관련된다:

[0004] (1) 발명의 명칭이 조직을 절단 및 응고시키기 위한 장치 및 기술(DEVICES AND TECHNIQUES FOR CUTTING AND COAGULATING TISSUE)인 미국 특허 출원 제12/896,351호, 대리인 관리 번호 END6427USCIP1/080591CIP;

[0005] (2) 발명의 명칭이 초음파 및 전기수술용 장치를 위한 수술용 발생기(SURGICAL GENERATOR FOR ULTRASONIC AND ELECTROSURGICAL DEVICES)인 미국 특허 출원 제12/896,360호, 대리인 관리 번호 END6673USNP/100558;

[0006] (3) 발명의 명칭이 초음파 및 전기수술용 장치를 위한 수술용 발생기(SURGICAL GENERATOR FOR ULTRASONIC AND ELECTROSURGICAL DEVICES)인 미국 특허 출원 제12/896,479호, 대리인 관리 번호 END6673USNP1/100557;

[0007] (4) 발명의 명칭이 초음파 및 전기수술용 장치를 위한 수술용 발생기(SURGICAL GENERATOR FOR ULTRASONIC AND ELECTROSURGICAL DEVICES)인 미국 특허 출원 제12/869,345호, 대리인 관리 번호 END6673USNP2/100559;

[0008] (5) 발명의 명칭이 초음파 및 전기수술용 장치를 위한 수술용 발생기(SURGICAL GENERATOR FOR ULTRASONIC AND ELECTROSURGICAL DEVICES)인 미국 특허 출원 제12/896,384호, 대리인 관리 번호 END6673USNP3/100560;

[0009] (6) 발명의 명칭이 초음파 및 전기수술용 장치를 위한 수술용 발생기(SURGICAL GENERATOR FOR ULTRASONIC AND ELECTROSURGICAL DEVICES)인 미국 특허 출원 제12/896,467호, 대리인 관리 번호 END6673USNP4/100562;

[0010] (7) 발명의 명칭이 초음파 및 전기수술용 장치를 위한 수술용 발생기(SURGICAL GENERATOR FOR ULTRASONIC AND ELECTROSURGICAL DEVICES)인 미국 특허 출원 제12/896,451호, 대리인 관리 번호 END6673USNP5/100563; 및

[0011] (8) 발명의 명칭이 초음파 및 전기수술용 장치를 위한 수술용 발생기(SURGICAL GENERATOR FOR ULTRASONIC AND

ELECTROSURGICAL DEVICES)인 미국 특허 출원 제12/896,470호, 대리인 관리 번호 END6673USNP6/100564.

**배경 기술**

- [0012] 다양한 실시예는 개복 또는 최소 침습적 수술 환경에서 사용하기 위한, 수술용 장치 및 수술용 장치에 에너지를 공급하기 위한 발생기(generator)에 관한 것이다.
- [0013] 초음파 스칼펠(ultrasonic scalpel)과 같은 초음파 수술용 장치는 그들 고유의 성능 특성들로 인해 수술적 시술에서 점점 더 확대되는 응용들을 발견하고 있다. 특정 장치 구성들 및 동작 파라미터들에 따라, 초음파 수술용 장치는 실질적으로 동시에 조직의 절개 및 응고에 의한 항상성(homeostasis)을 제공할 수 있어서, 환자의 외상을 바람직하게 최소화한다. 초음파 수술용 장치는 초음파 트랜스듀서(ultrasonic transducer)를 포함하는 핸드피스(handpiece), 및 조직을 절단하고 봉합하도록 원위에 장착된 단부 작동기(end effector)(예컨대, 블레이드 팁(blade tip))을 갖는, 초음파 트랜스듀서에 커플링되는 기구를 포함할 수 있다. 일부 경우에, 기구는 핸드피스에 영구적으로 부착될 수 있다. 다른 경우에, 기구는 일회용 기구 또는 상이한 핸드피스들 간에 상호교환 가능한 기구의 경우에서와 같이, 핸드피스로부터 탈착가능할 수 있다. 단부 작동기는 절단 및 봉합 작용을 실현하기 위해 단부 작동기와 접촉하게 되는 조직으로 초음파 에너지를 전달한다. 이러한 특성의 초음파 수술용 장치는 개복 수술용 용도, 복강경 또는 내시경 수술적 시술 - 로봇 보조식 시술을 포함함 - 을 위해 구성될 수 있다.
- [0014] 초음파 에너지는 전기수술적 시술에 사용되는 온도보다 낮은 온도를 사용하여 조직을 절단 및 응고시키며, 핸드피스와 통신하는 초음파 발생기에 의해 단부 작동기로 전달될 수 있다. 고 주파수(예컨대, 55,500 회/초)에서 진동함으로써, 초음파 블레이드는 점착성 응고물(sticky coagulum)을 형성하도록 조직 내의 단백질을 변성시킨다. 블레이드 표면에 의해 조직에 가해진 압력은 혈관을 허탈시키고(collpase), 응고물이 지혈 봉합부(haemostatic seal)를 형성하게 한다. 외과의는 단부 작동기에 의해 조직에 가해지는 힘, 힘이 가해지는 시간 및 단부 작동기의 선택된 진폭 레벨에 의해 절단 속도 및 응고를 제어할 수 있다.
- [0015] 초음파 트랜스듀서는 정적 용량(static capacitance)을 갖는 제1 분로(branch) 및 공진기의 전기기계적 특성들을 정의하는 직렬로 접속된 인덕턴스(inductance), 저항 및 용량을 갖는 제2 "운동" 분로(motional branch)를 포함하는 등가 회로로서 모델링될 수 있다. 공지된 초음파 발생기는 발생기의 구동 신호 전류의 실질적으로 전부가 운동 분로 내로 흐르도록 공진 주파수에서 정적 용량을 튜닝 아웃(tuning out)하기 위한 튜닝 인덕터(tuning inductor)를 포함할 수 있다. 따라서, 튜닝 인덕터를 사용함으로써, 발생기의 구동 신호 전류는 운동 분로 전류를 나타내며, 따라서 발생기는 그의 구동 신호를 제어하여 초음파 트랜스듀서의 공진 주파수를 유지할 수 있다. 튜닝 인덕터는 또한 초음파 트랜스듀서의 위상 임피던스 플롯(phase impedance plot)을 변형시켜 발생기의 주파수 락(frequency lock) 능력을 개선할 수 있다. 그러나, 튜닝 인덕터는 동작 공진 주파수에서 초음파 트랜스듀서의 특정 정적 용량과 정합되어야 한다. 달리 말하면, 상이한 정적 용량을 갖는 상이한 초음파 트랜스듀서는 상이한 튜닝 인덕터를 필요로 한다.
- [0016] 또한, 일부 초음파 발생기 아키텍처(architecture)들에서, 발생기의 구동 신호는 임피던스 크기 및 위상 측정들을 복잡하게 하는 비대칭 고조파 왜곡(asymmetrical harmonic distortion)을 나타낸다. 예를 들어, 전류 및 전압 신호들의 고조파 왜곡으로 인해 임피던스 위상 측정들의 정확도가 감소할 수 있다.
- [0017] 더욱이, 잡음이 많은 환경에서의 전자기 간섭은 초음파 트랜스듀서의 공진 주파수에 대한 락을 유지하기 위한 발생기의 능력을 감소시켜, 무효 제어 알고리즘 입력들의 가능성을 증가시킨다.
- [0018] 조직을 치료 및/또는 파괴하기 위해 조직에 전기 에너지를 인가하기 위한 전기수술용 장치는 또한 수술적 시술에서 점점 더 확대되는 응용들을 발견하고 있다. 전기수술용 장치는 핸드피스 및 원위에 장착된 단부 작동기(예컨대, 하나 이상의 전극)를 갖는 기구를 포함할 수 있다. 단부 작동기는 전류를 조직 내에 도입하도록 조직에 맞대어져 위치될 수 있다. 전기수술용 장치는 양극(bipolar) 또는 단극(monopolar) 동작을 위해 구성될 수 있다. 양극 동작 동안, 단부 작동기의 활성 전극 및 반환 전극 각각에 의해 전류가 조직 내에 도입되고 조직으로부터 반환된다. 단극 동작 동안에는, 전류가 단부 작동기의 활성 전극에 의해 조직 내에 도입되고, 환자의 신체 상에 별개로 위치된 반환 전극(예컨대, 접지 패드)을 통해 반환된다. 조직을 통한 전류 흐름에 의해 생성되는 열은 조직 내에 및/또는 조직들 사이에 지혈 봉합부를 형성할 수 있으며, 따라서 예를 들어 혈관을 봉합하는 데 특히 유용할 수 있다. 전기수술용 장치의 단부 작동기는 또한 조직을 절개하도록 조직 및 전극들에 대해 이동가능한 절단 부재를 포함할 수 있다.
- [0019] 전기수술용 장치에 의해 인가되는 전기 에너지는 핸드피스와 통신하는 발생기에 의해 기구로 전달될 수 있다.

전기 에너지는 무선 주파수(radio frequency, "RF") 에너지의 형태일 수 있다. RF 에너지는 300 kHz 내지 1 MHz의 주파수 범위 내일 수 있는 전기 에너지의 형태이다. 그의 동작 동안, 전기수술용 장치는 조직을 통해 저 주파수 RF 에너지를 전달할 수 있고, 이는 이온성 진동(ionic agitation) 또는 마찰, 사실상 저항성 가열을 일으켜서, 조직의 온도를 증가시킨다. 뚜렷한 경계가 영향받은 조직과 주변 조직 사이에 생성될 수 있기 때문에, 외과의는 비-타겟 인접 조직을 희생시키지 않고서 높은 정밀도 및 제어 레벨로 동작시킬 수 있다. RF 에너지의 낮은 동작 온도는 연조직을 제거, 수축 또는 스컬프팅(sculpting)함과 동시에 혈관을 봉합하는 데 유용할 수 있다. RF 에너지는 주로 콜라겐으로 구성되고 열과 접촉될 때 수축하는 결합 조직(connective tissue)에 대해 특히 잘 작용할 수 있다.

[0020] 그들 고유의 구동 신호, 감지 및 피드백 요구로 인해, 초음파 및 전기수술용 장치는 일반적으로 상이한 발생기들을 필요로 하였다. 또한, 기구가 일회용이거나 핸드피스와 상호교환가능한 경우, 초음파 및 전기수술용 발생기는 사용되는 특정한 기구 구성을 인식하고 그에 따라 제어 및 진단 프로세스를 최적화하는 그들의 능력 면에서 제한된다. 더욱이, 특히 보다 높은 전압들 및 주파수들이 사용되는 경우에 발생기의 비-절연 회로와 환자-절연 회로 사이의 용량 커플링이 허용가능하지 않은 누설 전류 레벨에 대한 환자의 노출을 초래할 수 있다.

**발명의 내용**

[0021] 구동 신호를 수술용 장치에 전달하기 위한 발생기의 다양한 실시예가 개시된다. 일 실시예에서, 발생기는 시간-가변 구동 신호 파형을 수신하기 위한 전력 증폭기(power amplifier)를 포함할 수 있다. 구동 신호 파형은 복수의 구동 신호 파형 샘플 중 적어도 일부의 디지털-아날로그 변환에 의해 생성될 수 있다. 전력 증폭기의 출력은 구동 신호를 생성하기 위한 것일 수 있다. 구동 신호는 초음파 수술용 장치에 전달될 제1 구동 신호 및 전기수술용 장치에 전달될 제2 구동 신호 중 하나를 포함할 수 있다. 발생기는 또한 구동 신호가 수술용 장치로 전달될 때 구동 신호의 전류 및 전압의 샘플들을 생성하기 위한 샘플링 회로를 포함할 수 있다. 샘플들의 생성은 구동 신호 파형 샘플들의 디지털-아날로그 변환과 동기화될 수 있어서, 구동 신호 파형 샘플의 각각의 디지털-아날로그 변환에 대해, 샘플링 회로가 전류 및 전압 샘플들의 대응 세트를 생성한다. 발생기는 또한 적어도 하나의 장치를 포함할 수 있으며, 적어도 하나의 장치는 각각의 구동 신호 파형 샘플 및 전류 및 전압 샘플들의 대응 세트에 대해 전류 및 전압 샘플들을 적어도 하나의 장치의 메모리에 저장하여, 저장된 샘플들을 구동 신호 파형 샘플과 연관시키도록 프로그래밍된다. 적어도 하나의 장치는 또한, 구동 신호가 제1 구동 신호를 포함할 때, 저장된 전류 및 전압 샘플들에 기초하여 초음파 수술용 장치의 운동 분로 전류 샘플을 결정하고, 운동 분로 전류 샘플과, 타겟 파형을 정의하는 복수의 타겟 샘플로부터 구동 신호 파형 샘플에 기초하여 선택된 타겟 샘플을 비교하고, 타겟 샘플과 운동 분로 전류 샘플 사이의 진폭 에러를 결정하고, 구동 신호 파형 샘플을 수정하여, 타겟 샘플과 수정된 구동 신호 파형 샘플과 연관된 전류 및 전압 샘플들에 기초하는 후속 운동 분로 전류 샘플 사이에 결정되는 진폭 에러가 감소되도록 프로그래밍될 수 있다.

[0022] 일 실시예에서, 발생기는 메모리, 및 구동 신호를 합성하는 데 사용되는 복수의 구동 신호 파형 샘플 각각에 대해 구동 신호의 전류 및 전압 샘플들의 대응 세트를 수신하기 위해 메모리에 커플링되는 장치를 포함할 수 있다. 각각의 구동 신호 파형 샘플 및 전류 및 전압 샘플들의 대응 세트에 대해, 장치는 샘플들을 장치의 메모리에 저장하여, 저장된 샘플들과 구동 신호 파형 샘플을 연관시킬 수 있다. 또한, 각각의 구동 신호 파형 샘플 및 전류 및 전압 샘플들의 대응 세트에 대해, 장치는 구동 신호가 초음파 수술용 장치로 전달될 제1 구동 신호를 포함할 때, 저장된 샘플들에 기초하여 초음파 수술용 장치의 운동 분로 전류 샘플을 결정하고, 운동 분로 전류 샘플과, 타겟 파형을 정의하는 복수의 타겟 샘플로부터 구동 신호 파형 샘플에 기초하여 선택된 타겟 샘플을 비교하고, 타겟 샘플과 운동 분로 전류 샘플 사이의 진폭 에러를 결정하고, 구동 신호 파형 샘플을 수정하여, 타겟 샘플과 수정된 구동 신호 파형 샘플과 연관된 전류 및 전압 샘플들에 기초하는 후속 운동 분로 전류 샘플 사이에 결정되는 진폭 에러가 감소되게 할 수 있다.

[0023] 트랜스듀서 구동 신호의 복수의 주파수에 걸쳐 초음파 수술용 장치의 초음파 트랜스듀서 내의 운동 분로 전류를 결정하기 위한 방법의 실시예가 또한 개시된다. 일 실시예에서, 방법은 트랜스듀서 구동 신호의 복수의 주파수 각각에서, 트랜스듀서 구동 신호의 전류 및 전압을 오버샘플링(oversampling)하는 단계, 프로세서에 의해 전류 및 전압 샘플들을 수신하는 단계, 및 프로세서에 의해 전류 및 전압 샘플들, 초음파 트랜스듀서의 정적 용량 및 트랜스듀서 구동 신호의 주파수에 기초하여 운동 분로 전류를 결정하는 단계를 포함할 수 있다.

[0024] 수술용 장치의 초음파 트랜스듀서 내의 운동 분로 전류의 파형 형상을 제어하기 위한 방법의 실시예가 또한 개시된다. 일 실시예에서, 방법은 직접 디지털 합성(direct digital synthesis, DDS) 알고리즘을 사용하여 탐색 표(look-up table, LUT)에 저장된 구동 신호 파형 샘플들을 선택적으로 회수함으로써 트랜스듀서 구동 신호를

생성하는 단계, 트랜스듀서 구동 신호가 수술용 장치로 전달될 때 트랜스듀서 구동 신호의 전류 및 전압의 샘플들을 생성하는 단계, 전류 및 전압 샘플들, 초음파 트랜스듀서의 정적 용량 및 트랜스듀서 구동 신호의 주파수에 기초하여 운동 분로 전류의 샘플들을 결정하는 단계, 운동 분로 전류의 각각의 샘플과 타겟 파형의 각각의 타겟 샘플을 비교하여 에러 진폭을 결정하는 단계, 및 LUT에 저장된 구동 신호 파형 샘플들을 수정하여, 운동 분로 전류의 후속 샘플들과 각각의 타겟 샘플들 사이의 진폭 에러가 감소되게 하는 단계를 포함할 수 있다.

[0025] 다양한 실시예에 따르면, 구동 신호를 수술용 장치에 제공하기 위한 수술용 발생기는 제1 변압기(transformer) 및 제2 변압기를 포함할 수 있다. 제1 변압기는 제1 주 권선 및 제1 보조 권선을 포함할 수 있다. 제2 변압기는 제2 주 권선 및 제2 보조 권선을 포함할 수 있다. 수술용 발생기는 구동 신호를 생성하기 위한 발생기 회로를 추가로 포함할 수 있다. 발생기 회로는 제1 주 권선에 전기적으로 커플링되어, 제1 주 권선 양단에 구동 신호를 제공할 수 있다. 수술용 발생기는 또한 발생기 회로로부터 전기적으로 절연된 환자측 회로를 포함할 수 있다. 환자측 회로는 제1 보조 권선에 전기적으로 커플링될 수 있다. 또한, 환자측 회로는 구동 신호를 수술용 장치에 제공하기 위한 제1 출력 라인 및 제2 출력 라인을 포함할 수 있다. 또한, 수술용 발생기는 커패시터(capacitor)를 포함할 수 있다. 커패시터 및 제2 보조 권선은 제1 출력 라인과 접지 사이에 직렬로 전기적으로 커플링될 수 있다.

[0026] 또한, 다양한 실시예에 따르면, 구동 신호를 수술용 장치에 제공하기 위한 수술용 발생기는 제1 변압기, 환자측 회로 및 커패시터를 포함할 수 있다. 제1 변압기는 주 권선, 제1 보조 권선 및 제2 보조 권선을 포함할 수 있다. 주 권선에 대한 제1 보조 권선의 극성은 제2 보조 권선의 극성과 반대일 수 있다. 발생기 회로는 구동 신호를 생성할 수 있으며, 제1 주 권선에 전기적으로 커플링되어, 제1 주 권선 양단에 구동 신호를 제공할 수 있다. 환자측 회로는 발생기 회로로부터 전기적으로 절연될 수 있으며, 제1 보조 권선에 전기적으로 커플링될 수 있다. 또한, 환자측 회로는 구동 신호를 수술용 장치에 제공하기 위한 제1 출력 라인 및 제2 출력 라인을 포함할 수 있다. 커패시터 및 제2 보조 권선은 제1 출력 라인과 접지 사이에 직렬로 전기적으로 커플링될 수 있다.

[0027] 또한, 다양한 실시예에 따르면, 구동 신호를 수술용 장치에 제공하기 위한 수술용 발생기는 제1 변압기, 발생기 회로, 환자측 회로 및 커패시터를 포함할 수 있다. 제1 변압기는 주 권선 및 보조 권선을 포함할 수 있다. 발생기 회로는 구동 신호를 생성할 수 있으며, 제1 주 권선에 전기적으로 커플링되어, 제1 주 권선 양단에 구동 신호를 제공할 수 있다. 환자측 회로는 발생기 회로로부터 전기적으로 절연될 수 있으며, 보조 권선에 전기적으로 커플링될 수 있다. 또한, 환자측 회로는 구동 신호를 수술용 장치에 제공하기 위한 제1 출력 라인 및 제2 출력 라인을 포함할 수 있다. 커패시터는 주 권선에 그리고 제1 출력 라인에 전기적으로 커플링될 수 있다.

[0028] 다양한 실시예에 따르면, 구동 신호를 수술용 장치에 제공하기 위한 수술용 발생기는 제1 변압기, 발생기 회로, 환자측 회로는 물론, 제1, 제2 및 제3 커패시터를 포함할 수 있다. 제1 변압기는 주 권선 및 보조 권선을 포함할 수 있다. 발생기 회로는 구동 신호를 생성할 수 있으며, 제1 주 권선에 전기적으로 커플링되어, 제1 주 권선 양단에 구동 신호를 제공할 수 있다. 환자측 회로는 발생기 회로로부터 전기적으로 절연될 수 있으며, 보조 권선에 전기적으로 커플링될 수 있다. 또한, 환자측 회로는 구동 신호를 수술용 장치에 제공하기 위한 제1 출력 라인 및 제2 출력 라인을 포함할 수 있다. 제1 커패시터의 제1 전극은 주 권선에 전기적으로 커플링될 수 있다. 제2 커패시터의 제1 전극은 제1 출력 라인에 전기적으로 커플링될 수 있고, 제2 커패시터의 제2 전극은 제1 커패시터의 제2 전극에 전기적으로 커플링될 수 있다. 제3 커패시터의 제1 전극은 제1 커패시터의 제2 전극 및 제2 커패시터의 제2 전극에 전기적으로 커플링될 수 있다. 제3 커패시터의 제2 전극은 접지에 전기적으로 커플링될 수 있다.

[0029] 수술용 장치 제어 회로들의 다양한 실시예가 또한 개시된다. 일 실시예에서, 제어 회로는 적어도 하나의 제1 스위치를 포함하는 제1 회로부를 포함할 수 있다. 제1 회로부는 도체 쌍을 통해 수술용 발생기와 통신할 수 있다. 제어 회로는 또한 데이터 회로 요소를 포함하는 제2 회로부를 포함할 수 있다. 데이터 회로 요소는 수술용 장치의 기구 내에 배치되어 데이터를 전송 또는 수신할 수 있다. 데이터 회로 요소는 도체 쌍 중 적어도 하나의 도체를 통해 수술용 발생기와의 데이터 통신을 구현할 수 있다.

[0030] 일 실시예에서, 제어 회로는 적어도 하나의 제1 스위치를 포함하는 제1 회로부를 포함할 수 있다. 제1 회로부는 도체 쌍을 통해 수술용 발생기와 통신할 수 있다. 제어 회로는 또한 데이터 회로 요소를 포함하는 제2 회로부를 포함할 수 있다. 데이터 회로 요소는 수술용 장치의 기구 내에 배치되어 데이터를 전송 또는 수신할 수 있다. 데이터 회로 요소는 도체 쌍 중 적어도 하나의 도체를 통해 수술용 발생기와의 데이터 통신을 구현할 수 있다. 제1 회로부는 제1 주파수 대역에서 수술용 발생기로부터 전송되는 제1 질의 신호(interrogation signal)를 수신할 수 있다. 데이터 회로 요소는 제2 주파수 대역에서 전송되는 진폭 변조 통신 프로토콜(amplitude-

modulated communication protocol)을 사용하여 수술용 발생기와 통신할 수 있다. 제2 주파수 대역은 제1 주파수 대역보다 높을 수 있다.

[0031] 일 실시예에서, 제어 회로는 적어도 하나의 제1 스위치를 포함하는 제1 회로부를 포함할 수 있다. 제1 회로부는 도체 쌍을 통해 수술용 발생기로부터 전송되는 제1 질의 신호를 수신할 수 있다. 제어 회로는 또한 장치의 기구 내에 배치된 저항 요소 및 유도 요소 중 적어도 하나를 포함하는 제2 회로부를 포함할 수 있다. 제2 회로부는 도체 쌍을 통해 수술용 발생기로부터 전송되는 제2 질의 신호를 수신할 수 있다. 제2 회로부는 제1 회로부로부터 주파수-대역 분리될 수 있다. 제1 회로부를 통해 수신될 때, 제1 질의 신호의 특성은 적어도 하나의 제1 스위치의 상태를 나타낼 수 있다. 제2 회로부를 통해 수신될 때, 제2 질의 신호의 특성은 장치의 기구를 고유하게 식별할 수 있다.

[0032] 일 실시예에서, 제어 회로는 제1 스위치 네트워크 및 제2 스위치 네트워크를 포함하는 제1 회로부를 포함할 수 있다. 제1 스위치 네트워크는 적어도 하나의 제1 스위치를 포함할 수 있고, 제2 스위치 네트워크는 적어도 하나의 제2 스위치를 포함할 수 있다. 제1 회로부는 도체 쌍을 통해 수술용 발생기와 통신할 수 있다. 제어 회로는 또한 데이터 회로 요소를 포함하는 제2 회로부를 포함할 수 있다. 데이터 회로 요소는 수술용 장치의 기구 내에 배치될 수 있고, 데이터를 전송 또는 수신할 수 있다. 데이터 회로 요소는 도체 쌍 중 적어도 하나의 도체를 통해 수술용 발생기와 데이터 통신할 수 있다.

[0033] 다양한 실시예에 따르면, 구동 신호를 수술용 장치에 제공하기 위한 수술용 발생기는 개구를 갖는 수술용 발생기 본체를 포함할 수 있다. 수술용 발생기는 또한 개구 내에 위치한 리셉터클 조립체(receptacle assembly)를 포함할 수 있다. 리셉터클 조립체는 리셉터클 본체, 및 내부 벽 및 외부 벽을 갖는 플랜지(flange)를 포함할 수 있다. 내부 벽은 적어도 하나의 곡선형 섹션 및 적어도 하나의 직선형 섹션으로 구성될 수 있다. 내부 벽은 공동을 한정할 수 있다. 중앙 돌출 부분이 공동 내에 위치될 수 있으며, 복수의 소켓(socket) 및 자석을 포함할 수 있다. 중앙 돌출 부분의 외부 주변부가 적어도 하나의 곡선형 섹션 및 적어도 하나의 직선형 섹션을 포함할 수 있다.

[0034] 다양한 실시예에 따르면, 수술용 기구는 전기 커넥터 조립체를 포함할 수 있다. 전기 커넥터 조립체는 중앙 공동을 한정하는 플랜지 및 중앙 공동 내로 연장하는 자기적으로 양립가능한 핀(magnetically compatible pin)을 포함할 수 있다. 전기 커넥터 조립체는 회로 기관 및 회로 기관에 커플링되는 복수의 전기 전도성 핀을 포함할 수 있다. 복수의 전기 전도성 핀의 각각은 중앙 공동 내로 연장할 수 있다. 전기 커넥터 조립체는 변형 완화 부재(strain relief member) 및 부트(boot)를 추가로 포함할 수 있다.

[0035] 다양한 실시예에 따르면, 수술용 기구 시스템은 리셉터클 조립체를 포함하는 수술용 발생기를 포함할 수 있다. 리셉터클 조립체는 적어도 하나의 곡선형 섹션 및 적어도 하나의 직선형 부분을 포함할 수 있다. 수술용 기구 시스템은 커넥터 조립체를 포함하는 수술용 기구, 및 리셉터클 조립체 및 커넥터 조립체에 동작식으로 커플링되는 어댑터 조립체를 포함할 수 있다. 어댑터 조립체는 리셉터클 조립체와 접촉하는 원위 부분(distal portion)을 포함할 수 있다. 원위 부분은 플랜지를 포함할 수 있으며, 이때 플랜지는 적어도 하나의 곡선형 섹션 및 적어도 하나의 직선형 부분을 갖는다. 어댑터 조립체는 커넥터 조립체와 접촉하는 근위 부분(proximal portion)을 포함할 수 있다. 근위 부분은 커넥터 조립체의 적어도 일부분을 수용하도록 치수설정되는 공동을 한정할 수 있다. 어댑터 조립체는 회로 기관을 추가로 포함할 수 있다.

[0036] 다양한 실시예에 따르면, 다양한 수술적 목적을 달성하기 위한 방법들이 (예컨대, 수술용 기구와 함께) 사용될 수 있다. 예를 들어, 제1 전극 및 제2 전극을 통해 조직에 제공되는 전력을 제어하기 위한 방법은 제1 전극 및 제2 전극을 통해 조직에 구동 신호를 제공하는 단계 및 제1 전력 곡선(power curve)에 따라 감지된 조직 임피던스에 기초하여 구동 신호를 통해 조직에 제공되는 전력을 변조하는 단계를 포함할 수 있다. 제1 전력 곡선은 복수의 잠재적인 감지된 조직 임피던스 각각에 대해 제1 대응 전력을 정의할 수 있다. 방법은 또한 제1 전극 및 제2 전극을 통해 조직에 제공되는 총 에너지를 모니터링하는 단계를 포함할 수 있다. 총 에너지가 제1 에너지 임계치에 도달할 때, 방법은 조직의 임피던스가 제1 임피던스 임계치에 도달하였는지를 결정하는 단계를 포함할 수 있다. 방법은 조직의 임피던스가 제1 임피던스 임계치에 도달하지 않은 경우에, 제2 전력 곡선에 따라 감지된 조직 임피던스에 기초하여 구동 신호를 통해 조직에 제공되는 전력을 변조하는 단계를 추가로 포함할 수 있다. 제2 전력 곡선은 복수의 잠재적인 감지된 조직 임피던스 각각에 대해 제2 대응 전력을 정의할 수 있다.

[0037] 다양한 실시예에 따르면, 제1 전극 및 제2 전극을 통해 조직에 제공되는 전력을 제어하기 위한 방법은 제1 전극 및 제2 전극을 통해 조직에 구동 신호를 제공하는 단계 및 조직에 제공될 전력을 결정하는 단계를 포함할 수 있다. 결정하는 단계는 감지된 조직 임피던스의 지시를 수신하는 단계; 전력 곡선에 따라 감지된 조직 임피던스

에 대한 제1 대응 전력을 결정하는 단계; 및 대응 전력에 승수를 곱하는 단계를 포함할 수 있다. 전력 곡선은 복수의 잠재적인 감지된 조직 임피던스 각각에 대한 대응 전력을 정의할 수 있다. 방법은 결정된 전력을 조직에 제공하기 위해 구동 신호를 변조하는 단계, 및 조직의 임피던스가 제1 임피던스 임계치에 도달하지 않은 경우에 조직에 제공되는 총 에너지의 함수로서 승수를 증가시키는 단계를 추가로 포함할 수 있다.

[0038] 다양한 실시예에 따르면, 제1 전극 및 제2 전극을 통해 조직에 제공되는 전력을 제어하기 위한 방법은 제1 전극 및 제2 전극들을 통해 조직에 구동 신호를 제공하는 단계 및 조직에 제공될 전력을 결정하는 단계를 포함할 수 있다. 결정하는 단계는 감지된 조직 임피던스의 지시를 수신하는 단계; 전력 곡선에 따라 감지된 조직 임피던스에 대한 제1 대응 전력을 결정하는 단계; 및 대응 전력에 제1 승수를 곱하여, 결정된 전력을 찾는 단계를 포함할 수 있다. 전력 곡선은 복수의 잠재적인 감지된 조직 임피던스 각각에 대한 대응 전력을 정의할 수 있다. 방법은 결정된 전력을 조직에 제공하기 위해 구동 신호를 변조하는 단계, 및 제1 전극 및 제2 전극을 통해 조직에 제공되는 총 에너지를 모니터링하는 단계를 추가로 포함할 수 있다. 또한, 방법은 총 에너지가 제1 에너지 임계치에 도달할 때 조직의 임피던스가 제1 임피던스 임계치에 도달하였는지를 결정하는 단계, 및 조직의 임피던스가 제1 임피던스 임계치에 도달하지 않은 경우에 제1 승수를 제1 양만큼 증가시키는 단계를 포함할 수 있다.

[0039] 다양한 실시예에서, 수술용 장치를 통해 조직에 제공되는 전력을 제어하기 위한 방법은 구동 신호를 수술용 장치에 제공하는 단계; 조직의 임피던스의 지시를 수신하는 단계; 조직의 임피던스의 증가율을 계산하는 단계; 및 임피던스의 증가율을 사전결정된 상수 이상으로 유지하도록 구동 신호를 변조하는 단계를 포함할 수 있다.

[0040] 다양한 실시예에 따르면, 수술용 장치를 통해 조직에 제공되는 전력을 제어하기 위한 방법은 구동 신호를 제공하는 단계를 포함할 수 있다. 구동 신호의 전력은 수술용 장치를 통해 조직에 제공되는 전력에 비례할 수 있다. 방법은 또한 조직의 임피던스의 지시들을 주기적으로 수신하는 단계 및 조직에 제1 복합 전력 곡선을 적용하는 단계를 포함할 수 있다. 조직에 제1 복합 전력 곡선을 적용하는 단계는 구동 신호 상에 제1의 사전결정된 수의 제1 복합 전력 곡선 펄스들을 변조하는 단계; 및 제1 복합 전력 곡선 펄스들 각각에 대해 조직의 임피던스의 제1 함수에 따라 펄스 전력 및 펄스 폭을 결정하는 단계를 포함할 수 있다. 방법은 또한 조직에 제2 복합 전력 곡선을 적용하는 단계를 포함할 수 있다. 조직에 제2 복합 전력 곡선을 적용하는 단계는 구동 신호 상에 적어도 하나의 제2 복합 전력 곡선 펄스를 변조하는 단계; 및 적어도 하나의 제2 복합 전력 곡선 펄스들 각각에 대해 조직의 임피던스의 제2 함수에 따라 펄스 전력 및 펄스 폭을 결정하는 단계를 포함할 수 있다.

**도면의 간단한 설명**

[0041] 다양한 실시예의 신규한 특징은 특히 첨부된 특허청구범위에 기재된다. 그러나, 설명된 실시예는 동작의 방법 및 조직화 둘 모두에 관하여, 첨부 도면과 관련하여 취해진 하기의 설명을 참조함으로써 가장 잘 이해될 수 있다.

<도 1>

도 1은 발생기 및 그와 함께 사용가능한 다양한 수술용 기구를 포함하는 수술용 시스템의 일 실시예를 예시하는 도면.

<도 2>

도 2는 절개 및/또는 봉합을 위해 사용될 수 있는 예시의 초음파 장치의 일 실시예를 예시하는 도면.

<도 3>

도 3은 도 2의 예시의 초음파 장치의 단부 작동기의 일 실시예를 예시하는 도면.

<도 4>

도 4는 절개 및 봉합을 위해 또한 사용될 수 있는 예시의 전기수술용 장치의 일 실시예를 예시하는 도면.

<도 5, 도 6 및 도 7>

도 5, 도 6 및 도 7은 도 4에 도시된 단부 작동기의 일 실시예를 예시하는 도면.

<도 8>

도 8은 도 1의 수술용 시스템의 다이어그램.

<도 9>

도 9는 일 실시예의 운동 분로 전류를 예시하는 모델.

<도 10>

도 10은 일 실시예의 발생기 아키텍처의 구조도.

<도 11a 내지 도 11c>

도 11a 내지 도 11c는 일 실시예의 발생기 아키텍처의 기능도.

<도 12>

도 12는 일 실시예에서 입력 장치들을 모니터링하고 출력 장치들을 제어하기 위한 제어기를 예시하는 도면.

<도 13>

도 13은 발생기의 일 실시예의 구조적 및 기능적 태양을 예시하는 도면.

<도 14 내지 도 32 및 도 33a 내지 도 33c>

도 14 내지 도 32 및 도 33a 내지 도 33c는 제어 회로의 실시예를 예시하는 도면.

<도 33d 내지 도 33i>

도 33d 내지 도 33i는 다양한 발생기와 다양한 수술용 기구를 연결하기 위한 케이블링 및 어댑터 구성의 실시예를 예시하는 도면.

<도 34>

도 34는 누설 전류의 능동적인 제거를 위한 회로(300)의 일 실시예를 예시하는 도면.

<도 35>

도 35는 누설 전류의 능동적인 제거를 제공하도록 도 1의 발생기에 의해 구현될 수 있는 회로의 일 실시예를 예시하는 도면.

<도 36>

도 36은 누설 전류의 능동적인 제거를 제공하도록 도 1의 발생기에 의해 구현될 수 있는 회로의 대안적인 실시예를 예시하는 도면.

<도 37>

도 37은 누설 전류의 능동적인 제거를 제공하도록 도 1의 발생기에 의해 구현될 수 있는 회로의 대안적인 실시예를 예시하는 도면.

<도 38>

도 38은 누설 전류의 능동적인 제거를 제공하도록 도 1의 발생기에 의해 구현될 수 있는 회로의 또 다른 실시예를 예시하는 도면.

<도 39>

도 39는 누설 전류의 제거를 제공하도록 도 1의 발생기에 의해 구현될 수 있는 회로의 실시예를 예시하는 도면.

<도 40>

도 40은 누설 전류의 제거를 제공하도록 도 1의 발생기에 의해 구현될 수 있는 회로의 다른 실시예를 예시하는 도면.

<도 41>

도 41은 일 실시예의 리셉터클 및 커넥터 인터페이스를 예시하는 도면.

<도 42>

도 42는 일 실시예의 리셉터클 조립체의 분해 측면도.

<도 43>

도 43은 일 실시예의 커넥터 조립체의 분해 측면도.

<도 44>

도 44는 도 41에 도시된 리셉터클 조립체의 사시도.

<도 45>

도 45는 일 실시예의 리셉터클 조립체의 분해 사시도.

<도 46>

도 46은 일 실시예의 리셉터클 조립체의 정면도.

<도 47>

도 47은 일 실시예의 리셉터클 조립체의 측면도.

<도 48>

도 48은 일 실시예의 소켓의 확대도.

<도 49>

도 49는 일 실시예의 커넥터 조립체의 사시도.

<도 50>

도 50은 일 실시예의 커넥터 조립체의 분해 사시도.

<도 51>

도 51은 일 실시예의 커넥터 본체의 측면도.

<도 52>

도 52는 일 실시예의 커넥터 본체의 원위 단부의 사시도.

<도 53>

도 53은 일 실시예의 커넥터 본체의 근위 단부의 사시도.

<도 54>

도 54는 일 실시예의 철 핀(ferrous pin)을 예시하는 도면.

<도 55>

도 55는 일 실시예의 전기 전도성 핀 및 회로 기판을 예시하는 도면.

<도 56>

도 56은 일 실시예의 변형 완화 부재를 예시하는 도면.

<도 57>

도 57은 일 실시예의 부트를 예시하는 도면.

<도 58>

도 58은 다양한 비제한적인 실시예에 따른 2개의 어댑터 조립체를 예시하는 도면.

<도 59>

도 59는 일 실시예의 수술용 발생기를 예시하는 도면.

<도 60>

도 60은 일 실시예에서 어댑터 조립체에 연결된 커넥터 조립체를 예시하는 도면.

<도 61>

도 61은 일 실시예에서 수술용 발생기의 리셉터클 조립체 내로 삽입된 어댑터 조립체를 예시하는 도면.

<도 62>

도 62는 일 실시예에서 어댑터 조립체에 연결된 커넥터 조립체를 예시하는 도면.

<도 63>

도 63은 일 실시예의 발생기의 배면 패널의 사시도.

<도 64>

도 64는 일 실시예의 발생기의 배면 패널을 예시하는 도면.

<도 65 및 도 66>

도 65 및 도 66은 일 실시예의 발생기의 배면 패널의 상이한 부분들을 예시하는 도면.

<도 67>

도 67은 일 실시예에서 발생기를 제어하기 위한 신경망(neural network)을 예시하는 도면.

<도 68>

도 68은 일 실시예에서 발생기에 의해 제어되는 수술용 기구에 의해 출력되는 추정된 온도 대 측정된 온도를 예시하는 도면.

<도 69>

도 69는 예시의 전력 곡선을 도시하는 차트의 일 실시예를 예시하는 도면.

<도 70>

도 70은 하나 이상의 전력 곡선을 조직 바이트(tissue bite)에 적용하기 위한 프로세스 흐름의 일 실시예를 예시하는 도면.

<도 71>

도 71은 도 70의 프로세스 흐름과 관련하여 사용될 수 있는 예시의 전력 곡선을 도시하는 차트의 일 실시예를 예시하는 도면.

<도 72>

도 72는 도 70의 프로세스 흐름과 관련하여 사용될 수 있는 예시의 공통적인 형상의 전력 곡선을 도시하는 차트의 일 실시예를 예시하는 도면.

<도 73a>

도 73a는 새로운 조직 바이트에 작용하도록 도 1의 발생기의 디지털 장치에 의해 수행될 수 있는 루틴의 일 실시예를 예시하는 도면.

<도 73b>

도 73b는 조직 임피던스를 모니터링하도록 도 1의 발생기의 디지털 장치에 의해 수행될 수 있는 루틴의 일 실시예를 예시하는 도면.

<도 73c>

도 73c는 하나 이상의 전력 곡선을 조직 바이트에 제공하도록 도 1의 발생기의 디지털 장치에 의해 수행될 수 있는 루틴의 일 실시예를 예시하는 도면.

<도 74>

도 74는 하나 이상의 전력 곡선을 조직 바이트에 적용하기 위한 프로세스 흐름의 일 실시예를 예시하는 도면.

<도 75>

도 75는 도 1의 발생기에 의한 복합 부하 곡선의 선택 및 적용을 기술하는 블록 다이어그램의 일 실시예를 예시하는 도면.

<도 76>

도 76은 도 1의 발생기에 의해 구현되는 바와 같은, 도 75의 알고리즘의 일 실시예를 예시하는 프로세스 흐름을 도시하는 도면.

<도 77>

도 77은 제1 복합 부하 곡선 펄스를 생성하기 위한 프로세스 흐름의 일 실시예를 예시하는 도면.

<도 78>

도 78은 도 1의 발생기에 의해, 도 76의 알고리즘의 예시의 적용을 예시하는 펄스 타이밍 다이어그램의 일 실시예를 예시하는 도면.

<도 79>

도 79는 예시의 복합 부하 곡선에 따른 구동 신호 전압, 전류 및 전력의 그래픽 표현을 예시하는 도면.

<도 80 내지 도 85>

도 80 내지 도 85는 예시의 복합 부하 곡선의 그래픽 표현을 예시하는 도면.

<도 86>

도 86은 일정한 조직 임피던스 변화율을 유지하기 위한 알고리즘의 적용을 기술하는 블록 다이어그램의 일 실시예를 예시하는 도면.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

- [0042] 수술용 장치 및 발생기의 다양한 실시예를 상세히 설명하기 전에, 예시적인 실시예는 첨부 도면 및 설명에 예시된 부분들의 구성 및 배열의 상세 사항으로 응용 또는 사용이 제한되지 않는다는 것에 유의하여야 한다. 예시적인 실시예는 다른 실시예, 변형 및 수정으로 구현되거나 그에 통합될 수 있고, 다양한 방식으로 실시되거나 수행될 수 있다. 또한, 달리 지시되지 않는 한, 본 명세서에 채용된 용어 및 표현은 독자의 편의를 위해 예시적인 실시예를 설명할 목적으로 선택되었으며, 이를 제한하는 목적을 위한 것은 아니다. 또한, 하나 이상의 하기에 설명되는 실시예, 실시예의 표현 및/또는 예는 하나 이상의 다른 하기에 설명되는 실시예, 실시예의 표현 및/또는 예와 조합될 수 있다는 것을 알 것이다.
- [0043] 다양한 실시예는 개선된 초음파 수술용 장치, 전기수술용 장치 및 이들과 함께 사용하기 위한 발생기에 관한 것이다. 초음파 수술용 장치의 실시예는 예를 들어 수술적 시술 동안 조직을 절개 및/또는 응고시키기 위해 구성될 수 있다. 전기수술용 장치의 실시예는 예를 들어 수술적 시술 동안 조직을 절개, 응고, 스케일링(scaling), 용접(welding) 및/또는 건조(desiccating)시키기 위해 구성될 수 있다.
- [0044] 발생기의 실시예는 발생기 구동 신호 전류 및 전압의 고속 아날로그-디지털 샘플링(예컨대, 주파수에 따라 약 200x 오버샘플링)을 디지털 신호 처리와 함께 이용함으로써, 공지된 발생기 아키텍처들에 비해 다수의 장점 및 이점을 제공한다. 일 실시예에서, 예를 들어, 전류 및 전압 피드백 데이터, 초음파 트랜스듀서 정적 용량의 값 및 구동 신호 주파수의 값에 기초하여, 발생기는 초음파 트랜스듀서의 운동 분로 전류를 결정할 수 있다. 이것은 가상 튜닝 시스템의 이점을 제공하며, 임의의 주파수에서 임의의 값의 정적 용량(예컨대, 도 9의  $C_0$ )으로 튜닝되거나 공진하는 시스템의 존재를 시뮬레이션한다. 따라서, 튜닝 인덕터에 대한 필요 없이 정적 용량의 효과를 튜닝 아웃함으로써 운동 분로 전류의 제어가 실현될 수 있다. 또한, 전류 및 전압 피드백 데이터를 적절하게 처리함으로써 주파수 록이 실현될 수 있으므로, 튜닝 인덕터의 제거는 발생기의 주파수 록 능력을 저하시키지 않을 수 있다.
- [0045] 발생기 구동 신호 전류 및 전압의 고속 아날로그-디지털 샘플링은 디지털 신호 처리와 함께, 또한 샘플들의 정밀한 디지털 필터링을 가능하게 할 수 있다. 예를 들어, 발생기의 실시예는 기본 구동 신호 주파수와 2-차 고조파 사이에서 롤 오프(roll off)하는 저역 통과 디지털 필터(예컨대, 유한 임펄스 응답(finite impulse

response, FIR) 필터)를 이용하여, 전류 및 전압 피드백 샘플들에서의 비대칭 고조파 왜곡 및 EMI-유도 잡음을 감소시킬 수 있다. 필터링된 전류 및 전압 피드백 샘플들은 실질적으로 기본 구동 신호 주파수를 나타내며, 따라서 기본 구동 신호 주파수에 대해 더 정확한 임피던스 위상 측정 및 공진 주파수 록을 유지하기 위한 발생기의 능력의 개선을 가능하게 한다. 임피던스 위상 측정의 정확도는 하강 에지 및 상승 에지 위상 측정들을 평균함으로써 그리고 측정된 임피던스 위상을 0° 로 조절함으로써 추가로 향상될 수 있다.

[0046] 발생기의 다양한 실시예는 또한 발생기 구동 신호 전류 및 전압의 고속 아날로그-디지털 샘플링을 디지털 신호 처리와 함께 이용하여, 실제 전력 소비 및 다른 양들을 높은 정밀도로 결정할 수 있다. 이것은 발생기로 하여금, 예를 들어 조직의 임피던스가 변화할 때 조직에 전달되는 전력의 양을 제어하고, 일정한 조직 임피던스 증가율을 유지하도록 전력 전달을 제어하는 것과 같은 다수의 유용한 알고리즘을 구현하는 것을 가능하게 할 수 있다.

[0047] 발생기의 다양한 실시예는 초음파 수술용 장치 및 전기수술용 장치 둘 모두를 구동하는 데 필요한 넓은 주파수 범위 및 증가된 출력 전력을 가질 수 있다. 전기수술용 장치의 더 낮은 전압, 더 높은 전류의 요구는 광대역 전력 변압기 상의 전용 탭에 의해 충족될 수 있으며, 따라서 별개의 전력 증폭기 및 출력 변압기에 대한 필요를 없앨 수 있다. 더욱이, 발생기의 감지 및 피드백 회로들은 최소한의 왜곡으로 초음파 및 전기수술적 응용 둘 모두에 대한 필요를 해결하는 큰 동적 범위를 지원할 수 있다.

[0048] 다양한 실시예는 발생기가 기존의 다중-도체 발생기/핸드피스 케이블들을 사용하여 핸드피스에 부착된 기구 내에 배치된 데이터 회로(예컨대, 1-와이어(wire)(등록상표) 프로토콜 EEPROM과 같은 단일-와이어 버스 장치)로부터 판독하고, 선택적으로 그에 기록하기 위한 간단하고 경제적인 수단을 제공할 수 있다. 이러한 방식으로, 발생기는 핸드피스에 부착된 기구로부터 기구-고유 데이터를 검색하고 처리할 수 있다. 이것은 발생기가 더 양호한 제어 및 개선된 진단 및 에러 검출을 제공하는 것을 가능하게 할 수 있다. 게다가, 기구에 데이터를 기록하는 발생기의 능력은 예를 들어 기구 사용을 추적하고 동작 데이터를 획득하는 것과 관련된 새로운 기능을 가능하게 한다. 더욱이, 주파수 대역의 사용은 버스 장치를 포함하는 기구들과 기존 발생기들의 역호환성을 가능하게 한다.

[0049] 개시되는 발생기의 실시예는 발생기의 비-절연 회로와 환자-절연 회로 사이의 의도하지 않은 용량 커플링에 의해 유발되는 누설 전류의 능동적인 제거를 제공한다. 환자 위험의 감소에 더하여, 누설 전류의 감소가 또한 전자기 방출을 줄일 수 있다.

[0050] 본 발명의 실시예의 이들 및 다른 이점은 하기의 설명으로부터 명백해질 것이다.

[0051] "근위" 및 "원위"라는 용어는 핸드피스를 파지하는 입상의와 관련하여 본 명세서에 사용된다는 것을 알 것이다. 따라서, 단부 작동기는 보다 근위의 핸드피스와 관련하여 원위이다. 또한, 편의 및 명확함을 위해, "상부" 및 "하부"와 같은 공간적 용어가 또한 핸드피스를 파지하는 입상의와 관련하여 본 명세서에 사용될 수 있다는 것을 알 것이다. 그러나, 수술용 장치는 많은 배향 및 위치로 사용되며, 이들 용어는 제한적이고 절대적인 것으로 의도되지 않는다.

[0052] 도 1은 수술용 장치와 함께 사용하도록 구성가능한 발생기(102)를 포함하는 수술용 시스템(100)의 일 실시예를 예시한다. 다양한 실시예에 따르면, 발생기(102)는, 예를 들어 초음파 수술용 장치(104) 및 전기수술용 또는 RF 수술용 장치(106)를 포함하는, 상이한 유형의 수술용 장치와 함께 사용하도록 구성가능할 수 있다. 도 1의 실시예에서, 발생기(102)가 수술용 장치들(104, 106)과 분리된 것으로 도시되어 있지만, 조정 실시예에서, 발생기(102)는 단일형의 수술용 시스템을 형성하도록 수술용 장치들(104, 106) 중 어느 하나와 일체로 형성될 수 있다.

[0053] 도 2는 절개 및/또는 봉합을 위해 사용될 수 있는 예시의 초음파 장치(104)의 일 실시예를 예시한다. 장치(104)는 핸드피스(116)를 포함할 수 있으며, 이는 이어서 초음파 트랜스듀서(114)를 포함할 수 있다. 트랜스듀서(114)는 예를 들어 케이블(122)(예컨대, 다중-도체 케이블)을 통해 발생기(102)와 전기 통신할 수 있다. 트랜스듀서(114)는 압전세라믹(piezoceramic) 요소, 또는 구동 신호의 전기 에너지를 기계적 진동으로 변환하는 데 적합한 다른 요소 또는 구성요소를 포함할 수 있다. 발생기(102)에 의해 활성화될 때, 초음파 트랜스듀서(114)는 종방향 진동을 일으킬 수 있다. 진동은 장치(104)의 기구 부분(124)을 통해(예컨대, 외부 시스(sheath) 내에 매립된 도파체(waveguide)를 통해) 기구 부분(124)의 단부 작동기(126)로 전달될 수 있다.

[0054] 도 3은 예시의 초음파 장치(104)의 단부 작동기(126)의 일 실시예를 예시한다. 단부 작동기(126)는 (도시 안된) 도파체를 통해 초음파 트랜스듀서(114)에 커플링될 수 있는 블레이드(151)를 포함할 수 있다. 트랜스듀

서(114)에 의해 구동될 때, 블레이드(151)는 진동할 수 있고, 조직과 접촉하게 될 때 본 명세서에 설명되는 바와 같이 조직을 절단 및/또는 응고시킬 수 있다. 다양한 실시예에 따르면, 그리고 도 3에 도시된 바와 같이, 단부 작동기(126)는 또한 단부 작동기(126)의 블레이드(151)와의 협동적인 작용을 위해 구성될 수 있는 클램프 아암(155)을 포함할 수 있다. 블레이드(151)와 함께, 클램프 아암(155)은 일 세트의 조오(jaw)(140)를 구성할 수 있다. 클램프 아암(155)은 기구 부분(124)의 샤프트(153)의 원위 단부에 피봇식으로 연결될 수 있다. 클램프 아암(155)은 테플론(TEFLON)(등록상표) 또는 다른 적합한 저-마찰 재료로부터 형성될 수 있는 클램프 아암 조직 패드(163)를 포함할 수 있다. 패드(163)는 블레이드(151)와의 협동을 위해 장착될 수 있으며, 이때 클램프 아암(155)의 피봇 운동이 클램프 패드(163)를 블레이드(151)에 실질적으로 평행한 관계로 그리고 그와 접촉하게 위치시킨다. 이러한 구성에 의해, 클램핑되는 조직 바이트(tissue bite)는 조직 패드(163)와 블레이드(151) 사이에 파지될 수 있다. 조직 패드(163)에는 블레이드(151)와의 협동 시의 조직의 파지를 향상시키기 위해 복수의 축방향으로 이격되고 근위 방향으로 연장하는 파지 치(161)를 포함하는 톱니형 구성이 제공될 수 있다. 클램프 아암(155)은 임의의 적합한 방식으로 도 3에 도시된 개방 위치로부터 폐쇄 위치(클램프 아암(155)이 블레이드(151)와 접촉하거나 그에 근접한 상태)로 전이할 수 있다. 예를 들어, 핸드피스(116)는 조오 폐쇄 트리거(trigger)(138)를 포함할 수 있다. 임상의에 의해 작동될 때, 조오 폐쇄 트리거(138)는 클램프 아암(155)을 임의의 적합한 방식으로 피봇시킬 수 있다.

[0055] 발생기(102)는 임의의 적합한 방식으로 구동 신호를 트랜스듀서(114)에 제공하도록 활성화될 수 있다. 예를 들어, 발생기(102)는 풋 스위치(foot switch) 케이블(122)(도 8)을 통해 발생기(102)에 커플링되는 풋 스위치(120)를 포함할 수 있다. 임상의가 풋 스위치(120)를 누름으로써 트랜스듀서(114), 및 그에 따라 트랜스듀서(114)와 블레이드(151)를 활성화시킬 수 있다. 풋 스위치(120)에 더하여, 또는 그 대신에, 장치(104)의 일부 실시예는 활성화될 때 발생기(102)가 트랜스듀서(114)를 활성화되게 할 수 있는, 핸드피스(116) 상에 위치한 하나 이상의 스위치를 이용할 수 있다. 일 실시예에서, 예를 들어 하나 이상의 스위치는 예를 들어 장치(104)의 동작 모드를 결정하기 위한 한 쌍의 토글 버튼(toggle button)(136a, 136b)을 포함할 수 있다. 토글 버튼(136a)이 눌러질 때, 예를 들어 초음파 발생기(102)는 최대 구동 신호를 트랜스듀서(114)에 제공할 수 있어서, 최대 초음파 에너지 출력을 생성하게 된다. 토글 버튼(136b)을 누르는 것은 초음파 발생기(102)가 사용자-선택 가능한 구동 신호를 트랜스듀서(114)에 제공하게 할 수 있어서, 최대 초음파 에너지 출력보다 낮은 출력을 생성하게 된다. 장치(104)는 추가적으로 또는 대안적으로, 예를 들어 단부 작동기(126)의 조오(140)를 동작시키기 위해 조오 폐쇄 트리거(138)의 위치를 지시하기 위한 제2 스위치를 포함할 수 있다. 또한, 일부 실시예에서, 초음파 발생기(102)는 조오 폐쇄 트리거(138)의 위치에 기초하여 활성화될 수 있다(예컨대, 임상의가 조오(140)를 폐쇄하기 위해 조오 폐쇄 트리거(138)를 누름에 따라, 초음파 에너지가 인가될 수 있음).

[0056] 추가적으로 또는 대안적으로, 하나 이상의 스위치가, 눌러질 때 발생기(102)가 펄스형 출력을 제공하게 하는 토글 버튼(136c)을 포함할 수 있다. 펄스는 예를 들어 임의의 적합한 주파수 및 그룹핑(grouping)에서 제공될 수 있다. 소정 실시예에서, 펄스의 전력 레벨은 예를 들어 토글 버튼(136a, b)(최대, 최대 미만)과 연관되는 전력 레벨일 수 있다.

[0057] 장치(104)는 토글 버튼들(136a, b, c)의 임의의 조합을 포함할 수 있다는 것을 알 것이다. 예를 들어, 장치(104)는 단지 2개의 토글 버튼, 즉 최대 초음파 에너지 출력을 생성하기 위한 토글 버튼(136a) 및 각각 최대 또는 최대 미만의 전력 레벨에서 펄스형 출력을 생성하기 위한 토글 버튼(136c)을 갖도록 구성될 수 있다. 이러한 방식으로, 발생기(102)의 구동 신호 출력 구성은 5 연속 신호 및 5 또는 4 또는 3 또는 2 또는 1 펄스형 신호일 수 있다. 소정 실시예에서, 특정 구동 신호 구성은 예를 들어 발생기(102) 및/또는 사용자 전력 레벨 선택(들)의 EEPROM 설정에 기초하여 제어될 수 있다.

[0058] 소정 실시예에서, 2-위치 스위치가 토글 버튼(136c)에 대한 대안으로서 제공될 수 있다. 예를 들어, 장치(104)는 최대 전력 레벨에서 연속적인 출력을 생성하기 위한 토글 버튼(136a) 및 2-위치 토글 버튼(136b)을 포함할 수 있다. 제1 멈춤 위치에서, 토글 버튼(136b)은 최대 전력 레벨 미만에서 연속적인 출력을 생성할 수 있으며, 제2 멈춤 위치에서, 토글 버튼(136b)은 펄스형 출력(예컨대, EEPROM 설정에 따라, 최대 또는 최대 미만의 전력 레벨에서)을 생성할 수 있다.

[0059] 일부 실시예에서, 단부 작동기(126)는 또한 한 쌍의 전극(159, 157)을 포함할 수 있다. 전극들(159, 157)은 예를 들어 케이블(122)을 통해 발생기(102)와 통신할 수 있다. 전극들(159, 157)은 예를 들어 클램프 아암(155)과 블레이드(151) 사이에 존재하는 조직 바이트의 임피던스를 측정하기 위해 사용될 수 있다. 발생기(102)는 신호(예컨대, 비-요법(non-therapeutic) 신호)를 전극들(159, 157)에 제공할 수 있다. 조직 바이트의 임피던스

는 예를 들어 신호의 전류, 전압 등을 모니터링함으로써 찾아질 수 있다.

[0060] 도 4는 절개 및 봉합을 위해 또한 사용될 수 있는 예시의 전기수술용 장치(106)의 일 실시예를 예시한다. 다양한 실시예에 따르면, 절개 및 봉합 장치(106)는 핸드피스 조립체(130), 샤프트(165) 및 단부 작동기(132)를 포함할 수 있다. 샤프트(165)는 (예컨대, 복강경 및/또는 개복 수술적 응용을 위해) 강성이거나, (예컨대, 내시경 응용을 위해) 도시된 바와 같이 가요성일 수 있다. 다양한 실시예에서, 샤프트(165)는 하나 이상의 관절 지점(articulation point)을 포함할 수 있다. 단부 작동기(132)는 제1 조오 부재(167) 및 제2 조오 부재(169)를 갖는 조오(144)를 포함할 수 있다. 제1 조오 부재(167) 및 제2 조오 부재(169)는 클레비스(clevis)(171)에 연결될 수 있고, 이는 이어서 샤프트(165)에 커플링될 수 있다. 병진 이동 부재(173)가 샤프트(165) 내에서 단부 작동기(132)로부터 핸드피스(130)로 연장할 수 있다. 핸드피스(130)에서, 샤프트(165)는 조오 폐쇄 트리거(142)(도 4)에 직접적으로 또는 간접적으로 커플링될 수 있다.

[0061] 단부 작동기(132)의 조오 부재들(167, 169)은 각각의 전극들(177, 179)을 포함할 수 있다. 전극들(177, 179)은, 단부 작동기(132)로부터 샤프트(165) 및 핸드피스(130)를 통해 그리고 최종적으로 발생기(102)로(예컨대, 다중도체 케이블(128)에 의해) 연장하는 전기 리드(lead)(187a, 187b)(도 5)를 통해 발생기(102)에 연결될 수 있다. 발생기(102)는 구동 신호를 전극들(177, 179)에 제공하여 조오 부재들(167, 169) 내에 존재하는 조직에 요법 효과를 발생시킬 수 있다. 전극들(177, 179)은 활성 전극 및 반환 전극을 포함할 수 있으며, 여기서 활성 전극 및 반환 전극은 전류가 활성 전극으로부터 반환 전극으로 조직을 통해 흐를 수 있도록 치료되는 조직에 맞대어져 또는 그에 인접하게 위치될 수 있다. 도 4에 예시된 바와 같이, 단부 작동기(132)는 조오 부재들(167, 169)이 개방 위치에 있는 상태로 도시되어 있다. 왕복 블레이드(175)가 조오 부재들(167, 169) 사이에 예시되어 있다.

[0062] 도 5, 도 6 및 도 7은 도 4에 도시된 단부 작동기(132)의 일 실시예를 예시한다. 단부 작동기(132)의 조오(144)를 폐쇄하기 위해, 임상의는 조오 폐쇄 트리거(142)가 화살표(183)를 따라 제1 위치로부터 제2 위치로 피벗되게 할 수 있다. 이것은 조오(144)가 임의의 적합한 방법에 따라 개방 및 폐쇄되게 할 수 있다. 예를 들어, 조오 폐쇄 트리거(142)의 운동은 이어서 병진 이동 부재(173)가 샤프트(165)의 보어(185) 내에서 병진 이동되게 할 수 있다. 병진 이동 부재(173)의 원위 부분이 왕복 부재(197)에 커플링될 수 있어서, 병진 이동 부재(173)의 원위 및 근위 운동이 왕복 부재의 대응하는 원위 및 근위 운동을 일으키게 된다. 왕복 부재(197)는 견부 부분들(191a, 191b)을 가질 수 있고, 한편 조오 부재들(167, 169)은 대응하는 캠 표면들(189a, 189b)을 가질 수 있다. 왕복 부재(197)가 도 6에 도시된 위치로부터 도 7에 도시된 위치로 원위로 병진 이동됨에 따라, 견부 부분들(191a, 191b)은 캠 표면들(189a, 189b)과 접촉할 수 있어서, 조오 부재들(167, 169)이 폐쇄 위치로 전이되게 한다. 또한, 다양한 실시예에서, 블레이드(175)는 왕복 부재(197)의 원위 단부에 위치될 수 있다. 왕복 부재가 도 7에 도시된 완전한 원위 위치로 연장함에 따라, 블레이드(175)는 프로세스 중에 조오 부재들(167, 169) 사이에 존재하는 임의의 조직을 통해 눌러질 수 있어서, 이를 절단한다.

[0063] 사용 시에, 임상의는 예를 들어 설명된 바와 같이 화살표(183)를 따라 조오 폐쇄 트리거(142)를 피벗시킴으로써 작용할 조직 바이트 주위로 단부 작동기(132)를 배치하여 조오(144)를 폐쇄시킬 수 있다. 조직 바이트가 조오(144) 사이에 고정되면, 임상의는 발생기(102)에 의해 그리고 전극들(177, 179)을 통해 RF 또는 다른 전기-수술용 에너지의 제공을 개시할 수 있다. RF 에너지의 제공은 임의의 적합한 방식으로 달성될 수 있다. 예를 들어, 임상의는 RF 에너지의 제공을 개시하도록 발생기(102)의 풋 스위치(120)(도 8)를 활성화시킬 수 있다. 또한, 예를 들어 핸드피스(130)는 발생기(102)가 RF 에너지의 제공을 시작하게 하도록 임상의에 의해 작동될 수 있는 하나 이상의 스위치(181)를 포함할 수 있다. 또한, 일부 실시예에서, RF 에너지는 조오 폐쇄 트리거(142)의 위치에 기초하여 제공될 수 있다. 예를 들어, 트리거(142)가 완전하게 눌러질 때(조오(144)가 폐쇄됨을 지시함), RF 에너지가 제공될 수 있다. 또한, 다양한 실시예에 따르면, 블레이드(175)는 조오(144)의 폐쇄 동안 전진될 수 있거나, 조오(144)의 폐쇄 후에(예컨대, RF 에너지가 조직에 인가된 후에) 임상의에 의해 별개로 전진될 수 있다.

[0064] 도 8은 도 1의 수술용 시스템(100)의 다이어그램이다. 다양한 실시예에서, 발생기(102)는 모듈들 및/또는 블록들과 같은 여러 개의 분리된 기능 요소들을 포함할 수 있다. 상이한 기능 요소들 또는 모듈들은 상이한 종류의 수술용 장치들(104, 106)을 구동하도록 구성될 수 있다. 예를 들어, 초음파 발생기 모듈(108)은 초음파 장치(104)와 같은 초음파 장치를 구동할 수 있다. 전기수술/RF 발생기 모듈(110)은 전기수술용 장치(106)를 구동할 수 있다. 예를 들어, 각각의 모듈들(108, 110)은 수술용 장치들(104, 106)을 구동하기 위한 각각의 구동 신호들을 생성할 수 있다. 다양한 실시예에서, 초음파 발생기 모듈(108) 및/또는 전기수술/RF 발생기 모듈(110)은 각각 발생기(102)와 일체로 형성될 수 있다. 대안적으로, 모듈들(108, 110) 중 하나 이상은 발생기(102)에 전

기적으로 커플링되는 분리된 회로 모듈로서 제공될 수 있다. (모듈들(108, 110)은 이러한 선택 사항을 예시하기 위해 가상선으로 도시되어 있다.) 또한, 일부 실시예에서, 전기수술/RF 발생기 모듈(110)은 초음파 발생기 모듈(108)과 일체로 형성될 수 있거나 그 반대일 수 있다.

- [0065] 설명되는 실시예에 따르면, 초음파 발생기 모듈(108)은 특정 전압들, 전류들 및 주파수들, 예컨대 55,500 사이클/초(Hz)의 구동 신호 또는 신호들을 생성할 수 있다. 구동 신호 또는 신호들은 초음파 장치(104)에, 구체적으로 트랜스듀서(114)에 제공될 수 있으며, 이들은 예를 들어 전술된 바와 같이 동작할 수 있다. 일 실시예에서, 발생기(102)는 높은 해상도, 정밀도 및 반복성으로 스텝핑될(steppped) 수 있는 특정 전압, 전류 및/또는 주파수 출력 신호의 구동 신호를 생성하도록 구성될 수 있다.
- [0066] 설명되는 실시예에 따르면, 전기수술/RF 발생기 모듈(110)은 양극 전기수술 응용에서 무선 주파수(RF) 에너지를 사용하여 양극 전기수술을 수행하기에 충분한 출력 전력을 갖는 구동 신호 또는 신호들을 생성할 수 있다. 구동 신호는 예를 들어 전술된 바와 같이, 예를 들어 전기수술용 장치(106)의 전극들(177, 179)에 제공될 수 있다. 따라서, 발생기(102)는 조직을 치료(예컨대, 응고, 소작, 조직 용접 등)하기에 충분한 전기 에너지를 조직에 인가함으로써 요법 목적을 위해 구성될 수 있다.
- [0067] 발생기(102)는 예를 들어 발생기(102) 콘솔(console)의 전면 패널 상에 위치한 입력 장치(145)(도 1)를 포함할 수 있다. 입력 장치(145)는 발생기(102)의 동작을 프로그래밍하는 데 적합한 신호들을 생성하는 임의의 적합한 장치를 포함할 수 있다. 동작 시에, 사용자는 입력 장치(145)를 사용하여 발생기(102)의 동작을 프로그래밍하거나 달리 제어할 수 있다. 입력 장치(145)는 발생기(102)의 동작(예컨대, 초음파 발생기 모듈(108) 및/또는 전기수술/RF 발생기 모듈(110)의 동작)을 제어하기 위해 발생기에 의해(예컨대, 발생기 내에 포함된 하나 이상의 프로세서에 의해) 사용될 수 있는 신호들을 생성하는 임의의 적합한 장치를 포함할 수 있다. 다양한 실시예에서, 입력 장치(145)는 버튼, 스위치, 썸휠(thumbwheel), 키보드, 키패드, 터치스크린 모니터, 포인팅 장치, 범용 또는 전용 컴퓨터에 대한 원격 접속 중 하나 이상을 포함한다. 다른 실시예에서, 입력 장치(145)는 예를 들어 터치스크린 모니터 상에 디스플레이되는 하나 이상의 사용자 인터페이스 스크린과 같은 적합한 사용자 인터페이스를 포함할 수 있다. 따라서, 입력 장치(145)에 의해, 사용자는 예를 들어 초음파 발생기 모듈(108) 및/또는 전기수술/RF 발생기 모듈(110)에 의해 생성되는 구동 신호 또는 신호들의 전류(I), 전압(V), 주파수(f) 및/또는 주기(T)와 같은, 발생기의 다양한 동작 파라미터들을 설정 또는 프로그래밍할 수 있다.
- [0068] 발생기(102)는 또한 예를 들어 발생기(102) 콘솔의 전면 패널 상에 위치한 출력 장치(147)(도 1)를 포함할 수 있다. 출력 장치(147)는 사용자에게 감각 피드백을 제공하기 위한 하나 이상의 장치를 포함한다. 그러한 장치는 예를 들어 시각 피드백 장치(예컨대, LCD 디스플레이 스크린, LED 지시기), 청각 피드백 장치(예컨대, 스피커, 버저) 또는 촉각 피드백 장치(예컨대, 햅틱 액추에이터(haptic actuator))를 포함할 수 있다.
- [0069] 발생기(102)의 소정 모듈들 및/또는 블록들이 예로서 설명될 수 있지만, 더 많거나 적은 수의 모듈들 및/또는 블록들이 사용될 수 있고, 여전히 실시예의 범주 내에 속한다는 것을 알 수 있다. 또한, 다양한 실시예는 설명을 용이하게 하도록 모듈들 및/또는 블록들과 관련하여 설명될 수 있지만, 그러한 모듈들 및/또는 블록들은 하나 이상의 하드웨어 구성요소, 예를 들어 프로세서, 디지털 신호 프로세서(Digital Signal Processor, DSP), 프로그래밍가능 논리 장치(Programmable Logic Device, PLD), 주문형 집적 회로(Application Specific Integrated Circuit, ASIC), 회로, 레지스터 및/또는 소프트웨어 구성요소, 예컨대 프로그램, 서브루틴, 논리 및/또는 하드웨어 및 소프트웨어 구성요소들의 조합에 의해 구현될 수 있다.
- [0070] 일 실시예에서, 초음파 발생기 구동 모듈(108) 및 전기수술/RF 구동 모듈(110)은 펌웨어, 소프트웨어, 하드웨어 또는 이들의 임의의 조합으로서 구현되는 하나 이상의 내장 애플리케이션을 포함할 수 있다. 모듈들(108, 110)은 소프트웨어, 프로그램, 데이터, 드라이버, 애플리케이션 프로그램 인터페이스(application program interface, API) 등과 같은 다양한 실행가능 모듈을 포함할 수 있다. 펌웨어는 비트-마스킹(bit-masked) 판독-전용 메모리(read-only memory, ROM) 또는 플래시 메모리와 같은 비휘발성 메모리(nonvolatile memory, NVM)에 저장될 수 있다. 다양한 구현에서, ROM에의 펌웨어의 저장은 플래시 메모리를 보전할 수 있다. NVM은 예를 들어 프로그래밍가능한 ROM(PROM), 소거가능하고 프로그래밍가능한 ROM(EPROM), 전기적으로 소거가능하고 프로그래밍가능한 ROM(EEPROM), 또는 동적 RAM(DRAM), 더블 데이터 레이트(Double-Data-Rate) DRAM(DDRAM) 및/또는 동기 DRAM(SDRAM)과 같은 배터리 지원 랜덤-액세스 메모리(battery backed random-access memory, RAM)를 포함하는 다른 유형의 메모리를 포함할 수 있다.
- [0071] 일 실시예에서, 모듈들(108, 110)은 장치들(104, 106)의 다양한 측정가능한 특성들을 모니터링하고 장치들(104, 106)의 동작을 위한 대응하는 출력 구동 신호 또는 신호들을 생성하기 위한 프로그램 명령어들을 실행하기 위한

프로세서로서 구현되는 하드웨어 구성요소를 포함한다. 발생기(102)가 장치(104)와 관련하여 사용되는 실시예에서, 구동 신호는 절단 및/또는 응고 동작 모드들에서 초음파 트랜스듀서(114)를 구동할 수 있다. 장치(104) 및/또는 조직의 전기적 특성들이 측정되어, 발생기(102)의 동작 양태들을 제어하는 데 사용되고, 및/또는 사용자에게 피드백으로서 제공될 수 있다. 발생기(102)가 장치(106)와 관련하여 사용되는 실시예에서, 구동 신호는 절단, 응고 및/또는 건조 모드들에서 단부 작동기(132)에 전기 에너지(예컨대, RF 에너지)를 공급할 수 있다. 장치(106) 및/또는 조직의 전기적 특성들이 측정되어, 발생기(102)의 동작 양태들을 제어하는 데 사용되고, 및/또는 사용자에게 피드백으로서 제공될 수 있다. 다양한 실시예에서, 앞서 논의된 바와 같이, 하드웨어 구성요소들은 DSP, PLD, ASIC, 회로 및/또는 레지스터로서 구현될 수 있다. 일 실시예에서, 프로세서는 컴퓨터 소프트웨어 프로그램 명령어들을 저장하고 실행하여, 초음파 트랜스듀서(114) 및 단부 작동기들(126, 132)과 같은 장치들(104, 106)의 다양한 구성요소들을 구동하기 위한 스텝 함수 출력 신호들을 생성하도록 구성될 수 있다.

[0072] 도 9는 일 실시예에 따른 초음파 트랜스듀서(114)와 같은 초음파 트랜스듀서의 등가 회로(150)를 예시한다. 회로(150)는 공진기의 전기기계적 특성들을 정의하는 직렬로 접속된 인덕턴스( $L_s$ ), 저항( $R_s$ ) 및 용량( $C_s$ )을 갖는 제1 "운동" 분로 및 정적 용량( $C_0$ )을 갖는 제2 용량 분로를 포함한다. 구동 전류( $I_g$ )가 구동 전압( $V_g$ )에서 발생기로부터 수신될 수 있고, 이때 운동 전류( $I_m$ )가 제1 분로를 통해 흐르고, 전류( $I_g - I_m$ )이 용량 분로를 통해 흐른다.  $I_g$  및  $V_g$ 를 적합하게 제어함으로써 초음파 트랜스듀서의 전기기계적 특성들의 제어가 달성될 수 있다. 전술된 바와 같이, 공지된 발생기 아키텍처들은 발생기의 전류 출력( $I_g$ )의 실질적으로 전부가 운동 분로를 통해 흐르도록 병렬 공진 회로에서 공진 주파수에서 정적 용량( $C_0$ )을 튜닝 아웃하기 위한 (도 9에 가상선으로 도시된) 튜닝 인덕터( $L_t$ )를 포함할 수 있다. 이러한 방식으로, 발생기 전류 출력( $I_g$ )을 제어함으로써 운동 분로 전류( $I_m$ )의 제어가 달성된다. 그러나, 튜닝 인덕터( $L_t$ )는 초음파 트랜스듀서의 정적 용량( $C_0$ )에 고유하며, 상이한 정적 용량을 갖는 상이한 초음파 트랜스듀서는 상이한 튜닝 인덕터( $L_t$ )를 필요로 한다. 더욱이, 튜닝 인덕터( $L_t$ )는 단일 공진 주파수에서 정적 용량( $C_0$ )의 명목 값에 정합되므로, 운동 분로 전류( $I_m$ )의 정확한 제어는 그 주파수에서만 보증되며, 주파수가 트랜스듀서 온도와 더불어 감소함에 따라, 운동 분로 전류의 정확한 제어가 어려워진다.

[0073] 발생기(102)의 다양한 실시예는 운동 분로 전류( $I_m$ )를 모니터링하기 위해 튜닝 인덕터( $L_t$ )에 의존하지 않을 수 있다. 대신에, 발생기(102)는 특정 초음파 수술용 장치(104)에 대한 전력의 인가들 사이에서의 정적 용량( $C_0$ )의 측정 값을 (구동 신호 전압 및 전류 피드백 데이터와 함께) 사용하여, 운동 분로 전류( $I_m$ )의 값들을 동적으로 그리고 진행 방식으로(예컨대, 실시간으로) 결정할 수 있다. 따라서, 발생기(102)의 그러한 실시예는 정적 용량( $C_0$ )의 명목 값에 의해 지시되는 단일 공진 주파수에서만 아니라 임의의 주파수에서 정적 용량( $C_0$ )의 임의의 값으로 튜닝되거나 공진하는 시스템을 시뮬레이션하기 위한 가상 튜닝을 제공할 수 있다.

[0074] 도 10은 많은 이점 가운데 특히, 전술된 바와 같은 인덕터를 사용하지 않는 튜닝을 제공하기 위한 발생기(102)의 일 실시예의 단순화된 블록 다이어그램이다. 도 10a 내지 도 10c는 일 실시예에 따른 도 10의 발생기(102)의 아키텍처를 예시한다. 도 10을 참조하면, 발생기(102)는 전력 변압기(156)를 통해 비-절연 스테이지(154)와 통신하는 환자 절연 스테이지(152)를 포함할 수 있다. 전력 변압기(156)의 보조 권선(158)은 절연 스테이지(152) 내에 포함되며, 구동 신호들을 예를 들어 초음파 수술용 장치(104) 및 전기수술용 장치(106)와 같은 상이한 수술용 장치들로 출력하기 위한 구동 신호 출력들(160a, 160b, 160c)을 정의하기 위한 탭핑(tapped) 구성(예컨대, 중앙-탭핑 또는 비-중앙 탭핑 구성)을 포함할 수 있다. 특히, 구동 신호 출력들(160a, 160c)은 구동 신호(예컨대, 420 V RMS 구동 신호)를 초음파 수술용 장치(104)로 출력할 수 있고, 구동 신호 출력들(160b, 160c)은 구동 신호(예컨대, 100 V RMS 구동 신호)를 전기수술용 장치(106)로 출력할 수 있으며, 이때 출력(160b)은 전력 변압기(156)의 중앙 탭에 대응한다. 비-절연 스테이지(154)는 전력 변압기(156)의 주 권선(164)에 접속된 출력을 갖는 전력 증폭기(162)를 포함할 수 있다. 소정 실시예에서, 전력 증폭기(162)는 예를 들어 푸시-풀(push-pull) 증폭기를 포함할 수 있다. 비-절연 스테이지(154)는 디지털 출력을 디지털-아날로그 컨버터(digital-to-analog converter, DAC)(168)에 공급하기 위한 프로그래밍가능 논리 장치(166)를 추가로 포함할 수 있으며, 이 디지털-아날로그 컨버터는 이어서 대응하는 아날로그 신호를 전력 증폭기(162)의 입력에 공급한다. 소정 실시예에서, 프로그래밍가능 논리 장치(166)는 예를 들어 현장-프로그래밍가능 게이트 어레이(field-programmable gate array, FPGA)를 포함할 수 있다. 따라서, 프로그래밍가능 논리 장치(166)는 DAC(168)를 통해 전력 증폭기(162)의 입력을 제어함으로써, 구동 신호 출력들(160a, 160b, 160c)에서 나타나는 구동 신호들의

임의의 다수의 파라미터(예컨대, 주파수, 파형 형상, 파형 진폭)를 제어할 수 있다. 소정 실시예에서, 그리고 이하 논의되는 바와 같이, 프로그래밍가능 논리 장치(166)는 프로세서(예컨대, 이하 논의되는 프로세서(174))와 연계하여, 발생기(102)에 의해 출력되는 구동 신호들의 파라미터들을 제어하기 위한 다수의 디지털 신호 처리(DSP)-기반 및/또는 다른 제어 알고리즘을 구현할 수 있다.

[0075] 스위치-모드 조절기(170)에 의해 전력 증폭기(162)의 전력 레일(rail)에 전력이 공급될 수 있다. 소정 실시예에서, 스위치-모드 조절기(170)는 예를 들어 조정가능한 벡(buck) 조절기를 포함할 수 있다. 비-절연 스테이지(154)는 프로세서(174)를 추가로 포함할 수 있고, 이 프로세서는 일 실시예에서 예를 들어 미국 매사추세츠주 노우드 소재의 아날로그 디바이스즈(Analog Devices)로부터 입수가능한 아날로그 디바이스즈(Analog Devices) ADSP-21469 SHARC DSP와 같은 DSP 프로세서를 포함할 수 있다. 소정 실시예에서, 프로세서(174)는 아날로그-디지털 컨버터(ADC)(176)를 통해 프로세서(174)에 의해 전력 증폭기(162)로부터 수신되는 전압 피드백 데이터에 응답하여 스위치-모드 전력 컨버터(170)의 동작을 제어할 수 있다. 일 실시예에서, 예를 들어, 프로세서(174)는 전력 증폭기(162)에 의해 증폭되는 신호(예컨대, RF 신호)의 파형 포락선(envelope)을 ADC(176)를 통해 입력으로서 수신할 수 있다. 이어서, 프로세서(174)는 (예컨대, 펄스-폭 변조(pulse-width modulated, PWM) 출력을 통해) 스위치-모드 조절기(170)를 제어할 수 있어서, 전력 증폭기(162)에 공급되는 레일 전압은 증폭된 신호의 파형 포락선을 따른다. 파형 포락선에 기초하여 전력 증폭기(162)의 레일 전압을 동적으로 변조함으로써, 전력 증폭기(162)의 효율은 고정 레일 전압 증폭기 스킴(scheme)들에 비해 상당히 개선될 수 있다.

[0076] 소정 실시예에서, 그리고 도 13과 관련하여 추가로 상세히 논의되는 바와 같이, 프로그래밍가능 논리 장치(166)는 프로세서(174)와 연계하여, 발생기(102)에 의해 출력되는 구동 신호들의 파형 형상, 주파수 및/또는 진폭을 제어하기 위한 직접 디지털 합성기(DDS) 제어 스킴을 구현할 수 있다. 일 실시예에서, 예를 들어, 프로그래밍가능 논리 장치(166)는 FPGA 내에 내장될 수 있는 RAM LUT와 같은 동적 갱신 탐색표(LUT)에 저장된 파형 샘플들을 회수함으로써 DDS 제어 알고리즘(268)을 구현할 수 있다. 이 제어 알고리즘은 초음파 트랜스듀서(144)와 같은 초음파 트랜스듀서가 그의 공진 주파수에서 순수한 사인과 전류에 의해 구동될 수 있는 초음파 응용에 특히 유용하다. 다른 주파수들은 기생 공진들을 유발할 수 있으므로, 운동 분로 전류의 총 왜곡을 최소화하거나 감소시킴으로써 바람직하지 않은 공진 효과들을 최소화하거나 감소시킬 수 있다. 발생기(102)에 의해 출력되는 구동 신호의 파형 형상은 출력 구동 회로(예컨대, 전력 변압기(156), 전력 증폭기(162)) 내에 존재하는 다양한 왜곡 소스들에 의해 영향을 받으므로, 구동 신호에 기초하는 전압 및 전류 피드백 데이터가 프로세서(174)에 의해 구현되는 에러 제어 알고리즘과 같은 알고리즘 내에 입력될 수 있으며, 이 알고리즘은 LUT에 저장된 파형 샘플들을 동적으로 진행 방식으로(예컨대, 실시간으로) 적절히 사전-왜곡시키거나 변경함으로써 왜곡을 보상한다. 일 실시예에서, LUT 샘플들에 적용되는 사전-왜곡의 양 또는 정도는 계산된 운동 분로 전류와 원하는 전류 파형 형상 사이의 에러에 기초할 수 있으며, 이 에러는 샘플별로 결정될 수 있다. 이러한 방식으로, 사전-왜곡된 LUT 샘플들은 구동 회로를 통해 처리될 때 운동 분로 구동 신호가 초음파 트랜스듀서를 최적으로 구동하기 위한 원하는 파형 형상(예컨대, 사인파)을 갖게 할 수 있다. 따라서, 그러한 실시예에서, LUT 파형 샘플들은 구동 신호의 원하는 파형 형상을 나타내는 것이 아니라, 오히려 왜곡 효과들을 고려할 때 운동 분로 구동 신호의 원하는 파형 형상을 궁극적으로 생성하는 데 필요한 파형 형상을 나타낼 것이다.

[0077] 비-절연 스테이지(154)는 발생기(102)에 의해 출력되는 구동 신호들의 전압 및 전류를 각각 샘플링하기 위해 각각의 절연 변압기들(182, 184)을 통해 전력 변압기(156)의 출력에 커플링되는 ADC(178) 및 ADC(180)를 추가로 포함할 수 있다. 소정 실시예에서, ADC들(178, 180)은 구동 신호들의 오버샘플링을 가능하게 하기 위해 고속(예컨대, 80 Msps)으로 샘플링하도록 구성될 수 있다. 일 실시예에서, 예를 들어, ADC들(178, 180)의 샘플링 속도는 구동 신호들의 (구동 주파수에 따라) 약 200x 오버샘플링을 가능하게 할 수 있다. 소정 실시예에서, ADC들(178, 180)의 샘플링 동작들은 양방향 멀티플렉서(two-way multiplexer)를 통해 입력 전압 및 전류 신호들을 수신하는 단일 ADC에 의해 수행될 수 있다. 발생기(102)의 실시예에서, 고속 샘플링의 사용은 많은 가운데 특히, (소정 실시예에서 전술된 DDS-기반 파형 형상 제어를 구현하기 위해 사용될 수 있는) 운동 분로를 통해 흐르는 복잡한 전류의 계산, 샘플링된 신호들의 정확한 디지털 필터링, 및 높은 정밀도의 실제 전력 소비 계산을 가능하게 할 수 있다. ADC들(178, 180)에 의해 출력되는 전압 및 전류 피드백 데이터는 프로그래밍가능 논리 장치(166)에 의해 수신되고 처리(예컨대, FIFO 버퍼링, 다중화)될 수 있으며, 예를 들어 프로세서(174)에 의한 후속 검색을 위해 데이터 메모리에 저장될 수 있다. 전술된 바와 같이, 전압 및 전류 피드백 데이터는 LUT 파형 샘플들을 동적으로 그리고 진행 방식으로 사전-왜곡시키거나 변경하기 위한 알고리즘에 대한 입력으로서 사용될 수 있다. 소정 실시예에서, 이것은 각각의 저장된 전압 및 전류 피드백 데이터 쌍이 이 전압 및 전류 피드백 데이터 쌍을 획득할 때 프로그래밍가능 논리 장치(166)에 의해 출력된 대응 LUT 샘플에 기초하여 인덱싱되거나 달리 그와 연관되는 것을 필요로 할 수 있다. 이러한 방식의 LUT 샘플들과 전압 및 전류 피드백 데이터

의 동기화는 사전-왜곡 알고리즘의 정확한 타이밍 및 안정성에 기여한다.

- [0078] 소정 실시예에서, 전압 및 전류 피드백 데이터는 구동 신호들의 주파수 및/또는 진폭(예컨대, 전류 진폭)을 제어하는 데 사용될 수 있다. 일 실시예에서, 예를 들어, 전압 및 전류 피드백 데이터는 임피던스 위상을 결정하는 데 사용될 수 있다. 이어서, 구동 신호의 주파수는 결정된 임피던스 위상과 임피던스 위상 세트 포인트(setpoint)(예컨대, 0°) 사이의 차이를 최소화하거나 감소시킴으로써 고조파 왜곡의 영향들을 최소화하거나 감소시키고, 그에 따라 임피던스 위상 측정 정확도를 향상시키도록 제어될 수 있다. 위상 임피던스의 결정 및 주파수 제어 신호는 예를 들어 프로세서(174)에서 구현될 수 있으며, 이때 주파수 제어 신호는 프로그래밍가능 논리 장치(166)에 의해 구현되는 DDS 제어 알고리즘에 대한 입력으로서 공급될 수 있다.
- [0079] 다른 실시예에서, 예를 들어, 구동 신호의 전류 진폭을 전류 진폭 세트 포인트로 유지하기 위해 전류 피드백 데이터가 모니터링될 수 있다. 전류 진폭 세트 포인트는 직접 지정될 수 있거나, 지정된 전압 진폭 및 전력 세트 포인트들에 기초하여 간접 결정될 수 있다. 소정 실시예에서, 전류 진폭의 제어는 예를 들어 프로세서(174) 내의 비례-적분-미분(proportional-integral-derivative, PID) 제어 알고리즘과 같은 제어 알고리즘에 의해 구현될 수 있다. 구동 신호의 전류 진폭을 적합하게 제어하기 위해 제어 알고리즘에 의해 제어되는 변수들은 예를 들어 프로그래밍가능 논리 장치(166)에 저장된 LUT 파형 샘플들의 스케일링(scaling) 및/또는 DAC(186)를 통한(전력 증폭기(162)에 입력을 공급하는) DAC(168)의 풀-스케일(full-scale) 출력 전압을 포함할 수 있다.
- [0080] 비-절연 스테이지(154)는 특히 사용자 인터페이스(UI) 기능을 제공하기 위한 프로세서(190)를 추가로 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 프로세서(190)는 예를 들어 미국 캘리포니아주 새너제이 소재의 아트멜 코퍼레이션(Atmel Corporation)으로부터 입수가 가능한 ARM 926EJ-S 코어를 구비한 아트멜(Amtel) AT91SAM9263 프로세서를 포함할 수 있다. 프로세서(190)에 의해 지원되는 UI 기능의 예는 가청 및 시각적 사용자 피드백, (예컨대, 유니버설 직렬 버스(Universal Serial Bus, USB) 인터페이스를 통한) 주변 장치들과의 통신, 풋스위치(120)와의 통신, 입력 장치(112)(예컨대, 터치 스크린 디스플레이)와의 통신 및 출력 장치(147)(예컨대, 스피커)와의 통신을 포함할 수 있다. 프로세서(190)는 (예컨대, 직렬 주변장치 인터페이스(serial peripheral interface, SPI) 버스들을 통해) 프로세서(174) 및 프로그래밍가능 논리 장치와 통신할 수 있다. 프로세서(190)는 주로 UI 기능을 지원할 수 있지만, 또한 소정 실시예에서는 프로세서(174)와 연계하여 위험 완화를 구현할 수 있다. 예를 들어, 프로세서(190)는 사용자 입력 및/또는 다른 입력들(예컨대, 터치 스크린 입력들, 풋스위치(120) 입력들, 온도 센서 입력들)의 다양한 양태들을 모니터링하도록 프로그래밍될 수 있으며, 예러 조건이 검출될 때 발생기(102)의 구동 출력을 불능화할 수 있다.
- [0081] 소정 실시예에서는, 프로세서(174) 및 프로세서(190) 둘 모두가 발생기(102)의 동작 상태를 결정하고 모니터링할 수 있다. 프로세서(174)의 경우, 발생기(102)의 동작 상태는 예를 들어 프로세서(174)에 의해 어떠한 제어 및/또는 진단 프로세스들이 구현되는지를 지시할 수 있다. 프로세서(190)의 경우, 발생기(102)의 동작 상태는 예를 들어 사용자 인터페이스의 어떠한 요소들(예컨대, 디스플레이 스크린, 사운드)이 사용자에게 제공되는지를 지시할 수 있다. 프로세서들(174, 190)은 발생기(102)의 현재의 동작 상태를 독립적으로 유지할 수 있고, 현재의 동작 상태로부터 가능한 전이들을 인식 및 평가할 수 있다. 프로세서(174)는 이러한 관계에서 마스터로서 기능할 수 있고, 동작 상태들의 전이들이 언제 발생할지를 결정할 수 있다. 프로세서(190)는 동작 상태들 간의 유효한 전이들을 인식할 수 있고, 특정 전이가 적절한지를 확인할 수 있다. 예를 들어, 프로세서(174)가 프로세서(190)에게 특정 상태로 전이하도록 지시할 때, 프로세서(190)는 요청된 전이가 유효한지를 검증할 수 있다. 요청된 상태들 간의 전이가 프로세서(190)에 의해 유효하지 않은 것으로 결정되는 경우, 프로세서(190)는 발생기(102)가 실패 모드에 들어가게 할 수 있다.
- [0082] 비-절연 스테이지(154)는 입력 장치들(145)(예컨대, 발생기(102)를 턴온 및 턴오프하는 데 사용되는 용량 터치 센서, 용량 터치 스크린)을 모니터링하기 위한 제어기(196)를 추가로 포함할 수 있다. 소정 실시예에서, 제어기(196)는 프로세서(190)와 통신하는 적어도 하나의 프로세서 및/또는 다른 제어기 장치를 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 예를 들어, 제어기(196)는 하나 이상의 용량 터치 센서를 통해 제공되는 사용자 입력을 모니터링하도록 구성된 프로세서(예컨대, 아트멜로부터 입수가 가능한 Mega168 8비트 제어기)를 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 제어기(196)는 용량 터치 스크린으로부터의 터치 데이터의 획득을 제어하고 관리하기 위한 터치 스크린 제어기(예컨대, 아트멜로부터 입수가 가능한 QT5480 터치 스크린 제어기)를 포함할 수 있다.
- [0083] 소정 실시예에서, 발생기(102)가 "파워 오프" 상태에 있을 때, 제어기(196)는 (예컨대, 이하 논의되는 전원(211)과 같은 발생기(102)의 전원으로부터 라인을 통해) 동작 전력을 계속 수신할 수 있다. 이러한 방식으로, 제어기(196)는 발생기(102)를 턴온 및 턴오프하기 위한 입력 장치(145)(예컨대, 발생기(102)의 전면 패널 상에

위치된 용량 터치 센서)를 계속 모니터링할 수 있다. 발생기(102)가 파워 오프 상태에 있을 때, 제어기(196)는 사용자에게 의한 "온/오프" 입력 장치(145)의 활성화가 검출되는 경우에 전원을 깨울 수 있다(예컨대, 전원(211)의 하나 이상의 DC/DC 전압 컨버터(213)의 동작을 가능하게 할 수 있다). 따라서, 제어기(196)는 발생기(102)를 "파워 온" 상태로 전이시키기 위한 시퀀스를 개시할 수 있다. 역으로, 발생기(102)가 파워 온 상태에 있을 때 "온/오프" 입력 장치(145)의 활성화가 검출되는 경우에, 제어기(196)는 발생기(102)를 파워 오프 상태로 전이시키기 위한 시퀀스를 개시할 수 있다. 소정 실시예에서, 예를 들어, 제어기(196)는 "온/오프" 입력 장치(145)의 활성화를 프로세서(190)에 보고할 수 있으며, 이어서 이 프로세서는 발생기(102)를 파워 오프 상태로 전이시키는 데 필요한 프로세스 시퀀스를 구현한다. 그러한 실시예에서, 제어기(196)는 발생기의 파워 온 상태가 설정된 후에 발생기(102)로부터 전력의 제거를 유발하기 위한 독립적인 능력을 갖지 않을 수도 있다.

[0084] 소정 실시예에서, 제어기(196)는 발생기(102)로 하여금 파워 온 또는 파워 오프 시퀀스가 개시되었다는 것을 사용자에게 경고하기 위한 가청 또는 다른 감각 피드백을 제공하게 할 수 있다. 그러한 경고는 파워 온 또는 파워 오프 시퀀스의 개시 시에 그리고 시퀀스와 연관된 다른 프로세스들의 개시 전에 제공될 수 있다.

[0085] 소정 실시예에서, 절연 스테이지(152)는 예를 들어 수술용 장치의 제어 회로(예컨대, 핸드피스 스위치들을 포함하는 제어 회로)와 예를 들어 프로그래밍가능 논리 장치(166), 프로세서(174) 및/또는 프로세서(190)와 같은 비-절연 스테이지(154)의 구성요소들 사이에 통신 인터페이스를 제공하기 위한 기구 인터페이스 회로(198)를 포함할 수 있다. 기구 인터페이스 회로(198)는 예를 들어 적외선(IR)-기반 통신 링크와 같이 스테이지들(152, 154) 사이에 적합한 정도의 전기 절연을 유지하는 통신 링크를 통해 비-절연 스테이지(154)의 구성요소들과 정보를 교환할 수 있다. 예를 들어, 비-절연 스테이지(154)로부터 구동되는 절연 변압기에 의해 급전되는 로우-드롭아웃(low-dropout) 전압 조절기를 사용하여 기구 인터페이스 회로(198)에 전력을 공급할 수 있다.

[0086] 일 실시예에서, 기구 인터페이스 회로(198)는 신호 조절 회로(202)와 통신하는 프로그래밍가능 논리 장치(200)(예컨대, FPGA)를 포함할 수 있다. 신호 조절 회로(202)는 프로그래밍가능 논리 장치(200)로부터 주기적인 신호(예컨대, 2 kHz 사각파)를 수신하여, 동일 주파수를 갖는 양극 질의 신호를 생성하도록 구성될 수 있다. 질의 신호는 예를 들어 차동 증폭기에 의해 공급되는 양극 전류 소스를 사용하여 생성될 수 있다. 질의 신호는 (예를 들어, 발생기(102)를 수술용 장치에 연결하는 케이블 내의 도체 쌍을 사용함으로써) 수술용 장치 제어 회로로 전달될 수 있고, 제어 회로의 상태 또는 구성을 결정하기 위해 모니터링될 수 있다. 도 16 내지 도 32와 관련하여 이하 논의되는 바와 같이, 예를 들어, 제어 회로는 질의 신호의 하나 이상의 특성(예컨대, 진폭, 정류)을 변경하여 제어 회로의 상태 또는 구성이 하나 이상의 특성에 기초하여 고유하게 식별될 수 있게 하기 위한 다수의 스위치, 저항기 및/또는 다이오드를 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 예를 들어, 신호 조절 회로(202)는 질의 신호의 제어 회로 통과로부터 발생하는 제어 회로의 입력들 양단에 나타나는 전압 신호의 샘플들을 생성하기 위한 ADC를 포함할 수 있다. 그러면, 프로그래밍가능 논리 장치(200)(또는 비-절연 스테이지(154)의 구성요소)는 ADC 샘플들에 기초하여 제어 회로의 상태 또는 구성을 결정할 수 있다.

[0087] 일 실시예에서, 기구 인터페이스 회로(198)는 프로그래밍가능 논리 장치(200)(또는 기구 인터페이스 회로(198)의 다른 요소)와 수술용 장치 내에 배치되거나 그와 달리 연관된 제1 데이터 회로 사이의 정보 교환을 가능하게 하기 위한 제1 데이터 회로 인터페이스(204)를 포함할 수 있다. 소정 실시예에서, 그리고 도 33e 내지 도 33g를 참조하면, 예를 들어, 제1 데이터 회로(206)는 수술용 장치 핸드피스에 일체로 부착된 케이블 내에 또는 특정 수술용 장치 유형 또는 모델과 발생기(102)를 인터페이스하기 위한 어댑터 내에 배치될 수 있다. 소정 실시예에서, 제1 데이터 회로는 전기적으로 소거가능하고 프로그래밍가능한 판독 전용 메모리(EEPROM) 장치와 같은 비-휘발성 저장 장치를 포함할 수 있다. 소정 실시예에서, 그리고 도 10을 다시 참조하면, 제1 데이터 회로 인터페이스(204)는 프로그래밍가능 논리 장치(200)로부터 분리되어 구현될 수 있으며, 프로그래밍가능 논리 장치(200)와 제1 데이터 회로 사이의 통신을 가능하게 하기 위한 적합한 회로(예컨대, 개별 논리 장치, 프로세서)를 포함할 수 있다. 다른 실시예에서, 제1 데이터 회로 인터페이스(204)는 프로그래밍가능 논리 장치(200)와 통합될 수 있다.

[0088] 소정 실시예에서, 제1 데이터 회로(206)는 그와 연관된 특정 수술용 장치에 관한 정보를 저장할 수 있다. 그러한 정보는 예를 들어 모델 번호, 일련 번호, 수술용 장치가 사용된 수술들의 수 및/또는 임의의 다른 유형의 정보를 포함할 수 있다. 이러한 정보는 기구 인터페이스 회로(198)에 의해(예컨대, 프로그래밍가능 논리 장치(200)에 의해) 판독될 수 있고, 출력 장치(147)를 통해 사용자에게 제공하기 위해 및/또는 발생기(102)의 기능 또는 동작을 제어하기 위해 비-절연 스테이지(154)의 구성요소(예컨대, 프로그래밍가능 논리 장치(166), 프로세서(174) 및/또는 프로세서(190))로 전송될 수 있다. 또한, 임의의 유형의 정보가 제1 데이터 회로 내의 저장을 위해 제1 데이터 회로 인터페이스(204)를 통해(예를 들어, 프로그래밍가능 논리 장치(200)를 사용하여) 제1 데

이터 회로(206)로 전달될 수 있다. 그러한 정보는 예를 들어 수술용 장치가 사용된 수술들의 갱신된 수 및/또는 그의 사용 날짜들 및/또는 시각들을 포함할 수 있다.

[0089] 앞서 논의된 바와 같이, 수술용 기구는 기구 상호교환성 및/또는 처분성을 증진하기 위하여 핸드피스로부터 탈착될 수 있다(예컨대, 기구(124)가 핸드피스(116)로부터 탈착될 수 있음). 그러한 경우에, 공지된 발생기들은 사용되는 특정 기구 구성들을 인식하고 그에 따라 제어 및 진단 프로세스들을 최적화하는 그들의 능력에 있어서 제한될 수 있다. 그러나, 이러한 문제를 해결하기 위해 수술용 장치 기구들에 판독가능 데이터 회로들을 추가하는 것은 호환성 관점에서 문제가 된다. 예를 들어, 필요한 데이터 판독 기능이 없는 발생기들과 역호환가능하게 유지되도록 수술용 장치를 설계하는 것은 예를 들어 상이한 신호 스킴들, 설계 복잡성 및 비용으로 인해 실용적이지 못할 수 있다. 도 16 내지 도 32와 관련하여 이하 논의되는 기구들의 실시예는 경제적으로 그리고 수술용 장치들과 현재의 발생기 플랫폼들의 호환성을 유지하기 위한 최소한의 설계 변경들을 이용하여 기존의 수술용 기구들 내에 구현될 수 있는 데이터 회로들을 사용함으로써 이들 문제를 해결한다.

[0090] 또한, 발생기(102)의 실시예는 도 16 내지 도 32 및 도 33a 내지 도 33c와 관련하여 후술되는 것과 같은 기구-기반 데이터 회로들과의 통신을 가능하게 할 수 있다. 예를 들어, 발생기(102)는 수술용 장치의 기구(예컨대, 기구(124 또는 134)) 내에 포함된 제2 데이터 회로(예컨대, 도 16의 데이터 회로(284))와 통신하도록 구성될 수 있다. 기구 인터페이스 회로(198)는 이러한 통신을 가능하게 하기 위한 제2 데이터 회로 인터페이스(210)를 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 제2 데이터 회로 인터페이스(210)는 3-상 디지털 인터페이스를 포함할 수 있지만, 다른 인터페이스들이 또한 사용될 수 있다. 소정 실시예에서, 제2 데이터 회로는 일반적으로 데이터를 전송 및/또는 수신하기 위한 임의의 회로일 수 있다. 일 실시예에서, 예를 들어, 제2 데이터 회로는 그와 연관된 특정 수술용 기구에 관한 정보를 저장할 수 있다. 그러한 정보는 예를 들어 모델 번호, 일련 번호, 수술용 기구가 사용된 수술들의 수 및/또는 임의의 다른 유형의 정보를 포함할 수 있다. 추가적으로 또는 대안적으로, 임의의 유형의 정보가 제2 데이터 회로 내의 저장을 위해 제2 데이터 회로 인터페이스(210)를 통해(예를 들어, 프로그래밍가능 논리 장치(200)를 사용하여) 제2 데이터 회로로 전달될 수 있다. 그러한 정보는 예를 들어 기구가 사용된 수술들의 갱신된 수 및/또는 그의 사용 날짜들 및/또는 시각들을 포함할 수 있다. 소정 실시예에서, 제2 데이터 회로는 하나 이상의 센서(예컨대, 기구-기반 온도 센서)에 의해 획득된 데이터를 전송할 수 있다. 소정 실시예에서, 제2 데이터 회로는 발생기(102)로부터 데이터를 수신하고, 수신된 데이터에 기초하여 사용자에게 지시(예컨대, LED 지시 또는 다른 가시적인 지시)를 제공할 수 있다.

[0091] 소정 실시예에서, 제2 데이터 회로 및 제2 데이터 회로 인터페이스(210)는 프로그래밍가능 논리 장치(200)와 제2 데이터 회로 사이의 통신이 이러한 목적을 위해 추가적인 도체들(예컨대, 핸드피스를 발생기(102)에 연결하는 케이블의 전용 도체들)을 제공할 필요 없이 실행될 수 있게 하도록 구성될 수 있다. 일 실시예에서, 예를 들어, 신호 조절 회로(202)로부터 핸드피스 내의 제어 회로로 질의 신호들을 전송하는 데 사용되는 도체들 중 하나와 같은 기존 케이블링 상에 구현되는 1-와이어 버스 통신 스킴을 사용하여 제2 데이터 회로로 그리고 제2 데이터 회로로부터 정보가 전달될 수 있다. 이러한 방식으로, 그렇지 않을 경우에 필요할 수 있는 수술용 장치에 대한 설계 변경들 또는 수정들이 최소화되거나 감소될 수 있다. 더욱이, 도 16 내지 도 32 및 도 33a 내지 도 33c와 관련하여 이하 더 상세히 논의되는 바와 같이, (주파수-대역 분리되거나 분리되지 않은) 공통 물리 채널을 통해 상이한 유형의 통신들이 구현될 수 있으므로, 제2 데이터 회로의 존재는 필요한 데이터 판독 기능을 갖지 않은 발생기들에게 "보이지 않을" 수 있으며, 따라서 수술용 장치 기구의 역호환성을 가능하게 할 수 있다.

[0092] 소정 실시예에서, 절연 스테이지(152)는 환자로의 DC 전류의 통과를 방지하기 위해 구동 신호 출력(160b)에 접속되는 적어도 하나의 차단 커패시터(296-1)를 포함할 수 있다. 예를 들어 의료 규정들 또는 표준들을 따르기 위해 단일 차단 커패시터가 요구될 수 있다. 단일-커패시터 설계의 실패는 비교적 드물지만, 그럼에도 불구하고 그러한 실패는 부정적인 결과들을 가질 수 있다. 일 실시예에서, 제2 차단 커패시터(296-2)가 차단 커패시터(296-1)와 직렬로 제공될 수 있으며, 이때 예를 들어 ADC(298)가 차단 커패시터들(296-1, 296-2) 사이의 한 포인트로부터의 누설 전류를 모니터링하여 누설 전류에 의해 유발되는 전압을 샘플링할 수 있다. 샘플들은 예를 들어 프로그래밍가능 논리 장치(200)에 의해 수신될 수 있다. (도 10의 실시예에서 전압 샘플들에 의해 지시되는 바와 같은) 누설 전류의 변화들에 기초하여, 발생기(102)는 차단 커패시터들(296-1, 296-2) 중 적어도 하나가 언제 실패했는지를 결정할 수 있다. 따라서, 도 10의 실시예는 단일 고장 포인트를 갖는 단일-커패시터 설계들에 비해 이점을 제공할 수 있다.

[0093] 소정 실시예에서, 비-절연 스테이지(154)는 적합한 전압 및 전류의 DC 전력을 출력하기 위한 전원(211)을 포함할 수 있다. 전원은 예를 들어 48 VDC 시스템 전압을 출력하기 위한 400W 전원을 포함할 수 있다. 전원(211)

은 전원의 출력을 수신하여 발생기(102)의 다양한 구성요소들에 의해 요구되는 전압들 및 전류들의 DC 출력들을 생성하기 위한 하나 이상의 DC/DC 전압 컨버터(213)를 추가로 포함할 수 있다. 제어기(196)와 관련하여 상기 논의된 바와 같이, DC/DC 전압 컨버터들(213) 중 하나 이상은 사용자에게 의한 "온/오프" 입력 장치(145)의 활성화가 제어기(196)에 의해 검출될 때 제어기(196)로부터 DC/DC 전압 컨버터들(213)의 동작을 가능하게 하거나 이들을 깨우기 위한 입력을 수신할 수 있다.

[0094] 도 13은 발생기(102)의 일 실시예의 소정의 기능 및 구조적 양태들을 예시한다. 전력 변압기(156)의 보조 권선(158)으로부터 출력되는 전류 및 전압을 지시하는 피드백이 ADC들(178, 180)에 의해 각각 수신된다. 도시된 바와 같이, ADC들(178, 180)은 2-채널 ADC로서 구현될 수 있으며, 피드백 신호들을 고속(예컨대, 80 Msp)으로 샘플링하여, 구동 신호들의 오버샘플링(예컨대, 약 200x 오버샘플링)을 가능하게 할 수 있다. 전류 및 전압 피드백 신호들은 ADC들(178, 180)에 의해 처리 전에 아날로그 도메인(analog domain)에서 적합하게 조절(예컨대, 증폭, 필터링)될 수 있다. ADC들(178, 180)로부터의 전류 및 전압 피드백 샘플들은 프로그래밍가능 논리 장치(166)의 블록 212 내에서 개별적으로 버퍼링된 후에 단일 데이터 스트림으로 다중화 또는 인터리빙될(interleaved) 수 있다. 도 13의 실시예에서, 프로그래밍가능 논리 장치(166)는 FPGA를 포함한다.

[0095] 다중화된 전류 및 전압 피드백 샘플들은 프로세서(174)의 블록 214 내에 구현되는 병렬 데이터 획득 포트(parallel data acquisition port, PDAP)에 의해 수신될 수 있다. PDAP는 다중화된 피드백 샘플들과 메모리 어드레스를 상관시키기 위한 임의의 다수의 방법을 구현하기 위한 패키징 유닛(packaging unit)을 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 예를 들어, 프로그래밍가능 논리 장치(166)에 의해 출력된 특정 LUT 샘플에 대응하는 피드백 샘플들은 LUT 샘플의 LUT 어드레스와 상관되거나 인덱싱된 하나 이상의 메모리 어드레스에 저장될 수 있다. 다른 실시예에서, 프로그래밍가능 논리 장치(166)에 의해 출력된 특정 LUT 샘플에 대응하는 피드백 샘플들은 LUT 샘플의 LUT 어드레스와 함께 공통 메모리 위치에 저장될 수 있다. 어느 경우에서도, 피드백 샘플들은 피드백 샘플들의 특정 세트가 유래된 LUT 샘플의 어드레스가 후속적으로 확인될 수 있도록 저장될 수 있다. 상기 논의된 바와 같이, 이러한 방식의 LUT 샘플 어드레스들과 피드백 샘플들의 동기화는 사전-왜곡 알고리즘의 정확한 타이밍 및 안정성에 기여한다. 프로세서(174)의 블록 216에서 구현되는 직접 메모리 액세스(direct memory access, DMA) 제어기는 프로세서(174)의 지정된 메모리 위치(218)(예컨대, 내부 RAM)에 피드백 샘플들(및 적용가능한 경우에 임의의 LUT 샘플 어드레스 데이터)을 저장할 수 있다.

[0096] 프로세서(174)의 블록 220은 프로그래밍가능 저장 장치(166)에 저장된 LUT 샘플들을 동적으로 진행 방식으로 사전-왜곡 또는 변경하기 위한 사전-왜곡 알고리즘을 구현할 수 있다. 상기 논의된 바와 같이, LUT 샘플들의 사전-왜곡은 발생기(102)의 출력 구동 회로에 존재하는 다양한 왜곡 소스들을 보상할 수 있다. 따라서, 사전-왜곡된 LUT 샘플들은 구동 회로를 통해 처리될 때 초음파 트랜스듀서를 최적으로 구동하기 위한 원하는 파형 형상(예컨대, 사인파)을 갖는 구동 신호를 제공할 것이다.

[0097] 사전-왜곡 알고리즘의 블록 222에서, 초음파 트랜스듀서의 운동 분로를 통과하는 전류가 결정된다. 운동 분로 전류는 예를 들어 (적합하게 스케일링될 때, 상기 논의된 도 9의 모델에서  $I_g$  및  $V_g$ 를 나타낼 수 있는) 메모리 위치(218)에 저장된 전류 및 전압 피드백 샘플들, (측정된 또는 선택적으로 공지된) 초음파 트랜스듀서 정적 용량의 값( $C_0$ ) 및 공지된 구동 주파수 값에 기초하여 키르히호프의 전류 법칙(Kirchoff's Current Law)을 사용하여 결정될 수 있다. LUT 샘플과 연관된 저장 전류 및 전압 피드백 샘플들의 각각의 세트에 대한 운동 분로 전류 샘플이 결정될 수 있다.

[0098] 사전-왜곡 알고리즘의 블록 224에서, 블록 222에서 결정된 각각의 운동 분로 전류 샘플이 원하는 전류 파형 형상의 샘플과 비교되어, 비교된 샘플들 사이의 차이, 또는 샘플 진폭 에러를 결정한다. 이러한 결정을 위해, 예를 들어 원하는 전류 파형 형상의 1 사이클 동안 진폭 샘플들을 포함하는 파형 형상 LUT(226)로부터 원하는 전류 파형 형상의 샘플이 공급될 수 있다. 비교에 사용되는 LUT(226)로부터의 원하는 전류 파형 형상의 특정 샘플은 비교에 사용되는 운동 분로 전류 샘플과 연관된 LUT 샘플 어드레스에 의해 지시될 수 있다. 따라서, 운동 분로 전류의 블록 224에 대한 입력은 그의 연관된 LUT 샘플 어드레스의 블록 224에 대한 입력과 동기화될 수 있다. 따라서, 프로그래밍가능 논리 장치(166)에 저장된 LUT 샘플들과 파형 형상 LUT(226)에 저장된 LUT 샘플들은 그 수가 동일할 수 있다. 소정 실시예에서, 파형 형상 LUT(226)에 저장된 LUT 샘플들에 의해 표현되는 원하는 전류 파형 형상은 기본 사인파일 수 있다. 다른 파형 형상들이 바람직할 수 있다. 예를 들어, 횡방향 또는 다른 모드들의 유리한 진동들을 위해 적어도 2개의 기계적 공진을 구동하기 위한 3차 고조파와 같은 다른 주파수들의 하나 이상의 다른 구동 신호와 중첩된 초음파 트랜스듀서의 주요 종방향 운동을 구동하기 위한 기본 사인파가 사용될 수 있는 것으로 고려된다.

- [0099] 블록 224에서 결정된 샘플 진폭 에러의 각각의 값은 그의 연관된 LUT 어드레스의 지시와 함께 (도 13의 블록 228에 도시된) 프로그래밍가능 논리 장치(166)의 LUT로 전송될 수 있다. 샘플 진폭 에러의 값 및 그의 연관된 어드레스(및 선택적으로, 이전에 수신된 동일 LUT 어드레스에 대한 샘플 진폭 에러의 값들)에 기초하여, LUT(228)(또는 프로그래밍가능 논리 장치(166)의 다른 제어 블록)는 LUT 어드레스에 저장된 LUT 샘플의 값을 사전-왜곡 또는 변경할 수 있어서, 샘플 진폭 에러가 감소되거나 최소화된다. 이와 같이 LUT 어드레스들의 전체 범위에 걸쳐 반복적인 방식으로 각각의 LUT 샘플을 사전-왜곡 또는 변경하는 것은 발생기의 출력 전류의 파형 형상이 파형 형상 LUT(226)의 샘플들에 의해 표현되는 원하는 전류 파형 형상에 정합되거나 다르게 할 것이라는 것을 알 것이다.
- [0100] 프로세서(174)의 블록 230에서, 메모리 위치(218)에 저장된 전류 및 전압 피드백 샘플들에 기초하여 전류 및 전압 진폭 측정치들, 전력 측정치들 및 임피던스 측정치들이 결정될 수 있다. 이들 양의 결정 전에, 피드백 샘플들이 적합하게 스케일링될 수 있으며, 소정 실시예에서는 예를 들어 데이터 획득 프로세스 및 유도된 고조파 성분들로부터 발생하는 잡음을 제거하기 위해 적합한 필터(232)를 통해 처리될 수 있다. 따라서, 필터링된 전압 및 전류 샘플들은 실질적으로 발생기의 구동 출력 신호의 기본 주파수를 나타낼 수 있다. 소정 실시예에서, 필터(232)는 주파수 도메인에서 적용되는 유한 임펄스 응답(FIR) 필터일 수 있다. 그러한 실시예는 출력 구동 신호 전류 및 전압 신호들의 고속 푸리에 변환(fast Fourier transform, FFT)을 사용할 수 있다. 소정 실시예에서, 결과적인 주파수 스펙트럼이 사용되어 추가적인 발생기 기능을 제공할 수 있다. 일 실시예에서, 예를 들어, 기본 주파수 성분에 대한 2차 및/또는 3차 고조파 성분의 비가 진단 지시기로서 사용될 수 있다.
- [0101] 블록 234에서, 구동 신호의 사이클들의 정수 개를 나타내는 전류 피드백 샘플들의 샘플 크기에 평균 제곱근 (root mean square, RMS) 계산이 적용되어, 구동 신호 출력 전류를 나타내는 측정치  $I_{rms}$ 를 생성할 수 있다.
- [0102] 블록 236에서, 구동 신호의 사이클들의 정수 개를 나타내는 전압 피드백 샘플들의 샘플 크기에 평균 제곱근 (RMS) 계산이 적용되어, 구동 신호 출력 전압을 나타내는 측정치  $V_{rms}$ 를 생성할 수 있다.
- [0103] 블록 238에서, 전류 및 전압 피드백 샘플들이 포인트별로 곱해질 수 있으며, 구동 신호의 사이클들의 정수 개를 나타내는 샘플들에 평균 계산이 적용되어, 발생기의 실제 출력 전력의 측정치  $P_r$ 을 결정한다.
- [0104] 블록 240에서, 발생기의 겉보기 출력 전력의 측정치  $P_a$ 가 곱  $V_{rms} \cdot I_{rms}$ 로서 결정될 수 있다.
- [0105] 블록 242에서, 부하 임피던스 크기의 측정치  $Z_m$ 가 몫  $V_{rms}/I_{rms}$ 로서 결정될 수 있다.
- [0106] 소정 실시예에서, 블록들 234, 236, 238, 240 및 242에서 결정되는 양들  $I_{rms}$ ,  $V_{rms}$ ,  $P_r$ ,  $P_a$  및  $Z_m$ 은 임의의 수의 제어 및/또는 진단 프로세스들을 구현하기 위해 발생기(102)에 의해 사용될 수 있다. 소정 실시예에서, 임의의 이들 양은 예를 들어 발생기(102)와 일체인 출력 장치(147) 또는 적합한 통신 인터페이스(예컨대, USB 인터페이스)를 통해 발생기(102)에 접속된 출력 장치(147)를 통해 사용자에게 전달될 수 있다. 다양한 진단 프로세스들은 예를 들어 핸드피스 무결성, 기구 무결성, 기구 부착 무결성, 기구 과부하, 접근 기구 과부하, 주파수 록 실패, 과전압, 과전류, 과전력, 전압 감지 실패, 전류 감지 실패, 청각적 지시 실패, 시각적 지시 실패, 단락, 전력 전달 실패, 차단 커패시터 실패를 포함할 수 있지만, 이에 제한되지 않는다.
- [0107] 프로세서(174)의 블록 244는 발생기(102)에 의해 구동되는 전기 부하(예컨대, 초음파 트랜스듀서)의 임피던스 위상을 결정 및 제어하기 위한 위상 제어 알고리즘을 구현할 수 있다. 상기 논의된 바와 같이, 결정된 임피던스 위상과 임피던스 위상 세트 포인트(예컨대,  $0^\circ$ ) 사이의 차이를 최소화하거나 감소시키도록 구동 신호의 주파수를 제어함으로써, 고조파 왜곡의 영향들이 최소화되거나 감소될 수 있고, 위상 측정의 정확도가 향상될 수 있다.
- [0108] 위상 제어 알고리즘은 메모리 위치(218)에 저장된 전류 및 전압 피드백 샘플들을 입력으로서 수신한다. 이들을 위상 제어 알고리즘에서 사용하기 전에, 피드백 샘플들이 적합하게 스케일링될 수 있으며, 소정 실시예에서는 예를 들어 데이터 획득 프로세스 및 유도된 고조파 성분들로부터 발생하는 잡음을 제거하기 위하여 (필터(232)와 동일할 수 있는) 적합한 필터(246)를 통해 처리될 수 있다. 따라서, 필터링된 전압 및 전류 샘플들은 실질적으로 발생기의 구동 출력 신호의 기본 주파수를 나타낼 수 있다.
- [0109] 위상 제어 알고리즘의 블록 248에서, 초음파 트랜스듀서의 운동 분리를 통과하는 전류가 결정된다. 이러한 결정은 사전-왜곡 알고리즘의 블록 222와 관련하여 전송된 것과 동일할 수 있다. 따라서, 블록 248의 출력은 LUT 샘플과 연관된 저장 전류 및 전압 피드백 샘플들의 각각의 세트에 대해 운동 분리 전류 샘플일 수 있다.

- [0110] 위상 제어 알고리즘의 블록 250에서, 블록 248에서 결정된 운동 분로 전류 샘플들 및 대응하는 전압 피드백 샘플들의 동기화된 입력에 기초하여 임피던스 위상이 결정된다. 소정 실시예에서, 임피던스 위상은 파형들의 상승 에지에서 측정된 임피던스 위상과 파형들의 하강 에지에서 측정된 임피던스 위상의 평균으로서 결정된다.
- [0111] 위상 제어 알고리즘의 블록 252에서, 블록 222에서 결정된 임피던스 위상의 값이 위상 세트 포인트(254)와 비교되어, 비교된 값들 사이의 차이, 또는 위상 에러를 결정한다.
- [0112] 위상 제어 알고리즘의 블록 256에서, 블록 252에서 결정된 위상 에러의 값 및 블록 242에서 결정된 임피던스 크기에 기초하여, 구동 신호의 주파수를 제어하기 위한 주파수 출력이 결정된다. 주파수 출력의 값은 블록 256에 의해 계속적으로 조정될 수 있고, 블록 250에서 결정된 임피던스 위상을 위상 세트 포인트(예컨대, 0의 위상 에러)로 유지하기 위해 (이하 논의되는) DDS 제어 블록 268로 전송될 수 있다. 소정 실시예에서, 임피던스 위상은 0° 위상 세트 포인트로 조절될 수 있다. 이러한 방식으로, 임의의 고조파 왜곡이 전압 파형의 정점 근처에 중심을 두게 함으로써, 위상 임피던스 결정의 정확도가 향상될 것이다.
- [0113] 프로세서(174)의 블록 258은 사용자 지정 세트 포인트들에 따라 또는 발생기(102)에 의해 구현되는 다른 프로세스들 또는 알고리즘들에 의해 지정되는 요구들에 따라 구동 신호 전류, 전압 및 전력을 제어하기 위해 구동 신호의 전류 진폭을 변조하기 위한 알고리즘을 구현할 수 있다. 이들 양의 제어는 예를 들어 LUT(228) 내의 LUT 샘플들을 스케일링함으로써 그리고/또는 DAC(186)를 통해 (전력 증폭기(162)에 입력을 공급하는) DAC(168)의 폴-스케일 출력 전압을 조정함으로써 실현될 수 있다. (소정 실시예에서 PID 제어기로서 구현될 수 있는) 블록 260은 메모리 위치(218)로부터 (적합하게 스케일링 및 필터링될 수 있는) 전류 피드백 샘플들을 입력으로서 수신할 수 있다. 전류 피드백 샘플들이 제어되는 변수들(예컨대, 전류, 전압 또는 전력)에 의해 지시되는 "전류 요구"  $I_d$  값과 비교되어, 구동 신호가 필요한 전류를 공급하고 있는지를 결정할 수 있다. 구동 신호 전류가 제어 변수인 실시예에서, 전류 요구  $I_d$ 는 전류 세트 포인트(262A)( $I_{sp}$ )에 의해 직접 지정될 수 있다. 예를 들어, (블록 234에서 결정되는 바와 같은) 전류 피드백 데이터의 RMS 값이 사용자-지정 RMS 전류 세트 포인트  $I_{sp}$ 와 비교되어, 적절한 제어기 액션을 결정할 수 있다. 예를 들어, 전류 피드백 데이터가 전류 세트 포인트  $I_{sp}$ 보다 낮은 RMS 값을 지시하는 경우, 블록 260에 의해 DAC(168)의 LUT 스케일링 및/또는 폴-스케일 출력 전압이 조정될 수 있어서, 구동 신호 전류가 증가된다. 이와 달리, 블록 260은 전류 피드백 데이터가 전류 세트 포인트  $I_{sp}$ 보다 큰 RMS 값을 지시할 때 DAC(168)의 LUT 스케일링 및/또는 폴-스케일 출력 전압을 조정하여, 구동 신호 전류를 감소시킬 수 있다.
- [0114] 구동 신호 전압이 제어 변수인 실시예에서, 전류 요구  $I_d$ 는 예를 들어 블록 242에서 측정된 부하 임피던스 크기  $Z_m$ 이 주어질 때 원하는 전압 세트 포인트(262B)( $V_{sp}$ )를 유지하는 데 필요한 전류에 기초하여 간접 지정될 수 있다(예컨대,  $I_d = V_{sp}/Z_m$ ). 유사하게, 구동 신호 전력이 제어 변수인 실시예에서, 전류 요구  $I_d$ 는 예를 들어 블록 236에서 측정된 전압  $V_{rms}$ 가 주어질 때 원하는 전력 세트 포인트(262C)( $P_{sp}$ )를 유지하는 데 필요한 전류에 기초하여 간접 지정될 수 있다(예컨대,  $I_d = P_{sp}/V_{rms}$ ).
- [0115] 블록 268은 LUT(228)에 저장된 LUT 샘플들을 회수함으로써 구동 신호를 제어하기 위한 DDS 제어 알고리즘을 구현할 수 있다. 소정 실시예에서, DDS 제어 알고리즘은 포인트(메모리 위치)-스킵핑(skipping) 기술을 사용하여 고정 클럭 레이트로 파형의 샘플들을 생성하기 위한 수치-제어 발진기(numerically-controlled oscillator, NCO) 알고리즘일 수 있다. NCO 알고리즘은 LUT(228)로부터 LUT 샘플들을 회수하기 위한 어드레스 포인터로서 기능하는 위상 누산기(phase accumulator) 또는 주파수-위상 컨버터(frequency-to-phase converter)를 구현할 수 있다. 일 실시예에서, 위상 누산기는 D 스텝 크기의 모듈로(modulo) N 위상 누산기일 수 있으며, 여기서 D는 주파수 제어 값을 나타내는 양의 정수이고, N은 LUT(228) 내의 LUT 샘플들의 수이다. 예를 들어, D=1의 주파수 제어 값은 위상 누산기가 LUT(228)의 모든 어드레스를 순차적으로 지시하게 하여, LUT(228)에 저장된 파형을 복제하는 파형 출력을 생성하게 할 수 있다. D>1일 때, 위상 누산기는 LUT(228) 내의 어드레스들을 스킵하여, 더 높은 주파수를 갖는 파형 출력을 생성할 수 있다. 따라서, DDS 제어 알고리즘에 의해 생성되는 파형의 주파수는 주파수 제어 값을 적합하게 변경함으로써 제어될 수 있다. 소정 실시예에서, 주파수 제어 값은 블록 244에서 구현되는 위상 제어 알고리즘의 출력에 기초하여 결정될 수 있다. 블록 268의 출력은 DAC(168)의 입력을 공급할 수 있으며, 이어서 DAC는 대응하는 아날로그 신호를 전력 증폭기(162)의 입력에 공급한다.
- [0116] 프로세서(174)의 블록 270은 증폭되는 신호의 파형 포락선에 기초하여 전력 증폭기(162)의 레일 전압을 동적으로

로 변조하기 위한 스위치-모드 컨버터 제어 알고리즘을 구현하여, 전력 증폭기(162)의 효율을 향상시킬 수 있다. 소정 실시예에서, 파형 포락선의 특성들은 전력 증폭기(162)에 포함된 하나 이상의 신호를 모니터링함으로써 결정될 수 있다. 일 실시예에서, 예를 들어, 파형 포락선의 특성들은 증폭된 신호의 포락선에 따라 변조되는 드레인 전압(예컨대, MOSFET 드레인 전압)의 최소치들을 모니터링함으로써 결정될 수 있다. 최소치 전압 신호는 예를 들어 드레인 전압에 커플링되는 전압 최소치 검출기에 의해 생성될 수 있다. 최소치 전압 신호는 ADC(176)에 의해 샘플링될 수 있고, 이때 출력 최소치 전압 샘플들은 스위치-모드 컨버터 제어 알고리즘의 블록 272에서 수신될 수 있다. 최소치 전압 샘플들의 값들에 기초하여, 블록 274는 PWM 발생기(276)에 의해 출력되는 PWM 신호를 제어할 수 있으며, 이는 이어서 스위치-모드 조절기(170)에 의해 전력 증폭기(162)에 공급되는 레일 전압을 제어한다. 소정 실시예에서, 최소치 전압 샘플들의 값들이 블록 262에 입력되는 최소치 타겟(278)보다 작은 한, 레일 전압은 최소치 전압 샘플들에 의해 특성화되는 바와 같은 파형 포락선에 따라 변조될 수 있다. 최소치 전압 샘플들이 낮은 포락선 전력 레벨들을 나타낼 때, 예를 들어, 블록 274는 낮은 레일 전압이 전력 증폭기(162)에 공급되게 할 수 있으며, 이때 최소치 전압 샘플들이 최대 포락선 전력 레벨들을 나타낼 때만 충분한 레일 전압이 공급될 수 있다. 최소치 전압 샘플들이 최소치 타겟(278) 아래로 떨어질 때, 블록 274는 레일 전압이 전력 증폭기(162)의 적절한 동작을 보증하기에 적합한 최소값으로 유지되게 할 수 있다.

[0117] 도 33a 내지 도 33c는 다양한 실시예에 따른 수술용 장치들의 제어 회로들을 예시한다. 도 10과 관련하여 상기 논의된 바와 같이, 제어 회로는 발생기(102)에 의해 전송되는 질의 신호의 특성들을 변경할 수 있다. 제어 회로의 상태 또는 구성을 고유하게 지시할 수 있는 질의 신호의 특성들은 발생기(102)에 의해 식별될 수 있고, 그의 동작의 양태들을 제어하는 데 사용될 수 있다. 제어 회로들은 초음파 수술용 장치 내에(예컨대, 초음파 수술용 장치(104)의 핸드피스(116) 내에) 또는 전기수술용 장치 내에(예컨대, 전기수술용 장치(106)의 핸드피스(130) 내에) 포함될 수 있다.

[0118] 도 33a의 실시예를 참조하면, 제어 회로(300-1)는 발생기(102)에 접속되어, 신호 조절 회로(202)로부터(예컨대, 케이블(112) 또는 케이블(128)의 도체 쌍을 통해 발생기 단자들(HS, SR)(도 10)로부터) 질의 신호(예컨대, 2 kHz의 양극 질의 신호)를 수신할 수 있다. 제어 회로(300-1)는 직렬-접속된 다이오드들(D1, D2) 및 D2와 병렬로 접속된 스위치(SW1)를 포함하는 제1 분로를 포함할 수 있다. 제어 회로(300-1)는 또한 직렬-접속된 다이오드들(D3, D4, D5), D4와 병렬로 접속된 스위치(SW2) 및 D5와 병렬로 접속된 저항기(R1)를 포함하는 제2 분로를 포함할 수 있다. 소정 실시예에서, 그리고 도시된 바와 같이, D5는 제너 다이오드(Zener diode)일 수 있다. 제어 회로(300-1)는 또한 제2 분로의 하나 이상의 구성요소(예컨대, D5, R1)와 함께 데이터 회로(304)를 정의하는 데이터 저장 요소(302)를 포함할 수 있다. 소정 실시예에서, 데이터 저장 요소(302), 및 가능하게는 데이터 회로(304)의 다른 구성요소들은 수술용 장치의 기구(예컨대, 기구(124), 기구(134)) 내에 포함될 수 있으며, 이때 제어 회로(300-1)의 다른 구성요소들(예컨대, SW1, SW2, D1, D2, D3, D4)은 핸드피스(예컨대, 핸드피스(116), 핸드피스(130)) 내에 포함될 수 있다. 소정 실시예에서, 데이터 저장 요소(302)는 단일-와이어 버스 장치(예컨대, 단일-와이어 프로토콜 EEPROM), 또는 다른 단일-와이어 프로토콜 또는 로컬 상호접속 네트워크(local interconnect network, LIN) 프로토콜 장치일 수 있다. 일 실시예에서 예를 들어, 데이터 저장 요소(302)는 미국 캘리포니아주 서니벨리 소재의 맥심 인테그레이티드 프로덕츠, 인크.(Maxim Integrated Products, Inc.)로부터 입수가능한 맥심(Maxim) DS28EC20 1-와이어(Wire)(등록상표) EEPROM을 포함할 수 있다. 데이터 저장 요소(302)는 데이터 회로(304)에 포함될 수 있는 회로 요소의 일례이다. 데이터 회로(304)는 추가적으로 또는 대안적으로 데이터를 전송 또는 수신할 수 있는 하나 이상의 다른 회로 요소 또는 구성요소를 포함할 수 있다. 그러한 회로 요소들 또는 구성요소들은 예를 들어 하나 이상의 센서(예컨대, 기구-기반 온도 센서)에 의해 획득된 데이터를 전송하고 그리고/또는 발생기(102)로부터 데이터를 수신하고, 수신된 데이터에 기초하여 사용자에게 지시(예컨대, LED 지시 또는 다른 가시적인 지시)를 제공하도록 구성될 수 있다.

[0119] 동작 동안, 신호 조절 회로(202)로부터의 질의 신호(예컨대, 2 kHz의 양극 질의 신호)가 제어 회로(300-1)의 양 분로들 양단에 인가될 수 있다. 이러한 방식으로, 분로들 양단에 나타나는 전압은 SW1 및 SW2의 상태들에 의해 고유하게 결정될 수 있다. 예를 들어, SW1이 열릴 때, 질의 신호의 음의 값들에 대한 제어 회로(300-1) 양단의 전압 강하는 D1 및 D2 양단의 순방향 전압 강하들의 합일 것이다. SW1이 닫힐 때, 질의 신호의 음의 값들에 대한 전압 강하는 D1만의 순방향 전압 강하에 의해 결정될 것이다. 따라서, 예를 들어, D1 및 D2 각각에 대한 0.7 볼트의 순방향 전압 강하의 경우, SW1의 개방 및 폐쇄 상태들은 각각 1.4 볼트 및 0.7 볼트의 전압 강하에 대응할 수 있다. 같은 방식으로, 질의 신호의 양의 값들에 대한 제어 회로(300-1) 양단의 전압 강하는 SW2의 상태에 의해 고유하게 결정될 수 있다. 예를 들어, SW2가 열릴 때, 제어 회로(300-1) 양단의 전압 강하는 D3 및 D4 양단의 순방향 전압 강하들(예컨대, 1.4 볼트) 및 D5의 파괴 전압(예컨대, 3.3 볼트)의 합일 것이다. SW2가 닫힐 때, 제어 회로(300-1) 양단의 전압 강하는 D3 양단의 순방향 전압 강하 및 D5의 파괴 전압의 합일

것이다. 따라서, SW1 및 SW2의 상태 또는 구성은 (예컨대, 신호 조절 회로(202)의 ADC에 의해 측정되는 바와 같은) 제어 회로(300-1)의 입력들 양단에 나타나는 질의 신호 전압에 기초하여 발생기(102)에 의해 식별될 수 있다.

[0120] 소정 실시예에서, 발생기(102)는 제2 데이터 회로 인터페이스(210)(도 10) 및 케이블(112) 또는 케이블(128)의 도체 쌍을 통해 데이터 회로(304), 특히 데이터 저장 요소(302)와 통신하도록 구성될 수 있다. 데이터 회로(304)와 통신하는 데 사용되는 통신 프로토콜의 주파수 대역은 질의 신호의 주파수 대역보다 높을 수 있다. 소정 실시예에서, 예를 들어, 데이터 저장 요소(302)에 대한 통신 프로토콜의 주파수는 예를 들어 200 kHz 또는 훨씬 더 높은 주파수일 수 있는 반면, SW1 및 SW2의 상이한 상태들을 결정하는 데 사용되는 질의 신호의 주파수는 예를 들어 2 kHz일 수 있다. 다이오드(D5)는 데이터 저장 요소(302)에 공급되는 전압을 적합한 동작 범위(예컨대, 3.3 내지 5 V)로 제한할 수 있다.

[0121] 도 10과 관련하여 전술된 바와 같이, 데이터 회로(304), 특히 데이터 저장 요소(302)는 그와 연관된 특정 수술용 기구에 관한 정보를 저장할 수 있다. 그러한 정보는 발생기(102)에 의해 검색될 수 있고, 예를 들어 모델 번호, 일련 번호, 수술용 기구가 사용된 수술들의 수 및/또는 임의의 다른 유형의 정보를 포함할 수 있다. 게다가, 임의의 유형의 정보가 데이터 저장 요소(302) 내의 저장을 위해 발생기(102)로부터 데이터 회로(304)로 전달될 수 있다. 그러한 정보는 예를 들어 기구가 사용된 수술들의 갱신된 수 및/또는 그의 사용 날짜들 및/또는 시각들을 포함할 수 있다.

[0122] 전술된 바와 같이, 데이터 회로(304)는 추가적으로 또는 대안적으로 데이터를 전송 또는 수신하기 위해 데이터 저장 요소(302)와 다른 구성요소들 또는 요소들을 포함할 수 있다. 그러한 구성요소들 또는 요소들은 예를 들어 하나 이상의 센서(예컨대, 기구-기반 온도 센서)에 의해 획득된 데이터를 전송하고 그리고/또는 발생기(102)로부터 데이터를 수신하고, 수신된 데이터에 기초하여 사용자에게 지시(예컨대, LED 지시 또는 다른 가시적인 지시)를 제공하도록 구성될 수 있다.

[0123] 제어 회로의 실시예는 추가적인 스위치들을 포함할 수 있다. 예를 들어, 도 33b의 실시예를 참조하면, 제어 회로(300-2)는 (총 3개의 스위치에 대해) 제1 스위치(SW1) 및 제2 스위치(SW2)를 갖는 제1 분로를 포함할 수 있으며, 이때 SW1 및 SW2 상태들의 각각의 조합은 질의 신호의 음의 값들에 대한 제어 회로(300-2) 양단의 고유 전압 강하에 대응한다. 예를 들어, SW1의 개방 및 폐쇄 상태들은 각각 D2 및 D3의 순방향 전압 강하들을 더하거나 제거하며, SW2의 개방 및 폐쇄 상태들은 각각 D4의 순방향 전압 강하를 더하거나 제거한다. 도 33c의 실시예에서, 제어 회로(300-3)의 제1 분로는 (총 4개의 스위치에 대해) 3개의 스위치를 포함하며, 이때 제너 다이오드(D2)의 파괴 전압은 SW1의 동작으로부터 발생하는 전압 강하의 변화들과 SW2 및 SW3의 동작으로부터 발생하는 전압 변화들을 구별하는 데 사용된다.

[0124] 도 14 및 도 15는 다양한 실시예에 따른 수술용 장치들의 제어 회로들을 예시한다. 도 10과 관련하여 상기 논의된 바와 같이, 제어 회로는 발생기(102)에 의해 전송되는 질의 신호의 특성들을 변경할 수 있다. 제어 회로의 상태 또는 구성을 고유하게 지시할 수 있는 질의 신호의 특성들은 발생기(102)에 의해 식별될 수 있고, 그의 동작의 양태들을 제어하는 데 사용될 수 있다. 도 14의 제어 회로(280)는 초음파 수술용 장치 내에(예컨대, 초음파 수술용 장치(104)의 핸드피스(116) 내에) 포함될 수 있고, 도 15의 제어 회로(282)는 전기수술용 장치 내에(예컨대, 전기수술용 장치(106)의 핸드피스(130) 내에) 포함될 수 있다.

[0125] 도 14를 참조하면, 제어 회로(280)는 발생기(102)에 접속되어, 신호 조절 회로(202)로부터(예컨대, 케이블(112)의 도체 쌍을 통해 발생기 단자들(HS, SR)(도 10)로부터) 질의 신호(예컨대, 2 kHz의 양극 질의 신호)를 수신할 수 있다. 제어 회로(280)는 제1 분로를 정의하기 위해 제1 다이오드(D1)와 직렬인 제1 스위치(SW1) 및 제1 분로를 정의하기 위해 제2 다이오드(D2)와 직렬인 제2 스위치(SW2)를 포함할 수 있다. 제1 및 제2 분로들은 D2의 순방향 전도 방향이 D1의 순방향 전도 방향과 반대가 되도록 병렬로 접속될 수 있다. 질의 신호는 양 분로들 양단에 인가될 수 있다. SW1 및 SW2 둘 모두가 열릴 때, 제어 회로(280)는 개방 회로를 정의할 수 있다. SW1이 닫히고, SW2가 열릴 때, 질의 신호는 제1 방향에서의 반파 정류(half-wave rectification)를 겪을 수 있다(예컨대, 질의 신호의 양의 절반이 차단됨). SW1이 열리고, SW2가 닫힐 때, 질의 신호는 제2 방향에서의 반파 정류를 겪을 수 있다(예컨대, 질의 신호의 음의 절반이 차단됨). SW1 및 SW2 둘 모두가 닫힐 때, 정류는 발생하지 않을 수 있다. 따라서 SW1 및 SW2의 상이한 상태들에 대응하는 질의 신호의 상이한 특성들에 기초하여, 제어 회로(280)의 상태 또는 구성은 (예컨대, 신호 조절 회로(202)의 ADC에 의해 측정되는 바와 같은) 제어 회로(280)의 입력들 양단에 나타나는 전압 신호에 기초하여 발생기(102)에 의해 식별될 수 있다.

[0126] 소정 실시예에서, 그리고 도 14에 도시된 바와 같이, 케이블(112)은 데이터 회로(206)를 포함할 수 있다. 데이

터 회로(206)는 예를 들어 EEPROM 장치와 같은 비-휘발성 저장 장치를 포함할 수 있다. 발생기(102)는 도 10과 관련하여 상기 논의된 바와 같이 제1 데이터 회로 인터페이스(204)를 통해 데이터 회로(206)와 정보를 교환할 수 있다. 그러한 정보는 케이블(112)과 통합된 또는 그와 함께 사용하도록 구성된 수술용 장치에 고유할 수 있으며, 예를 들어 모델 번호, 일련 번호, 수술용 장치가 사용된 수술들의 수 및/또는 임의의 다른 유형의 정보를 포함할 수 있다. 정보는 또한 도 10과 관련하여 상기 논의된 바와 같이 데이터 회로 내의 저장을 위해 발생기(102)로부터 데이터 회로(206)로 전달될 수 있다. 소정 실시예에서, 그리고 도 33e 내지 도 33g를 참조하면, 데이터 회로(206)는 특정 수술용 장치 유형 또는 모델과 발생기(102)를 인터페이스하기 위한 어댑터 내에 배치될 수 있다.

[0127] 도 15를 참조하면, 제어 회로(282)는 발생기(102)에 접속되어, 신호 조절 회로(202)로부터(예컨대, 케이블(128)의 도체 쌍을 통해 발생기 단자들(HS, SR)(도 10)로부터) 질의 신호(예컨대, 2 kHz의 양극 질의 신호)를 수신할 수 있다. 제어 회로(282)는 직렬-접속된 저항기들(R2, R3, R4)을 포함할 수 있으며, 이때 R2 및 R4 양단에는 스위치들(SW1, SW2)이 각각 접속된다. 질의 신호가 직렬-접속된 저항기들 중 적어도 하나의 양단에 인가되어 제어 회로(282) 양단의 전압 강하를 생성할 수 있다. 예를 들어, SW1 및 SW2 둘 모두가 열릴 때, 전압 강하는 R2, R3 및 R4에 의해 결정될 수 있다. SW1이 닫히고, SW2가 열릴 때, 전압 강하는 R3 및 R4에 의해 결정될 수 있다. SW1이 열리고, SW2가 닫힐 때, 전압 강하는 R2 및 R3에 의해 결정될 수 있다. SW1 및 SW2 둘 모두가 닫힐 때, 전압 강하는 R3에 의해 결정될 수 있다. 따라서, (예컨대, 신호 조절 회로(202)의 ADC에 의해 측정되는 바와 같은) 제어 회로(282) 양단의 전압 강하에 기초하여, 제어 회로(282)의 상태 또는 구성이 발생기(102)에 의해 식별될 수 있다.

[0128] 도 16은 초음파 수술용 장치(104)와 같은 초음파 수술용 장치의 제어 회로(280-1)의 일 실시예를 예시한다. 제어 회로(280-1)는 도 14의 제어 회로(280)의 구성요소들을 포함하는 것에 더하여, 데이터 저장 요소(286)를 갖는 데이터 회로(284)를 포함할 수 있다. 소정 실시예에서, 데이터 저장 요소(286), 및 가능하게는 데이터 회로(284)의 다른 구성요소들은 초음파 수술용 장치의 기구(예컨대, 기구(124)) 내에 포함될 수 있으며, 이때 제어 회로(280-1)의 다른 구성요소들(예컨대, SW1, SW2, D1, D2, D3, D4, C1)은 핸드피스(예컨대, 핸드피스(116)) 내에 포함될 수 있다. 소정 실시예에서, 데이터 저장 요소(286)는 단일-와이어 버스 장치(예컨대, 단일-와이어 프로토콜 EEPROM), 또는 다른 단일-와이어 프로토콜 또는 로컬 상호접속 네트워크(LIN) 프로토콜 장치일 수 있다. 일 실시예에서, 예를 들어, 데이터 저장 요소(286)는 미국 캘리포니아주 서니베일 소재의 맥심 인터그레이티드 프로덕츠, 인크.로부터 입수가 가능한 맥심 DS28EC20 1-와이어(등록상표) EEPROM을 포함할 수 있다.

[0129] 소정 실시예에서, 발생기(102)는 제2 데이터 회로 인터페이스(210)(도 10) 및 케이블(112)의 도체 쌍을 통해 데이터 회로(284), 특히 데이터 저장 요소(286)와 통신하도록 구성될 수 있다. 특히, 데이터 회로(284)와 통신하는 데 사용되는 통신 프로토콜의 주파수 대역은 질의 신호의 주파수 대역보다 높을 수 있다. 소정 실시예에서, 예를 들어, 데이터 저장 요소(286)에 대한 통신 프로토콜의 주파수는 예를 들어 200 kHz 또는 훨씬 더 높은 주파수일 수 있는 반면, SW1 및 SW2의 상이한 상태들을 결정하는 데 사용되는 질의 신호의 주파수는 예를 들어 2 kHz 일 수 있다. 따라서, 데이터 회로(284)의 커패시터(C1)의 값은, 데이터 저장 요소(286)가 질의 신호의 비교적 낮은 주파수로부터 "숨겨지면서", 발생기(102)가 통신 프로토콜의 더 높은 주파수에서 데이터 저장 요소(286)와 통신하는 것을 가능하게 하도록 선택될 수 있다. 직렬 다이오드(D3)는 질의 신호의 음의 사이클들로부터 데이터 저장 요소(286)를 보호할 수 있으며, 병렬 제너 다이오드(D4)는 데이터 저장 요소(286)에 공급되는 전압을 적합한 동작 범위(예컨대, 3.3 내지 5 V)로 제한할 수 있다. 순방향 전도 모드에 있을 때, D4는 또한 질의 신호의 음의 사이클들을 접지로 고정할 수 있다.

[0130] 도 10과 관련하여 전술된 바와 같이, 데이터 회로(284), 특히 데이터 저장 요소(286)는 그와 연관된 특정 수술용 기구에 관한 정보를 저장할 수 있다. 그러한 정보는 발생기(102)에 의해 검색될 수 있으며, 예를 들어 모델 번호, 일련 번호, 수술용 기구가 사용된 수술들의 수 및/또는 임의의 다른 유형의 정보를 포함할 수 있다. 게다가, 임의의 유형의 정보가 데이터 저장 요소(286) 내의 저장을 위해 발생기(102)로부터 데이터 회로(284)로 전달될 수 있다. 그러한 정보는 예를 들어 기구가 사용된 수술들의 갱신된 수 및/또는 그의 사용 날짜들 및/또는 시각들을 포함할 수 있다. 더욱이, 발생기(102)와 수술용 장치 사이의 상이한 유형의 통신들은 주파수-대역 분리될 수 있으므로, 데이터 저장 요소(286)의 존재는 필요한 데이터 관독 기능을 갖지 않는 발생기들에게 "보이지 않을" 수 있고, 따라서 수술용 장치의 역호환성을 가능하게 할 수 있다.

[0131] 소정 실시예에서, 그리고 도 17에 도시된 바와 같이, 데이터 회로(284-1)는 SW1 및 SW2의 상태들로부터의 데이터 저장 요소(286)의 절연을 제공하기 위한 인덕터(L1)를 포함할 수 있다. L1의 추가는 또한 전기수술용 장치들에서 데이터 회로(284-1)의 사용을 가능하게 할 수 있다. 도 18은 예를 들어 도 15의 제어 회로(282)와 도

17의 데이터 회로(284-1)를 조합하는 제어 회로(282-1)의 일 실시예를 예시한다.

[0132] 소정 실시예에서, 데이터 회로는 데이터 회로에 의해 수신되는 질의 신호의 하나 이상의 특성(예컨대, 진폭, 정류)을 변경하기 위한 하나 이상의 스위치를 포함할 수 있어서, 하나 이상의 스위치의 상태 또는 구성은 하나 이상의 특성에 기초하여 고유하게 식별가능하다. 도 19는 예를 들어 데이터 회로(284-2)가 D4와 병렬로 접속된 스위치(SW3)를 포함하는 제어 회로(282-2)의 일 실시예를 예시한다. 질의 신호는 질의 신호가 C1을 통해 데이터 회로(284-2)에 의해 수신되지만 L1에 의해 제어 회로(282-2)의 다른 부분들로부터 차단되기에 충분한 주파수로 발생기(102)로부터(예컨대, 도 10의 신호 조절 회로(202)로부터) 전달될 수 있다. 이러한 방식으로, 제1 질의 신호(예컨대, 25 kHz의 양극 질의 신호)의 하나 이상의 특성이 사용되어 SW3의 상태를 식별할 수 있고, 더 낮은 주파수의 제2 질의 신호(예컨대, 2 kHz의 양극 질의 신호)의 하나 이상의 특성이 사용되어 SW1 및 SW2의 상태들을 식별할 수 있다. SW3의 추가가 전기수술용 장치 내의 제어 회로(282-2)와 관련하여 예시되지만, SW3은 예를 들어 도 17의 제어 회로(280-2)와 같은 초음파 수술용 장치의 제어 회로에 추가될 수 있다는 것을 알 것이다.

[0133] 또한, SW3에 더하여 스위치들이 데이터 회로에 추가될 수 있다는 것을 알 것이다. 예를 들어, 도 20 및 21에 도시된 바와 같이, 데이터 회로(284-3, 284-4)의 실시예는 각각 제2 스위치(SW4)를 포함할 수 있다. 도 20에서, 제너 다이오드들(D5, D6)의 전압 값들은 이들의 전압 값이 잡음의 존재 시에 질의 신호의 신뢰성 있는 식별을 가능하게 할 만큼 충분히 다르도록 선택될 수 있다. D5 및 D6의 전압 값들의 합은 D4의 전압 값 이하일 수 있다. 소정 실시예에서, D5 및 D6의 전압 값들에 따라서는, 도 20에 예시된 데이터 회로(284-3)의 실시예로부터 D4를 제거하는 것이 가능할 수 있다.

[0134] 소정 경우에서, 스위치들(예컨대, SW1 내지 SW4)은 데이터 저장 요소(286)와 통신하는 발생기(102)의 능력을 방해할 수 있다. 일 실시예에서, 이러한 문제는 스위치들의 상태들이 발생기(102)와 데이터 저장 요소(286) 사이의 통신을 방해할 경우에 에러를 선언함으로써 해결될 수 있다. 다른 실시예에서, 발생기(102)는 스위치들의 상태들이 통신을 방해하지 않을 것으로 발생기(102)에 의해 결정될 때만 데이터 저장 요소(286)와의 통신을 허락할 수 있다. 스위치들의 상태들은 어느 정도는 예측 불가능할 수 있으므로, 발생기(102)는 이러한 결정을 반복적으로 수행할 수 있다. 소정 실시예에서, L1의 추가는 데이터 회로 외부의 스위치들(예컨대, SW1, SW2)에 의해 유발되는 간섭을 방지할 수 있다. 데이터 회로 내에 포함된 스위치들(예컨대, SW3, SW4)의 경우, 주파수 대역 분리에 의한 스위치들의 절연은 C1보다 훨씬 작은 용량 값을 갖는 커패시터(C2)(예컨대,  $C2 \ll C1$ )의 추가에 의해 실현될 수 있다. C2를 포함하는 데이터 회로들(284-5, 284-6, 284-7)의 실시예는 도 22 내지 도 24에 각각 도시되어 있다.

[0135] 도 16 내지 도 24의 임의의 실시예에서, D4의 주파수 응답 특성들에 따라서는, D4와 병렬이고 동일 방향을 향하는 고속 다이오드를 추가하는 것이 바람직하거나 필요할 수 있다.

[0136] 도 25는 발생기(102)와 데이터 저장 요소 간의 통신이 진폭-변조 통신 프로토콜(예컨대, 진폭-변조 1-와이어(등록상표) 프로토콜, 진폭-변조 LIN 프로토콜)을 사용하여 구현되는 제어 회로(280-5)의 일 실시예를 예시한다. 고주파 반송파(carrier)(예컨대, 8 MHz 이상) 상의 통신 프로토콜의 진폭 변조는 저주파 질의 신호들(예컨대, 2 kHz의 질의 신호들)과 도 16 내지 도 24의 실시예에서 사용되는 통신 프로토콜의 고유 "기저 대역" 주파수 사이의 주파수 대역 분리를 상당히 증가시킨다. 제어 회로(280-5)는 도 16의 제어 회로(280-1)와 유사할 수 있으며, 이때 데이터 회로(288)는 데이터 저장 요소(286)에 의한 수신을 위해 진폭-변조 통신 프로토콜을 D3과 연계하여 복조하는 추가적인 커패시터(C3) 및 저항기(R5)를 포함할 수 있다. 도 16의 실시예에서와 같이, D3은 질의 신호의 음의 사이클들로부터 데이터 저장 요소(286)를 보호할 수 있으며, D4는 순방향 전도 모드에 있을 때 데이터 저장 요소(286)에 공급되는 전압을 적합한 동작 범위(예컨대, 3.3 내지 5 V)로 제한하고, 질의 신호의 음의 사이클들을 접지로 고정할 수 있다. 증가된 주파수 분리는 C1이 도 16 내지 도 24의 실시예에 비해 다소 작게 할 수 있다. 또한, 반송파 신호의 높은 주파수는 또한 동일한 동작 실내 환경에서 사용되는 다른 수술용 장치들에 의해 생성될 수 있는 전기 잡음의 주파수 범위로부터 추가로 분리되므로, 데이터 저장 요소와의 통신의 잡음 면역성을 개선할 수 있다. 소정 실시예에서, 반송파의 비교적 높은 주파수는 D4의 주파수 응답 특성들과 조합하여, D4와 병렬이고 동일 방향을 향하는 고속 다이오드를 추가하는 것이 바람직하거나 필요하게 할 수 있다.

[0137] 데이터 회로(288) 외부의 스위치들(예컨대, SW1, SW2)에 의해 유발되는 데이터 저장 요소(286) 통신과의 간섭을 방지하기 위한 인덕터(L1)의 추가와 더불어, 데이터 회로(288)는 도 26의 데이터 회로(288-1)의 실시예에 도시된 바와 같이 전기수술용 기구들의 제어 회로들에서 사용될 수 있다.

- [0138] C2 및 R3, 그리고 D7에 대한 더 가능한 필요성을 제외하고는, 도 25 및 도 26의 실시예는 도 16 내지 도 24의 "기저 대역" 실시예와 유사하다. 예를 들어, 스위치들이 도 19 내지 도 21의 데이터 회로들에 추가될 수 있는 방식은 (도 20의 변조-반송과 등가물로부터의 D4의 제거의 가능성을 포함하는) 도 25 및 도 26의 실시예에 직접 적용될 수 있다. 도 22 내지 도 24에 구현된 데이터 회로들의 변조-반송과 등가물들은 추가적인 스위치들(예컨대, SW3, SW4)에 대한 질의 주파수를 반송 주파수와 데이터 회로 외부의 스위치들에 대한 더 낮은 질의 주파수 사이의 중간 주파수 대역으로 절연하기 위하여 C2와 직렬인 적절한 크기의 인덕터(L2)의 추가만을 필요로 할 수 있다. 그러한 하나의 데이터 회로(282-7)의 실시예가 도 27에 도시되어 있다.
- [0139] 도 27의 실시예에서, SW1 및 SW2의 상태들에 의해 유발되는, 데이터 저장 요소(286)와의 발생기의 통신 능력에 대한 임의의 방해가 도 19 내지 도 24의 실시예와 관련하여 전술된 바와 같이 해결될 수 있다. 예를 들어, 발생기(102)는 스위치 상태들이 통신을 방해할 경우에 에러를 선언할 수 있거나, 발생기(102)는 스위치 상태들이 간섭을 유발하지 않을 것으로 발생기(102)에 의해 결정될 때만 통신을 허락할 수 있다.
- [0140] 소정 실시예에서, 데이터 회로는 정보를 저장하기 위한 데이터 저장 요소(286)(예컨대, EEPROM 장치)를 포함하지 않을 수 있다. 도 28 내지 도 32는 저항 및/또는 유도 요소들을 이용하여 질의 신호의 하나 이상의 특성(예컨대, 진폭, 위상)을 변경함으로써 제어 회로의 상태 또는 구성이 하나 이상의 특성에 기초하여 고유하게 식별될 수 있게 하는 제어 회로들의 실시예를 예시한다.
- [0141] 도 28에서, 예를 들어, 데이터 회로(290)는 식별 저항기(R1)를 포함할 수 있으며, 이때 C1의 값은 R1이 SW1 및 SW2의 상태들을 결정하기 위한 제1 저주파 질의 신호(예컨대, 2 kHz의 질의 신호)로부터 "숨겨지도록" 선택될 수 있다. 상당히 더 높은 주파수 대역 내의 제2 질의 신호로부터 발생하는 제어 회로(280-6)의 입력들에서의 전압 및/또는 전류(예컨대, 진폭, 위상)를 측정함으로써, 발생기(102)는 C1을 통해 R1의 값을 측정하여, 복수의 식별 저항기 중 어느 것이 기구 내에 포함되는지를 결정할 수 있다. 그러한 정보는 발생기(102)에 의해 기구 또는 기구의 특정 특성을 식별하는 데 사용될 수 있어서, 제어 및 진단 프로세스들이 최적화될 수 있다. SW1 및 SW2의 상태들에 의해 유발되는 발생기의 R1 측정 능력에 대한 임의의 방해는 스위치 상태들이 측정을 방해할 경우에 에러를 선언함으로써 또는 제2 고주파 질의 신호의 전압을 D1 및 D2의 턴온 전압들 아래로 유지함으로써 해결될 수 있다. 그러한 방해는 또한 스위치 회로와 직렬로 인덕터(도 29의 L1)를 추가하여 제2 고주파 질의 신호를 차단하면서 제1 저주파 질의 신호를 통과시킴으로써 해결될 수 있다. 이러한 방식의 인덕터의 추가는 또한 도 30의 데이터 회로(290-2)의 실시예에 도시된 바와 같이 전기수술용 기구들의 제어 회로들에서 데이터 회로(290)의 사용을 가능하게 할 수 있다.
- [0142] 소정 실시예에서는, 다수의 주파수에서의 질의를 가능하게 하기 위한 다수의 커패시터(C1)가 사용되어, 주어진 신호 대 잡음비에 대해 또는 주어진 세트의 구성요소 허용 한계들에 대해 다수의 상이한 R1 값들을 구별할 수 있다. 그러한 일 실시예에서는, 도 31의 데이터 회로(290-3)의 실시예에 도시된 바와 같이, 인덕터들이 최저값 외의 모든 값의 C1과 직렬로 배치되어, 상이한 질의 주파수들에 대해 특정 통과 대역들을 생성할 수 있다.
- [0143] 도 14의 제어 회로(280)에 기초하는 제어 회로들의 실시예에서, 식별 저항기들은 주파수 대역 분리에 대한 필요 없이 측정될 수 있다. 도 32는 R1이 비교적 높은 값을 갖도록 선택되는 그러한 일 실시예를 예시한다.
- [0144] 도 33d 내지 도 33i는 발생기(102)와 수술용 장치의 핸드피스 사이의 전기 통신을 설정하는 데 사용될 수 있는 다중-도체 케이블들 및 어댑터들의 실시예를 예시한다. 구체적으로, 케이블들은 발생기 기둥 신호를 수술용 장치로 전송할 수 있으며, 발생기(102)와 수술용 장치의 제어 회로 사이의 제어-기반 통신을 가능하게 할 수 있다. 소정 실시예에서, 케이블들은 수술용 장치와 일체로 형성될 수 있거나, 수술용 장치의 적합한 커넥터에 의해 제거 가능하게 결합되도록 구성될 수 있다. 케이블들(112-1, 112-2, 112-3)(각각 도 33e 내지 도 33g)은 초음파 수술용 장치(예컨대, 초음파 수술용 장치(104))와 함께 사용되도록 구성될 수 있고, 케이블(128-1)(도 33d)은 전기수술용 장치(예컨대, 전기수술용 장치(106))와 함께 사용되도록 구성될 수 있다. 예를 들어 케이블(112-1)과 같은 케이블들 중 하나 이상은 발생기(102)와 직접 연결되도록 구성될 수 있다. 그러한 실시예에서, 케이블은 그와 연관된 특정 수술용 장치에 관한 정보(예컨대, 모델 번호, 일련 번호, 수술용 장치가 사용된 수술들의 수 및/또는 임의의 다른 유형의 정보)를 저장하기 위한 데이터 회로(예컨대, 데이터 회로(206))를 포함할 수 있다. 소정 실시예에서, 케이블들 중 하나 이상은 어댑터를 통해 발생기(102)에 연결될 수 있다. 예를 들어, 케이블들(112-2, 112-3)은 제1 어댑터(292)(도 33i)를 통해 발생기(102)에 연결될 수 있고, 케이블(128-1)은 제2 어댑터(294)(도 33h)를 통해 발생기(102)에 연결될 수 있다. 그러한 실시예에서, 데이터 회로(예컨대, 데이터 회로(206))는 케이블(예컨대, 케이블들(112-2, 112-3)) 내에 또는 어댑터(예컨대, 제2 어댑터(294)) 내에 배치될 수 있다.

- [0145] 다양한 실시예에서, 발생기(102)는 환자 내의 바람직하지 않은 그리고 잠재적으로 해로운 전류를 방지하기 위해 수술용 장치들(104, 106)로부터 전기적으로 절연될 수 있다. 예를 들어, 발생기(102) 및 수술용 장치들(104, 106)이 전기적으로 절연되지 않는 경우, 구동 신호를 통해 장치들(104, 106)에 제공되는 전압은 장치 또는 장치들(104, 106)이 작용하는 환자 조직의 전위를 잠재적으로 변경할 수 있으며, 따라서 환자 내에 바람직하지 않은 전류를 유발할 수 있다. 그러한 문제들은 조직을 통해 어떠한 전류도 통과시키지 않도록 의도된 초음파 수술용 장치(104)를 사용할 때 더 심각할 수 있다는 것을 알 것이다. 따라서, 누설 전류의 능동적인 제거에 대한 설명의 나머지는 초음파 수술용 장치(104)와 관련하여 설명된다. 그러나, 본 명세서에 설명되는 시스템 및 방법은 전기수술용 장치들(106)에도 적용될 수 있다는 것을 알 것이다.
- [0146] 다양한 실시예에 따르면, 절연 변압기(156)와 같은 절연 변압기가 사용되어, 발생기(102)와 수술용 장치(104) 사이의 전기적 절연을 제공할 수 있다. 예를 들어, 변압기(156)는 전술된 비-절연 스테이지(154)와 절연 스테이지(152) 사이의 절연을 제공할 수 있다. 절연 스테이지(154)는 수술용 장치(104)와 통신할 수 있다. 구동 신호는 발생기(102)(예컨대, 발생기 모듈(108))에 의해 절연 변압기(156)의 주 권선(164)에 제공되고, 절연 변압기의 보조 권선(158)으로부터 수술용 장치(104)에 제공될 수 있다. 그러나, 실제 변압기들의 비-이상성을 고려하면, 이러한 배열은 완전한 전기적 절연을 제공하지 못할 수 있다. 예를 들어, 실제 변압기는 주 권선과 보조 권선 사이에 기생 용량을 가질 수 있다. 기생 용량은 완전한 전기 절연을 방해할 수 있으며, 주 권선에 존재하는 전위가 보조 권선의 전위에 영향을 미치게 할 수 있다. 이것은 환자 내에 누설 전류를 유발할 수 있다.
- [0147] 국제 전기 기술 위원회(International Electrotechnical Commission, IEC) 60601-1 표준과 같은 현대의 산업 표준들은 허용가능한 환자 누설 전류를 10  $\mu$ A 이하로 제한한다. 누설 전류는 절연 변압기의 보조 권선과 접지(예컨대, 어스 접지) 사이에 누설 커패시터를 제공함으로써 수동적으로 감소될 수 있다. 누설 커패시터는 절연 변압기의 기생 용량을 통해 비-절연 측으로부터 커플링된 환자측 전위의 변화를 완화하여 누설 전류를 감소시키도록 동작할 수 있다. 그러나, 발생기(102)에 의해 제공되는 구동 신호의 전압, 전류, 전력 및/또는 주파수가 증가함에 따라 누설 전류가 또한 증가할 수 있다. 다양한 실시예에서, 유발되는 누설 전류는 누설 전류를 10  $\mu$ A 및/또는 다른 누설 전류 표준들 아래로 유지하기 위한 수동 누설 커패시터의 능력을 넘도록 증가할 수 있다.
- [0148] 따라서, 다양한 실시예는 누설 전류를 능동적으로 제거하기 위한 시스템들 및 방법들과 관련된다. 도 34는 누설 전류의 능동적인 제거를 위한 회로(800)의 일 실시예를 예시한다. 회로(800)는 발생기(102)의 일부로서 또는 그와 관련하여 구현될 수 있다. 이 회로는 주 권선(804) 및 보조 권선(806)을 갖는 절연 변압기(802)를 포함할 수 있다. 구동 신호(816)는 주 권선(804) 양단에 제공되어, 보조 권선(806) 양단에 절연 구동 신호를 생성할 수 있다. 절연 구동 신호에 더하여, 절연 변압기(802)의 기생 용량(808)은 접지(818)에 대한 구동 신호의 전위의 소정 성분을 환자측 상의 보조 권선(806)에 커플링할 수 있다.
- [0149] 도시된 바와 같이, 보조 권선(806)과 접지(818) 사이에 접속된 누설 커패시터(810) 및 능동 제거 회로(812)가 제공될 수 있다. 능동 제거 회로(812)는 구동 신호(816)와 위상이 약 180° 다를 수 있는 역 구동 신호(814)를 생성할 수 있다. 능동 제거 회로(812)는 누설 커패시터(810)에 전기적으로 커플링되어, 접지(818)에 대해 구동 신호(816)와 약 180° 위상이 다른 전위로 누설 커패시터를 구동할 수 있다. 따라서, 환자측 보조 권선(806) 상의 전하는 환자를 통해서가 아니라 누설 커패시터(810)를 통해 접지(818)에 도달함으로써 누설 전류를 감소시킬 수 있다. 다양한 실시예에 따르면, 누설 커패시터(810)는 강건성에 대해 적절한 산업, 정부 및/또는 설계 표준들을 충족시키도록 설계될 수 있다. 예를 들어, 누설 커패시터(810)는 IEC 60384-14 표준을 따르는 Y-타입 커패시터일 수 있고 그리고/또는 직렬인 다수의 물리 커패시터를 포함할 수 있다.
- [0150] 도 35는 누설 전류의 능동적 제거를 제공하기 위해 발생기(102)에 의해 구현될 수 있는 회로(820)의 일 실시예를 예시한다. 회로(820)는 발생기 회로(824) 및 환자측 회로(822)를 포함할 수 있다. 발생기 회로(824)는 본 명세서에 설명되는 바와 같이 구동 신호를 생성 및/또는 변조할 수 있다. 예를 들어, 일부 실시예에서, 발생기 회로(824)는 전술된 비-절연 스테이지(154)와 유사하게 동작할 수 있다. 또한, 예를 들어, 환자측 회로(822)는 전술된 절연 스테이지(152)와 유사하게 동작할 수 있다.
- [0151] 발생기 회로(824)와 환자측 회로(822) 사이의 전기적 절연은 절연 변압기(826)에 의해 제공될 수 있다. 절연 변압기(826)의 주 권선(828)은 발생기 회로(824)에 커플링될 수 있다. 예를 들어, 발생기 회로(824)는 주 권선(828) 양단에 구동 신호를 생성할 수 있다. 구동 신호는 임의의 적합한 방법에 따라 주 권선(828) 양단에 생성될 수 있다. 예를 들어, 다양한 실시예에 따르면, 주 권선(828)은 DC 전압(예컨대, 48 볼트)으로 유지될 수 있는 중앙 탭(829)을 포함할 수 있다. 발생기 회로(824)는 주 권선(828)의 다른 단부들에 각각 커플링되는 출력 스테이지들(825, 827)을 포함할 수 있다. 출력 스테이지들(825, 827)은 구동 신호에 대응하는 전류가 주 권선

(828) 내에 흐르게 할 수 있다. 예를 들어, 출력 스테이지(827)가 중앙 탭 전압보다 낮은 그의 출력 전압을 인출하여, 출력 스테이지(827)가 주 권선(828) 양단으로부터 전류를 배출할 때, 구동 신호의 양의 부분들이 실현될 수 있다. 대응하는 전류가 보조 권선(830)에 유도될 수 있다. 유사하게, 출력 스테이지(827)가 중앙 탭 전압보다 낮은 그의 출력 전압을 인출하여, 출력 스테이지(825)가 주 권선(828) 양단에서 반대 전류를 배출하게 할 때, 구동 신호의 음의 부분들이 구현될 수 있다. 이것은 보조 권선(830) 내에 대응하는 반대 전류를 유도할 수 있다. 환자측 회로(822)는 출력 라인들(821, 823)을 통해 장치(104)에 제공될 수 있는 절연 구동 신호에 대해 다양한 신호 조절 및/또는 다른 처리를 수행할 수 있다.

[0152] 능동 제거 변압기(832)는 주 권선(834) 및 보조 권선(836)을 가질 수 있다. 주 권선(834)은 절연 변압기(826)의 주 권선(828)에 전기적으로 커플링될 수 있어서, 구동 신호가 권선(834) 양단에 제공된다. 예를 들어, 주 권선(834)은 2개의 권선(843, 845)을 포함할 수 있다. 제1 권선(845)의 제1 단부(835) 및 제2 권선(843)의 제1 단부(839)는 권선(828)의 중앙 탭(829)에 전기적으로 커플링될 수 있다. 제1 권선(845)의 제2 단부(841)는 출력 스테이지(827)에 전기적으로 커플링될 수 있고, 제2 권선(843)의 제2 단부(837)는 출력 스테이지(825)에 전기적으로 커플링될 수 있다. 제거 변압기(832)의 보조 권선(836)은 접지(818)에 그리고 제거 커패시터(840)의 제1 전극에 커플링될 수 있다. 제거 커패시터(840)의 나머지 전극은 출력 라인(823)에 커플링될 수 있다. 선택적인 부하 저항기(838)가 또한 보조 권선(836) 양단에 병렬로 전기적으로 커플링될 수 있다.

[0153] 다양한 실시예에 따르면, 능동 제거 변압기의 보조 권선(836)은 그의 극성이 주 권선(834)의 극성과 반대가 되도록 다른 구성요소들(840, 838, 818)에 감기고 그리고/또는 배선될 수 있다. 예를 들어, 보조 권선(836) 양단에 역 구동 신호가 유도될 수 있다. 접지(818)에 대해, 역 구동 신호는 능동 제거 변압기(832)의 주 권선(834) 양단에 제공되는 구동 신호와 위상이 180° 다를 수 있다. 부하 저항기(838)와 연계하여, 보조 권선(836)은 제거 커패시터(840)에 역 구동 신호를 제공할 수 있다. 따라서, 구동 신호로 인해 환자측 회로(822)에서 나타나는 누설 전위를 유발하는 전하가 제거 커패시터(840)로 인출될 수 있다. 이러한 방식으로, 커패시터(840), 보조 권선(836) 및 부하 저항기(838)는 잠재적인 누설 전류를 접지(818)로 배출하여, 환자 누설 전류를 최소화할 수 있다.

[0154] 다양한 실시예에 따르면, 구성요소들(832, 838, 840)의 파라미터들은 누설 전류 제거를 최대화하도록 그리고 다양한 실시예에서 전자기 방사를 줄이도록 선택될 수 있다. 예를 들어, 능동 제거 변압기(832)는 그가 절연 변압기(826)의 주파수, 온도, 습도 및 기타 특성들과 정합될 수 있게 하는 재료들로 그리고 그러한 구성에 따라 제조될 수 있다. 능동 변압기(832)의 다른 파라미터들(예컨대, 턴(turn)들의 수, 턴 비(turn ratio)들 등)은 외부 전압 인가로 인한 출력-유도 전류, 전자기(EM) 방사 및 누설 전류의 최소화 사이의 균형을 달성하도록 선택될 수 있다. 예를 들어, 회로(820)는 IEC 60601 또는 다른 적합한 산업 또는 정부 표준들을 충족시키도록 구성될 수 있다. 부하 저항기(838)의 값은 유사하게 선택될 수 있다. 게다가, 제거 커패시터(840)의 파라미터들(예컨대, 용량 등)은 누설 전류 유발의 원인인 기생 용량들의 특성들과 가능한 한 양호하게 정합되도록 선택될 수 있다.

[0155] 도 36은 누설 전류의 능동 제거를 제공하기 위해 발생기(102)에 의해 구현될 수 있는 회로(842)의 대안적인 실시예를 예시한다. 회로(842)는 회로(820)와 유사할 수 있지만, 능동 제거 변압기(832)의 보조 권선(836)은 출력 라인(823)에 전기적으로 커플링될 수 있다. 제거 커패시터(823)는 보조 권선(836)과 접지(818) 사이에 직렬로 접속될 수 있다. 회로(842)는 회로(820)의 동작과 유사한 방식으로 동작할 수 있다. 다양한 실시예에 따르면, (예컨대, 능동 제거 변압기(832)가 스텝-업 변압기일 때,) 예를 들어 IEC 60601-1에서 정의되는 바와 같은 총 운영 전압이 최소화될 수 있다.

[0156] 도 37은 누설 전류의 능동 제거를 제공하기 위해 발생기(102)에 의해 구현될 수 있는 회로(844)의 대안적인 실시예를 예시한다. 회로(844)는 능동 제거 변압기(832)를 생략하고 이를 절연 변압기(826)의 제2 보조 권선(846)으로 대체할 수 있다. 제2 보조 권선(846)은 출력 라인(823)에 접속될 수 있다. 제거 커패시터(840)는 제2 보조 권선(846)과 접지 사이에 직렬로 접속될 수 있다. 제2 보조 권선은 주 권선(828) 및 보조 권선(830)의 극성과 반대인 극성을 갖도록 감기고 그리고/또는 배선될 수 있다. 따라서, 구동 신호가 주 권선(828) 양단에 존재할 때, 전술된 바와 같은 역 구동 신호가 보조 권선(846) 양단에 존재할 수 있다. 따라서, 회로(844)는 회로들(820, 842)과 관련하여 전술된 것과 유사한 방식으로 누설 전류를 제거할 수 있다. 회로(844)에 도시된 바와 같은 능동 제거 변압기(832)의 생략은 부품 수, 비용 및 복잡성을 감소시킬 수 있다.

[0157] 도 38은 누설 전류의 능동 제거를 제공하기 위해 발생기(102)에 의해 구현될 수 있는 회로(848)의 또 다른 실시예를 예시한다. 회로(848)는 전술된 바와 같은 용량 커플링으로 인한 환자측 회로(822) 내의 외부 전류들은 물

론, 예를 들어 주파수-고유 영향들(예컨대, 전원들로부터의 60 Hz 또는 다른 주파수 잡음), 경로 영향들, 부하 영향들 등과 같은 다른 외부 영향들을 제거하도록 구성될 수 있다. 접지(818)에 전기적으로 커플링되는 대신에, 제거 커패시터(840)는 회로(848)에 도시된 바와 같이 교정 제어 회로(851)에 커플링될 수 있다. 회로(851)는 디지털 신호 프로세서(DSP)(850) 또는 다른 프로세서를 포함할 수 있다. DSP(850)는 (예컨대, 아날로그-디지털 컨버터를 통해) 입력들(858)을 수신할 수 있다. 입력들(858)은 추가적인 누설 전류를 유발할 수 있는 외부 영향들을 지시하는 경향이 있는 값들일 수 있다. 그러한 입력들의 예들은 예를 들어 전원 파라미터들, 임피던스와 같은 부하 데이터, 회로(848)로부터 장치(104)로의 경로를 기술하는 임피던스 또는 다른 값들 등일 수 있다. 입력들(858)에 기초하여, DSP(85)는 제거 커패시터(840)에 제공될 때 외부 영향들로 인해 환자측 전류들을 제거할 수 있는 제거 전위를 도출할 수 있다. 제거 전위는 디지털-아날로그 컨버터(852)에 디지털로 제공될 수 있고, 이 디지털-아날로그 컨버터는 제거 전위의 아날로그 버전을 제거 커패시터(840)에 제공할 수 있다. 따라서, 제거 커패시터(840) 양단의 전압 강하는 제2 보조 권선(846) 양단에 존재하는 역 구동 신호 및 회로(851)에서 발견되는 제거 전위의 함수일 수 있다.

[0158] 회로(848)는 능동 제거 변압기(832)가 생략되고, 커패시터(840) 및 제2 보조 권선(846)이 회로(844)의 구성 내에 있는 것으로 도시되어 있다. 그러나, 교정 제어 회로(851)는 본 명세서에서 설명되는 임의의 구성(예컨대, 820, 842, 844 등)에서 이용될 수 있다는 것을 알 것이다. 예를 들어, 교정 제어 회로(851)는 임의의 회로(820, 842, 844)에서 접지(818)를 대체할 수 있다.

[0159] 도 39는 누설 전류의 제거를 제공하기 위해 발생기(102)에 의해 구현될 수 있는 회로(860)의 일 실시예를 예시한다. 회로(860)에 따르면, 제거 커패시터(840)는 절연 변압기(826)의 주 권선(828)과 출력 라인(823)(예컨대, 공통 출력 라인) 사이에 접속될 수 있다. 이러한 방식으로, 역 구동 신호가 제거 커패시터(840) 양단에 나타날 수 있으며, 따라서 전술된 것들과 유사한 누설 전류 제거 효과를 발생시킬 수 있다.

[0160] 도 40은 누설 전류의 제거를 제공하기 위해 발생기(102)에 의해 구현될 수 있는 회로(862)의 다른 실시예를 예시한다. 회로(862)는 제거 커패시터가 출력 라인(823)(예컨대, 공통 출력 라인)과 2개의 추가적인 커패시터(864, 866) 사이에 접속될 수 있다는 점 외에는 회로(860)와 유사할 수 있다. 커패시터(864)는 제거 커패시터(840)와 절연 변압기(826)의 주 권선(828) 사이에 접속될 수 있다. 커패시터(866)는 제거 커패시터(840)와 접지(818) 사이에 접속될 수 있다. 커패시터들(864, 866)의 조합은 (예컨대, 전자기 방사를 감소시킴으로써) 발생기(102)의 RF 성능을 향상시킬 수 있는 접지로의 무선 주파수(RF) 경로를 제공할 수 있다.

[0161] 도 10에 개략적으로 예시된 발생기(102)와 같은 수술용 발생기가 예를 들어 다양한 수술용 기구에 전기적으로 커플링될 수 있다. 수술용 기구는 예를 들어 RF-기반 기구 및 초음파-기반 장치 둘 모두를 포함할 수 있다. 도 41은 비제한적인 일 실시예에 따른 리셉터클 및 커넥터 인터페이스(900)를 예시한다. 일 실시예에서, 인터페이스(900)는 리셉터클 조립체(902) 및 커넥터 조립체(920)를 포함한다. 커넥터 조립체(920)는 예를 들어 최종적으로 휴대형 수술용 기구에 연결되는 케이블(921)의 원위 단부에 전기적으로 커플링될 수 있다. 도 59는 비제한적인 일 실시예에 따른 수술용 발생기(1050)를 예시한다. 수술용 발생기(1050)는 일반적으로 발생기의 외부 셸을 포함하는 수술용 발생기 본체(1052)를 포함할 수 있다. 수술용 본체(1052)는 도 59에 예시된 리셉터클 조립체(1058)와 같은 리셉터클 조립체를 수용하기 위한 개구(1054)를 한정할 수 있다. 이제 도 41 내지 도 59를 참조하면, 리셉터클 조립체(902)는 일반적으로 개구(1054)를 통한 수술용 발생기(1050) 내로의 유체 유입을 방지하기 위한 시일(seal)(906)을 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 시일(906)은 에폭시 시일이다.

[0162] 도 42는 비제한적인 일 실시예에 따른 리셉터클 조립체(902)의 분해 측면도이다. 리셉터클 조립체(902)는 예를 들어 자석(212)과 같은 다양한 구성요소를 포함할 수 있다. 리셉터클 조립체(902)는 또한 대체로 원형 형태, 또는 임의의 다른 적합한 형태로 배열될 수 있는 복수의 소켓(908)을 포함할 수 있다. 도 48은 비제한적인 일 실시예에 따른 소켓(908)의 확대도이다. 일 실시예에서, 소켓(908)은 두 갈래로 갈라지며, 리셉터클 조립체(902)는 9개의 두 갈래로 갈라진 소켓들(908)을 포함하지만, 다른 실시예에서 더 많거나 더 적은 소켓들이 이용될 수 있다. 각각의 소켓들(908)은 이하 더 상세히 논의되는 바와 같이, 전기 전도성 핀들을 수용하기 위한 내부 공동(910)을 한정할 수 있다. 일부 실시예에서, 다양한 소켓(908)이 상이한 높이에서 리셉터클 조립체(902) 내에 장착될 것이어서, 커넥터 조립체가 리셉터클 조립체 내로 삽입될 때 소정의 소켓들이 다른 소켓들에 앞서 접촉된다.

[0163] 도 43은 비제한적인 일 실시예에 따른 커넥터 조립체(920)의 분해 측면도이다. 커넥터 조립체(920)는 예를 들어 이하 더 상세히 설명되는 바와 같이, 리셉터클 조립체(902)에 의해 수용되도록 크기설정되는 삽입 부분(924)을 포함하는 커넥터 본체(922)를 포함할 수 있다. 커넥터 조립체(920)는 철 핀(926), 회로 기판(928), 및 복

수의 전기 전도성 핀(930)과 같은 다양한 다른 구성요소를 포함할 수 있다. 도 54에 도시된 바와 같이, 철 핀(926)은 원통형일 수 있다. 다른 실시예에서, 철 핀(926)은 예를 들어 직사각형과 같은 다른 형상일 수 있다. 철 핀(926)은 강철, 철, 또는 자기장에 끌어당겨지는 또는 자화가능할 수 있는 임의의 다른 자기적으로 양립 가능한 재료일 수 있다. 철 핀(926)은 또한 견부(927), 또는 다른 유형의 측방향으로 연장하는 특징부를 가질 수 있다. 이제 도 55를 참조하면, 전기 전도성 핀들(930)은 회로 기관(928)에 부착되어 그로부터 연장할 수 있다. 회로 기관(928)은 또한 예를 들어 도 33e 내지 도 33g에 예시된 회로와 같은 장치 식별 회로를 포함할 수 있다. 따라서, 다양한 실시예에서, 회로 기관(928)은 EEPROM, 저항기, 또는 임의의 다른 전기 구성요소를 지닐 수 있다. 일부 실시예에서, 회로 기관(928)의 부분들은 수술용 장치의 무균성을 개선하고 방수성을 보조하도록 포팅되거나(potted) 달리 캡슐화될(encapsulated) 수 있다.

[0164] 다시 도 43을 참조하면, 커넥터 조립체(920)는 또한 변형 완화 부재(932)를 포함할 수 있다. 도 56에 도시된 바와 같이, 변형 완화 부재(932)는 일반적으로 케이블 하중을 수용하여 그 하중이 회로 기관(928) 및/또는 소켓들(908)에 가해지는 것을 방지한다. 일부 실시예에서, 변형 완화 부재(932)는 조립을 보조하기 위한 정렬 노치(934)를 포함할 수 있다. 다시 도 43을 참조하면, 커넥터 조립체(920)는 또한 커넥터 본체(922)에 커플링되는 부트(936)를 포함할 수 있다. 도 57은 비제한적인 일 실시예에 따른 부트(936)를 예시한다. 부트(936)는 일반적으로 연관된 케이블을 위한 굽힘 완화부로서 역할하고 커넥터 조립체(920)를 밀봉하는 것을 보조할 수 있다. 일부 실시예에서, 부트(936)는 커넥터 본체(922) 상으로 스냅체결될 수 있다. 오토클레이브(autoclave) 응용의 경우, 부트(936)는 오버몰딩된 구성요소일 수 있다. 다른 실시예에서, 예를 들어 접착제 또는 스핀 용접(spin welding)과 같은 다른 부착 기술이 사용될 수 있다.

[0165] 도 44는 도 41에 도시된 리셉터클 조립체(902)의 사시도이다. 도 45는 리셉터클 조립체(902)의 분해 사시도이다. 도 46은 리셉터클 조립체(902)의 정면도이다. 도 47은 리셉터클 조립체(902)의 측면도이다. 도 44 내지 도 47을 참조하면, 리셉터클 조립체(902)는 플랜지(950)를 포함할 수 있다. 플랜지(950)는 내부 벽(952) 및 외부 벽(954)을 가질 수 있다. 내부 벽(952)과 외부 벽(954)에 걸쳐 플랜지 표면(956)이 있다. 내부 벽(952)은 적어도 하나의 곡선형 부분 및 적어도 하나의 직선형 부분을 포함할 수 있다. 플랜지(950)의 내부 벽(952)은 고유한 기하학적 형상을 갖는 공동(960)을 한정한다. 일 실시예에서, 공동(960)은 약 270도의 원, 및 원에 접하고 각도( $\theta$ )를 형성하도록 교차하는 2개의 직선형 세그먼트들에 의해 한정된다. 일 실시예에서, 각도( $\theta$ )는 약 90도이다. 일 실시예에서, 외부 주연부(964)를 갖는 중앙 돌출 부분(962)이 공동(960) 내에 위치된다. 중앙 돌출 부분(962)은 리세스(968)를 한정하는 중앙 표면(966)을 가질 수 있다. 자석(912)(도 42)이 리세스(968)에 근접하게 위치될 수 있다. 예시된 바와 같이, 소켓들(908)이 중앙 돌출 부분(962)의 중앙 표면(966)에 의해 한정된 개구(972)를 통해 위치될 수 있다. 소켓들(908)의 원형 배열을 이용하는 실시예에서, 자석(912)은 소켓들에 의해 한정되는 원에 대해 내부에 위치될 수 있다. 리셉터클 본체(904)는 또한 후방 리세스(976)(도 47)를 한정할 수 있다. 후방 리세스(976)는 시일(906)을 수용하도록 크기설정될 수 있다. 플랜지 면(966)은 각도( $\beta$ )(도 47)로 경사질 수 있다. 도 61에 예시된 바와 같이, 수술용 발생기(1050)의 본체(1052)의 면이 또한 각도( $\beta$ )로 역시 경사질 수 있다.

[0166] 도 49는 커넥터 조립체(920)의 사시도이고, 도 50은 커넥터 조립체(920)의 분해 사시도이다. 도 51은 커넥터 본체(922)의 측면도이며, 이때 도 52 및 도 53이 커넥터 본체(922)의 원위 및 근위 단부들을 각각 사시도로 예시한다. 이제 도 49 내지 도 53을 참조하면, 커넥터 본체(922)는 플랜지(980)를 가질 수 있다. 플랜지(980)는 적어도 하나의 곡선형 부분 및 적어도 하나의 직선형 부분을 포함할 수 있다.

[0167] 어댑터 조립체들(1002, 1004)은 커넥터 본체(922)(도 50)에 의해 포함되는 실질적으로 유사한 구성요소들을 포함할 수 있다. 예를 들어, 어댑터 조립체들(1002, 1004)은 각각 장치 식별 회로를 갖는 회로 기관을 내장할 수 있다. 어댑터 조립체들(1002, 1004)은 또한 수술용 발생기와의 연결을 보조하도록 철 핀과 자석 중 하나를 각각 내장할 수 있다. 플랜지(980)의 외부 벽(982)은 일반적으로 리셉터클 조립체(902)(도 46)의 내부 벽(952)과 유사하게 형상화될 수 있다. 플랜지(980)의 내부 벽(984)은 중앙 돌출 부분(962)의 외부 주연부(964)와 유사하게 형상화될 수 있다. 커넥터 본체(922)는 또한 복수의 개구(990)를 포함하는 벽(988)을 가질 수 있다. 개구들(990)은 전기 전도성 핀들(930) 및 철 핀(926)을 수용하도록 크기설정될 수 있다. 일 실시예에서, 철 핀(926)의 견부(927)는 그것이 개구(990)를 통과할 수 없도록 크기설정된다. 일부 실시예에서, 철 핀(926)은 벽(988)에 대해 병진 이동할 수 있다. 조립될 때, 철 핀(926)의 견부(927)는 벽(988)과 회로 기관(928)의 중간에 위치될 수 있다. 철 핀(926)은 커넥터 조립체(920)가 리셉터클 조립체(902) 내로 삽입될 때 그것이 자석(912)의 자기장과 직면하도록 위치될 수 있다. 일부 실시예에서, 철 핀(926)이 벽(988)으로 병진 이동하여 자석(912)과 충돌할 때 가청 클릭음에 의해 적절한 연결이 표시될 것이다. 알 수 있는 바와 같이, 인터페이스하는

구성요소들에 대한 우발적인 마모를 감소시키기 위해, 예를 들어 와셔와 같은 다양한 구성요소가 철 핀(926)과 자석(912)의 중간에 위치될 수 있다. 또한, 일부 실시예에서, 자석(912)은 커넥터 조립체(920)에 커플링될 수 있고, 철 핀(926)은 리셉터클 조립체(902)에 커플링될 수 있다.

[0168] 도 58은 다양한 비제한적인 실시예에 따른 2개의 어댑터 조립체들(1002, 1004)을 예시한다. 어댑터 조립체들(1002, 1004)은 다양한 기하학적 형상을 갖는 커넥터 조립체들이 수술용 발생기의 리셉터클 조립체에 전기적으로 커플링되게 한다. 어댑터 조립체(1002)는 커넥터 조립체(1006)를 갖는 수술용 기구를 수용하도록 구성되며, 어댑터 조립체(1004)는 커넥터 조립체(1008)를 갖는 수술용 기구를 수용하도록 구성된다. 일 실시예에서, 커넥터 조립체(1006)는 케이블(1060)을 통해 RF-기반 수술용 장치와 연관되고, 커넥터 조립체(1008)는 케이블(1062)을 통해 초음파-기판 장치와 연관된다. 알 수 있는 바와 같이, 어댑터 조립체의 다른 실시예는 도 58에 예시된 것과 상이한 커넥터 조립체들을 갖는 수술용 기구들을 수용할 수 있다. 도 59는 비제한적인 일 실시예에 따른 수술용 발생기(1050)의 리셉터클 조립체(1058) 내로 삽입된 후의 어댑터 조립체(1002)를 예시한다. 도 60은 어댑터 조립체(1002) 내로 삽입되고 그에 따라 수술용 발생기(1050)에 전기적으로 커플링된 후의 커넥터 조립체(1006)를 예시한다. 유사하게, 도 61은 비제한적인 일 실시예에 따른 수술용 발생기(1050)의 리셉터클 조립체(1058) 내로 삽입된 후의 어댑터 조립체(1004)를 예시한다. 도 62는 어댑터 조립체(1004) 내로 삽입된 후의 커넥터 조립체(1008)를 예시한다. 따라서, 커넥터 조립체들(1006, 1008) 각각은 상이한 기하학적 형상을 갖지만, 둘 모두 수술용 발생기(1050)와 함께 사용될 수 있다.

[0169] 도 58 내지 도 62를 참조하면, 일 실시예에서, 어댑터 조립체(1002)는 플랜지(1012)를 포함하는 원위 부분(1010)을 갖는다. 플랜지(1012)는 수술용 기구(1050)의 리셉터클 조립체(1058) 내로 삽입되도록 구성되며, 예를 들어 도 52에 예시된 플랜지(980)와 유사할 수 있다. 임의의 수의 전기 전도성 핀들, 또는 다른 접속 구성요소들이 리셉터클 조립체(1058)와 맞물리도록 원위 부분 내에 위치될 수 있다. 일 실시예에서, 어댑터 조립체(1002)는 또한 공동(1016)을 한정하는 근위 부분(1014)을 갖는다. 공동(1016)은 커넥터 조립체(1006)와 같은 특정 커넥터 조립체를 수용하도록 구성될 수 있다. 알 수 있는 바와 같이, 근위 부분(1014)은 함께 사용될 커넥터 조립체의 유형에 기초하여 적절하게 구성될 수 있다. 일 실시예에서, 어댑터 조립체(1006)는 플랜지(1022)를 포함하는 원위 부분(1020)을 갖는다. 플랜지(1022)는 수술용 기구(1050)의 리셉터클 조립체(1058) 내로 삽입되도록 구성되며, 예를 들어 도 52에 예시된 플랜지(980)와 유사할 수 있다. 어댑터 조립체(1004)는 또한 공동(1026)을 한정하는 근위 부분(1024)을 갖는다. 예시된 실시예에서, 중앙 부분(1028)은 공동(1026) 내에 위치되고, 커넥터 조립체(1008)를 수용하도록 구성된다.

[0170] 도 63은 비제한적인 일 실시예에 따른 발생기(1102)의 배면 패널(1100)의 사시도를 예시한다. 발생기(1102)는 예를 들어 도 10에 예시된 발생기(102)와 유사할 수 있다. 배면 패널(1100)은 다양한 입력 및/또는 출력 포트들(1104)을 포함할 수 있다. 배면 패널(1100)은 또한 전자 종이(electronic paper) 디스플레이 장치(1106)를 포함할 수 있다. 전자 종이 디스플레이 장치(1106)는, 전자기장이 전도성 재료에 인가되어 전도성 재료가 이동성을 갖게 되는 전기영동(electrophoresis)에 기초할 수 있다. 전도성을 갖는 미세 입자들이 박형(thin-type) 가요성 기재들 사이에 분포되고, 미세 입자들(또는 토너 입자들)의 위치가 전자기장의 극성의 변화로 인해 변경되며, 이로써 데이터가 디스플레이된다. 전자 종이를 실현하기 위한 기술적인 접근법은 예를 들어 액정, 유기 전기 발광(organic electro luminescence, EL), 반사성 필름 반사형 디스플레이, 전기영동, 트위스트 볼(twist ball), 또는 기계식 반사형 디스플레이와 같은 임의의 적합한 기술을 사용하여 달성될 수 있다. 일반적으로, 전기영동은, 입자들이 매체(즉, 분산 매체) 내에 현탁될 때 입자들이 전기적으로 대전되고 전기장이 대전된 입자들에 인가될 때 입자들이 분산 매체를 통해 반대 전하를 갖는 전극으로 이동하는 현상이다. 전자 종이 디스플레이 장치에 관한 추가의 논의는, 전체적으로 참고로 포함된, 발명의 명칭이 전자 종이 디스플레이 장치, 이의 제조 방법 및 구동 방법(ELECTRONIC PAPER DISPLAY DEVICE, MANUFACTURING METHOD AND DRIVING METHOD THEREOF)인 미국 특허 제7,751,115호에서 확인될 수 있다.

[0171] 도 64는 도 63에 예시된 배면 패널(1110)을 예시한다. 도 65 및 도 66은 배면 패널(1110)의 확대도를 제공한다. 도 64 내지 도 66을 참조하면, 전자 종이 디스플레이 장치(1106)는 일련 번호, 부품 번호, 특허 번호, 경고 라벨, 포트 식별자, 사용설명, 공급업체(vendor) 정보, 서비스 정보, 제조업체 정보, 동작 정보, 또는 임의의 다른 유형의 정보와 같은 다양한 정보를 디스플레이할 수 있다. 일 실시예에서, 전자 종이 디스플레이 장치(1106) 상에 디스플레이되는 정보는 컴퓨팅 장치를 발생기(1102)의 통신 포트(예컨대, USB 포트)에 연결함으로써 변경되거나 업데이트될 수 있다.

[0172] 도 66에 도시된 바와 같이, 일부 실시예에서, 배면 패널(1100)은 대화형(interactive) 부분(1108)을 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 대화형 부분(1108)은 사용자가 버튼들(1110)과 같은 입력 장치들을 사용하여 발생기

(1102)에 정보를 입력할 수 있게 한다. 대화형 부분(1108)은 또한 발생기(1102)의 (도시 안된) 전면 패널 상에 동시에 디스플레이되는 정보를 디스플레이할 수 있다.

[0173] 초음파 수술용 장치(104)와 같은 초음파 수술용 장치를 이용하는 수술적 시술에서, 단부 작동기(126)는 절단 및 봉합 작용을 실행하기 위해 단부 작동기(126)와 접촉하게 되는 조직으로 초음파 에너지를 전달한다. 이러한 방식으로의 초음파 에너지의 인가는 조직의 국소적 가열을 일으킬 수 있다. 그러한 가열을 모니터링 및 제어하는 것은 의도하지 않은 조직 손상을 최소화하는 데 및/또는 절단 및 봉합 작용의 효과를 최적화하는 데 바람직할 수 있다. 초음파 가열의 직접 측정은 단부 작동기(126) 내의 또는 그 부근의 온도 감지 장치들을 필요로 한다. 초음파 가열의 센서-기반 측정이 기술적으로 실행가능하지만, 설계 복잡성 및 다른 고려사항들이 직접 측정을 비실용적하게 할 수 있다. 발생기(102)의 다양한 실시예는 초음파 에너지의 인가로부터 기인하는 가열 또는 온도의 추정치를 생성함으로써 이러한 문제를 해결할 수 있다.

[0174] 특히, 발생기(102)의 일 실시예는 다수의 입력 변수(1218)에 기초하여 초음파 가열을 추정하도록 인공 신경망(neural network)을 구현할 수 있다. 인공 신경망들은 통상 "훈련(training)"으로 지칭되는 프로세스인, 기지의 입력 및 출력 패턴들에 대한 노출에 기초하여 입력들과 출력들 사이의 복잡한 비선형적인 관계들을 학습하는 수학적 모델들이다. 인공 신경망은 데이터 처리 태스크를 수행하기 위해 함께 연결되는 간단한 처리 유닛들 또는 노드(node)들의 네트워크를 포함할 수 있다. 인공 신경망의 구조는 두뇌의 생물학적 신경망들의 구조와 어느 정도 유사할 수 있다. 인공 신경망에 입력 데이터 패턴이 제공될 때, 이것은 출력 패턴을 생성한다. 인공 신경망은 다량의 훈련 데이터의 제공에 의해 특정 처리 태스크에 대해 훈련될 수 있다. 이러한 방식으로, 인공 신경망은 훈련 데이터에 대한 그의 수행을 개선하기 위해 노드들 사이의 통신의 "강도"를 변경함으로써 그의 구조를 변경할 수 있다.

[0175] 도 67은 초음파 수술용 장치(104)와 같은 초음파 수술용 장치를 사용하는 초음파 에너지의 인가로부터 기인하는 추정된 온도  $T_{est}$ 를 생성하기 위한 인공 신경망(1200)의 일 실시예를 예시한다. 소정 실시예에서, 신경망은 발생기(102)의 프로세서(174) 및/또는 프로그래밍가능 논리 장치(166)에서 구현될 수 있다. 신경망(1200)은 입력 층(1202), 은닉 층(hidden layer)(1206)을 정의하는 하나 이상의 노드(1204), 및 출력 층(1210)을 정의하는 하나 이상의 노드(1208)를 포함할 수 있다. 명확함을 위해, 단지 하나의 은닉 층(1206)이 도시되어 있다. 소정 실시예에서, 신경망(1200)은 캐스케이드 배열(cascaded arrangement)로 하나 이상의 추가적인 은닉 층을 포함할 수 있으며, 이때 각각의 추가적인 은닉 층은 은닉 층(1206) 내의 노드들(1204)의 수와 동일하거나 상이할 수 있는 다수의 노드(1204)를 갖는다.

[0176] 층들(1202, 1210) 내의 각각의 노드(1204, 1208)는 하나 이상의 가중 값(w)(1212), 바이어스 값(bias value)(b)(1214) 및 변환 함수(f)(1216)를 포함할 수 있다. 도 67에서, 이들 값 및 함수에 대한 상이한 하첨자의 사용은 각각의 이들 값 및 함수가 다른 값 및 함수와 상이할 수 있다는 것을 예시하도록 의도된 것이다. 입력 층(1202)은 하나 이상의 입력 변수(p)(1218)를 포함하며, 이때 은닉 층(1206)의 각각의 노드(1204)는 입력 변수들(p)(1218) 중 적어도 하나를 입력으로서 수신한다. 도 67에 도시된 바와 같이, 예를 들어, 각각의 노드(1204)는 입력 변수들(p)(1218) 전부를 수신할 수 있다. 다른 실시예에서, 전부보다 적은 입력 변수들(p)(1218)이 노드(1204)에 의해 수신될 수 있다. 특정 노드(1204)에 의해 수신되는 각각의 입력 변수(p)(1218)는 대응하는 가중 값(w)(1212)에 의해 가중되고, 이어서 임의의 다른 유사하게 가중된 입력 변수들(p)(1218)에 그리고 바이어스 값(b)(1214)에 더해진다. 노드(1204)의 변환 함수(f)(1216)가 이어서 노드의 출력을 생성하도록 최종 합계에 적용된다. 도 67에서, 예를 들어 노드(1204-1)의 출력은  $f_1(n_1)$ 으로서 주어질 수 있고, 여기서  $n_1 = (w_{1,1}p_1 + w_{1,2}p_2 + \dots + w_{1,j}p_j) + b_1$ 이다.

[0177] 출력 층(1210)의 특정 노드(1208)는 은닉 층(1206)의 하나 이상의 노드(1204)로부터 출력을 수신할 수 있고(예컨대, 각각의 노드(1208)는 도 67의 각각의 노드들(1204-1, 1204-2, ..., 1204-i)로부터 출력들  $f_1(?)$ ,  $f_2(?)$ , ...,  $f_i(?)$ 을 수신함), 이때 각각의 수신된 출력은 대응하는 가중 값(w)(1212)에 의해 가중되고, 후속하여 임의의 다른 유사하게 가중된 수신된 출력들에 그리고 바이어스 값(b)(1214)에 더해진다. 노드(1208)의 변환 함수(f)(1216)가 이어서 노드의 출력을 생성하도록 최종 합계에 적용되며, 이는 신경망(1200)의 출력에 대응한다(예컨대, 도 67의 실시예에서 추정된 온도  $T_{est}$ ). 도 67의 신경망(1200)의 실시예가 출력 층(1210)에 단지 하나의 노드(1208)를 포함하지만, 다른 실시예에서 신경망(1200)은 하나 초과 출력층을 포함할 수 있고, 이 경우 출력 층(1210)은 다수의 노드(1208)를 포함할 수 있다.

[0178] 소정 실시예에서, 노드(1204, 1208)의 변환 함수(f)(1216)는 비선형 전달 함수(nonlinear transfer function)

일 수 있다. 일 실시예에서, 예를 들어, 하나 이상의 변환 함수(f)(1216)가 시그모이드 함수(sigmoid function)일 수 있다. 다른 실시예에서, 변환 함수들(f)(1216)은 탄젠트 시그모이드(tangent sigmoid), 쌍곡 선 탄젠트 시그모이드(hyperbolic tangent sigmoid), 로그 시그모이드(logarithmic sigmoid), 선형 전달 함수, 포화 선형(saturated linear) 전달 함수, 방사형 기저(radial basis) 전달 함수, 또는 임의의 다른 유형의 전달 함수를 포함할 수 있다. 특정 노드(1204, 1208)의 변환 함수(f)(1216)는 다른 노드(1204, 1208)의 전달 함수(f)(1216)와 동일하거나 상이할 수 있다.

[0179] 소정 실시예에서, 은닉 층(1206)의 노드들(1204)에 의해 수신되는 입력 변수들(p)(1218)은 예를 들어 초음파 에너지의 인가로부터 기인하는 온도 또는 가열에 대한 영향을 갖는 것으로 알려지거나 여겨지는 신호들 및/또는 다른 양들 또는 조건들을 나타낼 수 있다. 그러한 변수들은 예를 들어, 발생기(102)에 의해 출력되는 구동 전압, 발생기(102)에 의해 출력되는 구동 전류, 발생기 출력(102)의 구동 주파수, 발생기(102)에 의해 출력되는 구동 전력, 발생기(102)에 의해 출력되는 구동 에너지, 초음파 트랜스듀서(114)의 임피던스, 및 초음파 에너지가 인가되는 지속 기간 중 하나 이상을 포함할 수 있다. 또한, 입력 변수들(p)(1218) 중 하나 이상은 발생기(102)의 출력들과 관련이 없을 수 있고, 예를 들어 단부 작동기(126)의 특성들(예컨대, 블레이드 팁 크기, 기하학적 형상, 및/또는 재료) 및 초음파 에너지에 의해 타겟으로 설정되는 특정 유형의 조직을 포함할 수 있다.

[0180] 신경망(1200)은 그의 출력(예컨대, 도 67의 실시예에서 추정된 온도  $T_{est}$ )이 입력 변수들(p)(1218)의 기지의 값들에 대한 출력의 측정된 의존도에 적합하게 근사하게 되도록 (예컨대, 가중 값들(w)(1212), 바이어스 값들(b)(1214), 및 변환 함수들(f)(1216)을 변경하거나 변동시킴으로써) 훈련될 수 있다. 훈련은 예를 들어, 입력 변수들(p)(1218)의 기지의 세트들을 공급하고, 신경망(1200)의 출력을 입력 변수들(p)(1218)의 기지의 세트들에 대응하는 측정된 출력들에 비교하고, 신경망(1200)의 출력들과 대응하는 측정된 출력들 사이의 에러가 사전결정된 에러 레벨 미만일 때까지 가중 값들(w)(1212), 바이어스 값들(b)(1214), 및/또는 변환 함수들(f)(1216)을 변경함으로써 수행될 수 있다. 예를 들어, 신경망(1200)은 평균 제곱 에러(mean square error)가 사전결정된 에러 임계치 미만일 때까지 훈련될 수 있다. 소정 실시예에서, 훈련 프로세스의 양태는 (예컨대, 가중 값들(w)(1212) 및/또는 바이어스 값들(b)(1214)을 적응식으로 조정하도록 신경망(1200)의 통해 에러들을 역전파함으로써) 신경망(1200)에 의해 구현될 수 있다.

[0181] 도 68은 신경망(1200)의 일 실시예의 구현을 위한 추정된 온도 값들  $T_{est}$ 와 측정된 온도 값들  $T_m$  사이의 비교를 예시한다. 도 68에서  $T_{est}$ 를 생성하도록 사용되는 신경망(1200)은 6개의 입력 변수들(p)(1218), 즉 구동 전압, 구동 전류, 구동 주파수, 구동 전력, 초음파 트랜스듀서의 임피던스, 및 초음파 에너지가 인가된 지속 기간을 포함하였다. 은닉 층(1206)은 25개의 노드들을 포함하였고, 출력 층(1210)은 단일 노드(1208)를 포함하였다. 훈련 데이터는 경동맥 혈관의 초음파 에너지의 13회 인가에 기초하여 생성되었다. 실제 온도( $T_m$ )는 입력 변수들(p)(1218)의 변동하는 값들에 대한 250-샘플 범위에 걸친 IR 측정에 기초하여 결정되었으며, 이때 추정된 온도  $T_{est}$ 는 입력 변수들(p)(1218)의 대응하는 값들에 기초하여 신경망(1200)에 의해 생성되었다. 도 68에 도시된 데이터는 훈련 데이터에서 제외된 실행에서 생성되었다. 추정된 온도  $T_{est}$ 는 110 내지 190°F의 범위에서 측정된 온도  $T_m$ 의 상당히 정확한 근사를 증명한다. 110°F 아래의 영역과 같은 소정 영역들에서 보이는 추정된 온도  $T_{est}$ 에서의 불일치는 이들 영역에 고유한 추가적인 신경망들을 구현함으로써 최소화되거나 감소될 수 있는 것으로 여겨진다. 또한, 신경망(1200)의 훈련된 출력을 왜곡시킬 수 있는 데이터의 불일치는 성능을 추가로 개선하기 위해 특수한 경우로서 식별되고 프로그래밍될 수 있다.

[0182] 소정 실시예에서, 추정된 온도가 사용자-정의된 온도 임계치  $T_{th}$ 를 초과할 때, 발생기(102)는 추정된 온도  $T_{est}$ 가 온도 임계치  $T_{th}$ 에서 또는 그 아래로 유지되도록 초음파 에너지의 인가를 제어하도록 구성될 수 있다. 예를 들어, 구동 전류가 신경망(1200)에의 입력 변수(p)(1218)인 실시예에서, 구동 전류는 제어 변수로서 처리되어  $T_{est}$ 와  $T_{th}$  사이의 차이를 최소화시키거나 감소시키도록 변조될 수 있다. 그러한 실시예는 피드백 제어 알고리즘(예컨대, PID 제어 알고리즘)을 사용하여 구현될 수 있으며, 이때  $T_{th}$ 는 세트 포인트로서 제어 알고리즘에 입력되고,  $T_{est}$ 는 프로세스 변수 피드백으로서 알고리즘에 입력되며, 구동 전류는 알고리즘의 제어된 출력에 대응할 수 있다. 구동 전류가 제어 변수로서 역할하는 경우, 구동 전류 값의 적합한 변동이 신경망(1200)을 훈련시키는 데 사용되는 입력 변수들(p)(1218)의 세트들에 나타내어져야 한다. 특히, 제어 변수로서 구동 전류의 유효성은 훈련 데이터가 일정한 구동 전류 값들을 반영하는 경우에 감소될 수 있는데 이는 신경망(1200)이 구동 전류와 연관된 가중 값들(w)(1212)을 온도에 대한 그의 효과의 명백한 부족으로 인해 감소시킬 수 있기 때문이

다. 구동 전류 이외의 입력 변수들(p)(1218)(예컨대, 구동 전압)이  $T_{est}$ 와  $T_{th}$  사이의 차이를 최소화시키거나 감소시키는 데 사용될 수 있다는 것을 알 것이다.

- [0183] 다양한 실시예에 따르면, 발생기(102)는 하나 이상의 전력 곡선에 따라 전력을 조직 바이트에 제공할 수 있다. 전력 곡선은 조직에 전달되는 전력과 조직의 임피던스 사이의 관계를 정의할 수 있다. 예를 들어, 조직의 임피던스가 응고 동안 변화(예컨대, 증가)함에 따라, 발생기(102)에 의해 제공되는 전력이 또한 적용된 전력 곡선에 따라 변화(예컨대, 감소)할 수 있다.
- [0184] 상이한 전력 곡선들이 상이한 유형 및/또는 크기의 조직 바이트들에 특히 적합하거나 부적합할 수 있다. 공격적(aggressive) 전력 곡선들(예컨대, 높은 전력 레벨을 요구하는 전력 곡선들)은 큰 조직 바이트들에 적합할 수 있다. 작은 혈관들과 같은 보다 작은 조직 바이트들에 적용될 때, 더 공격적인 전력 곡선들은 외부 시어링(searing)을 야기할 수 있다. 외부 시어링은 외부에서의 응고/용접 품질을 저하시킬 수 있고, 또한 조직의 내부 부분의 완전한 응고를 방해할 수 있다. 유사하게, 덜 공격적인 전력 곡선들은 보다 큰 조직 바이트들(예컨대, 보다 큰 번들(bundle)들)에 적용될 때 지혈을 달성하는 데 실패할 수 있다.
- [0185] 도 69는 예시의 전력 곡선들(1306, 1308, 1310)을 도시하는 차트(1300)의 일 실시예를 예시한다. 차트(1300)는 좌측에서 우측으로 증가하는 잠재적인 조직 임피던스를 예시하는 임피던스 축(1302)을 포함한다. 전력 축(1304)은 아래에서 위로 증가하는 전력을 예시한다. 각각의 전력 곡선들(1306, 1308, 1310)은 임피던스 축(1302) 내의, 복수의 잠재적인 감지된 조직 임피던스에 대응하는, 전력 축(1304) 상의 일 세트의 전력 레벨들을 정의할 수 있다. 일반적으로, 전력 곡선들은 상이한 형상을 취할 수 있고, 이것이 도 69에 예시되어 있다. 전력 곡선(1306)은 계단식 형상을 갖는 것으로 도시되어 있고, 한편 전력 곡선들(1308, 1310)은 곡선형 형상을 갖는 것으로 도시되어 있다. 다양한 실시예에 의해 이용되는 전력 곡선들은 임의의 사용가능한 연속적이거나 비-연속적인 형상을 취할 수 있다는 것을 알 것이다. 전력 곡선의 전력 전달 또는 공격성(aggressiveness)의 비율이 차트(1300) 상에 그 위치에 의해 지시될 수 있다. 예를 들어, 주어진 조직 임피던스에 대해 더 높은 전력을 전달하는 전력 곡선들은 더 공격적인 것으로 고려될 수 있다. 따라서, 2개의 전력 곡선들 간에, 전력 축(1304) 상에 가장 높게 위치된 곡선이 더 공격적일 수 있다. 일부 전력 곡선들은 중첩될 수 있다는 것을 알 것이다.
- [0186] 2개의 전력 곡선들의 공격성은 임의의 적합한 방법에 따라 비교될 수 있다. 예를 들어, 제1 전력 곡선은, 제1 전력 곡선이 잠재적인 조직 임피던스들의 범위의 적어도 절반에 대응하는 더 높은 전달되는 전력을 갖는 경우, 잠재적인 조직 임피던스들의 주어진 범위에 걸쳐 제2 전력 곡선보다 더 공격적인 것으로 고려될 수 있다. 또한, 예를 들어 제1 전력 곡선은, 잠재적인 조직 임피던스들의 주어진 범위에 걸쳐 제1 곡선 아래의 면적이 이 범위에 걸친 제2 곡선 아래의 면적보다 큰 경우, 잠재적인 조직 임피던스들의 이 주어진 범위에 걸쳐 제2 전력 곡선보다 더 공격적인 것으로 고려될 수 있다. 동일하게, 전력 곡선들이 불연속적으로 표현될 때, 제1 전력 곡선은, 잠재적인 조직 임피던스들의 주어진 세트에 걸쳐 제1 전력 곡선에 대한 전력 값들의 합계가 잠재적인 조직 임피던스들의 이 세트에 걸친 제2 전력 곡선에 대한 전력 값들의 합계보다 큰 경우, 잠재적인 조직 임피던스들의 이 주어진 세트에 걸쳐 제2 전력 곡선보다 더 공격적인 것으로 고려될 수 있다.
- [0187] 다양한 실시예에 따르면, 본 명세서에 설명된 전력 곡선 이동 알고리즘들은 임의의 종류의 수술용 장치(예컨대, 초음파 장치(104), 전기수술용 장치(106))와 함께 사용될 수 있다. 초음파 장치(104)를 이용하는 실시예에서, 조직 임피던스 판독치는 전극들(157, 159)을 이용하여 취해질 수 있다. 106과 같은 전기수술용 장치의 경우, 조직 임피던스 판독치는 제1 및 제2 전극들(177, 179)을 이용하여 취해질 수 있다.
- [0188] 일부 실시예에서, 전기수술용 장치(104)는 전극들(177, 179) 중 하나 또는 둘 모두와 조직 바이트 사이에 위치되는 정 온도 계수(positive temperature coefficient, PTC) 재료를 포함할 수 있다. PTC 재료는, PTC 재료의 임피던스가 증가될 수 있는 포인트인 임계 또는 트리거 온도에 도달할 때까지 비교적 낮게 그리고 비교적 일정하게 유지되는 임피던스 프로파일을 가질 수 있다. 사용 시에, PTC 재료는 전력이 인가되는 동안 조직과 접촉하여 배치될 수 있다. PTC 재료의 트리거 온도는 용접 또는 응고의 완료를 지시하는 조직 온도에 대응하도록 선택될 수 있다. 따라서, 용접 또는 응고 프로세스가 완료됨에 따라, PTC 재료의 임피던스는 증가하여, 조직에 실제로 제공되는 전력의 대응하는 감소를 발생시킬 수 있다.
- [0189] 응고 또는 용접 프로세스 동안, 조직 임피던스는 일반적으로 증가할 수 있다는 것을 알 것이다. 일부 실시예에서, 조직 임피던스는 성공적인 응고를 지시하는 급격한 임피던스 증가를 나타낼 수 있다. 이 증가는 조직에서의 생리적 변화, PTC 재료가 그의 트리거 임계치에 도달한 것 등에 기인한 것일 수 있고, 응고 프로세스 중 임의의 포인트에서 일어날 수 있다. 급격한 임피던스 증가가 발생하는 데 요구될 수 있는 에너지의 양은 작용할 조직의 열 질량(thermal mass)에 관련될 수 있다. 임의의 주어진 조직 바이트의 열 질량은 이어서 바이트 내의

조직의 유형 및 양에 관련될 수 있다.

- [0190] 다양한 실시예는 주어진 조직 바이트에 대한 적절한 전력 곡선을 선택하기 위해 조직 임피던스의 이러한 급격한 증가를 이용할 수 있다. 예를 들어, 발생기(102)는 조직 임피던스가 급격한 증가가 일어났음을 지시하는 임피던스 임계치에 도달할 때까지 더 공격적인 전력 곡선들을 선택하여 연속적으로 적용할 수 있다. 예를 들어, 임피던스 임계치에 도달한 것은 응고가 현재 적용된 전력 곡선에 의해 적절하게 진행하고 있다는 것을 지시할 수 있다. 임피던스 임계치는 조직 임피던스 값, 조직 임피던스의 변화율, 및/또는 임피던스와 변화율의 조합일 수 있다. 예를 들어, 임피던스 임계치는 소정의 임피던스 값 및/또는 변화율이 관찰될 때 충족될 수 있다. 다양한 실시예에 따르면, 상이한 전력 곡선들이 본 명세서에 설명된 바와 같이 상이한 임피던스 임계치들을 가질 수 있다.
- [0191] 도 70은 하나 이상의 전력 곡선을 조직 바이트에 적용하기 위한 프로세스 흐름(1330)의 일 실시예를 예시한다. 임의의 적합한 수의 전력 곡선들이 사용될 수 있다. 전력 곡선들은 전력 곡선들 중 하나가 조직을 임피던스 임계치로 도달하게 할 때까지 공격성의 순서로 연속적으로 적용될 수 있다. 1332에서, 발생기(102)는 제1 전력 곡선을 적용할 수 있다. 다양한 실시예에 따르면, 제1 전력 곡선은 비교적 낮은 비율로 전력을 전달하도록 선택될 수 있다. 예를 들어, 제1 전력 곡선은 가장 작고 가장 취약한 것으로 예상되는 조직 바이트들에서의 조직 시어링을 방지하도록 선택될 수 있다.
- [0192] 제1 전력 곡선은 임의의 적합한 방식으로 조직에 적용될 수 있다. 예를 들어, 발생기(102)는 제1 전력 곡선을 구현하는 구동 신호를 생성할 수 있다. 전력 곡선은 구동 신호의 전력을 변조함으로써 구현될 수 있다. 구동 신호의 전력은 임의의 적합한 방식으로 변조될 수 있다. 예를 들어, 신호의 전압 및/또는 전류가 변조될 수 있다. 또한, 다양한 실시예에서, 구동 신호는 펄스화될 수 있다. 예를 들어, 발생기(102)는 구동 신호의 펄스 폭, 듀티 사이클 등을 변경함으로써 평균 전력을 변조할 수 있다. 구동 신호는 전기수술용 장치(106)의 제1 및 제2 전극들(177, 179)에 제공될 수 있다. 또한, 일부 실시예에서, 제1 전력 곡선을 구현하는 구동 신호는 전술된 초음파 장치(104)의 초음파 발생기(114)에 제공될 수 있다.
- [0193] 제1 전력 곡선을 적용하는 동안, 발생기(102)는 조직에 제공되는 총 에너지를 모니터링할 수 있다. 조직의 임피던스는 하나 이상의 에너지 임계치에서 임피던스 임계치와 비교될 수 있다. 임의의 적합한 방법에 따라 선택될 수 있는 임의의 적합한 수의 에너지 임계치들이 존재할 수 있다. 예를 들어, 에너지 임계치들은 상이한 조직 유형들이 임피던스 임계치를 달성하는 기지의 포인트들에 대응하도록 선택될 수 있다. 1334에서, 발생기(102)는 조직에 전달될 총 에너지가 제1 에너지 임계치를 충족시키거나 초과하였는지를 결정할 수 있다. 총 에너지가 제1 에너지 임계치에 아직 도달하지 않은 경우, 발생기(102)는 1332에서 제1 전력 곡선을 계속 적용할 수 있다.
- [0194] 총 에너지가 제1 에너지 임계치에 도달한 경우, 발생기(102)는 임피던스 임계치에 도달하였는지를 결정할 수 있다(1336). 전술된 바와 같이, 임피던스 임계치는 사전결정된 임피던스 변화(예컨대, 증가)율, 사전결정된 임피던스, 또는 이들의 조합일 수 있다. 임피던스 임계치에 도달한 경우, 발생기(102)는 1332에서 제1 전력 곡선을 계속 적용할 수 있다. 예를 들어, 제1 전력 곡선에서 임피던스 임계치에 도달한 것은 제1 전력 곡선의 공격성이 적합한 응고 또는 용접을 발생시키기에 충분하다는 것을 지시할 수 있다.
- [0195] 1336에서 임피던스 임계치에 도달하지 않은 경우, 발생기(102)는 1338에서 다음의 가장 공격적인 전력 곡선으로 증가시켜서, 1332에서 현재의 전력 곡선과 같이 이 전력 곡선을 적용할 수 있다. 1334에서 다음 에너지 임계치에 도달할 때, 발생기(102)는 다시 1336에서 임피던스 임계치에 도달하였는지를 결정할 수 있다. 도달하지 않은 경우, 발생기(102)는 다시 1338에서 다음의 가장 공격적인 전력 곡선으로 증가시켜서, 1332에서 그 전력 곡선을 전달할 수 있다.
- [0196] 프로세스 흐름(1330)은 종료될 때까지 계속될 수 있다. 예를 들어, 프로세스 흐름(1330)은 1336에서 임피던스 임계치에 도달할 때 종료될 수 있다. 임피던스 임계치에 도달한 때, 발생기(102)는 응고 또는 용접이 완료될 때까지 다음-현재의 전력 곡선을 적용할 수 있다. 또한, 예를 들어, 프로세스 흐름(1330)은 모든 이용가능한 전력 곡선들이 소모된 때 종료될 수 있다. 임의의 적합한 수의 전력 곡선들이 사용될 수 있다. 가장 공격적인 전력 곡선이 조직을 임피던스 임계치에 도달하게 하는 데 실패한 경우, 발생기(102)는 프로세스가 달리 종료될 때까지(예컨대, 임상이에 의해 또는 최종 에너지 임계치에 도달한 때) 가장 공격적인 전력 곡선을 계속 적용할 수 있다.
- [0197] 다양한 실시예에 따르면, 프로세스 흐름(1330)은 종료 임계치의 출현까지 계속될 수 있다. 종료 임계치는 응고

및/또는 용접이 완료된 것을 지시할 수 있다. 예를 들어, 종료 임계치는 조직 임피던스, 조직 온도, 조직 용량, 조직 인덕턴스, 경과 시간 등 중 하나 이상에 기초할 수 있다. 이들은 단일 종료 임계치일 수 있거나, 다양한 실시예에서, 상이한 전력 곡선들이 상이한 종료 임계치들을 가질 수 있다. 다양한 실시예에 따르면, 상이한 전력 곡선들은 상이한 임피던스 임계치들을 이용할 수 있다. 예를 들어, 프로세스 흐름(1330)은 제1 전력 곡선이 조직을 제1 조직 임피던스 임계치에 도달하게 하는 데 실패한 경우 제1 전력 곡선으로부터 제2 전력 곡선으로 전이될 수 있으며, 후속하여 제2 전력 곡선이 조직을 제2 임피던스 임계치에 도달하게 하는 데 실패한 경우 제2 전력 곡선으로부터 제3 전력 곡선으로 이동될 수 있다.

[0198] 도 71은 프로세스 흐름(1330)과 관련하여 사용될 수 있는 예시의 전력 곡선들(1382, 1384, 1386, 1388)을 도시하는 차트(1380)의 일 실시예를 예시한다. 4개의 전력 곡선들(1382, 1384, 1386, 1388)이 도시되어 있지만, 임의의 적합한 수의 전력 곡선들이 이용될 수 있다는 것을 알 것이다. 전력 곡선(1382)은 최소로 공격적인 전력 곡선을 나타낼 수 있으며, 가장 먼저 적용될 수 있다. 임피던스 임계치가 제1 에너지 임계치에 도달하지 않은 경우, 발생기(102)는 제2 전력 곡선(1384)을 제공할 수 있다. 다른 전력 곡선들(1386, 1388)이 예를 들어 전술된 방식으로 필요한 대로 이용될 수 있다.

[0199] 도 71에 예시된 바와 같이, 전력 곡선들(1382, 1384, 1386, 1388)은 상이한 형상의 것들이다. 그러나, 프로세스 흐름(1330)에 의해 구현되는 일 세트의 전력 곡선들 중 일부 또는 전부가 동일한 형상의 것들일 수 있다는 것을 알 것이다. 도 72는 도 70의 프로세스 흐름과 관련하여 사용될 수 있는 예시의 공통적인 형상의 전력 곡선들(1392, 1394, 1396, 1398)을 도시하는 차트의 일 실시예를 예시한다. 다양한 실시예에 따르면, 1392, 1394, 1396, 1398과 같은 공통적인 형상의 전력 곡선들은 서로의 상수배(constant multiple)일 수 있다. 따라서, 발생기(102)는 단일 전력 곡선에 상이한 배수들을 적용함으로써 공통적인 형상의 전력 곡선들(1392, 1394, 1396, 1398)을 구현할 수 있다. 예를 들어, 곡선(1394)은 곡선(1392)에 제1 상수 승수를 곱함으로써 구현될 수 있다. 곡선(1396)은 곡선(1392)에 제2 상수 승수를 곱함으로써 생성될 수 있다. 유사하게, 곡선(1398)은 곡선(1392)에 제3 상수 승수를 곱함으로써 생성될 수 있다. 따라서, 다양한 실시예에서, 발생기(102)는 상수 승수를 변경함으로써 1338에서 다음의 가장 공격적인 전력 곡선으로 증가될 수 있다.

[0200] 다양한 실시예에 따르면, 프로세스 흐름(1330)은 발생기(102)의 디지털 장치(예컨대, 프로세서, 디지털 신호 프로세서, 현장 프로그래밍가능 게이트 어레이(FPGA) 등)에 의해 구현될 수 있다. 그러한 디지털 장치의 예는 예를 들어 프로세서(174), 프로그래밍가능 논리 장치(166), 프로세서(190) 등을 포함한다. 도 73a 내지 도 73c는 진술된 프로세스 흐름(1330)을 전반적으로 구현하도록 발생기(102)의 디지털 장치에 의해 실행될 수 있는 루틴들을 기술하는 프로세스 흐름을 예시한다. 도 73a는 새로운 조직 바이트에 작용하도록 발생기(102)를 준비시키기 위한 루틴(1340)의 일 실시예를 예시한다. 새로운 조직 바이트의 활성화 또는 시작은 1342에서 개시될 수 있다. 1344에서, 디지털 장치는 제1 전력 곡선을 지시할 수 있다. 진술된 바와 같은 제1 전력 곡선은 프로세스 흐름(1330)의 일부로서 구현되는 최소로 공격적인 전력 곡선일 수 있다. 제1 전력 곡선을 지시하는 것은 제1 전력 곡선을 나타내는 확정적 공식을 지시하는 것, 제1 전력 곡선을 나타내는 탐색표를 지시하는 것, 제1 전력 곡선 승수를 지시하는 것 등을 포함할 수 있다.

[0201] 1346에서, 디지털 장치는 임피던스 임계치 플래그(flag)를 리셋할 수 있다. 후술되는 바와 같이, 임피던스 임계치 플래그를 설정하는 것은 임피던스 임계치가 충족되었다는 것을 나타낼 수 있다. 따라서, 플래그를 리셋하는 것은 프로세스 흐름(1330)의 개시에서 적절할 수 있는 바와 같이, 임피던스 임계치가 충족되지 않았다는 것을 나타낼 수 있다. 1348에서, 디지털 장치는 다음 루틴(1350)으로 계속할 수 있다.

[0202] 도 73b는 조직 임피던스를 모니터링하도록 디지털 장치에 의해 수행될 수 있는 루틴(1350)의 일 실시예를 예시한다. 1352에서, 부하 또는 조직 임피던스가 측정될 수 있다. 조직 임피던스는 임의의 적합한 방법에 따라 그리고 임의의 적합한 하드웨어를 이용하여 측정될 수 있다. 예를 들어, 다양한 실시예에 따르면, 조직 임피던스는 조직에 제공되는 전류 및 전압을 이용하여 옴의 법칙(Ohm's law)에 따라 계산될 수 있다. 1354에서, 디지털 장치는 임피던스의 변화율을 계산할 수 있다. 임피던스 변화율은 마찬가지로 임의의 적합한 방식에 따라 계산될 수 있다. 예를 들어, 디지털 장치는 조직 임피던스의 이전 값들을 유지하고 현재 조직 임피던스 값 또는 값들을 이전 값들과 비교함으로써 변화율을 계산할 수 있다. 또한, 루틴(1350)은 임피던스 임계치가 변화율인 것으로 가정한다는 것을 알 것이다. 임피던스 임계치가 값인 실시예에서, 1354는 생략될 수 있다. 조직 임피던스 변화율(또는 임피던스 자체)이 임계치보다 큰 경우(1356), 임피던스 임계치 플래그가 설정될 수 있다. 디지털 장치는 1360에서 다음 루틴으로 계속할 수 있다.

[0203] 도 73c는 하나 이상의 전력 곡선을 조직 바이트에 제공하도록 디지털 장치에 의해 수행될 수 있는 루틴(1362)의

일 실시예를 예시한다. 1364에서, 예를 들어 도 70의 1334와 관련하여 전송된 바와 같이, 전력이 조직에 전달될 수 있다. 디지털 장치는 예를 들어 각각의 감지된 조직 임피던스에 대한 대응하는 전력을 찾기 위해 전력 곡선을 적용하고, 제1 및 제2 전극들(A20, A22), 트랜스듀서(114) 등에 제공되는 구동 신호 상에 대응하는 전력을 변조함으로써 전력 곡선의 전달을 지시할 수 있다.

[0204] 1366에서, 디지털 장치는 조직에 전달된 총 누적 에너지를 계산할 수 있다. 예를 들어, 디지털 장치는 전력 곡선 전달의 총 시간 및 각각의 시간에서 전달된 전력을 모니터링할 수 있다. 총 에너지는 이들 값들로부터 계산될 수 있다. 1368에서, 디지털 장치는 총 에너지가 다음 에너지 임계치 이상인지를, 예를 들어 도 70의 1334와 관련하여 전송된 방식과 유사하게 결정할 수 있다. 다음 에너지 임계치가 충족되지 않은 경우, 현재 전력 곡선은 1378 및 1364에서 계속 적용될 수 있다.

[0205] 다음 에너지 임계치가 1368에서 충족되는 경우, 1370에서, 디지털 장치는 임피던스 임계치 플래그가 설정되었는지를 결정할 수 있다. 임피던스 임계치 플래그의 상태는 임피던스 임계치가 충족되었는지를 나타낼 수 있다. 예를 들어, 임피던스 임계치 플래그는 임피던스 임계치가 충족된 경우 루틴(1350)에 의해 설정되었을 수 있다. 임피던스 플래그가 설정되지 않은 경우(예컨대, 임피던스 임계치가 충족되지 않음), 디지털 장치는 1372에서 임의의 더 공격적인 전력 곡선들이 구현되어 유지되는지를 결정할 수 있다. 그러한 경우, 디지털 장치는 루틴(1362)을 1374에서 다음의 더 공격적인 전력 곡선으로 지시할 수 있다. 루틴(1362)은 1364에서 새로운 전력 곡선에 따라 전력을 계속 전달할 수 있다(1378). 모든 이용가능한 전력 곡선들이 적용된 경우, 디지털 장치는 1376에서 조직 동작의 나머지 부분에 대한 누적 에너지의 계산 및 확인을 불가능화할 수 있다.

[0206] 임피던스 플래그가 1370에서 설정된 경우(예컨대, 임피던스 임계치가 충족됨), 디지털 장치는 1376에서 조직 동작의 나머지 부분에 대한 누적 에너지의 계산 및 확인을 불가능화할 수 있다. 일부 실시예에서, 누적 에너지 계산은 계속될 수 있는 반면, 1370, 1372, 1374 및 1376은 계속되지 않을 수 있다는 것을 알 것이다. 예를 들어, 발생기(102) 및/또는 디지털 장치는 누적 에너지가 사전결정된 값에 도달할 때 자동 차단을 구현할 수 있다.

[0207] 도 74는 하나 이상의 전력 곡선을 조직 바이트에 적용하기 위한 프로세스 흐름(1400)의 일 실시예를 예시한다. 예를 들어, 프로세스 흐름(1400)은 발생기(102)(예컨대, 발생기(102)의 디지털 장치)에 의해 구현될 수 있다. 1402에서, 발생기(102)는 전력 곡선을 조직에 전달할 수 있다. 전력 곡선은 승수를 제1 전력 곡선에 적용함으로써 유도될 수 있다. 1404에서, 발생기(102)는 임피던스 임계치가 충족되었는지를 결정할 수 있다. 임피던스 임계치가 충족되지 않은 경우, 발생기(102)는 총 인가 에너지의 함수로서 승수를 증가시킬 수 있다. 이것은 적용된 전력 곡선의 공격성을 증가시키는 효과를 가질 수 있다. 승수는 주기적으로 또는 연속적으로 증가될 수 있다는 것을 알 것이다. 예를 들어, 발생기(102)는 임피던스 임계치를 확인하고(1404) 사전결정된 주기적 간격으로 승수를 증가시킬 수 있다(1406). 다양한 실시예에서, 발생기(102)는 임피던스 임계치를 연속적으로 확인하고(1404) 승수를 증가시킬 수 있다(1406). 총 인가 에너지의 함수로서 승수를 증가시키는 것은 임의의 적합한 방식으로 달성될 수 있다. 예를 들어, 발생기(102)는 총 수신 에너지를 입력으로서 수신하고 대응하는 승수 값을 출력으로서 제공하는 확정적 방정식을 적용할 수 있다. 또한, 예를 들어, 발생기(102)는 총 인가 에너지의 잠재적 값들 및 대응하는 승수 값들의 리스트를 포함하는 탐색표를 저장할 수 있다. 다양한 실시예에 따르면, 발생기(102)는 펄스형 구동 신호를 조직에(예컨대, 수술용 장치들(104, 106) 중 하나를 통해) 제공할 수 있다. 다양한 실시예에 따르면, 임피던스 임계치가 충족될 때, 승수는 일정하게 유지될 수 있다. 발생기(102)는 예를 들어 종료 임계치에 도달할 때까지 전력을 계속 인가할 수 있다. 종료 임계치는 일정할 수 있거나, 승수의 최종 값에 좌우될 수 있다.

[0208] 펄스형 구동 신호를 이용하는 일부 실시예에서, 발생기(102)는 하나 이상의 복합 부하 곡선을 구동 신호에 그리고 궁극적으로 조직에 적용할 수 있다. 복합 부하 곡선들은 본 명세서에 설명된 다른 전력 곡선들과 같이, 측정되는 조직 특성 또는 특성들(예컨대, 임피던스)의 함수로서 조직에 전달될 전력의 레벨을 정의할 수 있다. 복합 부하 곡선들은 또한 측정되는 조직 특성들에 관하여 펄스 폭과 같은 펄스 특성들을 정의할 수 있다.

[0209] 도 75는 발생기(102)에 의한 복합 부하 곡선들의 선택 및 적용을 기술하는 블록 다이어그램(1450)의 일 실시예를 예시한다. 블록 다이어그램(1450)은 임의의 적합한 유형의 발생기 또는 수술용 장치로 구현될 수 있다는 것을 알 것이다. 다양한 실시예에 따르면, 블록 다이어그램(1450)은 도 4 내지 도 7과 관련하여 전송된 장치(106)와 같은 전기수술용 장치를 이용하여 구현될 수 있다. 또한, 다양한 실시예에서, 블록 다이어그램(1450)은 도 2 및 도 3과 관련하여 전송된 수술용 장치(104)와 같은 초음파 수술용 장치로 구현될 수 있다. 일부 실시예에서, 블록 다이어그램(1450)은 절단 및 응고 능력을 갖는 수술용 장치에 이용될 수 있다. 예를 들어, 장치(106)와 같은 RF 수술용 장치는 응고 전에 또는 그 동안에 조직을 절단하기 위한 블레이드(175)와 같은 절단

에지를 포함할 수 있다.

- [0210] 다시 도 75를 참조하면, 알고리즘(1452)은 예를 들어 복합 부하 곡선들(1456, 1458, 1460, 1462)을 선택 및 적용하도록 발생기(102)의 디지털 장치에 의해 실행될 수 있다. 알고리즘(1452)은 클록(1454)으로부터 시간 입력을 수신할 수 있으며, 또한 센서들(1468)로부터 루프 입력(1472)을 수신할 수 있다. 루프 입력(1472)은 복합 부하 곡선을 선택 및/또는 적용하도록 알고리즘(1452)에 이용될 수 있는 조직의 특성들 또는 특징들을 나타낼 수 있다. 그러한 특성들의 예는 예를 들어 전류, 전압, 온도, 반사성, 조직에 가해진 힘, 공진 주파수, 공진 주파수의 변화율 등을 포함할 수 있다. 센서들(1468)은 전용 센서들(예컨대, 온도계들, 압력 센서들 등)일 수 있거나, (예컨대, 구동 신호에 기초하여 전압, 전류, 조직 온도 등을 관찰 및/또는 계산하기 위한) 다른 시스템 값들에 기초하는 조직 특성들을 유도하기 위한 소프트웨어 구현 센서들일 수 있다. 알고리즘(1452)은 예를 들어 루프 입력(1472) 및/또는 클록(1454)으로부터의 시간 입력에 기초하여 적용하도록 복합 부하 곡선들(1456, 1458, 1460, 1462) 중 하나를 선택할 수 있다. 4개의 복합 부하 곡선들이 도시되어 있지만, 임의의 적합한 수의 복합 부하 곡선들이 사용될 수 있다는 것을 알 것이다.
- [0211] 알고리즘(1452)은 임의의 적합한 방식으로 선택된 복합 부하 곡선을 적용할 수 있다. 예를 들어, 알고리즘(1452)은 조직 임피던스(예컨대, 현재 측정된 조직 임피던스는 루프 입력의 일부일 수 있거나, 루프 입력으로부터 유도될 수 있음) 또는 초음파 장치(104)의 공진 주파수 특성에 기초하여 전력 레벨 및 하나 이상의 펄스 특성들을 계산하도록 선택된 복합 부하 곡선을 사용할 수 있다. 복합 부하 곡선에 따라 조직 임피던스에 기초하여 결정될 수 있는 펄스 특성들의 예는 펄스 폭, 상승 시간 및 오프 시간을 포함할 수 있다.
- [0212] 세트 포인트(1464)에서, 유도된 전력 및 펄스 특성들이 구동 신호에 적용될 수 있다. 다양한 실시예에서, 피드백 루프(1474)가 구동 신호의 더욱 정확한 변조를 허용하도록 구현될 수 있다. 세트 포인트(1464)의 출력에서, 구동 신호는 적합한 증폭을 제공할 수 있는 증폭기(1466)에 제공될 수 있다. 증폭된 구동 신호는 (예컨대, 센서들(1468)을 통해) 부하(1470)에 제공될 수 있다. 부하(1470)는 조직, 수술용 장치(104, 106) 및/또는 발생기(102)를 수술용 장치(104, 106)와 전기적으로 커플링하는 임의의 케이블(예컨대, 케이블(112, 128))을 포함할 수 있다.
- [0213] 도 76은 발생기(102)에 의해(예컨대, 발생기(102)의 디지털 장치에 의해) 구현되는 바와 같은, 알고리즘(1452)의 일 실시예를 예시하는 프로세스 흐름을 도시한다. 알고리즘(1452)은 1476에서 활성화될 수 있다. 알고리즘(1452)은 임의의 적합한 방식으로 활성화될 수 있다는 것을 알 것이다. 예를 들어, 알고리즘(1452)은 수술용 장치(104, 106)의 작동 시에 임상의에 의해(예컨대, 조오 폐쇄 트리거(138, 142), 스위치, 핸들 등을 당기거나 달리 작동시킴으로써) 활성화될 수 있다.
- [0214] 다양한 실시예에 따르면, 알고리즘(1452)은 복수의 영역(1478, 1480, 1482, 1484)을 포함할 수 있다. 각각의 영역은 조직 바이트의 절단 및 응고의 상이한 단계를 나타낼 수 있다. 예를 들어, 제1 영역(1478)에서, 발생기(102)는 초기 조직 상태들(예컨대, 임피던스)의 분석을 수행할 수 있다. 제2 영역(1480)에서, 발생기(102)는 조직을 절단을 위해 준비시키도록 조직에 에너지를 인가할 수 있다. 제3 또는 절단 영역(1482)에서, 발생기(102)는 수술용 장치(104, 106)가 조직을 절단하는 동안(예컨대, 전기수술용 장치(106)로, 절단은 블레이드(A18)를 전진시킴으로써 수행될 수 있음) 에너지를 계속 인가할 수 있다. 제4 또는 완료 영역(1484)에서, 발생기(102)는 응고를 완료하도록 절단후(post-cut) 에너지를 인가할 수 있다.
- [0215] 이제, 제1 영역(1478)을 참조하면, 발생기(102)는 예를 들어 전류, 전압, 온도, 반사성, 조직에 가해진 힘 등을 포함하는 임의의 적합한 조직 상태 또는 상태들을 측정할 수 있다. 다양한 실시예에서, 조직의 초기 임피던스가 임의의 적합한 방식에 따라 측정될 수 있다. 예를 들어, 발생기(102)는 기지의 전압 또는 전류를 조직에 제공하도록 구동 신호를 변조할 수 있다. 임피던스는 기지의 전압 및 측정된 전류로부터 또는 반대의 경우로부터 유도될 수 있다. 조직 임피던스는 대안적으로 또는 추가적으로 임의의 다른 적합한 방식으로 측정될 수 있다는 것을 알 것이다. 알고리즘(1452)에 따르면, 발생기(102)는 제1 영역(1478)으로부터 제2 영역(1480)으로 진행할 수 있다. 다양한 실시예에서, 임상의는 예를 들어 발생기(102) 및/또는 수술용 장치(104, 106)를 비활성화시킴으로써 제1 영역(1478)에서 알고리즘(1452)을 종료시킬 수 있다. 임상의가 알고리즘(1542)을 종료시키는 경우, RF(및/또는 초음파) 전달이 또한 1486에서 종료될 수 있다.
- [0216] 제2 영역(1480)에서, 발생기(102)는 조직을 절단을 위해 준비시키도록 구동 신호를 통해 조직에 에너지를 인가하기 시작할 수 있다. 에너지는 전술된 바와 같이, 복합 부하 곡선들(1456, 1458, 1460, 1462)에 따라 인가될 수 있다. 제2 영역(1480)에 따라 에너지를 인가하는 것은 복합 부하 곡선들(1456, 1458, 1460, 1462) 중 일부 또는 전부에 따라 구동 신호 상에 펄스들을 변조하는 것을 포함할 수 있다. 다양한 실시예에서, 복합 부하 곡

선들(1456, 1458, 1460, 1462)은 (예컨대, 기구 조오 내에 클램핑되는 다양한 유형의 조직-체적을 수용하도록) 공격성의 순서로 연속적으로 적용될 수 있다.

[0217] 제1 복합 부하 곡선(1456)이 가장 먼저 적용될 수 있다. 발생기(102)는 구동 신호 상에 하나 이상의 제1 복합 부하 곡선 펄스들을 변조함으로써 제1 복합 부하 곡선(1456)을 적용할 수 있다. 각각의 제1 복합 부하 곡선 펄스는 제1 복합 부하 곡선에 따라 그리고 측정된 조직 임피던스를 고려하여 결정되는 전력 및 펄스 특성들을 가질 수 있다. 제1 펄스에 대해 측정된 조직 임피던스는 제1 영역(1478)에서 측정된 임피던스일 수 있다. 다양한 실시예에서, 발생기(102)는 조직 임피던스 또는 공진 주파수의 추가적인 측정들을 취하기 위해 제1 복합 부하 곡선 펄스들 중 전부 또는 일부를 이용할 수 있다. 추가적인 측정들은 후속 펄스 또는 펄스들의 전력 및 다른 펄스 특성들을 결정하도록 사용될 수 있다.

[0218] 도 77은 제1 복합 부하 곡선 펄스를 생성하기 위한 프로세스 흐름(1488)의 일 실시예를 예시한다. 프로세스 흐름(1488)은 예를 들어 알고리즘(1452)의 일부로서, 발생기(102)에 의해(예컨대, 발생기(102)의 디지털 장치에 의해) 실행될 수 있다. 1490에서, 발생기(102)는 펄스 폭( $T_{pw}$ )을 계산할 수 있다. 펄스 폭은 가장 최근의 측정된 조직 임피던스( $Z$ )를 고려하여 그리고 제1 복합 부하 곡선(1456)에 따라 결정될 수 있다.

[0219] 1492에서, 발생기(102)는 상승 시간(ramp time)( $t_{ramp}$ )에 걸쳐 펄스 전력( $P_{limit}$ )까지 구동 신호의 전력을 상승시킬 수 있으며, 그럼으로써 펄스를 조직에 인가한다. 펄스 전력은 가장 최근의 측정된 조직 임피던스( $Z$ )를 고려하여 그리고 제1 복합 부하 곡선(1456)에 따라 역시 결정될 수 있다. 상승 시간은 조직 임피던스를 고려하여 복합 부하 곡선에 따라 결정될 수 있거나, 일정할 수 있다(예컨대, 모든 제1 복합 부하 곡선 펄스들에 대해 일정하고, 모든 펄스들에 대해 일정하며, 기타 등등임). 발생기(102)는 예를 들어 구동 신호에 의해 제공되는 전류 및/또는 전압을 변조하는 것을 포함하여, 임의의 적합한 방식으로 구동 신호에 펄스 전력을 인가할 수 있다. 다양한 실시예에 따르면, 구동 신호는 교류(A/C) 신호일 수 있으며, 따라서 펄스 자체가 구동 신호의 다수의 사이클을 포함할 수 있다.

[0220] 구동 신호는 1494에서 펄스 폭에 대한 펄스 전력으로 유지될 수 있다. 펄스의 종료 시에, 구동 신호는 하강 시간(fall time)( $T_{fall}$ )에 걸쳐 1496에서 하강될 수 있다. 하강 시간은 조직 임피던스를 고려하여 제1 복합 부하 곡선에 따라 결정될 수 있거나, 일정할 수 있다(예컨대, 모든 제1 복합 부하 곡선 펄스들에 대해 일정하고, 모든 펄스들에 대해 일정하며, 기타 등등임). 실시예에 따라, 상승 시간 및 하강 시간은 펄스 폭의 일부로 고려되거나 그렇지 않을 수 있다는 것을 알 것이다. 1498에서, 발생기(102)는 오프 시간(off time)( $T_{off}$ ) 동안 일시 정지될 수 있다. 상승 시간 및 하강 시간과 마찬가지로, 오프 시간은 조직 임피던스를 고려하여 제1 복합 부하 곡선에 따라 결정될 수 있거나, 일정할 수 있다(예컨대, 모든 제1 복합 부하 곡선 펄스들에 대해 일정하고, 모든 펄스들에 대해 일정하며, 기타 등등임).

[0221] 오프 시간의 완료 시에, 발생기(102)는 제1 복합 부하 곡선(1456)이 적용되는 한, 프로세스 흐름(1488)을 반복할 수 있다. 다양한 실시예에 따르면, 발생기(102)는 사전결정된 양의 시간 동안 제1 복합 부하 곡선(1456)을 적용할 수 있다. 따라서, 프로세스 흐름(1488)은 사전결정된 양의 시간이 경과될 때까지(예컨대, 클록(1454)으로부터 수신되는 시간 입력에 기초하여 결정되는 바와 같음) 반복될 수 있다. 또한, 다양한 실시예에서, 제1 복합 부하 곡선은 사전결정된 수의 펄스들에 대해 적용될 수 있다. 인가되는 펄스 폭은 측정된 조직 임피던스에 따라 변동하므로, 제1 복합 부하 곡선이 적용되는 총 시간이 또한 측정된 조직 임피던스에 따라 변동할 수 있다. 다양한 실시예에 따르면, 제1 복합 부하 곡선(1456)(및 다른 복합 부하 곡선들(1458, 1460, 1462))은 조직 임피던스가 증가함에 따라 감소하는 펄스 폭들을 지정할 수 있다. 따라서, 더 높은 초기 조직 임피던스는 제1 복합 부하 곡선에서 시간이 덜 소비되게 할 수 있다.

[0222] 제1 복합 부하 곡선(1456)의 완료 시에, 발생기(102)는 제2 영역(1480)의 적용 전반에 걸쳐 나머지 통합된 부하 곡선들(1458, 1460, 1462)을 연속적으로 적용할 수 있다. 각각의 부하 곡선(1458, 1460, 1462)은 전송된 부하 곡선(1456)과 유사한 방식으로 적용될 수 있다. 예를 들어, 현재 부하 곡선에 따른 펄스들은 그 부하 곡선의 완료까지(예컨대, 사전결정된 양의 시간 또는 사전결정된 수의 펄스들의 만료) 생성될 수 있다. 사전결정된 수의 펄스들은 각각의 복합 부하 곡선(1456, 1458, 1460, 1462)에 대해 동일할 수 있거나, 상이할 수 있다. 다양한 실시예에 따르면, 부하 곡선들(1458, 1460, 1462)에 따른 펄스들은, 펄스 전력, 펄스 폭 및 일부 실시예에서 상승 시간, 하강 시간 및 오프 시간이 현재 복합 부하 곡선에 따라 유도될 수 있다는 것을 제외하고는, 프로세스 흐름(1488)과 유사한 방식으로 생성될 수 있다.

[0223] 제2 영역(1480)은 다양한 이벤트의 발생 시에 종료될 수 있다. 예를 들어, 총 RF 인가 시간이 타임아웃

(timeout) 시간을 초과한 경우, 발생기(102)는 1486에서 RF(및/또는 초음파) 전달을 종료시킴으로써 조직 동작을 종료할 수 있다. 또한, 다양한 이벤트는 발생기(102)가 제2 영역(1480)으로부터 제3 영역(1482)으로 전이하게 할 수 있다. 예를 들어, 발생기(102)는 조직 임피던스(Z)가 임계 조직 임피던스( $Z_{term}$ )를 초과하고 RF 에너지가 적어도 최소 시간( $T_{start}$ )을 초과하는 동안 전달된 때 제3 영역(1482)으로 전이할 수 있다. 임계 조직 임피던스는 조직 바이트가 블레이드(175)에 의해 절단되기 위해 적절하게 준비된 것을 나타내는 임피던스 및/또는 임피던스 변화율일 수 있다.

[0224] 다양한 실시예에 따르면, 최종 부하 곡선(1462)이 제2 영역(1480)의 완료 전에 제2 영역(1480)에서 완료된 경우, 최종 전력 곡선(1462)은 예를 들어 조직 임피던스 임계치가 충족되고, 최대 제2 영역 시간에 도달하며 및/또는 타임아웃 시간에 도달할 때까지 연속적으로 적용될 수 있다. 또한, 일부 조직 절단에 있어서, 제2 영역(1480)은 모든 이용가능한 통합된 부하 곡선들(1456, 1458, 1460, 1462)이 실행되기 전에 완료될 수 있다는 것을 알 것이다.

[0225] 제3 영역(1482)에서, 발생기(102)는 구동 신호 상에 펄스들을 계속 변조할 수 있다. 일반적으로, 제3 영역 펄스들은 예를 들어 프로세스 흐름(1488)과 관련하여 전송된 방식을 포함하여 임의의 적합한 방식에 따라 구동 신호 상에 변조될 수 있다. 제3 영역 펄스들의 전력 및 펄스 특성들은 임의의 적합한 방식에 따라 결정될 수 있으며, 다양한 실시예에서, 제2 영역(1480)의 완료 시에 수행되었던 복합 부하 곡선(현재 부하 곡선)에 기초하여 결정될 수 있다. 다양한 실시예에 따르면, 현재 부하 곡선은 제3 영역 펄스들의 펄스 전력을 결정하는 데 이용될 수 있으며, 한편 펄스 특성들(예컨대, 펄스 폭, 상승 시간, 하강 시간, 오프 시간 등)은 복합 부하 곡선과 무관하게 일정할 수 있다. 일부 실시예에서, 제3 영역(1482)은 제2 영역(1480)에서 이용되는 부하 곡선들(1456, 1458, 1460, 1462) 중 하나일 수 있거나 상이한 복합 부하 곡선(도시 안됨)일 수 있는 제3-영역-고유 복합 부하 곡선을 이용할 수 있다.

[0226] 발생기(102)는 조직 절단이 완료되었음에 대한 지시를 수신할 때까지 제3 영역(1482)을 계속 실행할 수 있다. 175와 같은 블레이드를 갖는 수술용 기구를 이용하는 실시예에서, 이 지시는 블레이드(175)가 도 6에 도시된 바와 같이 그의 최원위 위치에 도달할 때 수신될 수 있다. 이것은 블레이드(175)가 그의 동작 거리(throw)의 단부에 도달했음을 지시하는 나이프 한계 센서(도시 안됨)를 작동시킬 수 있다. 조직 절단이 완료되었음의 지시를 수신한 때, 발생기(102)는 제4 영역(1484)으로 계속할 수 있다. 또한, 일부 실시예에서, 발생기(102)는 예를 들어 타임아웃 시간에 도달한 경우 1486에서 제3 영역(1482)으로부터 직접 RF(및/또는 초음파) 종료로 전이할 수 있다는 것을 알 것이다.

[0227] 제4 영역(1484)에서, 발생기(102)는 새로 절단된 조직의 응고를 완료하도록 설계된 에너지 프로파일을 제공할 수 있다. 예를 들어, 다양한 실시예에 따르면, 발생기(102)는 사전결정된 수의 펄스들을 제공할 수 있다. 펄스들은 프로세스 흐름(1488)과 관련하여 전송된 방식과 유사한 방식으로 제공될 수 있다. 펄스들의 전력 및 펄스 특성들은 임의의 적합한 방식에 따라 결정될 수 있다. 예를 들어, 제4 영역 펄스들의 전력 및 펄스 특성들은 현재 복합 부하 곡선, 제3-영역-고유 부하 곡선, 또는 제4-영역-고유 복합 부하 곡선에 기초하여 결정될 수 있다. 일부 실시예에서, 전력은 현재 복합 부하 곡선에 기초하여 결정될 수 있으며, 한편 펄스 특성들은 제4 영역-고유인 것일 수 있다. 또한, 다양한 실시예에 따르면, 제4 영역 펄스들의 전력 및 펄스 특성들은 현재 복합 부하 곡선과 독립적으로 결정될 수 있다.

[0228] 도 78은 발생기(102)에 의해(예컨대, 발생기(102)의 디지털 장치에 의해) 알고리즘(1452)의 예시의 적용을 예시하는 펄스 타이밍 다이어그램(1474)의 일 실시예를 예시한다. 제1 영역 펄스(1502)가 제1 영역(1478)에 도시되어 있다. 제1 영역 펄스(1502)는 초기 조직 임피던스를 측정하도록 설명된 바와 같이 이용될 수 있다. 제1 영역 펄스의 완료 시에(1509), 제2 영역(1480)은 제2 영역 펄스들(1504)이 인가되어 시작될 수 있다. 제2 영역 펄스들(1504)은 예를 들어 본 명세서에 설명될 바와 같이 다양한 복합 부하 곡선들(1456, 1458, 1460, 1462)에 따라 인가될 수 있다. 예시의 다이어그램(1474)에서, 제2 영역(1480)은 조직이 임계 임피던스( $Z_{term}$ )에 도달할 때 1510에서 종료된다. 이어서, 제3 영역(1482)은, 나이프 한계 신호가 1512에서 수신될 때까지 제3 영역 펄스들(1506)이 전송된 바와 같이 인가되어 구현된다. 이 포인트에서, 제4 영역(1484)은, 1514에서 사이클 완료 때까지 제4 영역 펄스들(1508)이 전송된 바와 같이 인가되어 개시될 수 있다.

[0229] 다양한 실시예에 따르면, 발생기(102)는 알고리즘(1452)과 관련하여 사용자 인터페이스를 구현할 수 있다. 예를 들어, 사용자 인터페이스는 알고리즘의 현재 영역을 지시할 수 있다. 사용자 인터페이스는 시각적으로 및/또는 청각적으로 구현될 수 있다. 예를 들어, 발생기(102)는 가청 음조들 또는 다른 가청 지시를 생성하기 위

한 스피커를 포함할 수 있다. 적어도 하나의 가청 지시가 제2 영역(1480)에 대응할 수 있다. 제3 및 제4 영역들(1482, 1484)은 또한 영역-고유 가청 지시들을 가질 수 있다. 다양한 실시예에 따르면, 제1 영역(1478)이 영역-고유 가청 지시를 역시 가질 수 있다. 다양한 실시예에 따르면, 가청 지시들은 발생기(102)에 의해 생성되는 펄스형 음조를 포함할 수 있다. 음조들의 주파수 및/또는 음조들의 피치는 그 자체가 현재 영역을 지시할 수 있다. 가청 지시들에 더하여, 또는 그 대신에, 발생기(102)는 또한 (예컨대, 출력 장치(147) 상에) 현재 영역의 시각적 지시를 제공할 수 있다. 임상의는 발생기(102) 및 연관된 수술용 장치들(104, 106)을 적절하게 사용하도록 설명된 사용자 인터페이스를 이용할 수 있다는 것을 알 것이다. 예를 들어, 제2 영역(1480)의 지시는 임상의가 조직 치료가 시작되었음을 알게 할 수 있다. 제3 영역(1482)의 지시는 임상의가 조직이 절단 동작에 대해 준비되었음을 알게 할 수 있다. 제4 영역(1484)의 지시는 임상의가 절단 동작이 완료되었음을 알게 할 수 있다. 지시의 중단 및/또는 최종 지시가 전체 절단/응고 동작이 완료되었음을 지시할 수 있다.

[0230] 도 79는 예시의 부하 곡선(1520)에 따른 구동 신호 전압, 전류 및 전력의 그래픽 표현을 예시한다. 차트(1520)에서, 구동 신호 전압은 선(1522)에 의해 나타내어지고, 구동 신호 전류는 선(1524)에 의해 나타내어지며, 구동 신호 전력은 선(1526)에 의해 나타내어진다. 펄스 폭은 도 79에 나타나 있지 않다. 다양한 실시예에서, 그래프(1520)에 의해 나타낸 전압(1522), 전류(1524) 및 전력(1526)의 값들은 단일 펄스 내에서의 가능한 값들을 나타낼 수 있다. 따라서, 부하 곡선(1520)은 조직 임피던스 또는 다른 조직 상태의 함수로서 펄스 폭을 나타내는 (도시 안된) 곡선을 추가함으로써 복합 부하 곡선으로서 표현될 수 있다. 부하 곡선(1520)에 대해 도시된 바와 같이, 최대 전압(1522)은 100 볼트 평균 제곱근(RMS)이고, 최대 전류는 3 암페어 RMS이며, 최대 전력은 135 와트 RMS이다.

[0231] 도 79 내지 도 84는 다양한 예시의 복합 부하 곡선들(1530, 1532, 1534, 1536, 1538, 1540)의 그래픽 표현을 예시한다. 각각의 복합 부하 곡선들(1530, 1532, 1534, 1536, 1538, 1540)은 측정된 조직 임피던스와 관련하여 펄스 전력 및 펄스 폭 둘 모두를 나타낼 수 있다. 복합 부하 곡선들(1530, 1532, 1534, 1536)은 알고리즘(1452)과 관련하여 전술된 바와 같이, 연속적으로 더 공격적인 복합 부하 곡선들의 패턴의 일부로서 또는 분리하여 구현될 수 있다.

[0232] 도 80은 예시의 제1 복합 부하 곡선(1530)의 그래픽 표현을 예시한다. 복합 부하 곡선(1530)은 45 와트 RMS의 최대 펄스 전력 및 0.35 초의 최대 펄스 폭을 가질 수 있다. 도 80에서, 조직 임피던스의 함수로서 전력은 1542에 의해 나타내어지고, 한편 조직 임피던스의 함수로서 펄스 폭은 1544에 의해 나타내어진다. 아래의 표 1은 0 Ω 내지 475 Ω의 조직 임피던스에 대한 복합 부하 곡선(1530)의 값들을 예시한다.

표 1

부하, Ω	V Lim, RMS	I Lim, RMS	P Lim, W	PW, 초
0-24	85	1.4	45	0.35
25-49	85	1.4	45	0.35
50-74	85	1.4	45	0.3
75-99	85	1.4	45	0.3
100-124	85	1.4	45	0.25
125-149	85	1.4	45	0.25
150-174	85	1.4	45	0.2
175-199	85	1.4	45	0.2
200-224	85	1.4	44	0.15
225-249	85	1.4	40	0.15
250-274	85	1.4	36	0.1
275-299	85	0.31	24	0.1
300-324	85	0.28	22	0.1
325-349	85	0.26	20	0.1
350-374	85	0.25	19	0.1
375-399	85	0.22	18	0.1
400-424	85	0.21	17	0.1
425-449	85	0.2	16	0.1
450-475	85	0.19	15	0.1
475+	85	0.15	14	0.1

[0233]

[0234] 다양한 실시예에서, 복합 부하 곡선(1530)은 보다 작은 수술용 장치들 및/또는 보다 작은 조직 바이트들에 적합할 수 있다.

[0235] 도 81은 예시의 제2 복합 부하 곡선(1532)의 그래픽 표현을 예시한다. 복합 부하 곡선(1532)은 45 와트 RMS의

최대 펄스 전력 및 0.5 초의 최대 펄스 폭을 가질 수 있다. 도 81에서, 조직 임피던스의 함수로서 전력이 1546에 의해 나타내어지고, 한편 조직 임피던스의 함수로서 펄스 폭이 1548에 의해 나타내어진다. 아래의 표 2는 0 Ω 내지 475 Ω의 조직 임피던스에 대한 복합 부하 곡선(1532)의 값들을 예시한다.

**표 2**

부하, 옴	V Lim, RMS	I Lim, RMS	P Lim, W	PW, 초
0-24	85	3	45	0.5
25-49	85	2	45	0.5
50-74	85	1.4	45	0.5
75-99	85	1.1	45	0.5
100-124	85	0.9	45	0.5
125-149	85	0.7	45	0.5
150-174	85	0.55	45	0.5
175-199	85	0.48	45	0.5
200-224	85	0.42	32	0.5
225-249	85	0.38	28	0.5
250-274	85	0.33	26	0.3
275-299	85	0.31	24	0.3
300-324	85	0.28	22	0.25
325-349	85	0.26	20	0.25
350-374	85	0.25	19	0.25
375-399	85	0.22	18	0.25
400-424	85	0.21	17	0.25
425-449	85	0.2	16	0.25
450-475	85	0.19	15	0.25
475+	85	0.15	14	0.25

[0236]

[0237]

복합 부하 곡선(1532)은 작은 단일 혈관 조직 바이트들을 타겟으로 할 수 있으며, 다양한 실시예에 따르면, 영역 2(1480)에 적용된 제1 복합 전력 곡선일 수 있다.

[0238]

도 82는 예시의 제3 복합 부하 곡선(1534)의 그래픽 표현을 예시한다. 복합 부하 곡선(1534)은 60 와트 RMS의 최대 펄스 전력 및 2 초의 최대 펄스 폭을 가질 수 있다. 도 82에서, 조직 임피던스의 함수로서 전력이 1550에 의해 나타내어지고, 한편 조직 임피던스의 함수로서 펄스 폭이 1552에 의해 나타내어진다. 아래의 표 3은 0 Ω 내지 475 Ω의 조직 임피던스에 대한 복합 부하 곡선(1534)의 값들을 예시한다.

**표 3**

부하, 옴	V Lim, RMS	I Lim, RMS	P Lim, W	PW, 초
0-24	85	3	60	2
25-49	85	3	60	2
50-74	100	3	60	2
75-99	100	3	60	2
100-124	100	3	60	2
125-149	100	3	60	2
150-174	100	3	55	0.5
175-199	100	3	50	0.5
200-224	85	0.42	32	0.3
225-249	85	0.38	28	0.3
250-274	85	0.33	26	0.3
275-299	85	0.31	24	0.3
300-324	85	0.28	22	0.25
325-349	85	0.26	20	0.25
350-374	85	0.25	19	0.25
375-399	85	0.22	18	0.25
400-424	85	0.21	17	0.25
425-449	85	0.2	16	0.25
450-475	85	0.19	15	0.25
475+	85	0.15	14	0.25

[0239]

[0240]

복합 부하 곡선(1534)은 그의 대체로 더 높은 전력으로 인해 이전 곡선(1532)보다 더 공격적일 수 있다. 복합 부하 곡선(1534)은 또한, 비록 복합 부하 곡선(1534)의 펄스 폭들이 정확히 150 Ω에서 떨어지기 시작할 수 있지만, 이전 곡선(1532)보다 더 높은 펄스 폭들을 가질 수 있다. 다양한 실시예에 따르면, 복합 부하 곡선(1536)은 복합 부하 곡선(1532) 이후에 순차적으로 구현되는 부하 곡선으로서 알고리즘(1542)에 이용될 수

있다.

[0241] 도 83은 예시의 제4 복합 부하 곡선(1536)의 그래픽 표현을 예시한다. 복합 부하 곡선(1536)은 90 와트 RMS의 최대 펄스 전력 및 2 초의 최대 펄스 폭을 가질 수 있다. 도 83에서, 조직 임피던스의 함수로서 전력이 1554에 의해 나타내어지고, 한편 조직 임피던스의 함수로서 펄스 폭이 1556에 의해 나타내어진다. 아래의 표 4는 0 Ω 내지 475 Ω의 조직 임피던스에 대한 복합 부하 곡선(1536)의 값들을 예시한다.

표 4

부하, 옴	V Lim, RMS	I Lim, RMS	P Lim, W	PW, 초
0-24	85	3	90	2
25-49	85	3	90	2
50-74	100	3	90	2
75-99	100	3	90	2
100-124	100	3	80	2
125-149	100	3	65	2
150-174	100	3	55	0.5
175-199	100	3	50	0.5
200-224	85	0.42	32	0.3
225-249	85	0.38	28	0.3
250-274	85	0.33	26	0.3
275-299	85	0.31	24	0.3
300-324	85	0.28	22	0.25
325-349	85	0.26	20	0.25
350-374	85	0.25	19	0.25
375-399	85	0.22	18	0.25
400-424	85	0.21	17	0.25
425-449	85	0.2	16	0.25
450-475	85	0.19	15	0.25
475+	85	0.15	14	0.25

[0242]

[0243] 복합 부하 곡선(1536)은 역시 이전 곡선(1534)보다 더 공격적일 수 있고, 따라서 알고리즘(1452)에서 곡선(1534) 이후에 순차적으로 구현될 수 있다. 또한, 다양한 실시예에 따르면, 복합 부하 곡선(1536)은 보다 큰 조직 번들들에 적합할 수 있다.

[0244] 도 84는 예시의 제5 복합 부하 곡선(1538)의 그래픽 표현을 예시한다. 복합 부하 곡선(1538)은 135 와트 RMS의 최대 펄스 전력 및 2 초의 최대 펄스 폭을 가질 수 있다. 도 84에서, 조직 임피던스의 함수로서 전력이 1558에 의해 나타내어지고, 한편 조직 임피던스의 함수로서 펄스 폭이 1560에 의해 나타내어진다. 아래의 표 5는 0 Ω 내지 475 Ω의 조직 임피던스에 대한 복합 부하 곡선(1538)의 값들을 예시한다.

표 5

부하, 옴	V Lim, RMS	I Lim, RMS	P Lim, W	PW, 초
0-24	85	3	135	2
25-49	85	3	135	2
50-74	100	3	135	2
75-99	100	3	100	2
100-124	100	3	80	2
125-149	100	3	65	2
150-174	100	3	55	0.5
175-199	100	3	50	0.5
200-224	85	0.42	32	0.3
225-249	85	0.38	28	0.3
250-274	85	0.33	26	0.3
275-299	85	0.31	24	0.3
300-324	85	0.28	22	0.25
325-349	85	0.26	20	0.25
350-374	85	0.25	19	0.25
375-399	85	0.22	18	0.25
400-424	85	0.21	17	0.25
425-449	85	0.2	16	0.25
450-475	85	0.19	15	0.25
475+	85	0.15	14	0.25

[0245]

[0246] 복합 부하 곡선(1538)은 알고리즘(1452)에서 이전 곡선(1536) 이후에 순차적으로 사용될 수 있다.

[0247] 도 85는 예시의 제6 복합 부하 곡선(1540)의 그래픽 표현을 예시한다. 복합 부하 곡선(1540)은 90 와트 RMS의 최대 펄스 전력 및 2 초의 최대 펄스 폭을 가질 수 있다. 도 85에서, 조직 임피던스의 함수로서 전력이 1562에 의해 나타내어지고, 한편 조직 임피던스의 함수로서 펄스 폭이 1564에 의해 나타내어진다. 아래의 표 6은 0 Ω 내지 475 Ω의 조직 임피던스에 대한 복합 부하 곡선(1540)의 값들을 예시한다.

표 6

부하, Ω	V Lim, RMS	I Lim, RMS	P Lim, W	PW, 초
0-24	85	3	90	2
25-49	85	3	90	2
50-74	100	3	90	2
75-99	100	3	90	2
100-124	100	3	80	2
125-149	100	3	65	2
150-174	100	3	55	0.5
175-199	100	3	50	0.5
200-224	85	0.42	32	0.3
225-249	85	0.38	28	0.3
250-274	85	0.33	26	0.3
275-299	85	0.31	24	0.3
300-324	85	0.28	22	0.25
325-349	85	0.26	20	0.25
350-374	85	0.25	19	0.25
375-399	85	0.22	18	0.25
400-424	85	0.21	17	0.25
425-449	85	0.2	16	0.25
450-475	85	0.19	15	0.25
475+	85	0.15	14	0.25

[0248]

[0249] 복합 전력 곡선(1540)은 이전 전력 곡선(1538)보다 덜 공격적이다. 다양한 실시예에 따르면, 복합 전력 곡선(1540)은 곡선(1538) 이후에 순차적으로 알고리즘(1452)에 구현될 수 있다. 또한, 일부 실시예에서, 복합 전력 곡선(1540)은 제3 또는 제4 영역-고유 복합 전력 곡선으로서 알고리즘(1452)에 구현될 수 있다.

[0250] 전술된 바와 같이, 알고리즘(1452)에 사용되는 다양한 복합 전력 곡선들은 사전결정된 수의 펄스들에 대해 각각 구현될 수 있다. 아래의 표 7은 알고리즘(1452)에서 순차적으로 전력 곡선들(1532, 1534, 1536, 1540)을 이용하는 예시의 실시예에 대한 복합 전력 곡선당 펄스들의 수를 예시한다.

표 7

복합 부하 곡선	펄스들의 수
1532	4
1534	2
1536	2
1538	8
1540	N/A

[0251]

[0252] 마지막 복합 전력 곡선(1540)은 대응하는 수의 펄스들 없이 도시되어 있다. 예를 들어, 복합 전력 곡선(1540)은 임상의가 동작을 종료시킬 때까지, 타임아웃 시간에 도달할 때까지, 임계 조직 임피던스에 도달할 때까지 등으로 구현될 수 있다.

[0253] 다양한 실시예에 따르면, 발생기(102)는 다른 조직 파라미터들의 원하는 값을 발생시키는 방식으로 전력을 조직 바이트에 제공할 수 있다. 도 86은 일정한 조직 임피던스 변화율을 유지하기 위한 알고리즘(1572)의 적용을 기술하는 블록 다이어그램(1570)의 일 실시예를 예시한다. 알고리즘(1572)은 발생기(102)에 의해(예컨대, 발생기(102)의 디지털 장치에 의해) 구현될 수 있다. 예를 들어, 알고리즘(1572)은 구동 신호를 변조하도록 발생기(102)에 의해 이용될 수 있다. 센서들(1574)이 조직 임피던스 및/또는 조직 임피던스의 변화율과 같은 조직 상

태를 감지할 수 있다. 센서(1574)는 하드웨어 센서들일 수 있거나, 다양한 실시예에서, 소프트웨어 구현 센서들일 수 있다. 예를 들어, 센서들(1574)은 측정되는 구동 신호 전류 및 전압에 기초하여 조직 임피던스를 계산할 수 있다. 구동 신호는 발생기(102)에 의해 케이블/기구/부하(1576)에 제공될 수 있으며, 이는 조직, 수술용 장치(104, 106) 및 발생기(102)를 장치(104, 106)에 전기적으로 커플링하는 케이블(112, 128)의 전기적 조합일 수 있다.

[0254] 발생기(102)는 알고리즘(1572)을 구현함으로써 예를 들어 임피던스의 변화율을 포함하여 조직 또는 부하의 임피던스를 모니터링할 수 있다. 발생기(102)는 사전결정된 일정한 값으로 조직 임피던스의 변화율을 유지하기 위해 구동 신호를 통해 전달되는 전압, 전류 및/또는 전력 중 하나 이상을 변조할 수 있다. 또한, 다양한 실시예에 따르면, 발생기(102)는 조직 임피던스의 변화율을 최소 임피던스 변화율 초과로 유지할 수 있다.

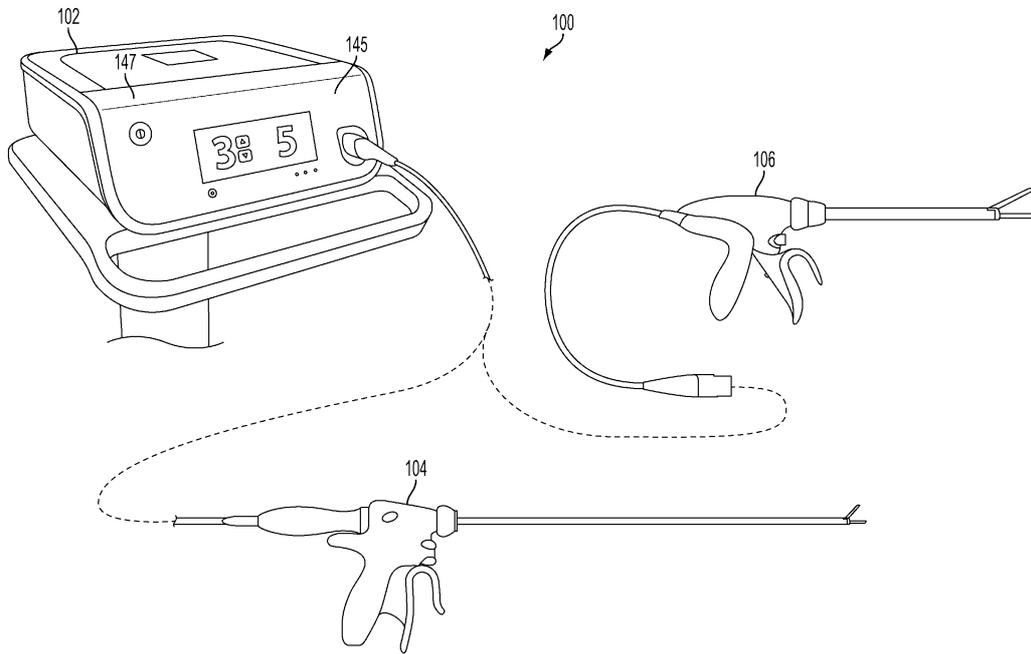
[0255] 알고리즘(1572)은 본 명세서에 설명된 다양한 다른 알고리즘과 관련하여 구현될 수 있다는 것을 알 것이다. 예를 들어, 다양한 실시예에 따르면, 발생기(102)는 조직 임피던스를 본 명세서에서 도 70과 관련하여 본 명세서에 설명된 방법(1330)과 유사하게 상이한 점점 더 공격적인 비율로 순차적으로 변조할 수 있다. 예를 들어, 제 1 임피던스 변화율은 조직에 전달되는 총 에너지가 사전결정된 에너지 임계치를 초과할 때까지 유지될 수 있다. 에너지 임계치에서, 조직 상태들이 사전결정된 레벨(예컨대, 사전결정된 조직 임피던스)에 도달하지 않은 경우, 발생기(102)는 조직을 제2의 더 높은 임피던스 변화율에 도달하게 하도록 구동 신호를 이용할 수 있다. 또한, 다양한 실시예에서, 조직 임피던스 변화율은 복합 부하 곡선들과 관련하여 전송된 방식과 유사한 방식으로 사용될 수 있다. 예를 들어, 복수의 복합 부하 곡선을 이용하는 대신에, 도 75의 알고리즘(1452)은 복수의 조직 임피던스 변화율을 적용하는 것을 요구할 수 있다. 각각의 조직 임피던스 변화율은 사전결정된 양의 시간 및/또는 사전결정된 수의 펄스들 동안 유지될 수 있다. 이 변화율들은 값의 순서로 연속적으로 적용될 수 있다(예컨대, 변화율들은 연속적으로 증가할 수 있음). 그러나, 일부 실시예에서, 도달된 조직 임피던스 변화율들은 피크이고 이어서 감소될 수 있다.

[0256] 장치들의 다양한 실시예가 소정의 개시된 실시예와 관련하여 본 명세서에 설명되었지만, 이들 실시예에 대한 다수의 수정 및 변형이 구현될 수 있다. 예를 들어, 상이한 유형의 단부 작동기들이 채용될 수 있다. 또한, 재료들이 소정의 구성요소들에 대해 개시되지만, 다른 재료들이 사용될 수 있다. 상기한 설명 및 하기의 특허청구범위는 모든 그러한 수정 및 변형을 포함하는 것으로 의도된다.

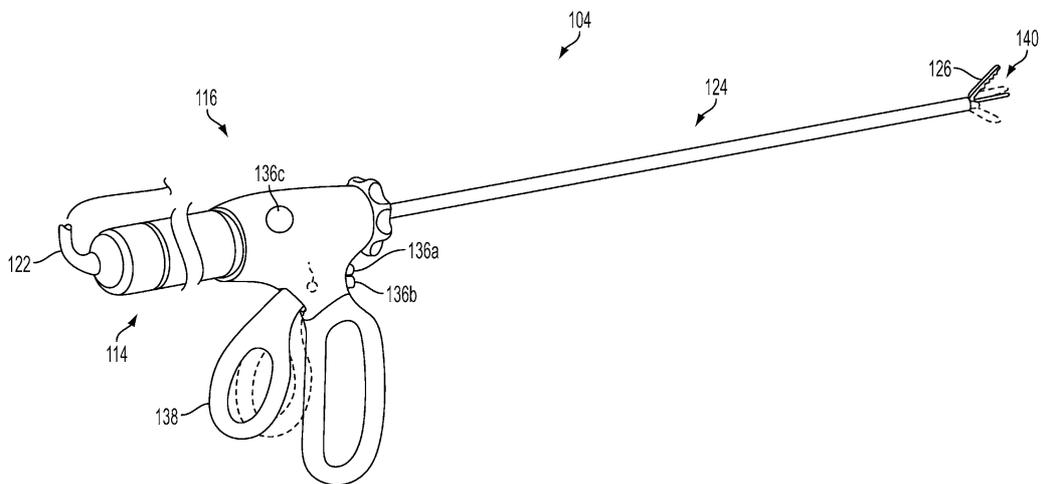
[0257] 전체적으로 또는 부분적으로 본 명세서에 참고로 포함된 것으로 언급된 임의의 특허, 공보 또는 다른 개시 자료가, 포함된 자료가 본 개시 내용에 기재된 기존의 정의, 표현 또는 다른 개시 자료와 상충되지 않는 범위 내에서만, 본 명세서에 포함된다. 이와 같이 그리고 필요한 범위 내에서, 본 명세서에 명시적으로 기재된 개시 내용은 본 명세서에 참고로 포함된 임의의 상충되는 자료를 대체한다. 본 명세서에 참고로 포함된 것으로 언급되지만 본 명세서에 기재된 기존의 정의, 표현 또는 다른 개시 자료와 상충되는 임의의 자료 또는 그의 부분은 포함된 자료와 기존의 개시 자료 사이에 상충이 일어나지 않는 범위까지만 포함될 것이다.

도면

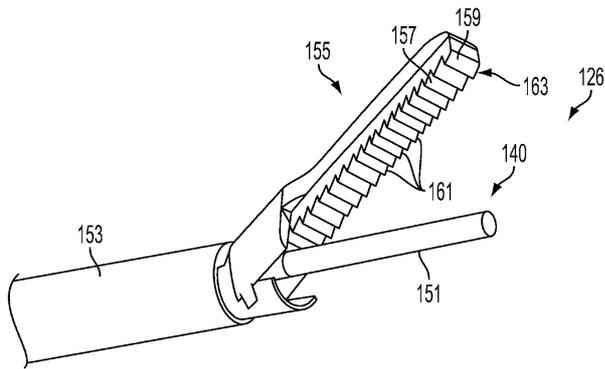
도면1



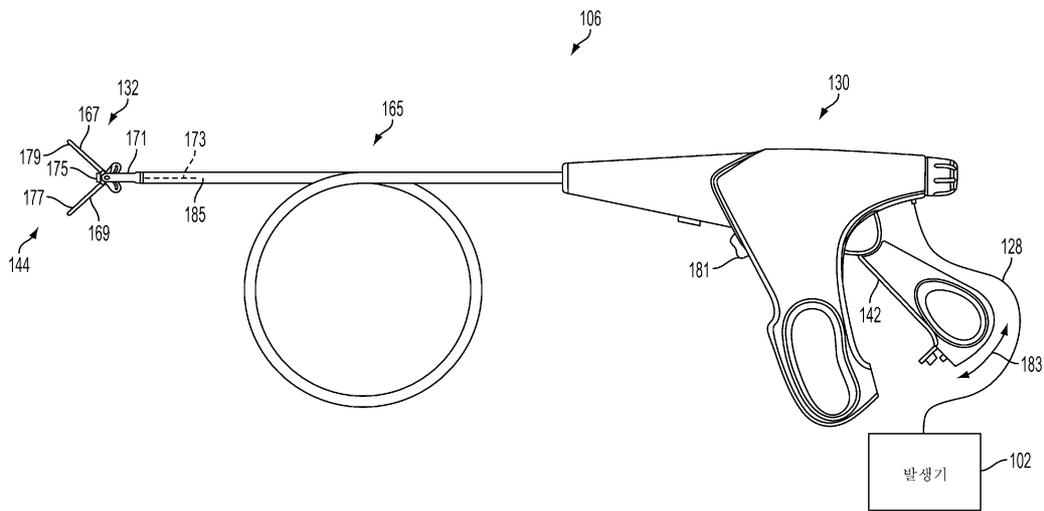
도면2



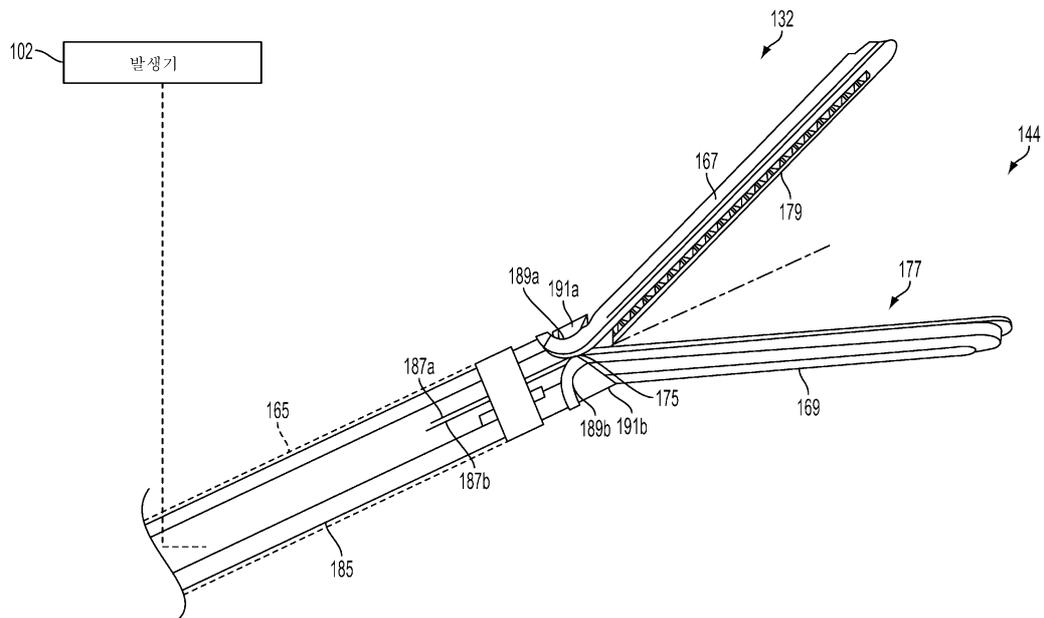
도면3



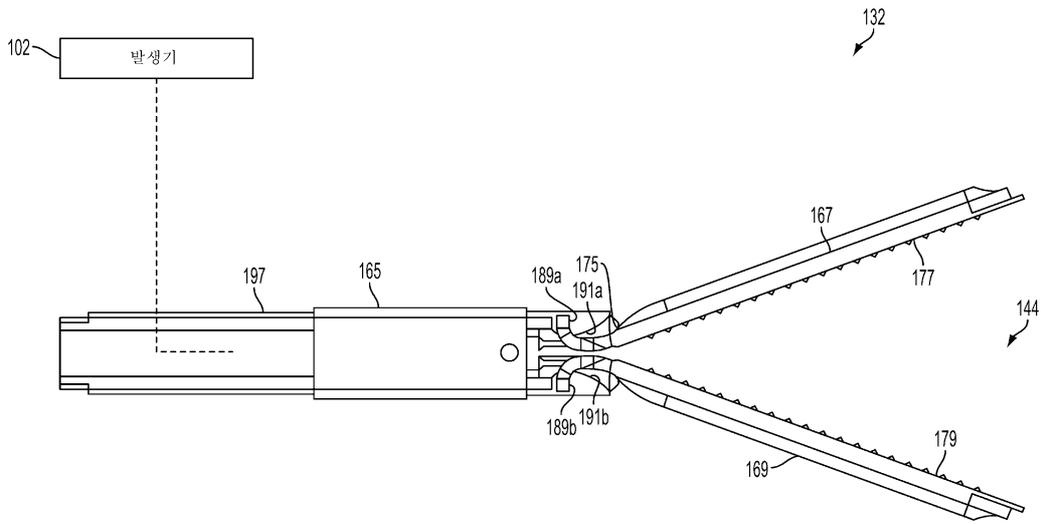
도면4



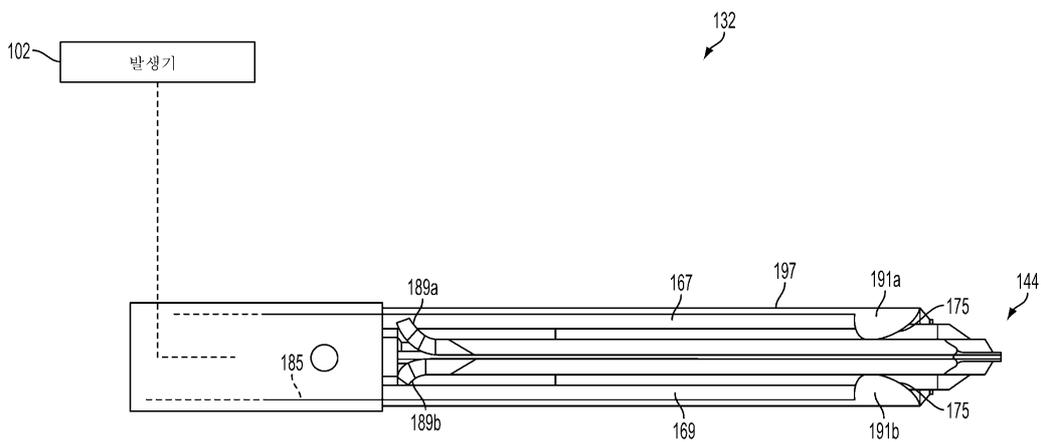
도면5



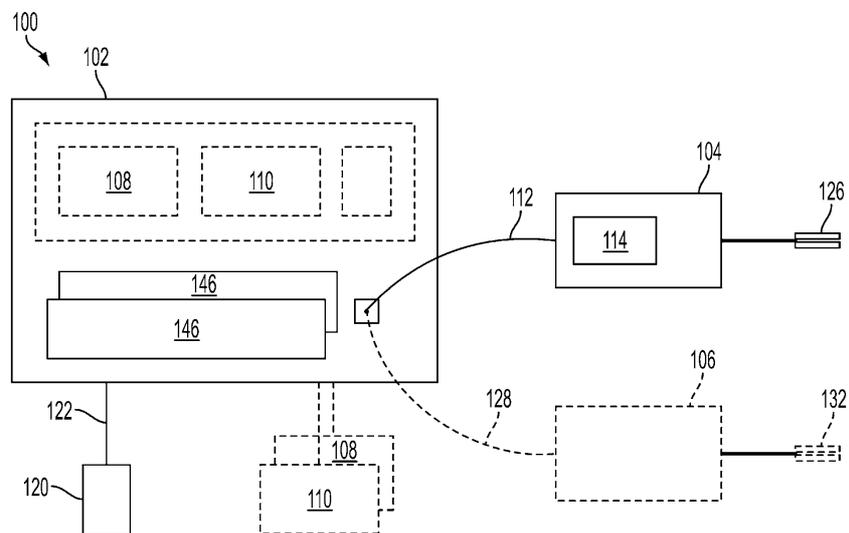
도면6



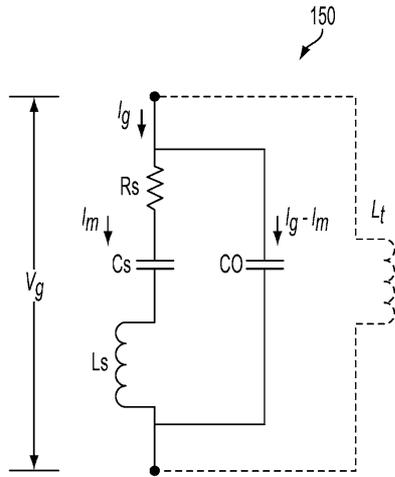
도면7



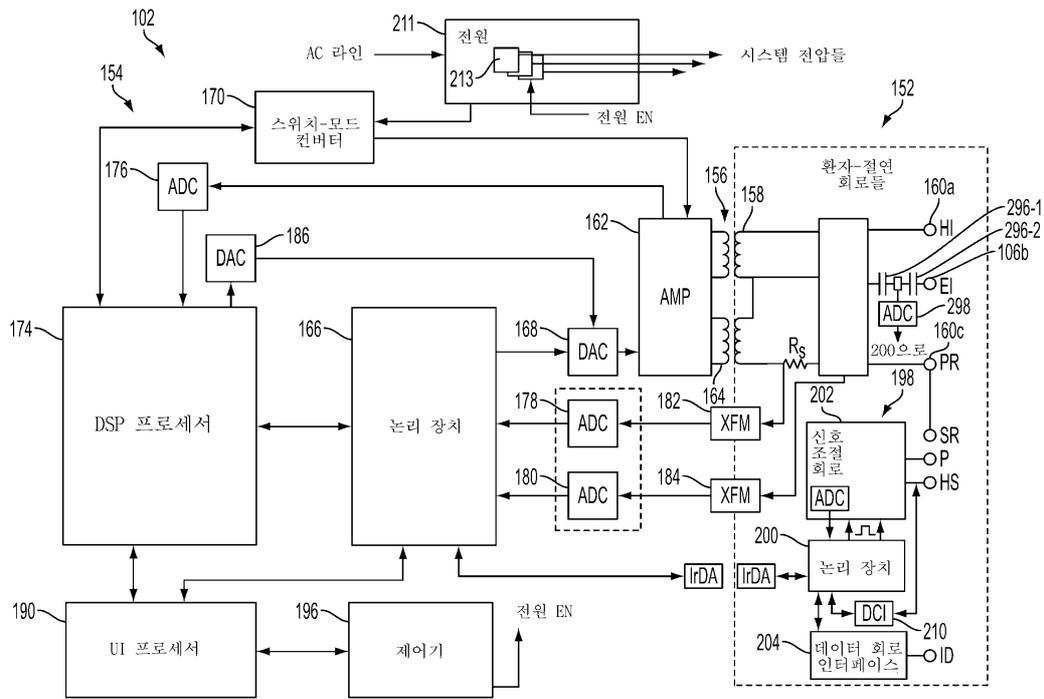
도면8



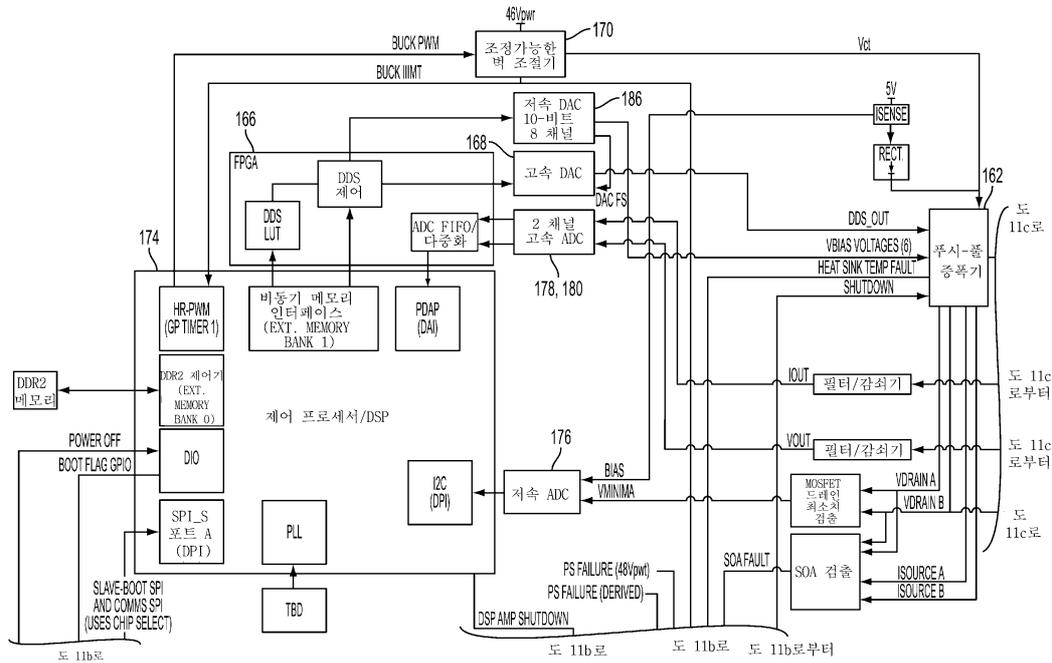
도면9



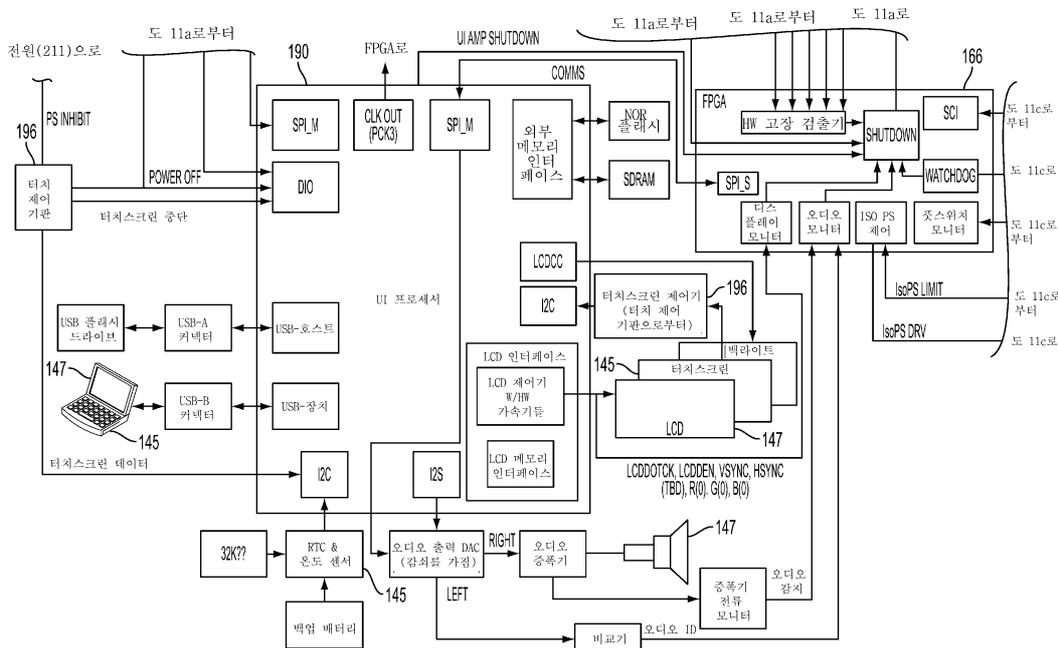
도면10



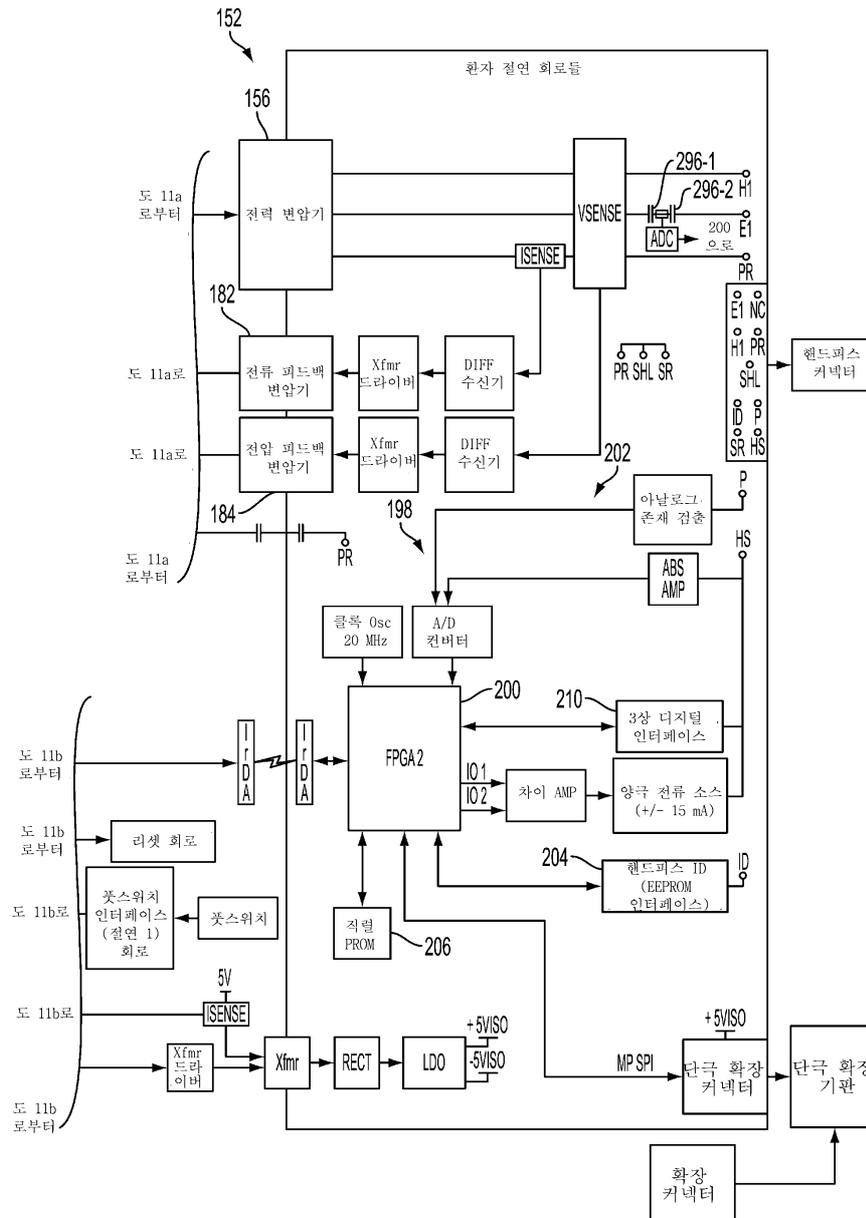
도면11a



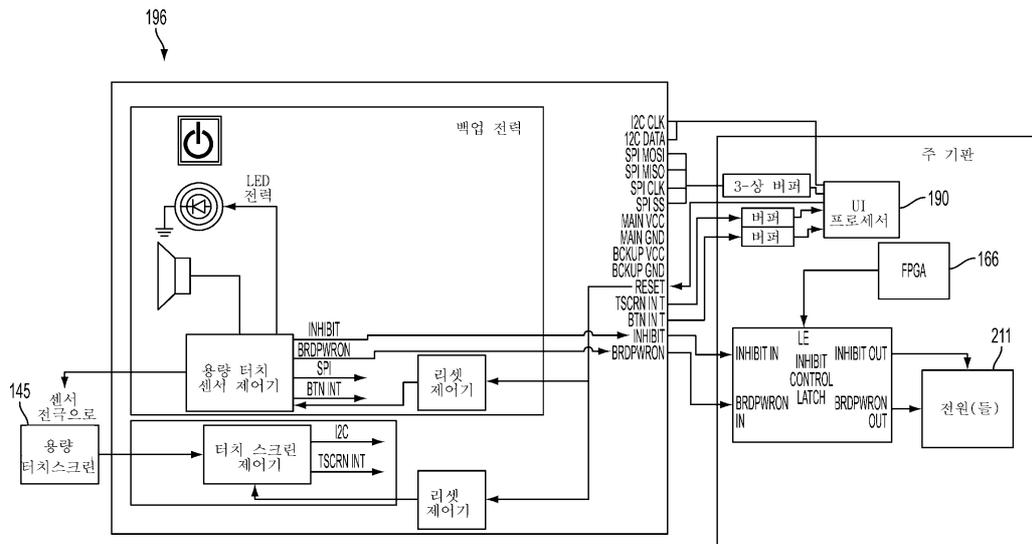
도면11b



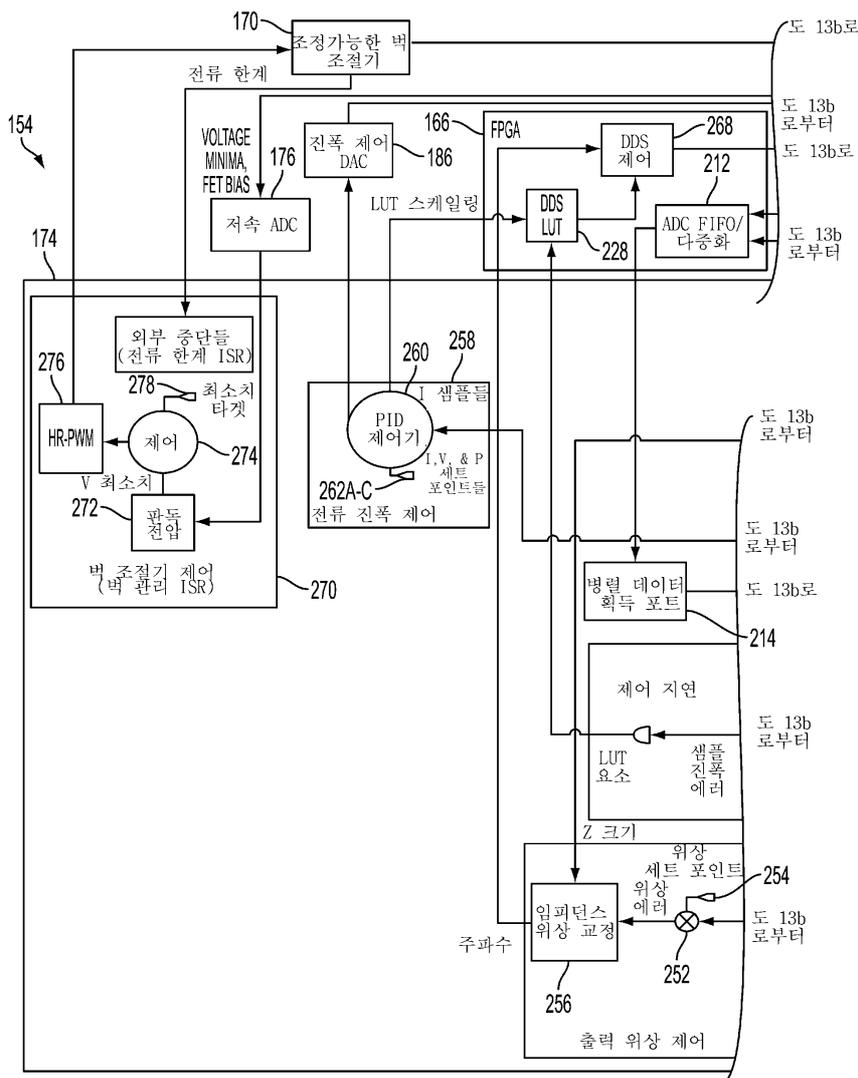
도면11c



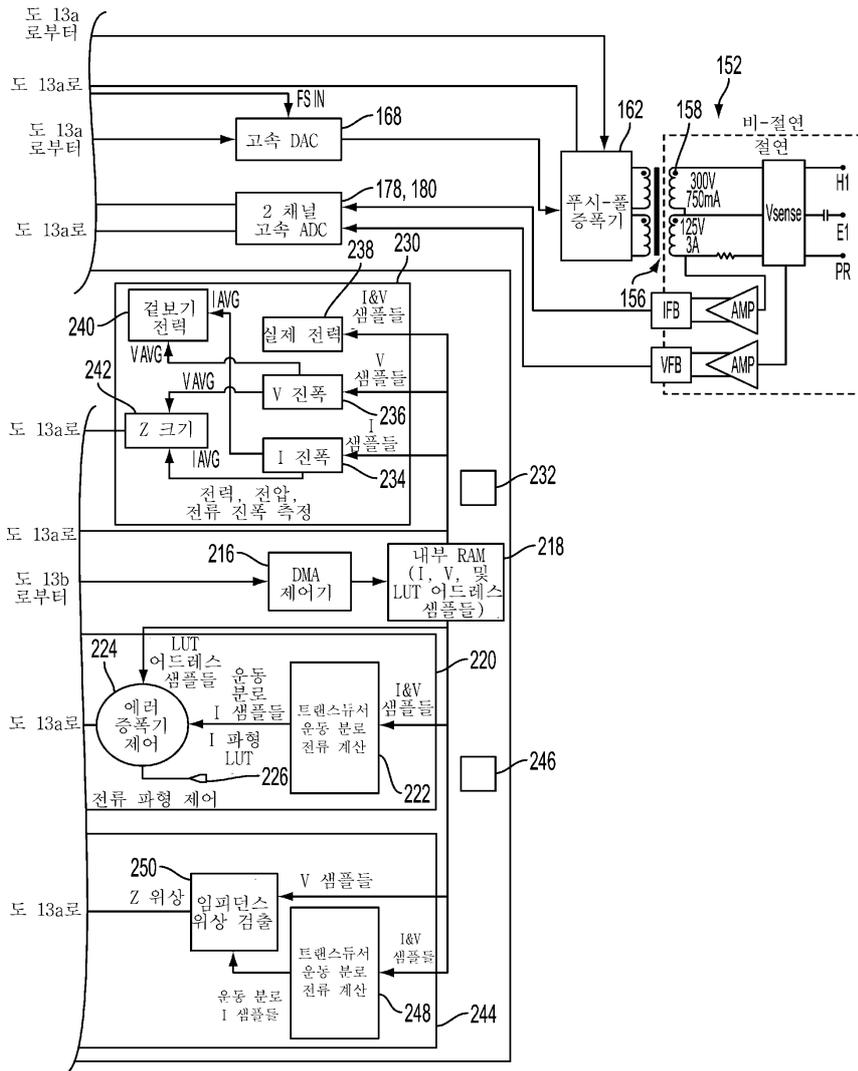
도면12



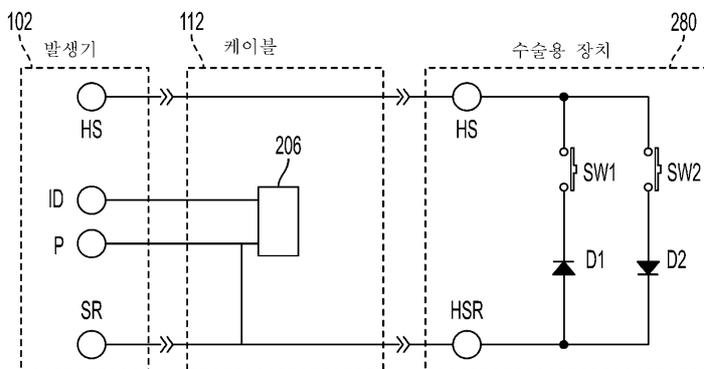
도면13a



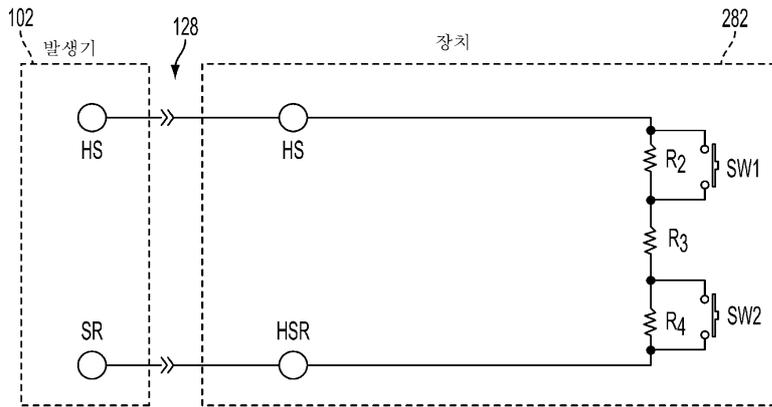
도면13b



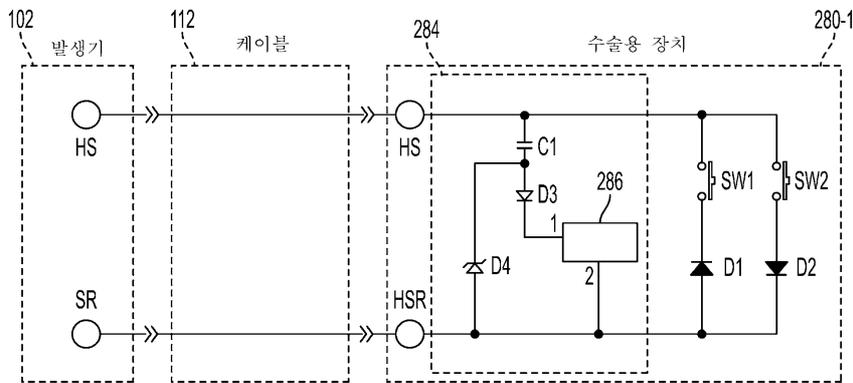
도면14



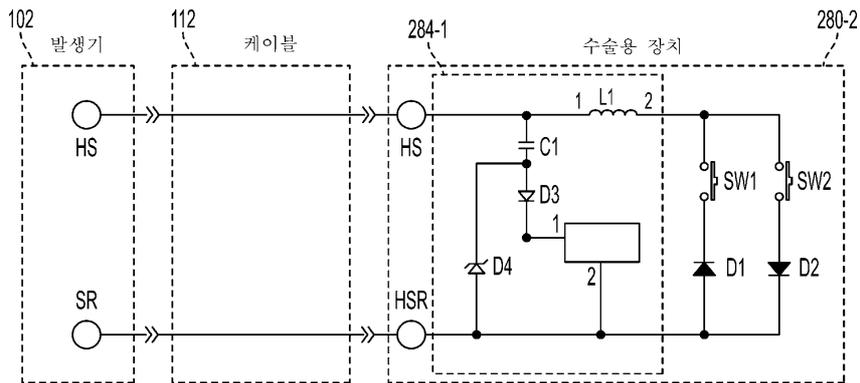
도면15



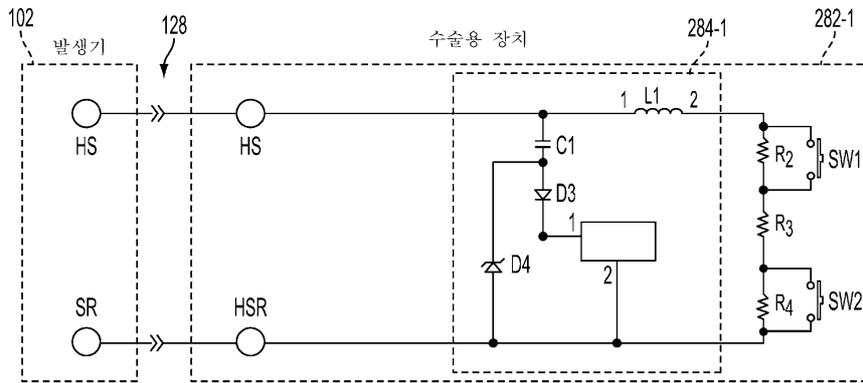
도면16



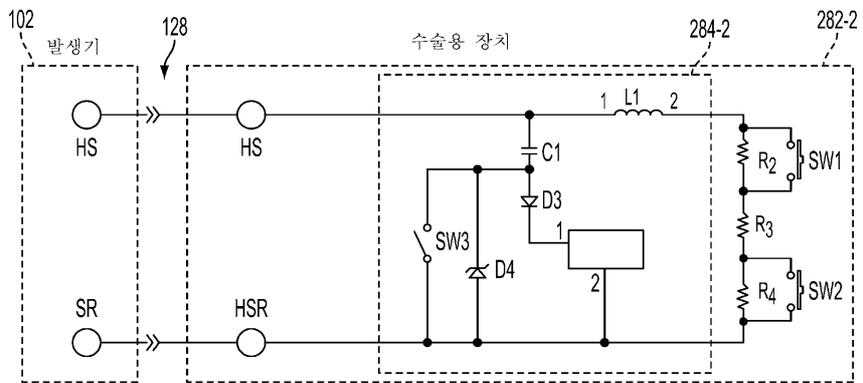
도면17



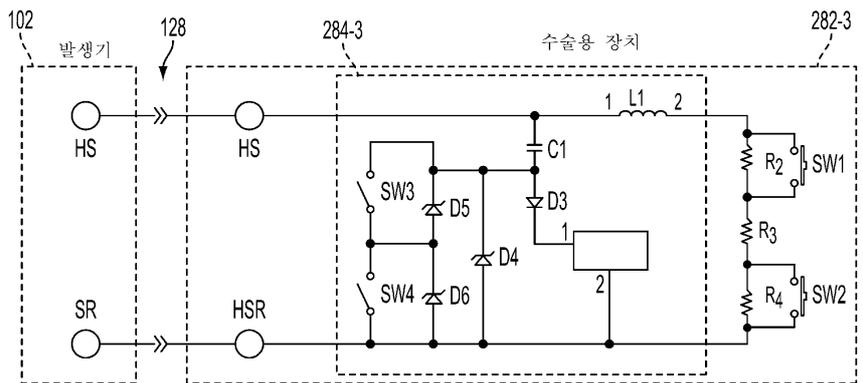
도면18



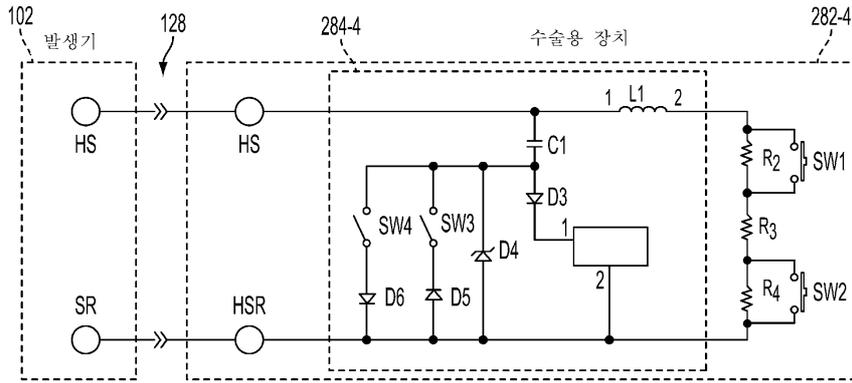
도면19



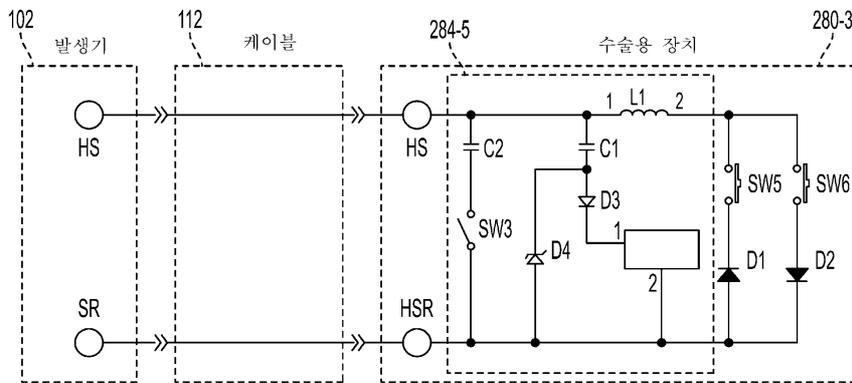
도면20



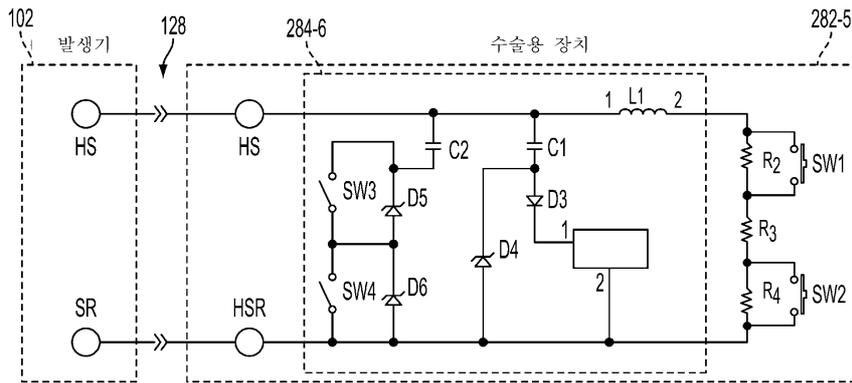
도면21



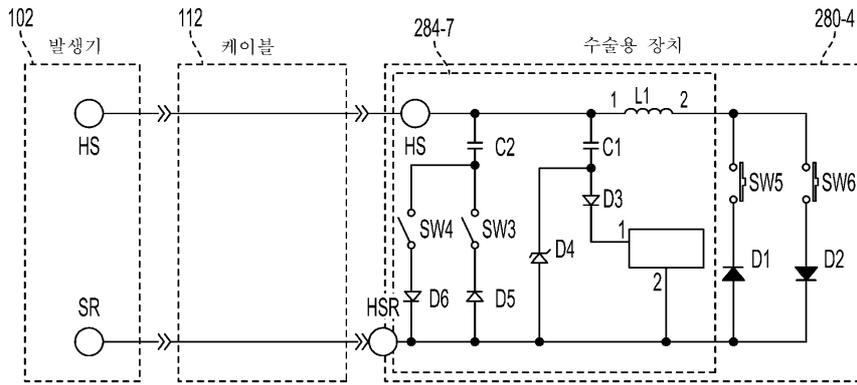
도면22



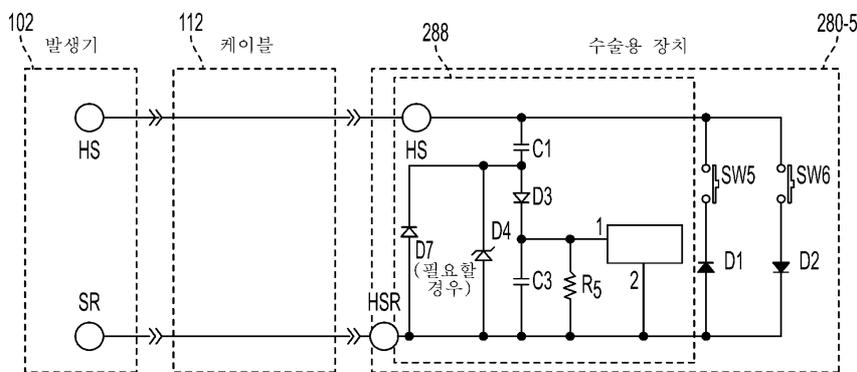
도면23



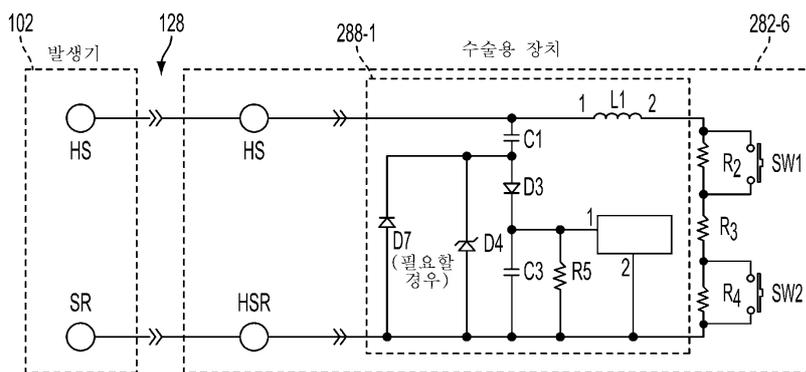
도면24



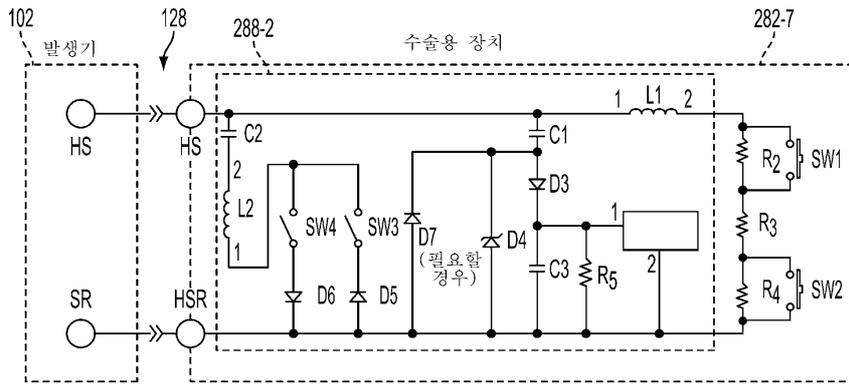
도면25



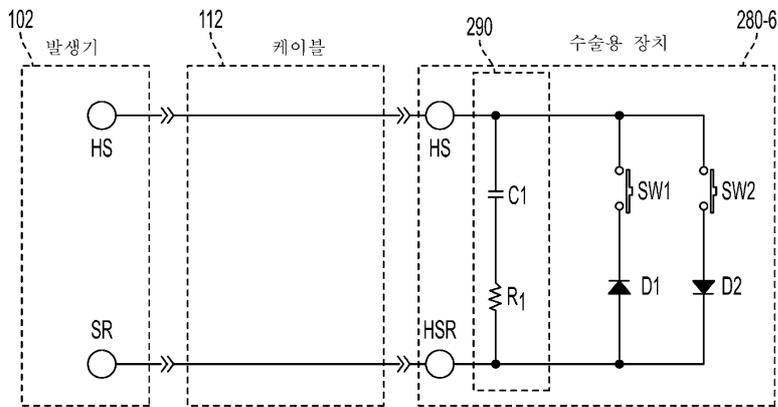
도면26



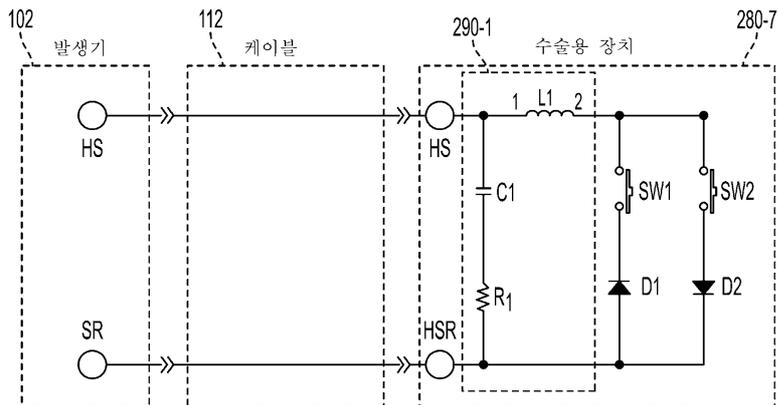
도면27



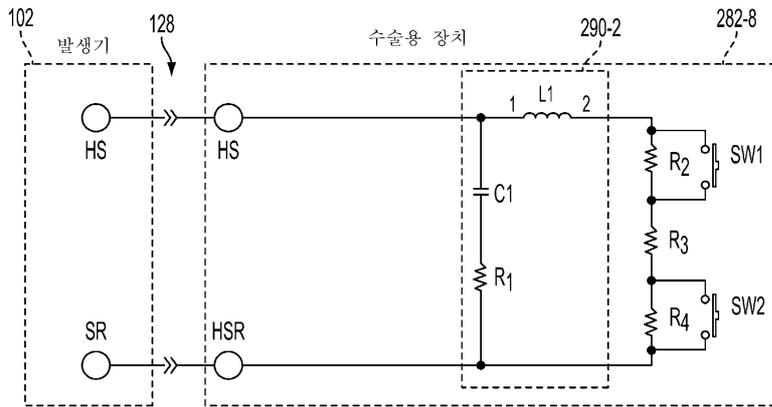
도면28



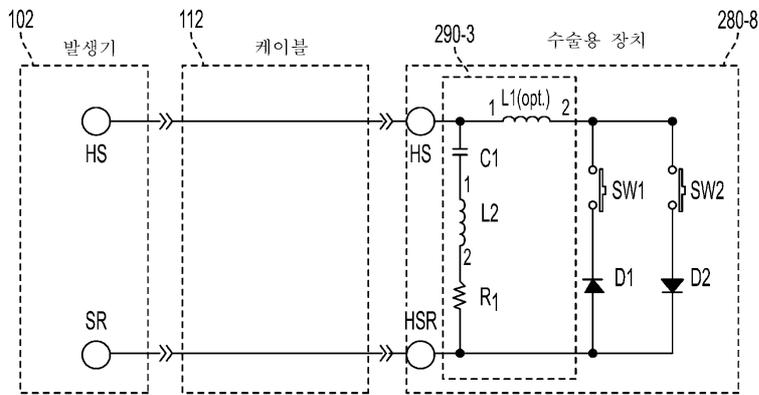
도면29



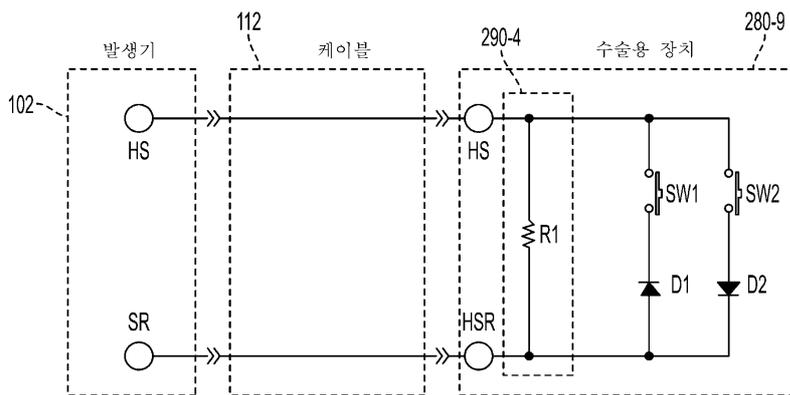
도면30



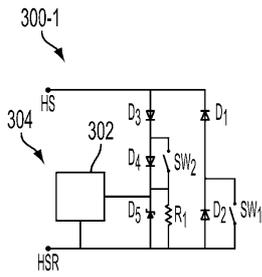
도면31



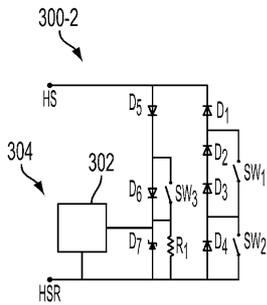
도면32



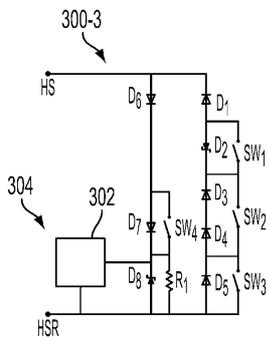
도면33a



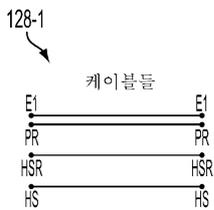
도면33b



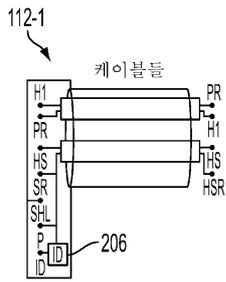
도면33c



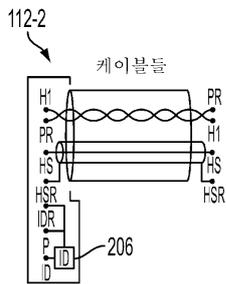
도면33d



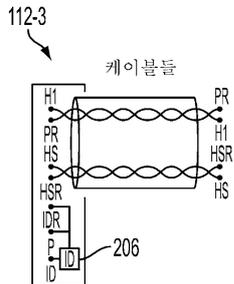
도면33e



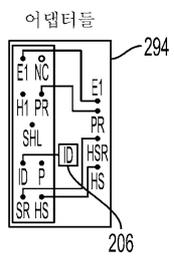
도면33f



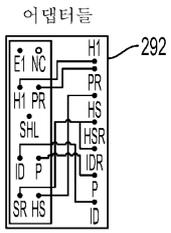
도면33g



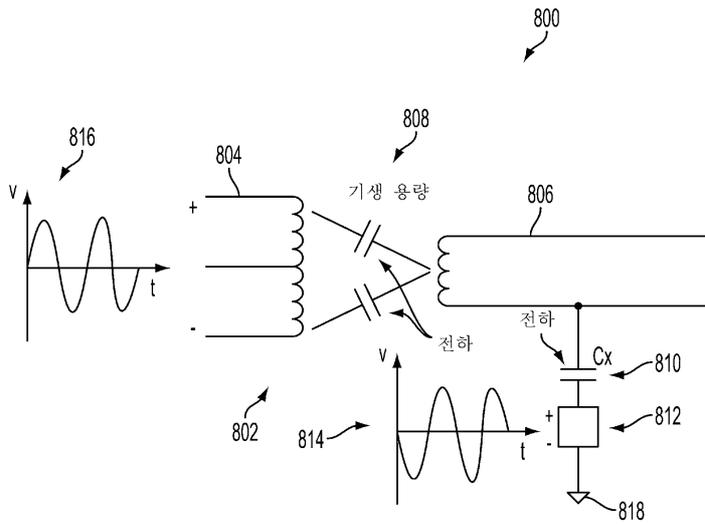
도면33h



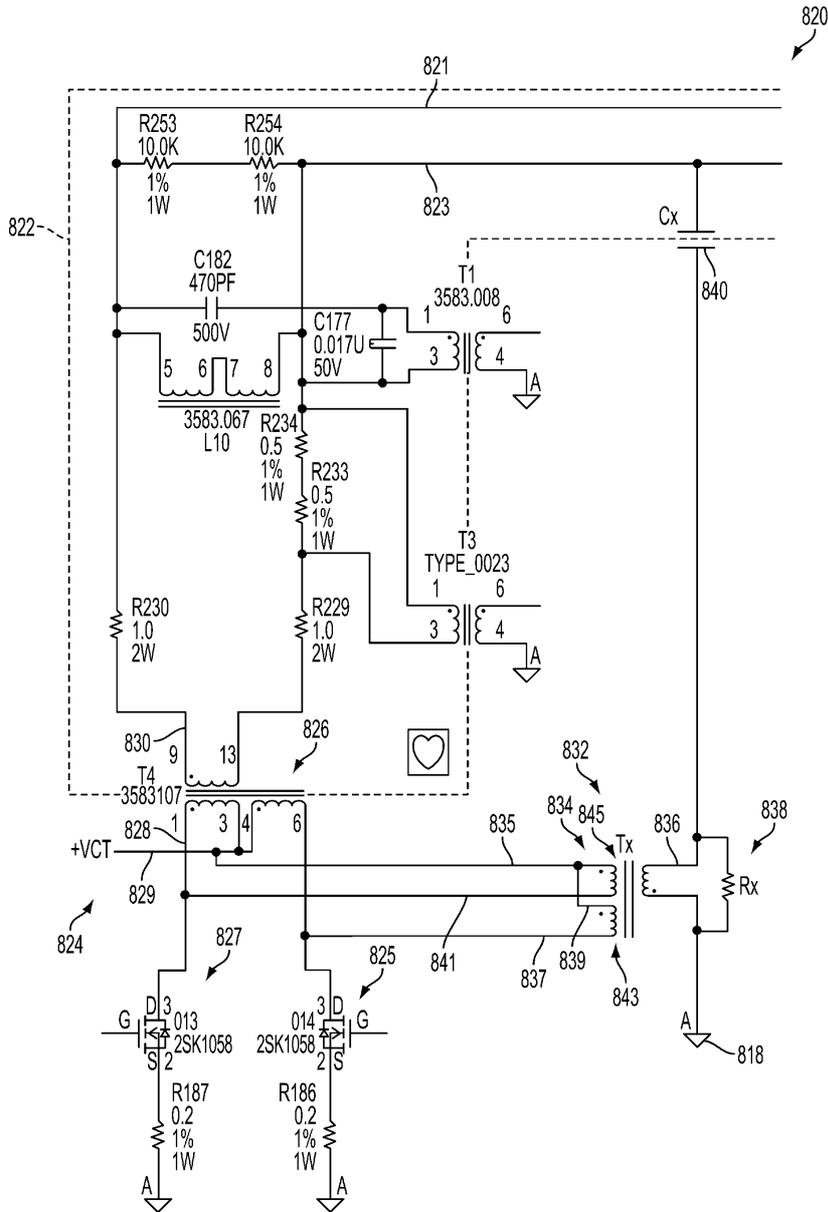
도면33i



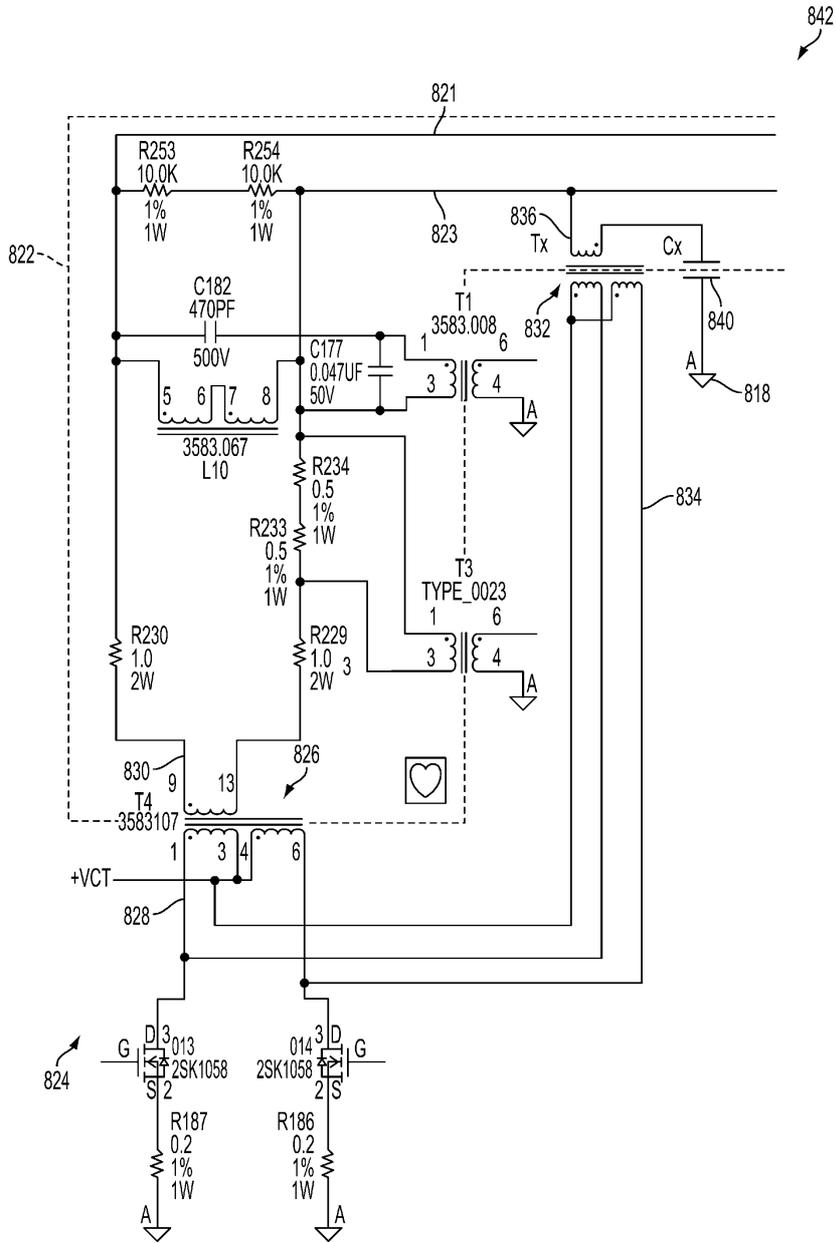
도면34



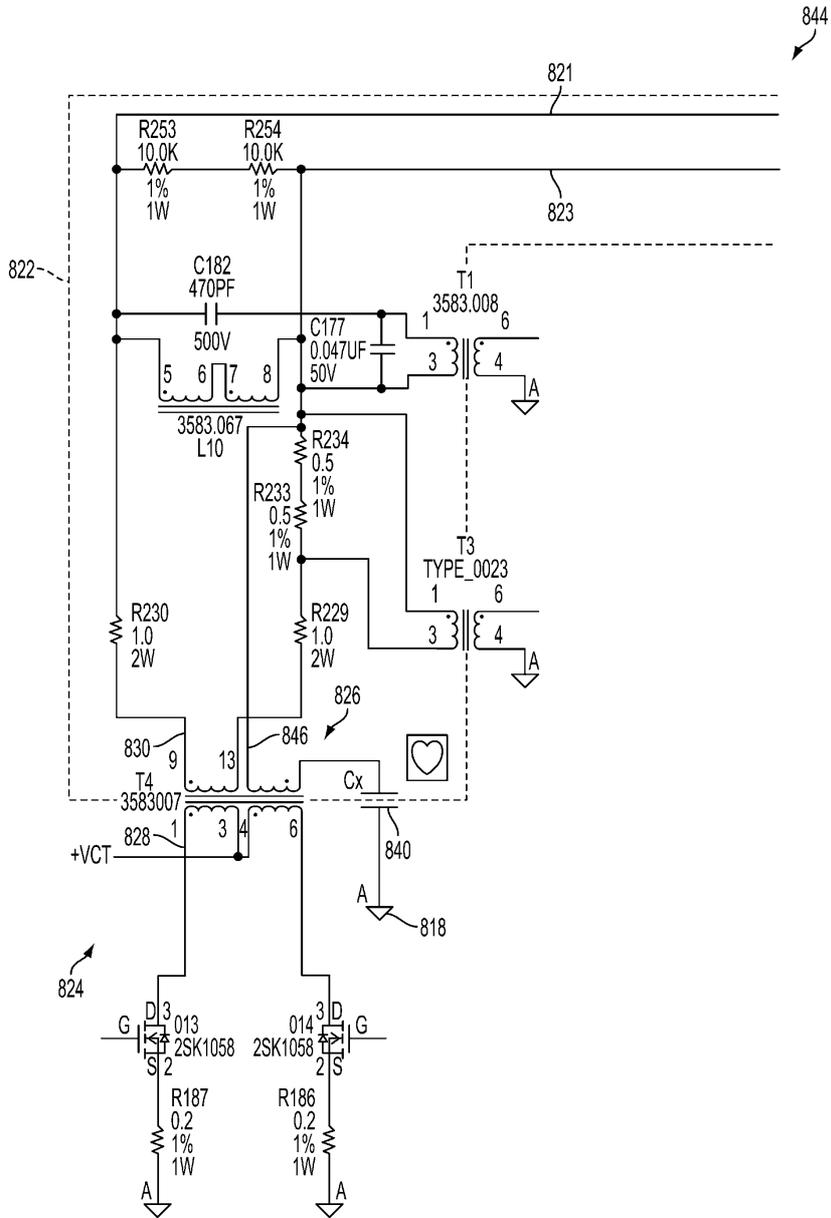
도면35



도면36

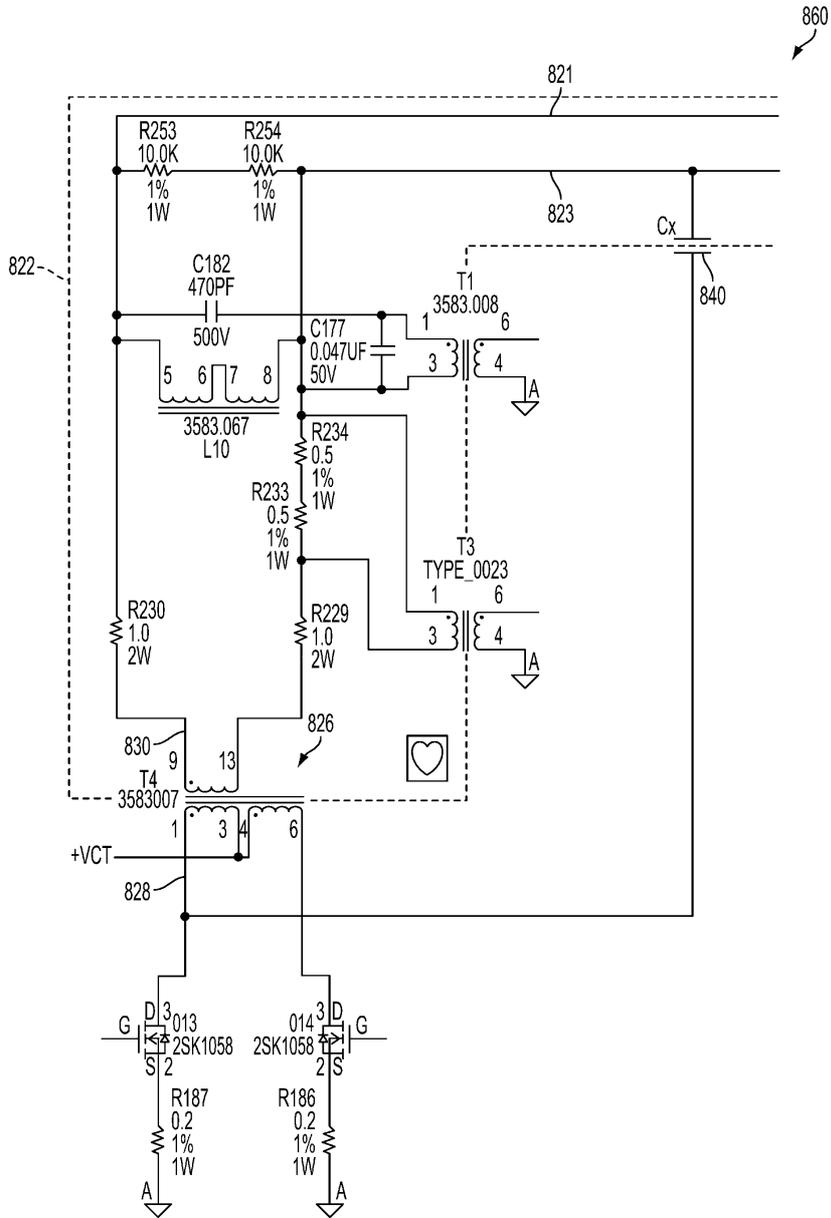


도면37

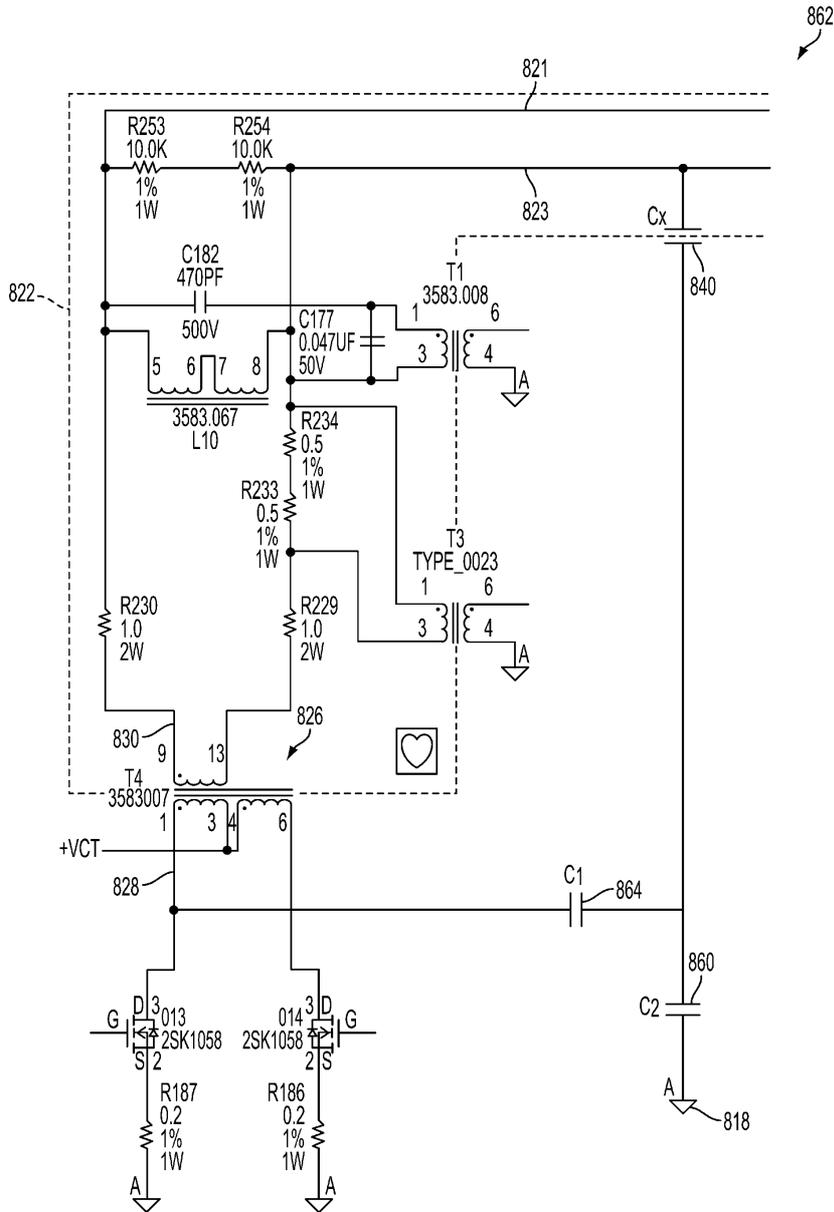




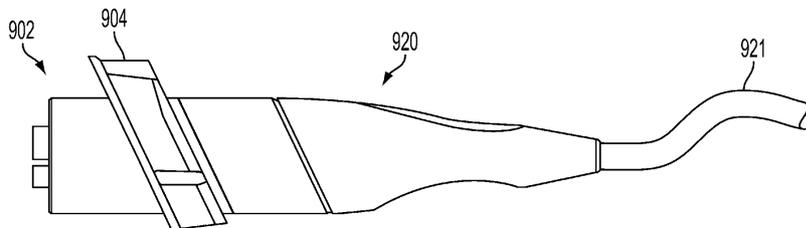
도면39



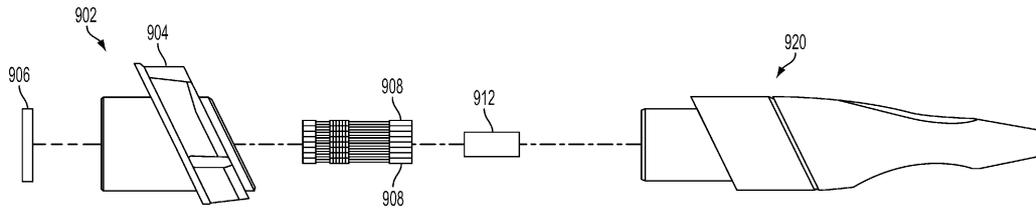
도면40



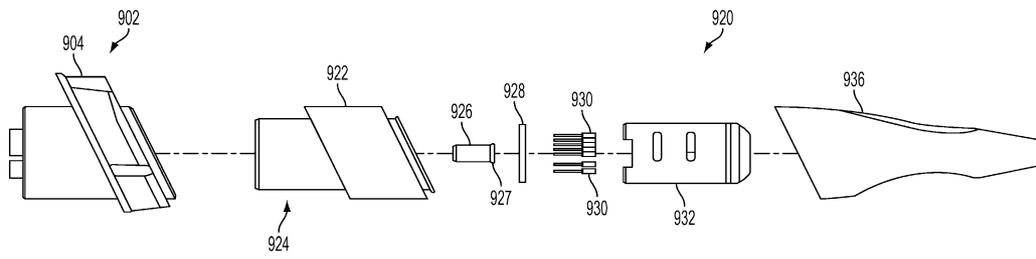
도면41



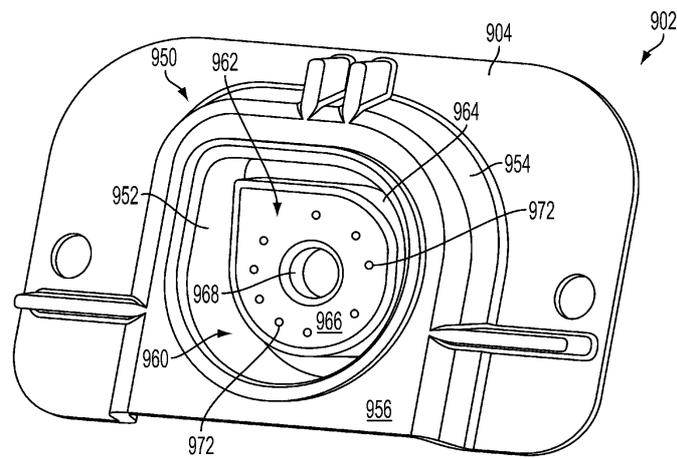
도면42



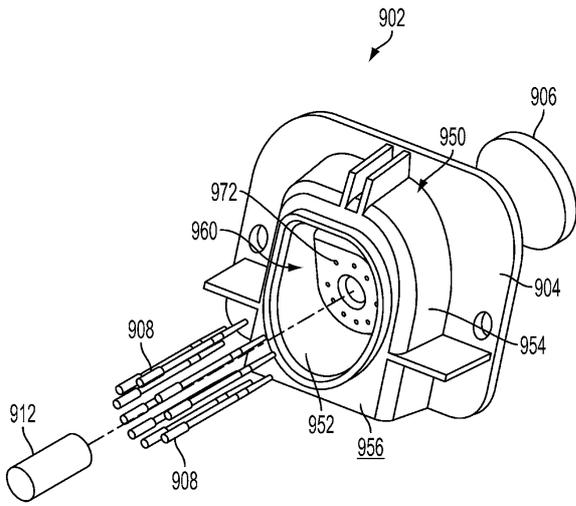
도면43



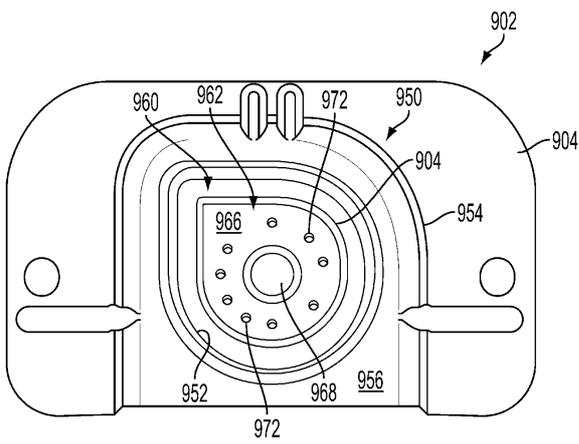
도면44



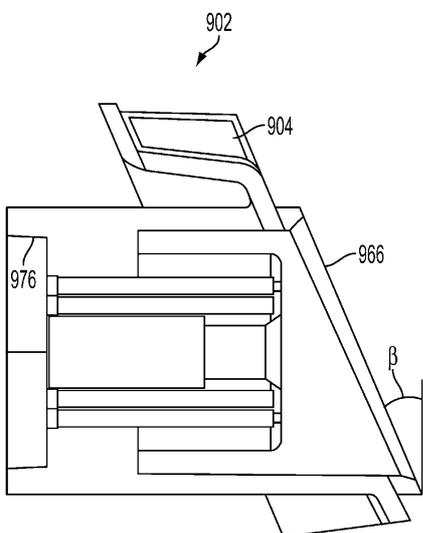
도면45



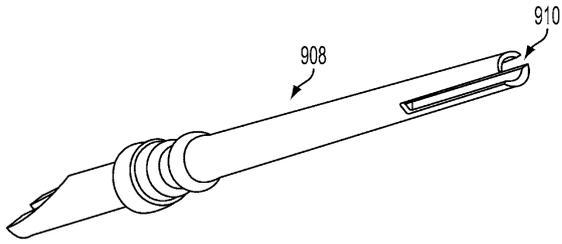
도면46



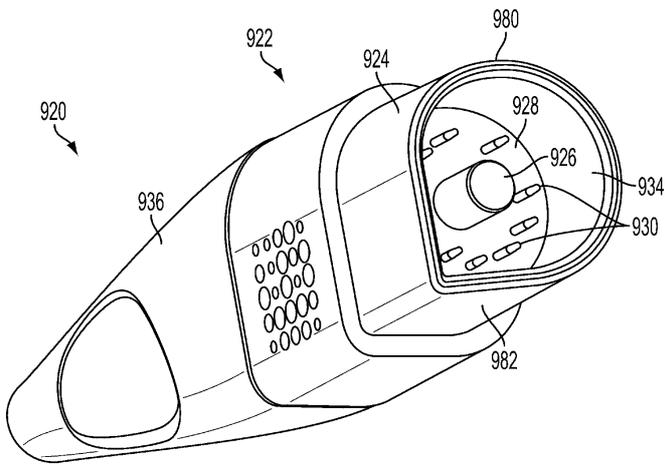
도면47



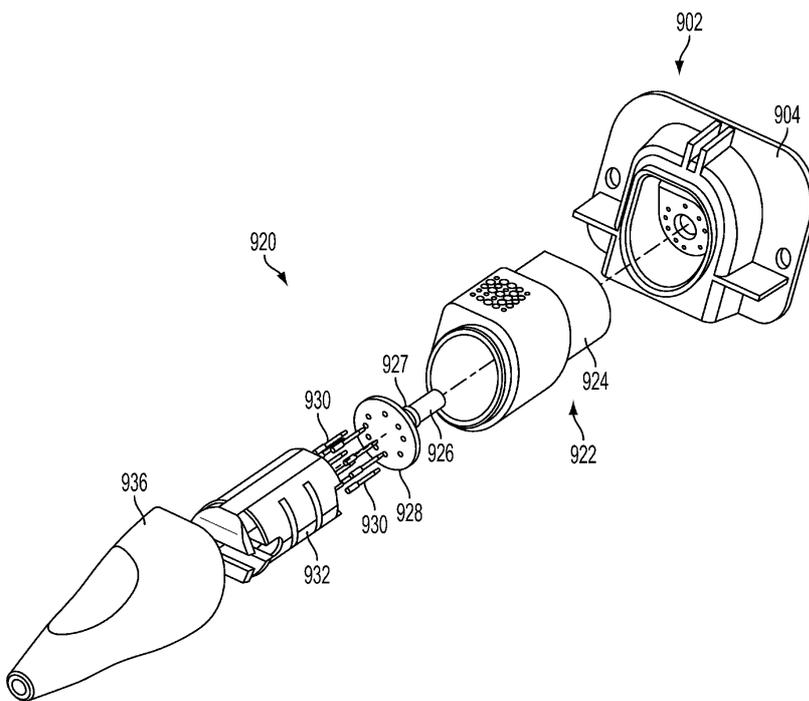
도면48



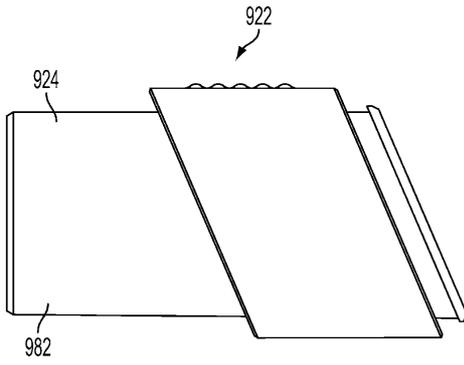
도면49



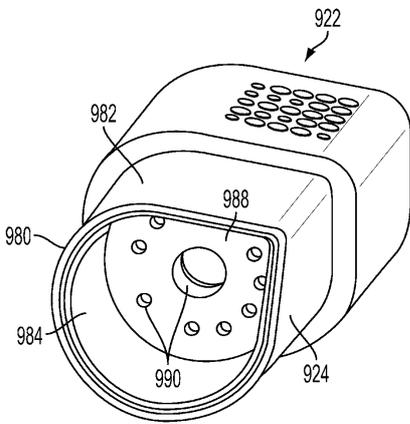
도면50



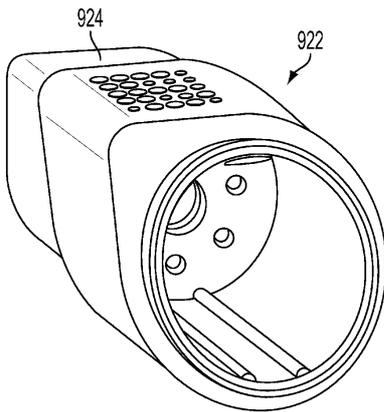
도면51



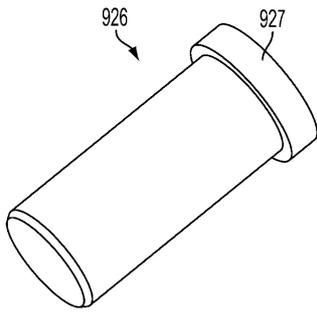
도면52



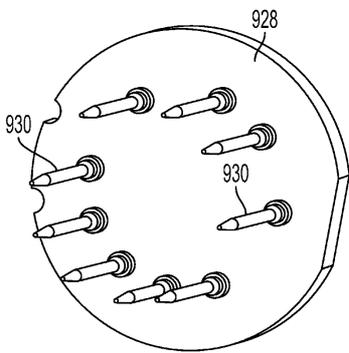
도면53



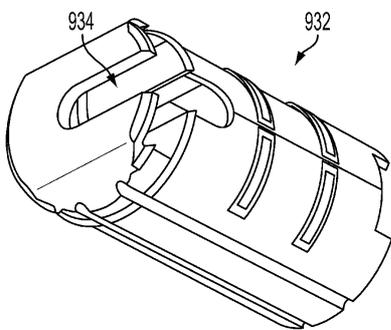
도면54



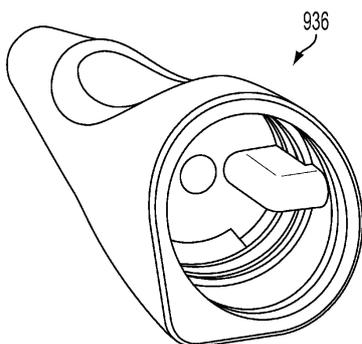
도면55



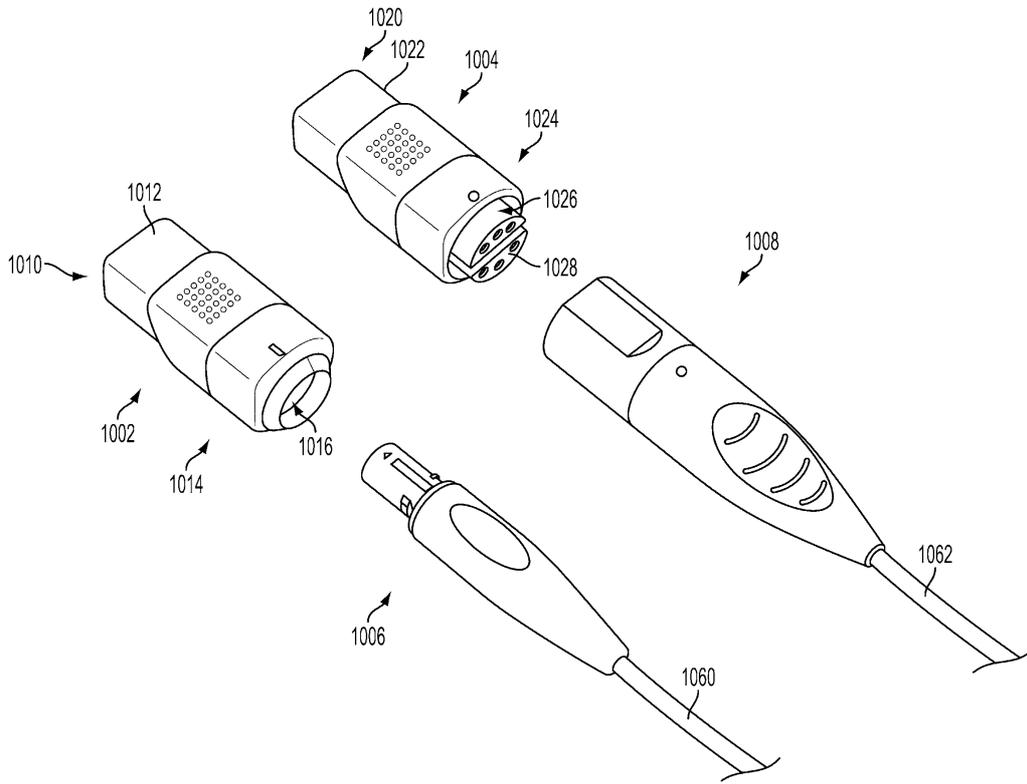
도면56



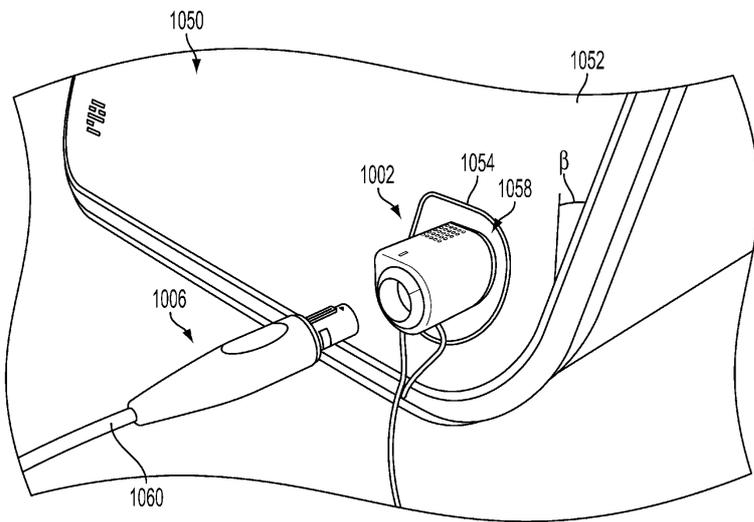
도면57



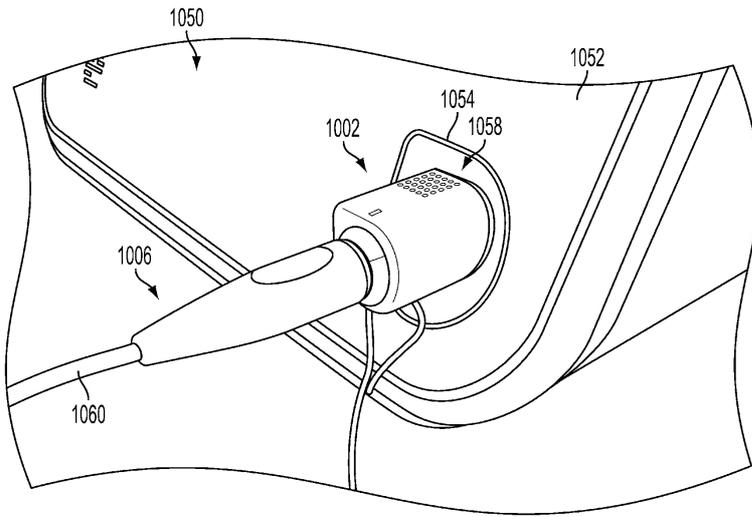
도면58



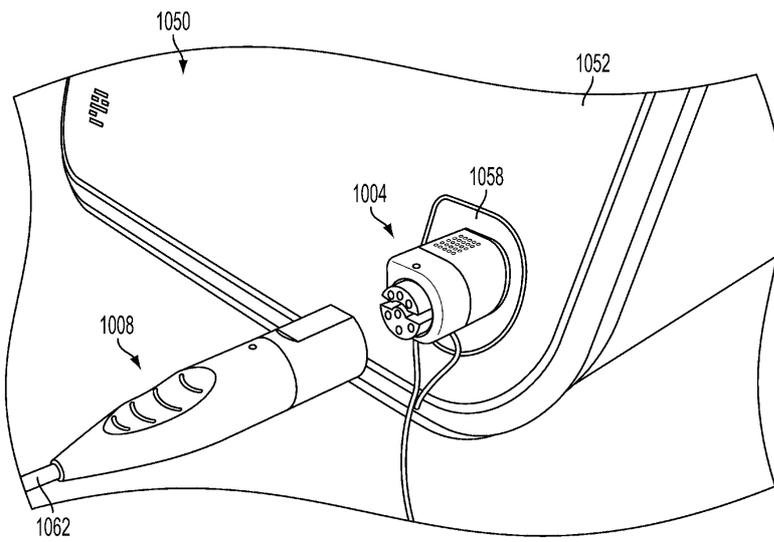
도면59



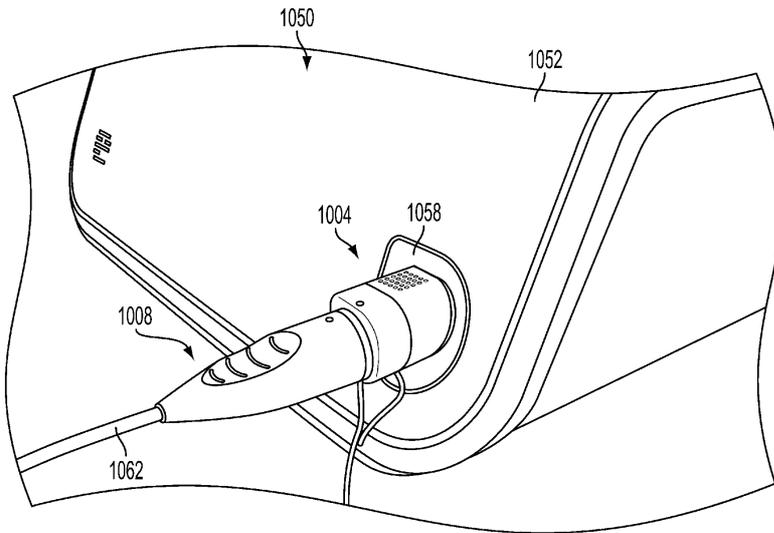
도면60



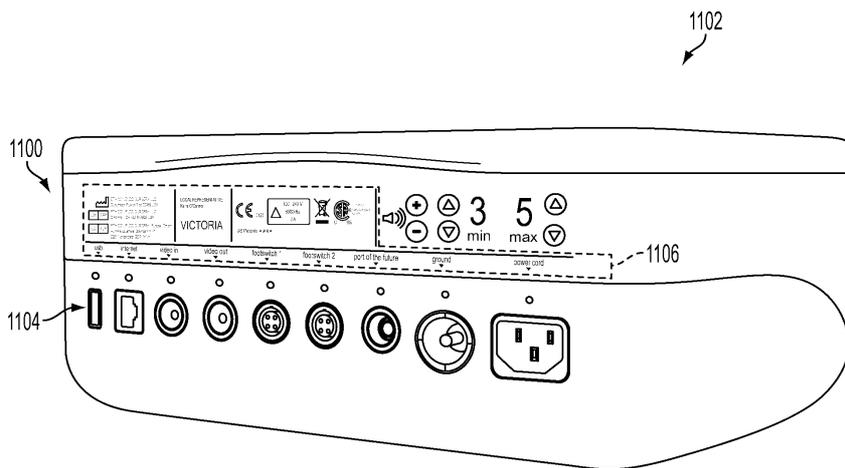
도면61



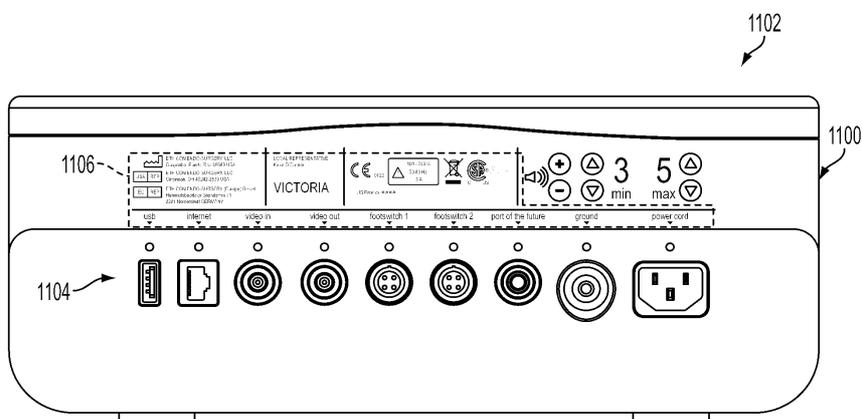
도면62



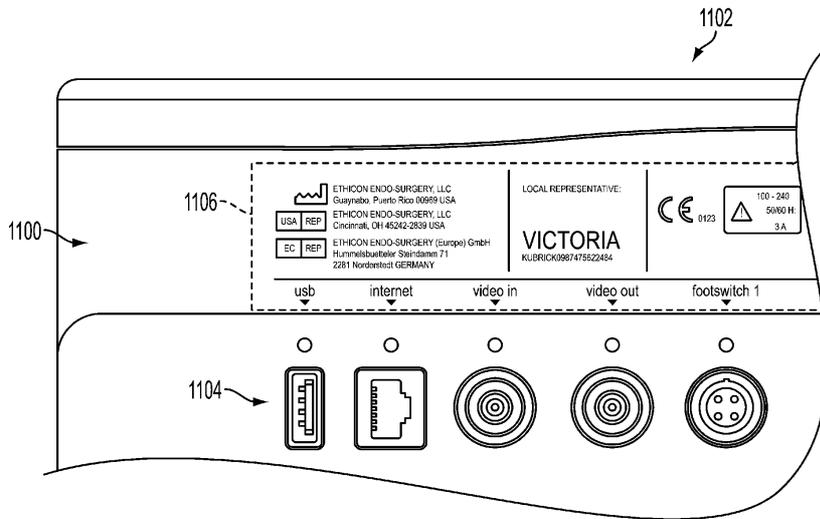
도면63



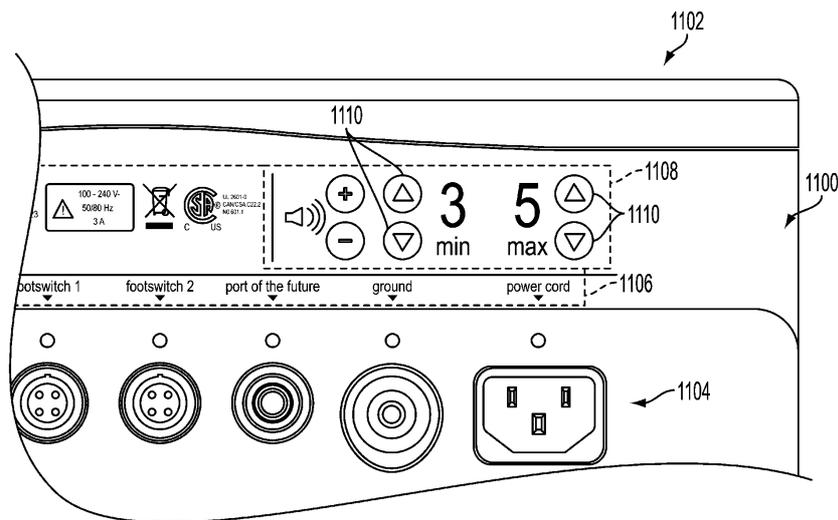
도면64



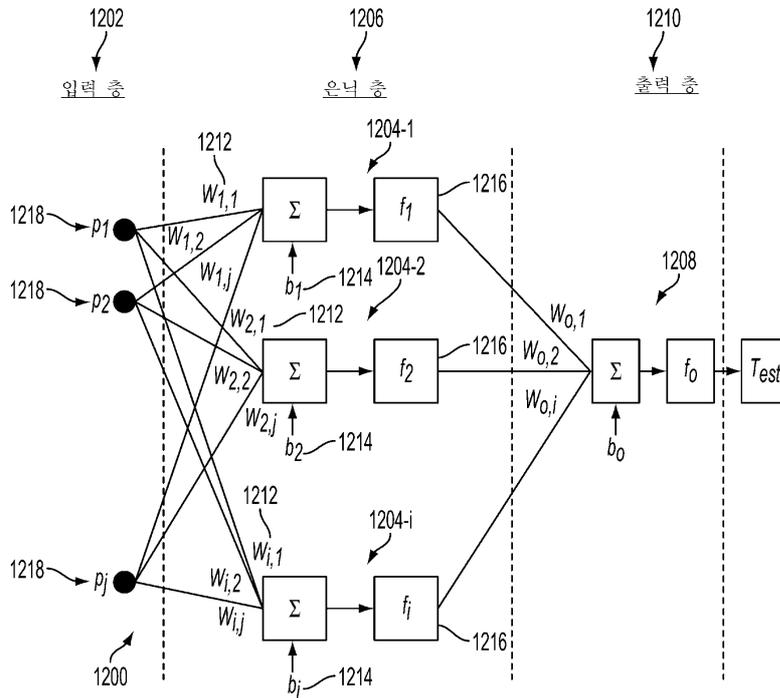
도면65



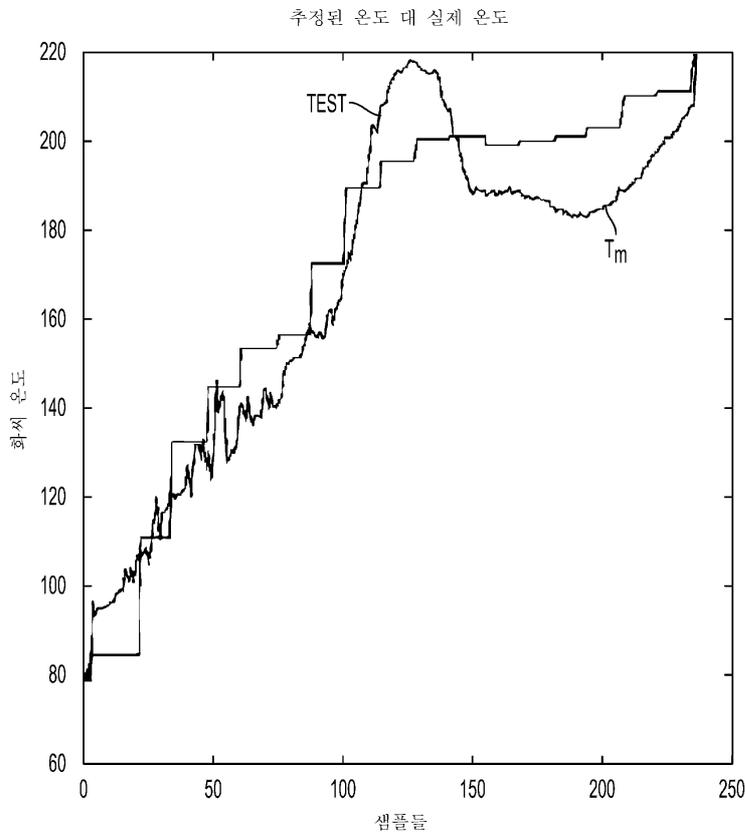
도면66



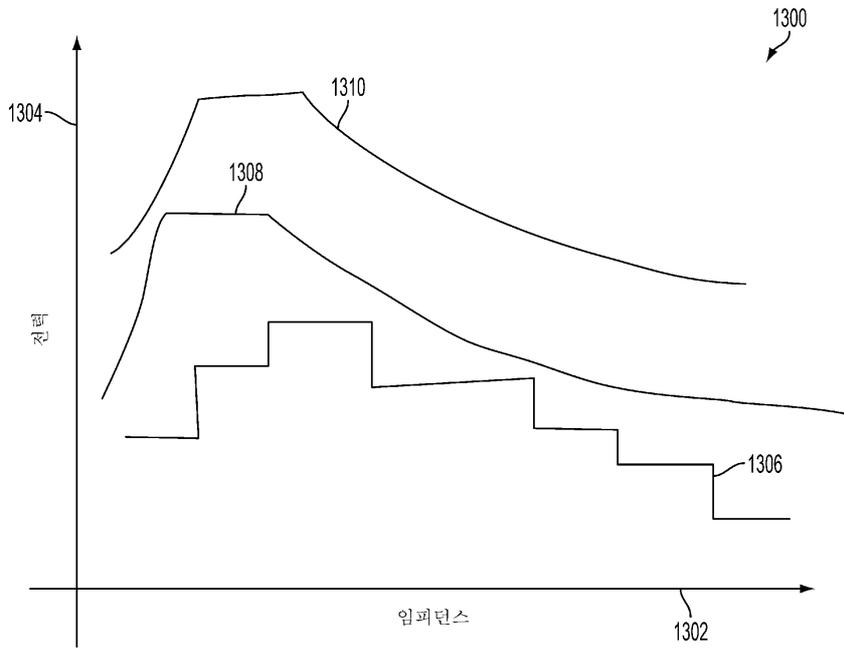
도면67



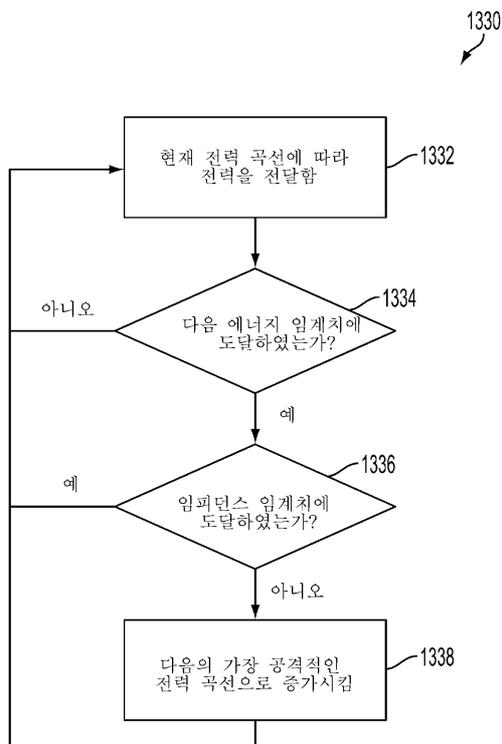
도면68



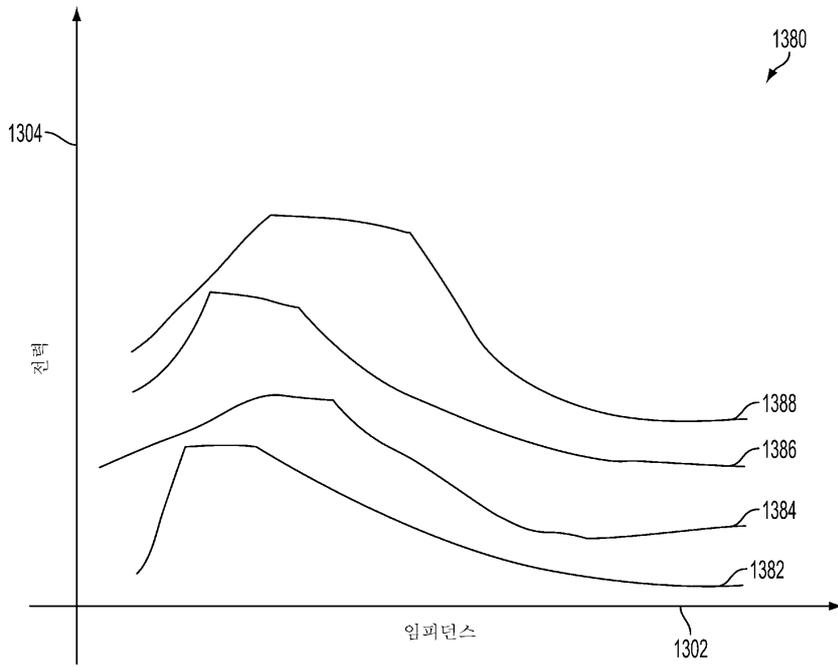
도면69



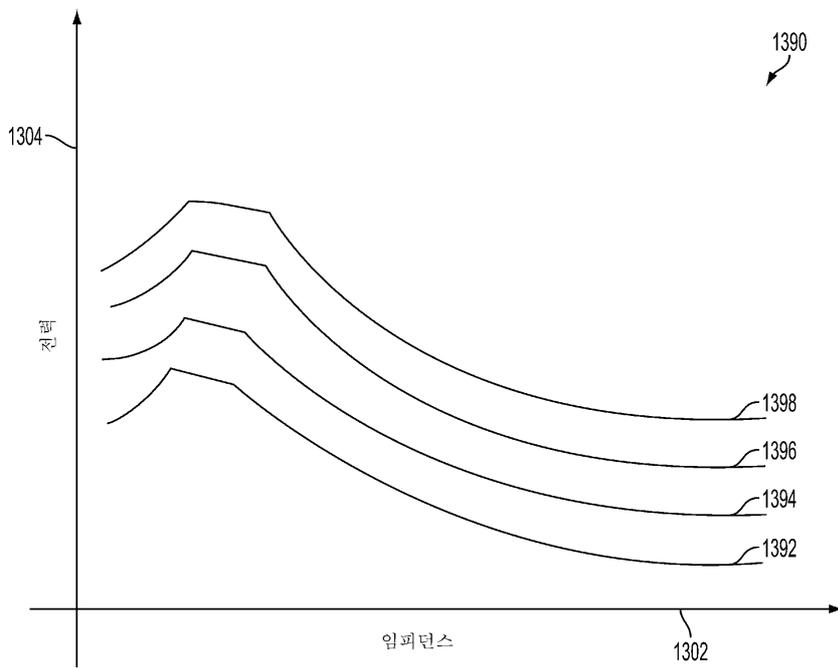
도면70



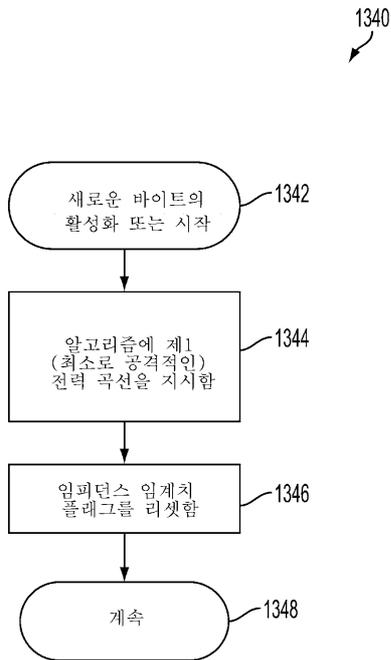
도면71



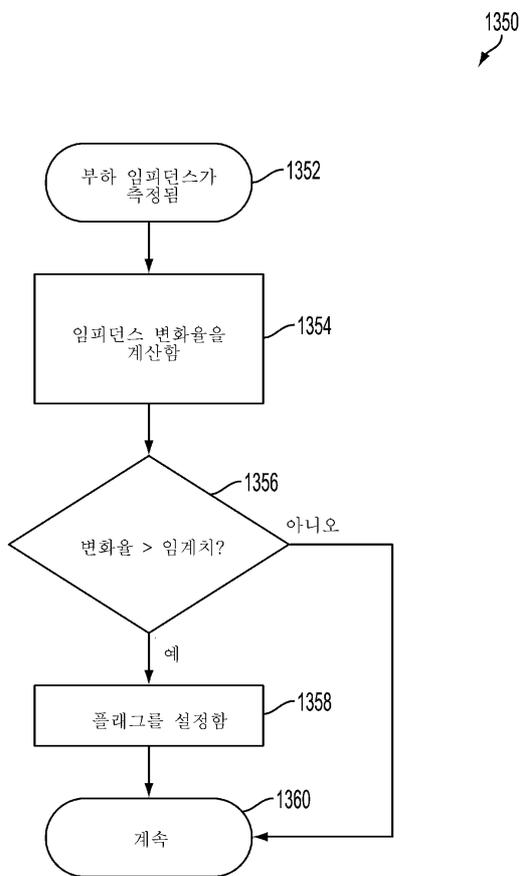
도면72



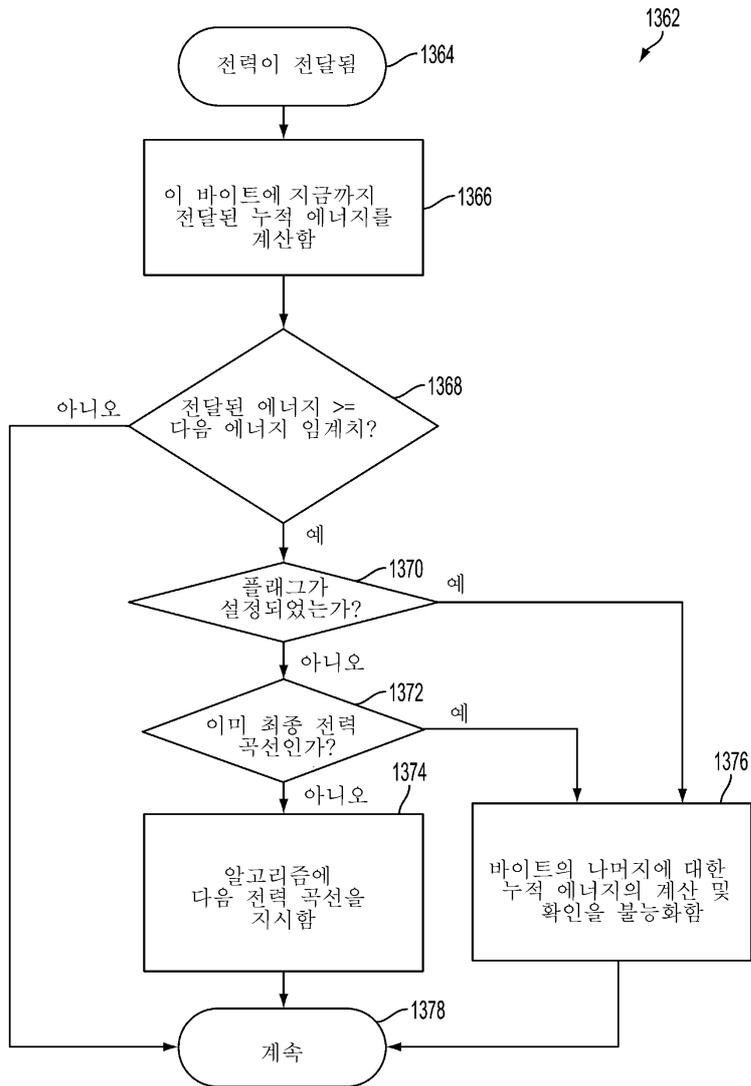
도면73a



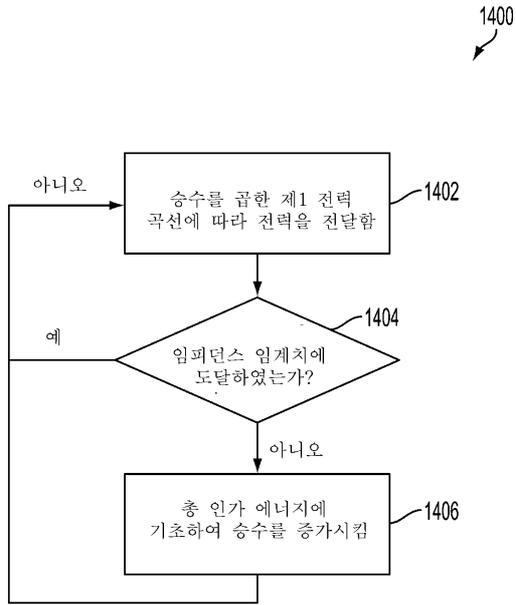
도면73b



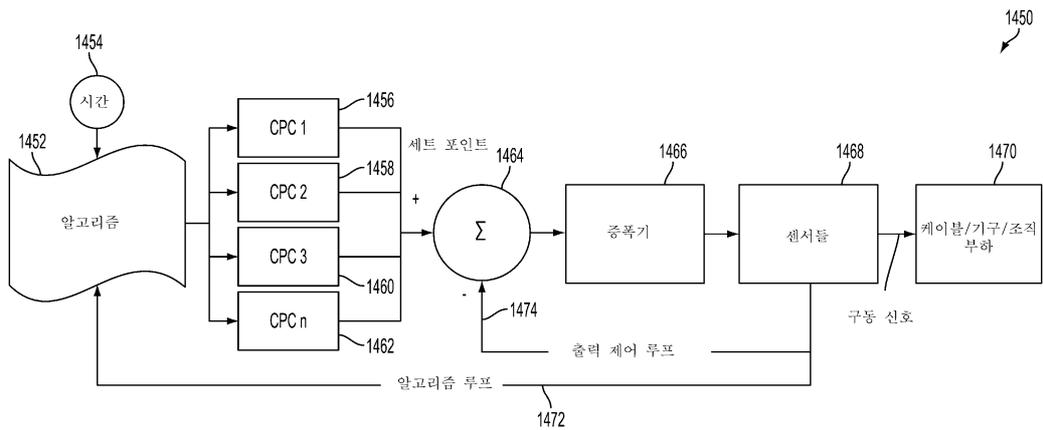
도면73c



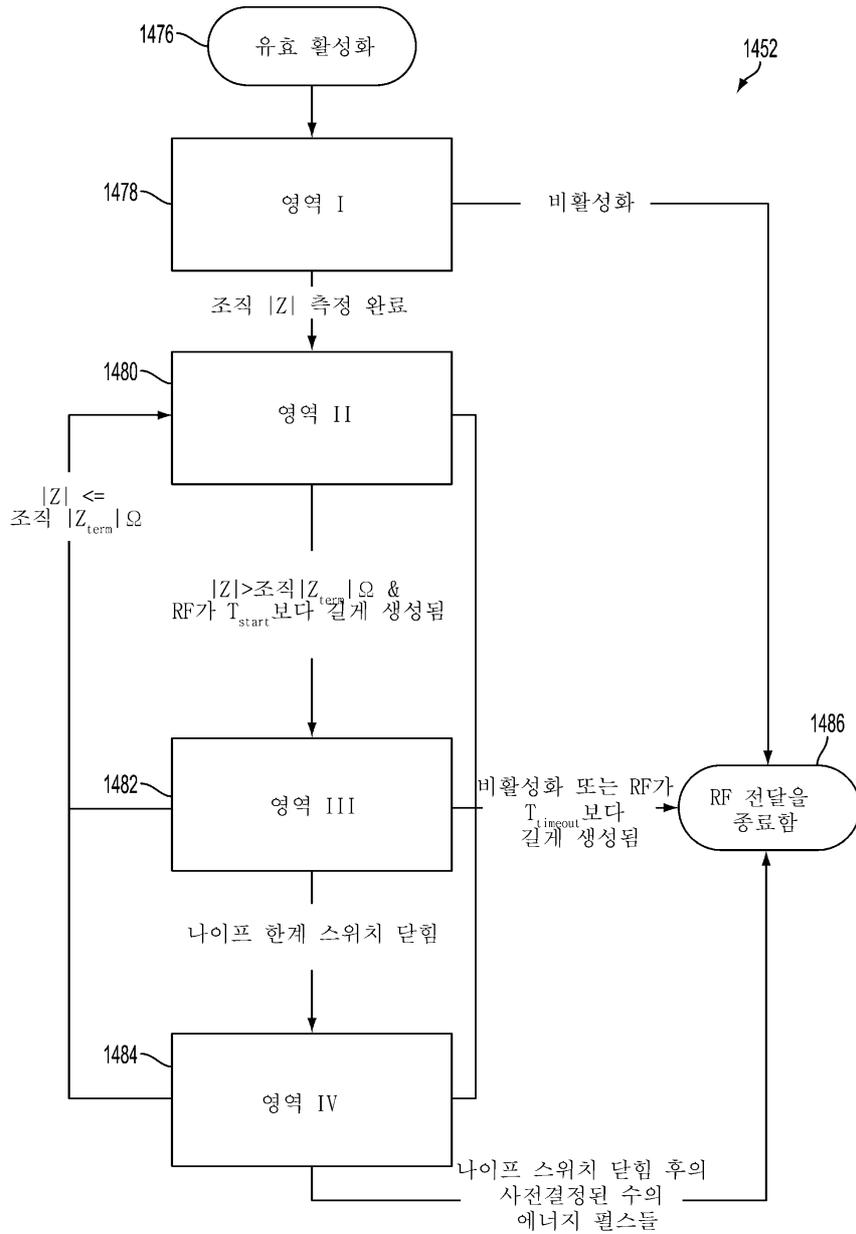
도면74



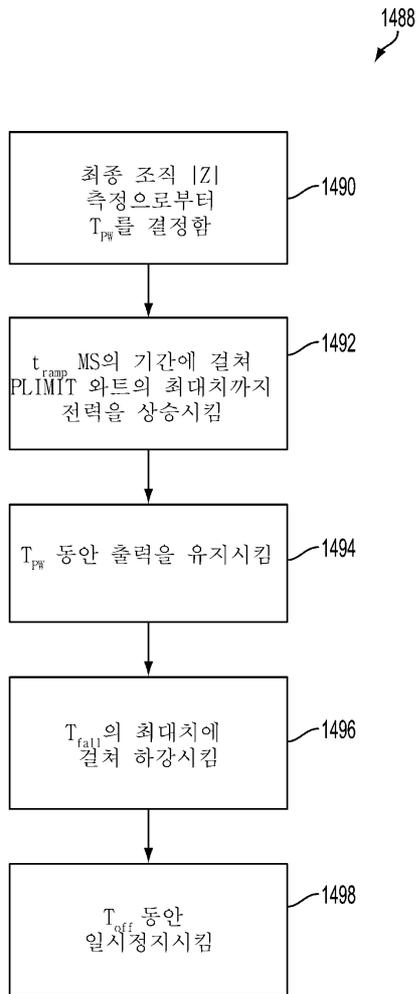
도면75



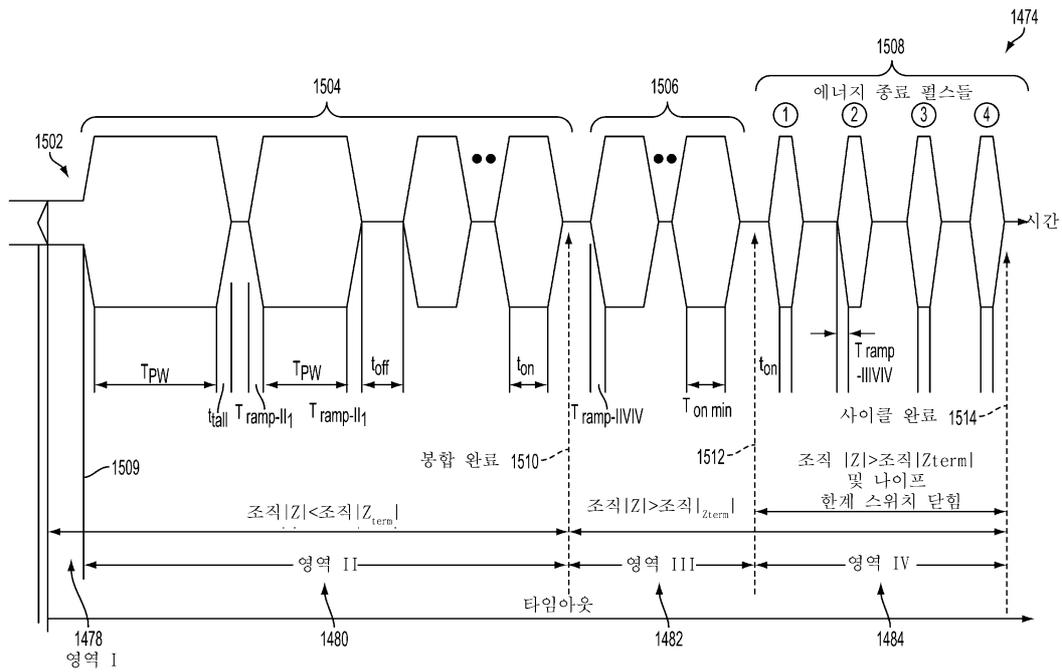
도면76



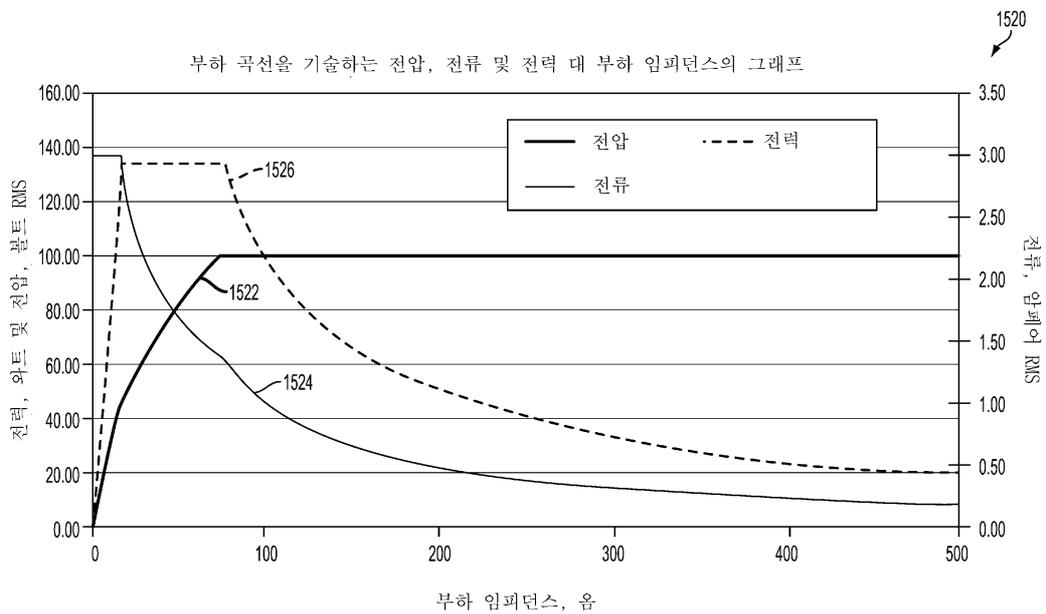
도면77



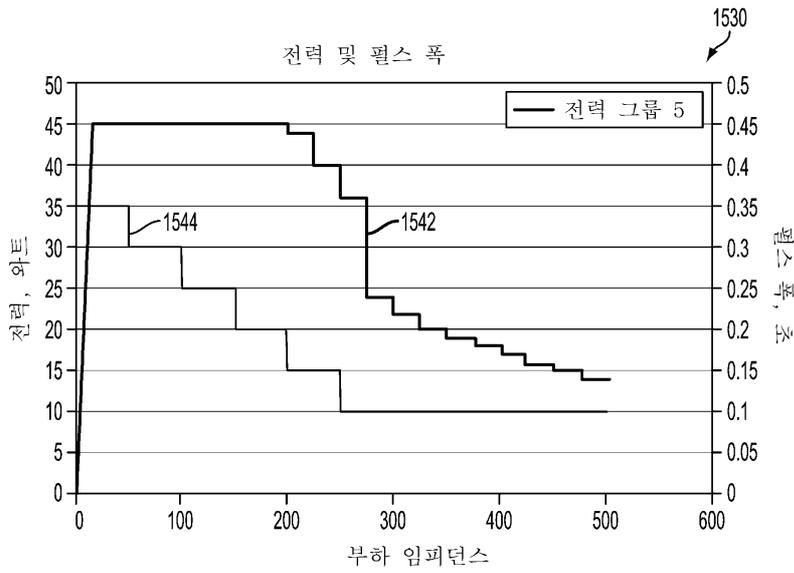
도면78



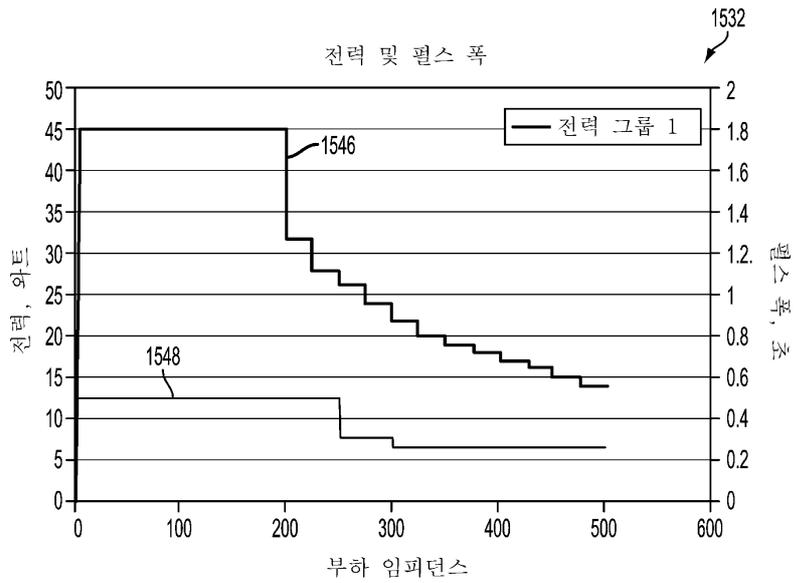
도면79



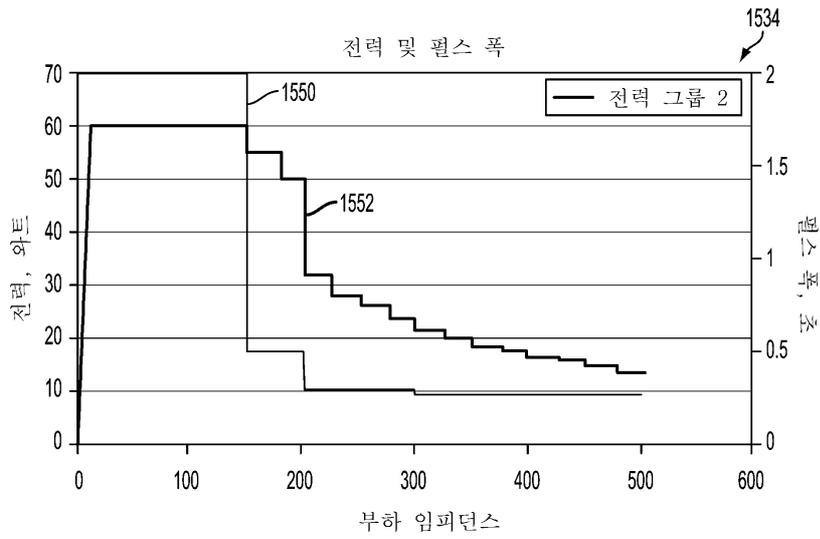
도면80



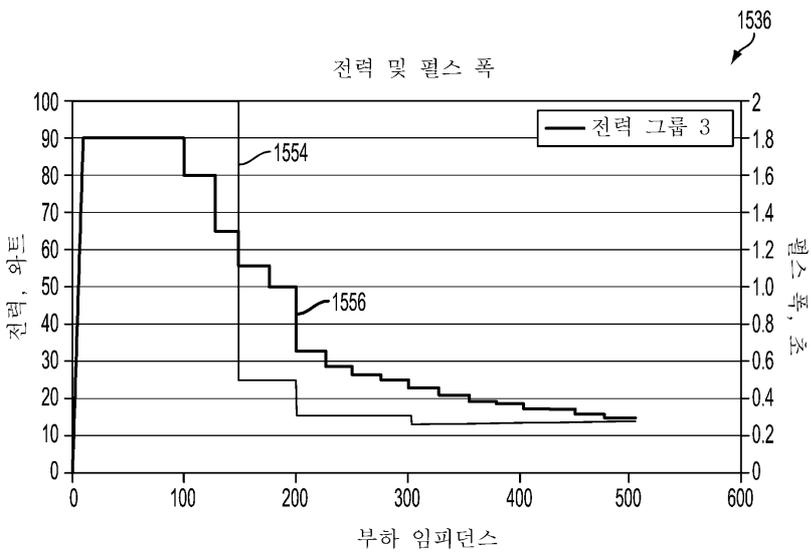
도면81



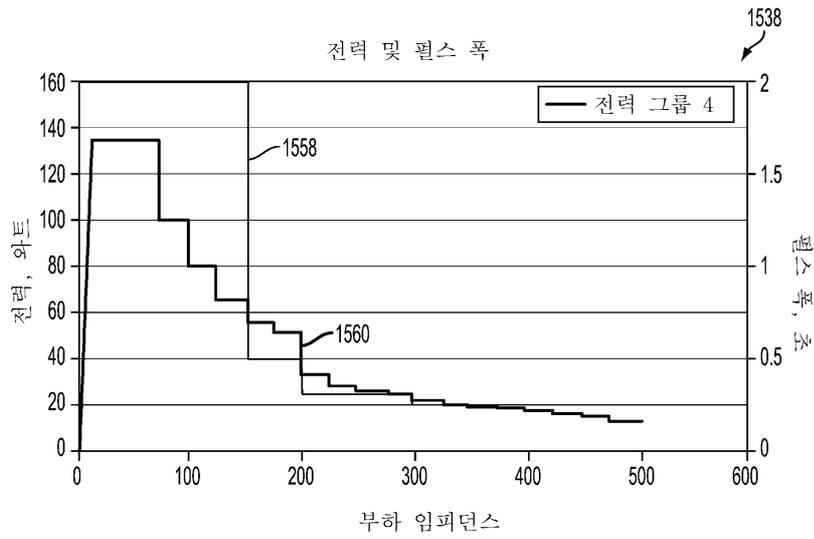
도면82



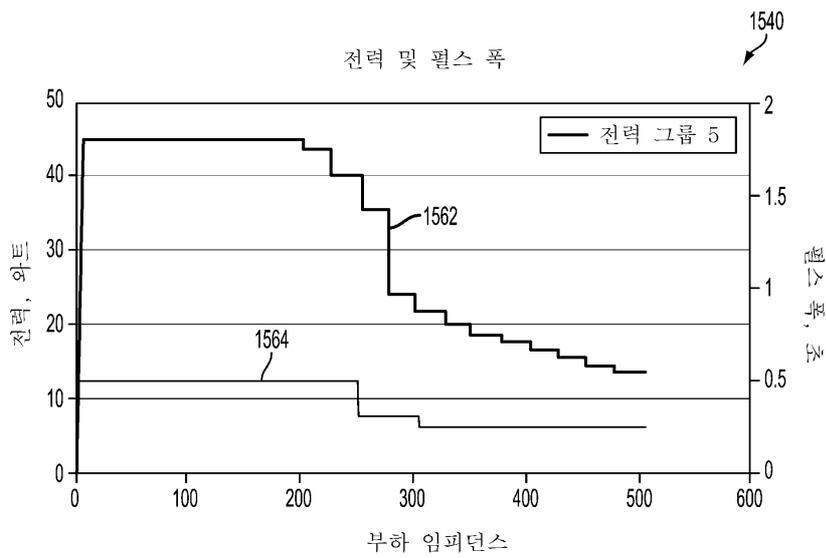
도면83



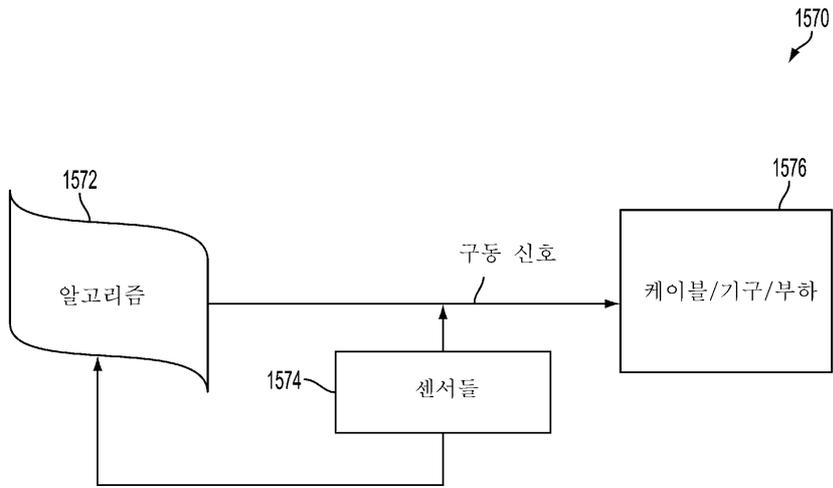
도면84



도면85



도면86



专利名称(译)	标题：用于超声设备和电外科设备的外科发生器		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020120093273A</a>	公开(公告)日	2012-08-22
申请号	KR1020127011871	申请日	2010-10-07
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
申请(专利权)人(译)	埃迪·克恩手术远藤公司		
当前申请(专利权)人(译)	埃迪·克恩手术远藤公司		
[标]发明人	TEBBE MARK E 테베마크이 WEINER EITAN T 웨이너에이탄티 ALDRIDGE JEFFREY L 엘드리지제프레이엘 CLEM WILLIAM E 클렘윌리암이 KILLINGER SCOTT B 킬링거스코트비 KOCH ROBERT L 코치로버트엘 MESSERLY JEFFREY D 메저리제프레이디 MILLER MATTHEW C 밀러매튜시 GIORDANO JAMES R 지오다노제임스알 STULEN FOSTER B 스투렌포스터비 WILEY JEFFREY P 윌레이제프레이피 PRICE DANIEL W 프라이스다니엘더블유 BROTZ JOSEPH A 브로츠요셉에이 HEIN JOHN E 헤인존이 VOEGELE AARON C 보게레아론씨 ABBOTT DANIEL J 애보트다니엘제이 DAVISON MARK A 데이비슨마크에이 YATES DAVID C 야테스데이비드씨 MONSON GAVIN M 몬슨게빈엠		
发明人	테베마크이. 웨이너에이탄티. 엘드리지제프레이엘. 클렘윌리암이.		

킬링거스코트비.  
 코치로버트엘.  
 메저리제프레이디.  
 밀러매튜시.  
 지오다노제임스알.  
 스투렌포스터비.  
 월레이제프레이피.  
 프라이스다니엘더블유.  
 브로츠요셉에이.  
 헤인존이.  
 보게레아론씨.  
 애보트다니엘제이.  
 데이비스마크에이.  
 야테스데이비드씨.  
 문슨게빈엔.

IPC分类号	A61B18/12 A61B18/14 A61N7/02 B06B1/02
CPC分类号	A61B2018/00994 A61B18/1233 A61B2017/2934 A61B18/1206 A61B2018/00178 A61B2018/00875 A61B2018/00678 A61B2018/00666 A61B18/1445 A61B2017/00477 A61B17/320092 A61B2017/2936 A61B18/14 A61B2017/00486 A61B2018/00779 A61B2017/00017 A61B2017/00482 A61B2017/320069 A61B2017/320071 A61B2017/320094 A61B2017/320095 A61B2018/00684 A61B2018/00702 A61B2018/0072 A61B2018/00732 A61B2018/00767 A61B2018/00827 A61B2018/00892 H01R2201/12 A61B2018/00988 H01L41/042 A61B2018/00601 A61B2018/0063 A61B2018/00803
代理人(译)	李昌勋
优先权	12/896345 2010-10-01 US 12/896360 2010-10-01 US 12/896384 2010-10-01 US 12/896451 2010-10-01 US 12/896467 2010-10-01 US 12/896470 2010-10-01 US 12/896479 2010-10-01 US 61/250217 2009-10-09 US
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>

摘要(译)

用于操作的发生器 ( 102 ) 可以产生电流和频率的特定电压, 例如驱动信号或55,500周期/秒 ( Hz ) 的信号。在驱动信号或信号是超声外科手术设备 ( 104 ) 中, 具体地, 它可以提供给换能器。在一个实施例中, 发生器被配置为产生可以步进的特定电压, 并且电流和/或频率输出信号的驱动信号具有高分辨率, 以及精度和可重复性。此外, 驱动信号或具有执行用于操作的发生器的输出功率的信号是可以产生使用射频 ( RF ) 能量的阳极选择性手术。可以将驱动信号提供给例如用于选择性手术的装置 ( 106 ) 的电极。因此, 通过授权组织中的电力, 发生器可以是超声换能器中用于治疗目的的信号, 足以进行治疗 ( 例如, 切割, 凝固, 烧灼, 组织焊接灯 ) 。 。

