



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2015-0074314

(43) 공개일자 2015년07월02일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 18/12 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2013-0161927

(22) 출원일자 2013년12월23일

심사청구일자 2013년12월24일

(71) 출원인

이에스산전주식회사

충청남도 천안시 동남구 목천읍 삼성4길 56

이화여자대학교 산학협력단

서울특별시 서대문구 이화여대길 52 (대현동, 이화여자대학교)

주식회사 레매디

강원도 춘천시 강원대학길 1, 6호관210호(효자동, 강원대학교공과대학)

(72) 발명자

김홍균

대전 중구 태평로 65, 33동 91호 (태평동, 삼부3단지아파트)

김소영

서울특별시 양천구 목동중앙로13길 19-6 202호

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

김인철

전체 청구항 수 : 총 6 항

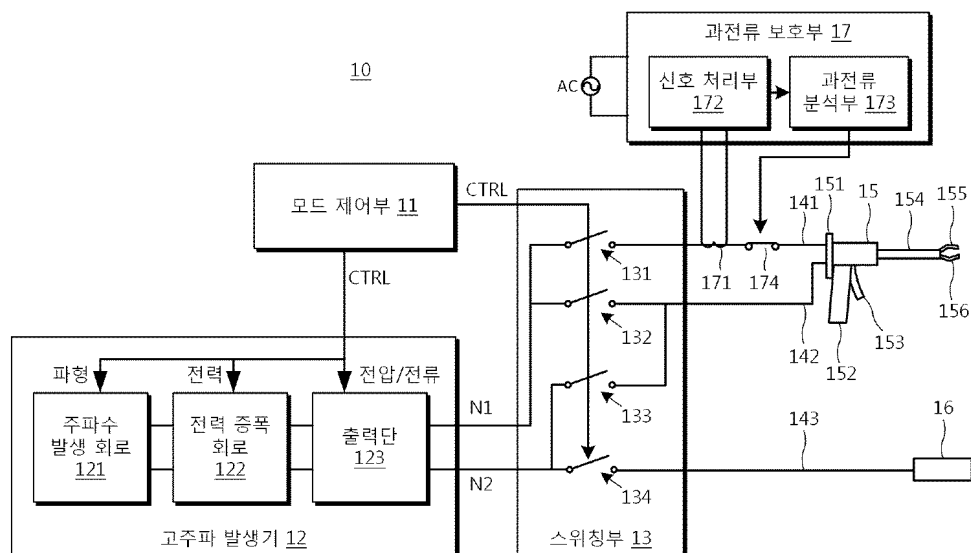
(54) 발명의 명칭 과전류 보호 기능을 가지는 전기적 외과 수술 장치

(57) 요약

본 발명의 일 실시예에 따른 제1, 제2 및 접지 케이블들, 핸드피스 및 접지 전극 패드를 포함하는 전기적 외과 수술 장치는 시술자가 원하는 시술 모드에 상응하는 모드 제어 신호를 생성하는 모드 제어부, 모드 제어 신호에서 특정하는 파형 조건과 전압 및 전류 설정에 따라, 고주파 출력 신호를 생성하여 신호 출력 단자에서 출력하는

(뒷면에 계속)

대표도



고주파 발생기, 모드 제어 신호에 따라, 고주파 발생기의 신호 출력 단자와 제1 및 제2 케이블들의 각각 사이의 연결 관계 및 고주파 발생기의 접지 단자와 제2 및 접지 케이블들의 각각 사이의 연결 관계를 설정하는 스위칭부 및 고주파 출력 신호가 전달되는 폐회로 중에 삽입되며, 고주파 출력 신호의 전류 파형을 추종하는 센싱 전류의 파형을 획득하고, 획득된 센싱 전류의 파형을 분석하여 만약 설정된 과전류 크기보다 크다고 판정하면 고주파 출력 신호가 전달되는 선로를 전기적으로 단절시키는 과전류 보호부를 포함할 수 있다. 이때, 제1 및 제2 케이블들은 양극성 모드와 단극성 모드에서 공통적으로 핸드피스에 연결되어 고주파 출력 신호를 고주파 발생기에서 스위칭부를 통해 핸드피스에 전달하는 폐회로를 구성하고, 접지 케이블은 단극성 모드에서 접지 전극 패드에 연결될 수 있다.

(72) 발명자

이레나

서울 용산구 이촌로54길 5, 202호 (이촌동, 코스모스맨션)

신석영

서울 관악구 관악로 285, 109동 1304호 (봉천동, 동아아파트)

명세서

청구범위

청구항 1

제1, 제2 및 접지 케이블들, 핸드피스 및 접지 전극 패드를 포함하는 전기적 외과 수술 장치로서,
 시술자가 원하는 시술 모드에 상응하는 모드 제어 신호를 생성하는 모드 제어부;
 상기 모드 제어 신호에서 특정하는 파형 조건과 전압 및 전류 설정에 따라, 고주파 출력 신호를 생성하여 신호 출력 단자에서 출력하는 고주파 발생기;
 상기 모드 제어 신호에 따라, 상기 고주파 발생기의 신호 출력 단자와 제1 및 제2 케이블들의 각각 사이의 연결 관계 및 상기 고주파 발생기의 접지 단자와 제2 및 접지 케이블들의 각각 사이의 연결 관계를 설정하는 스위칭부; 및
 상기 고주파 출력 신호가 전달되는 폐회로 중에 삽입되며, 상기 고주파 출력 신호의 전류 파형을 추종하는 센싱 전류의 파형을 획득하고, 획득된 센싱 전류의 파형을 분석하여 만약 설정된 과전류 크기보다 크다고 판정하면 상기 고주파 출력 신호가 전달되는 선로를 전기적으로 단절시키는 과전류 보호부를 포함하며,
 상기 제1 및 제2 케이블들은 양극성 모드와 단극성 모드에서 공통적으로 상기 핸드피스에 연결되어 상기 고주파 출력 신호를 상기 고주파 발생기에서 상기 스위칭부를 통해 상기 핸드피스에 전달하는 폐회로를 구성하고,
 상기 접지 케이블은 단극성 모드에서 상기 접지 전극 패드에 연결되는 것을 특징으로 하는 전기적 외과 수술 장치.

청구항 2

청구항 1에 있어서, 상기 과전류 보호부는
 상기 고주파 출력 신호의 전류 파형을 추종하는 센싱 전류를 생성하는 과전류 검출 센서;
 상기 생성된 센싱 전류의 파형을 획득하는 신호 처리부;
 상기 획득된 센싱 전류의 파형을 분석하여 만약 설정된 과전류 크기보다 크다고 판정하면 차단 신호를 생성하는 과전류 분석부; 및
 상기 고주파 출력 신호가 전달되는 선로 중간에 삽입되어 있고 상기 차단 신호에 따라 고주파 출력 신호가 전달되는 선로를 전기적으로 단절시키는 차단 스위치를 포함하는 것을 특징으로 하는 전기적 외과 수술 장치.

청구항 3

청구항 2에 있어서, 상기 과전류 검출 센서는 상기 고주파 출력 신호가 전달되는 선로를 감싸는 변류기(current transformer)로 구현되고,
 상기 신호 처리부는, 상기 센싱 전류의 파형으로서, 상기 변류기로서 구현된 과전류 검출 센서에 상기 고주파 출력 신호로부터 유도된 2차 전류의 파형을 획득하는 것을 특징으로 하는 전기적 외과 수술 장치.

청구항 4

청구항 1에 있어서, 상기 과전류 보호부의 전원 및 접지는 상기 고주파 발생기의 전원 및 접지와 전기적으로 분리되도록 구성된 것을 특징으로 하는 전기적 외과 수술 장치.

청구항 5

청구항 4에 있어서, 상기 과전류 보호부는,
 상기 고주파 출력 신호가 핸드피스로 전달되는 동안 상기 과전류 검출 센서에서 유도되는 센싱 전류를 정류하고 직류-직류(DC-DC) 컨버팅하여 내장된 커패시터에 저장함으로써 전력을 수확하는 전력 회수부를 더 포함하는 것

을 특징으로 하는 전기적 외과 수술 장치.

청구항 6

청구항 4에 있어서, 상기 과전류 보호부는,

상기 고주파 출력 신호가 핸드피스로 전달되는 동안 상기 고주파 출력 신호에서 2차 전류를 유도할 수 있는 전력 회수 코일; 및

상기 2차 전류를 정류하고 직류-직류(DC-DC) 컨버팅하여 내장된 커패시터에 저장함으로써 전력을 수확하는 전력 회수부를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 전기적 외과 수술 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 전기적 외과 수술 장치에 관한 것으로, 더욱 상세하게는, 절단과 소작을 하나의 장치로 수행할 수 있는 전기적 외과 수술 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 전기적 에너지를 이용하여 수술 시에 조직 절단, 절제 또는 절개나 수술 부위의 소작 내지 응고를 실시하는 전기적 외과 수술 방법이 보급되고 있다.

[0003] 환자의 신체 특정 부위에 접지 전극(Ground electrode) 패드를 붙이고, 수술칼과 같은 날카로운 금속제 팁(piece)을 소정 주파수 대역의 전기적 에너지가 인가된 상태로 환자의 생체 조직에 접촉시키면, 금속제 팁, 신체 조직과 접지 전극 패드를 통하는 회로가 형성되고 조직과 접촉한 금속제 팁 주변의 좁은 공간에 높은 전류 밀도가 발생하며, 금속제 팁과 접한 조직의 저항에 따라 조직의 온도가 급격히 올라가서 체액을 증발시키며 조직에 변성을 일으킨다.

[0004] 전압과 전류 설정, 금속제 팁의 형상, 접촉 면적에 따라, 결국 전류 밀도에 따라, 체액의 증발과 조직의 변성은 절개(cut)에 응용될 수 있고, 또는 혈액의 응고(coagulation)에 응용될 수 있다.

[0005] 이러한 전기적 외과 수술 방식은 숙련도에 따라 결과가 크게 좌우될 수 있고 접촉 면적에 따라 전류 밀도가 달라지는 점이나 조직에 따라 저항 크기가 달라지고 효과도 달라지는 점에 대한 이해가 없이 활용되면 조직을 탄화시켜버리거나 인접 조직에 화상을 입히기도 한다. 접지 전극 패드를 잘못 붙여 접지 전극 패드를 붙인 부위가 화상을 입는 경우도 있다.

[0006] 이러한 종래의 전기적 외과 수술은 접지 전극 패드 없이 두 개의 금속제 팁 사이에 강한 고주파 전기 에너지를 인가함으로써 두 금속제 팁 사이에 놓인 조직에 열을 가하는 양극성 모드(bipolar mode)가 제안되면서 단극성 모드(monopolar mode)로 불리게 되었다.

[0007] 기존의 단극성 모드의 전기적 외과 수술 장치에 비해, 양극성 모드의 전기적 외과 수술 장치는 접지 전극 패드가 불필요하고 전기적 에너지의 흐름이 두 금속제 팁 사이의 경로로서 명확하게 결정되므로, 예를 들어 출혈 중인 혈관을 지혈시킨다거나 하는 일부 용도에서 단극성 모드의 장치에 비해 더 적합하다.

[0008] 이에 따라, 외과 수술 과정에서, 절개나 절단 과정에는 단극성 모드의 장치 및 피스를 사용하고, 지혈이나 응고가 필요하면 양극성 모드의 장치 및 피스를 사용하는 수술 기법이 흔히 이용되고 있다.

[0009] 그러나 이러한 피스 교체 방식은 수술 시간의 지연이나 의사의 혼동을 야기할 수 있을 뿐 아니라, 병원이 수술 때마다 두 모드의 장치들을 모두 보유하여야 하므로 경제적으로도 합리적이지 않았다.

[0010] 이에 따라 양극성 모드와 단극성 모드를 하나의 장치에서 수행할 수 있는 전기적 외과 수술 장치가 제안되었다.

[0011] 종래의 전기적 외과 수술 장치는 조직에 과전류가 흐르는 것을 방지하는 수단에 관하여 관심이 부족하였다. 이에 따라, 조직에 과전류가 흐르는 것을 방지하여 손상을 막을 수 있는 수단이 필요하다.

선행기술문헌

특허문헌

[0012] (특허문헌 0001) 한국등록특허 제10-0879617호 "전기 수술 장치"

발명의 내용

해결하려는 과제

[0013] 본 발명이 해결하고자 하는 과제는 과전류 보호 기능을 가지는 전기적 외과 수술 장치를 제공하는 데에 있다.

[0014] 본 발명이 해결하고자 하는 과제는 시술자의 조작 실수나 기계의 오동작으로 인한 환자의 시술 조직을 보호하기 위한 과전류 보호 기능을 가지는 전기적 외과 수술 장치를 제공하는 데에 있다.

[0015] 본 발명의 해결과제는 이상에서 언급된 것들에 한정되지 않으며, 언급되지 아니한 다른 해결과제들은 아래의 기재로부터 당업자에게 명확히 이해될 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

[0016] 본 발명의 일 측면에 따른 제1, 제2 및 접지 케이블들, 핸드피스 및 접지 전극 패드를 포함하는 전기적 외과 수술 장치로서,

[0017] 시술자가 원하는 시술 모드에 상응하는 모드 제어 신호를 생성하는 모드 제어부;

[0018] 상기 모드 제어 신호에서 특정하는 파형 조건과 전압 및 전류 설정에 따라, 고주파 출력 신호를 생성하여 신호 출력 단자에서 출력하는 고주파 발생기;

[0019] 상기 모드 제어 신호에 따라, 상기 고주파 발생기의 신호 출력 단자와 제1 및 제2 케이블들의 각각 사이의 연결 관계 및 상기 고주파 발생기의 접지 단자와 제2 및 접지 케이블들의 각각 사이의 연결 관계를 설정하는 스위칭부; 및

[0020] 상기 고주파 출력 신호가 전달되는 폐회로 중에 삽입되며, 상기 고주파 출력 신호의 전류 파형을 추종하는 센싱 전류의 파형을 획득하고, 획득된 센싱 전류의 파형을 분석하여 만약 설정된 과전류 크기보다 크다고 판정하면 상기 고주파 출력 신호가 전달되는 선로를 전기적으로 단절시키는 과전류 보호부를 포함하며,

[0021] 상기 제1 및 제2 케이블들은 양극성 모드와 단극성 모드에서 공통적으로 상기 핸드피스에 연결되어 상기 고주파 출력 신호를 상기 고주파 발생기에서 상기 스위칭부를 통해 상기 핸드피스에 전달하는 폐회로를 구성하고,

[0022] 상기 접지 케이블은 단극성 모드에서 상기 접지 전극 패드에 연결될 수 있다.

[0023] 일 실시예에 따라, 상기 과전류 보호부는

[0024] 상기 고주파 출력 신호의 전류 파형을 추종하는 센싱 전류를 생성하는 과전류 검출 센서;

[0025] 상기 생성된 센싱 전류의 파형을 획득하는 신호 처리부;

[0026] 상기 획득된 센싱 전류의 파형을 분석하여 만약 설정된 과전류 크기보다 크다고 판정하면 차단 신호를 생성하는 과전류 분석부; 및

[0027] 상기 고주파 출력 신호가 전달되는 선로 중간에 삽입되어 있고 상기 차단 신호에 따라 고주파 출력 신호가 전달되는 선로를 전기적으로 단절시키는 차단 스위치를 포함할 수 있다.

[0028] 일 실시예에 따라, 상기 과전류 검출 센서는 상기 고주파 출력 신호가 전달되는 선로를 감싸는 변류기(current transformer)이고,

[0029] 상기 신호 처리부는, 상기 센싱 전류의 파형으로서, 상기 변류기로서 구현된 과전류 검출 센서에 상기 고주파 출력 신호로부터 유도된 2차 전류의 파형을 획득하도록 동작할 수 있다.

[0030] 일 실시예에 따라, 상기 과전류 보호부의 전원 및 접지는 상기 고주파 발생기의 전원 및 접지와 전기적으로 분리되도록 구성될 수 있다.

[0031] 일 실시예에 따라, 상기 과전류 보호부는,

- [0032] 상기 고주파 출력 신호가 핸드피스로 전달되는 동안 상기 과전류 검출 센서에서 유도되는 센싱 전류를 정류하고 직류-직류(DC-DC) 컨버팅하여 내장된 커패시터에 저장함으로써 전력을 수확하는 전력 회수부를 더 포함할 수 있다.
- [0033] 일 실시예에 따라, 상기 과전류 보호부는,
- [0034] 상기 고주파 출력 신호가 핸드피스로 전달되는 동안 상기 고주파 출력 신호에서 2차 전류를 유도할 수 있는 전력 회수 코일; 및
- [0035] 상기 2차 전류를 정류하고 직류-직류(DC-DC) 컨버팅하여 내장된 커패시터에 저장함으로써 전력을 수확하는 전력 회수부를 더 포함할 수 있다.

발명의 효과

- [0036] 본 발명의 과전류 보호 기능을 가지는 전기적 외과 수술 장치에 따르면, 본체와 독립적으로 작동하는 과전류 보호 모듈에 의해 본체의 상황과 무관하게 항상 과전류 보호 기능을 수행할 수 있다.
- [0037] 본 발명의 과전류 보호 기능을 가지는 전기적 외과 수술 장치에 따르면, 시술자가 실수로 동작 모드를 잘못 적용하여 조직을 탄화시키거나 화상을 입히는 것을 방지할 수 있다.
- [0038] 본 발명의 과전류 보호 기능을 가지는 전기적 외과 수술 장치에 따르면, 실수로 핸드피스의 금속제 팁들이 서로 직접 접촉하여 단락이 일어날 경우에 과전류로부터 장치를 보호할 수 있다.
- [0039] 본 발명의 효과는 이상에서 언급된 것들에 한정되지 않으며, 언급되지 아니한 다른 효과들은 아래의 기재로부터 당업자에게 명확하게 이해될 있을 것이다.

도면의 간단한 설명

- [0040] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 과전류 보호 기능을 가지는 전기적 외과 수술 장치를 예시한 개념도이다.
- 도 2는 본 발명의 다른 실시예에 따른 과전류 보호 기능을 가지는 전기적 외과 수술 장치를 예시한 개념도이다.
- 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 과전류 보호 기능을 가지는 전기적 외과 수술 장치가 양극성 모드로 동작할 경우의 등가 회로를 예시한 개념도이다.
- 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 과전류 보호 기능을 가지는 전기적 외과 수술 장치가 단극성 모드로 동작할 경우의 등가 회로를 예시한 개념도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0041] 본문에 개시되어 있는 본 발명의 실시예들에 대해서, 특정한 구조적 내지 기능적 설명들은 단지 본 발명의 실시예를 설명하기 위한 목적으로 예시된 것으로, 본 발명의 실시예들은 다양한 형태로 실시될 수 있으며 본문에 설명된 실시예들에 한정되는 것으로 해석되어서는 아니 된다.
- [0042] 이하, 첨부한 도면들을 참조하여, 본 발명의 바람직한 실시예를 보다 상세하게 설명하고자 한다. 도면상의 동일한 구성요소에 대해서는 동일한 참조부호를 사용하고 동일한 구성요소에 대해서 중복된 설명은 생략한다.
- [0043] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 과전류 보호 기능을 가지는 전기적 외과 수술 장치를 예시한 개념도이다.
- [0044] 도 1을 참조하면, 전기적 외과 수술 장치(10)는 모드 제어부(11), 고주파 발생기(12), 스위칭부(13), 제1, 제2 및 접지 케이블들(141, 142, 143), 핸드피스(15), 접지 전극 패드(16) 및 과전류 보호부(17)를 포함할 수 있다.
- [0045] 모드 제어부(11)는 시술자가 원하는 시술 모드에 상응하는 모드 제어 신호(CTRL)를 생성하며, 생성된 모드 제어 신호(CTRL)를 고주파 발생기(12) 및 스위칭부(13)에 전달한다.
- [0046] 고주파 발생기(12)는 모드 제어부(12)로부터 전달되는 모드 제어 신호(CTRL)에서 특정하는 파형 조건과 전압 및 전류 설정에 따라, 고주파 출력 신호를 생성할 수 있다.
- [0047] 이를 위해 고주파 발생기(12)는 주파수 발생 회로(121), 전력 증폭 회로(122) 및 출력단(123)을 포함한다.
- [0048] 주파수 발생 회로(121)는 예를 들어 정현파, 삼각파, 구형파 등의 기본 파형들을 합성하여, 모드 제어부(12)로부터 전달되는 모드 제어 신호(CTRL)에서 특정하는 파형 조건에 따라, 주파수, 크기, 듀티비(duty ratio)와 포

락선(envelope)을 가지는 고주파의 파형 신호를 생성할 수 있다.

- [0049] 예를 들어, 조직에 손상을 최소화하는 순수 절개(pure cut)을 위한 고주파 파형 신호는 470 kHz의 주파수 대역에서 펄스열이 중단되지 않는 100% 듀티비의 파형으로 생성될 수 있다. 이러한 파형 신호에 의한 고주파 출력 신호를 인가하면, 조직에 상당한 전기적 에너지가 계속 공급되므로 조직의 온도가 급격히 올라가고 체액이 순식간에 증발하여 절개에 유리하다.
- [0050] 반면에, 방출된 체액을 응고(coagulation)시키기 위한 고주파 파형 신호는 동일 주파수 대역에서 펄스열이 10% 듀티비, 즉 주기의 10%에서 펄스들이 나타나고 주기의 90%에서는 펄스들이 나타나지 않는 파형으로 생성될 수 있다. 이러한 파형 신호에 의한 고주파 출력 신호를 인가하면, 조직에 상당한 전기적 에너지가 짧게 간헐적으로 공급되므로 조직의 온도가 적절한 수준까지 올랐다가 냉각되는 현상이 반복되면서 체액이 급격히 증발되는 대신에 조금씩 마르고 변성됨으로써 응고에 유리하다.
- [0051] 전력 증폭 회로(122)는 모드 제어 신호(CTRL)에 따라 결정되는 전력 설정에 따라, 주파수 발생 회로(121)에서 생성된 고주파 파형 신호를 전력 증폭한 증폭 신호를 생성한다.
- [0052] 출력단(123)은 모드 제어 신호(CTRL)에 따라 결정되는 전압 및 전류 설정에 따라, 전력 증폭 회로(122)의 증폭 신호의 전력을 가지면서 전압 및 전류가 적절히 조절된 고주파 출력 신호를 출력할 수 있다.
- [0053] 이를 위해 출력단(123)은 예를 들어 가변 변압기를 포함하여 구성될 수 있다. 출력단(123)의 고주파 출력 신호는 증폭 신호의 전력과 동일한 크기의 전력을 유지하기 때문에, 고주파 출력 신호의 전압이 증폭 신호보다 낮아지면 고주파 출력 신호의 전류는 증가한다.
- [0054] 예를 들어, 절개 모드에서는 전압이 상대적으로 낮고 전류는 상대적으로 큰 고주파 출력 신호가 적합하고 응고 모드에서는 전압이 상대적으로 높으면서 전류는 상대적으로 적은 고주파 출력 신호가 유리하다.
- [0055] 이러한 구성을 가지고, 고주파 발생기(12)는 시술자가 지시하는 시술 모드에 상응하는 모드 제어 신호(CTRL)에 따라, 전압, 전류 및 전력이 적절히 조절된 고주파 출력 신호를 출력할 수 있다.
- [0056] 스위칭부(13)는 모드 제어 신호(CTRL)에 따라, 고주파 발생기(12)의 출력단(123)의 신호 출력 단자(N1)와 제1 및 제2 케이블들(141, 142)의 각각 사이의 연결 관계 및 고주파 발생기(12)의 출력단(123)의 접지 단자(N2)와 제2 및 접지 케이블들(142, 143)의 각각 사이의 연결 관계를 설정한다.
- [0057] 구체적으로, 스위칭부(13)는 만약 모드 제어 신호(CTRL)가 양극성 모드에 기반하는 시술 모드들 중 하나에 관하여 설정되면, 고주파 발생기(12)의 출력단(123)의 신호 출력 단자(N1)가 제1 스위치(131)를 통해 제1 케이블(141)에는 연결되지만 제2 스위치(132)를 통해 제2 케이블(142)에는 단절되도록 설정하고, 고주파 발생기(12)의 출력단(123)의 접지 단자(N2)가 제3 스위치(133)를 통해 제2 케이블(142)에는 연결되지만 제4 스위치(134)를 통해 접지 케이블(143)에는 단절되도록 설정한다.
- [0058] 또한, 스위칭부(13)는 만약 모드 제어 신호(CTRL)가 단극성 모드에 기반하는 시술 모드들 중 하나에 관하여 설정되면, 고주파 발생기(12)의 출력단(123)의 신호 출력 단자(N1)가 제1 스위치(131) 또는 제2 스위치(132)를 통해 제1 또는 제2 케이블들(141, 142) 중 적어도 하나에 연결되도록 설정하고, 고주파 발생기(12)의 출력단(123)의 접지 단자(N2)가 제3 스위치(133)를 통해 제2 케이블(142)에는 단절되지만 제4 스위치(134)를 통해 접지 케이블(143)에는 연결되도록 설정한다.
- [0059] 이에 따라, 제1 및 제2 케이블들(141, 142)은 양극성 모드와 단극성 모드에서 공통적으로 핸드피스(15)에 연결되어 고주파 출력 신호를 핸드피스(15)에 전달하는 폐회로를 구성하고, 접지 케이블(143)은 단극성 모드에서만 접지 전극 패드(16)에 연결된다.
- [0060] 특히, 제1 케이블(141)은 양극성 모드 및 단극성 모드에서 제1 스위치(131)를 통해 고주파 발생기(12)의 출력단(123)의 신호 출력 단자(N1)에 연결되어 고주파 출력 신호를 핸드피스(15)의 제1 금속제 팁(metal piece)(155)에 전달한다.
- [0061] 제2 케이블(142)은 양극성 모드일 때에는 제3 스위치(133)를 통해 고주파 발생기(12)의 출력단(123)의 접지 단자(N2)에 연결되어 핸드피스(15)의 제1 금속제 팁(155), 시술 대상 조직 및 제2 금속제 팁(156)을 통해 고주파 출력신호가 고주파 발생기(12)로 돌아올 폐회로를 구성한다.
- [0062] 한편, 제2 케이블(142)은 단극성 모드일 때에는 제2 스위치(132)를 통해 고주파 발생기(12)의 출력단(123)의 신호 출력 단자(N1)에 연결되어 고주파 출력 신호를, 제1 케이블(141)과 나란히, 핸드피스(15)의 제2 금속제 팁

(156)에 전달할 수 있다. 다만 만약 핸드피스(15)가 예를 들어 단일한 절개용 나이프이고 제2 금속제 팁(156)을 가지지 않을 경우에는 사용되지 않을 수 있다. 이 경우, 고주파 출력신호가 고주파 발생기(12)로 돌아올 폐회로는 제1 및 제2 케이블(141, 142), 제1 및 제2 금속제 팁(155, 156), 시술 대상 조직 및 접지 전극 패드(16)로 구성될 수 있다.

[0063] 핸드피스(15)는 케이블 접속단(151), 손잡이(152), 작동 레버(153), 연장 로드(extending rod)(154), 제1 및 제2 금속제 팁들(155, 156)로 구성될 수 있다.

[0064] 케이블 접속단(151)은 제1 및 제2 케이블(141, 142)과 연결된다.

[0065] 손잡이(152)는 시술자가 손바닥과 손가락으로 안정적으로 잡을 수 있게 형성되고, 작동 레버(153)는 시술자가 손가락으로 정밀하게 가동시킬 수 있도록 형성된다. 시술자에 의해 작동 레버(153)가 휴지 위치(rest position)에서 작동 위치(operating position)로 이동하면, 제1 및 제2 케이블들(141, 142)의 각각이 제1 및 제2 금속제 팁들(155, 156)의 각각과 전기적으로 연결될 수 있다.

[0066] 연장 로드(154)는 내부에 제1 및 제2 금속제 팁들(155, 156)까지 고주파 출력 신호를 전달할 수 있도록 배선되어 있고, 수술 동안 의도치 않은 전기적 현상이 일어나지 않도록 전기적으로 절연되어 있을 수 있다.

[0067] 접지 전극 패드(16)는 환자의 피부에 밀착할 수 있도록 유연한 재질의 전도체로 형성될 수 있는데, 단극성 모드인 시술 모드로 시술할 때에 핸드피스(15)가 조직에 접촉할 때에 핸드피스(15), 환자 신체와 함께 전기적 폐회로를 구성하는데, 핸드피스(15)와 달리 조직에 영향을 주지 않도록, 즉 전류 밀도를 낮출 수 있도록, 넓게 만들어진다.

[0068] 과전류 보호부(17)는 도 1에서 비록 제1 케이블(141)의 도선 중간에 삽입된 것처럼 예시되었지만, 제1 케이블(141)뿐 아니라, 제2 케이블(142)의 중간 등 고주파 출력 신호가 전달되는 폐회로 중 적절한 위치에 삽입될 수도 있다.

[0069] 나아가 과전류 보호부(17)는 고주파 발생기(12)의 신호 출력 단자(N1)와 스위칭부(13)의 제1 또는 제2 스위치(131, 132) 사이에 삽입될 수도 있다.

[0070] 어느 위치에 삽입되든, 과전류 보호부(17)는 고주파 출력 신호의 전류 파형을 추종하는 센싱 전류의 파형을 획득하고, 획득된 센싱 전류의 파형을 분석하여 만약 설정된 과전류 크기보다 크다고 판정하면 고주파 출력 신호가 전달되는 선로를 전기적으로 단절시킬 수 있다.

[0071] 구체적으로, 과전류 보호부(17)는 고주파 출력 신호의 전류 파형을 추종하는 센싱 전류를 생성하는 과전류 검출 센서(171), 생성된 센싱 전류의 파형을 획득하는 신호 처리부(172), 획득된 센싱 전류의 파형을 분석하여 만약 설정된 과전류 크기보다 크다고 판정하면 차단 신호를 생성하는 과전류 분석부(173) 및 고주파 출력 신호가 전달되는 제1 케이블(141)과 같은 선로 중간에 삽입되어 있고 차단 신호에 따라 고주파 출력 신호가 전달되는 선로를 전기적으로 단절시키는 차단 스위치(174)를 포함할 수 있다.

[0072] 좀더 구체적으로, 과전류 보호부(17)의 과전류 검출 센서(171)는 고주파 출력 신호가 전달되는 제1 케이블(141)과 같은 선로를 감싸는 변류기(current transformer)로 구현될 수 있고, 신호 처리부(172)는 고주파 출력 신호로부터 변류기로 구현된 과전류 검출 센서(171)에 유도된 2차 전류의 파형을 획득할 수 있다.

[0073] 이때, 과전류 보호부(17)는 고주파 발생기(12)와 별개의 전원 및 분리된 접지를 가지고, 고주파 발생기(12)와는 독립적으로 동작 전력을 공급받을 수 있다.

[0074] 따라서, 고주파 발생기(12)가 오동작하여 핸드피스(15)에 인가되는 고주파 출력 신호의 전력을 통제하지 못하게 될 경우에도 과전류 보호부(17)는 안전하게 고주파 출력 신호의 전달을 차단시킬 수 있다.

[0075] 또는 실수로 핸드피스(15)의 금속제 팁들(155, 156)이 서로 직접 접촉하여 단락이 일어날 경우에도 과전류로부터 전체 장치를 보호할 수 있다.

[0076] 한편, 과전류 보호부(17)는 과전류 검출로 선로를 차단한 후에, 과전류 상황이 종료되거나 또는 소정 시간이 경과한 후에 자동으로 차단 상태에서 정상 상태로 복귀하거나 또는 시술자가 수동으로 조작하여 차단 상태에서 정상 상태로 복귀할 수 있다.

[0077] 도 2는 본 발명의 다른 실시예에 따른 과전류 보호 기능을 가지는 전기적 외과 수술 장치를 예시한 개념도이다.

[0078] 도 2를 참조하면, 도 1의 과전류 보호 기능을 가진 전기적 외과 수술 장치(10)의 모드 제어부(11), 고주파 발생

기(12), 스위칭부(13), 제1, 제2 및 접지 케이블들(141, 142, 143), 핸드피스(15) 및 접지 전극 패드(16)는 도 2의 과전류 보호 기능을 가진 전기적 외과 수술 장치(20)의 모드 제어부(11), 고주파 발생기(12), 스위칭부(13), 제1, 제2 및 접지 케이블들(141, 142, 143), 핸드피스(15) 및 접지 전극 패드(16)와 실질적으로 동일하므로 설명을 생략한다.

[0079] 도 2의 과전류 보호부(27)도, 도 2에서 비록 제1 케이블(141)의 도선 중간에 삽입된 것처럼 예시되었지만, 제1 케이블(141)뿐 아니라, 제2 케이블(142)의 중간 등 고주파 출력 신호가 전달되는 폐회로 중 적절한 위치에 삽입될 수도 있다.

[0080] 나아가 과전류 보호부(27)는 고주파 발생기(12)의 신호 출력 단자(N1)와 스위칭부(13)의 제1 또는 제2 스위치(131, 132) 사이에 삽입될 수도 있다.

[0081] 어느 위치에 삽입되든, 과전류 보호부(27)는 고주파 출력 신호의 전류 파형을 추종하는 센싱 전류의 파형을 획득하고, 획득된 센싱 전류의 파형을 분석하여 만약 설정된 과전류 크기보다 크다고 판정하면 고주파 출력 신호가 전달되는 선로를 전기적으로 단절시킬 수 있다.

[0082] 구체적으로, 과전류 보호부(27)는 고주파 출력 신호의 전류 파형을 추종하는 센싱 전류를 생성하는 과전류 검출 센서(271), 생성된 센싱 전류의 파형을 획득하는 신호 처리부(272), 획득된 센싱 전류의 파형을 분석하여 만약 설정된 과전류 크기보다 크다고 판정하면 차단 신호를 생성하는 과전류 분석부(273) 및 고주파 출력 신호가 전달되는 제1 케이블(141)과 같은 선로 중간에 삽입되어 있고 차단 신호에 따라 고주파 출력 신호가 전달되는 선로를 전기적으로 단절시키는 차단 스위치(274)를 포함할 수 있다.

[0083] 더욱 구체적으로, 과전류 보호부(27)의 과전류 검출 센서(271)는 고주파 출력 신호가 전달되는 제1 케이블(141)과 같은 선로를 감싸는 변류기로 구현될 수 있고, 신호 처리부(272)는 고주파 출력 신호로부터 변류기로 구현된 과전류 검출 센서(271)에 유도된 2차 전류의 파형을 획득할 수 있다.

[0084] 이때, 과전류 보호부(27)는 고주파 발생기(12)와 별개의 전원 및 분리된 접지를 가지고, 고주파 발생기(12)와는 독립적으로 동작 전력을 공급받을 수 있다.

[0085] 이를 위해, 과전류 보호부(27)는 전력 회수부(275)를 더 포함할 수 있다.

[0086] 구체적으로, 전력 회수부(275)는 고주파 출력 신호가 전달되는 동안 과전류 검출 센서(271)에서 유도되는 센싱 전류를 정류하고 DC-DC 컨버팅하여 내장된 커패시터에 저장함으로써 과전류 보호부(27)의 나머지 부분들(272 내지 274)가 동작할 수 있는 전력을 확보할 수 있다.

[0087] 실시예에 따라, 전력 회수부(275)는 과전류 검출 센서(271)와 별도로 고주파 출력 신호에서 2차 전류를 유도할 수 있는 전력 회수 코일(276)로부터 2차 전류를 제공받을 수 있다.

[0088] 따라서, 고주파 발생기(12)가 오동작하여 핸드피스(15)에 인가되는 고주파 출력 신호의 전력을 통제하지 못하게 될 경우에도, 또는 핸드피스(15)의 두 금속제 팁들(155, 156)이 직접 접촉하여 과전류가 흐를 때에도, 과전류 보호부(27)는 안전하게 고주파 출력 신호의 전달을 차단시킬 수 있다.

[0089] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 과전류 보호 기능을 가지는 전기적 외과 수술 장치가 양극성 모드로 동작할 경우의 등가 회로를 예시한 개념도이다.

[0090] 예를 들어 표 1에서 양극성 모드에 기반하는 시술 모드들인 "Bipolar Cut"의 "Precise" 시술 모드에 관한 모드 제어 신호(CTRL)에 따라, 스위칭부(13)는 제1 및 제3 스위치들(131, 133)이 온(ON)되고, 제2 및 제4 스위치들(132, 134)은 오프(OFF)된다.

[0091] 이에 따라, 양극성 모드에서 고주파 출력 신호는 신호 출력 단자(N1), 제1 스위치(131), 제1 케이블(141), 케이블 접속단(151), 제1 금속제 팁(155), 조직의 등가 저항(R_{eq}), 제2 금속제 팁(156), 케이블 접속단(151), 제2 케이블(142), 제3 스위치(133), 접지 단자(N2)로 구성되는 폐회로를 따라 전파한다.

[0092] 폐회로 상의 고주파 출력 신호가 등가 저항(R_{eq})의 급격한 저하나 금속제 팁들(155, 156)의 접촉 등으로 인하여 소정의 전류 크기를 초과할 경우에, 과전류 보호부(17)가 예를 들어 제1 스위치(131)와 제1 케이블(141) 사이의 전기적 연결을 차단하여 환자의 신체 조직이나 장치(10) 자체를 보호할 수 있다.

[0093] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 과전류 보호 기능을 가지는 전기적 외과 수술 장치가 단극성 모드로 동작할 경우의 등가 회로를 예시한 개념도이다.

- [0094] 예를 들어 표 1에서 단극성 모드에 기반하는 시술 모드들인 "monopolar Cut"의 "Pure" 시술 모드에 관한 모드 제어 신호(CTRL)에 따라, 스위칭부(13)는 제1, 제2 및 제4 스위치들(131, 132, 134)이 온(ON)되고, 제3 스위치(133)는 오프(OFF)된다.
- [0095] 이에 따라, 단극성 모드에서 고주파 출력 신호는 신호 출력 단자(N1), 제1 및 제2 스위치들(131, 132), 제1 및 제2 케이블(141, 142), 케이블 접속단(151), 제1 및 제2 금속제 팁(155, 156), 신체의 등가 저항(R_{EQ}), 접지 전극 패드(16), 접지 케이블(144), 제4 스위치(134), 접지 단자(N2)로 구성되는 폐회로를 따라 전파한다. 다만, 만약 핸드피스(15)의 형태에 따라, 만약 핸드피스(15)가 수술칼과 같은 형태라면 제2 금속제 팁(156)이 없을 수도 있고, 이 경우에 제2 스위치(132)와 제2 케이블(142)은 등가회로에서 제외될 수 있다.
- [0096] 이러한 폐회로 상의 고주파 출력 신호가 등가 저항(R_{EQ})의 급격한 저하로 인하여 소정의 전류 크기를 초과할 경우에, 과전류 보호부(17)가 예를 들어 제1 스위치(131)와 제1 케이블(141) 사이 및 제2 스위치(132)와 제2 케이블(142) 사이의 전기적 연결을 각각 차단하여 환자의 신체 조직이나 장치(10) 자체를 보호할 수 있다.
- [0097] 본 실시예 및 본 명세서에 첨부된 도면은 본 발명에 포함되는 기술적 사상의 일부를 명확하게 나타내고 있는 것에 불과하며, 본 발명의 명세서 및 도면에 포함된 기술적 사상의 범위 내에서 당업자가 용이하게 유추할 수 있는 변형예와 구체적인 실시예는 모두 본 발명의 권리범위에 포함되는 것이 자명하다고 할 것이다.
- [0098] 또한, 본 발명에 따른 장치는 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체에 컴퓨터가 읽을 수 있는 코드로서 구현하는 것이 가능하다. 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체는 컴퓨터 시스템에 의하여 읽힐 수 있는 데이터가 저장되는 모든 종류의 기록장치를 포함한다. 기록매체의 예로는 ROM, RAM, 광학 디스크, 자기 테이프, 플로피 디스크, 하드 디스크, 비휘발성 메모리 등을 포함한다. 또한 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템에 분산되어 분산방식으로 컴퓨터가 읽을 수 있는 코드가 저장되고 실행될 수 있다.

부호의 설명

- [0099] 10 전기적 외과 수술 장치
- 11 모드 제어부
- 12 고주파 발생기
- 121 주파수 발생 회로
- 122 전력 증폭 회로
- 123 출력단
- 13 스위칭부
- 131, 132, 133, 134 제1 내지 제4 스위치
- 141, 142 제1 및 제2 케이블
- 143 접지 케이블
- 15 핸드피스
- 151 케이블 접속단
- 152 손잡이
- 153 작동 레버
- 154 연장 로드
- 155, 156 제1 및 제2 금속제 팁
- 16 접지 전극 패드
- 17, 27 과전류 보호부
- 171, 271 과전류 검출 센서

172, 272 신호 처리부

173, 273 과전류 분석부

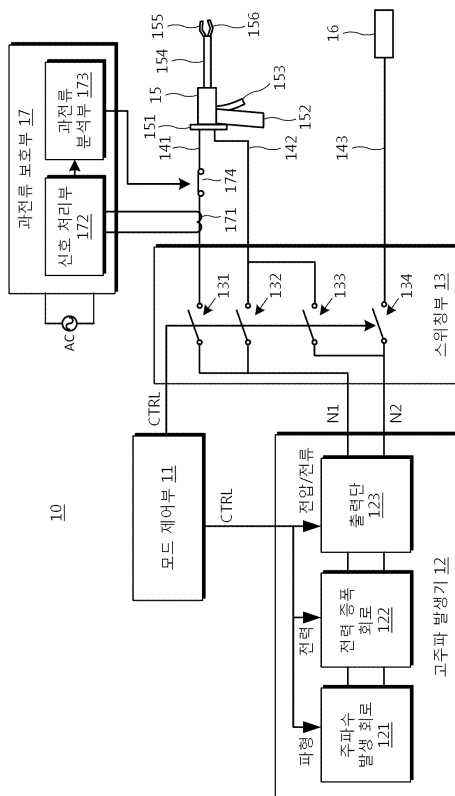
174, 274 차단 스위치

275 전력 회수부

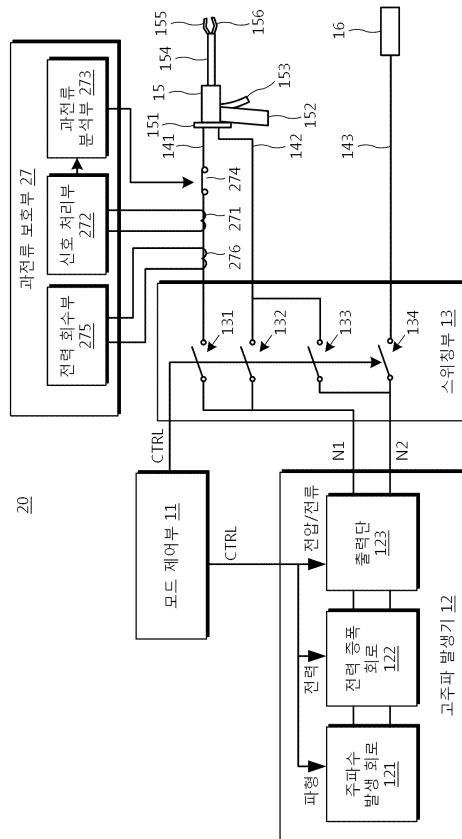
276 전력 회수 코일

도면

도면1



도면2



도면3

