(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2008-0005083
(43) 공개일자 2008년01월10일

(51) Int. Cl.
A61B 18/12 (2006.01) *A61B 18/14* (2006.01)
A61B 18/16 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2007-0066361
(22) 출원일자 2007년07월03일
심사청구일자 없음
(30) 우선권주장
JP-P-2006-00184663 2006년07월04일 일본(JP)

(71) 출원인
올림푸스 메디칼 시스템즈 가부시키가이샤
일본국 도쿄도 시부야쿠 하타가야 2쵸메 43반 2고
(72) 발명자
마스다 신야
일본 도꾜도 하찌오오지시 구보야마쪼 2-3 올림푸스 지떼끼자이산서비스 가부시키가이샤 지떼끼자이산 기쥬쯔부 내
미야자와 다로오
일본 도꾜도 하찌오오지시 구보야마쪼 2-3 올림푸스 지떼끼자이산서비스 가부시키가이샤 지떼끼자이산 기쥬쯔부 내
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
장수길, 성재동

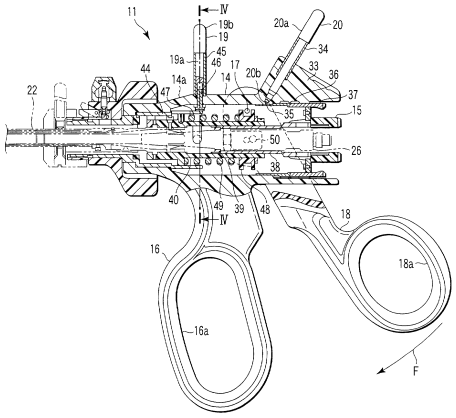
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 수술 기구

(57) 요 약

수술 기구는 제1 및 제2 파지 부재(25, 59)에 의해 생체 조직(S)을 파지할 수 있고, 제2 부재 내의 초음파 진동 부분(31)의 파지 표면(61)으로부터의 초음파 진동에 의해 파지된 조직을 절단할 수 있고, 제1 및 제2 부재 내의 제1 및 제2 전극 부분들 사이의 고주파 전류에 의해 조직의 절단 부분을 응고시킬 수 있다. 가압 부분(55)이 제1 부재 내에 제공되어 파지된 조직과 접촉하고, 진동 부분의 파지 표면과 협동하여 조직을 가압한다. 각각의 제1 및 제2 전극 부분은 가압 부분의 양 측면 내에서 전극을 포함한다. 제1 및 제2 전극 부분들의 전극들은 조직이 제1 부재의 가압 부분 및 진동 부분의 파지 표면에 의해 가압될 때, 협동하여 파지된 조직을 가압한다.

대표도 - 도2



(72) 발명자

오까베 히로시

일본 도꾜도 하찌오오지시 구보야마쪼 2-3 올림푸스 지떼끼자이산서비스 가부시키가이샤 지떼끼자이산 기쥬쯔부 내

다니구찌 가즈노리

일본 도꾜도 하찌오오지시 구보야마쪼 2-3 올림푸스 지떼끼자이산서비스 가부시키가이샤 지떼끼자이산 기쥬쯔부 내

특허청구의 범위

청구항 1

수술 기구이며,

서로에 대해 개방 및 폐쇄되는 제1 파지 부재 및 제2 파지 부재와, 제2 파지 부재 내에 제공되고, 초음파 트랜스듀서에 연결되어 초음파 진동을 발생시키고, 제1 파지 부재와 제2 파지 부재 사이에 파지된 생체 조직과 접촉하는 파지 표면을 갖는 초음파 진동 부분과, 제1 파지 부재 내에 제공된 제1 고주파 전극 부분과, 제1 고주파 전극 부분과 독립적으로 제2 파지 부재 내에 제공된 제2 고주파 전극 부분을 포함하고, 수술 기구는 제1 파지 부재와 제2 파지 부재 사이에 파지된 생체 조직을 초음파 진동 부분의 파지 표면으로부터의 초음파 진동에 의해 절단할 수 있고, 아울러 생체 조직의 절단 부분을 제1 고주파 전극 부분과 제2 고주파 전극 부분 사이의 고주파 전류에 의해 응고시킬 수 있고,

가압 부분이 또한 제1 파지 부재 내에 제공되고, 가압 부분은 제1 파지 부재와 제2 파지 부재 사이에 파지된 생체 조직과 접촉하고, 초음파 진동 부분의 파지 표면과 협동하여 생체 조직을 가압하고,

제1 고주파 전극 부분은 제1 파지 부재 내의 가압 부분의 양 측면 내에 배열된 적어도 한 쌍의 전극을 포함하고,

제2 고주파 전극 부분은 제1 고주파 전극 부분의 전극에 대향하여 제2 파지 부재 내의 가압 부분의 양 측면 내에 배열된 적어도 한 쌍의 전극을 포함하고,

제1 고주파 전극 부분의 전극과 제2 고주파 전극 부분의 전극은 생체 조직이 제1 파지 부재의 가압 부분 및 초음파 진동 부분의 파지 표면에 의해 가압될 때, 가압 부분의 양 측면 내에서 서로 협동하여, 제1 파지 부재와 제2 파지 부재 사이에 파지된 생체 조직을 가압하는 수술 기구.

청구항 2

제1항에 있어서,

제2 파지 부재의 종방향 중심선으로부터 제2 파지 부재 내에 제공된 초음파 진동 부분의 파지 표면까지의 거리와, 제2 파지 부재의 종방향 중심선으로부터 제2 파지 부재 내에 제공된 제2 고주파 전극 부분의 각각의 전극까지의 거리는 서로 다른 수술 기구.

청구항 3

제2항에 있어서,

제2 파지 부재 내에 제공된 초음파 진동 부분의 파지 표면이 제1 파지 부재의 가압 부분에 가장 가까울 때, 갭이 제1 고주파 전극 부분의 각각의 전극과 제2 고주파 전극 부분의 각각의 전극 사이에 제공되는 수술 기구.

청구항 4

제2항에 있어서,

제2 파지 부재의 종방향 중심선으로부터 제2 파지 부재 내에 제공된 초음파 진동 부분의 파지 표면까지의 거리는 제2 파지 부재의 종방향 중심선으로부터 제2 파지 부재 내에 제공된 제2 고주파 전극 부분의 각각의 전극까지의 거리보다 더 긴 수술 기구.

청구항 5

제1항에 있어서,

제2 파지 부재 내에 제공된 초음파 진동 부분의 파지 표면과, 초음파 진동 부분의 파지 표면에 대향하는, 제1 파지 부재 내에 제공된 가압 부분의 일 부분은 제1 파지 부재 및 제2 파지 부재가 서로에 대해 개방 및 폐쇄되는 방향으로 서로 대면하고,

제1 파지 부재 내에 제공된 제1 고주파 전극 부분의 전극과, 제2 파지 부재 내에 제공된 제2 고주파 전극 부분의 전극은 제1 파지 부재 및 제2 파지 부재가 서로에 대해 개방 및 폐쇄되는 방향으로 서로 대면하고,

제2 파지 부재 내에 제공된 초음파 진동 부분의 파지 표면의 연장 방향과, 제2 파지 부재 내에 제공된 제2 고주파 전극 부분의 각각의 전극의 연장 방향은 개폐 방향에 대해 수직이며 제2 파지 부재의 종방향 중심선을 가로지르는 방향으로 서로 동일한 수술 기구.

청구항 6

제1항에 있어서,

제2 파지 부재 내에 제공된 초음파 진동 부분의 파지 표면과, 초음파 진동 부분의 파지 표면에 대향하는, 제1 파지 부재 내에 제공된 가압 부분의 일 부분은 제1 파지 부재 및 제2 파지 부재가 서로에 대해 개방 및 폐쇄되는 방향으로 서로 대면하고,

제1 파지 부재 내에 제공된 제1 고주파 전극 부분의 전극과, 제2 파지 부재 내에 제공된 제2 고주파 전극 부분의 전극은 제1 및 제2 파지 부재의 개폐 방향에 대해 경사지고,

제2 파지 부재 내에 제공된 초음파 진동 부분의 파지 표면은 개폐 방향에 대해 수직이며 제2 파지 부재의 종방향 중심선을 가로지르는 방향으로 연장되는 수술 기구.

청구항 7

제1항에 있어서,

제2 파지 부재 내에 제공된 초음파 진동 부분의 파지 표면과, 초음파 진동 부분의 파지 표면에 대향하는, 제1 파지 부재 내에 제공된 가압 부분의 일 부분은 제1 파지 부재 및 제2 파지 부재가 서로에 대해 개방 및 폐쇄되는 방향으로 서로 대면하고,

제1 파지 부재 내에 제공된 제1 고주파 전극 부분의 전극과, 제2 파지 부재 내에 제공된 제2 고주파 전극 부분의 전극은 개폐 방향에 대해 수직이며 제2 파지 부재의 종방향 중심선을 가로지르는 방향으로 서로 대향하고,

제1 파지 부재 내에 제공된 제1 고주파 전극 부분의 전극과, 제2 파지 부재 내에 제공된 제2 고주파 전극 부분의 전극은 제1 및 제2 파지 부재의 개폐 방향으로 연장되고,

제2 파지 부재 내에 제공된 초음파 진동 부분의 파지 표면은 개폐 방향에 대해 수직이며 제2 파지 부재의 종방향 중심선을 가로지르는 방향으로 연장되는 수술 기구.

청구항 8

제1항에 있어서,

제2 파지 부재 내에 제공된 초음파 진동 부분의 파지 표면과, 초음파 진동 부분의 파지 표면에 대향하는, 제1 파지 부재 내에 제공된 가압 부분의 일 부분은 제1 파지 부재 및 제2 파지 부재가 서로에 대해 개방 및 폐쇄되는 방향으로 서로 대면하고,

제1 파지 부재 내에 제공된 제1 고주파 전극 부분의 전극과, 제2 파지 부재 내에 제공된 제2 고주파 전극 부분의 전극은 제1 및 제2 파지 부재의 개폐 방향으로 서로 대향하고,

제2 파지 부재 내에 제공된 초음파 진동 부분의 파지 표면은 제2 파지 부재의 종방향 중심선을 가로지르는 삼각형 단면을 갖고, 삼각형 단면의 정점은 제1 파지 부재의 가압 부분에 대향하고,

제2 파지 부재 내에 제공된 제2 고주파 전극 부분의 각각의 전극은 개폐 방향에 대해 수직이며 제2 파지 부재의 종방향 중심선을 가로지르는 방향으로 연장되는 수술 기구.

청구항 9

제2항에 있어서,

제2 파지 부재의 종방향 중심선으로부터 제2 파지 부재 내에 제공된 초음파 진동 부분의 파지 표면까지의 거리는 제2 파지 부재의 종방향 중심선으로부터 제2 파지 부재 내에 제공된 제2 고주파 전극 부분의 각각의 전극까지의 거리보다 더 짧은 수술 기구.

청구항 10

제9항에 있어서,

제1 파지 부재의 가압 부분은 제2 파지 부재 내에 제공된 초음파 진동 부분의 파지 표면을 향해 돌출하고,

제2 파지 부재 내에 제공된 초음파 진동 부분의 파지 표면은 제1 파지 부재의 돌출된 가압 부분을 수납하도록 만입되는 수술 기구.

청구항 11

제1항에 있어서,

제2 파지 부재 내에 제공된 초음파 진동 부분의 파지 표면과, 초음파 진동 부분의 파지 표면에 대향하는, 제1 파지 부재 내에 제공된 가압 부분의 일 부분은 제1 파지 부재 및 제2 파지 부재가 서로에 대해 개방 및 폐쇄되는 방향으로 서로 대면하고,

제1 파지 부재 내에 제공된 제1 고주파 전극 부분의 전극과, 제2 파지 부재 내에 제공된 제2 고주파 전극 부분의 전극은 제1 및 제2 파지 부재의 개폐 방향으로 서로 대향하고,

제2 파지 부재 내에 제공된 초음파 진동 부분의 파지 표면은 개폐 방향에 대해 수직이며 제2 파지 부재의 종방향 중심선을 따른 방향으로 파형인 수술 기구.

청구항 12

제1항에 있어서,

제2 파지 부재 내에 제공된 초음파 진동 부분의 파지 표면과, 초음파 진동 부분의 파지 표면에 대향하는, 제1 파지 부재 내에 제공된 가압 부분의 일 부분은 제1 파지 부재 및 제2 파지 부재가 서로에 대해 개방 및 폐쇄되는 방향으로 서로 대면하고,

제1 파지 부재 내에 제공된 제1 고주파 전극 부분의 전극과, 제2 파지 부재 내에 제공된 제2 고주파 전극 부분의 전극은 제1 및 제2 파지 부재의 개폐 방향으로 서로 대향하고,

제1 파지 부재는 제1 고주파 전극 부분의 전극의 외측면 내의 한 쌍의 추가의 대향 부분을 포함하고, 제2 파지 부재는 제2 고주파 전극 부분의 전극의 외측면 내의 한 쌍의 추가의 대향 부분을 포함하고, 제1 파지 부재의 추가의 대향 부분과 제2 파지 부재의 추가의 대향 부분은 제1 및 제2 파지 부재의 개폐 방향으로 서로 대향하고,

제1 파지 부재의 추가의 대향 부분들 각각은 추가의 대향 부분 각각이 개폐 방향에 대해 수직이며 제2 파지 부재의 종방향 중심선에 대해 수직인 방향으로, 제2 파지 부재 내에 제공된 초음파 진동 부분의 파지 표면에 대향하는 가압 부분의 일 부분으로부터 멀어져서, 개폐 방향으로 가압 부분의 대향 부분에 접근하도록, 경사지고,

제2 파지 부재의 추가의 대향 부분들 각각은 추가의 대향 부분들 각각이 개폐 방향에 대해 수직이며 제2 파지 부재의 종방향 중심선에 대해 수직인 방향으로, 초음파 진동 부분의 파지 표면으로부터 멀어져서, 개폐 방향으로 파지 표면에 접근하도록, 경사지는 수술 기구.

청구항 13

제1항에 있어서,

제2 파지 부재 내에 제공된 초음파 진동 부분의 파지 표면과, 초음파 진동 부분의 파지 표면에 대향하는, 제1 파지 부재 내에 제공된 가압 부분의 일 부분은 제1 파지 부재 및 제2 파지 부재가 서로에 대해 개방 및 폐쇄되는 방향으로 서로 대면하고,

제1 파지 부재 내에 제공된 제1 고주파 진동 부분의 전극과, 제2 파지 부재 내에 제공된 제2 고주파 전극 부분의 전극은 제1 및 제2 파지 부재의 개폐 방향에 대해 경사지고,

제2 파지 부재 내에 제공된 초음파 진동 부분의 파지 표면은 제2 파지 부재의 종방향 중심선을 가로지르는 단면 내에서 만곡되고,

초음파 진동 부분의 파지 표면에 대향하는, 제1 파지 부재 내에 제공된 가압 부분의 일 부분은 초음파 진동 부분의 파지 표면의 단면의 곡률을 따르도록, 제2 파지 부재의 종방향 중심선을 가로지르는 단면 내에서 만곡되는 수술 기구.

청구항 14

제1항 내지 제13항 중 어느 한 항에 있어서,

초음파 진동 부분은 제2 파지 부재를 구성하는 수술 기구.

청구항 15

수술 기구이며,

서로에 대해 개방 및 폐쇄되는 제1 파지 부재 및 제2 파지 부재와, 제2 파지 부재 내에 제공되고, 초음파 트랜스듀서에 연결되어 초음파 진동을 발생시키고, 제1 파지 부재와 제2 파지 부재 사이에 파지된 생체 조직과 접촉하는 파지 표면을 갖는 초음파 진동 부분과, 제1 파지 부재 내에 제공된 제1 고주파 전극 부분과, 제1 고주파 전극 부분과 독립적으로 제1 파지 부재 내에 제공된 제2 고주파 전극 부분을 포함하고, 수술 기구는 제1 파지 부재와 제2 파지 부재에 의해 파지된 생체 조직을 초음파 진동 부분의 파지 표면으로부터의 초음파 진동에 의해 절단할 수 있고, 아울러 생체 조직의 절단 부분을 제1 고주파 전극 부분과 제2 고주파 전극 부분 사이의 고주파 전류에 의해 응고시킬 수 있고,

가압 부분이 또한 제1 파지 부재 내에 제공되고, 가압 부분은 제1 파지 부재와 제2 파지 부재 사이에 파지된 생체 조직과 접촉하고, 초음파 진동 부분의 파지 표면과 협동하여 생체 조직을 가압하고,

제1 고주파 전극 부분은 제1 파지 부재 내의 가압 부분의 일 측면 내에 배열된 적어도 하나의 전극을 포함하고,

제2 고주파 전극 부분은 제1 파지 부재 내의 가압 부분의 타 측면 내에 배열된 적어도 하나의 전극을 포함하고,

제1 고주파 전극 부분의 적어도 하나의 전극과 제2 고주파 전극 부분의 적어도 하나의 전극은 생체 조직이 제1 파지 부재의 가압 부분 및 초음파 진동 부분의 파지 표면에 의해 가압될 때, 가압 부분의 양 측면 내에서 서로 협동하여, 제1 파지 부재와 제2 파지 부재 사이에 파지된 생체 조직을 가압하는 수술 기구.

청구항 16

제15항에 있어서,

초음파 진동 부분의 파지 표면과, 제1 파지 부재의 제1 및 제2 고주파 전극 부분에 대응하는 제2 파지 부재의 부분들은 제2 파지 부재의 종방향 중심선을 가로지르는 단면 내에서 연속적으로 만곡된 표면을 구성하고,

초음파 진동 부분의 파지 표면에 대응하는 가압 부분의 일 부분과, 제1 및 제2 고주파 전극 부분들은 제2 파지 부재의 종방향 중심선을 가로지르는 단면 내에서 연속적으로 만곡된 표면을 구성하고, 가압 부분의 일 부분과 제1 및 제2 고주파 전극 부분들의 단면 내에서 연속적으로 만곡되는 부분은 초음파 진동 부분의 파지 표면 및 제2 파지 부재의 부분들의 단면 내에서 연속적으로 만곡된 표면을 따르는 수술 기구.

청구항 17

제15항에 있어서,

제2 파지 부재의 종방향 중심선으로부터 제2 파지 부재 내에 제공된 초음파 진동 부분의 파지 표면까지의 거리와, 제2 파지 부재의 종방향 중심선으로부터 제1 파지 부재의 제1 및 제2 고주파 전극 부분들에 대응하는 제2 파지 부재의 각각의 부분들까지의 거리는 서로 다른 수술 기구.

청구항 18

제17항에 있어서,

제2 파지 부재 내에 제공된 초음파 진동 부분의 파지 표면과, 제1 파지 부재의 제1 및 제2 고주파 전극 부분들에 대응하는 제2 파지 부재의 부분들은 제2 파지 부재의 종방향 중심선을 가로지르는 단면 내에서 2개의 경사 표면을 구성하고, 2개의 경사 표면은 제1 및 제2 파지 부재의 개폐 방향을 따른 일 방향으로 파지 표면의 중심으로부터 경사지고,

제1 파지 부재 내에 제공된 가압 부분과, 제1 파지 부재의 제1 및 제2 고주파 전극 부분들은 가압 부분의 중심의 양 측면 내에서 경사지고, 중심은 2개의 경사 표면을 따르도록 파지 표면의 중심에 대응하는 수술 기구.

청구항 19

제18항에 있어서,

제2 파지 부재의 종방향 중심선으로부터 제2 파지 부재 내에 제공된 초음파 진동 부분의 파지 표면까지의 거리는 제2 파지 부재의 종방향 중심선으로부터 제1 파지 부재의 제1 및 제2 고주파 전극 부분들에 대응하는 제2 파지 부재의 각각의 부분들까지의 거리보다 더 긴 수술 기구.

청구항 20

제19항에 있어서,

제1 파지 부재 내에 제공된 가압 부분과, 제1 파지 부재의 제1 및 제2 고주파 전극 부분들은 파지 표면의 중심에 대응하는 가압 부분의 중심에서 둘로 분할되는 수술 기구.

명 세 서

발명의 상세한 설명

기 술 분 야

<1> 본 발명은 생체 조직을 파지하여, 초음파 진동 및 고주파 전류에 의해 조직을 응고시켜서 절단하는 수술 기구에 관한 것이다.

배 경 기 술

<2> 초음파 진동을 사용하는 초음파 기구 및 고주파 전류를 사용하는 고주파 기구가 각각 수술 기구로서 공지되어 있다. 초음파 기구는 초음파 진동으로 조직을 가열함으로써 생체 조직을 응고시켜서 절단할 수 있다. 고주파 기구는 생체 조직에 전류가 흐르는 전극을 접촉시킴으로써 생체 조직을 응고시켜서 절단할 수 있다.

<3> 초음파 진동 및 고주파 전류 모두를 사용함으로써 생체 조직을 처치할 수 있는 수술 기구가 일본 특허 출원 공개 제2003-79633호, 제2004-12987호, 및 제2004-216180호에 의해 공지되어 있다. 각각의 이러한 수술 기구에서, 조작 영역 내에 제공된 초음파 트랜스듀서에 의해 발생되는 초음파 진동이 초음파 진동 전달 부재를 통해 초음파 프로브의 말단 단부로 전달되고, 조오(jaw)가 초음파 프로브 상에 제공되어, 프로브를 개방 및 폐쇄할 수 있다. 조오 및 프로브는 그들 사이에 생체 조직을 파지할 수 있다. 그리고, 외부에 제공된 고주파 전원으로부터 초음파 프로브로 고주파 전류를 공급함으로써, 초음파 프로브와 조오 사이에 파지된 조직은 고주파 전류에 의해 응고되어 절단될 수 있다.

<4> 일본 특허 출원 공개 제2003-79633호에 설명된 수술 기구는 초음파 진동을 발생시키기 위한 둥근 막대형 혼과, 원호형 단면 및 전극을 가지며, 혼 상에 제공되어 그에 대해 개방 및 폐쇄되는 개폐 커버를 갖는다. 생체 조직이 혼과 커버에 의해 파지되어, 혼으로부터의 초음파 진동 및 커버의 전극으로부터의 고주파 전류에 의해 응고되어 절단된다. 그러나, 이러한 종래의 수술 기구에서, 생체 조직이 둥근 막대형 혼과 원호형 단면의 개폐 커버에 의해 파지되기 때문에, 생체 조직이 강한 힘에 의해 파지(압축)될 수 없는 문제점이 있다.

<5> 일본 특허 출원 공개 제2004-129870호 및 제2004-216180호 각각에 설명된 수술 기구는 초음파 진동을 발생시키기 위한 둥근 막대형 혼과, 전극을 가지며, 혼 상에 제공되어 그에 대해 개방 및 폐쇄되는 파지 부재를 갖는다. 생체 조직이 혼과 파지 부재에 의해 파지되어, 혼으로부터의 초음파 진동 및 파지 부재의 전극으로부터의 고주파 전류에 의해 응고되어 절단된다. 그러나, 이러한 종래의 수술 기구에서도, 생체 조직이 둥근 막대형 혼과 파지 부재에 의해 파지되기 때문에, 생체 조직이 강한 힘에 의해 파지(압축)될 수 없는 문제점이 있다.

발명의 내용

해결 하고자하는 과제

<6> 본 발명은 위에서 설명된 상황으로부터 도출되었고, 본 발명의 목적은 원하는 생체 조직을 강한 힘에 의해 확실하게 파지하면서 원하는 생체 조직을 초음파 진동 및 고주파 전류에 의해 응고시켜서 절단할 수 있어서, 원하는 생체 조직의 절단 부분이 확실하고 강하게 봉합될 수 있으며, 응고, 절단, 및 봉합을 위해 원하는 생체 조직을

파지하는데 필요한 시간이 단축될 수 있는, 수술 기구를 제공하는 것이다.

과제 해결수단

<7> 본 발명의 위에서 설명된 목적을 달성하기 위해, 본 발명의 일 태양에 따른 수술 기구는 서로에 대해 개방 및 폐쇄되는 제1 파지 부재 및 제2 파지 부재와, 제2 파지 부재 내에 제공되고, 초음파 트랜스듀서에 연결되어 초음파 진동을 발생시키고, 제1 파지 부재와 제2 파지 부재 사이에 파지된 생체 조직과 접촉하는 파지 표면을 갖는 초음파 진동 부분과, 제1 파지 부재 내에 제공된 제1 고주파 전극 부분과, 제1 고주파 전극 부분과 독립적으로 제2 파지 부재 내에 제공된 제2 고주파 전극 부분을 포함하고, 수술 기구는 제1 파지 부재와 제2 파지 부재 사이에 파지된 생체 조직을 초음파 진동 부분의 파지 표면으로부터의 초음파 진동에 의해 절단할 수 있고, 아울러 생체 조직의 절단 부분을 제1 고주파 전극 부분과 제2 고주파 전극 부분 사이의 고주파 전류에 의해 응고시킬 수 있다. 그리고, 수술 기구에서, 가압 부분이 또한 제1 파지 부재 내에 제공되고, 가압 부분은 제1 파지 부재와 제2 파지 부재 사이에 파지된 생체 조직과 접촉하고, 초음파 진동 부분의 파지 표면과 협동하여 생체 조직을 가압하고, 제1 고주파 전극 부분은 제1 파지 부재 내의 가압 부분의 양 측면 내에 배열된 적어도 한 쌍의 전극을 포함하고, 제2 고주파 전극 부분은 제1 고주파 전극 부분의 전극에 대향하여 제2 파지 부재 내의 가압 부분의 양 측면 내에 배열된 적어도 한 쌍의 전극을 포함하고, 제1 고주파 전극 부분의 전극과 제2 고주파 전극 부분의 전극은 생체 조직이 제1 파지 부재의 가압 부분 및 초음파 진동 부분의 파지 표면에 의해 가압될 때, 가압 부분의 양 측면 내에서 서로 협동하여, 제1 파지 부재와 제2 파지 부재 사이에 파지된 생체 조직을 가압한다.

<8> 본 발명의 위에서 설명된 목적을 달성하기 위해, 본 발명의 다른 태양에 따른 수술 기구는 서로에 대해 개방 및 폐쇄되는 제1 파지 부재 및 제2 파지 부재와, 제2 파지 부재 내에 제공되고, 초음파 트랜스듀서에 연결되어 초음파 진동을 발생시키고, 제1 파지 부재와 제2 파지 부재 사이에 파지된 생체 조직과 접촉하는 파지 표면을 갖는 초음파 진동 부분과, 제1 파지 부재 내에 제공된 제1 고주파 전극 부분과, 제1 고주파 전극 부분과 독립적으로 제1 파지 부재 내에 제공된 제2 고주파 전극 부분을 포함하고, 수술 기구는 제1 파지 부재와 제2 파지 부재에 의해 파지된 생체 조직을 초음파 진동 부분의 파지 표면으로부터의 초음파 진동에 의해 절단할 수 있고, 아울러 생체 조직의 절단 부분을 제1 고주파 전극 부분과 제2 고주파 전극 부분 사이의 고주파 전류에 의해 응고시킬 수 있다. 그리고, 수술 기구에서, 가압 부분이 또한 제1 파지 부재 내에 제공되고, 가압 부분은 제1 파지 부재와 제2 파지 부재 사이에 파지된 생체 조직과 접촉하고, 초음파 진동 부분의 파지 표면과 협동하여 생체 조직을 가압하고, 제1 고주파 전극 부분은 제1 파지 부재 내의 가압 부분의 일 측면 내에 배열된 적어도 하나의 전극을 포함하고, 제2 고주파 전극 부분은 제1 파지 부재 내의 가압 부분의 타 측면 내에 배열된 적어도 하나의 전극을 포함하고, 제1 고주파 전극 부분의 적어도 하나의 전극과 제2 고주파 전극 부분의 적어도 하나의 전극은 생체 조직이 제1 파지 부재의 가압 부분 및 초음파 진동 부분의 파지 표면에 의해 가압될 때, 가압 부분의 양 측면 내에서 서로 협동하여, 제1 파지 부재와 제2 파지 부재 사이에 파지된 생체 조직을 가압한다.

효 과

<9> 위에서 설명된 바와 같이 포함하는 것을 특징으로 하는, 본 발명의 일 태양에 따른 수술 기구, 및 위에서 설명된 바와 같이 포함하는 것을 특징으로 하는, 본 발명의 다른 태양에 따른 수술 기구는 각각 원하는 생체 조직을 강한 힘에 의해 확실하게 파지하면서 원하는 생체 조직을 초음파 진동 및 고주파 전류에 의해 응고시켜서 절단할 수 있어서, 원하는 생체 조직의 절단 부분이 확실하고 강하게 봉합될 수 있으며, 응고, 절단, 및 봉합을 위해 원하는 생체 조직을 파지하는데 필요한 시간이 단축될 수 있다.

발명의 실시를 위한 구체적인 내용

<10> 본 발명의 장점은 다음의 설명에서 설명될 것이며, 설명으로부터 부분적으로 명백해거나, 본 발명의 실시에 의해 학습될 수 있다. 본 발명의 장점은 이하에서 구체적으로 지시되는 기구 및 조합에 의해 실현되고 얻어질 수 있다.

<11> 명세서 내에 포함되어 그의 일부를 구성하는 첨부된 도면은 본 발명의 실시예를 예시하고, 위에서 주어진 일반적인 설명 및 아래에서 주어지는 실시예의 상세한 설명과 함께, 본 발명의 원리를 설명하도록 역할한다.

<12> 먼저, 본 발명의 제1 실시예에 따른 수술 기구가 도1 내지 도8을 참조하여 설명될 것이다.

<13> 도1에 도시된 바와 같이, 수술 기구(10)는 조작 영역(11), 삽입 영역(11)에 부착 및 탈착 가능한 삽입 영역(12), 조작 영역(11)의 기부 단부로부터 삽입 영역(12) 내로 탈착 가능하게 삽입되는 트랜스듀서 유닛(13)을 갖

는다.

<14> 조작 영역(11)은 원통형 케이싱(14a)을 갖는 조작 영역 본체(14)를 갖는다. 조작 영역 본체(14)의 기부 단부는 트랜스듀서 유닛(13)이 연결되는 트랜스듀서 유닛 커넥터(15)를 구비한다. 고정 핸들(16)이 조작 영역 본체(14)의 케이싱(14a)의 외측 원주부 표면에 일체로 제공된다.

<15> 가동 핸들(18)이 피벗(17)에 의해 조작 영역 본체(14)의 케이싱(14a)에 제공된다. 손가락 삽입 구멍(16a)이 고정 핸들(16) 내에 형성되고, 시술자의 한 손의 엄지 손가락을 제외한 손가락들이 손가락 삽입 구멍(16a) 내로 선택적으로 삽입될 수 있다. 엄지 손가락 삽입 구멍(18a)이 가동 핸들(18) 내에 형성되고, 시술자의 동일한 손의 엄지 손가락이 엄지 손가락 삽입 구멍(18a) 내로 삽입될 수 있다. 조작 영역 본체(14)의 케이싱(14a)은 제1 전극 핀(19) 및 제2 전극 핀(20)을 더 구비하고, 이들은 모두 본체로부터 돌출하여 (도시되지 않은) 고주파 전원 장치에 연결될 수 있다.

<16> 삽입 영역(12)의 삽입 외피(22)가 조작 영역 본체(14)의 케이싱(14a)의 말단 단부에 탈착 가능하게 연결된다. 삽입 외피(22)는 전기 전도성 재료로 만들어져서 외측 표면이 절연 층(22b)에 의해 덮인 튜브형 부재와, 튜브형 부재의 말단 단부에 제공된 유지 부재(22a)를 포함한다. 유지 부재(22a)는 수술 처치 영역(23)을 유지한다. 수술 처치 영역(23)은 삽입 외피(22)의 종방향 중심선을 가로지른 방향으로 회전식으로 이동 가능하도록 피벗 핀(24)에 의해 피벗식으로 지지되는 제1 파지 부재(25)를 포함한다.

<17> 트랜스듀서 유닛(13)은 조작 영역 본체(14)의 트랜스듀서 유닛 연결부(15)에 탈착 가능하게 연결될 수 있는 트랜스듀서 케이싱(26)을 포함한다. 초음파 진동을 발생시키기 위한 트랜스듀서가 트랜스듀서 케이싱(26) 내에 수용된다. 유닛 커넥터(27)가 트랜스듀서 케이싱(26)의 말단 단부에 제공된다. 링 부재의 일 부분을 절단함으로써 형성된 C-형 맞물림 링(28)이 유닛 커넥터(27) 상에 끼워진다. 트랜스듀서 유닛(13)은 초음파 진동 전달 부재로서 프로브(29)를 더 포함한다. 유닛 커넥터(27)에 탈착 가능하게 연결되는 고정 나사(30)가 프로브(29)의 기부 단부에 제공된다. 프로브(29)의 말단 단부는 초음파 진동 부분(31)으로서 구성된다. 초음파 진동을 발생시키기 위한 전기 케이블(32)이 트랜스듀서 케이싱(26)의 기부 단부로부터 연장된다.

<18> 트랜스듀서 유닛(13)의 트랜스듀서 케이싱(26)이 조작 영역 본체(14)의 트랜스듀서 유닛 커넥터(15) 내로 끼워질 때, 트랜스듀서 유닛(13)의 프로브(29)는 삽입 외피(22)의 튜브형 부재 내로 삽입되고, 프로프(29)의 말단 단부에서의 초음파 진동 부분(31)은 삽입 외피(22)의 유지 부재(22a)로부터 전방으로 돌출된다. 삽입 외피(22)의 유지 부재(22a)로부터 전방으로 돌출된 프로브(29)의 말단 단부에서의 초음파 진동 부분(31)은 제1 파지 부재(25)와 협동하여 수술 처치 영역(23)을 형성한다.

<19> 다음으로, 조작 영역(11)의 내부 구조가 도2 내지 도4를 참조하여 설명될 것이다. 도2는 도1의 수술 기구(10)의 조작 영역(11)의 종단면도이다. 도3은 도2의 조작 영역(11)의 말단 단부의 확대된 단면도이다. 그리고, 도4는 도2의 선 Ⅳ-Ⅳ를 따른 횡단면도이다.

<20> 도2에 도시된 바와 같이, 조작 영역 본체(14)의 케이싱(14a)은 합성 수지와 같은 절연 재료로 만들어지고, 제2 전극 핀(20)이 장착되는 제2 전극 장착 부분(33)을 구비한다. 제2 전극 핀(20)은 중간 부분, 돌출 부분, 및 내부 연결 부분(20b)을 포함한다. 중간 부분은 절연 커버(34)에 의해 덮인다. 돌출 부분은 제2 전극 장착 부분(33)으로부터 돌출하고, (도시되지 않은) 플러그가 연결되는 외부 커넥터(20a)로서 구성된다. 그리고, 내부 연결 부분(20b)은 제2 전극 장착 부분(33) 내에 묻혀서, 케이싱(14a)의 내부 링형 연결 단자(35)에 전기적으로 연결된다.

<21> 암나사(36)가 케이싱(14a)의 내측 표면의 기부 단부에 제공되고, 연결 단자(35) 및 고정 링(37)이 암나사(36)에 고정된다. 전기 전도성 실린더(38)가 케이싱(14a)의 내측 공간 내에 제공되어, 전도성 실린더(38)는 링형 연결 단자(35)로 둘러싸여서 그에 대해 동축이고, 전도성 실린더(38)는 단자(35)에 전기적으로 연결된다. 링형 프로브 유지 부재(39)가 전도성 실린더(38)의 내측 단부에 제공되고, 프로브 유지 부재(39)는 전기 전도성 실리콘 고무와 같은 전기 전도성이며 탄성인 재료로 만들어진다. 트랜스듀서 유닛(13)의 프로브(29)가 삽입 외피(22)의 튜브형 부재 내로 삽입되고, 트랜스듀서 유닛(13)의 트랜스듀서 케이싱(26)이 조작 영역 본체(14)의 트랜스듀서 유닛 커넥터(15) 내로 끼워질 때, 프로브 유지 부재(39)는 프로브(29)와 밀접하게 접촉하여, 프로브(29)를 제2 전극 핀(20)과 전기적으로 연결시킨다.

<22> 전기 절연 재료로 만들어진 원통형 슬라이더 장착 부재(40)가 전도성 실린더(38)의 외측 표면 상에 제공된다.

<23> 도3에 도시된 바와 같이, 연결 실린더(41)가 연결 핀(42)에 의해 슬라이더 장착 부재(40)의 내측 단부에 탈착 가능하게 연결되고, 프로브(29)가 삽입되는 주 채널 튜브(42a)가 연결 실린더(41)의 내측 단부에 연결된다. 주

채널 튜브(42a)는 삽입 외피(22)의 튜브형 부재 내로 삽입된다. 원통형 전기 전도성 부재(43)가 튜브형 부재의 기부 단부에 제공된다. 전도성 부재(43)는 전기 전도성 고무(170)를 통해 원통형 전기 전도성 연장 부분(44)에 전기적으로 연결되고, 연장 부분(44)은 슬라이더 장착 부재(40)의 외측 원주부 표면을 덮는다.

<24> 조작 영역 본체(14)의 케이싱(14a)으로부터 돌출하는 제1 전극 핀(19)은 중간 부분(19a), 외부 연결 부분(19b), 및 기부 단부를 포함한다. 중간 부분(19a)은 전기 절연 커버(45)에 의해 덮인다. 외부 커넥터(19b)는 케이싱(14a)으로부터 외측으로 돌출하여, (도시되지 않은) 플러그에 연결된다. 그리고, 기부 단부는 케이싱(14a) 내에 묻히는 내부 연결 핀(46)을 갖는다.

<25> 도4에 도시된 바와 같이, 판 스프링을 실질적으로 C-형상으로 굽힘으로써 형성된 접촉 플레이트(47)의 중간점이 내부 연결 핀(46)에 고정된다. 접촉부(47a)가 접촉 플레이트(47)의 양 단부 상에 제공되고, 접촉부(47a)는 전도성 연장 부분(44)의 외측 원주부 표면 상의 2개의 직경방향으로 분리된 부분과 탄성적으로 접촉한다. 즉, 제1 전극 핀(19)은 접촉 플레이트(47)를 통해 전도성 부재(43)의 전도성 연장 부분(44)에 전기적으로 연결되고, 아울러 전도성 부재(43)로부터 삽입 외피(22)로 전기적으로 연결된다.

<26> 도2 및 도3에 도시된 바와 같이, 슬라이더(48)가 조작 영역 본체(14)의 케이싱(14a)의 내측 공간 내에 제공된 슬라이더 장착 부재(40)의 외측 원주부 표면 상에 제공되고, 슬라이더(48)는 슬라이더 장착 부재(40)의 종방향으로 활주 가능하다. 슬라이더(48)는 스프링(49)에 의해 조작 영역 본체(14)의 케이싱(14a)의 내측 공간의 기부 단부를 향해 압박된다. 연결 핀(50)이 피벗(17)에 의해 조작 영역 본체(14)의 케이싱(14a)에 피벗식으로 연결된 가동 핸들(18)에 슬라이더(48)를 연결시킨다. 가동 핸들(18)을 회전식으로 이동시킴으로써, 슬라이더 장착 부재(40)는 연결 핀(50) 및 슬라이더(48)를 통해, 전도성 실린더(38)의 외측 표면 상에서 전후로 이동된다. 이러한 이동은 연결 실린더(41)를 통해, 삽입 외피(22)의 튜브형 부재 내에 삽입된 구동 로드(51)로 전달된다. 즉, 가동 핸들(18)을 화살표(F)에 의해 표시된 방향으로 이동시킴으로써, 구동 로드(51)는 삽입 외피(22)의 튜브형 부재 내에서 전방으로 이동된다.

<27> 다음으로, 수술 처치 영역(23)이 도5a 내지 도7을 참조하여 설명될 것이다. 도5a는 도1의 수술 기구의 수술 처치 영역의 평면도이다. 도5b는 도5a의 수술 처치 영역의 종단면도이다. 도6a는 도5b의 선 VIA-VIA를 따른 횡단면도이다. 도6b는 도5b의 선 VIB-VIB를 따른 횡단면도이다. 도6c는 도5b의 선 VIC-VIC를 따른 횡단면도이다. 그리고, 도7은 도6c의 제1 파지 부재가 제2 파지 부재와 조합된 상태를 도시하는 횡단면도이다.

<28> 피벗 핀(24)에 의해 삽입 외피(22)의 튜브형 부재의 말단 단부에 제공된 유지 부재(22a)에 피벗식으로 고정된 제1 파지 부재(25)는 도5a에 도시된 바와 같은 평면도에서 삽입 외피(22)의 축의 중심으로부터 약간 좌측으로 만곡되어, 생체 조직을 쉽게 파지한다. 제1 파지 부재(25)는 유지 부재(22a)에 의해 피벗식으로 지지되는 파지 부재 본체(25a)와, 파지 부재 본체(25a)의 말단 단부측 내에 위치된 초음파 수술 처치 영역 부재(25b)를 포함한다. 연결 핀(53)이 파지 부재 본체(25a)의 기부 단부에 제공되고, 삽입 외피(22)의 튜브형 부재 내의 구동 로드(51)의 말단 단부는 연결 핀(53)에 연결된다.

<29> 파지 부재 본체(25a)의 말단 단부는 양분된다. 초음파 수술 처치 영역 부재(25b)는 양분된 말단 단부 내로 삽입되어 고정된 나사 부분(54a)을 갖는 피벗 핀(54)에 의해 파지 부재 본체(25a)의 양분된 말단 단부의 절결부(51a) 내에서 피벗식으로 지지되고, 초음파 수술 처치 영역 부재(25b)는 삽입 외피(22)의 중심을 가로지른 방향으로 회전한다. 그러므로, 초음파 수술 처치 영역 부재(25b)는 제1 파지 부재(25)와 동일한 방향으로 회전식으로 이동 가능하다.

<30> 초음파 수술 처치 영역 부재(25b)는 가압 부분을 형성하는 패드 부재(55)와, 패드 부재(55)의 양 측면 상에 대칭으로 제공된 한 쌍의 제1 전극(56)을 포함한다. 패드 부재(55)는 PTFE(폴리테트라플루오로에틸렌)와 같은 저마찰 재료로 만들어지고, 정사각형 홈(57)이 그의 표면 내에 형성되어, 생체 조직을 파지하는데 사용된다. 실질적으로 톱니형인 치형부(58)의 열이 각각의 제1 전극(56)의 표면 상에 형성되어, 생체 조직을 파지하는데 사용된다. 치형부(58)의 열은 각각의 제1 전극(56)의 표면이 생체 조직을 미끄러지지 않고 파지하게 한다. 치형부(58)의 열은 패드 부재(55)의 파지 표면을 가로지른 방향으로 패드 부재(55)의 파지 표면으로부터 더 외측으로 돌출한다.

<31> 위에서 설명된 바와 같이 구성된 제1 파지 부재(25)는 트랜스듀서 유닛(13)의 프로브(29)가 삽입 외피(22) 내로 삽입될 때, 유지 부재(22a)로부터 전방으로 돌출된 프로브(29)의 말단 단부에서의 초음파 진동 부분(31)과 대면한다. 초음파 진동 부분(31)은 생체 조직을 파지하기 위해 제1 파지 부재(25)와 협동하는 제2 파지 부재(59)를 구성한다. 제2 파지 부재(59)는 프로브(29)의 말단 단부에서 종래에 원형 단면을 갖는 초음파 진동 부분(31)을

단조, 절삭 등과 같은 공지된 가공에 의해 비원형 단면(대체로, 역전된 T-형상)으로 가공함으로써 제공된다. 구체적으로, 제1 파지 부재(25)의 초음파 수술 처치 영역 부재(25b)의 패드 부재(55)의 정사각형 홈(57)에 대향한 파지 표면(61)과, 초음파 수술 처치 영역 부재(25b)의 한 쌍의 제1 전극(56)의 치형부(58)의 열에 대향한 한 쌍의 제2 전극(62)이 제1 파지 부재(25)에 대향한 제2 파지 부재(59)의 표면 상에 제공된다.

<32> 제2 파지 부재(59)에서, 한 쌍의 제2 전극(62)은 파지 표면(61)보다, 제1 파지 부재(25)의 초음파 수술 처치 영역 부재(25b)로부터 더 멀리 위치되어, 파지 표면(61)에 단차부를 만든다. 더욱이, 각각의 제2 전극(62)은 파지 표면(61)이 제1 파지 부재(25)의 초음파 수술 처치 영역 부재(25b)의 패드 부재(55)의 정사각형 홈(57)의 바닥 표면과 접촉할 때, 초음파 수술 처치 영역 부재(25b)의 각각의 제1 전극(56)의 각각의 치형부(58)의 열에 대해 갭("g")을 형성한다. 이러한 갭("g")은 제1 전극(56)과 제2 전극(62) 사이에서 단락 회로를 방지한다.

<33> 즉, 제1 파지 부재(25)가 그가 제2 파지 부재(59)에 접근하는 방향으로 피벗식으로 이동될 때 (파지 조작), 제2 파지 부재(59)의 파지 표면(61)은 제1 파지 부재(25)의 초음파 수술 처치 영역 부재(25b)의 패드 부재(55)의 정사각형 홈(57)의 바닥 표면과 접촉하지만, 각각의 제2 전극(56)은 초음파 수술 처치 영역 부재(25b)의 각각의 제1 전극(56)의 각각의 치형부(58)의 열에 가까워지지만, 그들 사이에 갭("g")을 두고 대면한다.

<34> 제1 파지 부재(25)가 삽입 외피(22) 내의 구동 로드(51)의 작동에 의해 제2 파지 부재(59)에 접근하는 방향으로 피벗 핀(24) 둘레에서 회전되고, 제2 파지 부재(59)와 협동하여 생체 조직을 파지하는 위치에 위치될 때, 제1 파지 부재(25)의 정사각형 홈(57)의 바닥 표면과 제2 파지 부재(59)의 파지 표면(61)은 서로 접촉하여 절단-결합 면을 형성하고, 한 쌍의 제1 전극(56)의 치형부(58)의 열과 한 쌍의 제2 전극(62)은 서로 대면하고 서로에 대해 평행하게 위치되어 한 쌍의 응고-결합 면을 형성한다.

<35> 절단-결합 면 및 한 쌍의 응고-결합 면이 제1 및 제2 파지 부재(25, 59)의 개폐 방향에 대해 수직인 방향으로 연장되므로, 제1 및 제2 파지 부재(25, 59)는 생체 조직에 강한 파지력을 제공할 수 있다.

<36> 더욱이, 절단-결합 면 및 한 쌍의 응고-결합 면이 제1 및 제2 파지 부재(25, 59)의 개폐 방향에 대해 수직인 방향으로 서로로부터 분리되도록 배열되므로, 프로브(29)의 말단 단부에서 초음파 진동 부분(31)에 의해 구성된 제2 파지 부재(59)는 상기 개폐 방향에 대해 수직인 방향으로 그의 양 측면 내에서 제1 파지 부재(25)로부터 돌출하지 않는다. 그러므로, 수술 처치 영역(23)은 체강 내의 좁은 부위 내로 쉽게 삽입될 수 있으며 그에 대한 처치를 수행할 수 있다.

<37> 다음으로, 위에서 설명된 바와 같은 수술 기구(10)의 조작이 설명될 것이다.

<38> 예를 들어, 환자의 복강 내의 혈관을 봉합할 목적으로 수술 기구를 작동시킬 때, 수술 기구(10)의 삽입 영역(12)은 환자의 복부 내에 형성된 개구 내로 삽입된 (도시되지 않은) 투관침을 통해 환자의 복강 내로 삽입된다. 그 다음, 삽입 영역(12)의 말단 단부에서의 수술 처치 영역(23)은 수술 처치가 수행될 혈관의 부위로 접근된다.

<39> 가동 핸들(18)이 고정 핸들(16)에 대해 도2의 화살표(F)에 의해 표시된 방향으로 이동되지 않을 때, 구동 로드(51)는 조작 영역(11)의 조작 영역 본체(14)의 케이싱(14a) 내의 스프링(49)의 압박력에 의해 삽입 외피(22)의 튜브형 부재 내에서 후퇴되고, 제1 파지 부재(25)는 제2 파지 부재(59)로부터 멀리 개방 위치에 위치될 수 있다.

<40> 수술 처치가 수행될 혈관의 부위를 제2 파지 부재(59)와 개방 위치에 위치된 제1 파지 부재(25) 사이에 위치시킨 후에, 가동 핸들(18)은 조작 영역(11)의 고정 핸들(16)에 대해 도2의 화살표(F)에 의해 표시된 방향으로 피벗식으로 이동된다. 이 때, 연결 실린더(41)를 통해 슬라이더 유지 부재(40)에 연결된 구동 로드(51)는 삽입 외피(22)의 튜브형 부재 내에서, 조작 영역(11)의 조작 영역 본체(14)의 케이싱(14a) 내의 스프링(49)의 압박력에 대항하여 전진될 수 있다. 전진된 구동 로드(51)는 제1 파지 부재(25)를 피벗 핀(24) 둘레에서 제2 파지 부재(59)를 향해 피벗식으로 이동시킨다.

<41> 결과적으로, 도8에 도시된 바와 같이, 수술 처치가 수행될 혈관 부위의 생체 조직(S)이 제1 및 제2 파지 부재(25, 59)들 사이에 파지된다. 즉, 조직(S)은 제2 파지 부재(59)의 파지 표면(61)과 제1 파지 부재(25)의 초음파 수술 처치 영역 부재(25b)의 패드 부재(55)의 정사각형 홈(57)의 바닥 표면 사이의 절단-결합 면 내에서 파지되고, 아울러 패드 부재(55)의 정사각형 홈(57)의 양 측면 상의 한 쌍의 제1 전극(56)과 제2 파지 부재(59)의 파지 표면(61)의 양 측면 상의 한 쌍의 전극(62) 사이의 응고-결합 면 내에서 파지된다. 이 때, 절단-결합 면 및 응고-결합 면이 각각 제1 및 제2 파지 부재(25, 59)의 파지 방향에 수직인 방향으로 연장되므로, 조직(S)은 강한 힘에 의해 파지될 수 있다. 또한, 한 쌍의 제1 전극(56) 상에 제공된 치형부(58)의 열은 조직(S)이 파지

부재로부터 미끄러져서 이탈하는 것을 방지한다.

<42> 트랜스듀서 유닛(13)의 트랜스듀서 케이싱(26) 내의 초음파 트랜스듀서가 이러한 상태에서 구동될 때, 초음파 트랜스듀서에 의해 발생되는 초음파 진동이 프로브(29)를 통해 프로브(29)의 말단 단부에서의 초음파 진동 부분(31)으로 전달되고, 초음파 진동 부분(31)에 의해 구성된 제2 파지 부재(59)가 초음파로 진동된다. 이러한 초음파 진동은 제2 파지 부재(59)의 파지 표면(61)과 제1 파지 부재(25)의 초음파 수술 처치 영역 부재(25b)의 패드 부재(55)의 정사각형 홈(57)의 바닥 표면 사이에 파지된 조직(S) 부위 내에 마찰열을 발생시키고, 조직(S)의 이러한 부위는 마찰열에 의해 응고되어 이후에 절단된다.

<43> 다음으로, 고주파 전류가 도시되지 않은 고주파 전원으로부터 조작 영역(11)의 제1 전극 핀(19)으로 인가된다. 고주파 전류는 조작 영역(11)의 조작 영역 본체(14)의 케이싱(14a) 내의 접촉 플레이트(47), 전도성 연장 부분(44), 전도성 고무(170), 및 전도성 부재(43)를 통해, 삽입 외피(22)의 튜브형 부재로 유도되고, 제1 파지 부재(25)의 초음파 수술 처치 영역 부재(25b)의 한 쌍의 제1 전극(56)에 도달한다. 고주파 전류는 계속해서 한 쌍의 제1 전극(56)으로부터 조직(S)을 통해 제2 파지 부재(59)의 한 쌍의 제2 전극(62)으로 유도되고, 제2 파지 부재를 형성하는 프로브(29)의 말단 단부에서의 초음파 진동 부분(31) 및 프로브(29)로부터, 조작 영역(11)의 조작 영역 본체(14)의 케이싱(14a) 내의 프로브 유지 부재(39), 전도성 실린더(38), 연결 단자(35), 및 제2 전극 핀(20)을 통해, 전술한 고주파 전원으로 복귀된다.

<44> 고주파 전류가 제1 파지 부재(25)의 초음파 수술 처치 영역 부재(25b)의 한 쌍의 제1 전극과 제2 파지 부재(59)의 한 쌍의 제2 전극(62) 사이에서 흐르는, 한 쌍의 조직(S) 부위가 응고된다.

<45> 제1 파지 부재(25)와 제2 파지 부재(59) 사이에 파지된 조직(S)은 제2 파지 부재(59)의 파지 표면(61)과 제1 파지 부재(25)의 초음파 수술 처치 영역 부재(25b)의 패드 부재(55)의 정사각형 홈(57)의 바닥 표면 사이에 파지된 부위에서 절단되고, 제2 파지 부재(59)의 한 쌍의 제2 전극(62)과 제1 파지 부재(25)의 초음파 수술 처치 영역 부재(25b)의 한 쌍의 제1 전극(56) 사이에 파지된 한 쌍의 조직(S) 부위는 응고된다.

<46> 조직(S)이 수술 처치되는 혈관의 부위이므로, 혈관의 전술한 부위는 제2 파지 부재(59)의 파지 표면(61)과 제1 파지 부재(25)의 초음파 수술 처치 영역 부재(25b)의 패드 부재(55)의 정사각형 홈(57)의 바닥 표면 사이에 파지된 부위에서 절단되고, 제2 파지 부재(59)의 한 쌍의 제2 전극(62)과 제1 파지 부재(25)의 초음파 수술 처치 영역 부재(25b)의 한 쌍의 제1 전극(56) 사이에 파지된 한 쌍의 부위에서 응고, 즉 봉합된다.

<47> 제1 파지 부재(25)가 제2 파지 부재(59)와 협동하여 조직(S)을 파지할 때, 제2 파지 부재(59)의 파지 표면(61)은 제1 파지 부재(25)의 초음파 수술 처치 영역 부재(25b)의 패드 부재(55)의 정사각형 홈(57)의 바닥 표면과 면접촉을 이루어 절단-결합 면을 형성하고, 초음파 수술 처치 영역 부재(25b)의 한 쌍의 제1 전극(56)의 치형부(58)의 열은 제2 파지 부재(59)의 한 쌍의 제2 전극(62)과 실질적으로 평행하게 대면하여 응고-결합 면을 형성하고, 이에 의해 조직(S)은 충분히 강한 힘에 의해 파지될 수 있다. 그러므로, 응고 및 절단 능력이 초음파 진동 및 고주파 전류를 모두 사용함으로써 증가될 수 있고, 수술 처치 영역(23) 내에서의 수술 처치 시간이 감소될 수 있다.

<48> 초음파 진동 및 고주파 전류가 동시에 사용될 수 있다. 초음파 진동은 양호하게는 절단이 응고에 우선할 때 사용될 수 있고, 고주파 전류는 양호하게는 응고가 절단에 우선할 때 사용될 수 있다.

<49> 다음으로, 본 발명의 제2 실시예에 따른 수술 기구가 도9a 및 도9b를 참조하여 설명될 것이다. 제2 실시예에서, 도1 내지 도8을 참조하여 위에서 설명된 제1 실시예와 동일한 구성요소는 동일한 도면 부호에 의해 표시될 것이고, 그의 상세한 설명은 생략될 것이다.

<50> 도9a는 본 발명의 제2 실시예에 따른 수술 기구의 수술 처치 영역의 종단면도이다. 도9b는 도9a의 선 IXB-IXB를 따른 횡단면도이다.

<51> 이러한 실시예에서, 제1 파지 부재(71)의 초음파 수술 처치 영역 부재(25b) 내의 패드 부재(72)의 양 측면 상의 한 쌍의 제1 전극(73)에서, 제2 파지 부재(75)의 한 쌍의 제2 전극(75)과 대면하는 한 쌍의 표면 영역 각각은 (예를 들어, 45° 로) 경사져서, 패드 부재(72)의 중심을 통과하며 제1 파지 부재(71)의 피벗 이동 방향을 따라 연장되는 선(CL)에 대해 경사 표면(73a)을 형성한다. 실질적으로 톱니형인 치형부(74)의 열이 각각의 제1 전극(73)의 경사 표면(73a)의 외측 단부에 형성되어, 생체 조직을 미끄러지지 않게 파지한다.

<52> 더욱이, 이러한 실시예에서, 제2 파지 부재(75)는 프로브(29)의 말단 단부에서 종래에 원형 단면을 갖는 초음파 진동 부분(31)을 단조, 절삭 등과 같은 공지된 가공에 의해 비원형 단면(실질적으로, 8각형 형태)으로 가공함으

로써 제공된다. 제1 파지 부재(71)에 대면하는 제2 파지 부재(75)의 표면은 제1 파지 부재(71)의 초음파 수술 처치 영역 부재(25b)의 패드 부재(72)에 대면하는 파지 표면(76)과, 초음파 수술 처치 영역 부재(25b)의 한 쌍의 제1 전극(73)의 경사 표면(73a)과 대면하며, 경사 표면(73a)과 유사하게 경사진 경사 표면(77a)을 갖는 한 쌍의 제2 전극(77)을 갖는다.

<53> 제2 파지 부재(75)의 파지 표면(76)이 제1 파지 부재(71)의 초음파 수술 처치 영역 부재(25b)의 패드 부재(72)의 대면 표면과 접촉할 때, 제2 파지 부재(75)의 한 쌍의 제2 전극(77)의 각각의 경사 표면(77a)은 제1 파지 부재(71)의 초음파 수술 처치 영역 부재(25b)의 한 쌍의 제1 전극(73)의 각각의 경사 표면(73a)과 그들 사이에 갭("g")을 두고 대면한다.

<54> 제1 파지 부재(71)가 제2 파지 부재(75)에 가까워지는 방향으로 피벗 핀(24) 둘레에서 피벗식으로 이동되어, 제2 파지 부재(75)와 협동하여 그들 사이에 생체 조직을 파지하는 위치에 위치될 때, 제1 파지 부재(71)의 패드 부재(72)는 제2 파지 부재(75)의 파지 표면(76)과 면접촉을 이루어 절단-결합 면을 형성하고, 한 쌍의 제1 전극(73)의 경사 표면(73a)은 한 쌍의 제2 전극(77)의 경사 표면(77a)과 실질적으로 평행하게 대면하여 한 쌍의 응고-결합 면을 형성한다.

<55> 절단-결합 면이 제1 및 제2 파지 부재(71, 75)의 개폐 방향에 대해 수직인 방향으로 연장되고, 각각의 응고-결합 면이 상기 개폐 방향에 대해 수직인 방향에 대해 (예를 들어, 45° 로) 경사지므로, 제1 및 제2 파지 부재(71, 75)는 생체 조직에 대한 강한 파지력을 제공할 수 있다.

<56> 더욱이, 절단-결합 면 및 한 쌍의 응고-결합 면이 제1 및 제2 파지 부재(71, 75)의 개폐 방향에 대해 수직인 방향으로 서로로부터 분리되도록 배열되므로, 프로브(29)의 말단 단부에서 초음파 진동 부분(31)에 의해 구성된 제2 파지 부재(75)는 상기 개폐 방향에 대해 수직인 방향으로 그의 양 측면 내에서 제1 파지 부재(71)로부터 돌출되지 않는다. 그러므로, 수술 처치 영역(23)은 복강의 좁은 부위 내로 쉽게 삽입되어 그를 처치할 수 있다.

<57> 다음으로, 본 발명의 제3 실시예에 따른 수술 기구가 도10a 및 도10b를 참조하여 설명될 것이다. 제3 실시예에서, 도1 내지 도8을 참조하여 위에서 설명된 제1 실시예와 동일한 구성요소는 동일한 도면 부호에 의해 표시될 것이고, 그의 상세한 설명은 생략될 것이다.

<58> 도10a는 본 발명의 제3 실시예에 따른 수술 기구의 수술 처치 영역의 종단면도이다. 도10b는 도10a의 선 XB-XB를 따른 횡단면도이다.

<59> 이러한 실시예에서, 제1 파지 부재(81)의 초음파 수술 처치 영역 부재(25b) 내의 패드 부재(82)의 양 측면 내의 한 쌍의 제1 전극(83)이 패드 부재(82)의 중심을 통과하며 제1 파지 부재(81)의 이동 방향을 따라 연장되는 선(CL)을 따라 평행하게 돌출된다. 실질적으로 톱니형인 치형부(84)의 열이 한 쌍의 제1 전극(83)의 각각의 돌출 단부 표면 상에 형성되어, 생체 조직을 미끄러지지 않게 파지한다.

<60> 더욱이, 이러한 실시예에서, 제2 파지 부재(88)는 프로브(29)의 말단 단부에서 종래에 원형 단면을 갖는 초음파 진동 부분(31)을 단조, 절삭 등과 같은 공지된 가공에 의해 비원형 단면(직사각형)으로 가공함으로써 제공된다. 제1 파지 부재(81)와 대면하는 제2 파지 부재(85)의 표면은 제1 파지 부재(81)의 초음파 수술 처치 영역 부재(25b)의 패드 부재(82)와 대면하는 파지 표면(86)과, 초음파 수술 처치 영역 부재(25b)의 한 쌍의 제1 전극(83)의 내부 표면과 대면하는 한 쌍의 제2 전극(87)을 갖는다.

<61> 제2 파지 부재(85)의 파지 표면(86)이 제1 파지 부재(81)의 초음파 수술 처치 영역 부재(25b)의 패드 부재(82)의 대면 표면과 접촉할 때, 제2 파지 부재(85)의 각각의 제2 전극(87)은 제1 파지 부재(81)의 초음파 수술 처치 영역 부재(25b)의 한 쌍의 제1 전극(83)의 각각의 내부 표면과 그들 사이에 갭("g")을 두고 대면한다.

<62> 제1 파지 부재(81)가 제2 파지 부재(85)에 가까워지는 방향으로 피벗 핀(24) 둘레에서 피벗식으로 이동되어, 제2 파지 부재(85)와 협동하여 생체 조직을 파지하는 위치에 위치될 때, 제1 파지 부재(81)의 패드 부재(82)는 제2 파지 부재(85)의 파지 표면(86)과 면접촉을 이루어 절단-결합 면을 형성하고, 한 쌍의 제1 전극(83)의 내부 표면은 한 쌍의 제2 전극(87)과 실질적으로 평행하게 대면하여 한 쌍의 응고-결합 면을 형성한다.

<63> 절단-결합 면이 제1 및 제2 파지 부재(81, 85)의 개폐 방향에 대해 수직인 방향으로 연장되고, 한 쌍의 응고-결합 면이 상기 개폐 방향에 대해 평행하게 연장되므로, 제1 및 제2 파지 부재(81, 85)는 생체 조직에 대한 강한 파지력을 제공할 수 있다.

<64> 더욱이, 절단-결합 면 및 한 쌍의 응고-결합 면이 제1 및 제2 파지 부재(81, 85)의 개폐 방향에 대해 수직인 방향으로 서로로부터 분리되므로, 프로브(29)의 말단 단부에서 초음파 진동 부분(31)에 의해 구성된 제2 파지 부

재(85)는 상기 개폐 방향에 대해 수직인 방향으로 그의 양 측면 내에서 제1 파지 부재(81)로부터 돌출하지 않는다. 그러므로, 수술 처치 영역(23)은 복강 내의 좁은 부위 내로 쉽게 삽입되어 그를 처치할 수 있다.

<65> 다음으로, 본 발명의 제4 실시예에 따른 수술 기구가 도11a 및 도11b를 참조하여 설명될 것이다. 제4 실시예에서, 도1 내지 도8을 참조하여 위에서 설명된 제1 실시예와 동일한 구성요소는 동일한 도면 부호에 의해 표시될 것이고, 그의 상세한 설명은 생략될 것이다.

<66> 도11a는 본 발명의 제4 실시예에 따른 수술 기구의 수술 처치 영역의 종단면도이다. 도11b는 도11a의 선 XIB-XIB를 따른 횡단면도이다.

<67> 이러한 실시예에서, 제2 파지 부재(88)만이 제1 실시예와 다르다. 제2 파지 부재(88)는 프로브(29)의 말단 단부에서 종래에 원형 단면을 갖는 초음파 진동 부분(31)을 단조, 절삭 등과 같은 공지된 가공에 의해 비원형 단면(실질적으로, 역전된 T-형상)으로 가공함으로써 제공된다. 도7 및 도8에 도시된 제1 실시예의 제2 파지 부재(59)의 단면 또한 역전된 T-형상이다. 그러나, 제4 실시예의 제2 파지 부재(88)의 단면은 제1 실시예의 제2 파지 부재(59)와 약간 다르다. 구체적으로, 제1 파지 부재(25)와 대면하는, 제2 파지 부재(88)의 측방향 연장 표면의 중간점으로부터 측방향을 가로지른 방향으로 돌출하여, 제1 파지 부재(25)의 초음파 수술 처치 부재(25b)의 패드 부재(55)의 정사각형 홈(57) 내로 삽입되는, 제4 실시예의 제2 파지 부재(88)의 일 부분이 그의 돌출 단부에서 예각을 갖는 삼각형 형상을 갖도록 형성된다.

<68> 제4 실시예의 제2 파지 부재(88)의 대면 표면의 단면에서, 위에서 설명된 삼각형 부분은 파지 표면(89)을 형성하고, 파지 표면(89)의 양 측면 내에서 측방향으로 연장되는 한 쌍의 부분은 제1 파지 부재(25)의 초음파 수술 처치 영역 부재(25b)의 한 쌍의 제1 전극(56) (치형부(58)의 열)과 대면하는 한 쌍의 편평한 제2 전극(90)을 형성한다.

<69> 제1 파지 부재(25)가 제2 파지 부재(88)에 가까워지는 방향으로 피벗 핀(24) 둘레에서 피벗식으로 이동되고, 파지부 본체(25a)의 접촉 부분(25c)이 삽입 외피(22)의 말단 단부에서의 유지 부재(22a)의 접촉 부분(22c)과 접촉할 때, 갭("h")이 제2 파지 부재(88)의 파지 표면(89)의 예리한 돌출 단부와 제1 파지 부재(25)의 초음파 수술 처치 영역 부재(25b)의 패드 부재(55)의 정사각형 홈(57)의 바닥 표면 사이에 형성되고, 갭("g")이 제2 파지 부재(88)의 각각의 제2 전극(90)과 제1 파지 부재(25)의 초음파 수술 처치 영역 부재(25b)의 각각의 제1 전극(56) (치형부(58)의 열) 사이에 형성된다.

<70> 제1 파지 부재(25)가 제2 파지 부재(88)에 가까워지는 방향으로 피벗 핀(24) 둘레에서 피벗식으로 이동되어, 제2 파지 부재(88)와 협동하여 생체 조직을 파지하는 위치에 위치될 때, 제2 파지 부재(88)의 파지 표면(89)의 예리한 단부는 제1 파지 부재(25)의 피벗 핀(24)의 중심선에 대해 수직인 방향으로 제1 파지 부재(25)의 패드 부재(55)의 정사각형 홈(57)의 바닥 표면으로 연장되어 절단-결합 선을 형성하고, 한 쌍의 제1 전극(56) 및 한 쌍의 제2 전극(90)은 서로에 대해 실질적으로 평행하게 대면하여 한 쌍의 응고-결합 면을 형성한다.

<71> 절단-결합 선이 제1 파지 부재(25)의 피벗 핀(24)의 중심선에 대해 수직인 방향으로 연장되고, 한 쌍의 응고-결합 면이 제1 및 제2 파지 부재(25, 88)의 개폐 방향에 대해 수직인 방향으로 연장되므로, 제1 및 제2 파지 부재(25, 88)는 생체 조직에 대한 강한 파지력을 제공할 수 있다.

<72> 더욱이, 절단-결합 선 및 한 쌍의 응고-결합 면이 제1 및 제2 파지 부재(25, 88)의 개폐 방향에 대해 수직인 방향으로 서로로부터 분리되므로, 프로브(29)의 말단 단부에서 초음파 진동 부분(31)에 의해 구성된 제2 파지 부재(88)는 상기 개폐 방향에 대해 수직인 방향으로 그의 양 측면 내에서 제1 파지 부재(25)로부터 돌출하지 않는다. 그러므로, 수술 처치 영역(23)은 복강 내의 좁은 부위 내로 쉽게 삽입되어 그를 처치할 수 있다.

<73> 이러한 실시예에서, 제2 파지 부재(88)의 파지 표면(89)의 예리한 단부가 제1 파지 부재(25)의 패드 부재(55)의 정사각형 홈(57)의 바닥 표면과 접촉하지 않으므로, 패드 부재(55)의 정사각형 홈(57)의 바닥 표면은 제2 파지 부재(88)의 파지 표면(89)에 의해 마모되지 않고, 이러한 실시예의 내구성이 증가한다.

<74> 제2 파지 부재(88)의 파지 표면(89)의 예리한 단부를 제1 파지 부재(25)의 패드 부재(55)의 정사각형 홈(57)의 바닥 표면과 접촉하게 함으로써 형성된 절단-결합 선은 제2 파지 부재(88)의 파지 표면(89)과 제1 파지 부재(25)의 패드 부재(55)의 정사각형 홈(57)의 바닥 표면 사이에 파지된 생체 조직에 대해 매우 집중된 파지력을 발생시킨다.

<75> 다음으로, 본 발명의 제5 실시예에 따른 수술 기구가 도12a 및 도12b를 참조하여 설명될 것이다. 제5 실시예에서, 도1 내지 도8을 참조하여 위에서 설명된 제1 실시예와 동일한 구성요소는 동일한 도면 부호에 의해 표시될

것이고, 그의 상세한 설명은 생략될 것이다.

<76> 도12a는 본 발명의 제5 실시예에 따른 수술 기구의 수술 처치 영역의 개략적인 사시도이다. 도12b는 생체 조직이 도12a의 수술 처치 영역의 제1 및 제2 파지 부재에 의해 파지된 상태를 도시하는 횡단면도이다.

<77> 이러한 실시예에서, 제1 파지 부재(91)는 편평 플레이트처럼 형성된다. 원호형 단면을 갖는 패드 부재(92)가 제1 파지 부재(91)의 편평 파지 표면의 그의 측방향에서의 중간 부분에 제공된다. 한 쌍의 제1 전극(93)이 상기 파지 표면 상의 패드 부재(92)의 양 측면 내에 제공된다.

<78> 제2 파지 부재(94)가 프로프(29)의 말단 부분에서 종래에 원형 단면을 갖는 초음파 진동 부분(31)을 단조, 절삭 등과 같은 공지된 가공에 의해 비원형 단면으로 가공함으로써 제공된다. 구체적으로, 오목한 단면을 갖는 파지 표면(95)이 제1 파지 부재(91)와 대면하는 제2 파지 부재(94)의 부분 내에 제공되고, 파지 표면(95)은 제1 파지 부재(91)의 패드 부재(92)에 대응한다. 한 쌍의 제2 전극(96)이 제1 파지 부재의 한 쌍의 제1 전극(93)과 대면하도록 그의 단면 내에서 파지 표면(95)의 양 모서리 부분에 제공된다.

<79> 제1 파지 부재(91)가 제2 파지 부재(94)에 가까워지는 방향으로 피벗식으로 이동되어, 제2 파지 부재(94)와 협동하여 생체 조직을 파지하는 위치에 위치될 때, 제1 파지 부재(91)의 패드 부재(92)는 제2 파지 부재(88)의 파지 표면(95)과 면접촉을 이루어 만곡된 절단-결합 면을 형성하고, 한 쌍의 제2 전극(96)의 예리한 단부는 한 쌍의 제1 편평 전극(93)과 대면하여, 제1 파지 부재(91)의 피벗 이동의 중심선에 대해 수직인 방향으로 연장되는 한 쌍의 응고-결합 선을 형성한다.

<80> 제1 파지 부재(91)의 한 쌍의 제1 편평 전극(93) 및 제2 파지 부재(94)의 파지 표면(95)의 양 측면 모서리에서의 한 쌍의 제2 전극(96)에 의해 형성된 한 쌍의 응고-결합 선은 제1 파지 부재(91)의 패드 부재(92) 및 제2 파지 부재(94)의 파지 표면(95)에 의해 파지된 조직(S)에 대해 매우 집중된 파지력을 발생시킨다.

<81> 이러한 실시예에서, 제1 파지 부재(91)는 프로브(29)의 말단 단부에서 초음파 진동 부분(31)에 의해 구성된 제2 파지 부재(94)보다 더 콤팩트하게 만들어질 수 있다. 그러므로, 수술 처치 영역(23)은 복강 내의 좁은 부위 내로 쉽게 삽입되어 그를 처치할 수 있다.

<82> 다음으로, 본 발명의 제6 실시예에 따른 수술 기구가 도13을 참조하여 설명될 것이다. 제6 실시예에서, 도1 내지 도8을 참조하여 위에서 설명된 제1 실시예와 동일한 구성요소는 동일한 도면 부호에 의해 표시될 것이고, 그의 상세한 설명은 생략될 것이다.

<83> 도13은 본 발명의 제6 실시예에 따른 수술 기구의 수술 처치 영역의 개략적인 사시도이다.

<84> 이러한 실시예에서, 제1 파지 부재(101)는 반원형 단면을 갖고, 패드 부재(103)는 제2 파지 부재(105)와 대면하는, 제1 파지 부재(101)의 표면의 측방향 중심에 만들어진 둥근 홈(102) 내에 묻힌다. 한 쌍의 제1 편평 전극(104)이 제1 파지 부재(101)의 대면 표면 상의 패드 부재(103)의 양 측면 내에 제공된다.

<85> 제2 파지 부재(105)는 프로브(29)의 말단 단부에서 종래에 원형 단면을 갖는 초음파 진동 부분(31)을 단조, 절삭 등과 같은 공지된 가공에 의해 비원형 단면으로 가공함으로써 제공된다. 구체적으로, 제1 파지 부재(101)의 대면 표면의 패드 부재(103)를 향해 돌출하는 파지 표면(106)과, 파지 표면(106)의 양 측면 내에 배열되어 제1 파지 부재(101)의 대면 표면의 한 쌍의 제1 편평 전극(104)과 대면하는 한 쌍의 제2 편평 전극(107)이 제1 파지 부재(101)와 대면하는 제2 파지 부재(105)의 부분 상에 제공된다. 파지 표면(106)은 패드 부재(10)의 연장 방향을 따라 부드럽게 이어지는 파형이다.

<86> 제1 파지 부재(101)가 제2 파지 부재(105)에 가까워지는 방향으로 피벗식으로 이동되어, 제2 파지 부재(105)와 협동하여 생체 조직을 파지하는 위치에 위치될 때, 제1 파지 부재(101)의 패드 부재(103)는 제2 파지 부재(105)의 부드럽게 이어지는 파형 파지 표면(106)과 단속적으로 접촉하여 절단-결합 면을 형성하고, 한 쌍의 제2 편평 전극(107)은 한 쌍의 제1 편평 전극(104)과 평행하게 대면하여, 제1 파지 부재(101)의 개폐 방향의 중심선에 대해 수직인 방향으로 연장되는 한 쌍의 응고-결합 면을 형성한다.

<87> 위에서 설명된 절단-결합 면 및 한 쌍의 응고-결합 면은 제1 파지 부재(101)와 제2 파지 부재(105) 사이에서 조직에 대한 강한 파지력을 제공할 수 있다. 이러한 실시예에서, 한 쌍의 제1 전극(104) 각각에 미끄럼 방지를 위한 치형부의 열을 제공하는 것은 불필요하고, 한 쌍의 제1 전극(104)은 한 쌍의 제2 전극(107)과 협동하여 조직을 끊김 없이 응고시킬 수 있다.

<88> 다음으로, 본 발명의 제7 실시예에 따른 수술 기구가 도14a 및 도14b를 참조하여 설명될 것이다. 제7 실시예에

서, 도1 내지 도8을 참조하여 위에서 설명된 제1 실시예와 동일한 구성요소는 동일한 도면 부호에 의해 표시될 것이고, 그의 상세한 설명은 생략될 것이다.

<89> 도14a는 본 발명의 제7 실시예에 따른 수술 기구의 수술 처치 영역의 개략적인 사시도이다.

<90> 도14b는 도14a의 선 XIVB-XIVB를 따른 횡단면도이다.

<91> 이러한 실시예에서, 제1 파지 부재(111)는 말에 올라타기 위한 안장의 단면과 유사한 단면을 갖고, 패드 부재(113)는 측방향에서 제2 파지 부재(115)와 대면하는 제1 파지 부재(111)의 표면의 중심에서 둥근 홈(112) 내에 묻힌다. 제1 파지 부재(111)의 대향 표면 내에, 제1 파지 부재(111)의 대면 표면 상의 패드 부재(113)의 양 측면으로부터 돌출된 한 쌍의 부분이 한 쌍의 제1 전극(114)으로서 구성된다.

<92> 제2 파지 부재(115)는 프로브(29)의 말단 단부에서 종래에 원형 단면을 갖는 초음파 진동 부분(31)을 단조, 절삭 등과 같은 공지된 가공에 의해 비원형 단면으로 가공함으로써 제공된다. 구체적으로, 제1 파지 부재(111)와 대면하는 제2 파지 부재(115)의 표면은 제1 파지 부재(111)의 대면 표면에 대응하는 단면을 갖도록 형성된다.

<93> 즉, 제1 파지 부재(111)의 대면 표면 상의 패드 부재(113)에 대응하는, 제2 파지 부재(115)의 대면 표면의 일부분이 패드 부재(113)를 향해 돌출하며 둥글고 실질적으로 삼각형인 단면을 갖는 파지 표면(116)으로서 구성되고, 제1 파지 부재(111)의 대면 표면의 한 쌍의 제1 전극(114)에 대응하는, 제2 파지 부재(115)의 대면 표면의 한 쌍의 부분이 한 쌍의 제1 돌출 전극(114)을 수납하기 위한 한 쌍의 오목한 제2 전극(117)으로서 구성된다.

<94> 제1 파지 부재(111)가 제2 파지 부재(115)에 가까워지는 방향으로 피벗식으로 이동되어, 제2 파지 부재(115)와 협동하여 생체 조직을 파지하는 위치에 위치될 때, 제1 파지 부재(111)의 패드 부재(113)는 제2 파지 부재(115)의 파지 표면(116)과 선접촉을 이루어 절단-결합 면을 형성하고, 한 쌍의 제1 전극(114)은 넓은 영역에서 한 쌍의 제2 전극(117)과 접촉하여 한 쌍의 응고-결합 면을 형성한다.

<95> 다음으로, 본 발명의 제8 실시예에 따른 수술 기구가 도15를 참조하여 설명될 것이다. 제8 실시예에서, 도1 내지 도8을 참조하여 위에서 설명된 제1 실시예와 동일한 구성요소는 동일한 도면 부호에 의해 표시될 것이고, 그의 상세한 설명은 생략될 것이다.

<96> 도15는 본 발명의 제8 실시예에 따른 수술 기구의 수술 처치 영역의 개략적인 횡단면도이다.

<97> 이러한 실시예에서, 제1 파지 부재(121)는 원호형 단면을 갖는다. 패드 부재(122)가 원호 형상의 중심에 제공되고, 제1 및 제2 전극(124, 127)이 패드 부재(122)의 양 측면 상에 제공된다. 제1 파지 부재(121)의 내측 표면(123)은 제2 파지 부재(125)와 대면한다.

<98> 제2 파지 부재(125)는 프로브(29)의 말단 단부에서 둥근 막대형 초음파 진동 부분(31)에 의해 구성된다. 제1 파지 부재(121)의 내측 표면(123)과 대면하는 제2 파지 부재(125)의 외측 원주부 표면의 부분은 파지 표면(126)을 형성한다.

<99> 제1 파지 부재(121)가 제2 파지 부재(125)에 가까워지는 방향으로 피벗식으로 이동되어, 제2 파지 부재(125)와 협동하여 생체 조직을 파지하는 위치에 위치될 때, 제1 파지 부재(121)의 패드 부재(122)는 제2 파지 부재(125)의 파지 표면(126)과 면접촉을 이루어 절단-결합 면을 형성하고, 패드 부재(122)를 통해 서로 대면하는 제1 전극(124) 및 제2 전극(127)은 응고-결합 면을 형성한다. 제1 전극(124) 및 제2 전극(127)은 제1 파지 부재(121)의 내측 표면(123)과 제2 파지 부재(125)의 파지 표면(126) 사이에 파지된 생체 조직에 고주파 전류를 인가한다.

<100> 다음으로, 본 발명의 제9 실시예에 따른 수술 기구가 도16을 참조하여 설명될 것이다. 제9 실시예에서, 도1 내지 도8을 참조하여 위에서 설명된 제1 실시예와 동일한 구성요소는 동일한 도면 부호에 의해 표시될 것이고, 그의 상세한 설명은 생략될 것이다.

<101> 도16은 본 발명의 제9 실시예에 따른 수술 기구의 수술 처치 영역의 개략적인 사시도이다.

<102> 이러한 실시예에서, 제1 파지 부재(131)는 2개의 독립된 부품을 포함한다. 제1 파지 부재(131)의 두 부품은 피벗(132)에 의해, 삼각형 단면을 갖는 유지 부재(22a)의 2개의 표면에 피벗식으로 연결된다. 서로 인접한 제1 파지 부재(131)의 두 부품의 두 모서리 부분은 패드 부재(133)로서 구성되고, 서로로부터 멀리 위치된 제1 파지 부재(131)의 두 부품의 두 모서리 부분의 내측 표면은 제1 전극으로서 구성된다.

<103> 제2 파지 부재(135)는 프로브(29)의 말단 단부에서 종래에 원형 단면을 갖는 초음파 진동 부분(31)을 단조, 절

삭 등과 같은 공지된 가공에 의해 비원형 단면으로 가공함으로써 제공된다. 구체적으로, 제1 파지 부재(131)의 두 부품과 대면하는 제2 파지 부재(135)의 표면은 삼각형 단면을 갖는 유지 부재(22a)의 위에서 설명된 두 표면에 대응하도록 형성된다.

<104> 제1 파지 부재(131)의 2개의 인접한 모서리 부분의 패드 부재(133)에 대응하는, 제2 파지 부재(135)의 삼각형 단면의 대면 표면의 리지 부분이 파지 표면(136)으로서 구성되고, 삼각형 단면의 대면 표면의 밑변 단부는 한 쌍의 제2 전극(137)으로서 구성된다.

<105> 제1 파지 부재(131)의 두 부품이 제2 파지 부재(135)의 종방향 중심선(31a)에 가까워지는 방향으로 제2 파지 부재(135)로 피벗식으로 이동되어, 제2 파지 부재(135)와 협동하여 생체 조직을 파지하는 위치에 위치될 때, 제1 파지 부재(131)의 두 부품의 각각의 패드 부재(133)는 제2 파지 부재(135)의 파지 표면(136)과 면접촉을 이루어 절단-결합 면을 형성하고, 제1 전극 및 제2 전극(137)은 서로 평행하게 대면하여 응고-결합 면을 형성한다.

<106> 즉, 제1 파지 부재(131)의 두 부품의 각각의 개폐 방향이 프로브(29)의 말단 단부에서의 초음파 진동 부분(31)인 제2 파지 부재(135)의 반경 방향이고, 한 쌍의 응고-결합 면 각각이 각각의 개폐 방향에 대해 수직인 방향으로 형성되므로, 강한 파지력이 한 쌍의 응고-결합 면 상에서 생체 조직에 대해 제공될 수 있다.

<107> 다음으로, 본 발명의 제10 실시예에 따른 수술 기구가 도17을 참조하여 설명될 것이다. 제10 실시예에서, 도1 내지 도8을 참조하여 위에서 설명된 제1 실시예와 동일한 구성요소는 동일한 도면 부호에 의해 표시될 것이고, 그의 상세한 설명은 생략될 것이다.

<108> 도17은 본 발명의 제10 실시예에 따른 수술 기구의 수술 처치 영역의 개략적인 횡단면도이다.

<109> 이러한 실시예에서, 제2 파지 부재(138)만이 제1 실시예와 다르다. 제1 파지 부재(25)와 협동하여 생체 조직을 파지는 제2 파지 부재(138)는 프로브(29)의 말단 단부에서 종래에 원형 단면을 갖는 초음파 진동 부분(31)을 단조, 절삭 등과 같은 공지된 가공에 의해 비원형 단면으로 가공함으로써 제공된다. 구체적으로, 제1 파지 부재(25)와 대면하는 제2 파지 부재(138)의 표면은 제1 파지 부재(25)의 패드 부재(55)의 정사각형 홈(57)과 대면하는 돌출 부분에 의해 구성된 파지 표면(139)과, 파지 표면(139)의 양 측면 내에서 한 쌍의 제1 전극(56) (치형부(58)의 열)과 대면하는 편평 표면을 갖는 한 쌍의 제2 전극(140)을 포함한다. 파지 표면(139)의 돌출 단부가 제1 파지 부재(25)의 패드 부재(55)의 정사각형 홈(57)의 바닥 표면과 접촉할 때, 한 쌍의 제2 전극(140) 각각은 갭("g")이 한 쌍의 제2 전극(140) 각각과 한 쌍의 제1 전극(56) (치형부(58)의 열) 각각 사이에 형성되는 위치에 위치된다. 더욱이, 절연 층(141)이 제2 파지 부재(138)의 돌출된 파지 표면(139)의 양 측면 상에 절연 코팅에 의해 형성되지만, 제2 전극(140)은 절연 코팅에 의해 절연되지 않는다. 그러므로, 한 쌍의 제1 전극(56)의 면적은 한 쌍의 제2 전극(140)의 면적과 실질적으로 동일할 수 있고, 그들 사이의 전류 밀도가 증가될 수 있으며, 그들 사이에 파지된 생체 조직이 효율적으로 응고될 수 있다.

<110> 다음으로, 본 발명의 제11 실시예에 따른 수술 기구가 도18을 참조하여 설명될 것이다. 제11 실시예에서, 도1 내지 도8을 참조하여 위에서 설명된 제1 실시예와 동일한 구성요소는 동일한 도면 부호에 의해 표시될 것이고, 그의 상세한 설명은 생략될 것이다.

<111> 도18은 본 발명의 제11 실시예에 따른 수술 기구의 수술 처치 영역의 개략적인 횡단면도이다.

<112> 이러한 실시예의 제1 파지 부재(151)에서, 합성 수지로 만들어진 절연 블록(154)이 또한 패드 부재(152)의 양 측면 상의 한 쌍의 제1 전극(153) 각각의 외부 상에 일체로 제공된다. 절연 블록(154)은 제1 전극(153)으로부터 파지 방향으로 돌출된다. 치형부(155)의 열이 절연 블록(154)의 돌출 단부 내에 형성된다.

<113> 제1 파지 부재(151)와 협동하여 생체 조직을 파지하는 제2 파지 부재(156)가 프로브(29)의 말단 단부에서 종래에 원형 단면을 갖는 초음파 진동 부분(31)을 단조, 절삭 등과 같은 공지된 가공에 의해 비원형 단면으로 가공함으로써 제공된다. 구체적으로, 제1 파지 부재(151)와 대면하는 제2 파지 부재(156)의 표면은 등변 사다리꼴 단면으로 구성된다. 제2 파지 부재(156)의 말단 단부는 제1 파지 부재(151)의 패드 부재(152)와 접촉하는 파지 표면(157)으로서 구성되고, 파지 표면(157)의 양 측면 상의 2개의 다리가 한 쌍의 제1 전극(153)과 대면하는 한 쌍의 경사 표면(158a)을 갖는 한 쌍의 제2 전극(158)으로서 구성된다.

<114> 제1 파지 부재(151)가 제2 파지 부재(156)에 가까워지는 방향으로 피벗식으로 이동되어, 제2 파지 부재(156)와 협동하여 생체 조직을 파지하는 위치에 위치될 때, 제1 파지 부재(151)의 패드 부재(152)는 제2 파지 부재(156)의 파지 표면(157)과 접촉하여 절단-결합 면을 형성한다. 제1 파지 부재(151)의 한 쌍의 제1 전극(153)은 제2 파지 부재(156)의 한 쌍의 제2 전극(158)과 대면하여 한 쌍의 응고-결합 면을 형성한다. 이러한 실시예에서,

측방향으로 지향되는 힘이 프로브(29)의 말단 단부에서의 초음파 진동 부분(31)에 인가되더라도, 진동 부분(31)은 한 쌍의 제1 전극(153)과 직접 접촉하지 않는다. 그러므로, 프로브(29)의 말단 단부에서의 초음파 진동 부분(31)의 내구성이 증가된다.

<115> 다음으로, 종래의 것과 다른 수술 기구의 일례가 도19a 및 도19b를 참조하여 설명될 것이다. 이러한 예에서, 도1 내지 도8을 참조하여 위에서 설명된 제1 실시예와 동일한 구성요소는 동일한 도면 부호에 의해 표시될 것이고, 그의 상세한 설명은 생략될 것이다.

<116> 도19a는 종래의 것과 다른 수술 기구의 예의 수술 처치 영역의 개략적인 사시도이다.

<117> 도19b는 도19a의 선 XIX-XIX를 따른 개략적인 횡단면도이다.

<118> 이러한 예에서, 제1 파지 부재(161)는 직사각형 단면을 갖는 부재이고, 그의 파지 표면 상에서 톱니형 치형부(162)의 열을 갖는다. 홈(163)이 제1 파지 부재(161)의 단면의 중심에 형성되어, 그의 축방향으로 연장된다. 제1 전극(164)이 홈(163) 내에 묻힌다. 패드 부재(165)가 제1 파지 부재(161)의 파지 표면 상에 제공된다.

<119> 제1 파지 부재(161)와 협동하여 생체 조직을 파지하는 제2 파지 부재(166)가 둥근 막대형 프로브(29)의 말단 단부에서 초음파 진동 부분(31)에 의해 구성된다. 제1 파지 부재(161)와 대면하는, 제2 파지 부재(166)의 외측 원주부 표면의 일 부분이 제1 파지 부재(161)의 패드(165)와 접촉하는 지점에서의 파지 표면(167)으로서 구성된다. 제2 파지 부재(166)의 외측 원주부 표면의, 제1 파지 부재(161)와 대면하는 부분 상의 파지 표면(167)의 양 측면은 제1 전극(164)과 대면하는 한 쌍의 제2 원호형 전극(168)으로서 구성된다.

<120> 제1 파지 부재(161)가 제2 파지 부재(166)에 가까워지는 방향으로 피벗식으로 이동되어, 제2 파지 부재(166)와 협동하여 생체 조직을 파지할 때, 제1 파지 부재(161)의 파지 표면 상의 치형부(162)의 열은 생체 조직과 접촉하고, 제1 파지 부재(161)의 파지 표면 상의 패드 부재(165)는 제2 파지 부재(166)의 파지 표면(167)과 부분적으로 접촉하여 절단-결합 면을 형성한다. 제1 파지 부재(161)의 제1 전극(164)은 제2 파지 부재(166)의 한 쌍의 제2 전극(168)과 대면하여, 응고-결합 면을 형성한다.

<121> 본 발명은 지금까지 설명된 실시예로 제한되지 않는다. 본 발명은 본 발명의 태양으로부터 벗어나지 않고서 다양한 구성요소 부재를 변형시킴으로써 다양한 형태로 실시될 수 있다. 더욱이, 위에서 설명된 다양한 실시예에서 개시된 다양한 구성요소 부재들은 서로 적절하게 조합될 수 있다. 예를 들어, 몇몇 구성요소 부재는 각각의 실시예에서 도시된 모든 구성요소 부재로부터 제거될 수 있다.

도면의 간단한 설명

<122> 도1은 본 발명의 제1 실시예에 따른 수술 기구 전체를 개략적으로 도시하는 측면도.

<123> 도2는 도1의 수술 기구의 조작 영역의 종단면도.

<124> 도3은 도2의 조작 영역의 말단 단부의 확대된 단면도.

<125> 도4는 도2의 선 Ⅳ-Ⅳ를 따른 횡단면도.

<126> 도5a는 도1의 수술 기구의 수술 처치 영역의 평면도.

<127> 도5b는 도5a의 수술 처치 영역의 종단면도.

<128> 도6a는 도5b의 선 VIA-VIA를 따른 횡단면도.

<129> 도6b는 도5b의 선 VIB-VIB를 따른 횡단면도.

<130> 도6c는 도5b의 선 VIC-VIC를 따른 횡단면도.

<131> 도7은 도6c의 제1 파지 부재가 제2 파지 부재와 조합된 상태를 도시하는 횡단면도.

<132> 도8은 생체 조직이 도7의 수술 처치 영역의 제1 및 제2 파지 부재에 의해 파지된 상태를 도시하는 횡단면도.

<133> 도9a는 본 발명의 제2 실시예에 따른 수술 기구의 수술 처치 영역의 종단면도.

<134> 도9b는 도9a의 선 IXB-IXB를 따른 횡단면도.

<135> 도10a는 본 발명의 제3 실시예에 따른 수술 기구의 수술 처치 영역의 종단면도.

<136> 도10b는 도10a의 XB-XB를 따른 횡단면도.

<137> 도11a는 본 발명의 제4 실시예에 따른 수술 기구의 수술 처치 영역의 종단면도.

<138> 도11b는 도11a의 선 XI-XI를 따른 횡단면도.

<139> 도12a는 본 발명의 제5 실시예에 따른 수술 기구의 수술 처치 영역의 개략적인 사시도.

<140> 도12b는 생체 조직이 도12a의 수술 처치 영역의 제1 및 제2 파지 부재에 의해 파지된 상태를 도시하는 횡단면도.

<141> 도13은 본 발명의 제6 실시예에 따른 수술 기구의 수술 처치 영역의 개략적인 사시도.

<142> 도14a는 본 발명의 제7 실시예에 따른 수술 기구의 수술 처치 영역의 개략적인 사시도.

<143> 도14b는 도14a의 선 XIVB-XIVB를 따른 횡단면도.

<144> 도15는 본 발명의 제8 실시예에 따른 수술 기구의 수술 처치 영역의 개략적인 횡단면도.

<145> 도16은 본 발명의 제9 실시예에 따른 수술 기구의 수술 처치 영역의 개략적인 사시도.

<146> 도17은 본 발명의 제10 실시예에 따른 수술 기구의 수술 처치 영역의 개략적인 횡단면도.

<147> 도18은 본 발명의 제11 실시예에 따른 수술 기구의 수술 처치 영역의 개략적인 횡단면도.

<148> 도19a는 종래의 것과 다른 수술 기구의 일례의 수술 처치 영역의 개략적인 사시도.

<149> 도19b는 도19a의 선 XIXB-XIXB를 따른 개략적인 횡단면도.

<150> <도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명>

<151> 25 : 제1 파지 부재

<152> 31 : 초음파 진동 부분

<153> 56 : 제1 전극

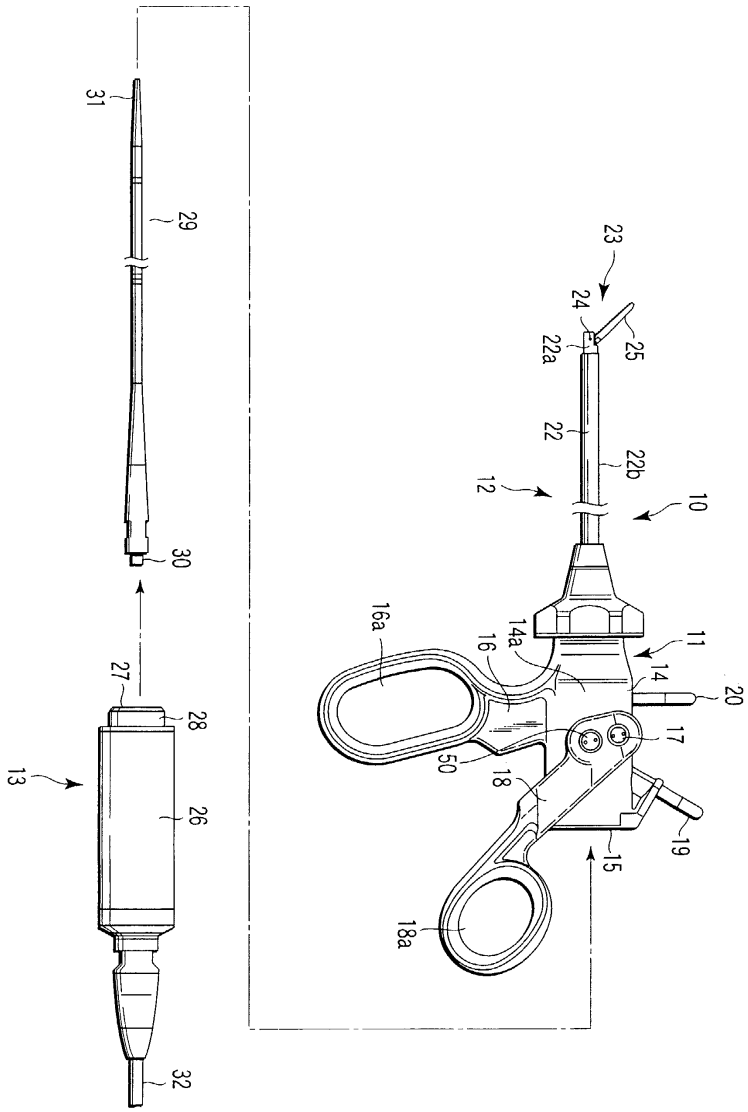
<154> 59 : 제2 파지 부재

<155> 58 : 치형부

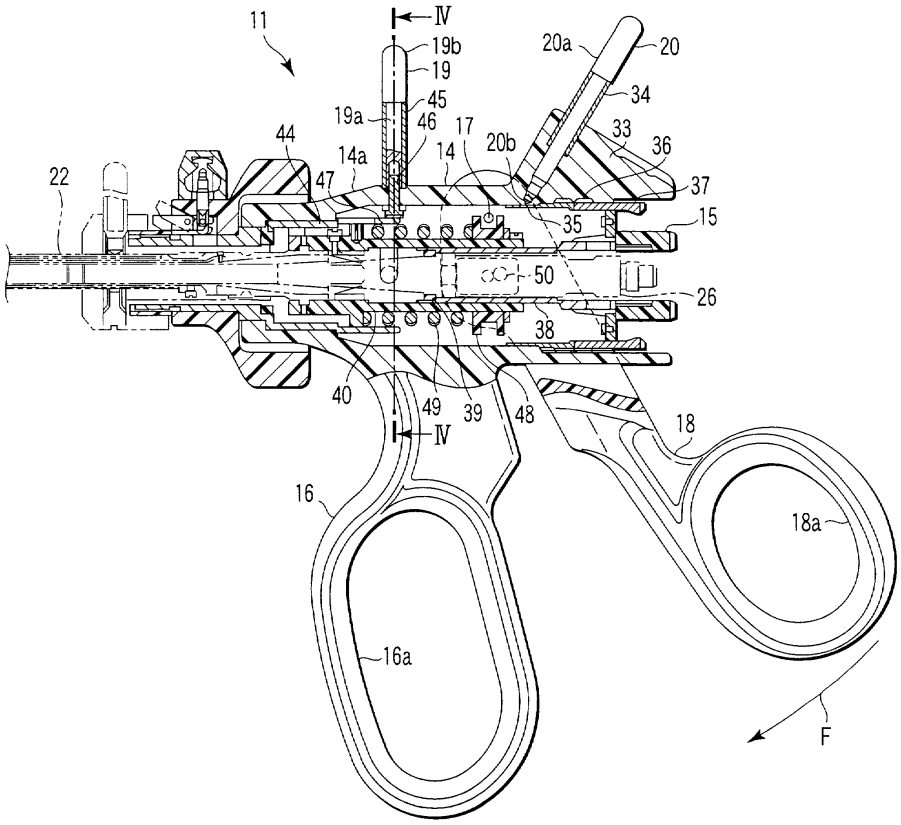
<156> 62 : 제2 전극

도면

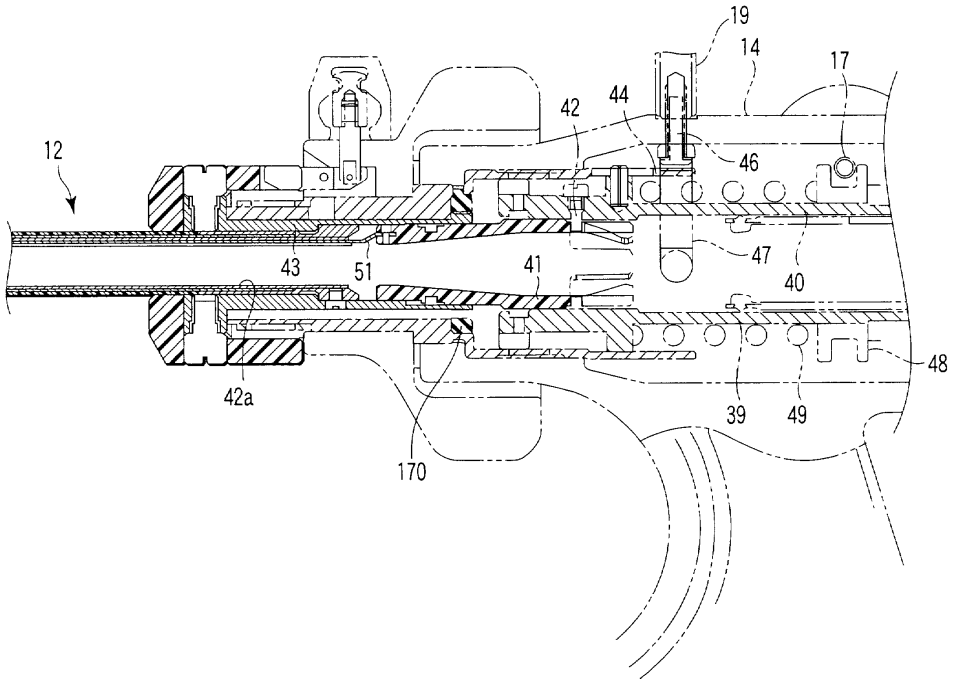
도면1


31
29
30
27
28
13
26
32
23
24
25
22a
22
22b
12
10
16a
14a
16
11
14
20
17
50
18
19
15
18a

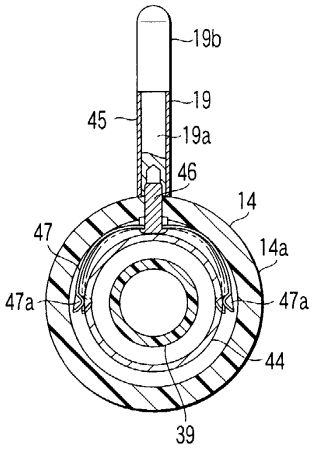
도면2


11
Ⅳ
19b
19
45
19a
46
17
20a
20
34
44
14a
14
20b
33
36
22
47
37
35
15
50
26
38
40
49
39
48
18
Ⅳ
16
18a
16a
F

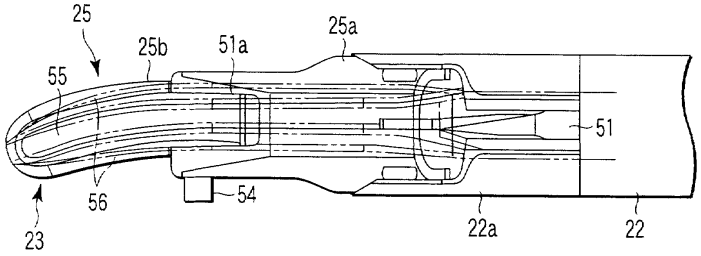
도면3


19
14
17
42
44
12
46
47
40
43
51
41
48
42a
39
49
170

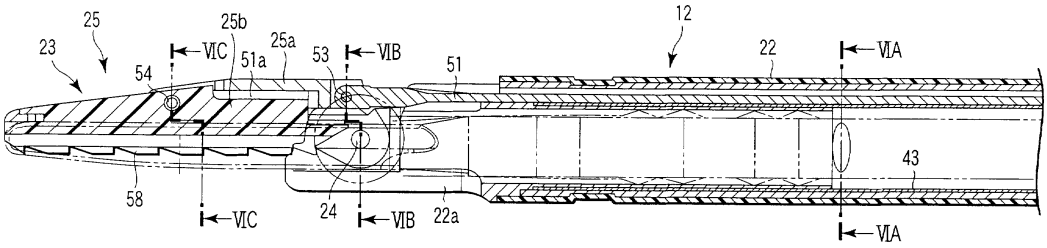
도면4



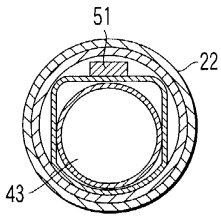
도면5a



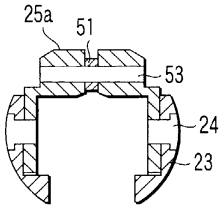
도면5b



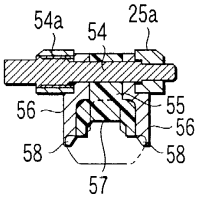
도면6a



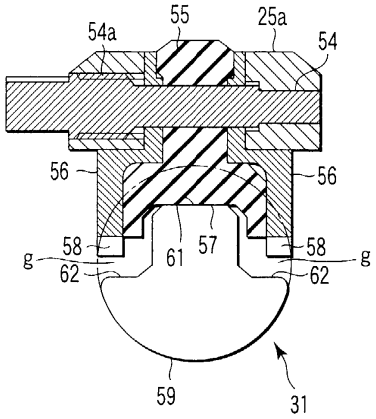
도면6b



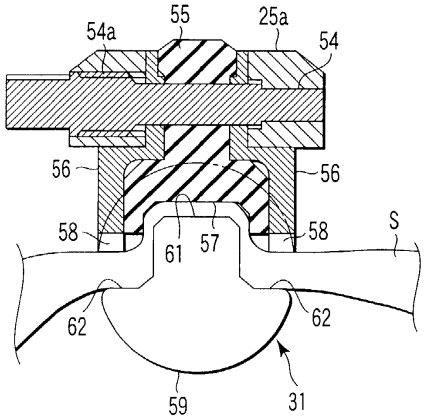
도면6c



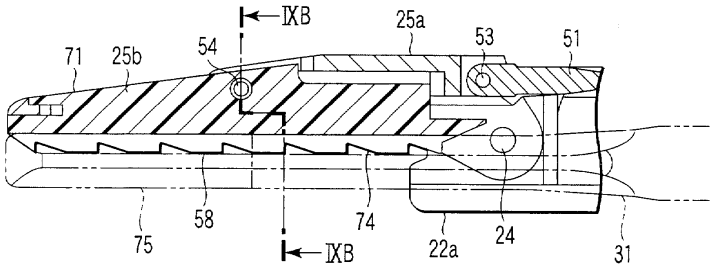
도면7



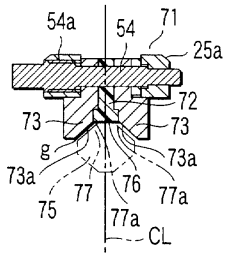
도면8



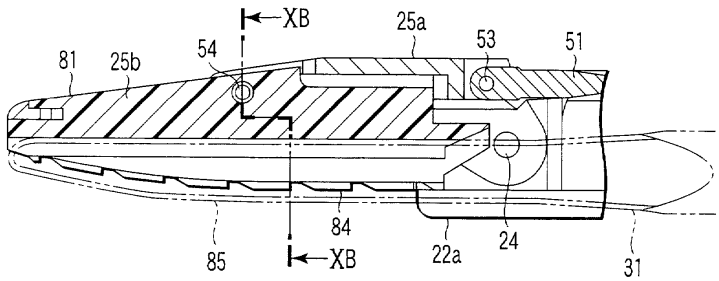
도면9a



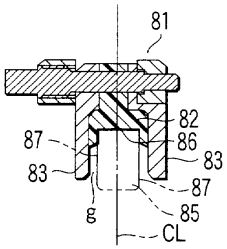
도면9b



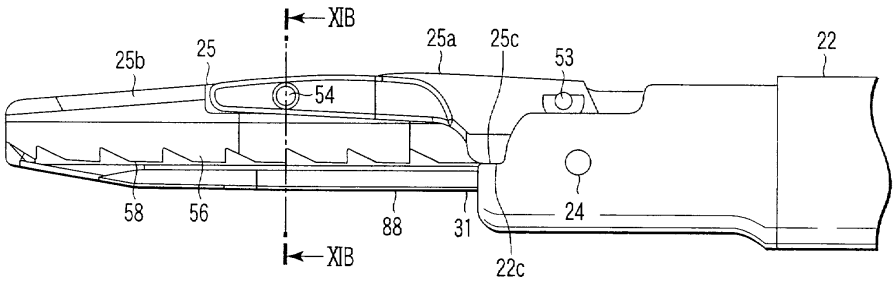
도면10a



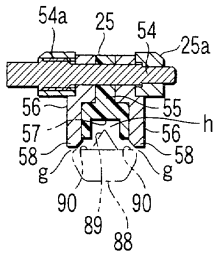
도면10b



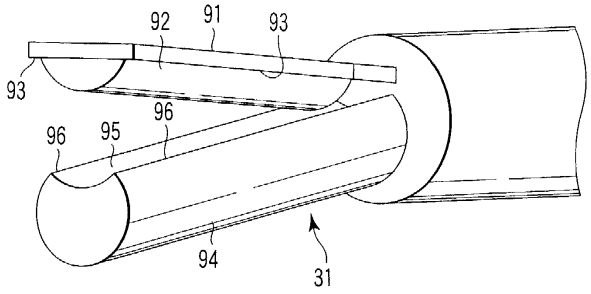
도면11a



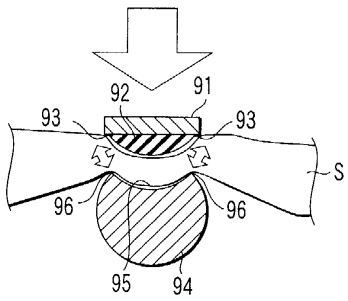
도면11b



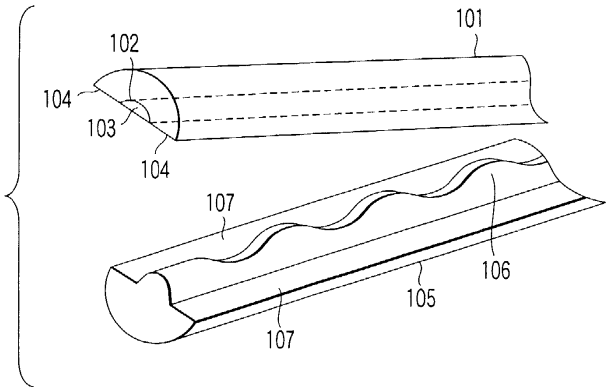
도면12a



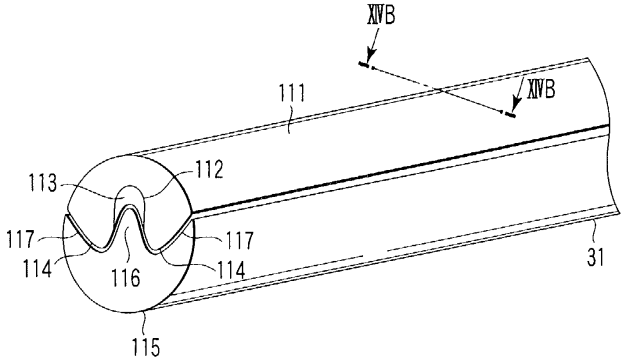
도면12b



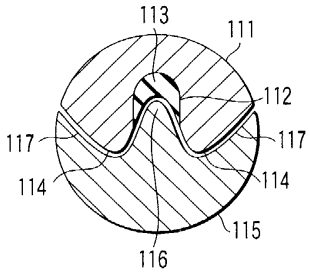
도면13



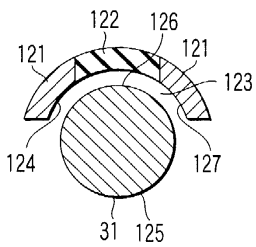
도면14a



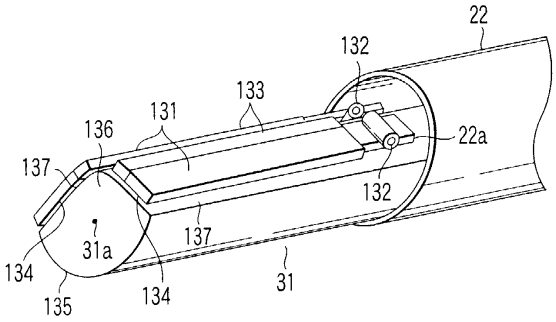
도면14b



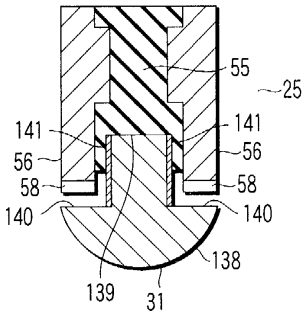
도면15



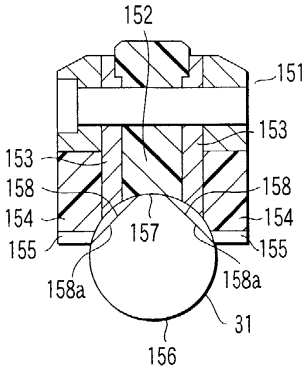
도면16



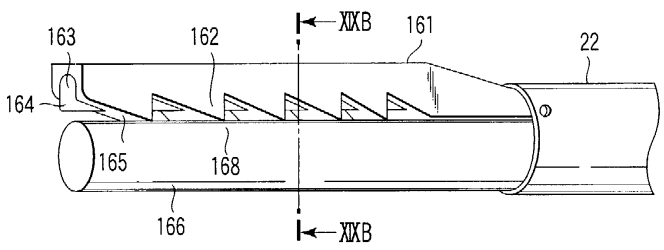
도면17



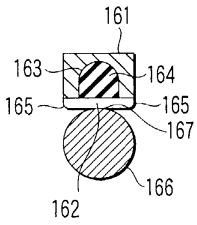
도면18



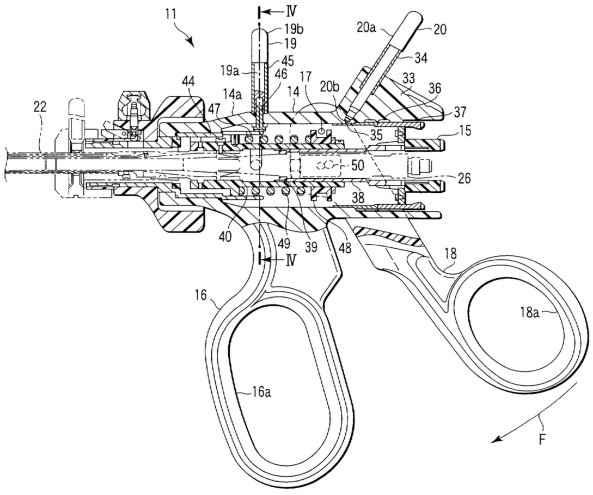
도면19a



도면19b



专利名称(译)	手术器械		
公开(公告)号	KR1020080005083A	公开(公告)日	2008-01-10
申请号	KR1020070066361	申请日	2007-07-03
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林匹斯山制药企业可否让刀系统是夏		
当前申请(专利权)人(译)	奥林匹斯山制药企业可否让刀系统是夏		
[标]发明人	MASUDA SHINYA 마스다신야 MIYAZAWA TARO 미야자와다로오 OKABE HIROSHI 오까베히로시 TANIGUCHI KAZUNORI 다니구찌가즈노리		
发明人	마스다신야 미야자와다로오 오까베히로시 다니구찌가즈노리		
IPC分类号	A61B18/12 A61B18/14 A61B18/16		
CPC分类号	A61B2018/00589 A61B17/320092 A61N7/02 A61B2018/0019 A61B2018/146 A61B18/1445 A61B17/32 A61B2017/320093 A61B2017/320095 A61N1/328		
代理人(译)	CHANG, SOO KIL		
优先权	2006184663 2006-07-04 JP		
其他公开文献	KR101353757B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供外科手术器械以强烈地缝合切割的生物组织部分并缩短捕获期望的生物组织以进行固化，切割和缝合所需的时间。手术器械包括操作区域（11），插入区域和换能器单元。操作区域设有操作区域主体（14），操作区域主体（14）具有圆柱形壳体（14a）。操作区域主体的壳体由诸如合成树脂的绝缘材料制成，并且设置有第二电极安装部分（33），第二电极销（20）安装在第二电极安装部分（33）上。第二电极销包括中间部分，突出部分和互连部分（20b）。中间部分由绝缘盖（34）覆盖。突出部分从第二电极安装部分突出。互连部分埋在第二电极安装部分中并且电连接到壳体的内部环形连接端子（35）。