



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2012-0125519
(43) 공개일자 2012년11월15일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 18/00 (2006.01) A61B 17/32 (2006.01)
A61N 7/00 (2006.01) A61L 31/10 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2012-7023457
(22) 출원일자(국제) 2011년02월09일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2012년09월07일
(86) 국제출원번호 PCT/US2011/024197
(87) 국제공개번호 WO 2011/100328
국제공개일자 2011년08월18일
(30) 우선권주장
12/703,875 2010년02월11일 미국(US)

(71) 출원인
에디컨 엔도-서저리 인코포레이티드
미국 오하이오 45242 신시내티, 크리크 로드 4545
(72) 발명자
로버트슨 젤렌 씨.
미국 오하이오 45212 신시내티 도거 레인 5752
팀 리차드 더블유.
미국 오하이오 45208 신시내티 #1 몬테이스 애비뉴 34045
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
장훈

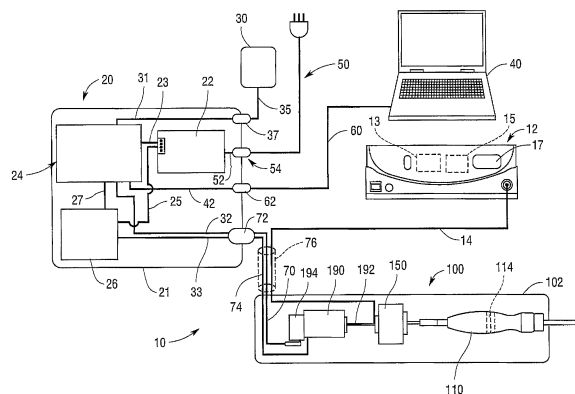
전체 청구항 수 : 총 18 항

(54) 발명의 명칭 초음파 수술용 기구를 위한 회전가능한 절단 도구 장치

(57) 요약

일반적인 일 태양에서, 다양한 실시예는 내부에 수용된 모터에 의해 선택적으로 회전될 수 있는 초음파 트랜스듀서 조립체를 내부에 회전가능하게 지지하는 핸드피스 하우징을 포함하는 초음파 수술용 기구에 관한 것이다. 블레이드가 중공형 외부 시스 내에서 선택적으로 회전가능할 수 있도록 하는 다양한 형태의 블레이드와 블레이드 및 시스 장착 구성이 개시된다. 중공형 외부 시스는 블레이드 팁이 조직에 대해 노출될 수 있는 적어도 하나의 개방부를 내부에 갖는다. 진공이 절단 구도에 또는 외부 시스를 통해 인가되어 조직을 시스 내의 개방부(들)를 통해 그리고 블레이드의 일부분과 접촉하도록 흡인할 수 있다.

대 표 도 - 도1



(72) 발명자

러프 킵 엠.

미국 오하이오 45147 뉴 리치몬드 스테이트 루트
232 2096

스니더 크리스티나 에이.

미국 펜실베이니아 18014 바스 스톤 포스트 로드
6090

특허청구의 범위

청구항 1

하우징;

상기 하우징 내에 회전가능하게 지지되며 초음파 전기 신호의 공급원과 통신하는 초음파 트랜스듀서 조립체 (ultrasonic transducer assembly);

모터 구동 신호의 공급원과 통신하는, 상기 하우징 내의 모터로서, 회전 운동을 상기 초음파 트랜스듀서 조립체에 인가하기 위해 상기 초음파 트랜스듀서 조립체에 커플링되는 상기 모터;

상기 초음파 트랜스듀서 조립체에 커플링되는 혼(horn);

상기 하우징에 커플링되며 적어도 하나의 절단 에지가 그 상에 형성되는 원위 팁(distal tip) 부분을 갖는 중공형 외부 시스(hollow outer sheath); 및

상기 혼에 커플링되며 조직 절단 원위 단부를 갖는 블레이드(blade)로서, 상기 조직 절단 원위 단부가 상기 중공형 외부 시스의 상기 원위 팁 부분 상의 상기 적어도 하나의 절단 에지와 절단 결합 상태로 편향되도록 상기 외부 시스 내에 회전가능하게 지지되는 상기 블레이드를 포함하는, 초음파 수술용 기구.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 블레이드의 근위 부분이 상기 하우징 내에 지지되는 내부 시스 내에 회전가능하게 지지되는, 초음파 수술용 기구.

청구항 3

제2항에 있어서, 상기 블레이드의 상기 근위 부분은 상기 내부 시스 내에 지지되는 부싱(bushing) 내에 회전가능하게 지지되는, 초음파 수술용 기구.

청구항 4

제3항에 있어서, 상기 부싱은 상기 외부 시스에 의해 한정되는 중심축 상에 동축으로 정렬되며, 상기 블레이드는 상기 중심축 상에 동축으로 정렬되지 않은 상기 부싱 내의 구멍을 통해 연장하는, 초음파 수술용 기구.

청구항 5

제2항에 있어서, 원위 부분이 상기 내부 시스로부터 원위로 돌출하며, 상기 블레이드의 상기 원위 부분은 상기 블레이드의 상기 근위 부분과 동축으로 정렬되지 않는, 초음파 수술용 기구.

청구항 6

제1항에 있어서, 상기 블레이드는 상기 중공형 외부 시스 내의 루멘(lumen)을 통해 회전가능하게 연장하며, 상기 블레이드의 상기 원위 조직 절단 단부는 상기 루멘의 내경보다 큰 외경을 갖는, 초음파 수술용 기구.

청구항 7

제1항에 있어서, 상기 블레이드의 상기 원위 조직 절단 단부는 상기 중공형 외부 시스의 상기 원위 팁 부분 내에 형성된 팁 공동 내에 회전가능하게 수용되는 만곡된 블레이드 팁 부분을 갖는, 초음파 수술용 기구.

청구항 8

제7항에 있어서, 상기 만곡된 블레이드 팁 부분과 상기 중공형 시스의 상기 원위 팁 부분 사이에 미리설정된 크기의 간극을 추가로 포함하는, 초음파 수술용 기구.

청구항 9

제1항에 있어서, 상기 외부 시스 내의 흡입 포트(suction port)로서, 상기 흡입 포트에 커플링되는 흡입원 (source of suction)으로부터 상기 외부 시스에 흡입을 인가하기 위한 것인 상기 흡입 포트를 추가로 포함하

는, 초음파 수술용 기구.

청구항 10

하우징;

상기 하우징 내에 회전가능하게 지지되며 초음파 전기 신호의 공급원과 통신하는 초음파 트랜스듀서 조립체;

모터 구동 신호의 공급원과 통신하는, 상기 하우징 내의 모터로서, 회전 운동을 상기 초음파 트랜스듀서 조립체에 인가하기 위해 상기 초음파 트랜스듀서 조립체에 커플링되는 상기 모터;

상기 초음파 트랜스듀서 조립체에 커플링되는 혼;

상기 하우징에 커플링되며 팁 공동을 내부에 한정하는 원위 팁 부분을 갖는 중공형 외부 시스;

상기 혼에 커플링되며 조직 절단 원위 단부를 갖는 블레이드로서, 상기 외부 시스 내에 회전가능하게 지지되고 상기 팁 공동 내에 회전가능하게 지지되는 조직 절단 원위 단부 부분을 갖는 상기 블레이드; 및

상기 팁 공동 내의 마찰 감소 재료를 포함하는, 초음파 수술용 기구.

청구항 11

제10항에 있어서, 상기 마찰 감소 재료는 상기 팁 공동의 내부 벽 부분에 적용되는, 초음파 수술용 기구.

청구항 12

제10항에 있어서, 상기 마찰 감소 재료는 상기 팁 공동 내에 장착되는 마찰 감소 패드(pad)를 포함하는, 초음파 수술용 기구.

청구항 13

제12항에 있어서, 상기 마찰 감소 패드는 상기 블레이드 부재의 상기 조직 절단 원위 단부의 일부분의 기하학적 형상과 일치하는 표면을 가진 표면을 갖는, 초음파 수술용 기구.

청구항 14

제12항에 있어서, 상기 마찰 감소 패드는 폴리이미드 재료, 테플론(Teflon) 재료, 탄소-충전된 폴리이미드 재료, 및 테플론-세라믹 재료로 이루어진 재료들의 군으로부터 선택되는 재료로부터 제조되는, 초음파 수술용 기구.

청구항 15

제10항에 있어서, 상기 블레이드의 상기 조직 절단 원위 단부의 적어도 일부분 상에 다른 마찰 감소 재료를 추가로 포함하는, 초음파 수술용 기구.

청구항 16

하우징;

상기 하우징 내에 회전가능하게 지지되며 초음파 전기 신호의 공급원과 통신하는 초음파 트랜스듀서 조립체;

모터 구동 신호의 공급원과 통신하는, 상기 하우징 내의 모터로서, 회전 운동을 상기 초음파 트랜스듀서 조립체에 인가하기 위해 상기 초음파 트랜스듀서 조립체에 커플링되는 상기 모터;

상기 초음파 트랜스듀서 조립체에 커플링되는 혼;

상기 하우징에 커플링되며 팁 공동을 내부에 한정하는 원위 팁 부분을 갖는 중공형 외부 시스;

상기 혼에 커플링되며 상기 외부 시스 내에 회전가능하게 지지되는 블레이드로서, 상기 팁 공동 내에 회전가능하게 지지되는 조직 절단 원위 단부 부분을 갖는 상기 블레이드; 및

상기 블레이드의 상기 조직 절단 원위 단부의 적어도 일부분 상의 저마찰 재료를 포함하는, 초음파 수술용 기구.

청구항 17

제16항에 있어서, 상기 저마찰 재료는 질화티타늄, 다이아몬드 코팅 재료, 질화크롬 및 그래파이트(Graphit)-iC로 이루어진 경질 저마찰 재료들의 군으로부터 선택되는, 초음파 수술용 기구.

청구항 18

제16항에 있어서, 상기 블레이드의 상기 조직 절단 원위 단부는 중심 부분에 의해 분리되는 한 쌍의 아치형 절단 면들을 포함하며, 각각의 상기 아치형 절단 면은 그 상에 형성된 적어도 하나의 절단 에지를 갖고, 상기 저마찰 재료는 각각의 상기 아치형 절단 면의 적어도 일부분에 적용되는, 초음파 수술용 기구.

명세서

배경 기술

- [0001] 본 발명은 일반적으로 초음파 수술용 시스템(ultrasonic surgical system)에 관한 것이며, 더욱 상세하게는 외과 의사 조직의 절단 및 응고를 수행하게 하는 초음파 시스템에 관한 것이다.
- [0002] 수년간, 수술적 시술을 수행하기 위한 다양한 상이한 유형의 비-초음파 동력식(non-ultrasonically powered) 절단기(cutter) 및 면도 장치(shaving device)가 개발되었다. 이들 장치 중 일부는 회전식 절단 기구를 이용하여, 다른 장치는 왕복 절단 부재를 이용한다. 예를 들어, 면도기가 관절경 수술(arthroscopic surgery)에 널리 사용된다. 이들 장치는 일반적으로 전원 장치, 핸드피스(handpiece), 및 1회용 단부 작동기(single-use end effector)로 구성된다. 단부 작동기는 통상 내부 및 외부 튜브를 갖는다. 내부 튜브는 외부 튜브에 대해 회전하며, 그의 예리한 에지로 조직을 절단할 것이다. 내부 튜브는 연속적으로 회전하거나 요동할 수 있다. 또한, 그러한 장치는 내부 튜브의 내부를 통해 이동하는 흡입 채널(suction channel)을 이용할 수 있다. 예를 들어, 맥길크-버레스(McGurk-Burleson) 등의 미국 특허 제4,970,354호는 전단 작용에 의해 재료를 절단하기 위한 회전식 절단기를 포함하는 비-초음파 동력식 수술용 절단 기구를 개시한다. 이는 외부 튜브 내에서 회전가능한 내부 절단 부재를 이용한다.
- [0003] 페이먼(Peyman) 등의 미국 특허 제3,776,238호는 외부 튜브의 단부의 내부 표면에 대향하여 이동하는 내부 튜브의 예리한 단부에 의해 설정되는 초핑(chopping) 작용에 의해 조직이 절단되는 안과용 기구를 개시한다. 카지야마(Kajiyama) 등의 미국 특허 제5,226,910호는 외부 부재 내의 개구를 통해 유입되는 조직을 절단하도록 외부 부재에 대해 이동하는 내부 부재를 갖는 다른 수술용 절단 기구를 개시한다.
- [0004] 우치니치(Wuchinich) 등의 미국 특허 제4,922,902호는 초음파 흡인기(ultrasonic aspirator)를 이용하는, 조직의 내시경 제거를 위한 방법 및 장치를 개시한다. 장치는, 유연한 조직을 분해하고 이를 좁은 오리피스스를 통해 흡인하는 초음파 프로브(ultrasonic probe)를 사용한다. 스피노자(Spinosa) 등의 미국 특허 제4,634,420호는 동물로부터 조직을 제거하기 위한 장치 및 방법을 개시하며, 측방향으로 초음파 주파수에서 진동되는 니들(needle) 또는 프로브를 갖는 긴 기구를 포함한다. 니들의 초음파 이동은 조직을 단편들로 분해한다. 조직 조각들은 니들 내의 도관을 통한 흡인에 의해 치료 영역으로부터 제거될 수 있다. 뱅코(Banko)의 미국 특허 제3,805,787호는 프로브의 팁으로부터 방사되는 초음파 에너지의 빔(beam)을 좁히기 위해 차폐된 프로브를 갖는 또 다른 초음파 기구를 개시한다. 일 실시예에서, 차폐부는 프로브가 조직과 접촉하게 되는 것을 방지하기 위해 프로브의 자유 단부를 지나 연장한다. 데이비스(Davis)의 미국 특허 제5,213,569호는 초음파 에너지를 집중시키는 수정체유화(phaco-emulsification) 니들을 개시한다. 집중 표면은 기울어지거나, 만곡되거나, 소면형(faceted)일 수 있다. 우치니치의 미국 특허 제6,984,220호 및 이슬리(Easley)의 미국 특허 공개 제2005/0177184호는 종방향-비틀림 공진기의 사용을 통해 조합된 종방향 및 비틀림 운동을 제공하는 초음파 조직 절개 시스템을 개시한다. 주(Zhou) 등의 미국 특허 공개 제2006/0030797 A1호는 초음파 트랜스듀서(ultrasound transducer) 및 혼(horn)을 구동하기 위한 구동 모터를 갖는 정형외과 수술용 장치를 개시한다. 구동 모터와 트랜스듀서 사이에, 트랜스듀서에 초음파 에너지 신호를 공급하기 위한 어댑터(adapter)가 제공된다.
- [0005] 초음파 동력식 수술용 기구의 사용이 전통적인 기계 동력식 톱(saw), 드릴(drill), 및 다른 기구에 비해 몇몇 이점을 제공하지만, 뼈/조직 계면에서의 마찰 가열에 기인한 뼈 및 인접 조직에서의 온도 상승은 여전히 중요한 문제일 수 있다. 현재의 관절경 수술용 공구는 펀치(punch), 왕복 면도기 및 무선 주파수(radio frequency, RF) 장치를 포함한다. 펀치 및 면도기와 같은 기계적 장치는 최소한의 조직 손상을 생성하지만, 때때로 바람직하지 않은 거친 절단선을 남게 할 수 있다. RF 장치는 더 매끄러운 절단선을 생성하면서도 다

량의 연조직을 제거할 수 있지만, 이들은 기계적인 수단보다 더 많은 조직 손상을 생성하는 경향이 있다. 따라서, 과도한 조직 손상을 생성하지 않고서 매끄러운 절단 표면을 형성하면서도 증가된 절단 정밀도를 제공할 수 있는 장치가 바람직할 것이다.

[0006] 관절경 수술은 관절 공간 내에서 수술을 수행하는 것을 수반한다. 수술을 수행하기 위해, 관절은 통상 팽창 및 시각화를 위해 가압된 염수로 충전된다. 그러한 수술에 사용될 수 있는 초음파 기구는 누설 없이 유체 압력을 견디어 내야 한다. 그러나, 통상적인 초음파 기구는 일반적으로 사용 동안 상당한 힘을 받는다. 초음파 장치 상의 현재의 시일(seal)은 일반적으로 누설 없이 이러한 환경을 견디어 낼 정도로 충분히 강건하지 않다.

[0007] 현재의 기구의 결점들 중 일부를 극복하는 초음파 수술용 기구를 제공하는 것이 바람직할 것이다. 본 명세서에 기술된 초음파 수술용 기구는 이들 결점 중 많은 것을 극복한다.

[0008] 또한, 관절경 수술의 수성 환경에서 절단 및 응고시키기 위해 사용되는 초음파 수술용 기구에 대한 더욱 강건한 밀봉 장치를 제공하는 것이 바람직할 것이다.

[0009] 상기 논의는 본 발명의 다양한 실시예의 분야에서 현재 존재하는 단점들 중 일부를 단지 예시하고자 하는 것이며, 특허청구범위의 범주를 부정하는 것으로서 취해져서는 안 된다.

발명의 내용

[0010] 일반적인 일 태양과 관련하여, 초음파 전기 신호의 공급원과 통신하는, 내부에 회전가능하게 지지되는 초음파 트랜스듀서 조립체를 갖는 하우징을 포함할 수 있는 초음파 수술용 기구가 제공된다. 모터가 하우징 내에 지지될 수 있다. 모터는 모터 구동 신호의 공급원과 통신하며, 회전 운동을 초음파 트랜스듀서 조립체에 인가하기 위해 초음파 트랜스듀서 조립체에 커플링된다. 혼이 초음파 트랜스듀서 조립체에 커플링될 수 있다. 중공형 외부 시스(hollow outer sheath)가 하우징에 커플링될 수 있으며, 적어도 하나의 절단 에지가 그 상에 형성되는 원위 팁(distal tip) 부분을 가질 수 있다. 블레이드(blade)가 혼에 커플링될 수 있으며, 조직 절단 원위 단부를 가질 수 있다. 블레이드는 조직 절단 원위 단부가 중공형 외부 시스의 원위 팁 부분 상의 적어도 하나의 절단 에지와 절단 결합 상태로 편향되도록 외부 시스 내에 회전가능하게 지지될 수 있다.

[0011] 다른 일반적인 태양과 관련하여, 초음파 전기 신호의 공급원과 통신하는, 내부에 회전가능하게 지지되는 초음파 트랜스듀서 조립체를 갖는 하우징을 포함할 수 있는 초음파 수술용 기구가 제공된다. 모터가 하우징 내에 지지될 수 있으며, 모터 구동 신호의 공급원과 통신할 수 있다. 모터는 회전 운동을 초음파 트랜스듀서 조립체에 인가하기 위해 초음파 트랜스듀서 조립체에 커플링될 수 있다. 혼이 초음파 트랜스듀서 조립체에 커플링될 수 있다. 중공형 외부 시스가 하우징에 커플링될 수 있으며, 팁 공동을 내부에 한정하는 원위 팁 부분을 가질 수 있다. 블레이드가 혼에 커플링될 수 있으며, 조직 절단 원위 단부를 가질 수 있다. 블레이드는 외부 시스 내에 회전가능하게 지지될 수 있으며, 팁 공동 내에 회전가능하게 지지되는 조직 절단 원위 단부 부분을 가질 수 있다. 마찰 감소 재료가 팁 공동 내에 지지될 수 있다.

[0012] 다른 일반적인 태양과 관련하여, 초음파 전기 신호의 공급원과 통신하는, 내부에 회전가능하게 지지되는 초음파 트랜스듀서 조립체를 갖는 하우징을 포함할 수 있는 초음파 수술용 기구가 제공된다. 모터 구동 신호의 공급원과 통신하는 모터가 하우징 내에 지지될 수 있다. 모터는 회전 운동을 초음파 트랜스듀서 조립체에 인가하기 위해 초음파 트랜스듀서 조립체에 커플링될 수 있다. 혼이 초음파 트랜스듀서 조립체에 커플링될 수 있다. 중공형 외부 시스가 하우징에 커플링될 수 있으며, 팁 공동을 한정하는 원위 팁 부분을 가질 수 있다. 블레이드가 혼에 커플링될 수 있으며, 외부 시스 내에 회전가능하게 지지될 수 있다. 블레이드는 팁 공동 내에 회전가능하게 지지되는 조직 절단 원위 단부 부분을 가질 수 있다. 저마찰 재료가 블레이드의 조직 절단 원위 단부의 적어도 일부분 상에 제공될 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0013] 다양한 비제한적인 실시예의 특징은 특히 첨부된 특허청구범위에 기재된다. 그러나, 다양한 비제한적인 실시예는 동작의 방법 및 조직화 둘 모두에 관하여, 그들의 추가의 목적 및 이점과 함께, 하기와 같은 첨부 도면과 관련하여 취해진 하기의 설명을 참조함으로써 가장 잘 이해될 수 있다.

<도 1>

도 1은 수술용 제어 시스템의 비제한적인 실시예의 개략도.

<도 1a>

도 1a는 제어 시스템 인클로저(enclosure)의 비제한적인 실시예의 사시도.

<도 1b>

도 1b는 제어 시스템 인클로저 구성의 다른 비제한적인 실시예의 사시도.

<도 2>

도 2는 핸드피스의 비제한적인 실시예의 단면도.

<도 3>

도 3은 다양한 비제한적인 실시예와 함께 이용될 수 있는 초음파 수술용 핸드피스의 부분 단면도.

<도 4>

도 4는 비제한적인 노즈피스(nosepiece) 실시예의 일부분의 단면도.

<도 5>

도 5는 비제한적인 노즈피스 실시예의 부분 분해 조립도.

<도 6>

도 6은 수술용 기구 핸드피스의 비제한적인 실시예의 부분 단면도.

<도 7>

도 7은 도 6의 비제한적인 수술용 기구 핸드피스 실시예의 사시도.

<도 8>

도 8은 다른 비제한적인 수술용 기구 핸드피스 실시예의 부분 단면도.

<도 9>

도 9는 다른 비제한적인 수술용 기구 핸드피스 실시예의 부분 단면도.

<도 10>

도 10은 도 9에 도시된 수술용 기구 핸드피스 실시예의 사시도.

<도 11>

도 11은 모터를 트랜스듀서 조립체에 커플링하기 위한 비제한적인 커플링 조립체 실시예의 부분 분해 조립도.

<도 12>

도 12는 비제한적인 커플링 조립체 실시예의 박판 부재 및 구동 샤프트 구성의 측면도.

<도 13>

도 13은 도 12의 비제한적인 박판 부재 실시예의 단부도.

<도 14>

도 14는 다른 비제한적인 커플링 조립체 실시예의 비제한적인 박판 부재 및 구동 샤프트 구성의 측면도.

<도 15>

도 15는 도 14의 비제한적인 박판 부재 실시예의 단부도.

<도 16>

도 16은 다른 비제한적인 수술용 기구 핸드피스 실시예의 부분 단면도.

<도 17>

도 17은 비제한적인 외부 시스 및 블레이드 실시예의 부분 사시도.

<도 18>

도 18은 도 17에 도시된 비제한적인 블레이드 실시예의 부분 사시도.

<도 19>

도 19는 도 17 및 도 18의 블레이드의 부분적인 저부 사시도.

<도 20>

도 20은 다른 비제한적인 블레이드 실시예의 일부분의 측면도.

<도 21>

도 21은 다른 비제한적인 블레이드 실시예의 일부분의 측면도.

<도 22>

도 22는 다른 비제한적인 외부 시스 및 블레이드 구성의 원위 단부의 부분 사시도.

<도 23>

도 23은 다른 비제한적인 외부 시스 및 블레이드 구성의 원위 단부의 부분 사시도.

<도 23a>

도 23a는 도 23에 도시된 비제한적인 외부 시스 실시예의 일부분의 측면도.

<도 24>

도 24는 다른 비제한적인 블레이드 실시예의 일부분의 측면도.

<도 25>

도 25는 다른 비제한적인 블레이드 실시예의 일부분의 측면도.

<도 26>

도 26은 다른 비제한적인 외부 시스 실시예의 원위 단부 내에서의, 도 25의 비제한적인 블레이드 실시예의 부분 사시도.

<도 27>

도 27은 다른 비제한적인 블레이드 실시예의 일부분의 측면도.

<도 28>

도 28은 다른 비제한적인 외부 시스 실시예의 원위 단부 내에서의, 도 27의 비제한적인 블레이드 실시예의 부분 사시도.

<도 29>

도 29는 도 28의 비제한적인 블레이드 및 외부 시스 실시예의 부분 단면 단부도.

<도 30>

도 30은 다른 비제한적인 블레이드 실시예의 일부분의 측면도.

<도 31>

도 31은 다른 비제한적인 외부 시스 실시예의 원위 단부 내에서의, 도 30의 비제한적인 블레이드 실시예의 부분 사시도.

<도 32a>

도 32a는 도 31의 외부 시스 실시예 내에서의, 도 30 및 도 31의 비제한적인 블레이드 실시예의 제1 회전 위치를 예시하는 도면.

<도 32b>

도 32b는 도 31의 외부 시스 실시예 내에서의, 도 30 및 도 31의 비제한적인 블레이드 실시예의 제2 회전 위치를 예시하는 도면.

<도 32c>

도 32c는 도 31의 외부 시스 실시예 내에서의, 도 30 및 도 31의 블레이드 실시예의 제3 회전 위치를 예시하는 도면.

<도 32d>

도 32d는 도 31의 외부 시스 실시예 내에서의, 도 30 및 도 31의 블레이드 실시예의 제4 회전 위치를 예시하는 도면.

<도 33>

도 33은 다른 비제한적인 블레이드 실시예의 일부분의 사시도.

<도 34>

도 34는 비제한적인 외부 시스 실시예 내에서의, 도 33의 블레이드 실시예의 부분 사시도.

<도 34a>

도 34a는 다른 비제한적인 블레이드 및 외부 시스 실시예의 부분 사시도.

<도 35>

도 35는 다른 비제한적인 블레이드 실시예의 일부분의 사시도.

<도 36>

도 36은 다른 비제한적인 초음파 수술용 기구 실시예의 부분 단면도.

<도 36a>

도 36a는 본 발명의 다른 비제한적인 수술용 기구 실시예의 노즈피스 부분의 부분 단면도.

<도 37>

도 37은 도 36의 비제한적인 외부 시스 및 블레이드 구성의 원위 단부의 부분 사시도.

<도 38>

도 38은 조직을 절단하는, 도 37에 도시된 외부 시스 및 블레이드 실시예의 원위 부분의 단면도.

<도 39>

도 39는 추간판절제술(discectomy)의 수행과 관련하여, 도 36의 수술용 기구 실시예의 사용을 예시하는 도면.

<도 40>

도 40은 추간판절제술의 수행과 관련하여, 도 36의 수술용 기구 실시예의 추가적인 사용을 도시하는 도면.

<도 41>

도 41은 선택적으로 후퇴가능한 안전 시스가 그 상에 장착된, 도 36의 수술용 기구 실시예의 측면도.

<도 42>

도 42는 폐쇄 위치로부터 후퇴되기 시작하는, 도 41에 예시된 후퇴가능한 안전 시스 실시예의 부분 사시도.

<도 43>

도 43은 안전 시스가 개방 위치로 후퇴된, 도 41 및 도 42에 예시된 후퇴가능한 안전 시스 실시예의 다른 부분 사시도.

<도 44>

도 44는 안전 시스가 개방 위치로 후퇴된, 도 41 내지 도 43에 예시된 후퇴가능한 안전 시스 실시예의 다른

부분 사시도.

<도 45>

도 45는 안전 시스가 개방 위치에서 단면으로 도시된, 도 41 내지 도 44에 예시된 외부 시스 및 안전 시스 실시예의 일부분의 측면도.

<도 46>

도 46은 다른 비제한적인 블레이드 실시예의 일부분의 사시도.

<도 47>

도 47은 다른 비제한적인 실시예의 다른 중공형 외부 시스 및 블레이드 구성의 일부분의 측면도.

<도 48>

도 48은 다른 비제한적인 블레이드 실시예의 단면도.

<도 49>

도 49는 다른 비제한적인 블레이드 실시예의 단면도.

<도 50>

도 50은 다른 비제한적인 블레이드 실시예의 단면도.

<도 51>

도 51은 다른 비제한적인 블레이드 실시예의 단면도.

<도 52>

도 52는 다른 비제한적인 외부 시스 및 블레이드 실시예의 부분 단면도.

<도 53>

도 53은 신체 조직과 상호작용하는, 도 52의 외부 시스 및 블레이드 실시예의 다른 부분 단면도.

<도 54>

도 54는 신체 조직과 상호작용하는, 도 52 및 도 53에 도시된 외부 시스 및 블레이드 구성의 단부 단면도.

<도 55>

도 55는 다른 비제한적인 외부 시스 실시예의 부분 사시도.

<도 56>

도 56은 다른 비제한적인 외부 시스 실시예의 부분 사시도.

<도 57>

도 57은 다른 비제한적인 블레이드 실시예를 지지하는, 도 56의 외부 시스 실시예의 부분 단면도.

<도 58>

도 58은 다른 비제한적인 외부 시스 실시예의 부분 사시도.

<도 59>

도 59는 다른 비제한적인 외부 시스 및 블레이드 실시예의 단면도.

<도 60>

도 60은 비제한적인 외부 시스 실시예 상에 형성된 절단 에지들 사이의 각도를 예시하는 도면.

<도 61>

도 61은 다른 비제한적인 외부 시스 실시예의 사시도.

<도 62>

도 62는 도 61의 외부 시스 및 블레이드 실시예의 단면도.

<도 63>

도 63은 다른 비제한적인 외부 시스 실시예의 사시도.

<도 64>

도 64는 도 63의 외부 시스 및 블레이드 실시예의 단면도.

<도 65>

도 65는 다른 비제한적인 외부 시스 실시예의 사시도.

<도 66>

도 66은 도 65의 외부 시스 및 블레이드 실시예의 단면도.

<도 67>

도 67은 다른 비제한적인 외부 시스 및 블레이드 구성의 단면 단부도.

<도 68>

도 68은 도 67의 외부 시스 및 블레이드 구성의 부분 측단면도.

<도 69>

도 69는 도 67 및 도 68의 외부 시스 및 블레이드 구성의 원위 단부 부분의 부분 측면도.

<도 70>

도 70은 도 67 내지 도 69의 외부 시스 및 블레이드 구성에 부착된 비제한적인 핸드피스 하우징 실시예의 측면도.

<도 71>

도 71은 도 70의 수술용 기구 실시예를 사용하는 방법을 도시하는 도면.

<도 72>

도 72는 도 70의 수술용 기구 실시예를 사용하는 다른 방법을 도시하는 도면.

<도 73>

도 73은 도 70의 수술용 기구 실시예를 사용하는 다른 방법을 도시하는 도면.

<도 74>

도 74는 다른 비제한적인 수술용 기구 실시예의 부분 측단면도.

<도 75>

도 75는 도 74에 도시된 수술용 기구 실시예에 이용되는 외부 시스 및 블레이드 구성의 일부분의 사시도.

<도 76>

도 76은 도 75의 외부 시스 및 블레이드 구성의 단부도.

<도 77>

도 77은 도 75 및 도 76의 시스 및 블레이드 구성의 단면 단부도.

<도 78>

도 78은 다른 비제한적인 초음파 수술용 기구 실시예의 측면도.

<도 79>

도 79는 초음파 도구 실시예의 도파관 부분과 중공형 시스 사이의 비제한적인 시일 실시예의 부분 단면도.

<도 80>

도 80은 초음파 도구 실시예의 도파관 부분과 중공형 시스 사이의 다른 비제한적인 시일 실시예의 부분 단면도.

<도 81>

도 81은 초음파 도구 실시예의 도파관 부분과 중공형 시스 사이의 다른 비제한적인 시일 실시예의 부분 단면도.

<도 82>

도 82는 초음파 도구 실시예의 도파관 부분과 중공형 시스 사이의 다른 비제한적인 시일 실시예의 부분 단면도.

<도 83>

도 83은 소정의 위치로 크럼핑되기 전의, 초음파 도구 실시예의 도파관 부분과 중공형 시스 사이의 다른 비제한적인 시일 실시예의 부분 단면도.

<도 84>

도 84는 소정의 위치로 크럼핑된 후의, 도 83의 시일 실시예의 부분 단면도.

<도 85>

도 85는 초음파 도구 실시예의 도파관 부분과 2편 중공형 시스 사이의 다른 비제한적인 시일 실시예의 부분 단면도.

<도 86>

도 86은 초음파 도구 실시예의 도파관 부분과 다른 2편 중공형 시스 사이의 다른 비제한적인 시일 실시예의 부분 단면 분해 조립도.

<도 87>

도 87은 도 86의 2편 중공형 시스 실시예의 일부분의 부분 사시도.

<도 88>

도 88은 초음파 도구 실시예의 도파관 부분과 중공형 시스 사이의 다른 비제한적인 시일 실시예의 부분 단면도.

<도 89>

도 89는 초음파 도구 실시예의 도파관 부분과 중공형 시스 사이의 다른 비제한적인 시일 실시예의 부분 단면도.

<도 90>

도 90은 초음파 도구 실시예의 도파관 부분과 중공형 시스 사이의 다른 비제한적인 시일 실시예의 부분 단면도.

<도 91a>

도 91a는 절긴 조직의 절단을 준비하는, 2개의 절단 에지 실시예의 초기 위치를 도시하는 도면.

<도 91b>

도 91b는 도 91a의 절단 에지 및 조직의 제2 위치의 도면.

<도 91c>

도 91c는 도 91a 및 도 91b의 절단 에지 및 조직의 제3 위치의 도면.

<도 91d>

도 91d는 도 91a 내지 도 91c의 절단 에지 및 조직의 제4 위치의 도면.

<도 92>

도 92는 비제한적인 절단 블레이드 및 부싱 실시예의 일부분의 사시도.

<도 92a>

도 92a는 비제한적인 수술용 기구 실시예의 내부 시스 내에 설치된, 도 92의 블레이드 및 부싱 실시예의 일부분의 부분 단면도.

<도 93>

도 93은 비제한적인 수술용 기구 실시예에서의, 도 92의 블레이드 및 부싱 실시예의 일부분의 단면도.

<도 94>

도 94는 다른 비제한적인 절단 블레이드 및 부싱 실시예의 일부분의 사시도.

<도 95>

도 95는 비제한적인 수술용 기구 실시예에서의, 도 94의 블레이드 및 부싱 실시예의 일부분의 단면도.

<도 96>

도 96은 비제한적인 블레이드 및 외부 시스 실시예의 일부분의 부분 사시도.

<도 97>

도 97은 도 96의 블레이드 및 외부 시스 구성의 단면도.

<도 98>

도 98은 도 97의 외부 시스 및 블레이드 구성의 일부분의 부분 후방 사시도.

<도 99>

도 99는 다른 비제한적인 외부 시스 및 블레이드 실시예의 일부분의 부분 후방 사시도.

<도 100>

도 100은 다른 비제한적인 외부 시스 실시예의 부분 사시도.

<도 101>

도 101은 절단 블레이드 실시예를 내부에 지지하는, 도 100의 외부 시스 실시예의 단면 단부도.

<도 102>

도 102는 다른 비제한적인 블레이드 실시예의 일부분의 사시도.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0014] 본 출원의 소유자는 또한 본 출원과 동일자로 출원되었고 그들 각각이 전체적으로 본 명세서에 참고로 포함된 하기의 미국 특허 출원들을 소유한다:
- [0015] 발명의 명칭이 "회전 절단 도구를 구비한 초음파 동력식 수술용 기구(ULTRASONICALLY POWERED SURGICAL INSTRUMENTS WITH ROTATING CUTTING IMPLEMENT)"인 미국 특허 출원 제_____호(대리인 관리 번호 END6688USNP/090341);
- [0016] 발명의 명칭이 "회전가능한 절단 도구를 구비한 초음파 동력식 수술용 기구를 사용하는 방법(METHODS OF USING ULTRASONICALLY POWERED SURGICAL INSTRUMENTS WITH ROTATABLE CUTTING IMPLEMENTS)"인 미국 특허 출원 제_____호(대리인 관리 번호 END6689USNP/090342);
- [0017] 발명의 명칭이 "초음파 동력식 수술용 기구를 위한 시일 장치(SEAL ARRANGEMENTS FOR ULTRASONICALLY POWERED SURGICAL INSTRUMENTS)"인 미국 특허 출원 제_____호(대리인 관리 번호 END6690USNP/090343);
- [0018] 발명의 명칭이 "회전가능한 블레이드 및 중공형 시스 장치를 구비한 초음파 수술용 기구(ULTRASONIC SURGICAL

INSTRUMENTS WITH ROTATABLE BLADE AND HOLLOW SHEATH ARRANGEMENTS)"인 미국 특허 출원 제_____호(대리인 관리 번호 END6691USNP/090344);

[0019] 발명의 명칭이 "부분적으로 회전하는 블레이드 및 고정된 패드 장치를 구비한 초음파 수술용 기구(ULTRASONIC SURGICAL INSTRUMENTS WITH PARTIALLY ROTATING BLADE AND FIXED PAD ARRANGEMENT)"인 미국 특허 출원 제_____호(대리인 관리 번호 END6693USNP/090346);

[0020] 발명의 명칭이 "조직을 절단 및 응고시키기 위한 이중 목적의 수술용 기구(DUAL PURPOSE SURGICAL INSTRUMENT FOR CUTTING AND COAGULATING TISSUE)"인 미국 특허 출원 제_____호(대리인 관리 번호 END6694USNP/090347);

[0021] 발명의 명칭이 "초음파 수술용 기구를 위한 외부 시스 및 블레이드 장치(OUTER SHEATH AND BLADE ARRANGEMENTS FOR ULTRASONIC SURGICAL INSTRUMENTS)"인 미국 특허 출원 제_____호(대리인 관리 번호 END6695USNP/090348);

[0022] 발명의 명칭이 "이동하는 절단 도구를 구비한 초음파 수술용 기구(ULTRASONIC SURGICAL INSTRUMENTS WITH MOVING CUTTING IMPLEMENT)"인 미국 특허 출원 제_____호(대리인 관리 번호 END6687USNP/090349); 및

[0023] 발명의 명칭이 "빗형 조직 트리밍 장치를 구비한 초음파 수술용 기구(ULTRASONIC SURGICAL INSTRUMENT WITH COMB-LIKE TISSUE TRIMMING DEVICE)"인 미국 특허 출원 제_____호(대리인 관리 번호 END6686USNP/090367).

[0024] 다양한 실시예는 조직의 치료를 위한 장치, 시스템, 및 방법에 관한 것이다. 다수의 구체적인 상세 사항이 명세서에 기술되고 첨부 도면에 예시된 바와 같은 실시예들의 전체 구조, 기능, 제조, 및 사용의 완전한 이해를 제공하도록 기재된다. 그러나, 당업자는 실시예들이 그러한 구체적인 상세 사항 없이 실시될 수 있음을 이해할 것이다. 다른 예에서, 주지의 동작, 구성요소, 및 요소는 명세서에 기술된 실시예들을 불명료하게 하지 않도록 상세하게 기술되지는 않았다. 당업자는 본 명세서에 기술되고 예시된 실시예들이 비제한적인 예임을 이해할 것이며, 따라서 본 명세서에 개시된 구체적인 구조적 및 기능적 상세 사항은 대표적인 것일 수 있고 오직 첨부된 특허청구범위에 의해서 한정되는 실시예들의 범주를 반드시 제한하는 것은 아님을 인식할 수 있다.

[0025] 명세서 전반에 걸친 "다양한 실시예", "일부 실시예", "일 실시예", 또는 "하나의 실시예" 등에 대한 언급은 그 실시예와 관련하여 기술된 특정 특징, 구조, 또는 특성이 적어도 하나의 실시예에 포함된다는 것을 의미한다. 따라서, 명세서 전반에 걸쳐 여러 곳에서의 "다양한 실시예에서", "일부 실시예에서", "일 실시예에서", 또는 "하나의 실시예에서" 등의 어구의 기재는 반드시 모두 동일한 실시예를 지칭하는 것은 아니다. 또한, 특정 특징, 구조, 또는 특성은 하나 이상의 실시예에서 임의의 적합한 방식으로 조합될 수 있다. 따라서, 일 실시예와 관련하여 예시되거나 기술된 특정 특징, 구조, 또는 특성은 제한 없이 하나 이상의 다른 실시예의 특징, 구조, 또는 특성과 전체적으로 또는 부분적으로 조합될 수 있다.

[0026] 다양한 실시예는 수술적 시술 동안 조직 절개, 절단, 및/또는 응고를 달성하도록 구성된 초음파 수술용 시스템 및 기구뿐만 아니라, 그에 의해 이용되는 절단 도구 및 밀봉 특징부의 개선에 관한 것이다. 일 실시예에서, 초음파 수술용 기구 장치는 개복 수술적 시술에 사용되도록 구성되지만, 다른 유형의 수술, 예컨대 복강경, 내시경, 및 로봇-보조식 시술에 적용된다. 다용도의 사용은 초음파 에너지의 선택적 사용 및 절단/응고 도구의 선택적인 회전에 의해 용이하게 된다.

[0027] "근위" 및 "원위"라는 용어는 핸드피스 조립체를 파지하는 임상의와 관련하여 본 명세서에 사용된다는 것을 인식할 것이다. 따라서, 단부 작동기는 보다 근위의 핸드피스 조립체와 관련하여 원위이다. 또한, 편의 및 명확함을 위해, "상부" 및 "저부"와 같은 공간적 용어가 또한 핸드피스 조립체를 파지하는 임상의와 관련하여 본 명세서에 사용된다는 것을 인식할 것이다. 그러나, 수술용 기구는 많은 배향 및 위치로 사용되며, 이들 용어는 제한적이고 절대적인 것으로 의도되지는 않는다.

[0028] 수술용 시스템

[0029] 도 1은 수술용 시스템(10)의 비제한적인 일 실시예를 개략적인 형태로 예시한다. 수술용 시스템(10)은 초음파 발생기(12), 및 "자급식(self-contained)" 초음파 기구(110)를 포함할 수 있는 초음파 수술용 기구 조립체(100)를 포함할 수 있다. 이하에 추가로 상세히 논의되는 바와 같이, 초음파 발생기(12)는 케이블(14)에 의해, 수술용 기구 조립체(100)의 하우징 부분(102) 내에 위치한 슬립 링(slip ring) 조립체(150)에 의해 자급식 초음파 기구(110)의 초음파 트랜스듀서 조립체(114)에 연결될 수 있다. 일 실시예에서, 시스템(10)은 케

이블(23)에 의해 제어 모듈(24)에, 예를 들면 그에 24 VDC를 공급하도록 커플링된 전원 장치(22)를 포함하는 모터 제어 시스템(20)을 추가로 포함한다. 모터 제어 모듈(24)은 미국 텍사스주 오스틴 소재의 내셔널 인스트루먼트(National Instruments)에 의해 모델 번호 NI cRIO-9073으로 제조되는 제어 모듈을 포함할 수 있다. 그러나, 다른 모터 제어 모듈이 이용될 수 있다. 전원 장치(22)는 내셔널 인스트루먼트에 의해 제조되는 전원 장치를 포함할 수 있다. 그러나, 다른 전원 장치가 성공적으로 이용될 수 있다. 전원 장치(22)는 또한 케이블(25)에 의해 모터 구동부(26)에, 역시 그에 24 VDC를 공급하도록 커플링될 수 있다. 모터 구동부(26)는 내셔널 인스트루먼트에 의해 제조되는 모터 구동부를 포함할 수 있다. 제어 모듈(24)은 또한 케이블(27)에 의해 모터 구동부(26)에, 그에 전력을 공급하도록 커플링될 수 있다. 통상적인 풋 페달(foot pedal)(30) 또는 다른 제어 스위치 장치가 케이블(31)에 의해 제어 모듈(24)에 부착될 수 있다. 이하에 추가로 상세히 논의되는 바와 같이, 초음파 수술용 기구(100)는 그와 연관된 인코더(encoder)(194)를 갖는 모터(190)를 포함할 수 있다. 모터(190)는 내셔널 인스트루먼트에 의해 모델 번호 CTP12ELF10MAA00으로 제조되는 모터를 포함할 수 있다. 인코더(194)는 미국 위싱턴주 밴쿠버 소재의 유.에스. 디지털(U.S. Digital)에 의해 모델 번호 E2-500-197-I-D-D-B로 제조되는 인코더를 포함할 수 있다. 그러나, 다른 모터 및 인코더가 사용될 수 있다. 인코더(194)는 인코더 케이블(32)에 의해 모터 제어 모듈(24)에 커플링될 수 있으며, 모터(190)는 케이블(33)에 의해 모터 구동부(26)에 커플링될 수 있다. 수술용 시스템(10)은 또한 모터 제어 모듈(24)과 이더넷(Ethernet) 케이블(42)에 의해 통신할 수 있는 컴퓨터(40)를 포함할 수 있다.

[0030] 도 1에서 또한 알 수 있는 바와 같이, 다양한 실시예에서, 모터 제어 시스템(20)은 인클로저(enclosure)(21) 내에 수용된다. 시스템의 용이한 휴대성을 촉진하기 위해, 다양한 구성요소가 제거가능한 케이블 커넥터에 의해 모터 제어 시스템(20)에 부착될 수 있다. 예를 들면, 풋 페달 스위치(30)는 제어 시스템(20)에 대한 풋 페달의 신속 부착을 용이하게 하도록 케이블(35)에 의해 탈착가능한 케이블 커넥터(37)에 부착될 수 있다. A/C 전력이 케이블(52)에 부착된 탈착가능한 케이블 커넥터(54)에 부착되는 통상적인 플러그/케이블(50)에 의해 전원 장치(22)에 공급될 수 있다. 컴퓨터(40)는 케이블(42)에 커플링된 탈착가능한 케이블 커넥터(62)에 부착되는 케이블(60)을 구비할 수 있다. 인코더(194)는 탈착가능한 커넥터(72)에 부착되는 인코더 케이블(70)을 구비할 수 있다. 역시, 모터(190)는 탈착가능한 커넥터(72)에 부착되는 케이블(74)을 구비할 수 있다. 탈착가능한 커넥터(72)는 케이블(32)에 의해 제어 모듈(24)에 부착될 수 있으며, 커넥터(72)는 케이블(33)에 의해 모터 구동부(26)에 부착될 수 있다. 따라서, 케이블 커넥터(72)는 인코더(194)를 제어 모듈(24)에 그리고 모터(190)를 모터 구동부(26)에 커플링하는 역할을 한다. 케이블(70, 74)은 공통 시스템(76) 내에 수용될 수 있다.

[0031] 대안적인 실시예에서, 초음파 발생기(12) 및 제어 시스템(20)은 동일한 인클로저(105) 내에 수용될 수 있다. 도 1a를 참조한다. 또 다른 실시예에서, 초음파 발생기(12)는 점퍼 케이블(107)에 의해 모터 제어 시스템(20)과 전기적으로 통신할 수 있다. 그러한 구성은 전력을 공급하기 위한 공통 수단(코드(50))뿐만 아니라 데이터 링크(data link)도 공유할 수 있다. 도 1b를 참조한다.

[0032] 다양한 실시예에서, 초음파 발생기(12)는 초음파 발생기 모듈(13) 및 신호 발생기 모듈(15)을 포함할 수 있다. 도 1을 참조한다. 초음파 발생기 모듈(13) 및/또는 신호 발생기 모듈(15)은 각각 초음파 발생기(12)와 일체일 수 있거나, 초음파 발생기(12)에 전기적으로 커플링되는 분리된 회로 모듈로서 제공될 수 있다(이러한 선택 사양을 예시하기 위해 가상선으로 도시됨). 일 실시예에서, 신호 발생기 모듈(15)은 초음파 발생기 모듈(13)과 일체로 형성될 수 있다. 초음파 발생기(12)는 발생기(12) 콘솔(console)의 전방 패널 상에 위치한 입력 장치(17)를 포함할 수 있다. 입력 장치(17)는 공지된 방식으로 발생기(12)의 동작을 프로그래밍하는 데 적합한 신호를 발생하는 임의의 적합한 장치를 포함할 수 있다. 계속 도 1을 참조하면, 케이블(14)은 이하에 추가로 상세히 논의되는 바와 같이 초음파 트랜스듀서 조립체(114)의 양(+) 및 음(-) 전극에 전기 에너지를 인가하기 위한 다수의 전기 도체를 포함할 수 있다.

[0033] 초음파 발생기, 초음파 발생기 모듈 및 신호 발생기 모듈의 다양한 형태가 공지되어 있다. 예를 들어, 그러한 장치는 전체적으로 본 명세서에 참고로 포함된, 2007년 7월 15일자로 출원되고 발명의 명칭이 "초음파 수술용 기구를 위한 회전 트랜스듀서 장착부(Rotating Transducer Mount For Ultrasonic Surgical Instruments)"인 공동 소유의 미국 특허 출원 제12/503,770호에 개시되어 있다. 다른 그러한 장치는 모두 본 명세서에 참고로 포함된 하기의 미국 특허들 중 하나 이상에 개시되어 있다: 미국 특허 제6,480,796호(제로 부하 조건 하에서 초음파 시스템의 기동을 개선하기 위한 방법(Method for Improving the Start Up of an Ultrasonic System Under Zero Load Conditions)); 미국 특허 제6,537,291호(초음파 수술용 시스템에 연결된 핸들 내의 헐거운 블레이드를 검출하기 위한 방법(Method for Detecting a Loose Blade in a Handle Connected to an Ultrasonic Surgical System)); 미국 특허 제6,626,926호(기동시 블레이드 공진 주파수의 획

득을 개선하도록 초음파 시스템을 구동하기 위한 방법(Method for Driving an Ultrasonic System to Improve Acquisition of Blade Resonance Frequency at Startup)); 미국 특허 제6,633,234호(속도 및 임피던스 정보를 사용하여 블레이드 파손을 검출하기 위한 방법(Method for Detecting Blade Breakage Using Rate and/or Impedance Information)); 미국 특허 제6,662,127호(초음파 시스템 내의 블레이드의 존재를 검출하기 위한 방법(Method for Detecting Presence of a Blade in an Ultrasonic System)); 미국 특허 제6,678,621호(초음파 수술용 핸들 내의 위상 여유를 사용하는 출력 변위 제어(Output Displacement Control Using Phase Margin in an Ultrasonic Surgical Handle)); 미국 특허 제6,679,899호(초음파 핸들 내의 횡방향 진동을 검출하기 위한 방법(Method for Detecting Transverse Vibrations in an Ultrasonic Handle)); 미국 특허 제6,908,472호(초음파 수술용 시스템 내의 발생기 기능을 변경하기 위한 장치 및 방법(Apparatus and Method for Altering Generator Functions in an Ultrasonic Surgical System)); 미국 특허 제6,977,495호(수술용 핸드피스 시스템을 위한 검출 회로(Detection Circuitry for Surgical Handpiece System)); 미국 특허 제7,077,853호(트랜스듀서 온도를 결정하도록 트랜스듀서 커패시턴스를 계산하기 위한 방법(Method for Calculating Transducer Capacitance to Determine Transducer Temperature)); 미국 특허 제7,179,271호(기동시 블레이드 공진 주파수의 획득을 개선하도록 초음파 시스템을 구동하기 위한 방법(Method for Driving an Ultrasonic System to Improve Acquisition of Blade Resonance Frequency at Startup)); 및 미국 특허 제7,273,483호(초음파 수술용 시스템 내의 발생기 기능을 변경하기 위한 장치 및 방법(Apparatus and Method for Alerting Generator Function in an Ultrasonic Surgical System)).

[0034] 수술용 기구

[0035] 도 2에서 알 수 있는 바와 같이, 초음파 수술용 기구 핸드피스(100)는 모터(190), 인코더(194), 슬립 링 조립체(150) 및 자급식 초음파 수술용 기구(110)를 수용하는 하우징(102)을 포함할 수 있다. 하우징(102)은 나사, 스냅 특징부 등과 같은 체결구에 의해 함께 부착되는 2개 이상의 부품들로 제공될 수 있으며, 예를 들어 폴리카르보네이트 재료로부터 제조될 수 있다. 모터(190)는, 예를 들어 내셔널 인스트루먼트에 의해 모델 번호 CTP12ELF10MAA00으로 제조되는 스테퍼(stepper) 모터를 포함할 수 있다. 그러나, 다른 모터가, 예를 들어 1 내지 6000 rpm 정도의, 하우징(102)에 대한 자급식 초음파 수술용 기구(110)의 "총체적(gross)" 회전 운동을 달성하기 위해 이용될 수 있다. 인코더(194)는 모터 샤프트(192)의 기계적 회전을, 제어 모듈(24)에 속도 및 다른 모터 제어 정보를 제공하는 전기 펄스로 변환한다.

[0036] 자급식 초음파 수술용 기구(110)는 에치콘 엔도-서저리(Ethicon Endo-Surgery)에 의해 모델 번호 HP054로 제조되어 판매되는 수술용 기구를 포함할 수 있다. 그러나, 다른 초음파 기구가 성공적으로 이용될 수도 있다. 본 명세서에 사용되는 바와 같이 "자급식"이라는 용어는 초음파 수술용 기구가 수술용 기구(100)와 함께 사용되는 것과는 별개로, 초음파 수술용 기구로서 독립적으로 효과적으로 사용될 수 있음을 의미한다는 것이 이해될 것이다. 도 3에 더욱 상세하게 예시되는 바와 같이, 초음파 수술용 기구(110)는 전기 에너지를, 트랜스듀서 조립체(114)의 단부의 종방향 진동 운동을 유발하는 기계적 에너지로 변환하기 위해 압전 초음파 트랜스듀서 조립체(114)를 지지하는 하우징(112)을 포함한다. 초음파 트랜스듀서 조립체(114)는 세라믹 압전 요소들의 스택(stack)을 포함할 수 있으며, 이때 운동 널 포인트(motion null point)가 스택을 따라 소정의 지점에 위치된다. 초음파 트랜스듀서 조립체(114)는 2개의 실린더들(116, 118) 사이에 장착될 수 있다. 또한, 실린더(120)가 실린더(118)에 부착될 수 있는데, 이는 이어서 다른 운동 널 포인트(122)에서 하우징에 장착된다. 혼(124)이 또한 일측에서 널 포인트에 그리고 타측에서 커플러(126)에 부착될 수 있다. 블레이드(200)가 커플러(126)에 고정될 수 있다. 그 결과, 블레이드(200)는 초음파 트랜스듀서 조립체(114)와 함께 초음파 주파수(frequency rate)에서 종방향으로 진동할 것이다. 초음파 트랜스듀서 조립체(114)의 단부는, 초음파 트랜스듀서 조립체(114)가 트랜스듀서의 공진 주파수에서 최대 전류로 구동될 때, 스택의 일부분이 부동 노드(motionless node)를 구성하는 상태에서 최대 운동을 달성한다. 그러나, 최대 운동을 제공하는 전류는 기구마다 다를 것이며, 시스템이 이를 사용할 수 있도록 기구의 비-회발성 메모리에 저장되는 값이다.

[0037] 초음파 기구(110)의 부품들은 조합체가 동일한 공진 주파수에서 요동하도록 설계될 수 있다. 특히, 요소들은 각각의 그러한 요소의 생성되는 길이가 1/2 파장 또는 그의 배수이도록 조정될 수 있다. 종방향 전후 운동은 음파 장착 혼(acoustical mounting horn)(124)의 블레이드(200)에 더 근접한 직경이 감소함에 따라 증폭된다. 따라서, 혼(124)뿐만 아니라 블레이드/커플러는 블레이드 운동을 증폭시키고 음파 시스템의 잔여부와 공진하는 초음파 진동을 제공하는 형상 및 치수로 설정될 수 있으며, 이는 블레이드(200)에 근접한 음파 장착 혼(124)의 단부의 최대 전후 운동을 생성한다. 초음파 트랜스듀서 조립체(114)에서의 20 내지 25 마이크로미터의 운동이 혼(124)에 의해 약 40 내지 100 마이크로미터의 블레이드 이동으로 증폭될 수 있다.

- [0038] 풋 페달(30) 또는 다른 스위치 장치의 동작에 의해 초음파 기구(110)에 전력이 인가될 때, 제어 시스템(20)은 예를 들어 블레이드(200)가 대략 55.5 kHz에서 종방향으로 진동하게 할 수 있으며, 종방향 이동량은 사용자에게 의해 조절가능하게 선택되는 바와 같은, 인가되는 구동 전력(전류)의 양에 비례하여 변화할 것이다. 비교적 높은 절단 전력이 인가될 때, 블레이드(200)는 초음파 진동물에서 약 40 내지 100 마이크로미터 범위로 종방향으로 이동하도록 설계될 수 있다. 블레이드(200)의 그러한 초음파 진동은 블레이드가 조직과 접촉함에 따라 열을 발생시킬 것인데, 즉 조직을 통한 블레이드(200)의 가속은 이동하는 블레이드(200)의 기계적 에너지를 매우 좁고 국소화된 영역 내의 열 에너지로 변환한다. 이러한 국소화된 열은 좁은 구역의 응고를 생성하며, 이는 직경이 1 밀리미터 미만인 것과 같은 작은 혈관에서의 출혈을 감소시키거나 제거할 것이다. 블레이드(200)의 절단 효율뿐만 아니라 지혈의 정도는 인가되는 구동 전력의 수준, 외과의에 의해 블레이드에 가해지는 힘 또는 절단 속도, 조직 유형의 특성 및 조직의 혈관분포(vascularity)에 따라 변화할 것이다.
- [0039] 도 2에서 알 수 있는 바와 같이, 초음파 기구(110)는 테일피스(tailpiece) 구동 어댑터(130) 및 원위 핸드피스 어댑터(134)에 의해 하우징(102) 내에 지지된다. 테일피스 구동 어댑터(130)는 근위 베어링(132)에 의해 하우징(102) 내에 회전가능하게 지지되며, 모터(190)의 출력 샤프트(192)에 비-회전가능하게 커플링된다. 도 2를 참조한다. 테일피스 구동 어댑터(130)는 초음파 기구(110)의 하우징(112) 상으로 가압될 수 있거나, 예를 들어 고정나사(setscrew) 또는 접착체에 의해 하우징(112)에 부착될 수 있다. 원위 핸드피스 어댑터(134)는 핸드피스 하우징(112)의 원위 단부(113) 상으로 가압될 수 있거나, 고정나사 또는 접착체에 의해 그에 달리 부착될 수 있다. 원위 핸드피스 어댑터(134)는 하우징(102) 내에 장착된 원위 베어링(136)에 의해 하우징(102) 내에 회전가능하게 지지된다.
- [0040] 전력이 모터(190)에 인가될 때, 모터(190)는 초음파 수술용 기구(110) 및 블레이드(200)가 중심축 A-A를 중심으로 회전하게 하도록 핸드피스(110)에 "총체적 회전 운동"을 인가한다. 본 명세서에 사용되는 바와 같이, "총체적 회전 운동"이라는 용어는 비-균질하게 형성된 초음파 블레이드를 이용할 때 달성될 수 있는 "비틀림 초음파 운동(torsional ultrasonic motion)"이라는 용어와는 구별되어야 한다. "총체적 회전 운동"이라는 용어는 대신에 오로지 초음파 트랜스듀서 조립체(114)의 동작만에 의해 발생하는 것이 아닌 회전 운동을 포함한다.
- [0041] 초음파 발생기(12)로부터의 전력을 초음파 기구(110)에 제공하기 위해, 슬립 링 조립체(150)가 이용될 수 있다. 도 2에서 알 수 있는 바와 같이, 도체(151, 152)가 초음파 트랜스듀서 조립체(114)에 커플링되며, 테일피스 구동 어댑터(130)의 중공형 스템(stem) 부분(132)을 통해 연장한다. 중공형 스템 부분(132)은 모터(190)의 구동 샤프트(192)에 부착되며, 슬립 링 조립체(150) 내에서 자유롭게 회전한다. 제1 내부 접점(154)이 축 A-A를 중심으로 함께 회전 주행하도록 중공형 스템 부분(132)에 부착된다. 제1 내부 접점(154)은 슬립 링 조립체(150) 내에서 고정된 외부 접점(156)과 회전 접촉하도록 위치된다. 접점(154, 156)은 동심으로 배열된 링의 형태로 제공될 수 있다. 도체(157, 158)는 고정된 외부 접점(156)에 커플링되며, 발생기 케이블(14)을 형성한다. 도체(191, 193)는 모터에 부착되고 모터 케이블(74)을 형성하며, 도체(195, 197)는 인코더(194)에 부착되고 인코더 케이블(70)을 형성한다. 모터 샤프트(192)의 회전은 테일피스 구동 어댑터(130) 및 그에 부착된 초음파 기구(110)의 축 A-A를 중심으로 한 회전을 유발한다. 모터 구동 샤프트(192)의 회전이 또한 내부 접점(154)의 회전을 유발한다. 초음파 발생기(12)로부터의 초음파 신호는 내부 접점(154)과 외부 접점(156) 사이의 접촉 또는 "전기적 통신"에 의해 내부 접점(154)으로 전송된다. 이들 신호는 도체(151, 152)에 의해 초음파 트랜스듀서 조립체(114)로 전송된다. 다른 대안적인 실시예에서, 슬립 링 조립체는 동심 링 접점과 결합하는 통상적인 포고 핀(pogo pin)의 사용을 이용할 수 있다. 다른 슬립 링 장치가 또한 이용될 수 있다.
- [0042] 다양한 실시예는 또한 체결구(161)에 의해 하우징(102)의 원위 단부(103)에 제거가능하게 부착될 수 있는 원위 노즈피스(nosepiece)(160)를 포함한다. 도 5를 참조한다. 하나 이상의 shim 부재(162)가 하우징(102)과 노즈피스(160) 사이의 동축 부착을 용이하게 하도록 원위 단부(103)와 노즈피스(160) 사이에 위치될 수 있다. 노즈피스(160)는, 예를 들어 스테인레스강 또는 폴리카르보네이트로부터 제조될 수 있다. 다양한 실시예에서, 블레이드(200)의 원위 단부(202)는 내부 시스 시일(212) 내에 저널링된(journaled) 중공형 커플러 세그먼트(210)를 통해 연장한다. 내부 시스 시일(212)은, 예를 들어 폴리테트라플루오로에틸렌("PTFE")을 포함할 수 있으며, 커플러 세그먼트(210)와 노즈피스(160) 사이의 실질적으로 액밀 및/또는 기밀 시일을 확립하는 역할을 할 수 있다. 또한, 도 4의 실시예에서, 내부 시스(220)가, 예를 들어 용접에 의해 중공형 커플러 세그먼트(210)에 부착될 수 있거나, 중공형 커플러 세그먼트(210)는 내부 시스(220)의 일체형 부분을 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 블레이드 핀/토크전달(torquing) 부재(216)가 블레이드 부재(200)와의 내부 시

스(220)의 이동을 용이하게 하도록 블레이드 부재(200) 및 중공형 커플러 세그먼트(210)를 통해 횡방향으로 연장할 수 있다. 하나 이상의 통기식 실리콘 부싱(vented silicone bushing)(214)이 블레이드(200)를 내부 시스(220)로부터 음파적으로 차단하도록 블레이드(200) 둘레에 저널링될 수 있다. 블레이드 부재(200)는, 내부에 나사형성되고 커플러(126)의 나사형성된 부분과 제거가능하게 결합하도록 구성된 근위 단부(201)를 가질 수 있다. 커플러(126)에 대한 블레이드(200)의 조임을 용이하게 하기 위해, 조임 구멍(108)(도 2)이 하우징(102)을 통해 제공되어, 초음파 수술용 기구(110) 및 그에 부착된 커플러(126)의 회전을 방지하도록 공구(예컨대, 앨런 렌치(Allen wrench))가 테일피스 구동 어댑터(130) 내의 구멍(131) 내로 관통하여 삽입될 수 있다. 일단 블레이드(200)가 커플러(126) 내에 나사결합되면, 사용자는 구멍(108, 131)으로부터 앨런 렌치 또는 다른 공구를 제거하고 구멍(108) 내로 나사형성된 플러그(도시 안됨)를 삽입하여 구멍을 통해 하우징(102) 내로 유체/먼지가 유입되는 것을 방지할 수 있다.

[0043] 또한, 다양한 실시예에서, 외부 시스(230)가 내부 시스(220) 및 블레이드 부재(200)와 동축으로 정렬될 수 있으며, 예를 들어 용접, 브레이징(brazing), 오버몰딩(overmolding) 또는 억지끼워맞춤에 의해 노즈피스(160)의 원위 단부(163)에 부착될 수 있다. 도 4에서 알 수 있는 바와 같이, 흡입 포트(240)가 중공형 외부 시스(230)와 연통하도록 노즈피스(160)에 부착될 수 있다. 가요성 튜브(242)가 흡입 포트(240)에 부착되어 전체적으로 도면 부호 244로 도시된 진공원에 커플링되는 수집 리셉터클(243)과 연통할 수 있다. 따라서, 외부 시스(230)는 외부 시스(230)의 원위 팁에서 시작하여 흡입 포트(240)를 통해 외부로 이어지는, 내부 시스(220) 둘레로 연장하는 흡입 경로를 형성한다. 당업자는 대안적인 흡입 경로가 또한 가능하다는 것을 인식할 것이다. 또한, 대안적인 실시예에서, 내부 시스(220)는 생략된다.

[0044] 수술용 시스템(10)의 다양한 실시예는 초음파 축방향 운동을 블레이드(200)에 그리고 총체적 회전 운동을 또한 블레이드(200)에 선택적으로 인가하는 능력을 제공한다. 필요할 경우, 임상의는 단순히 모터(190)를 작동시키지 않고서 초음파 트랜스듀서 조립체(114)를 작동시킬 수 있다. 그러한 경우, 기구(100)는 단순히 초음파 기구로서 초음파 모드로 사용될 수 있다. 종방향 초음파 운동을 위한 주파수 범위는, 예를 들어 30 내지 80 kHz 정도일 수 있다. 유사하게, 임상의는 초음파 트랜스듀서 조립체(114)를 작동시키지 않고서 모터(190)를 작동시키기를 원할 수 있다. 따라서, 총체적 회전 운동이 회전 모드로 블레이드(200)에, 그에 종방향 초음파 운동의 인가 없이, 인가될 것이다. 총체적 회전 속도는, 예를 들어 1 내지 6000 rpm 정도일 수 있다. 다른 응용에서, 임상의는 블레이드(200)가 트랜스듀서 조립체(114)로부터 종방향 초음파 운동을 그리고 모터로부터의 총체적 회전 운동을 겪게 될, 초음파 및 회전 모드로 기구(100)를 사용하기를 원할 수 있다. 예를 들어, 사이클당 2 내지 10 회전(720 내지 3600도)의 요동 운동 또는 연속적인 일방향 회전이 달성될 수 있다. 당업자는 수술용 시스템(10)의 다양한 실시예가 관절경 및 다른 수술적 응용과 함께 효과적으로 이용될 수 있다는 것을 쉽게 인식할 것이다.

[0045] 적어도 하나의 비제한적인 실시예는 하우징(102) 상에 제어 장치(170)를 추가로 포함할 수 있다. 도 2를 참조한다. 제어 장치(170)는 다중-도체 케이블(171)에 의해 제어 모듈(24)과 통신할 수 있다. 제어 장치(170)는 "초음파 모드" 및 "회전 모드"를 포함하는 "이중" 모드를 작동/작동해제시키기 위한 제1 버튼(172)을 포함할 수 있다. 그러한 장치에서, 제어 모듈(24)은 블레이드(200)에 미리설정된 양의 총체적 회전 운동을 제공하도록 미리프로그래밍될 수 있다. 제어 장치(170)는 초음파 모드를 작동시키지 않고서 회전 모드를 작동/작동해제시켜서 지혈 없이 절단하기 위한 제2 버튼(174)을 추가로 포함할 수 있다. 제어 장치(170)는 또한 "응고 모드"를 작동/작동해제시키기 위한 제3 버튼(176)을 포함할 수 있으며, 여기서 모터(190)는 미리설정된 회전 배향으로 구동하고 그 후 "대기(park)" 또는 작동해제되어, 이하에 추가로 상세히 논의되는 바와 같이 외부 시스(240)의 원위 단부에서 초음파 블레이드 표면을 노출시킨다. 또한, 이러한 모드에서, 초음파 트랜스듀서 조립체(114)는 스폿 응고(spot coagulation)를 제공하도록 전력공급될 수 있거나, 대안적인 실시예에서 임상의는 단순히, 예를 들어 5초의 미리설정된 기간 동안 초음파 트랜스듀서 조립체(114)를 작동시키는 스폿 응고 버튼(77)을 작동시킬 수 있다. 제어 장치는 초음파 모드와 회전 모드 사이에서 전환하는 버튼(178)을 추가로 포함할 수 있다. 다양한 비제한적인 실시예에 따르면, 전술된 기능/모드의 임의의 조합이 본 명세서에 개시된 다양한 비제한적인 실시예 및 그들의 등가 구조의 사상 및 범주로부터 벗어남이 없이 하나 이상의 버튼에 의해 조합 및 제어될 수 있다.

[0046] 당업자는 하우징 부재(102) 및 장착 어댑터(130, 134)가 수술용 기구(100)로부터 분리되어 독립적으로 사용될 수 있는 다양한 상이한 유형 및 형상의 초음파 핸드피스를 내부에 작동가능하게 지지하도록 구성될 수 있다는 것을 이해할 것이다. 따라서, 제어 시스템(20) 및 기구(100)는 구매자가 본 명세서에 개시된 다양한 비제한적인 실시예 및 그들 각각의 등가 구조의 사상 및 범주로부터 벗어남이 없이 그들의 기존의 초음파 핸드피스

를 내부에 설치하는 것을 가능하게 하도록 초음파 핸드피스(110) 없이 "키트 형태"로 제공될 수 있다.

[0047] 도 6 및 도 7은 다른 수술용 기구(300)를 예시하며, 여기서 상기 논의된 다양한 실시예를 기술하기 위해 이전에 사용된 동일한 도면 부호가 동일한 구성요소를 지시하기 위해 사용된다. 이들 실시예에서, 수술용 기구(300)는 초음파 혼(324)에 부착된 트랜스듀서 조립체(314)를 수용하는 하우징(302)을 포함한다. 초음파 혼(324)은 전술된 방식으로 블레이드(200)의 근위 단부(201)에 커플링될 수 있다. 초음파 혼(324)은 원위 베어링(336)에 의해 하우징(302) 내에 회전가능하게 지지될 수 있다. 노즈피스(160)가 전술된 방식으로 체결구(161)에 의해 하우징(302)에 부착될 수 있다.

[0048] 이러한 실시예에서, 초음파 트랜스듀서 조립체(314)는 전체적으로 도면 부호 320으로 지시된, 일체형 모터 로터(motor rotor)를 형성하기 위해 매립되거나 그에 달리 부착되는 또는 다르게 부착되는 자석(316)을 갖는다. 모터 고정자 링(stator ring)(330)이 도시된 바와 같이 하우징(302) 내에 장착된다. 도체(332, 334)가 모터 고정자 링(330)에 부착되고, 전술된 바와 같은 제어 시스템(20) 내의 모터 케이블(33)에 부착되도록 공통 시스(76)를 통과한다. 중공형 샤프트(340)가 모터 로터(320)를 통해 연장하여 도체(151, 152)를 위한 통로를 형성한다. 도체(151, 152)는 초음파 트랜스듀서 조립체(314) 및 내부 접점(154)에 커플링된다. 내부 접점(154)은 하우징(302) 내에 또한 지지되는 슬립 링 조립체(150) 내로 회전가능하게 연장하는 중공형 샤프트(340)의 일부분에 부착된다. 중공형 샤프트(340)는 근위 베어링(342)에 의해 하우징(302) 내에 회전가능하게 지지된다. 슬립 링 조립체(150)는 하우징(302) 내에 고정되며(즉, 비-회전가능함), 전술된 바와 같은 발생기 케이블(14)을 형성하는 도체(157, 158)에 커플링되는 고정된 외부 접점(156)을 포함한다. 전력이 모터 고정자(330)에 공급될 때, 로터(320) 및 일체형 초음파 트랜스듀서(314)는 축 A-A를 중심으로 회전하게 된다. 초음파 발생기(12)로부터의 초음파 신호는 내부 접점(154)과 외부 접점(156) 사이의 회전 접촉 또는 전기적 통신에 의해 내부 접점(154)으로 전송된다. 이들 신호는 도체(151, 152)에 의해 초음파 트랜스듀서 조립체(314)로 전송된다. 수술용 기구(300)는 전술된 유형의 제어 장치를 포함할 수 있으며, 전술된 다양한 모드로 사용될 수 있다. 흡입이 포트(240)를 통해 블레이드(200)와 외부 시스(230) 사이에 인가될 수 있다. 수집 리셉터클(243) 및 흡입원(240)이 튜브(242)에 의해 포트(240)에 부착될 수 있다. 블레이드의 원위 단부는 이하에 추가로 논의되는 바와 같이 블레이드를 조직에 대해 노출시키도록 외부 시스(230)의 원위 단부 내의 윈도우를 통해 노출된다.

[0049] 도 8은 다른 수술용 기구(400)를 예시하며, 여기서 상기 논의된 다양한 실시예를 기술하기 위해 이전에 사용된 동일한 도면 부호가 동일한 구성요소를 지시하기 위해 사용된다. 이들 실시예에서, 수술용 기구(400)는 초음파 혼(324)에 부착된 초음파 트랜스듀서 조립체(314)를 수용하는 하우징(302)을 포함한다. 초음파 혼(324)은 전술된 방식으로 블레이드(200)의 근위 단부(201)에 커플링될 수 있다. 초음파 혼(324)은 원위 베어링(336)에 의해 하우징(302) 내에 회전가능하게 지지될 수 있다. 노즈피스(160)가 전술된 방식으로 하우징(302)에 부착될 수 있다.

[0050] 이러한 실시예에서, 브러시형 모터(brushed motor)(410)가 초음파 트랜스듀서 조립체(314)에 일체로 부착된다. 본 명세서에 사용되는 바와 같이, "일체로 부착된"은 함께 주행하도록 초음파 트랜스듀서 조립체(314)에 직접 부착되거나 달리 그와 함께 형성되는 것을 의미한다. 초음파 트랜스듀서 조립체(314)에의 브러시형 모터(410)의 부착과 관련하여 사용되는 바와 같은 "일체로 부착된"이라는 용어는 초음파 트랜스듀서 조립체가 피동 샤프트 장치를 통해 모터에 부착되는 그러한 구성을 포함하지는 않는다. 또한, 이러한 실시예에서, 자석(426)이 하우징(302) 내에 고정된 고정자 링(420) 내에 제공된다. 도체(432, 434)는 브러시형 모터(410)에 부착된 중공형 샤프트(340)를 통해 연장한다. 중공형 샤프트(340)는 근위 베어링(342)에 의해 하우징(302) 내에 회전가능하게 지지된다. 모터 도체(432)는 제1 내부 모터 접점(436)에 부착되며, 모터 도체(434)는 제2 내부 모터 접점(438)에 부착된다. 제1 및 제2 내부 모터 접점(436, 438)은 전체적으로 도면 부호 450으로 지시된 슬립 링 조립체 내로 연장하는 중공형 샤프트(340)의 부분 상에 지지된다. 슬립 링 조립체(450)는 하우징(302) 내에 고정되며(즉, 비-회전가능함), 도체(441)에 커플링된 제1 외부 모터 접점(440) 및 도체(443)에 커플링된 제2 외부 모터 접점(442)을 포함한다. 도체(441, 443)는 전술된 바와 같은 모터 케이블(74)을 형성한다. 임상의가 초음파 트랜스듀서 조립체(314)에 그리고 최종적으로 블레이드(200)에 총체적 회전 운동을 인가하기를 원할 때, 임상의는 전력이 모터 구동부(26)로부터 브러시형 모터(410)로 공급되게 한다.

[0051] 또한, 이러한 실시예에서, 도체(151, 152)는 초음파 트랜스듀서 조립체(314)에 부착되며, 중공형 샤프트(340)를 통해 연장하여 중공형 샤프트(340)에 부착된 내부 트랜스듀서 접점(154)에 커플링된다. 슬립 링 조립체(450)는 전술된 바와 같은 발생기 케이블(14)을 형성하는 도체(157, 158)에 커플링되는 고정된 외부 트랜스듀

서 접점(156)을 포함한다. 전력이 브러시형 모터(410)에 공급될 때, 모터(410), 초음파 트랜스듀서 조립체(314), 및 모터 샤프트(340)는 축 A-A를 중심으로 회전하게 된다. 초음파 발생기(12)로부터의 초음파 신호는 내부 접점(154)과 외부 접점(156) 사이의 회전 활주 접촉 또는 전기적 통신에 의해 내부 접점(154)으로 전송된다. 이들 신호는 도체(151, 152)에 의해 초음파 트랜스듀서 조립체(314)로 전송된다. 수술용 기구(400)는 전술된 유형의 제어 장치를 포함할 수 있으며, 전술된 다양한 모드로 사용될 수 있다. 기구(400)가 전술된 바와 같이 회전 모드, 초음파 모드, 회전 및 초음파 모드("이중 모드") 또는 응고 모드로 사용될 수 있다는 것이 이해될 것이다. 흡입이 포트(240)를 통해 블레이드(200)와 외부 시스(230) 사이에 인가될 수 있다. 수 집 리셉터클(243) 및 흡입원(240)이 튜브(242)에 의해 포트(240)에 부착될 수 있다. 블레이드의 원위 단부는 이하에 추가로 논의되는 바와 같이 블레이드를 조직에 대해 노출시키도록 외부 시스(230)의 원위 단부 내의 원도우를 통해 노출된다.

[0052] 도 9 내지 도 13은 다른 수술용 기구(500)를 예시하며, 여기서 상기 논의된 다양한 실시예를 기술하기 위해 이전에 사용된 동일한 도면 부호가 동일한 구성요소를 지시하기 위해 사용된다. 이들 실시예에서, 수술용 기구(500)는 초음파 혼(324)에 부착된 트랜스듀서 조립체(530)를 수용하는 하우징(302)을 포함한다. 초음파 혼(324)은 전술된 방식으로 블레이드(200)의 근위 단부(201)에 커플링될 수 있다. 초음파 혼(324)은 원위 베어링(336)에 의해 하우징(302) 내에 회전가능하게 지지될 수 있다. 노즈피스(160)가 전술된 방식으로 하우징(302)에 부착될 수 있다.

[0053] 이러한 실시예는, 전술된 유형 및 구성의 스테퍼 모터를 포함할 수 있고 전술된 바와 같은 제어 모듈(24)과 통신하는 그와 연관된 인코더 부분을 가질 수 있는 모터(510)를 포함한다. 모터(510)는 공통 시스(76)를 통해 연장하는 모터 케이블(74)을 포함하는 도체(511, 512)를 통해 모터 구동부(26)로부터 전력을 수신할 수 있다. 모터(510)는 슬립 링 조립체(150)를 통해 연장하는, 그에 부착된 중공형 모터 샤프트(520)를 갖는다. 중공형 구동 샤프트(520)는 근위 베어링(342)에 의해 하우징(302) 내에 회전가능하게 지지된다. 슬립 링 조립체(150)는 하우징(302) 내에 고정되며(즉, 비-회전가능함), 전술된 바와 같은 발생기 케이블(14)을 형성하는 도체(157, 158)에 커플링되는 고정된 외부 접점(156)을 포함한다. 내부 접점(154)이 중공형 구동 샤프트(520) 상에 장착되며, 외부 접점(156)과 전기적 접촉 또는 통신 상태에 있다. 도체(151, 152)는 내부 접점(154)에 부착되며, 중공형 구동 샤프트(520)를 통해 연장하여 초음파 트랜스듀서 조립체(530)에 커플링된다.

[0054] 다양한 실시예에서, 조립의 용이함을 촉진하고 또한 모터를 초음파 트랜스듀서 조립체(530)로부터 음파적으로 차단하기 위해, 중공형 구동 샤프트(520)는 전체적으로 도면 부호 540으로 지시된 커플링 조립체에 의해 초음파 트랜스듀서 스택(530)에 탈착가능하게 커플링될 수 있다. 도 9, 도 11 및 도 12에서 알 수 있는 바와 같이, 커플링 조립체(540)는 중공형 구동 샤프트(520)의 원위 단부(521)에 부착되는 박판 부재(542)를 포함할 수 있다. 박판 부재(542)는 축방향으로 비교적 낮은 강성 및 회전에서 높은 강성을 갖는 재료로부터 제조될 수 있다. 도 12를 참조한다. 예를 들어, 박판 부재(542)는 0.020 cm (0.008 인치) 두께의 알루미늄 7075-T651로부터 제조될 수 있으며, 예를 들어 억지 끼워맞춤 또는 브레이징에 의해 중공형 구동 샤프트(520)의 원위 단부(521)에 부착될 수 있다. 커플링 조립체(540)는 초음파 트랜스듀서 조립체(530)의 근위 단부 매스(mass) 또는 플랜지 부분(531)을 추가로 포함할 수 있다. 근위 단부 매스(531)는, 예를 들어 볼트결합 또는 다른 연결에 의해 초음파 트랜스듀서 조립체(530)에 부착되는, 예를 들어 스테인레스강으로부터 제조되는 플랜지를 포함할 수 있다. 도 11에서 알 수 있는 바와 같이, 단부 매스(531)는 박판 부재(542)를 내부에 수용하도록 된 크기의 구멍(532)을 갖는다. 다양한 실시예에서, 박판 부재(542)는, 축 A-A를 중심으로 한 박판 부재(542)의 회전에 의해 초음파 트랜스듀서 조립체(530)가 축 A-A를 중심으로 회전하도록 구멍(532) 내로 가압되는 크기일 수 있다. 다른 실시예에서, 별도의 체결구 관(도시 안됨) 또는 스냅 링(도시 안됨) 또는 스냅 특징부(도시 안됨)가 초음파 트랜스듀서 조립체(530)의 단부 매스(531)와의 비-회전가능한 결합으로 박판 부재(542)를 보유하도록 제공될 수 있다. 그러한 구성은 초음파 트랜스듀서 조립체로부터 모터로의 음파 진동의 전달을 최소화하는 역할을 한다.

[0055] 도 14 및 도 15는 이용될 수 있는 대안적인 박판 부재(542')를 예시한다. 이러한 실시예에서, 박판 부재(542')는 반경방향 탭(546)을 형성하도록 내부에 제공된 복수의 반경방향 노치(544)를 갖는다. 구멍(532)에 노치(도시 안됨)가 형성되어 반경방향 탭(546)을 내부에 수용할 것이다. 그러한 구성은 샤프트(520)에 인가되는 모멘트 힘을 감소시킬 수 있다. 박판 부재(542, 542')를 이용함으로써, 초음파 트랜스듀서 조립체(530)로부터 구동 샤프트(520)로 전달되는 음파 진동의 양이 최소화될 수 있다.

[0056] 전력이 모터(510)에 공급될 때, 구동 샤프트(520)는 축 A-A를 중심으로 회전하여, 또한 트랜스듀서 조립체(530)가 축 A-A를 중심으로 회전하게 한다. 임상의가 초음파 트랜스듀서 조립체(530)에 전력을 공급하기를

원할 때, 전력은 초음파 발생기(12)로부터 슬립 링 조립체(150) 내의 고정된 접점(156)으로 공급된다. 전력은 내부 접점(154)과 외부 접점(156) 사이의 회전 활주 접촉 또는 전기적 통신에 의해 초음파 트랜스듀서 조립체(530)로 전송된다. 이들 신호는 도체(151, 152)에 의해 초음파 트랜스듀서 조립체(530)로 전송된다. 수술용 기구(500)는 전술된 유형의 제어 장치를 포함할 수 있으며, 전술된 다양한 모드로 사용될 수 있다. 기구(400)가 전술된 바와 같이 회전 모드, 초음파 모드, 회전 및 초음파 모드("이중 모드") 또는 응고 모드로 사용될 수 있다는 것이 이해될 것이다. 흡입이 포트(240)를 통해 블레이드(200)와 외부 시스(230) 사이에 인가될 수 있다. 수집 리셉터클(243) 및 흡입원(240)이 튜브(242)에 의해 포트(240)에 부착될 수 있다. 블레이드의 원위 단부는 이하에 추가로 논의되는 바와 같이 블레이드를 조직에 대해 노출시키도록 외부 시스(230)의 원위 단부 내의 윈도우를 통해 노출된다.

[0057] 도 16은 다른 수술용 기구(600)를 예시하며, 여기서 상기 논의된 다양한 실시예를 기술하기 위해 이전에 사용된 동일한 도면 부호가 동일한 구성요소를 지시하기 위해 사용된다. 이들 실시예에서, 수술용 기구(600)는 초음파 혼(324)에 부착된 트랜스듀서 조립체(314)를 수용하는 하우징(302)을 포함한다. 이러한 실시예에서, 트랜스듀서 조립체(314) 및 초음파 혼(324)은 원위 베어링(336)에 의해 하우징(302) 내에 회전가능하게 지지되는 PZT 하우징(602)에 부착된다. 초음파 혼(324)은 전술된 방식으로 블레이드(200)의 근위 단부에 커플링될 수 있다. 노즈피스(160)가 전술된 방식으로 체결구(161)에 의해 하우징(302)에 부착될 수 있다.

[0058] 이러한 실시예는 전술된 유형 및 구성의 스테퍼 모터를 포함할 수 있는 모터(510)를 포함한다. 모터(510)는 전술된 바와 같은 제어 모듈(24)(도 1)과 통신하는 그와 연관된 인코더를 가질 수 있다. 모터(510)는 공통 시스(76)를 통해 연장하는 모터 케이블(74)을 포함하는 도체(511, 512)를 통해 모터 구동부(26)(도 1)로부터 전력을 수신할 수 있다. 모터(510)는 슬립 링 조립체(150)를 통해 연장하는, 그에 부착된 중공형 모터 샤프트(520)를 갖는다. 중공형 구동 샤프트(520)는 근위 베어링(342)에 의해 하우징(302) 내에 회전가능하게 지지된다.

[0059] 슬립 링 조립체(150)는 하우징(302) 내에 고정되며(즉, 비-회전가능함), 전술된 바와 같은 발생기 케이블(14)을 형성하는 도체(157, 158)에 커플링되는 고정된 외부 접점(156)을 포함한다. 내부 접점(154)이 회전가능한 중공형 구동 샤프트(520) 상에 장착되며, 외부 접점(156)과 전기적 접촉 또는 통신 상태에 있다. 도체(151, 152)는 내부 접점(154)에 부착되며, 중공형 구동 샤프트(520)를 통해 연장하여 초음파 트랜스듀서 조립체(314)에 커플링된다. 다양한 실시예에서, 조립의 용이함을 촉진하고 또한 모터(510)를 초음파 트랜스듀서 조립체(314)로부터 음파적으로 차단하기 위해, 중공형 구동 샤프트(520)는 전체적으로 도면 부호 540으로 지시된 커플링 조립체에 의해 PZT 하우징(602)에 탈착가능하게 커플링될 수 있다. 커플링 조립체(540)는 중공형 구동 샤프트(520)의 원위 단부(521)에 부착되는 박판 부재(542)를 포함할 수 있다. 상기 논의된 바와 같이, 박판 부재(542)는 축방향으로 비교적 낮은 강성 및 회전에서 높은 강성을 갖는 재료로부터 제조될 수 있다. PZT 하우징(602)은 박판 부재(542)를 내부에 수용하도록 된 크기의 구멍(603)을 갖는 근위 단부 부분(604)을 갖는다. 다양한 실시예에서, 박판 부재(542)는, 축 A-A를 중심으로 한 박판 부재(542)의 회전에 의해 PZT 하우징(602) 및 초음파 트랜스듀서 조립체(314) 및 초음파 혼(324)이 축 A-A를 중심으로 회전하도록 구멍(603) 내로 가압되는 크기일 수 있다. 다른 실시예에서, 별도의 체결구 판(도시 안됨) 또는 스냅 링(도시 안됨) 또는 스냅 특징부(도시 안됨)가 PZT 하우징(602)의 근위 단부 부분(604)과의 비-회전가능한 결합으로 박판 부재(542)를 보유하도록 제공될 수 있다. 이러한 실시예는 또한 상기 논의된 바와 같은 박판 부재(542')를 이용할 수 있다.

[0060] 전력이 모터(510)에 공급될 때, 구동 샤프트(520)는 축 A-A를 중심으로 회전하여, 또한 PZT 하우징(602) 및 초음파 트랜스듀서 조립체(314)가 축 A-A를 중심으로 회전하게 한다. 임상의가 초음파 트랜스듀서 조립체(314)에 전력을 공급하기를 원할 때, 전력은 초음파 발생기(12)로부터 슬립 링 조립체(150) 내의 고정된 접점(156)으로 공급된다. 전력은 내부 접점(154)과 외부 접점(156) 사이의 회전 활주 접촉 또는 전기적 통신에 의해 초음파 트랜스듀서 조립체(314)로 전송된다. 이들 신호는 도체(151, 152)에 의해 초음파 트랜스듀서 조립체(314)로 전송된다. 수술용 기구(500)는 전술된 유형의 제어 장치를 포함할 수 있으며, 전술된 다양한 모드로 사용될 수 있다. 기구(400)가 전술된 바와 같이 회전 모드, 초음파 모드, 회전 및 초음파 모드("이중 모드") 또는 응고 모드로 사용될 수 있다는 것이 이해될 것이다. 흡입이 포트(240)를 통해 블레이드(200)와 외부 시스(230) 사이에 인가될 수 있다. 수집 리셉터클(243) 및 흡입원(240)이 튜브(242)에 의해 포트(240)에 부착될 수 있다. 블레이드의 원위 단부는 이하에 추가로 논의되는 바와 같이 블레이드를 조직에 대해 노출시키도록 외부 시스(230)의 원위 단부 내의 윈도우를 통해 노출된다.

[0061] 기구(300, 400, 500, 600) 각각에 이용된 하우징(302)의 전체 크기를 감소시키기 위한 노력으로, 이들 각 기

구 각각에 이용된 초음파 트랜스듀서 조립체는 물리적으로 길이가 더 짧은 반파 트랜스듀서(half wave transducer)로 대체될 수 있다.

[0062] 초음파 블레이드 및 시스 실시예

[0063] 현재의 관절경 공구는 펀치(punch), 왕복 면도기 및 무선 주파수(RF) 동력식 장치를 포함한다. 펀치 및 면도기와 같은 기계적 장치는 최소한의 조직 손상을 생성하는 경향이 있지만, 때때로 바람직하지 않은 거친 절단선을 남게 할 수 있다. RF 동력식 블레이드는 더 매끄러운 절단선을 남게 하면서도 다량의 연조직을 제거할 수 있다. 그러나, 그러한 장치는 순수한 기계적 기구보다 더 많은 조직 손상을 생성할 수 있다. 전술된 다양한 비제한적인 수술용 기구 실시예는 회전 조직 절단 부재를 이용하는 통상적인 기계적 면도기뿐만 아니라 통상적인 RF 동력식 수술용 기구에 비해 다수의 이점을 제공한다. 이하에 추가로 상세히 논의되는 바와 같이, 추가적인 이점은 다양한 비제한적인 실시예의 고유하고 신규한 블레이드 및 시스 구성을 이용함으로써 실현될 수 있다.

[0064] 도 17 내지 도 21은 전술된 다양한 수술용 기구와 함께 이용될 수 있는 블레이드(200) 및 외부 시스(230)의 일 형태를 예시한다. 이들 도면에서 알 수 있는 바와 같이, 블레이드(200)는 원위 단부 부분(700)을 가질 수 있으며, 외부 시스(230)는 원위 단부 부분(720)을 가질 수 있다. 블레이드(200)는, 예를 들어 티타늄으로부터 제조될 수 있으며, 외부 시스(230)는, 예를 들어 폴리 에테르 에테르 케톤("PEEK"), 울템(Ultem)(등록상표), 또는 스테인레스강으로부터 제조될 수 있다. 상기 논의된 바와 같이, 블레이드(200)는 공지된 방식으로 초음파 혼(324)(도 6 내지 도 10 및 도 16)에 나사결합가능하게 또는 달리 부착되도록 구성된 도파관 또는 근위 단부 부분을 가질 수 있다. 블레이드(200)의 원위 단부 부분(700)은 그 상에 형성된 만곡된 팁 부분(702)을 가질 수 있다. 만곡된 팁(702)은 각각의 측방향 측면(705) 상에 형성된 절단 에지(706)를 갖는 아치형 상부 세그먼트(704)를 가질 수 있다. 절단 에지(706)는 공통의, 실질적으로 뾰족한 원위 단부(708)에서 원위로 종결될 수 있다. 뾰족한 원위 단부(708)는 비교적 무딘 수 있거나, 뾰족한 원위 단부(708)는 비교적 예리하게 된 지점을 가질 수 있다. 도 20에서 알 수 있는 바와 같이, 뾰족한 원위 단부(708)는 블레이드의 중심축 A-A에 대해 내향으로 만곡될 수 있다. 도 19에서 알 수 있는 바와 같이, 다양한 실시예에서, 절단 에지(706)는 서로 교차하지 않을 수 있고 중심 부분(707)에 의해 분리될 수 있다. 도 20에서 알 수 있는 바와 같이, 블레이드(200)는 도파관 또는 근위 블레이드 부분(712)으로부터 원위로 돌출하는 감소된 목(neck) 부분(710)을 가질 수 있다. 목 부분(710)이 근위 부분(712)으로부터 돌출하는 영역에서 노드(714)가 확립될 수 있다.

[0065] 도 17에서 알 수 있는 바와 같이, 외부 시스(230)는 또한 블레이드(200)의 원위 단부 부분(700)을 노출시키도록 내부에 형성된 윈도우 또는 개방부(722)를 갖는 원위 단부 부분(720)을 갖는다. 도 17에서 또한 알 수 있는 바와 같이, 외부 시스(230)는 실질적으로 무딘 단부(724)를 갖는 중공형 실린더를 포함할 수 있다. 다양한 실시예에서, 윈도우(722)는 시스(230)의 원형 단면의 절반에 대해 연장한다. 그러한 윈도우 구성은 무딘 단부(724) 둘레로 연장하는 아치형 레지(ledge)(725)를 형성한다. 다양한 실시예에서, 외부 시스(230)는, 예를 들어 폴리 에테르 에테르 케톤("PEEK"), 울템(등록상표), 또는 스테인레스강으로부터 제조될 수 있다. 블레이드(200)의 원위 단부 부분(700) 상의 절단 에지(706)와 레지(725) 사이의 금속 대 금속 접촉을 방지하기 위하여, 중합체 펜더(fender)(726)가, 예를 들어 접착제 또는 레지(724) 둘레의 T-슬롯에 의해 부착될 수 있다. 도 17을 참조한다. 펜더(726)는, 예를 들어 테플론(Teflon)(등록상표), 실리콘 또는 다른 감소된 또는 "저마찰" 재료로부터 제조될 수 있다. 펜더(726)는, 예를 들어 절단 에지(706) 및 뾰족한 원위 단부(708)와 0.013 cm (0.005 인치)의 간섭 끼워맞춤을 생성하도록 된 크기일 수 있다.

[0066] 사용 시에, 블레이드(200)가 외부 시스(230) 내에서 축 A-A를 중심으로 회전되고 조직 내로 도입됨에 따라, 조직은 전술된 바와 같이 내부 시스(220)(도 4)와 외부 시스(230) 사이에 인가되는 흡입에 의해 윈도우(722) 내로 흡인된다. 그 후, 윈도우(722) 내로 흡인된 조직은 절단 에지(706)가 펜더(726)를 지나 회전됨에 따라 절단되고, 절단된 조직은 내부 시스(220)와 외부 시스(230) 사이를 통과하여 흡입 포트(240)(도 4, 도 6 내지 도 10, 및 도 16)를 통해 수집 리셉터클(243)(도 4, 도 6 내지 도 10, 및 도 16)로 배출될 수 있다.

[0067] 다른 실시예에서, 측방향 흡입 통로(730)가 블레이드(200)의 목 부분(710)을 통해 제공될 수 있다. 도 20을 참조한다. 측방향 흡입 통로(730)는 노드(714)의 영역에서 횡방향 흡입 통로(732)와 연통할 수 있다. 따라서, 절단된 조직은 통로(730, 732)를 통과하여 내부 시스(220)와 외부 시스(230) 사이로 배출되고 흡입 포트(240)(도 4, 도 6 내지 도 10, 및 도 16)를 통해 수집 리셉터클(243)(도 4, 도 6 내지 도 10, 및 도 16)로 배출될 수 있다. 도 21은 2개의 출구 통로(734, 736)가 측방향 통로(730)와 연통하고 그로부터 일정 각도로 연장하는 대안적인 실시예를 도시한다. 다양한 실시예에서, 출구 통로(734, 736)는 측방향 통로(730)로부터,

예를 들어 45도의 각도(738)로 연장할 수 있다. 그러한 구성은, 그렇지 않을 경우 외부 시스(230) 내의 윈도우(722)를 통해 그 내로 흡인되는 물로부터 유발될 수 있는, 초음파 작동 동안의 임피던스 및 전력 손실을 감소시키는 역할을 할 수 있다.

[0068] 사용 시에, 임상의는 블레이드(200)를 외부 시스(230) 내에서, 그에 초음파 운동을 인가하지 않고서 회전시키도록 선택할 수 있다. 임상의는 또한 초음파 운동을 회전하는 블레이드에 인가하도록 선택할 수 있거나, 임상의는 조직을 응고시키도록 윈도우(722) 내에 노출된 블레이드의 부분을 사용하기 위해 대기 상태의(비-회전) 블레이드에 초음파 운동을 인가하기를 원할 수 있다.

[0069] 도 22는 원위로 돌출하는 노즈 세그먼트(752)를 포함하는 원위 단부 부분(750)을 갖는 외부 시스(230)와 함께 블레이드(200)를 사용하는 것을 예시한다. 다양한 실시예에서, 노즈 세그먼트(752)는 외부 시스(230)의 원위 단부 부분(750)의 원주의 대략 10 내지 30 퍼센트를 포함하는 아치형 폭 "W"를 가질 수 있다. 노즈 세그먼트(752)는, 예를 들어 대략 0.64 cm (0.25 인치)일 수 있는 길이 "L"로 시스(230)의 원위 단부 부분(750)의 단부로부터 원위로 돌출할 수 있다. 대안적인 실시예에서, 필요할 경우, 저마찰 팬더 또는 가드(도시 안됨)가 노즈 세그먼트(752)의 측면(753)에 적용될 수 있다. 이들 실시예는 이전 실시예와 유사한 방식으로 동작할 수 있다. 그러나, 이러한 실시예는 노출된 팁으로 조직을 절단하는 추가된 능력을 갖는다. 다른 실시예에서와 같이, 임상의는 총체적 회전 운동을 블레이드(200)에, 초음파 운동 없이 또는 초음파 운동과 함께 인가할 수 있다. 사용의 다른 대안적인 방법에서, 노출된 팁(708) 및 부분적으로 노출된 절단 에지(706)는 블레이드가 회전 또는 진동하고 있지 않을 때 조직을 절단하기 위해 사용될 수 있다.

[0070] 도 23 및 도 24는 다른 비제한적인 블레이드 및 외부 시스 실시예를 예시한다. 이러한 실시예에서, 블레이드(200)는 전술된 블레이드 구성의 원위 단부 부분(700)과 실질적으로 유사한 원위 단부 부분(760)을 갖는다. 그러나, 원위 블레이드 부분(760)은 블레이드 팁(762)이 중심축 A-A와 교차하지 않도록 동일한 정도로 내향으로 구부러지지 않는다. 도 24를 참조한다. 도 23에서 알 수 있는 바와 같이, 외부 시스(230)의 원위 단부 부분(720)의 윈도우(722')는 단부 벽(725)으로부터 무딘 팁(724)까지의 전체 거리로 연장하지 않는다. 따라서, 이러한 실시예에서, 무딘 팁(724)은 90° 초과이지만 180° 미만으로(즉, 도 23a의 각도 "A"는 90° 초과이지만 180° 미만임) 연장하는 노즈를 포함한다.

[0071] 도 25 및 도 26은 다른 비제한적인 블레이드 실시예를 도시한다. 이러한 실시예에서, 블레이드(200')는 블레이드(200) 또는 본 명세서에 기술된 임의의 다른 블레이드와 실질적으로 유사할 수 있다. 이러한 실시예에서, 원위 단부(700')는 거칠게 된 상부 표면(705')을 갖는다. 그러한 거칠게 된 표면(705')은 블레이드(200')의 원위 단부 부분(700')과 조직 사이에 더 높은 마찰력을 생성하여 외부 시스(230)의 원위 단부 부분(720)의 윈도우(722') 내로 조직을 흡인한다(도 26). 윈도우(722) 내로 더 많은 조직을 당김으로써, 블레이드(200')의 선단 절단 에지(706')는 조직을 깨끗하게 절단할 더 높은 가능성을 가질 수 있다. 다양한 실시예에서, 예를 들어, 거칠게 된 표면은 널링(knurling)에 의해 형성될 수 있거나, 상부 표면은 다이아몬드 등과 같은 경질 재료로 코팅될 수 있다.

[0072] 도 27 내지 도 29는 다른 비제한적인 블레이드 실시예를 예시한다. 이러한 실시예에서, 블레이드(200'')는 본 명세서에 기술된 블레이드(200)와 실질적으로 유사할 수 있다. 이러한 실시예에서, 원위 단부(700'')는 블레이드(200'')가 외부 시스(230) 내에서 회전됨에 따라 조직을 당겨서 절단하기 위해 상부 표면(705'')으로부터 외향으로 돌출하는 일 열의 반경방향으로 연장하는 절단 치형부(707)를 갖는다.

[0073] 도 30, 도 31 및 도 32a 내지 도 32d는 다른 비제한적인 블레이드 및 외부 시스 실시예를 예시한다. 외부 시스 내에 회전가능한 블레이드를 이용하는 다양한 기구의 사용 동안, 블레이드가 내부에서 회전함에 따라 조직이 시스 윈도우로부터 "차 내어질(kicked out)" 수 있음을 알았다. 이는 조직이 절단 에지들 사이에서 적절하게 포획되어 유지되지 않기 때문에 감소된 절단 속도로 이어질 수 있다. 이러한 실시예의 블레이드(800)는 그러한 잠재적인 단점을 해결한다.

[0074] 도 30에서 알 수 있는 바와 같이, 블레이드(800)는 본 명세서에 언급된 차이를 제외하고는 블레이드(200)와 실질적으로 동일할 수 있다. 특히, 블레이드(800)는 원위 단부 부분(810)에서 종결되는 목 부분(803)을 포함할 수 있다. 원위 단부 부분(810)은 다소 만곡된 팁(812)을 가질 수 있다. 일 열의 치형부(817)가 원위 단부 부분(810)의 적어도 하나의 측방향 측면(813 또는 815) 상에 제공될 수 있다. 도 32a 내지 도 32d에 도시된 실시예에서, 치형부(817, 819)는 원위 단부 부분(810)의 각각의 측방향 측면(813, 815) 상에 형성된다. 원위 단부 부분(810)은 다소 돔형인 상부 부분(821)을 추가로 갖는다. 도 30 내지 도 32d에 도시된 실시예에서, 치형부(817)는 그들 사이에 일련의 아치형 개방부(823)를 한정하는 비교적 예리한 지점들을 포함한다.

치형부(819)는 또한 그들 사이에 일련의 아치형 개방부(825)를 갖는 비교적 예리한 지점들을 포함한다. 도 30에 도시된 바와 같이, 측방향 흡입 통로(805)가 블레이드(800)의 목 부분(803)을 통해 제공될 수 있다. 측방향 흡입 통로(805)는 노드(808)의 영역에서 횡방향 흡입 통로(807)와 연통할 수 있다. 따라서, 절단된 조직은 본 명세서에서 전술된 방식으로 통로(805, 807)를 통과하여 내부 시스(도시 안됨)와 외부 시스(850) 사이로 배출되고 흡입 포트를 통해 수집 리셉터클로 배출될 수 있다. 다른 흡입 경로 구성이 또한 성공적으로 이용될 수 있다.

[0075]

외부 시스(850)는 전술된 외부 시스(230)와 실질적으로 유사할 수 있으며, 블레이드(800)의 원위 단부 부분(810)을 노출시키도록 내부에 형성된 윈도우 또는 개방부(854)를 갖는, 그에 부착된 원위 시스 팁(852)을 가질 수 있다. 도 31을 참조한다. 외부 시스(850)는, 예를 들어 스테인레스강으로부터 제조된 중공형 실린더를 포함할 수 있다. 다양한 실시예에서, 윈도우(854)는 시스(850)의 원형 단면의 대략 절반에 대해 연장하며, 블레이드 개방부(858)를 내부에 형성한다. 원위 시스 팁(852)은 비교적 예리한 절단 에지(860)가 블레이드 개방부(858) 둘레로 연장하도록, 예를 들어 스테인레스강과 같은 금속으로부터 제조될 수 있다. 설명의 목적을 위해, 예리한 절단 에지(860)는 제1 측방향 절단 에지 부분(862) 및 제2 측방향 절단 에지 부분(864)을 갖는다.

[0076]

도 32a 내지 도 32d는 외부 시스(850) 내에서의 블레이드(800)의 순차적인 회전을 예시한다. 먼저 도 32a를 보면, 블레이드(800)는 반시계("CCW") 방향으로 회전되는 것으로 도시되어 있다. 그 도면에서 도시된 바와 같이, 블레이드(800)의 제1 측방향 측면(813) 상의 절단 치형부(817)는 치형부(817)와 절단 에지(860)의 제1 측방향 절단 에지 부분(862) 사이에서 조직을 전단하도록 위치된다(도시 안됨). 그 위치에서 있을 때, 치형부들(817) 사이의 아치형 개방부(823)는 블레이드(800)와 원위 시스 팁(852) 사이의 제1 측방향 흡입 경로(870)를 집합적으로 형성하도록 노출되어, 조직이 흡입 통로(805)(도 30)를 통해 인가되는 흡입에 의해 그 내로 흡인되는 것을 가능하게 한다. 회전 순서가 계속됨에 따라, 블레이드(800)의 동형 상부 부분(821)은 조직이 개방부(854) 내로 유입되는 노출된 흡입 경로가 없도록 원위 시스 팁(852) 내의 개방부(854)를 덮는다. 블레이드가 계속하여 회전함에 따라, 도 32c는 치형부들(819) 사이의 아치형 개방부(825)가 제2 측방향 절단 에지 부분(864)과 블레이드(800) 사이의 제2 측방향 흡입 경로(872)를 집합적으로 형성하여, 조직이 그 내로 흡인되는 것을 가능하게 한다. 블레이드(800)가 CCW 방향으로 계속 회전함에 따라, 제3 흡입 경로(874)가 노출되어, 조직이 개방부(854) 내로 추가로 흡인되는 것을 가능하게 한다. 따라서, 그러한 구성은 블레이드 개방부(858)의 하나의 측방향 측면으로부터 다른 측방향 측면으로의 흡입 경로의 순차적 개방을 허용하여, 더 양호한 조직 절단을 용이하게 한다. 사용 시에, 임상의는 블레이드(800)를 외부 시스(850) 내에서, 그에 초음파 운동을 인가하지 않고서 회전시키도록 선택할 수 있다. 임상의는 또한 초음파 운동을 회전하는 블레이드에 인가하도록 선택할 수 있거나, 임상의는 조직을 응고시키도록 개방부(854) 내에 노출된 블레이드의 부분을 사용하기 위해 대기 상태의(비-회전) 블레이드에 초음파 운동을 인가하기를 원할 수 있다.

[0077]

도 33 및 도 34는 이하에 언급된 차이를 제외하고는 블레이드(200)와 실질적으로 동일할 수 있는 다른 블레이드 실시예(880)를 예시한다. 특히, 블레이드(880)는 원위 조직 절단 부분(884)에서 종결되는 도파관 또는 근위 부분(882)을 포함할 수 있다. 블레이드(880)의 근위 부분(882)은 상기 논의된 임의의 다양한 실시예의 초음파 혼에 나사결합가능하게 또는 달리 부착되도록 구성될 수 있다. 원위 조직 절단 부분(884)은 내부에 형성된 대향하는 아치형 채널들(886, 888)을 가질 수 있다. 제1 아치형 채널(886)은 제1 절단 에지(890)를 한정할 수 있으며, 제2 아치형 채널(888)은 제2 절단 에지(892)를 한정할 수 있다. 이러한 블레이드 실시예는 전술된 임의의 외부 시스 구성과 함께 사용될 수 있다. 도시된 실시예에서, 예를 들어 시스(230)와 유사할 수 있고 둥글게 된 또는 무딘 노즈 부분(902) 및 윈도우(904)를 갖는 원위 시스 팁(901)을 포함하는 중공형 외부 시스(900)가 이용된다. 중공형 외부 시스(900)는, 예를 들어 스테인레스강으로부터 제조될 수 있으며, 원위 시스 팁(901)은, 예를 들어 스테인레스강과 같은 금속으로부터 제조될 수 있다. 윈도우(904)는 블레이드(880)가 전술된 다양한 방식으로 외부 시스(900) 내에서 회전됨에 따라 조직을 전단 제거하도록 블레이드(880) 상의 절단 에지(890, 892)와 협동하는 아치형 절단 에지(906)를 형성한다. 적어도 하나의 실시예에서, 블레이드(880)의 근위 부분(882)은 중공형 외부 시스(900)에 대해, 그들 사이에 간극이 제공되어 예를 들어 전술된 방식으로 흡입이 그에 인가되는 것을 가능하게 하는 크기일 수 있다. 도 34에서 알 수 있는 바와 같이, 블레이드(880)가 회전함에 따라(화살표 "R"에 의해 표시됨), 아치형 채널(886, 888)은 블레이드(880)의 원위 단부(884)와 원위 시스 팁(901)의 벽 사이의 개방부(894, 896)를 한정하여, 조직이 외부 시스(900)의 내부 벽과 블레이드(800)의 목(882) 사이의 영역에 인가된 흡입(화살표 "S"에 의해 표시됨)에 의해 그 내로 흡인되는 것을 가능하게 한다. 또한, 블레이드(880)가 반시계 방향 또는 시계 방향으로 회전될 수 있거나, 그러한 회전 방향들 사이에서 선택적으로 요동되어 그 내로 흡인된 조직을 더욱 효과적으로 절단할 수 있음을

인식할 것이다. 도 34a는, 예를 들어 스테인레스강과 같은 금속 재료로부터 제조되고 각각의 절단 에지(890', 892') 상에 형성된 일 열의 톱니형 절단 치형부(905')를 갖는 대안적인 시스템 실시예(901')를 도시한다.

[0078] 도 35는 이하에 언급된 차이를 제외하고는 블레이드(200)와 실질적으로 동일할 수 있는 다른 블레이드 실시예(910)를 도시한다. 특히, 블레이드(910)는 원위 조직 절단 부분(914)에서 종결되는 도파관 또는 근위 부분(912)을 포함할 수 있다. 블레이드(910)의 근위 부분(912)은 상기 논의된 임의의 다양한 실시예의 초음파 혼에 나사결합가능하게 또는 달리 부착되도록 구성될 수 있다. 원위 조직 절단 부분(914)은 내부에 형성되고 제1 절단 에지(920) 및 제2 절단 에지(922)를 한정하도록 협동하는 대향하는 채널들(916)을 가질 수 있다. 이러한 블레이드 실시예는 전술된 임의의 다양한 외부 시스템 구성과 함께 사용될 수 있으며, 조직 절단 목적을 위해 단지 단일 방향 "R"로 회전하도록 설계된다. 전술된 실시예에서와 같이, 아치형 채널(916)은 블레이드(910)의 조직 절단 부분(914)과 원위 시스템의 내부 벽 사이의 개방부를 한정하여, 근위 부분(912)과 외부 시스템의 내부 벽 사이의 영역에 흡입이 인가됨에 따라 조직이 그 내로 흡인되는 것을 가능하게 한다.

[0079] 도 36은 다른 수술용 기구(2000)를 예시하며, 여기서 상기 논의된 다양한 실시예를 기술하기 위해 이전에 사용된 동일한 도면 부호가 동일한 구성요소를 지시하기 위해 사용된다. 이들 실시예에서, 수술용 기구(2000)는 초음파 혼(324)에 부착된 초음파 트랜스듀서 조립체(314)를 수용하는 하우징(302)을 포함한다. 이러한 실시예에서, 초음파 트랜스듀서 조립체(314) 및 초음파 혼(324)은 공지된 방식으로 하우징(302) 내에 비-회전가능하게 지지될 수 있다. 전기 제어 신호가 도체(151, 152)에 의해 초음파 발생기(12)로부터 초음파 트랜스듀서 조립체(314)에 공급될 수 있다. 초음파 발생기(12)의 작동에 의해 초음파 트랜스듀서 조립체(314)가 초음파 운동을 초음파 혼(324)에 인가하게 될 것이다. 이러한 실시예에서, 중공형 외부 시스템(2010)은 초음파 혼(324)에, 그로부터 초음파 운동을 수용하도록 커플링된다. 예를 들어, 다양한 실시예에서, 외부 시스템(2010)은 나사결합식 연결 또는 다른 적합한 체결 장치에 의해 초음파 혼(324)에 커플링될 수 있다.

[0080] 이러한 실시예는 외부 시스템(2010) 내에 회전가능하게 지지되고 하우징(302) 내에 지지된 모터(510)에 커플링되는 회전가능한 블레이드(2020)를 포함한다. 모터(510)는, 예를 들어 전술된 유형 및 구성의 스테퍼 모터를 포함할 수 있다. 모터(510)는 전술된 바와 같은 제어 모듈(24)(도 1)과 통신하는 그와 연관된 인코더를 가질 수 있다. 블레이드(2020)는 중공형 원위 부분(2022) 및 중실형 근위 부분(2024)을 가질 수 있다. 도 36a를 참조한다. 중실형 근위 부분(2024)은 나사결합식 또는 다른 적합한 연결에 의해 모터 구동 샤프트(520)에 부착될 수 있다. 모터 구동 샤프트(520)는 근위 베어링(342)에 의해 하우징(302) 내에 회전가능하게 지지될 수 있다. 제어 신호가 모터(510)에 공급될 때, 구동 샤프트(520)는 축 A-A를 중심으로 회전하고, 이는 또한 블레이드(2020)가 외부 시스템(2010) 내에서 축 A-A를 중심으로 회전하게 한다.

[0081] 도 36a에서 또한 알 수 있는 바와 같이, 중공형 외부 시스템(2010)은 내부에 흡입 포트(240)를 갖는 중공형 노즈피스(160) 내에 지지된다. 가요성 튜브(242)가 흡입 포트(240)에 부착되어 전체적으로 도면 부호 244로 표시된 흡입원에 커플링되는 수집 리셉터클(243)과 연통할 수 있다. 중공형 시스템(2010)은, 도 36a에 도시된 바와 같은 흡입 포트(240)의 각각의 측면 상에 위치되고 그들 사이의 액밀 시일을 확립하는 역할을 하는 근위 시일(2013) 및 원위 시일(2015)에 의해 노즈피스(160) 내에 지지될 수 있다. 중공형 시스템(2010)에는 근위 시일(2013)과 원위 시일(2015) 사이에서 흡입 포트(240)와 정렬되는 적어도 하나의 근위 시스템 개방부(2014)가 제공된다. 또한, 블레이드(2020)의 중공형 원위 부분(2022)은 적어도 근위 블레이드 시일(2025) 및 원위 블레이드 시일(2027)에 의해 중공형 시스템(2010) 내에 회전가능하게 지지된다. 적어도 하나의 블레이드 배출 포트(2028)가 적어도 하나의 근위 시스템 개방부(2014) 내로 배출하기 위하여 근위 블레이드 시일(2025)과 원위 블레이드 시일(2027) 사이에서 블레이드(2020)의 중공형 부분(2022)을 통해 제공될 수 있다.

[0082] 또한 다양한 실시예에서, 중공형 외부 시스템의 원위 단부 부분(2011)이 폐쇄되고, 적어도 하나의 개방부 또는 윈도우(2012)가 블레이드(2020)의 원위 조직 절단 부분(2025)을 노출시키도록 내부에 제공된다. 적어도 하나의 실시예에서, 윈도우(2012)는 긴 슬롯을 포함하며, 원위 조직 절단 부분은 또한 블레이드(2020) 내의 긴 슬롯(2026)(도 37 및 도 38)을 포함한다. 따라서, 흡입은 포트(240), 근위 시스템 개방부(2014) 및 블레이드 배출 포트(2028)를 통해 흡입원(244)으로부터 블레이드(2020)의 중공형 부분 내로 적용될 수 있다. 원위 개방부들(2026, 2012)이 일치함에 따라, 조직 "T"는 도 38에 도시된 바와 같이 블레이드(2020)의 중공형 원위 부분(2022) 내로 흡인될 수 있다. 조직 "T"의 절단된 부분은 블레이드(2020)의 중공형 원위 부분(2022)을 통과하여 개방부(2028, 2014)를 통해 수집 리셉터클(243) 내로 배출될 수 있다.

[0083] 사용 시에, 임상의는 조직을 절단하고 배출하기 위해 회전 블레이드(2020)를 작동시킬 수 있다. 출혈부(bleeder)와 마주친 때, 임상의는 응고 목적을 위해 외부 시스템(2010)로 초음파 운동을 공급하도록 초음파 트

랜스듀서 조립체(314)를 작동시킬 수 있다. 예를 들어, 척추 융합(spinal fusion) 수술은 다양한 질병 상태에 기인하여 디스크 재료의 제거를 필요로 한다. 종종 이러한 재료는 단단하게 되어, 디스크를 파괴하여 그의 파편을 제거하도록 통상적인 기구의 사용에 의한 상당한 힘을 필요로 한다. 일단 디스크 재료가 제거되면, 종판(end plate)들은 새로운 표면을 드러내어 케이지(cage)로의 판들의 융합을 촉진하기 위해 굽어 내어져야 한다. 판들은 또한 사용되는 케이지의 유형과의 양호한 끼워맞춤을 제공하도록 된 형상이어야만 한다. 통상적인 기구의 사용은 일반적으로 중요 구조물에 매우 근접해 있는 외과의로부터 높은 힘을 요구한다. 다른 실시예에서, 모터는 초음파 트랜스듀서 조립체를 회전시키도록 커플링될 수 있으며, 블레이드는 블레이드가 회전하도록 전술된 바와 같은 초음파 트랜스듀서 조립체에 부착될 수 있고 초음파 운동을 인가받을 수 있다.

[0084] 전술된 수술용 기구(2000)의 사용은, 예를 들어 도 39 및 도 40에 도시된 바와 같은 추간판절제술(discectomy)을 수행할 때 특히 유리할 수 있다. 이들 도면에서 알 수 있는 바와 같이, 외부 시스(2010)는 디스크 "D" 내로 삽입될 수 있다. 회전 블레이드(2020)는 디스크의 작은 단편들을 깎아내고 이를 외부로 흡입하는 데 사용될 수 있다. 이러한 구성은 수술용 공구의 반복된 삽입/제거에 대한 필요성을 제거한다. 장치는 또한 척추골 종판(vertebrae endplates)을 준비하는 데 이용될 수 있다. 도 41 내지 도 45에 도시된 실시예에서, 회전가능한 절단 블레이드(2020)는 외부 시스(2010) 내의 개방부(2012)를 통해 그 내로 흡입된 조직의 절단을 추가로 보조하기 위해 원위 개방부(2026)의 적어도 하나의 측면 상에 형성된 일 열의 톱니형 치형부(2021)를 갖는다. 또한 이러한 실시예에서, 후퇴가능한 안전 차폐부(2040)가 외부 시스(2010) 상에 이동가능하게 장착되며, 외부 시스(2010) 내의 개방부(2012)를 실질적으로 덮는 폐쇄 위치로부터 개방부(2012)를 노출시키는 개방 위치까지 선택적으로 이동할 수 있다(도 43 및 도 44). 그러한 구성은 생명 유지에 필수적인 신경 및 다른 중요 조직에 인접한 외부 시스(2010)의 삽입 및 제거 동안 블레이드(2020)의 치형부(2021)를 덮는다. 외부 시스(2010) 상에서 안전 시스(2040)의 이동을 용이하게 하도록, 엄지손가락 제어 탭(2042)(도 41 및 도 45)이 임상가가 그에 활주 작동력을 인가하는 것을 가능하게 하도록 안전 시스(2040)의 근위 단부 상에 형성될 수 있다. 또한, 다양한 실시예에서, 보유기 돌출부(2044)가 대응하는 개방 또는 폐쇄 위치에서 안전 시스(2040)를 보유하기 위해 외부 시스(2010) 내에 제공된 적어도 하나의 멈춤부 또는 홈(2046)과 결합하도록 안전 시스(2040) 상에 형성될 수 있다. 예를 들어, 하나의 멈춤부 또는 홈(2046)이 폐쇄 위치(여기서, 안전 시스(2040)가 개방부(2012)를 덮음)에 대응할 수 있고, 다른 멈춤부 또는 홈(2046')이 부분적으로 개방된 위치(여기서, 개방부(2012)의 일부분이 노출됨)에 대응할 수 있으며, 다른 멈춤부 또는 홈(2046'')이 완전하게 개방된 위치(여기서, 개방부(2012)가 완전하게 노출됨)에 대응할 수 있다.

[0085] 도 46 내지 도 51은 거의 직선인 원위 조직 절단 부분(942)을 갖는 블레이드(940)를 예시한다. 그러한 블레이드 구성은, 블레이드(940)가 수성 환경에서 사용될 때, 그러한 환경에서 사용될 때의 다양한 다른 블레이드 구성의 임피던스 및 전력 요건과 비교할 때, 잠재적 임피던스 및 전력 증가를 감소시킬 수 있다. 즉, 그러한 비교적 보다는 직선형인 블레이드 설계는 수성 환경에서 동작하는 데 더 적은 전력을 필요로 할 수 있다. 블레이드(940)는 전술된 바와 같이 외부 시스(230)와 함께 블레이드(940)가 사용될 때 조직을 절단하기 위한 절단 예지(947, 948)를 형성하는 둥근 또는 무딘 원위 단부(944) 및 홈(946)을 가질 수 있다. 홈은, 예를 들어 2.54 cm (1 인치)의 길이 "L"을 가질 수 있다. 블레이드(942)는 또한 전술된 유형 및 구성의 흡입 통로(730)를 가질 수 있다. 도 47에 도시된 바와 같이, 전술된 유형 및 구성의 저마찰 펜더 또는 패드(726)가 외부 시스(230)의 노출된 원위 단부 부분(720) 둘레에 이용될 수 있다. 도 48 내지 도 51은 다른 형상의 홈(946)이 이용되는 블레이드(940)의 대안적인 단면 형상을 도시한다.

[0086] 도 52 내지 도 55는 다른 비제한적인 블레이드 및 시스 실시예를 도시한다. 이러한 실시예는 임의의 적합한 체결 방법 또는 연결 장치에 의해 전술된 임의의 수술용 기구의 노즈피스 또는 초음파 트랜스듀서 조립체에 부착될 수 있는 중공형 외부 시스(950)를 이용한다. 도 55에서 알 수 있는 바와 같이, 외부 시스(950)는 폐쇄된 둥글게 된 또는 무딘 노즈 부분(952) 및 긴 직사각형 형상의 윈도우 또는 개방부(954)를 갖는다. 일 실시예에서, 예를 들어 직사각형 형상의 윈도우(954)는 중공형 외부 시스(950)의 원주의 대략 1/4인 폭 "W" 및 대략 0.64 cm (0.25 인치)의 길이를 갖는다. 시스(950)는, 예를 들어 스테인레스강으로부터 제조될 수 있다.

[0087] 이러한 실시예는 또한 전술된 임의의 수술용 기구 실시예 또는 다른 것과 함께 사용될 수 있는 블레이드(960)를 이용한다. 예를 들어, 블레이드의 도파관 또는 근위 부분은 나사결합식 또는 다른 연결에 의해 기구의 초음파 혼 또는 모터 구동 샤프트에 부착되도록 구성될 수 있다. 도 52 내지 도 54에서 알 수 있는 바와 같이, 블레이드(960)는 외부 시스(950)의 윈도우(954) 내로 흡입된 조직 "T"을 절단하는 역할을 하는, 그 상에 형성된 한 쌍의 반경방향으로 대향하는 예리한 절단 예지들(962)을 갖는다. 다양한 실시예에서, 블레이드(960)는, 예를 들어 티타늄으로부터 제조될 수 있으며, 간극 "C"가 외부 시스(950)의 내부 벽(951)과 반경방

향으로 대향하는 예리한 절단 에지들(962)의 팁들 사이에 제공되도록 하는 외부 시스(950)에 대한 크기를 가질 수 있다. 도 54를 참조한다. 일부 실시예에서, 예를 들어 간극 "C"는 대략 0.0025 cm (0.001 인치)일 수 있다. 이러한 실시예에서, 블레이드(960)는, 예를 들어 티타늄으로부터 제조될 수 있으며, 평탄화된 원위 단부(964)를 가질 수 있다. 사용 시에, 총체적 회전 운동이 전술된 임의의 다양한 방식으로 블레이드(960)에 인가되고 흡입이 중공형 외부 시스(950) 내에 인가된 때, 조직 "T"는 윈도우(954)를 통해 그 내로 흡입되고 블레이드(960)와 외부 시스(950)의 내부 벽(951) 사이에 포집된다. 이러한 작용은, 예를 들어 이하에 추가로 상세히 논의되는 바와 같이 장치가 수성 환경에서 이용될 때 절단되기에 충분하게 긴 조직 "T"를 분리시킨다. 일부 실시예에서, 절단 에지(962)는 톱니형일 수 있다. 다른 실시예에서, 절단 에지(962)는 톱니형이 아니다.

[0088] 도 57은 다른 비제한적인 블레이드 및 시스 실시예를 도시한다. 이러한 실시예는 전술된 임의의 다양한 기구의 노즈피스 또는 초음파 트랜스듀서 조립체에 부착될 수 있는 중공형 외부 시스(970)를 이용한다. 도 56에서 알 수 있는 바와 같이, 외부 시스(970)는 둥글게 된 또는 무딘 노즈 부분(972), 및 노즈 부분(972) 및 2개의 반경방향으로 대향하는 측방향 윈도우 부분들(978) 내의 블레이드 접근 구멍(976)을 형성하는 긴 윈도우 또는 개방부(974)를 갖는다. 예를 들어 외부 시스(970)의 외경이 대략 0.399 cm (0.157 인치)인 일 실시예에서, 블레이드 접근 구멍(976)의 직경은 대략 0.318 cm (0.125 인치)일 수 있다. 측방향 윈도우 부분(978)은 각각 대략 0.23 cm (0.090 인치)의 폭 "W" 및 대략 0.64 cm (0.25 인치)의 길이 "L"을 가질 수 있다. 다른 윈도우 크기/구성이 이용될 수 있다. 시스(970)는, 예를 들어 스테인레스강으로부터 제조될 수 있다.

[0089] 이러한 실시예는 또한 나사결합식 또는 다른 적합한 연결에 의해 전술된 임의의 다양한 수술용 기구 실시예의 초음파 혼(324) 또는 모터 구동 샤프트에 부착되도록 구성된 도파관 또는 근위 부분을 갖는 블레이드(980)를 이용한다. 다양한 실시예에서, 블레이드(980)는, 블레이드(980)가 외부 시스(970) 내의 블레이드 접근 구멍(976)을 통해 외부로 돌출하는 둥글게 된/실질적으로 무딘 원위 팁 부분(984)을 갖는 것을 제외하고는, 전술된 블레이드(960)(반경방향으로 대향하는 예리한 절단 에지(982)를 가짐)와 실질적으로 동일할 수 있다. 도 57을 참조한다. 다양한 실시예에서, 블레이드(980)는, 예를 들어 티타늄으로부터 제조될 수 있으며, 간극이 외부 시스(970)의 내부 벽(971)과 반경방향으로 대향하는 예리한 절단 에지들(962)의 팁들 사이에 제공되도록 하는 외부 시스(970)에 대한 크기를 가질 수 있다. 일부 실시예에서, 예를 들어 간극은 대략 0.0025 cm (0.001 인치)일 수 있다. 사용 시에, 총체적 회전 운동이 전술된 임의의 다양한 방식으로 블레이드(980)에 인가되고 흡입이 중공형 외부 시스(970) 내에 인가된 때, 조직은 윈도우 부분(978)을 통해 그 내로 흡입되고 블레이드(980)와 외부 시스(970)의 내부 벽(971) 사이에 포집된다. 이러한 작용은, 예를 들어 이하에 추가로 상세히 논의되는 바와 같이 장치가 수성 환경에서 이용될 때 절단되기에 충분하게 긴 조직을 분리시킨다. 또한, 이러한 실시예에서, 블레이드(980)가 초음파 동력공급받을 때, 임상의는 섬유질 조직의 스냅 제거를 위해 또는 스냅 응고 목적을 위해 노출된 원위 팁 부분(984)을 사용할 수 있다. 일부 실시예에서, 절단 에지(982)는 톱니형일 수 있다. 다른 실시예에서, 절단 에지(982)는 톱니형이 아니다.

[0090] 도 59는 다른 비제한적인 블레이드 및 시스 실시예를 도시한다. 이러한 실시예는 임의의 적합한 체결 방법 또는 연결 장치에 의해 임의의 전술된 수술용 기구의 노즈피스 또는 초음파 트랜스듀서 조립체에 부착될 수 있는 중공형 외부 시스(990)를 이용한다. 도 58에서 알 수 있는 바와 같이, 외부 시스(990)는 폐쇄된 둥글게 된 또는 무딘 노즈 부분(992) 및 긴 직사각형 형상의 윈도우 또는 개방부(994)를 갖는다. 일 실시예에서, 예를 들어 직사각형 형상의 윈도우(994)는 대략 0.254 cm (0.100 인치)인 폭 "W" 및 대략 0.64 cm (0.25 인치)의 길이를 갖는다. 시스(990)는, 예를 들어 그와의 접촉으로부터 블레이드(1000)의 가열을 유발하지 않는 폴리아미드 또는 유사한 재료로부터 제조될 수 있다. 윈도우(994)는 예리한 에지들(995, 997)에 의해 한정될 수 있다. 도 60에서 알 수 있는 바와 같이, 에지들(995, 997)에는 그들 사이에 각도 "B"가 제공될 수 있다. 일부 실시예에서, 각도 "B"는 대략 110도일 수 있다.

[0091] 이들 실시예는 또한 나사결합식 또는 다른 적합한 연결 장치에 의해 임의의 전술된 수술용 기구 또는 다른 것의 초음파 혼 또는 모터 구동 샤프트에 부착되도록 구성된 도파관 또는 근위 부분을 갖는 블레이드(1000)를 이용한다. 도 59에서 알 수 있는 바와 같이, 블레이드(1000)는 외부 시스(990)의 윈도우(994) 내로 흡입된 조직을 절단하는 역할을 하는, 그 상에 형성된 한 쌍의 반경방향으로 대향하는 예리한 절단 부분들(1002)을 가질 수 있다. 다양한 실시예에서, 블레이드(1000)는, 예를 들어 티타늄으로부터 제조될 수 있다. 블레이드(1000)의 절단 부분(1002)은 그 상에 형성된 예리한 절단 코너(1003)를 가질 수 있다. 일부 실시예에서, 절단 코너(1003)는 톱니형일 수 있다. 다른 실시예에서, 절단 코너(1003)는 톱니형이 아니다. 절단 부분(1002)은 블레이드(1000)가 외부 시스(990) 내에서 회전되거나 전후로 요동됨에 따라, 절단 코너(1003)와 윈도우 개방부(994)의 예리한 에지(995, 996) 사이에서 조직 전단 작용을 확립하도록 하는 외부 시스(990)에 대

한 크기를 가질 수 있다. 블레이드(1000)는 외부 시스(990)에 대해 그들 사이의 미끄럼 끼워맞춤(slip fit)을 생성하도록 하는 크기일 수 있으며, 그렇지 않을 경우 이들 두 구성요소들 사이에 조직이 포집되는 것이 방해된다. 블레이드(990)는 전후로(화살표 "D") 회전하거나 단일 방향으로(화살표 "E") 회전할 수 있고, 필요할 경우 상기 논의된 것뿐만 아니라 초음파식으로 작동될 수 있다. 도 59를 참조한다. 사용 시에, 총체적 회전 운동이 전술된 임의의 다양한 방식으로 블레이드(1000)에 인가되고 흡입이 중공형 외부 시스(990) 내에 인가된 때, 조직 "T"는 윈도우(994)를 통해 그 내로 흡입되고 블레이드(1000)와 외부 시스(990)의 내부 벽(999) 사이에 포집된다. 이러한 작용은, 예를 들어 이하에 추가로 상세히 논의되는 바와 같이 장치가 수성 환경에서 이용될 때 절단되기에 충분하게 긴 조직을 분리시킨다.

[0092]

도 62는 다른 비제한적인 블레이드 및 시스 실시예를 도시한다. 이러한 실시예는 임의의 적합한 체결 방법 또는 연결 장치에 의해 임의의 전술된 수술용 기구의 노즈피스 또는 초음파 트랜스듀서 조립체에 부착될 수 있는 중공형 외부 시스(1010)를 이용한다. 도 61에서 알 수 있는 바와 같이, 외부 시스(1010)는 폐쇄된 등글게 된 또는 무딘 노즈 부분(1012) 및 긴 직사각형 형상의 윈도우 또는 개방부(1014)를 가질 수 있다. 일 실시예에서, 예를 들어 윈도우(1014)는 대략 0.254 cm (0.100 인치)인 폭 "W"를 가질 수 있는 개방부(1019)를 한정하도록 제1 압인된 또는 함몰된 에지(1016) 및 제2 압인된 또는 함몰된 에지(1018)를 갖는다. 윈도우(1014)는 대략 0.64 cm (0.25 인치)의 길이를 가질 수 있다. 시스(1010)는, 예를 들어 스테인레스강으로부터 제조될 수 있다.

[0093]

이들 실시예는 또한 나사결합식 또는 다른 적합한 연결에 의해 임의의 전술된 수술용 기구 또는 다른 것의 초음파 혼 또는 모터 구동 샤프트에 부착되도록 구성된 도파관 또는 근위 부분을 갖는 블레이드(1020)를 이용한다. 도 62에서 알 수 있는 바와 같이, 블레이드(1020)는 그 상에 형성된 한 쌍의 반경방향으로 대향하는 예리한 절단 부분들(1022, 1024)을 가질 수 있다. 블레이드(1020)는, 예를 들어 티타늄으로부터 제조될 수 있으며, 각각의 절단 부분(1022, 1024) 상에 형성된 비교적 예리한 절단 코너(1025)를 가질 수 있다. 일부 실시예에서, 절단 코너(1025)는 톱니형일 수 있다. 다른 실시예에서, 절단 코너(1025)는 톱니형이 아니다. 절단 부분들(1022, 1024)은 블레이드(1020)가 외부 시스(1010) 내에서 회전되거나 요동됨에 따라 함몰된 에지(1016, 1018)와 절단 코너(1025) 사이에서 조직 전단 작용을 확립하도록 하는 외부 시스(1010)에 대한 크기를 가질 수 있다. 그러한 구성은 비교적 작은 국소화된 영역을 형성하여, 또한 조직 상에서의 가위질 효과를 촉진함으로써 블레이드와 외부 시스 사이의 접촉 문제를 감소시킨다. 사용 시에, 총체적 회전 운동이 전술된 임의의 다양한 방식으로 블레이드(1020)에 인가되고 흡입이 중공형 외부 시스(1010) 내에 인가된 때, 조직은 개방부(1019)를 통해 그 내로 흡입되고 블레이드(1020)와 외부 시스(1010)의 내부 벽(1011) 사이에 포집된다. 이러한 작용은, 예를 들어 이하에 추가로 상세히 논의되는 바와 같이 장치가 수성 환경에서 이용될 때 절단되기에 충분하게 긴 조직을 분리시킨다.

[0094]

도 64는 다른 비제한적인 블레이드 및 시스 실시예를 도시한다. 이러한 실시예는 임의의 전술된 수술용 기구의 노즈피스 또는 초음파 트랜스듀서 조립체에 부착될 수 있는 중공형 외부 시스(1030)를 이용한다. 도 63에서 알 수 있는 바와 같이, 외부 시스(1030)는 폐쇄된 등글게 된 또는 무딘 노즈 부분(1032) 및 긴 직사각형 형상의 윈도우 또는 개방부(1034)를 가질 수 있다. 이러한 실시예는 한 쌍의 예리한 절단 삽입체들(1036, 1038)을 추가로 포함할 수 있다. 절단 삽입체(1036, 1038)는, 예를 들어 경화된 스테인레스강으로부터 제조될 수 있으며, 예를 들어 용접에 의해 중공형 시스(1030) 내에 부착될 수 있다. 윈도우(1034)는 대략 0.254 cm (0.100 인치)인 폭 "W" 및 대략 0.64 cm (0.25 인치)의 길이를 가질 수 있다. 시스(1030)는, 예를 들어 스테인레스강으로부터 제조될 수 있다.

[0095]

이들 실시예는 또한 나사결합식 또는 다른 적합한 연결에 의해 본 명세서에 기술된 임의의 수술용 기구 또는 다른 것의 초음파 혼 또는 모터 구동 샤프트에 부착되도록 구성된 도파관 또는 근위 부분을 갖는 블레이드(1040)를 이용한다. 도 64에서 알 수 있는 바와 같이, 블레이드(1040)는 비교적 예리한 절단 코너(1043)를 갖는, 그 상에 형성된 한 쌍의 반경방향으로 대향하는 절단 부분들(1042)을 갖는다. 일부 실시예에서, 절단 코너(1043)는 톱니형일 수 있다. 다른 실시예에서, 절단 코너(1043)는 톱니형이 아니다. 다양한 실시예에서, 블레이드(1040)는, 예를 들어 티타늄으로부터 제조될 수 있으며, 블레이드(1020)가 중공형 외부 시스(1030) 내에서 회전되거나 요동됨에 따라 예리한 절단 코너(1043)와 절단 부분(1042) 사이에서 조직 전단 작용을 확립하도록 하는 절단 삽입체(1036, 1038)에 대한 크기를 가질 수 있다. 블레이드(1020)의 외경은 동작 동안 블레이드(1040)를 위한 간극을 제공하도록 외부 시스(1030)의 내경보다 작다. 접촉하는 유일한 경우는 흡입에 의해 조직이 당겨지는 윈도우 개방부(1034)를 따르는 블레이드(1040)의 절단 부분(1042)과 삽입체(1036, 1038) 사이일 것이다.

- [0096] 도 66은 다른 비제한적인 블레이드 및 시스 실시예를 도시한다. 이러한 실시예는 임의의 적합한 체결 방법 또는 연결 장치에 의해 전술된 임의의 수술용 기구의 노즈피스 또는 초음파 트랜스듀서 조립체에 부착될 수 있는 중공형 외부 시스(1110)를 이용한다. 도 65에서 알 수 있는 바와 같이, 외부 시스(1110)는 폐쇄된 등굴게 된 또는 무딘 노즈 부분(1112) 및 긴 직사각형 형상의 윈도우 또는 개방부(1114)를 가질 수 있다. 이러한 실시예에서, 윈도우(1114)의 측방향 에지 부분(1116, 1118)은 내향으로 압인되거나 함몰된다. 윈도우(1014)는 대략 0.254 cm (0.10 인치)인 폭 "W" 및 대략 0.64 cm (0.25 인치)의 길이를 가질 수 있다.
- [0097] 이들 실시예는 또한 나사결합식 또는 다른 적합한 연결 장치에 의해 전술된 임의의 수술용 기구 실시예 또는 다른 것의 초음파 혼 또는 모터 구동 샤프트에 부착되도록 구성된 도파관 또는 근위 부분을 갖는 블레이드(1120)를 이용한다. 도 66에서 알 수 있는 바와 같이, 블레이드(1120)는 비교적 예리한 절단 코너(1023)를 갖는, 그 상에 형성된 한 쌍의 반경방향으로 대향하는 절단 부분들(1122)을 갖는다. 일부 실시예에서, 절단 코너(1023)는 톱니형일 수 있다. 다른 실시예에서, 절단 코너(1023)는 톱니형이 아니다. 다양한 실시예에서, 블레이드(1020)는, 예를 들어 티타늄으로부터 제조될 수 있으며, 블레이드(1120)가 회전되거나 요동됨에 따라 예리한 절단 코너(1023)와 절단 부분(1122) 사이에서 조직 전단 작용을 확립하도록 하는 함몰된 에지(1116, 1118)에 대한 크기를 가질 수 있다. 그러한 구성은 블레이드(1120)의 절단 부분(1122)과 시스(1110)의 내부 벽(1111) 사이에 더 큰 간극 C1을 한정한다. 측방향 에지(1116, 1118)와 절단 부분(1122) 사이에서 조직 전단 작용을 형성하기 위해, C1보다 작은 간극 C2가 제공된다.
- [0098] 도 67 내지 도 69는 다른 비제한적인 블레이드 및 시스 실시예를 도시한다. 이러한 실시예는 전술된 임의의 수술용 기구의 노즈피스 또는 초음파 트랜스듀서 조립체에 부착될 수 있는 중공형 외부 시스(1210)를 이용한다. 중공형 외부 시스(1210)는 아치형 측방향 측면 부분들(1216, 1218)을 한정하는 역할을 하는 상부 개방부(1214) 및 하부 개방부(1215)를 포함하는 원위 노즈 부분(1212)을 갖는다. 원위 노즈 부분(1212)은 측방향 측면 부분들(1216, 1218) 사이에서 연장하는 폐쇄된 단부(1219)를 추가로 가질 수 있다.
- [0099] 이러한 실시예는 전술된 임의의 수술용 기구의 초음파 트랜스듀서 조립체에 부착되도록 구성된 도파관 또는 근위 부분을 갖는 블레이드(1220)를 추가로 포함한다. 블레이드(1220)는 중공형 시스(1210)의 아치형 측방향 측면 부분(1216, 1218) 위로 연장하는 한 쌍의 아치형 절단 부분들(1224, 1226)을 한정하는 역할을 하는 공동(1222)을 갖는 원위 단부 부분(1221)을 추가로 갖는다. 절단 부분들(1224, 1226) 중 하나 또는 둘 모두가 톱니형 치형부(1227)를 갖거나, 어느 것도 톱니형 치형부를 갖지 않을 수 있다. 도 67에 도시된 실시예에서, 공동(1222)은 평탄한 저부 "C"와 대략적으로 유사한 단면 형상을 갖는다. 그러나, 공동(1222)은 다른 단면 형상을 가질 수 있다. 적어도 하나의 흡입 통로(1230)가 도시된 바와 같은 블레이드(1220)를 통해 제공될 수 있다. 흡입 통로는 흡입원(도시 안됨)과 연통할 수 있다.
- [0100] 다양한 실시예에서, 블레이드(1220)는, 예를 들어 티타늄으로부터 제조될 수 있으며, 블레이드(1220)의 저부 부분(1232)이 노즈 부분(1212)의 측방향 측면(1216, 1218)을 지나 하향으로 연장하도록 하는 중공형 시스(1210)의 원위 노즈 부분(1212)에 대한 크기를 가질 수 있다. 유사하게, 아치형 측면 부분(1224, 1226)의 절단 에지는 도 67에 도시된 바와 같은 측방향 측면(1216, 1218) 위로 연장한다. 블레이드(1220)의 노출된 저부 부분(1232)은, 예를 들어 조직을 응고시키기 위해 사용될 수 있으며, 반면 절단 에지(1224, 1226)는 조직을 절단하여 분리시키기 위해 사용될 수 있다.
- [0101] 중공형 시스(1210)의 근위 단부(1211)는 도 70에 도시된 바와 같이 핸들 하우징(1240)으로부터 돌출한다. 핸들 하우징(1240)은 전술된 바와 같은 초음파 트랜스듀서 조립체, 모터, 및 슬립 링 조립체를 수용하고, 제어 시스템(10)에 커플링된다. 핸들 하우징(1240)은 임상가가 제1 "초음파" 모드(1242), 제2 "면도기" 모드(1244), 및 제3 "주입" 모드(1246) 사이에서 전환하는 것을 가능하게 하는 선택기 스위치(1241)를 포함할 수 있다. 스위칭 메커니즘(1241)은 블레이드(1220)를 원하는 회전 배향으로 자동적으로 배향하도록 제어 시스템(10)과 통신한다. 예를 들어, 장치(1200)를 초음파 모드(1242)로 이용하기 위해, 임상가는 선택기 스위치(1241)를 초음파 모드 위치(1242)(도 71에 동작 1250으로 도시됨)로 전환한다. 제1 초음파 구성(1242)에 있을 때, 모터는 블레이드(1220)를 도 67 및 도 68에 도시된 위치로 회전시킬 것이며(도 71에서 동작 1252로 도시됨), 그 후 이를 그 위치에서 대기시켜서 중공형 시스(1210)를 통해 블레이드(1220)의 저부 부분(1232)을 노출시킨다(도 71에서 동작 1254로 도시됨). 그 위치에 있을 때, 초음파 트랜스듀서 조립체는 저부 부분(1232)이 지혈을 달성하는 데 사용되도록 작동된다(도 71에서 동작 1257로 도시됨). 특히, 초음파 모드(1242)에 있을 때, 임상가는 출혈하고 있는 조직에 대향하여 저부 부분(1232)을 배향시킬 수 있고, 그 후 블레이드(1220)의 노출된 부분(1232)으로 조직에 충분한 압력을 인가할 수 있다(도 71에서 동작 1256으로 도시됨). 그 후, 임상가는 지혈을 달성하기 위해 초음파 트랜스듀서 조립체를 작동시킨다(도 71에서 동작 1258로

도시됨). 대안적인 실시예에서, 장치(1200)에는 하나의 스위치의 작동이 회전을 개시시킬 수 있도록 제어 시스템과 통신하는, 전술된 바와 같은 일련의 스위치/버튼이 제공될 수 있다. 다른 스위치의 작동은 회전가능한 요동을 개시시킬 수 있으며, 다른 스위치의 작동은 제어 시스템과 협동하여 블레이드를 초음파 위치로 회전시키고 이를 대기시키며 그 후 초음파 트랜스듀서 조립체를 작동시킬 수 있거나, 또 다른 실시예에서 초음파 트랜스듀서 조립체는 또 다른 별개의 스위치에 의해 작동될 수 있다. 그러한 대안적인 구성 모두는 본 명세서에 개시된 다양한 비제한적인 실시예 및 그들 각각의 등가 구조의 범주 내에 있다.

[0102] 도 72는 면도기 모드(1244)에 있을 때의 장치(1200)의 사용을 예시한다. 특히, 선택기 스위치(1241)는 면도기 위치(1242)로 이동된다(도 72에서 동작 1260으로 도시됨). 그 위치에 있을 때, 모터는 중공형 외부 시스(1210) 내에서 블레이드(1220)를 연속적으로 회전시킨다(도 72에서 동작 1262로 도시됨). 다른 실시예에서, 모터는 블레이드(1220)를 외부 시스(1210) 내에서 전후로 회전가능하게 요동시킬 수 있거나, 다른 실시예에서 선택기 스위치가 회전가능한 요동이 개시되는 또 다른 위치로 이동될 수 있다. 어느 경우에서도, 그 후 임상의는 조직을 회전하는 또는 요동하는 블레이드(1220)와 접촉시켜서 조직이 면도되어 흡입 통로(1230)를 통해 배출되게 할 수 있다(도 72에서 동작 1264로 도시됨).

[0103] 도 73은 주입 모드(1246)에 있을 때의 장치(1200)의 사용을 예시한다. 특히, 선택기 스위치(1241)는 주입 위치(1246)로 이동된다(도 73에서 동작 1270으로 도시됨). 그 위치에 있을 때, 블레이드(1220)는 대기 상태의 위치로 보유된다(도 73에서 동작 1272로 도시됨). 그 후, 임상의는 블레이드를 원하는 위치로 배향시키고 이어서 원하는 약물을 주입할 수 있다(도 73에서 동작 1274로 도시됨). 주입될 수 있는 한 형태의 약물은, 예를 들어 "카티셀(Cardicel)"이라는 상표명으로 판매되는 세포 생성 약품을 포함할 수 있다. 그러나, 다른 약품 및 약물이 이용될 수 있다. 주입 동작은 블레이드(1220)를 통해 연장하는 약물 통로(1284)가 외부 시스(1210)를 통해 노출되어 약물이 인접 부위에 유리하게 적용되는 것을 가능하게 하도록 블레이드(1220)를 외부 시스(1210) 내의 소정의 위치로 배향시킴으로써 달성될 수 있다. 그 후, 약물은 약물의 공급원(1282)과 연통하는 펌프(1280)를 작동시킴으로써 주입될 수 있다. 도 70을 참조한다. 다양한 실시예에서, 장치(1200)는 주입 트리거(1249)를 가질 수 있으며, 이는 주입 트리거(1249)의 작동에 의해 펌프(1280)가 통로(1284)(도 68)를 통해 외부로 약물을 주입하게 하도록 펌프(1280)와 연통한다. 대안적인 실시예에서, 약물은, 예를 들어 블레이드(1220) 내의 약물 통로(1284)와 연통하는 포트(도시 안됨) 내로 주사기에 의해 수동으로 주입될 수 있다.

[0104] 도 74 내지 도 77은 다른 비제한적인 수술용 기구 실시예(1300)를 도시한다. 장치(1300)는 전술된 핸드피스 장치(300, 400, 500) 중 임의의 하나를 포함할 수 있다. 예를 들어, 장치(1300)는 이하에 언급된 차이를 포함하는 핸드피스(300)를 포함할 수 있다. 핸드피스(300)는 작동될 때 초음파 운동을 블레이드(200)에 인가하는 초음파 트랜스듀서 조립체에 커플링되는 도파관 또는 근위 부분을 갖는 블레이드(200)를 포함한다. 블레이드(200)는 또한 전술된 바와 같이 핸드피스(300) 내에 수납된 모터 장치에 의해 회전될 수 있다. 블레이드(200)는 핸드피스(300)로부터 돌출하는 내부 시스(1320)를 통해 연장할 수 있다. 블레이드(200)는 내부 시스(1320) 내에서 자유롭게 선택적으로 진동 및 회전된다. 하나 이상의 시일 부재(1322)가 블레이드(200)와 내부 시스(1320) 사이에 제공되어 유체 및 조직이 내부 시스(1320)와 블레이드(200) 사이의 영역으로 유입되는 것을 방지할 수 있다. 시일 부재(1322)는, 예를 들어 실라스틱 실리콘(silastic silicone)으로부터 제조될 수 있다.

[0105] 장치(1300)는 내부 시스(1320)에 이동가능하게 수용되는 외부 시스(1330)를 추가로 포함할 수 있다. 외부 시스(1330)는 흡입 튜브(1350)가 내부 시스(1320)의 일부분과 외부 시스(1330)의 일부분 사이에서 연장할 수 있도록 하는 내부 시스(1320)에 대한 크기를 가질 수 있다. 흡입 튜브(1350)는 전체적으로 도면 부호 1352로 도시된 흡입원과 연통할 수 있다. 도 74를 참조한다. 도 74 내지 도 77에서 알 수 있는 바와 같이, 외부 시스(1330)는 외부 시스(1330)의 원위 단부 부분(1331)으로부터 원위로 돌출하는 스윙 아암(swing arm) 부분(1332)을 포함할 수 있다. 스윙 아암(1332)은 비교적 직선형일 수 있고(도 75), 또는 약간 만곡된 원위 단부(1334)를 가질 수 있다(도 76). 도 76에서 알 수 있는 바와 같이, 원위 단부(1334)는 그 상에 예리한 절단 표면(1336)을 가질 수 있다. 도 74 내지 도 76에서 또한 알 수 있는 바와 같이, 일부 실시예에서, 블레이드(200)는 그 상에 형성된 한 쌍의 측방향 절단 에지들(1362)을 갖는 만곡된 블레이드 팁(1360)을 가질 수 있다. 다른 실시예에서, 블레이드 팁(1360)은 직선형일 수 있다. 일부 실시예에서, 블레이드(200)는 상기 논의된 다양한 방식으로 회전될 수 있다. 다른 실시예에서, 블레이드(200)는 회전하지 않을 수 있다. 그러한 실시예에서, 예를 들어 임상의는 블레이드를 회전시키기 위한 모터를 작동시키지 않도록 선택할 수도 있거나, 핸드피스는 블레이드를 회전시키기 위한 모터를 포함하지 않는 핸드피스를 포함할 수 있다.

- [0106] 사용 시에, 스윙 아암 부분(1332)은 블레이드(200)의 원위 단부(1360)의 부분을 덮을 수 있다. 사용의 한 모드에서, 외부 시스(1330)는 도 74에 도시된 바와 같이 스윙 아암 부분(1332)이 블레이드(200)의 배면을 덮는 위치에서 보유된다. 그러한 구성은 만곡된 블레이드 팁(1360)을 노출된 상태로 남게 한다. 그러한 위치에 있을 때, 예를 들어 만곡된 블레이드 팁(1360)은 매니스커스(meniscus)와 같은 조직을 절개하는 데 이용될 수 있다. 동작의 제2 모드에서, 스윙 아암 부분(1332)은 이동하고 있다.
- [0107] 도 74 내지 도 77에 도시된 실시예에서, 흡입 튜브(1350)는 블레이드 팁(1360)을 향해 느슨한 조직을 흡입하고 또한 절단 동안 절개된 조직의 작은 섹션을 제거하도록 이용된다. 다른 실시예에서, 흡입은 시스들(1320, 1330) 사이의 환형 공간 내에서 일어날 수 있다. 또 다른 실시예에서, 블레이드(200)는 전술된 바와 같이 흡입원과 최종적으로 연통하는, 그를 통해 연장하는 흡입 경로(도시 안됨)를 가질 수 있다. 그러한 흡입 경로는 근위 단부에서의 노드에서 블레이드(200)를 빠져나가기 가장 쉬울 것이다. 또 다른 실시예에서, 흡입이 이용되지 않는다.
- [0108] 일부 실시예에서, 스윙 아암 부분(1332)은 블레이드(200)에 대항하는 위치에서 영구적으로 보유될 수 있다. 또 다른 실시예에서, 미끄러운 또는 저마찰 패드(도시 안됨)가, 패드가 블레이드(200)와 접촉하도록 스윙 아암 부분(1332)에 장착될 수 있다. 다른 실시예에서, 0.005 cm 내지 0.025 cm (0.002" 내지 0.010")의 간극이 스윙 아암 부분(1332)과 블레이드(200) 사이에 제공될 수 있다. 다른 실시예에서, 스윙 아암 부분(1332)은 전체 블레이드(200)가 배면으로부터 덮이도록 블레이드(200)의 만곡된 부분의 길이 둘레로 연장한다.
- [0109] 본 명세서에서 전술된 다양한 비제한적인 실시예는 다양한 다른 수술적 응용과 함께 효과적으로 이용될 수 있으며, 관절경 수술의 수성 환경에서 조직을 절단 및 응고시키는 데 특히 적합하다. 그러나, 그러한 응용에서, 유체가 블레이드 또는 도파관과 내부 시스 사이로 통과하는 경우, 유체는 하우징에 유입되어 내부의 구성요소를 손상시킬 수 있다. 초음파 동력식 수술용 기구와 함께 사용하기 위한 다양한 밀봉 장치가 공지되어 있다. 예를 들어, 그들 각각의 개시 내용 전체가 본 명세서 참고로 각각 포함된 미국 특허 제 5,935,144호 및 미국 특허 제 5,944,737호는 각각 복강경 수술 및 개복 수술의 전통적인 환경(즉, 비-수성 환경)에서 초음파 수술용 기구와 함께 사용하기 위한 다양한 밀봉 장치를 개시한다. 그러나, 이하에 논의되는 다양한 비제한적인 실시예는 수성 환경에서 사용하기에 더욱 양호하게 적합할 수 있는 개선된 밀봉 장치를 이용한다.
- [0110] 더욱 상세하게는, 그리고 도 78을 참조하면, 초음파 트랜스듀서 조립체(1404)를 내부에 회전가능하게 지지하는 하우징(1402)을 포함하는 초음파 장치(1400)가 도시되어 있다. 예를 들어, 초음파 트랜스듀서 조립체(1404)는 일련의 베어링(도시 안됨)에 의해 하우징(1402) 내에 회전가능하게 지지될 수 있다. 초음파 혼(1406)이 초음파 트랜스듀서 조립체(1404)에 커플링될 수 있으며, 초음파 도구(1410)가 전형적으로 나사결합식 장치를 포함할 수 있는 통상적인 수단에 의해 그에 부착된다. 본 명세서에 사용되는 바와 같이, "초음파 도구"라는 용어는 본 명세서에 기술된 블레이드 및 절단 부재 실시예의 임의의 하나를 포함할 수 있다. 초음파 혼(1406)에 커플링된 초음파 도구(1410)의 부분은 도파관 부분(1412)으로서 지칭될 수 있다. 도파관(1412)은 초음파 도구(1410)의 일체형 부분을 포함할 수 있거나, 예를 들어 나사결합식 연결에 의해 그에 부착된 별도의 구성요소를 포함할 수 있다. 도 78에 도시된 실시예에서, 초음파 도구(1410)는 중공형 외부 시스(1420)를 통해 연장한다. 외부 시스(1420) 및 초음파 도구(1410)의 원위 단부는 본 명세서에서 전술된 다양한 블레이드 및 시스 구성 및 다른 것들 중 임의의 하나로 구성될 수 있다.
- [0111] 도 78에서 또한 알 수 있는 바와 같이, 근위 샤프트(1430)가 초음파 트랜스듀서 조립체(1404)에 부착된다. 모터(1440)의 출력 샤프트(1436)에 커플링된 구동 기어(1434)와 맞물림 결합되는 피동 기어(1432)가 근위 샤프트(1430)에 부착된다. 초음파 전기 신호 및 모터 제어 신호는 전술된 유형 및 구성의 슬립 링 조립체(1450)를 통해 제어 시스템(10)으로부터 공급될 수 있다. 장치(1400)는 전술된 다양한 제어 버튼 구성을 추가로 포함할 수 있어서, 장치는 초음파 모드, 비-초음파 모드(예컨대, 회전 면도 모드) 및 그러한 모드들의 조합으로 사용될 수 있다. 전술된 다양한 기구와 달리, 모터(1440)는 초음파 트랜스듀서 조립체와 동축으로 정렬되지 않는다.
- [0112] 도 79는 초음파 도구(1410)의 도파관 또는 근위 부분(1412)과 외부 시스(1420) 사이에서 이용될 수 있는 시일 조립체(1470)의 비제한적인 실시예를 도시한다. 시일(1470)은, 예를 들어 울템(등록상표)과 같이 규소 또는 다른 재료로부터 제조될 수 있는 환형 부재를 포함하며, 노드 "N"에서 도파관(1412)에 오버몰딩되거나 달리 밀봉식으로 부착된다. 시일(1470)은 노드 "N"에서 도파관(1412) 상으로 성형되는 제1 환형 시일 부분(1472), 및 제1 환형 시일 부분(1472)을 지나 대항하는 축의 방향으로 축방향으로 연장하고 홈(1478)에 의해 분리되는 2개의 축방향 시일 부분(1474, 1476)을 가질 수 있다. 홈(1478)은 2개의 축방향 시일 부분(1474, 1476)이 외

부 시스(1420)와 밀봉 접촉식으로 서로에 대해 다소 휘어지는 것을 가능하게 할 수 있다. 보다 좁은 제1 환형 시일 부분(1472)은 시일(1470)이 외부 시스(1420)와 접촉하는 보다 넓은 접촉 영역을 제공하면서 과도한 열 축적을 회피할 수 있다.

[0113] 도 80은 초음파 도구(1410)의 도파관 또는 근위 부분(1412)과 외부 시스(1420) 사이에서 이용될 수 있는 시일(1480)의 비제한적인 실시예를 도시한다. 시일(1480)은, 예를 들어 올텀(등록상표)과 같이 규소 또는 다른 재료로부터 제조될 수 있는 환형 부재를 포함하며, 노드 "N"에서 도파관(1412)에 오버몰딩되거나 달리 밀봉식으로 부착된다. 시일(1480)은 외부 시스(1420) 상에 형성된 내향으로 연장하는 환형 맞닿음 링(1490)에 맞닿도록 배열될 수 있다. 시일(1480)은 맞닿음 링(1490)에 대하여 원위에 위치된다. 유체 압력이 외부 시스(1420)의 원위 단부 내에 축적될 때, 시일(1480)은 맞닿음 링(1490) 내로 가압되어 시일의 강도를 증가시킨다. 외부 시스(1420)는, 예를 들어 스테인레스강으로부터 제조될 수 있다.

[0114] 도 81은 블레이드(1410)의 도파관 부분(1412)과 외부 시스(1420) 사이에서 이용될 수 있는 시일(1500)의 비제한적인 실시예를 도시한다. 시일(1500)은, 예를 들어 올텀(등록상표)과 같이 규소 또는 다른 재료로부터 제조될 수 있는 환형 부재를 포함하며, 노드 "N"에서 도파관(1412)에 오버몰딩되거나 달리 밀봉식으로 부착된다. 시일(1480)은 외부 시스(1420) 내에 제공된 환형 홈(1423) 내에 수용되도록 배열될 수 있다. 외부 시스(1420)는, 예를 들어 스테인레스강으로부터 제조될 수 있다.

[0115] 도 82는 초음파 도구(1410)의 도파관 또는 근위 부분(1412)과 외부 시스(1420) 사이에서 이용될 수 있는 시일(1510)의 비제한적인 실시예를 도시한다. 시일(1510)은, 예를 들어 올텀(등록상표)과 같이 규소 또는 다른 재료로부터 제조될 수 있는 환형 부재를 포함하며, 노드 "N"에서 도파관(1412)에 오버몰딩되거나 달리 밀봉식으로 부착된다. 시일(1510)은 노드 "N"에서 도파관(1412) 상으로 성형되는 내부 림(rim) 부분(1512), 및 내부 부분(1512)을 지나 대향하는 방향으로 축방향으로 연장하고 홈(1518)에 의해 분리되는 2개의 축방향 시일 부분(1514, 1516)을 가질 수 있다. 축방향 부분(1514, 1516)은 외부 시스(1420) 내에 제공된 홈(1520) 내로 연장하는 크기를 갖는다. 도 82에서 알 수 있는 바와 같이, 홈(1520)은 시일(1510) 내의 홈(1518) 내로 연장하는 크기를 갖는 내향으로 돌출하는 링(1522)을 갖는다. 예시된 실시예에서, 링(1522)은 시일(1510)이 조립 동안 그 위로 활주한 후 정위치로 고정되는 것을 허용하는, 그 상에 형성된 경사진 램프(1524)를 갖는다. 외부 시스(1420)는, 예를 들어 올텀(등록상표)으로부터 제조될 수 있다.

[0116] 도 83 및 도 84는 초음파 도구(1410)의 도파관 또는 근위 부분(1412)과 외부 시스(1420) 사이에서 이용될 수 있는 시일(1530)의 비제한적인 실시예를 도시한다. 시일(1530)은, 예를 들어 올텀(등록상표)과 같이 규소 또는 다른 재료로부터 제조될 수 있는 환형 부재를 포함하며, 노드 "N"에서 도파관(1412)에 오버몰딩되거나 달리 밀봉식으로 부착된다. 시일(1530)은 도 83에 도시된 같이 내부에 홈(1532)을 가질 수 있다. 그 후, 외부 시스(1420)는 크럼핑되어(crimped) 도 84에 도시된 바와 같이 시일(1530)을 압착한다. 외부 시스(1420)는 원주 둘레 전체에 걸쳐서 고르게 크럼핑될 수 있거나, 이산된 위치에서 크럼핑될 수 있다. 예를 들어, 4개의 고르게 이격된(예컨대, 90도 간격으로) 크럼프가 이용될 수 있다. 그러한 실시예에서, 외부 시스(1420)는, 예를 들어 스테인레스강으로부터 제조될 수 있다.

[0117] 도 85는, 예를 들어 함께 용접, 억지 끼워맞춤, 나사결합 또는 스냅결합에 의해 함께 상호연결되도록 구성된 근위 축방향 부분(1542) 및 원위 축방향 섹션(1544)을 갖는 외부 시스(1540)의 일부분을 도시한다. 도 85에서 알 수 있는 바와 같이, 원위 축방향 섹션(1544)은 노드 "N"에서 초음파 도구(1410)의 도파관 또는 근위 부분(1412)에 오버몰딩되거나 달리 밀봉식으로 설치되는 환형 시일(1550)의 일부분과 결합하는 크기의 홈 부분(1546)을 갖는다. 따라서, 함께 부착될 때, 근위 축방향 섹션(1542) 및 원위 축방향 섹션(1544)은 이들 사이의 시일(1550)의 일부분을 포획하여 압축하는 역할을 한다. 대안적인 실시예에서, 홈 부분(1546)은 근위 축방향 섹션(1542) 내에 제공될 수 있거나, 각각의 섹션(1542, 1544)은 환형 시일(1550)을 내부에 수용하도록 협동하는 홈 세그먼트를 내부에 가질 수 있다.

[0118] 도 86은 전체적으로 도면 부호 1560으로 지시되고 2개의 축방향 반부(1562, 1564)로 이루어진 외부 시스의 일부분을 도시한다. 각각의 축방향 반부(1562, 1564)는 내부에 형성된 반-환형 홈 세그먼트(1566)를 갖는다. 도 87을 참조한다. 반-환형 홈 세그먼트(1566)는 중공형 외부 시스(1560)를 형성하도록 축방향 반부들(1562, 1564)이 함께 결합될 때 도파관 또는 근위 부분(1412) 상으로 오버몰딩되거나 달리 그에 부착되는 환형 시일(1570)을 수용하는 크기의 환형 홈(1568)을 형성한다. 2편 외부 시스(1560)를 생성함으로써, 시일(1570)은, 도파관(1412)이 조립 공정 동안 외부 시스(1560)에 눌러져야만 하는 경우, 일반적으로 가질 수 있었던 것보다 훨씬 큰 외부 시스(1560)와의 간섭을 가질 수 있다. 2개의 외부 시스 반부(1562, 1564)는 용접, 스냅 끼워맞춤 또는 다른 적합한 방법에 의해 함께 결합될 수 있다. 따라서, 시일(1570)은 먼저 도파관(1412) 상에 설치

될 수 있다. 그 후, 2개의 반부(1562, 1564)는 시일(1570)이 홈(1568) 내에 포획되도록 도파관(1412) 둘레에서 합쳐질 수 있다. 그 후, 반부(1562, 1564)는 그 위치에서 함께 체결된다.

[0119]

도 88은 초음파 도구의 도파관 부분(1412)과 외부 시스(1420) 사이에서 이용될 수 있는 시일(1580)의 비제한적인 실시예를 도시한다. 시일(1580)은, 예를 들어 울텨(등록상표)과 같이 규소 또는 다른 재료로부터 제조될 수 있는 환형 부재를 포함하며, 노드 "N"에서 도파관 또는 근위 부분(1412)에 오버몰딩되거나 달리 밀봉식으로 부착된다. 시일(1580)은 근위 링(1590) 및 원위 링(1592)에 의해 정위치로 유지될 수 있다. 근위 링(1590)은 외부 시스(1420)의 일체형 부분을 포함할 수 있거나, 외부 시스(1420) 내로 가압되거나 달리 그에 부착되는 별도의 구성요소를 포함할 수 있다. 원위 링(1592)은 외부 시스(1420)에 접촉되거나, 역지 끼워맞춤되거나 달리 부착될 수 있다. 원위 링(1592)은 설치 시에 시일(1580)에 압축을 제공할 수 있다. 이는 시일(1580)과 도파관(1412) 사이의 힘을 증가시켜서, 시일(1580)을 지나는 유체 이동을 추가로 감소시킬 것이다. 링(1590, 1592)은 내부에 분할된 환형 링 또는 분할이 없는 링을 포함할 수 있다. 또한, 도 88에서 알 수 있는 바와 같이, 링(1590, 1592)은 일정 크기의 간극 "C"가 그들 사이에 제공되도록 하는 도파관(1412)에 대한 크기를 가질 수 있다.

[0120]

도 89는 초음파 도구(1410)의 도파관 또는 근위 부분(1412)과 외부 시스(1420) 사이에서 이용될 수 있는 시일(1600)의 비제한적인 실시예를 도시한다. 시일(1600)은, 예를 들어 울텨(등록상표)과 같이 규소 또는 다른 재료로부터 제조될 수 있는 환형 부재를 포함하며, 노드 "N"에서 도파관(1412)에 오버몰딩되거나 달리 밀봉식으로 부착된다. 시일(1600)은 외부 시스(1420)의 내경보다 큰 외경을 가질 수 있다. 시일(1600)은 또한 근위 측면(1602) 및 원위 측면(1604)을 가질 수 있다. 조립된 때, 시일(1600)의 근위 측면(1602)의 외부 부분이 외부 시스(1420)의 내부 벽(1421)과 밀봉식으로 접촉한다. 따라서, 유체 압력 "P"가 시일(1600)의 원위 측면에 축적될 때, 시일(1600)은 외부 시스(1420)와 밀봉 접촉하도록 추가로 가압되고, 그에 의해 도파관(1412)과 외부 시스(1420) 사이에 더욱 양호한 시일을 생성한다.

[0121]

도 90은 블레이드의 도파관 또는 근위 부분(1412)과 외부 시스(1420) 사이에서 이용될 수 있는 시일(1610)의 비제한적인 실시예를 도시한다. 시일(1610)은, 예를 들어 울텨(등록상표)과 같이 규소 또는 다른 재료로부터 제조될 수 있는 환형 부재를 포함하며, 도시된 바와 같이 외부 시스(1420)에 성형되거나 달리 부착된다. 이러한 실시예에서, 환형 홈(1620)이 시일(1610)의 일부분을 내부에 수용하기 위해 도파관(1412) 내에 제공될 수 있다. 대안적인 실시예에서, 홈이 제공되지 않는다. 도 79 내지 도 82에 도시된 시일은 본 명세서에 개시된 다양한 비제한적인 실시예 및 그들 각각의 등가물의 사상 및 범주로부터 벗어남이 없이 예시된 바와 같은 절단 블레이드 또는 도구의 도파관 또는 근위 부분 대신에 외부 시스에 유사하게 부착될 수 있다는 것이 또한 이해될 것이다. 또한, 본 명세서에 기술된 다양한 시일 실시예가 전술된 임의의 수술용 기구 실시예와 효과적으로 이용될 수 있다는 것이 또한 이해될 것이다. 즉, 본 명세서에 개시된 다양한 비제한적인 시일 장치 및 그들 각각의 등가 구조는 초음파 블레이드 또는 도파관과 대응하는 내부 시스 사이에서 시일을 달성하도록 효과적으로 이용될 수 있다. 내부 시스 및 외부 시스를 이용하지만 그들 사이에 흡입을 인가하지 않는 그러한 실시예에서, 본 명세서에 개시된 다양한 비제한적인 시일 장치 및 그들 각각의 등가물은 또한 내부 시스와 외부 시스 사이에서 실질적으로 액밀 시일을 달성하도록 효과적으로 이용될 수 있다. 또 다른 비제한적인 실시예에서, 시일은 초음파 블레이드와 외부 시스 사이에서 이용될 수 있으며, 이 경우 초음파 블레이드는 외부 시스에 대한 총체적 회전 운동에 관여하지 않는다. 그러한 실시예에서, 시일은 초음파 블레이드 및 외부 시스에 견고하게 부착될 수 있다. 또 다른 비제한적인 실시예에서, 초음파 블레이드는 외부 시스 내에서 요동할 수 있다. 예를 들어, 초음파 블레이드는 90도 원호(중심축의 각각의 측면 상에서 45도)를 통해 요동할 수 있다. 그러한 실시예에서, 시일은, 예를 들어 접착제, 크립핑 등에 의해 외부 시스 및 초음파 블레이드에 견고하게 부착될 수 있다. 시일 재료는 $\pm 45^\circ$ 의 범위에 대해 시일의 비틀림을 수용할 탄성 고무 재료 등을 포함할 수 있다. 그러한 실시예에서, 시일이 겪게 되는 긴장은 (중심축에 정렬되게) 블레이드를 0도의 중립 위치로 복귀시키는 것을 도울 수 있다.

[0122]

전술된 다양한 실시예는 블레이드 상에 형성된 절단 에지와 주위 외부 시스의 에지 사이에서 조직을 절단 제거하는 역할을 하는 회전하는 블레이드를 이용한다. 그러한 구성이 대부분의 조직을 절단하는 데 아주 효과적이지만, 예를 들어 힘줄 조직과 같은 질긴 조직은 블레이드와 외부 시스 사이에서 "짜내어지는(milk)" 경향을 가질 수 있기 때문에 효과적으로 절단하는 것이 어려울 수 있다. 그러한 문제는, 예를 들어 가죽과 같은 질긴 재료를 통해 절단하는 데 가위가 사용되는 경우에 마주치는 문제와 유사하다. 요약하면, 가위 블레이드들이 분리되고 재료는 절단되지 않는다. 이러한 현상이 도 91a 내지 도 91d에 도식적으로 도시되어 있다. 이들 도면에서 알 수 있는 바와 같이, 2개의 절단 블레이드(1700)가 질긴 조직 "T"를 절단하는 데 이용된다. 블레이드(1700)가 조직 "T"를 향해 내향으로 이동함에 따라, 조직 "T"는 블레이드들(1700) 사이로 이동하여

이들을 분리되게 한다.

- [0123] 본 명세서에서 개시된 다양한 블레이드 및 시스 실시예에서, 외부 시스의 절단 부분과 블레이드의 절단 에지(들) 사이의 간극의 크기를 최소화하는 것이 유리할 수 있다. 예를 들어, 외부 시스의 절단 부분과 블레이드의 절단 에지(들) 사이의 간극의 크기를 0.0025 cm (0.001") 내지 0.013 cm (0.005")의 범위 내로 유지하는 것이 바람직할 수 있다. 다른 비제한적인 실시예에서, 하나의 절단 에지 또는 부분은 다른 절단 부분보다 더 경질이다. 예를 들어, 블레이드 상의 절단 에지(들)는 외부 시스의 절단 부분보다 더 경질일 수 있거나, 반대의 경우도 가능하다. 그러면, 모터는 절단 에지/부분 사이의 거의 0의 간극을 달성하도록 초음파로 또는 초음파 없이 작동될 수 있다. 그러한 접근법에 더하여 또는 그러한 접근법 대신에, 다른 실시예는 내부에서의 블레이드의 회전을 더욱 용이하게 하면서 외부 시스 내의 "중심에서 벗어난" 배열로 블레이드의 적어도 원위 부분을 편향시키는 구조를 이용할 수 있다. 더욱 상세하게는, 그리고 도 92 및 도 93을 참조하면, 외부 시스 조립체(3000)를 통해 연장하는, 전술된 유형 및 구조의 블레이드(200)가 도시되어 있다. 도시된 실시예에서, 외부 시스 조립체(3000)는 블레이드(200)에 선택적으로 초음파 운동을 인가할 뿐만 아니라 선택적으로 그에 총체적 회전 운동을 인가하도록 전술된 임의의 방식으로 구성될 수 있는 수술용 기구(3001)와 함께 사용된다.
- [0124] 도 93에 도시된 실시예에서, 블레이드(200)는 기구 하우징(3010)의 일부분 내에 장착된 내부 시스(3020)를 통해 축방향으로 연장한다. 외부 시스 조립체(3000)는 기구 하우징(3010)에 부착되며, 윈도우 또는 개방부(3004)를 내부에 갖는 원위 팁 부분(3002)을 갖는다. 상기 논의된 바와 같이, 윈도우(3004)는 조직이 원위 팁 부분(3002) 내에 형성된 팁 공동(3006) 내로 흡인되는 것을 가능하게 한다. 흡입은 흡인원(244)과 연통하는 외부 시스 조립체(3000)의 원위 팁 부분(3002) 내의 흡입 포트(3007)를 통해 팁 공동(3006)에 인가될 수 있다. 이들 실시예에서, 블레이드(200)는 다소 가요성이며, 예를 들어 티타늄으로부터 제조될 수 있다. 또한, 블레이드(200)의 도파관 부분 또는 근위 부분은 노드 "N"의 위치에서 내부 시스(3020) 내에 장착된 부싱(3030)을 통해 연장한다. 다양한 실시예에서, 내부 시스(3020)는 실질적으로 강성이고 굽힘에 저항하는 재료로부터 제조될 수 있다. 예를 들어, 내부 시스(3020)는 올텨 또는 유사한 재료로부터 제조될 수 있다. 부싱(3030)은, 예를 들어 올텨(등록상표)로부터 제조될 수 있으며, 예를 들어 스테인레스강에 의해 내부 시스(3020) 내에 비-회전가능하게 보유될 수 있다.
- [0125] 도 92a 및 도 93에서 알 수 있는 바와 같이, 블레이드(200)의 도파관 또는 근위 부분(701)은 부싱(3030)의 구멍(3032)을 통해 연장한다. 부싱 구멍(3032)의 중심선 CL-CL은 외부 시스(3000)에 의해 한정되는 중심축 A-A로부터 오프셋된다(즉, 동축이 아님). 부싱 구멍(3032)은 근위 부분(701)이 내부에서 자유롭게 회전하는 것을 허용하도록 하는 블레이드(200)의 근위 부분(701)에 대한 크기를 가지면서도, 또한 블레이드(200)의 조직 절단 원위 단부(705)가 윈도우 개방부(3004)에 의해 한정된 절단 에지(3005)와 회전가능한 접촉으로 보유되도록 외부 시스(3000)의 중심축 A-A에서 벗어나게 블레이드(200)의 원위 단부 부분(700)을 편향시키는 역할을 한다. 일부 실시예에서, 예를 들어 블레이드(200)는 0.076 cm (0.030")만큼 클 수 있는 거리로 중심에 벗어나 편향될 수 있다. 블레이드(200)의 조직 절단 원위 단부(705)가 그러한 방식으로 편향되기 때문에, 원위 단부(705)는, 그렇지 않을 경우 원위 단부(705) 상의 절단 에지(706)가 윈도우 개방부(3004)의 절단 에지(3005)로부터 멀리 이동하게 할 수 있는, 질긴 조직을 절단할 때에 겪게 되는 힘에 저항한다.
- [0126] 도 94 및 도 95는 블레이드(200)의 근위 부분(701)이, 예를 들어 실라스틱 실리콘 또는 올텨(등록상표)으로 제조될 수 있고 예를 들어 미끄럼 끼워맞춤에 의해 내부 시스(3020) 내에 보유될 수 있는 부싱(3040)을 통해 동축으로 연장하는 다른 실시예를 예시한다. 상기 실시예에서와 같이, 부싱(3040)은 블레이드(200)의 도파관 또는 근위 부분에 따라 노드 "N"에 위치될 수 있다. 그러나, 이러한 실시예에서, 원위 부분(711)(즉, 부싱(3040)으로부터 원위로 연장하는 블레이드(200)의 부분)은 윈도우 개방부(3004)의 절단 에지(3005) 내로 블레이드(200)의 조직 절단 원위 단부(705)를 편향시키도록 약간 구부러진다. 예를 들어, 블레이드(200)의 원위 부분(711)은 대략 0.076 cm (0.030 인치)(도 95에서 거리 OS)만큼 중심에서 벗어나 구부러질 수 있다. 이러한 구성은 블레이드(200)의 조직 절단 원위 단부(705)가, 그렇지 않을 경우 블레이드(200)의 절단 에지(706)가 윈도우 개방부(3004)의 절단 에지(3005)로부터 멀리 이동하게 할 수 있는, 질긴 조직을 절단할 때의 힘에 저항하게 한다.
- [0127] 도 96 및 도 97은 다른 비제한적인 외부 시스(3040) 및 블레이드(200) 실시예를 도시한다. 이러한 실시예에서, 원위 외부 시스 팁(3050)이 이용된다. 원위 외부 시스 팁(3050)은, 예를 들어 스테인레스강과 같은 금속으로부터 제조될 수 있으며, 외부 시스(3060)의 개방 원위 단부(3062) 내로 연장하는 근위 베어링 부분(3052)을 가질 수 있다. 외부 시스(3060)는, 예를 들어 스테인레스강으로부터 제조될 수 있으며, 체결구, 접촉제

등에 의해 원위 외부 시스 팁(3050)에 부착될 수 있다. 외부 시스(3060)의 근위 단부(3062)는 전술된 바와 같이 기구 하우징의 일부분에 부착된다. 기구는 블레이드(200)에 초음파 운동뿐만 아니라 그에 총체적 회전 운동을 공급하는, 상세히 전술된 많은 다양한 기구 실시예를 포함할 수 있다.

[0128] 블레이드(200)의 도파관 또는 근위 부분(701)은 초음파 혼(도시 안됨)에 부착될 수 있으며, 전술된 다양한 방식으로 내부 시스(3070)를 통해 연장할 수 있다. 블레이드(200)의 근위 부분(701)은 전술된 바와 같은 부싱(3040)에 의해 내부 시스(3070) 내에 회전가능하게 지지될 수 있다. 블레이드(200)의 원위 부분(711)은 원위 외부 시스 팁(3050) 내의 루멘(3054)을 통해 회전가능하게 연장한다. 도 97을 참조한다. 윈도우(3056)가 블레이드(200)의 조직 절단 원위 단부(705)를 노출시키도록 원위 외부 시스 팁(3050)에 형성된다. 전술된 다양한 실시예에서와 같이, 윈도우(3056)는 윈도우(3056) 내로 흡인된 조직을 절단하도록 블레이드(200)의 회전하는 조직 절단 원위 단부(705)와 상호작용하는 적어도 하나의 절단 에지(3057)를 한정할 수 있다. 이러한 실시예에서, 블레이드(200)의 원위 단부(705)가 윈도우 개방부(3056) 내로 원위로 돌출하는 지점에서 블레이드(200)의 조직 절단 원위 단부 부분(705)의 외경 "OD"는 루멘(3054)의 내경 "ID"보다 크다. 일부 실시예에서, 예를 들어 루멘 내경 "ID"는 대략 0.356 cm (0.140")일 수 있고, 블레이드 "OD"는 대략 0.381 cm (0.150")일 수 있다. 그러한 구성은 블레이드(200)의 조직 절단 원위 단부(705)와 원위 외부 시스 팁(3050) 사이의 간섭을 유발한다. 그러한 구성에서, 블레이드(200)의 원위 부분(711)은 본질적으로 원위 외부 시스 팁(3050)에 의해 블레이드(200)의 조직 절단 원위 단부(705)가 하향으로 눌러지게 하는(도 97) 외팔보 비임을 포함한다.

[0129] 도 92 내지 도 97에 도시된 실시예에서, 원위 외부 시스 팁(3050)의 원위 단부(3058)와 블레이드(200)의 만곡된 팁 부분(702) 사이에 일정 크기의 간극을 제공하는 것이 바람직할 수 있다. 이러한 간극 "C"는 도 97에 예시되어 있다. 그러한 간극은 블레이드(200)의 방해받지 않는 초음파 운동을 허용한다. 그러나, 조직을 절단하는 장치의 능력을 방해할 수 있는 만곡된 팁 부분(702) 둘레에서의 흡입 손실을 감소시키도록 그러한 간극 "C"를 최소화하는 것이 바람직할 수 있다.

[0130] 또한, 윈도우 개방부(3056) 내로의 조직의 흡인을 용이하게 하도록, 흡입은 전술된 다양한 방식으로 흡입원(도시 안됨)으로부터 원위 외부 시스 팁(3050) 내에 인가되어야 한다. 이러한 실시예에서, 예를 들어 흡입 경로(3080)가 도 97 및 도 98에 도시된 바와 같이 원위 외부 시스 팁(3050) 내에 제공된다. 시일(3090)이 블레이드(200)의 원위 부분(711)에 저널링되어 블레이드(200)의 원위 부분(711)이 내부 시스(3070)를 빠져나가는 지점에서 액밀 시일을 확립한다. 도 97을 참조한다. 또한, 이러한 실시예에서, 내부 시스(3070)의 원위 단부(3072)는 원위 외부 시스 팁(3050)의 베어링 부분(3052) 내의 개방부(3055) 내로 연장하여 그에 비교적 견고한 지지를 제공한다. 도 98에서 알 수 있는 바와 같이, 흡입 경로(3080)는 개방부(3055)에 의해 한정된 내부 시스 지지 표면(3057) 내에 불연속부를 형성한다. 도 99는 흡입 경로(3080')가 내부 시스(3070)의 원위 단부(3072)를 지지하는 개방부(3055') 내로 연장하지 않는 대안적인 원위 외부 시스 팁(3050')을 도시한다.

[0131] 외부 시스 및 회전가능한 절단 부재 장치를 이용하는 다양한 초음파 수술용 기구는 또한 이들 두 구성요소들 사이의 열 및 높은 접촉력에 기인한 외부 시스 및 블레이드 변형의 문제에 직면한다. 외부 시스의 원위 팁 부분의 변형은 금속으로 팁 재료를 변경함으로써 감소될 수 있지만, 이는 마손(galling)을 통해 블레이드를 손상시키는 바람직하지 않은 효과를 초래할 수 있고, 이는 궁극적으로 파손된 블레이드 및 극히 제한된 블레이드 수명을 초래할 수 있다. 그러한 시스 팁 블레이드 마손 손상은 블레이드와 시스 팁 사이의 금속 대 금속 접촉에 기인하여 일어날 수 있다. 이러한 상태는 힐즐 등과 같은 질긴 조직을 절단할 때 악화될 수 있다. 상기 논의된 바와 같이, 그러한 질긴 조직은 절단 에지를 서로로부터 멀리 편향시킬 수 있고 블레이드의 대향하는 절단 에지 또는 면이 시스 팁과 강제로 접촉하게 할 수 있어서 마손을 초래할 수 있다.

[0132] 본 명세서에 기술된 다양한 비제한적인 실시예 및 그들 각각의 등가물은 외부 시스의 원위 팁 부분 내에 형성된 팁 공동의 내부 벽 상에 얇은 마찰 감소 재료를 이용할 수 있거나, 대안적인 실시예에서 저마찰 또는 마찰 감소 패드가 블레이드를 보호하기 위해 팁 공동 내에 부착될 수 있다. 예시적인 일 실시예가 도 100 및 도 101에 도시되어 있다. 이들 도면에서 알 수 있는 바와 같이, 전술된 외부 시스(900')는 마찰 감소 중합체 코팅 또는 패드(3100)를 내부에 갖는다. 다양한 실시예에서, 시스(900')의 원위 팁 부분(902')은 스테인레스강과 같은 금속으로부터 제조될 수 있으며, 마찰 감소 재료 또는 패드(3100)는, 예를 들어 폴리이미드, 탄소-충전된 폴리이미드, 테플론(등록상표), 테플론-세라믹 등으로부터 제조될 수 있다. 패드가 이용되는 이들 실시예에서, 패드는, 예를 들어 접착제 또는 도브테일 조인트(dovetail joint) 장치에 의해 팁 부분(902') 내에 부착될 수 있다. 패드(3100)는 바람직하게는 블레이드의 대응하는 기하학적 형상에 일치하도록 구성된다. 예를 들어, 도 101에 도시된 바와 같이, 전술된 블레이드(200)와 실질적으로 유사할 수 있는 블레이드(3110)는 2개의 절단 면(3116, 3118)을 분리하는 중심 부분(3114)을 갖는 원위 단부 부분(3112)을 갖는다. 절단 면

(3116, 3118)은 아치형 형상을 가지며, 그의 각각의 에지 상에 형성된 절단 에지(3120)를 갖는다. 그 실시예에서, 중합체 패드(3100)는 또한 유사하게 아치형 형상의 상부 표면(3101)을 갖는다. 이러한 개념의 이점은 그것이 절긴 조직을 절단하는 데 유리한 경질 금속 절단 에지(예컨대, 스테인레스강)를 유지한다는 것이다. 이는 또한 패드(3100)가 블레이드에 인가된 힘을 달리 지지할 수 있는 보다 연질의 재료로 제조된 때 블레이드(200)의 넓은 절단 면(3116, 3118)을 보호한다. 부가적으로 또는 대안적으로, 팁 부분(902')의 내부 벽(903')은 전술된 유형의 마찰 감소 코팅(3130)으로 코팅될 수 있다. 코팅(3130)은 접착제를 통해 정위치로 유지되는 별도의 구성요소를 포함할 수 있거나, 팁 부분(902')의 내부 표면(903')에 직접 접착되는 침착 코팅을 포함할 수 있다. 예를 들어, 테플론(등록상표) 재료가 증착을 통해 내부 벽(903')의 부분에 적용될 수 있다. 코팅이 요구되지 않는 팁(902')의 부분은 증착 공정에 팁(902')을 노출시키기 전에 공지된 마스킹 기술을 사용하여 가려질 수 있다.

[0133] 도 102는 표면 경도를 증가시키고 마찰을 감소시키기 위한 비교적 경질의 저마찰 재료로 코팅될 수 있는 조직 절단 블레이드 단부(3112')를 도시한다. 특히, 그 도면에서 알 수 있는 바와 같이, 절단 면(3116', 3118')의 적어도 일부가 코팅 재료(3130)로 코팅된다. 일부 실시예에서, 예를 들어 코팅 재료는 질화티타늄, 다이아몬드-유사 코팅 재료, 질화크롬 및 그래파이트(Graphit) iC™ 등과 같은 코팅 재료를 포함할 수 있다. 블레이드(3060')는 블레이드 마손 및 궁극적인 블레이드 파손을 회피하기 위하여 금속(예컨대, 스테인레스강)으로부터 제조되는 외부 시스 팁과 함께 이용될 수 있다. 대안적인 실시예에서, 블레이드의 전체 원위 조직 절단 단부가 코팅 재료(3130)로 코팅될 수 있다.

[0134] 본 명세서에 개시된 장치는 1회 사용 후에 처분되도록 설계될 수 있거나, 이들은 다수회 사용되도록 설계될 수 있다. 그러나, 어느 경우에서도, 장치는 적어도 1회의 사용 후에 재사용을 위해 원상회복될 수 있다. 원상회복은 장치의 분해 단계, 이후의 특정 단편의 세정 또는 교체 단계, 및 후속적인 재조립 단계의 임의의 조합을 포함할 수 있다. 특히, 장치는 분해될 수 있고, 장치의 임의의 개수의 특정 단편 또는 부품이 임의의 조합으로 선택적으로 교체 또는 제거될 수 있다. 특정 부품의 세정 및/또는 교체시, 장치는 원상회복 설비에서 또는 수술적 시술 직전에 수술 팀(team)에 의해 후속 사용을 위해 재조립될 수 있다. 당업자는 장치의 원상회복이 분해, 세정/교체, 및 재조립을 위한 다양한 기술을 이용할 수 있음을 인식할 것이다. 그러한 기술의 사용 및 결과적인 원상회복된 장치는 모두 본 출원의 범주 내에 있다.

[0135] 바람직하게는, 본 명세서에 기술된 다양한 실시예는 수술 전에 처리될 것이다. 먼저, 새로운 또는 사용된 기구가 획득되고, 필요할 경우 세정된다. 이어서, 기구가 소독될 수 있다. 하나의 소독 기술에서, 기구는 폐쇄되고 밀봉된 용기, 예컨대 플라스틱 또는 타이벡 백(TYVEK bag) 내에 배치된다. 이어서, 용기 및 기구가 감마 방사선, x-선, 또는 고-에너지 전자와 같은, 용기를 투과할 수 있는 방사선 영역 내에 배치된다. 방사선은 기구 상의 그리고 용기 내의 세균을 죽인다. 이어서, 소독된 기구는 소독된 용기 내에 보관될 수 있다. 밀봉된 용기는 의료 설비에서 용기가 개방될 때까지 기구를 소독된 상태로 유지한다. 소독은 또한 베타 또는 감마 방사선, 에틸렌 옥사이드, 및/또는 스팀을 포함하는, 당업자에게 공지된 임의의 많은 방식에 의해 이루어질 수 있다.

[0136] 다양한 실시예에서, 초음파 수술용 기구는 수술용 기구의 트랜스듀서와 이미 동작가능하게 커플링된 도파관 및/또는 단부 작동기와 함께 외과의에게 공급될 수 있다. 적어도 하나의 그러한 실시예에서, 외과의 또는 다른 임상의는 소독된 패키지로부터 초음파 수술용 기구를 제거하고, 전술된 바와 같이 발생기에 초음파 기구를 연결하고, 수술적 시술 동안 초음파 기구를 사용할 수 있다. 그러한 시스템은 외과의 또는 다른 임상의가 초음파 수술용 기구에 도파관 및/또는 단부 작동기를 조립할 필요성을 제거할 수 있다. 초음파 수술용 기구를 사용한 후에, 외과의 또는 다른 임상의는 초음파 기구를 밀봉가능한 패키지 내에 배치할 수 있으며, 패키지는 소독 설비로 운반될 수 있다. 소독 설비에서, 초음파 기구는 살균될 수 있고, 임의의 소모된 부품은 폐기되고 교체될 수 있으며, 반면에 임의의 재사용가능한 부품은 소독되고 다시 한번 사용될 수 있다. 그 후에, 초음파 기구는 재조립되고, 시험되어, 소독 패키지 내에 배치될 수 있고, 및/또는 패키지 내에 배치된 후에 소독될 수 있다. 소독되고 나면, 재생된 초음파 수술용 기구는 다시 한번 사용될 수 있다.

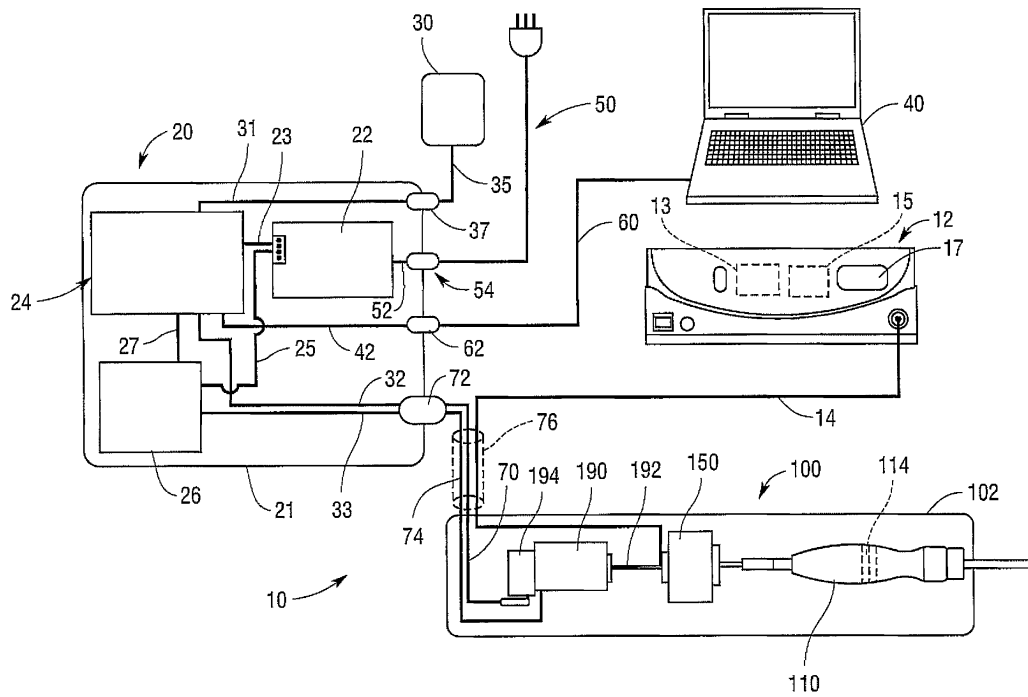
[0137] 다양한 실시예가 본 명세서에 기술되었지만, 이들 실시예에 대한 다수의 수정 및 변형이 구현될 수 있다. 예를 들어, 상이한 유형의 단부 작동기들이 이용될 수 있다. 또한, 재료들이 소정의 구성요소들에 대해 개시되지만, 다른 재료들이 사용될 수 있다. 상기 설명 및 하기 특허청구범위는 모든 그러한 수정 및 변형을 포함하는 것으로 의도된다.

[0138] 본 명세서에 언급된 상기 미국 특허들 및 미국 특허 출원들과, 공개된 미국 특허 출원들 모두는 전체적으로 본 명세서에 참고로 포함되지만, 포함된 자료가 본 개시 내용에 기재된 현재의 정의, 표현, 또는 다른 개시

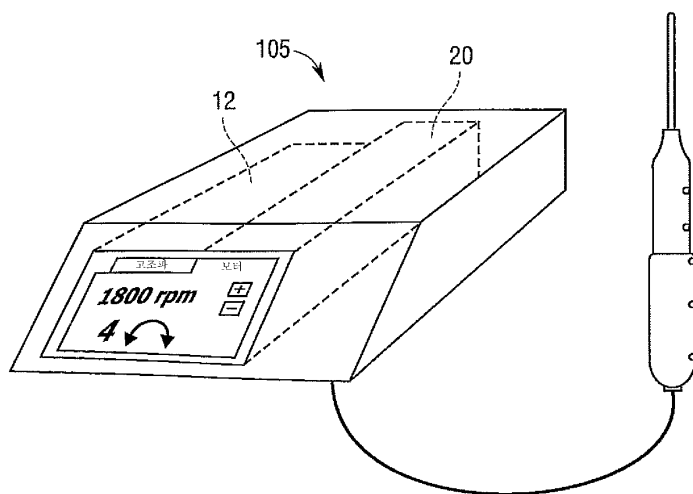
자료와 상충되지 않는 범위 내에서만 포함된다. 이와 같이 그리고 필요한 범위 내에서, 본 명세서에 명시적으로 기재된 바와 같은 개시 내용은 본 명세서에 참고로 포함된 임의의 상충되는 자료를 대체한다. 본 명세서에 참고로 포함된 것으로 언급되지만 본 명세서에 기재된 현재의 정의, 표현, 또는 다른 개시 자료와 상충되는 임의의 자료 또는 그의 부분은 포함된 자료와 현재의 개시 자료 사이에 상충이 일어나지 않는 범위까지만 포함될 것이다.

도면

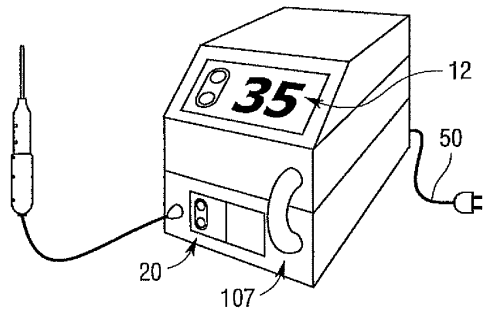
도면1



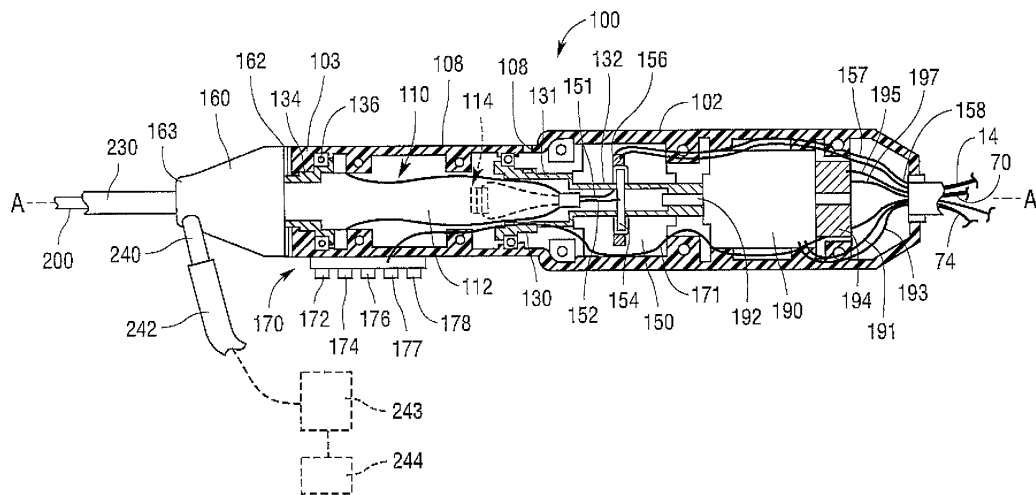
도면1a



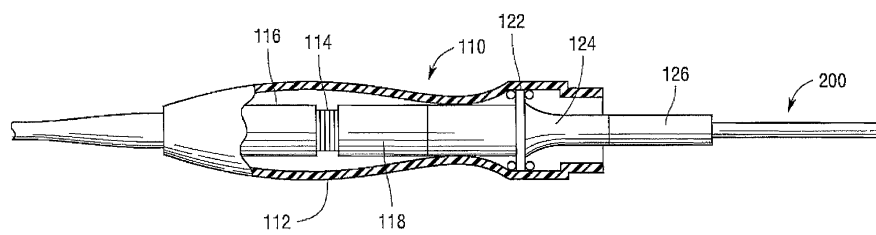
도면1b



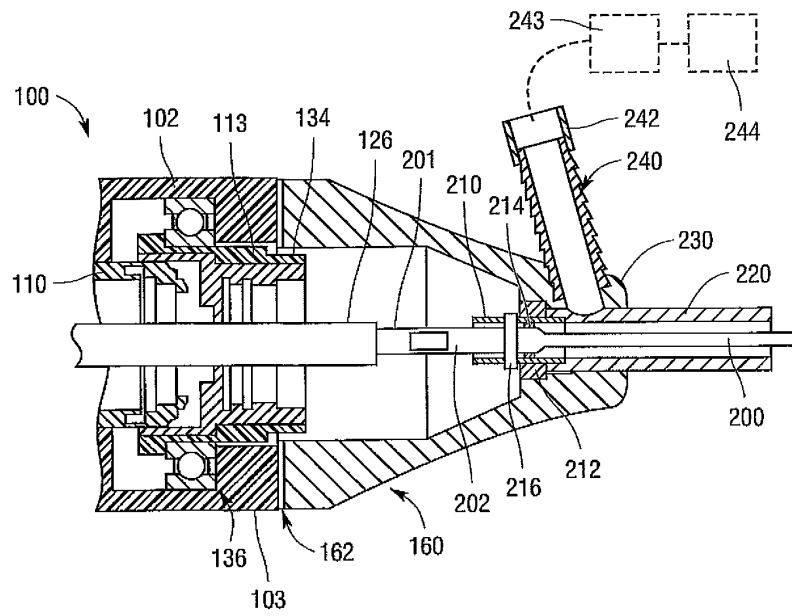
도면2



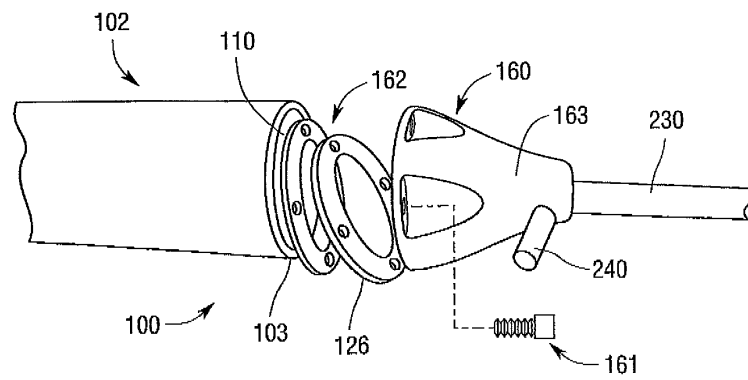
도면3



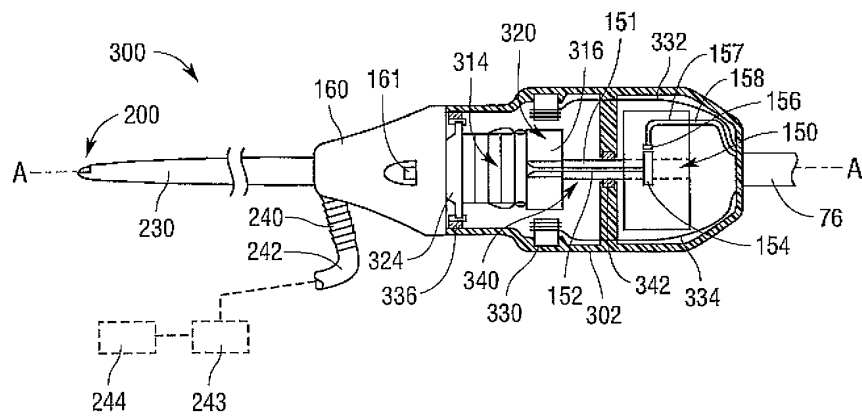
도면4



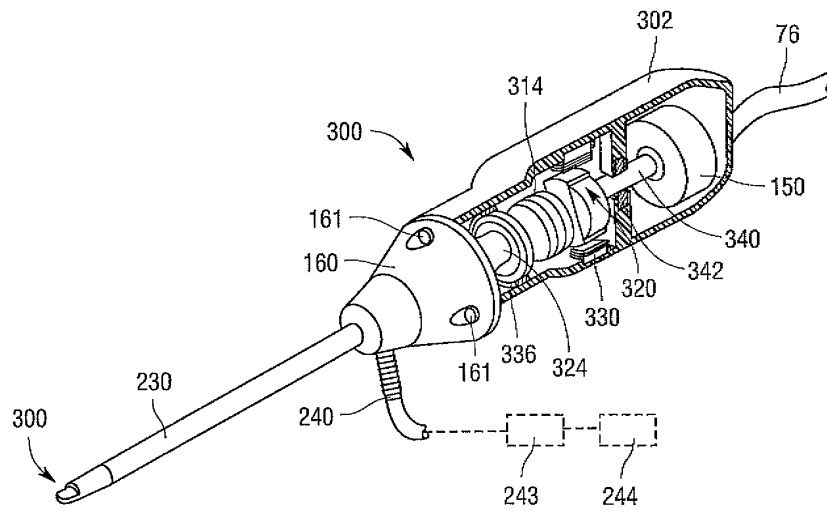
도면5



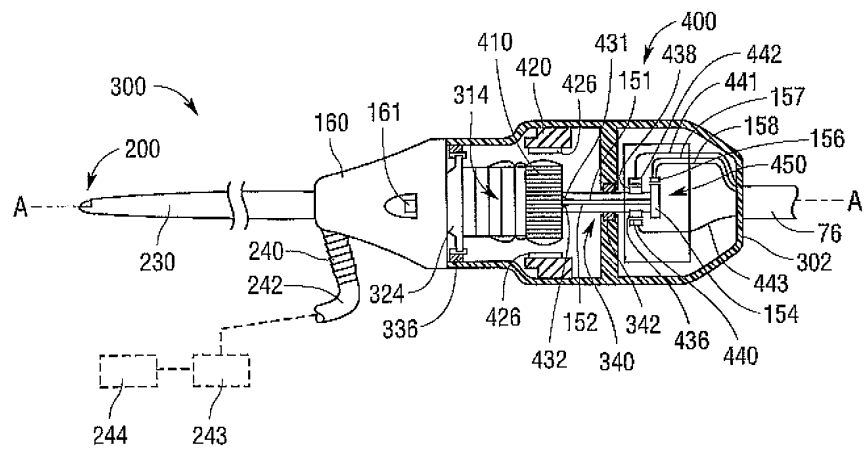
도면6



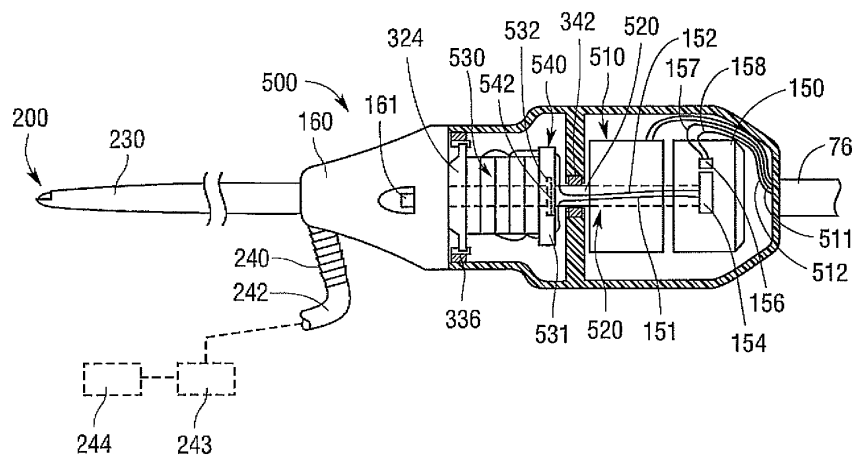
도면7



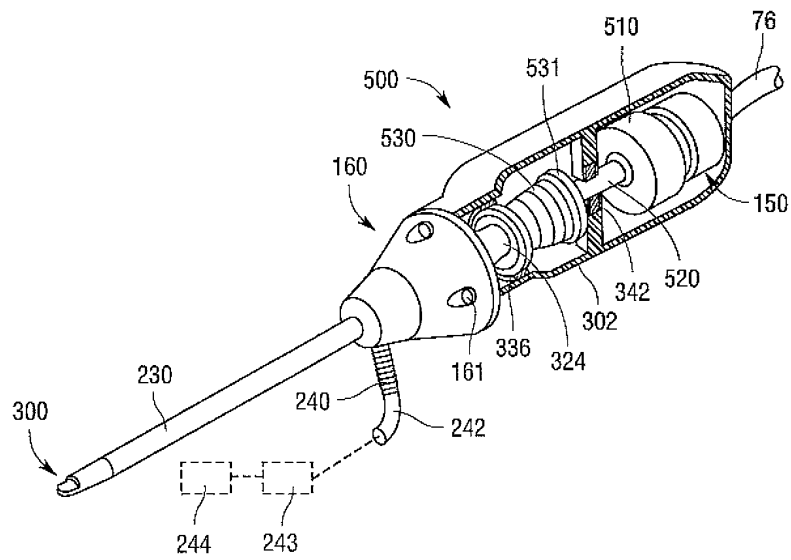
도면8



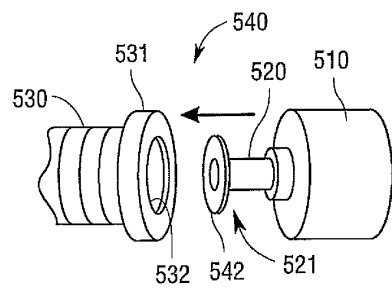
도면9



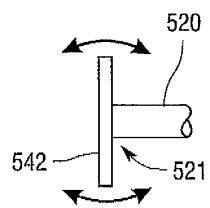
도면10



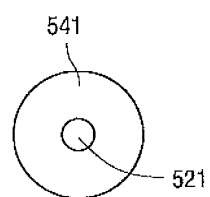
도면11



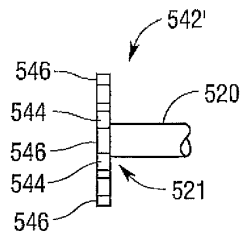
도면12



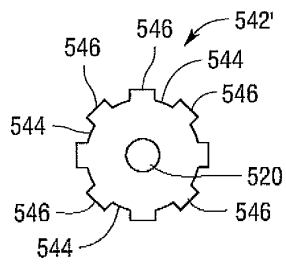
도면13



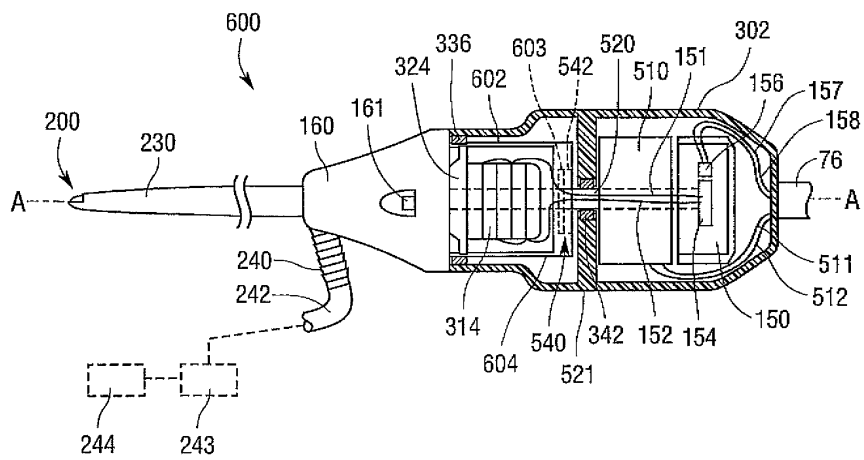
도면14



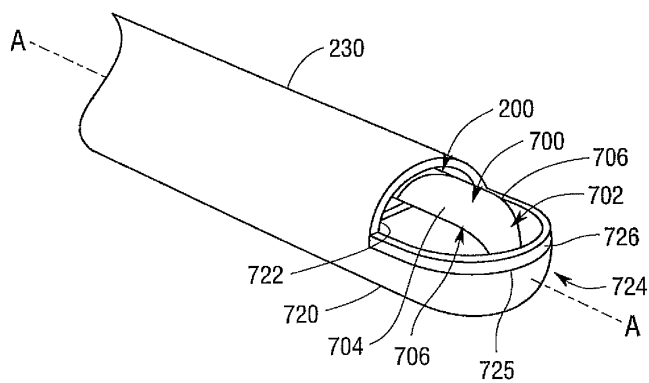
도면15



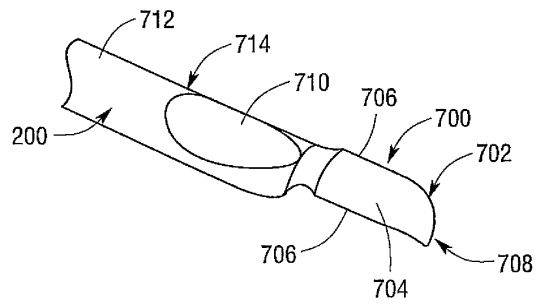
도면16



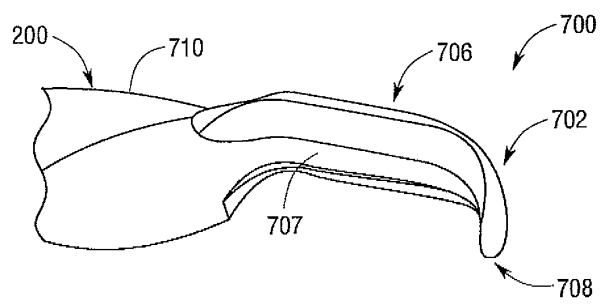
도면17



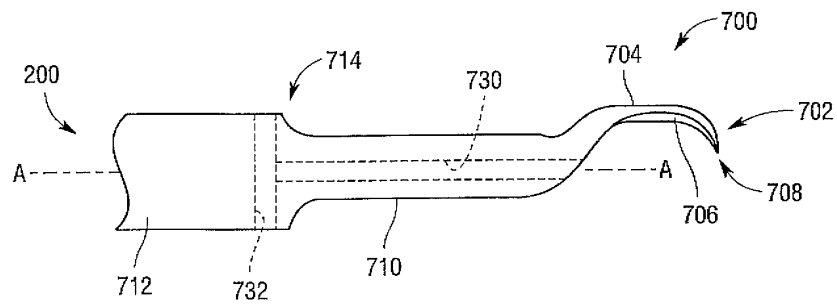
도면18



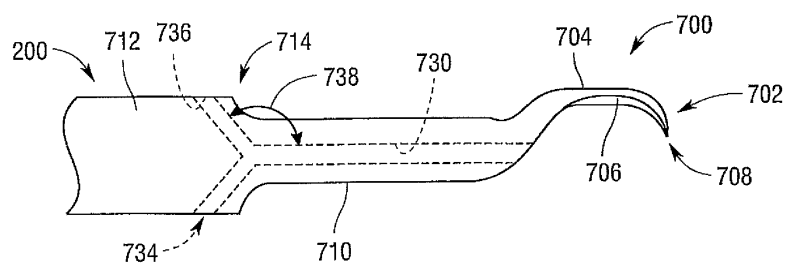
도면19



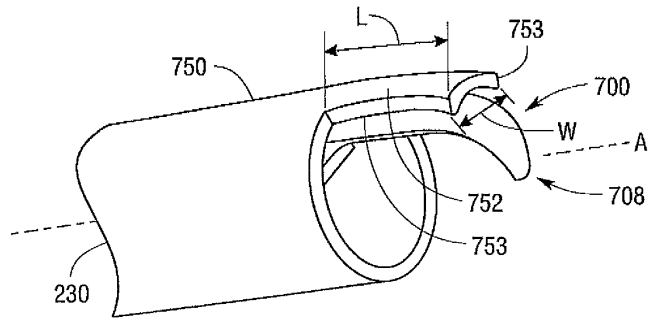
도면20



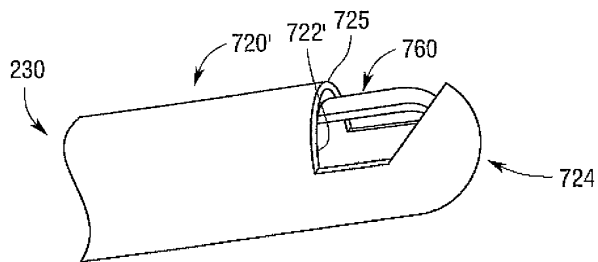
도면21



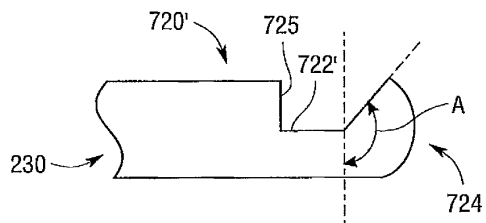
도면22



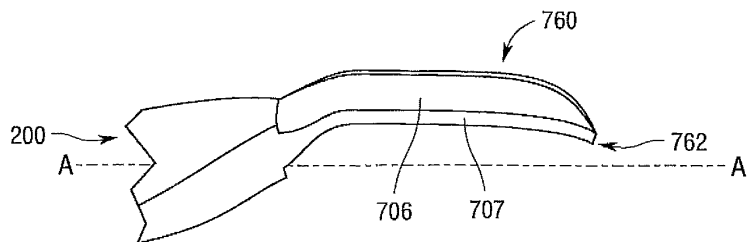
도면23



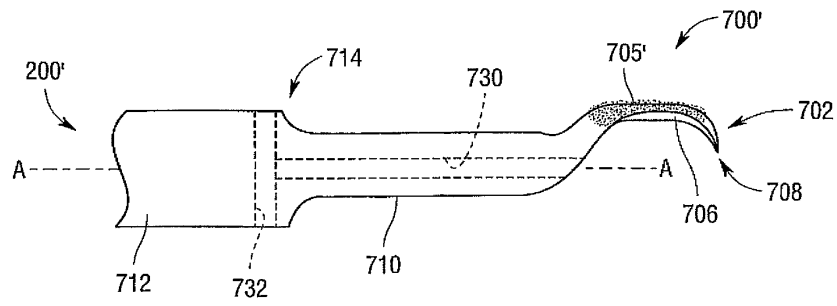
도면23a



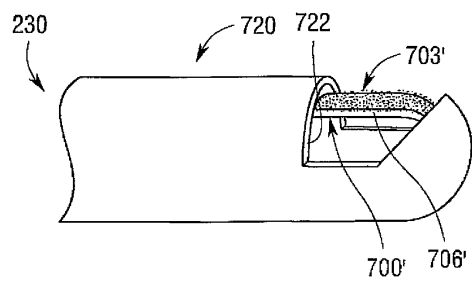
도면24



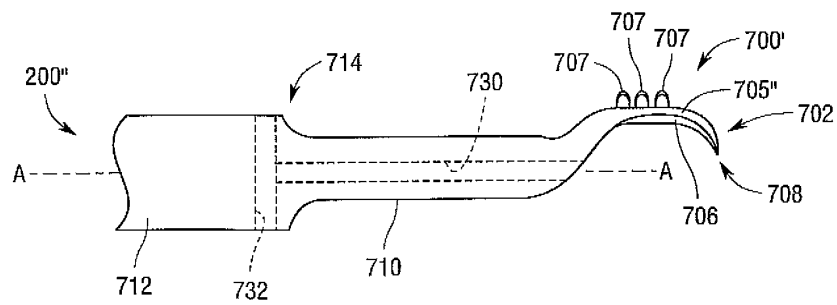
도면25



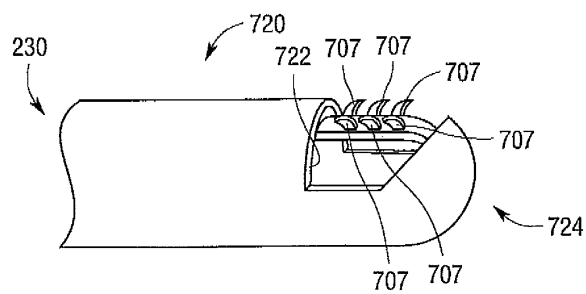
도면26



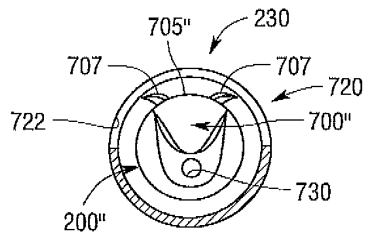
도면27



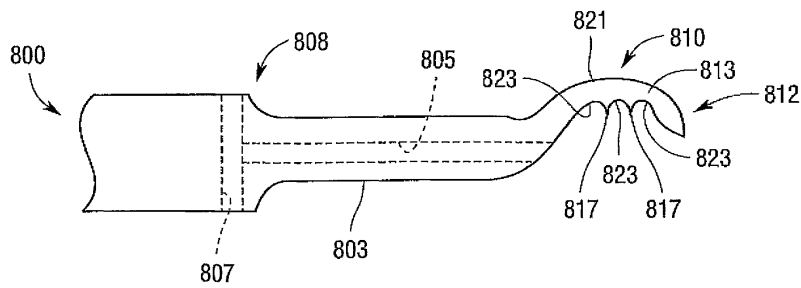
도면28



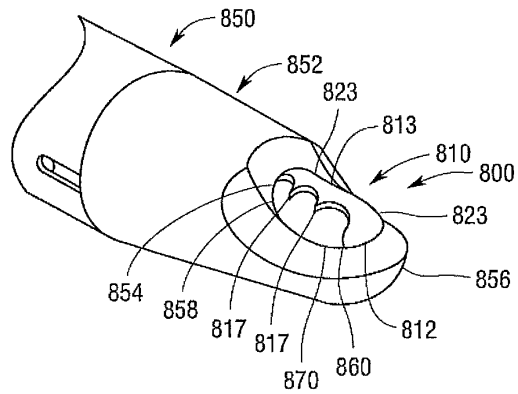
도면29



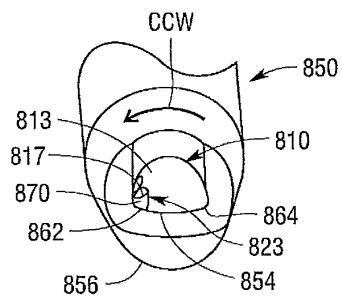
도면30



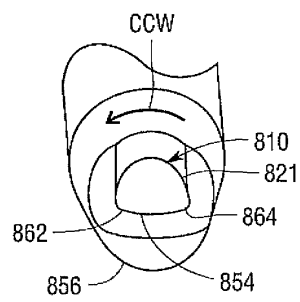
도면31



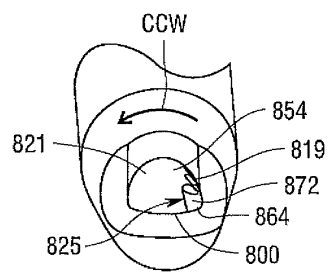
도면32a



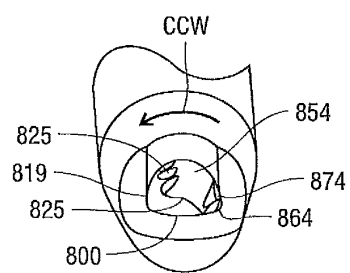
도면32b



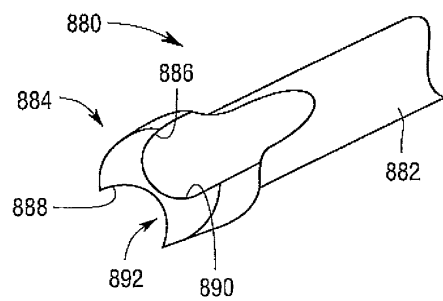
도면32c



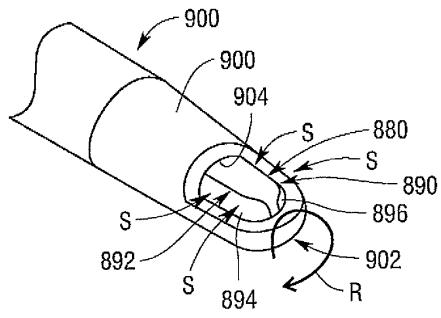
도면32d



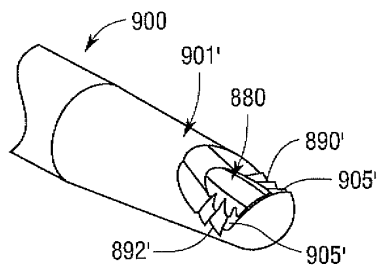
도면33



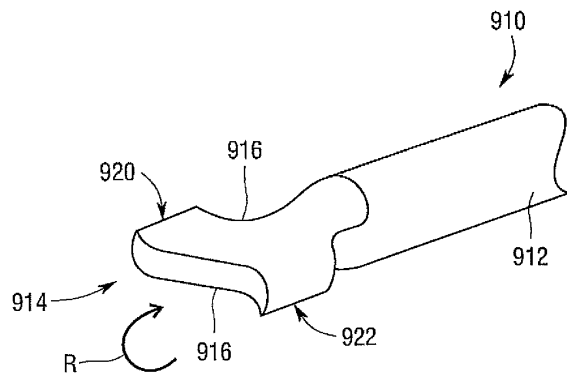
도면34



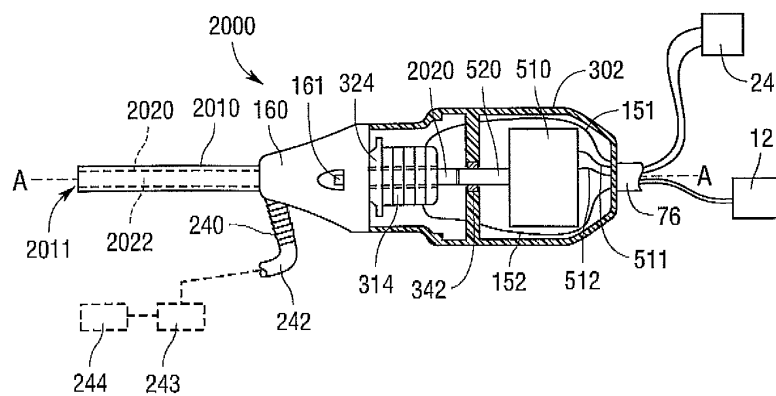
도면34a



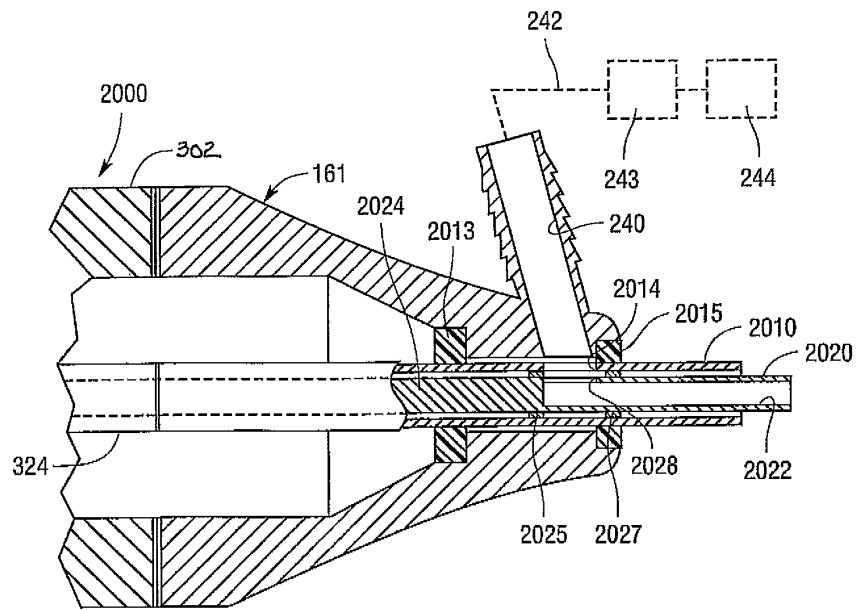
도면35



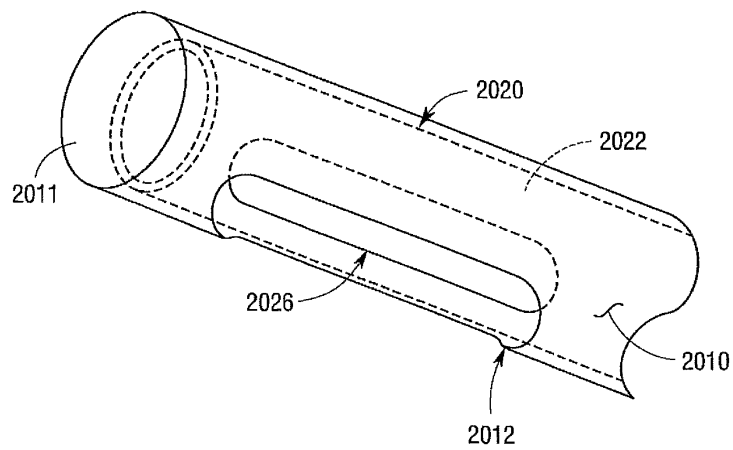
도면36



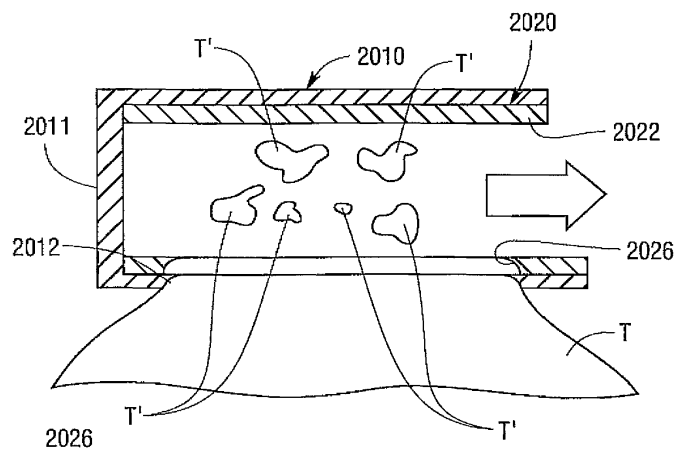
도면36a



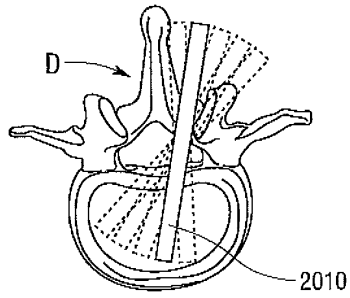
도면37



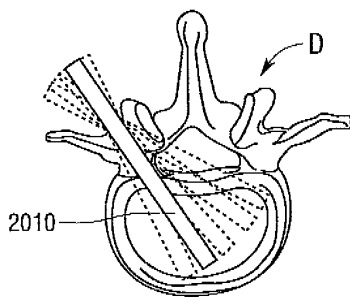
도면38



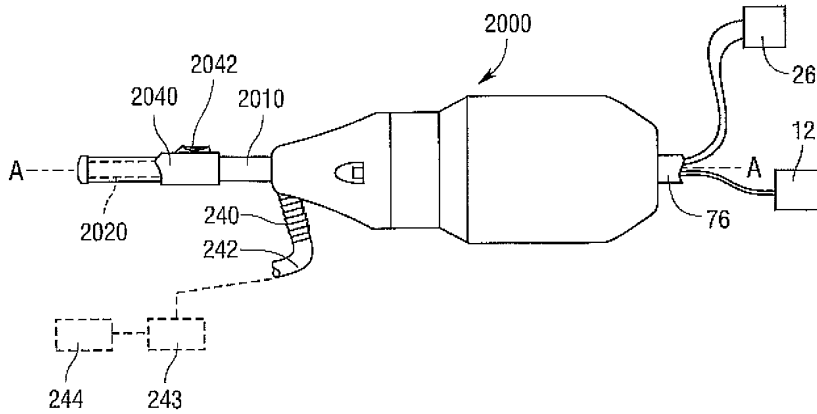
도면39



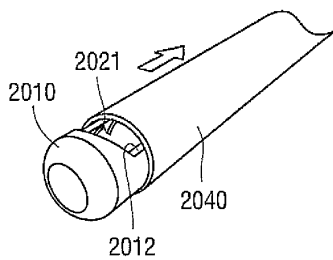
도면40



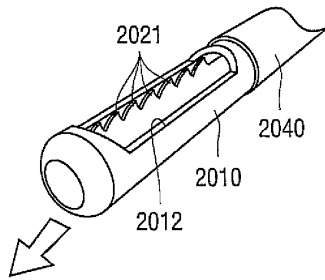
도면41



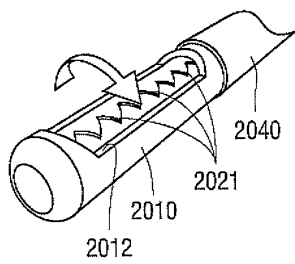
도면42



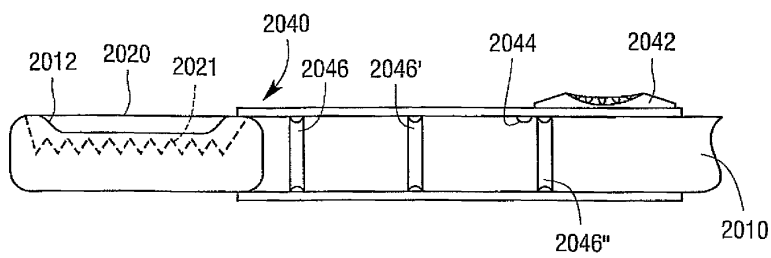
도면43



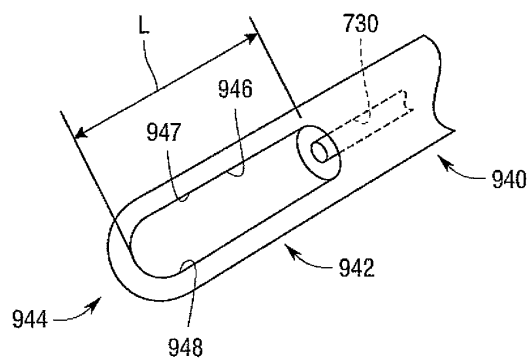
도면44



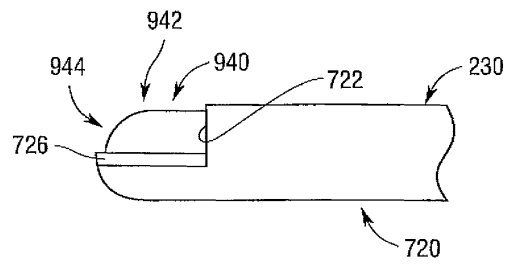
도면45



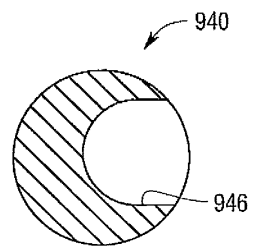
도면46



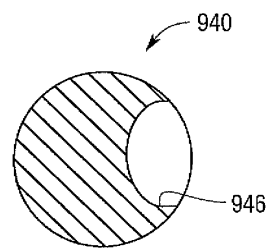
도면47



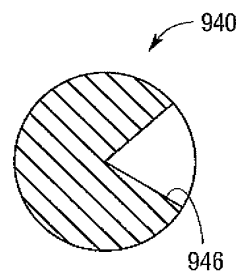
도면48



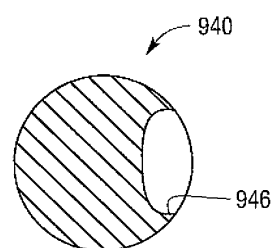
도면49



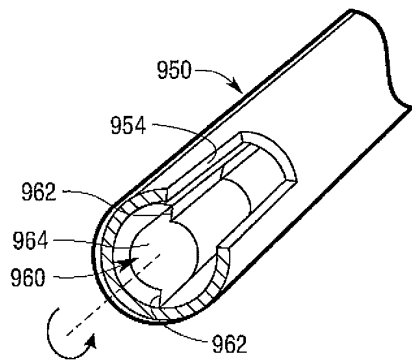
도면50



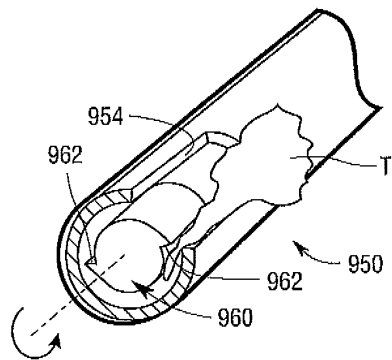
도면51



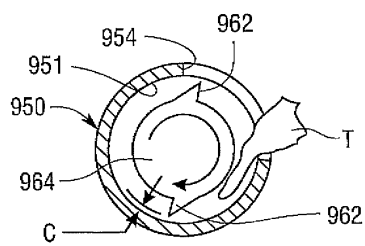
도면52



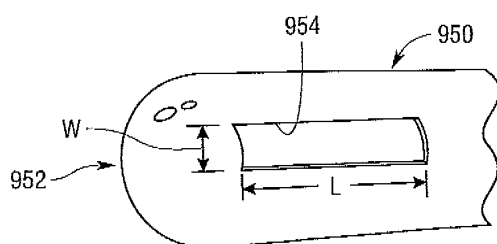
도면53



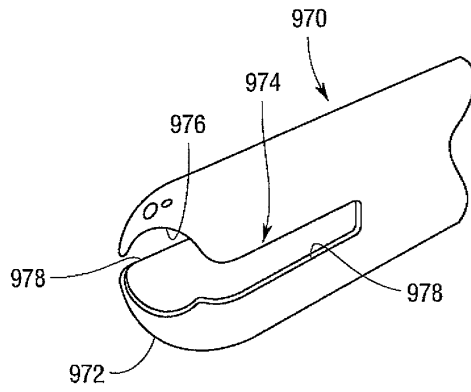
도면54



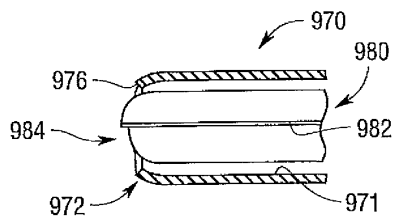
도면55



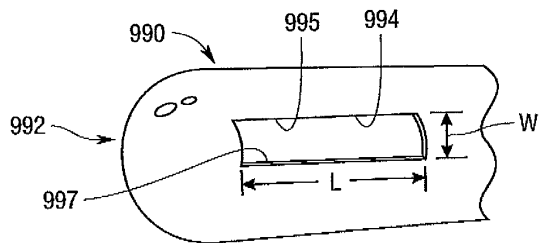
도면56



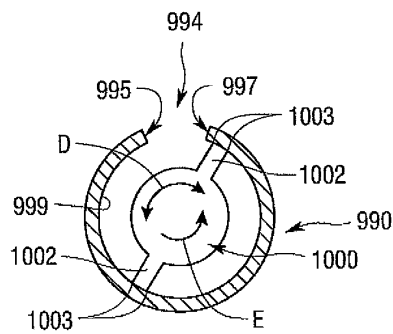
도면57



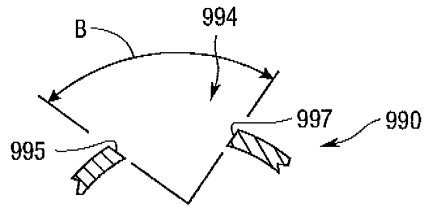
도면58



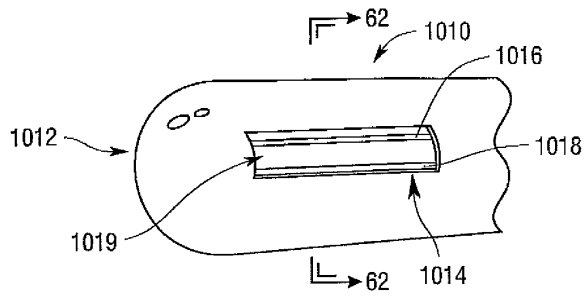
도면59



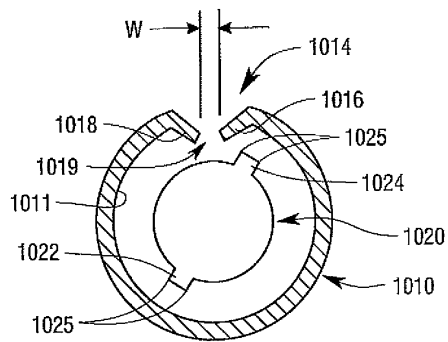
도면60



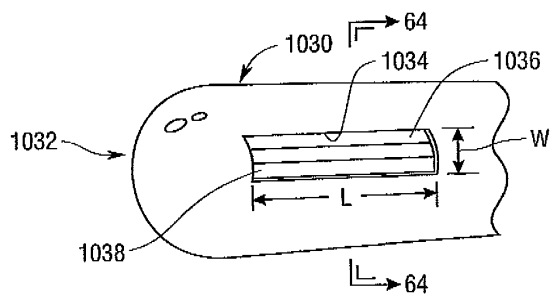
도면61



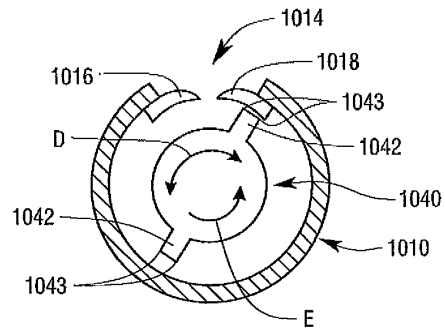
도면62



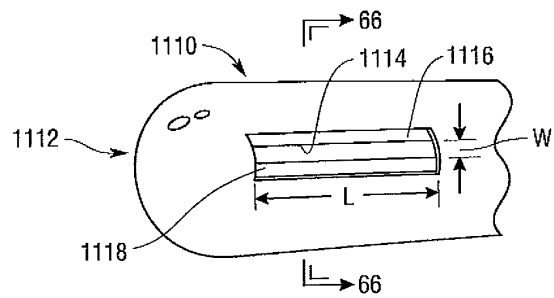
도면63



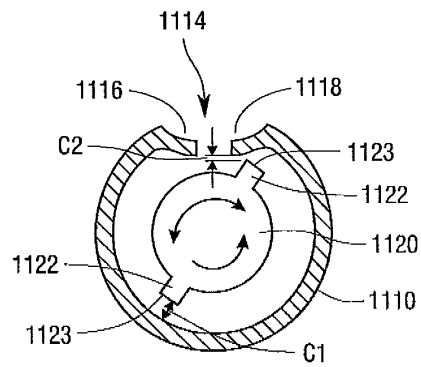
도면64



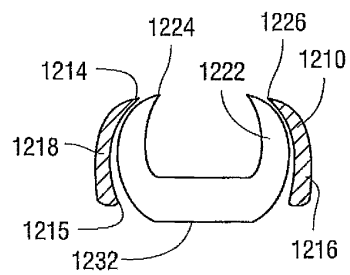
도면65



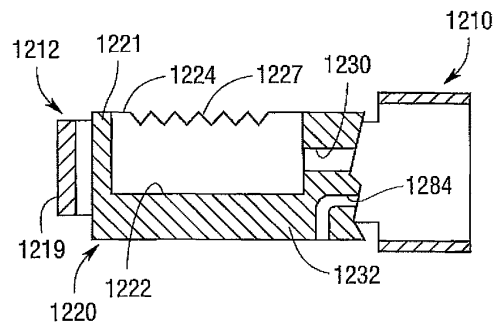
도면66



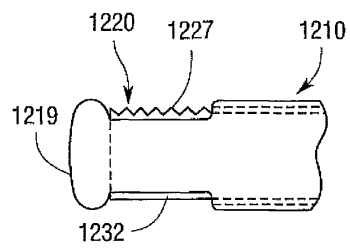
도면67



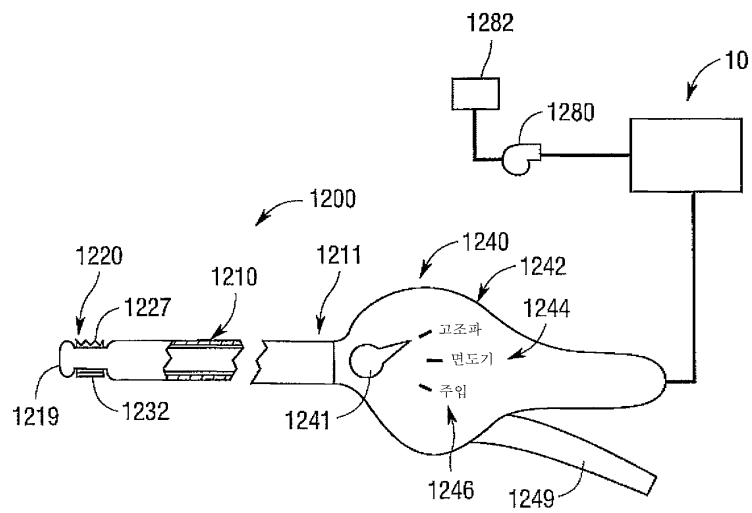
도면 68



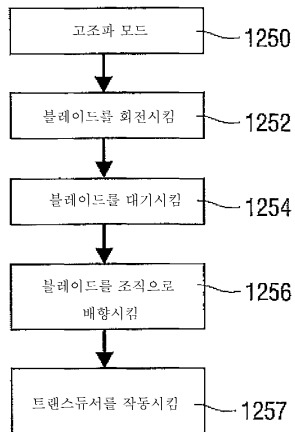
도면 69



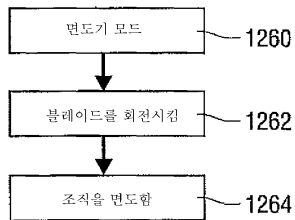
도면70



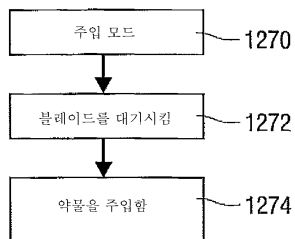
도면71



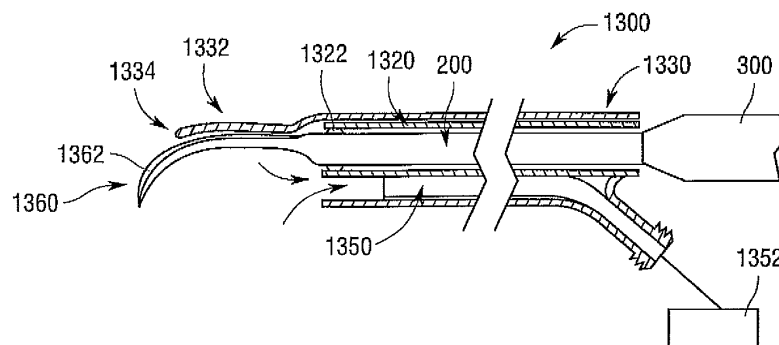
도면72



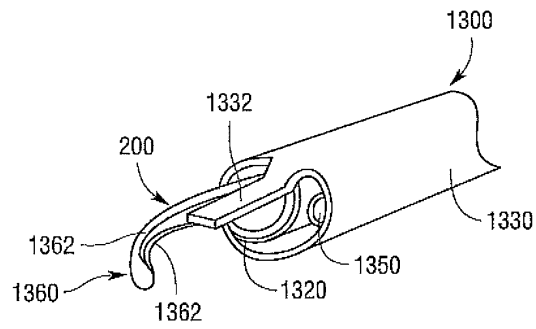
도면73



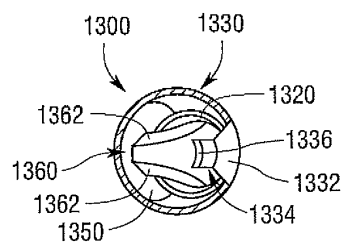
도면74



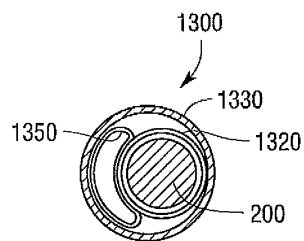
도면75



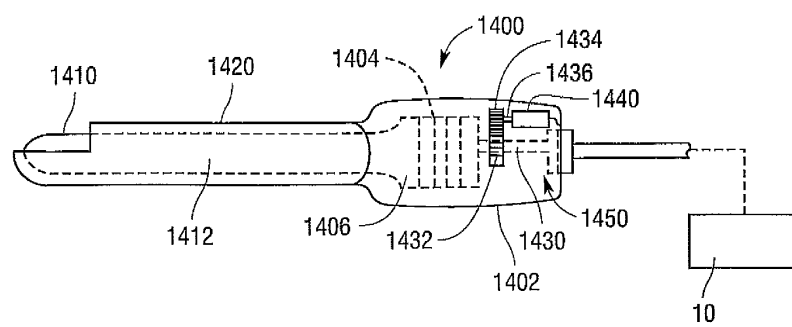
도면76



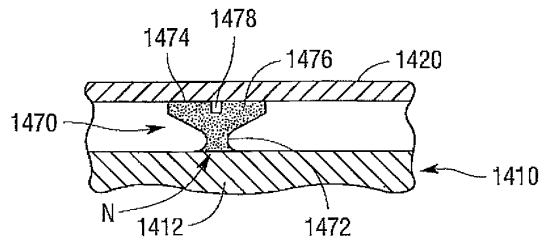
도면77



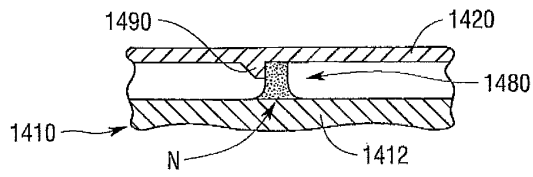
도면78



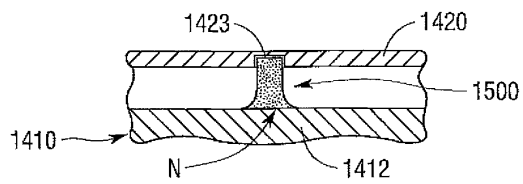
도면79



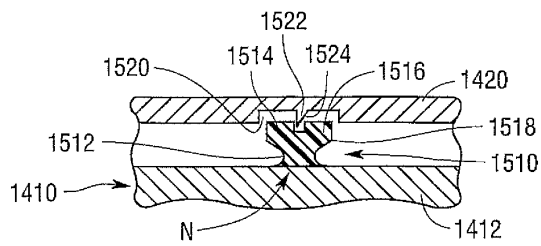
도면80



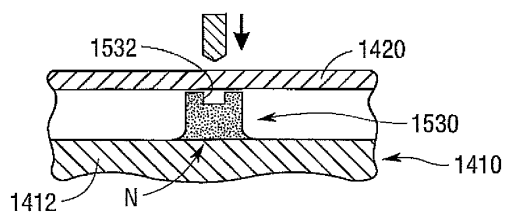
도면81



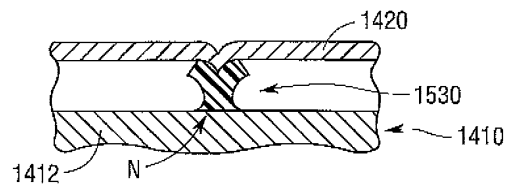
도면82



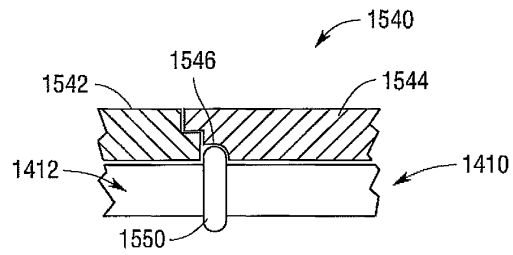
도면83



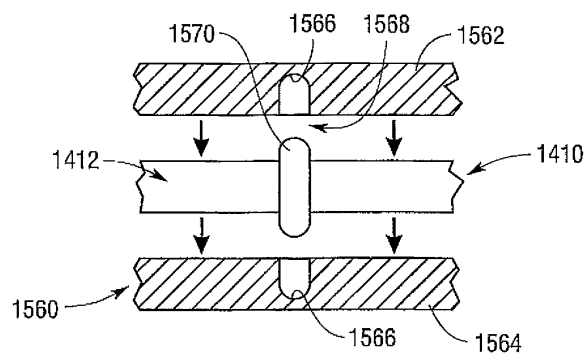
도면84



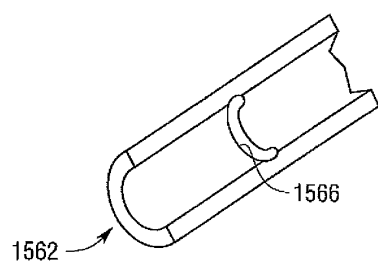
도면85



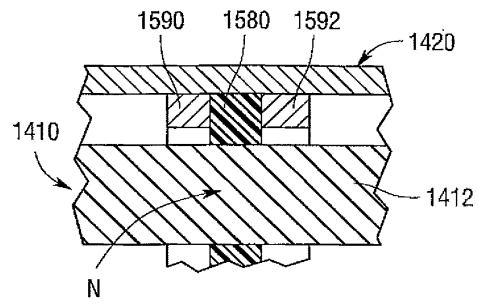
도면86



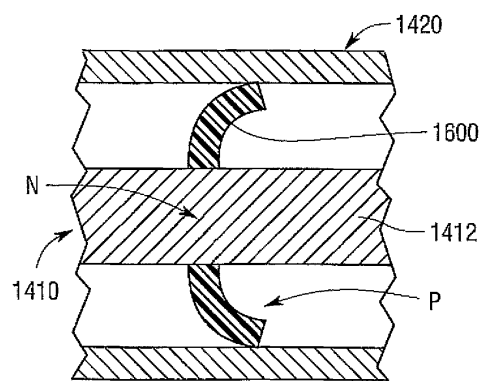
도면87



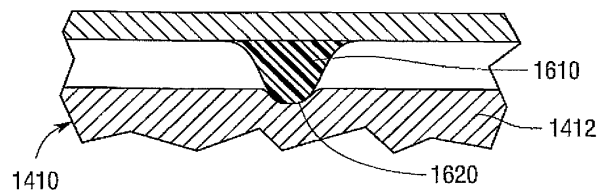
도면88



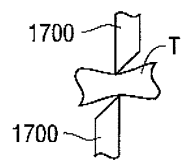
도면89



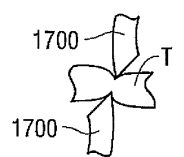
도면90



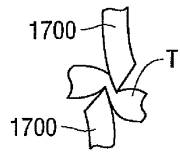
도면91a



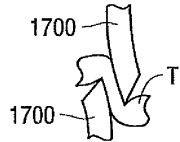
도면91b



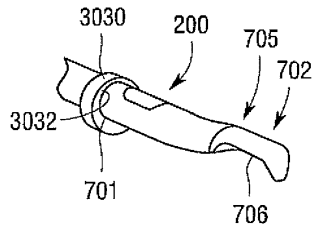
도면91c



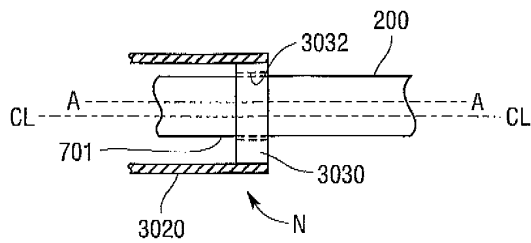
도면91d



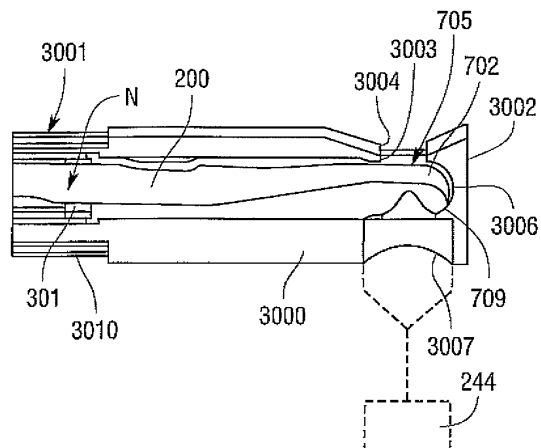
도면92



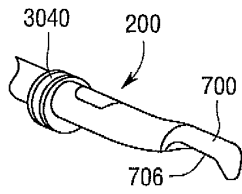
도면92a



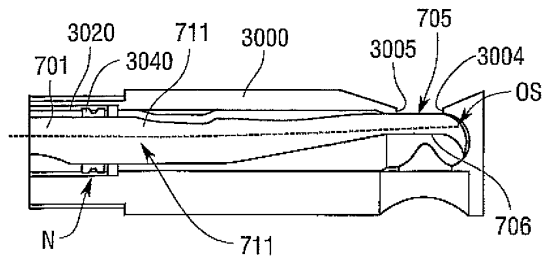
도면93



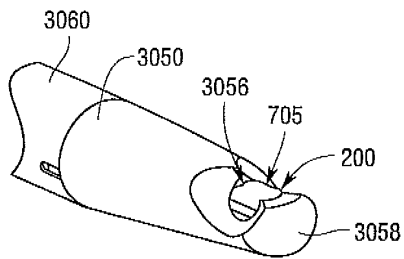
도면94



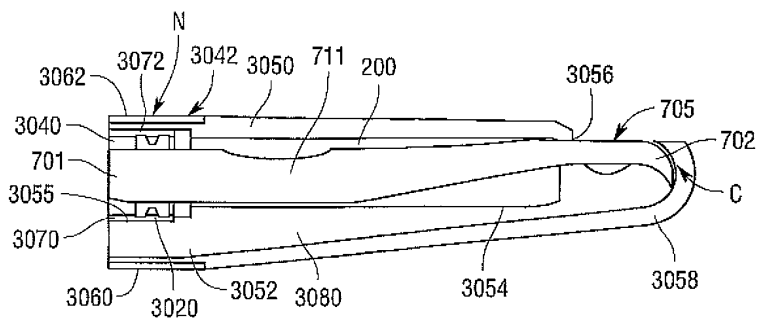
도면95



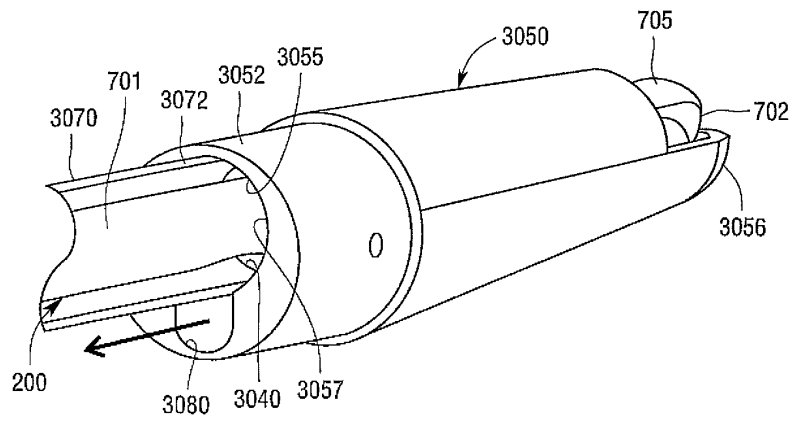
도면96



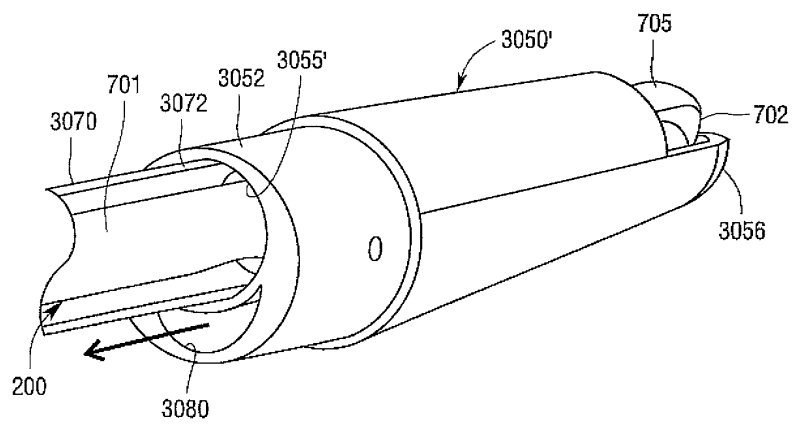
도면97



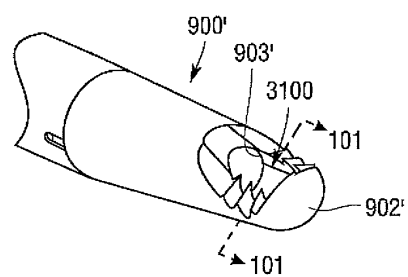
도면98



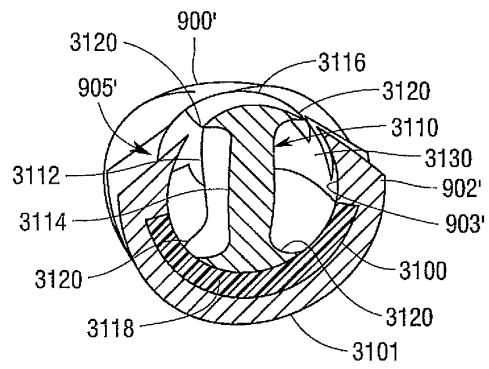
도면99



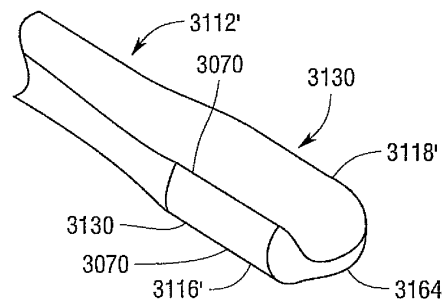
도면100



도면101



도면102



专利名称(译)	标题：用于超声外科手术器械的可旋转切割工具装置		
公开(公告)号	KR1020120125519A	公开(公告)日	2012-11-15
申请号	KR1020127023457	申请日	2011-02-09
[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	ROBERTSON GALEN C 로버트슨겔렌씨 TIMM RICHARD W 팀리차드더블유 RUPP KIP M 스니더크리스티나에이		
发明人	로버트슨겔렌씨. 팀리차드더블유. 러프킵엠. 스니더크리스티나에이.		
IPC分类号	A61B18/00 A61B17/32 A61N7/00 A61L31/10		
CPC分类号	A61B17/3207 A61B17/320783 A61B17/320068 A61B17/22004		
代理人(译)	李昌勋		
优先权	12/703875 2010-02-11 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一般方面的各种实施例涉及超声外科手术器械，其意味着手持件壳体支撑超声换能器组件，该超声换能器组件可以选择性地旋转，其中电动机保持在内部部分的内部部分中。公开了刀片是中空的外护套，选择性地，可旋转的刀片以及刀片和顺式安装配置。中空的外部护套，叶片尖端具有在组织周围的内部部分上暴露的至少一个的开口。真空可以吸入或切割结构，以便通过外部护套施加真空，并且组织通过与刀片的一部分内的开口接触。

