



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2015-0000455

(43) 공개일자 2015년01월02일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 17/32 (2006.01) **A61B 17/3205** (2006.01)
A61M 31/00 (2006.01) **A61B 8/06** (2006.01)

(21) 출원번호 10-2014-7010928

(22) 출원일자(국제) 2012년10월09일
심사청구일자 없음

(85) 번역문제출일자 2014년04월23일

(86) 국제출원번호 PCT/US2012/059313

(87) 국제공개번호 WO 2013/052963
국제공개일자 2013년04월11일

(30) 우선권주장 13/269,339 2011년10월07일 미국(US)

(71) 출원인
니코 코포레이션
미국, 인디애나 46240, 인디애나폴리스, 스위트
125, 250 이. 96번 스트리트

(72) 발명자
마크, 조셉, 엘.
미국, 인디애나 46260, 인디애나폴리스, 321 더블
유. 62번 스트리트

도허티, 브라이언, 씨.
미국, 인디애나 47803, 테레 호트, 114 블루버드
힐

(74) 대리인
손민

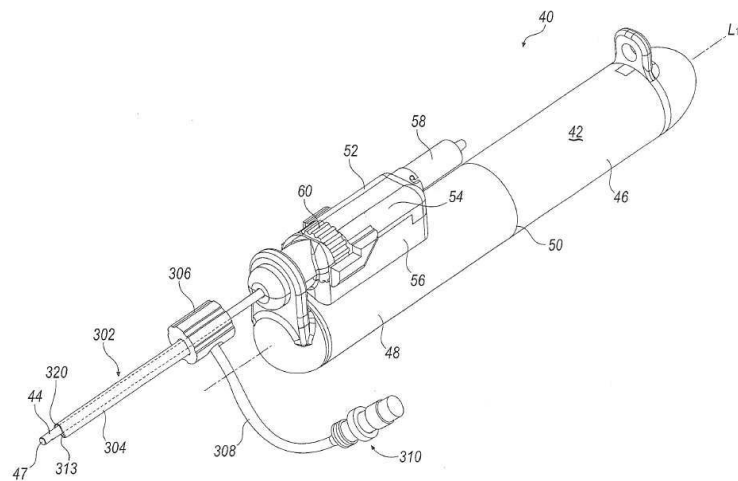
전체 청구항 수 : 총 19 항

- (54) 발명의 명칭 **신경외과 및 척추외과 수술용 조절 가능 전달 슬리브를 구비하는 조직 제거 장치**

(57) 요약

특히 신경외과 응용처들에 적합한 조직 절단 장치가 개시되고 설명된다. 장치는, 핸드피스와, 왕복 운동하는 내측 캐놀라가 배치되는 외측 캐놀라를 포함한다. 다양한 장치들의 전달을 위하여 외측 캐놀라의 주위에 배치되도록 구성되는 전달 슬리브가 선택적으로 구비될 수 있다.

대표도 - 도1



특허청구의 범위

청구항 1

제1 종축을 따라 위치된 핸드피스;

외측 캐놀라 루멘, 근위단, 원위단 및 상기 원위단에 인접한 외측 캐놀라 개구를 가지며, 상기 개구는 조직을 절제하기 위한 절단 에지를 정의하는 외측 캐놀라;

상기 외측 캐놀라 루멘 내에 배치되고, 상기 외측 캐놀라 루멘 내에서 왕복 운동 가능하며, 내측 캐놀라 루멘, 근위단, 개방 원위단 및 상기 원위단에서의 절단 에지를 갖는 내측 캐놀라; 및

상기 외측 캐놀라 주위에 배치되고, 상기 제1 종축과 동축으로 배치되는 외측 캐놀라 채널과, 상기 제1 종축에 평행한 제2 축을 따라 배치된 적어도 하나의 전달 채널을 포함하는 세장형 전달 슬리브를 포함하는 조직 제거 시스템.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 전달 슬리브가 미설치 상태에 있을 때, 상기 적어도 하나의 전달 채널은 상기 전달 슬리브의 길이를 따라 상기 외측 캐놀라 채널로부터 분리되는, 조직 제거 시스템.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 전달 슬리브가 미설치 상태에 있을 때, 상기 적어도 하나의 전달 채널은 상기 전달 슬리브의 길이를 따라 상기 외측 캐놀라 채널과 유체 연통되는, 조직 제거 시스템.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 전달 슬리브가 미설치 상태에 있을 때, 상기 적어도 하나의 전달 채널은 상기 외측 캐놀라 채널의 길이를 따라 상기 외측 캐놀라 채널과 연통되고, 상기 전달 슬리브가 상기 외측 캐놀라 상의 설치 상태에 있을 때, 상기 외측 캐놀라는 상기 적어도 하나의 전달 채널을 상기 외측 캐놀라 채널로부터 분리시키는, 조직 제거 시스템.

청구항 5

제1항 내지 제4항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 전달 슬리브는 상기 외측 캐놀라의 길이를 따라 선택적으로 위치 가능한, 조직 제거 시스템.

청구항 6

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 외측 캐놀라는 상기 전달 슬리브 및 상기 핸드피스에 대하여 회전 가능한, 조직 제거 시스템.

청구항 7

제1항 내지 제6항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 외측 캐놀라의 회전은, 상기 내측 캐놀라 및 상기 외측 캐놀라 사이의 고정된 둘레방향 관계를 유지시키면서, 상기 핸드피스에 대하여 상기 내측 캐놀라를 회전시키는, 조직 제거 시스템.

청구항 8

제1항 내지 제7항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 전달 슬리브는 적어도 부분적으로 활상 가능 재료로 구성되는, 조직 제거 시스템.

청구항 9

제1항 내지 제8항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 전달 슬리브의 적어도 일부는 양전자방출 단층촬영술 하에서 가시적인, 조직 제거 시스템.

청구항 10

제1항 내지 제9항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 전달 슬리브는 상기 전달 슬리브의 근위단에서 허브를 포함하며, 상기 전달 슬리브가 상기 조직 절단 장치에 장착될 때, 상기 외측 캐논라는 상기 전달 슬리브의 상기 근위단을 통하여 돌출하는, 조직 제거 시스템.

청구항 11

제10항에 있어서,

상기 허브는 그 내부에 배치된 제1 채널 및 제2 채널을 포함하고, 상기 외측 캐논라 채널 및 상기 전달 공급 채널은 상기 제1 및 제2 채널에 각각 유체적으로 연결되는, 조직 제거 시스템.

청구항 12

제11항에 있어서,

상기 제2 채널은 원위 및 근위 개구들에 의해 정의되며, 상기 근위 개구는 상기 허브가 상기 조직 절단 장치에 연결될 때 상기 조직 절단 장치의 일부분에 인접하게 위치되도록 구성되는, 조직 제거 시스템.

청구항 13

제12항에 있어서,

상기 연결부는 상기 전달 채널을 유체 공급원에 유체적으로 연결시키도록 밸브 부재를 수용하도록 구성되는, 조직 제거 시스템.

청구항 14

제12항에 있어서,

상기 연결부는 광학 장치 및 프로브 부재 중 하나를 수용하도록 구성되는, 조직 제거 시스템.

청구항 15

제11항에 있어서,

상기 허브는 상기 허브를 상기 조직 절단 장치에 회전되게 고정되는 방식으로 견고하게 고정시키도록 상기 조직 절단 장치의 일부분에 선택적으로 연결될 수 있는 유지 부재를 더 포함하는, 조직 제거 시스템.

청구항 16

제1항 내지 제15항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 전달 채널에 유체 연통되는 유체 관주액 공급원, 지혈제 공급원 또는 조직 봉합제 공급원 중 어느 하나를 더 포함하는 조직 제거 시스템.

청구항 17

제1항 내지 제16항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 전달 채널 내에 위치된 광학 장치를 더 포함하고, 상기 광학 장치는 광 섬유 다발 또는 초음파 프로브 중 하나인, 조직 제거 시스템.

청구항 18

제1항 내지 제17항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 전달 채널 내에 위치한 도플러 프로브를 더 포함하고, 상기 도플러 프로브는 혈류의 가청 표시를 제공하는 증폭기 및 마이크로폰에 작동 가능하게 연결되도록 구성되는, 조직 제거 시스템.

청구항 19

제1항 내지 제18항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 전달 채널 내에 위치한 소작 장치를 더 포함하는 조직 제거 시스템.

명세서

기술분야

[0001]

본 발명은 조직 절단 장치에 관한 것으로, 특히, 전달 슬리브(delivery sleeve)를 포함하며 신경외과 및 척추외과 수술에 적합한 조직 절단 장치에 관한 것이다.

배경기술

[0002]

뇌 및 척추 종양, 낭종(cyst), 병변(lesion) 또는 신경계 혈종(hematoma)과 같은 신경계의 다양한 이상은 이러한 이상으로 고통 받는 환자에게 운동 기능의 저하, 메스꺼움 또는 구토, 기억 또는 의사 소통 문제, 행동 변화, 두통 또는 발작을 포함하는 심각한 건강상의 위험을 초래할 수 있다. 어떤 경우에는, 비정상 조직 덩어리의 절제가 요구된다. 그러나, 신경계의 복잡성 및 중요성을 고려할 때, 이러한 신경외과 수술은 극히 까다롭고, 아주 정밀하고 세심하게 수행되어야 한다. 일부 알려진 조직 절단 시스템은 유체 및 보조 장치를 수술 부위 또는 수술 부위 근처로 전달하는 능력이 부족하다. 알려진 다른 시스템은 조직 절단 위치에 대한 유체 전달 위치를 정확하고 효과적으로 조절하는 능력이 부족하다. 또한, 때로는 조직 절단 장치를 흡인 봉(aspiration wand)으로서 작동시키는 것이 바람직하다. 많은 시스템은 이러한 모드에서 작동할 수 없거나, 정밀한 흡인량의 조절을 정확하게 제어할 수 없다. 그러므로, 상기한 문제들을 해결하는 조직 절단 시스템에 대한 요구가 있다.

[0003]

본 출원은, 2008년 12월 16에 출원된 미국 출원 번호 12/336,054 및 2008년 12월 16일에 출원된 미국 출원 번호 12/336,086의 부분 계속 출원인, 2009년 2월 20에 출원된 미국 출원 번호 12/389,447의 부분 계속 출원인, 2009년 2월 24일에 출원된 미국 출원 번호 12/391,579의 부분 계속 출원인, 2009년 3월 16일에 출원된 미국 출원 번호 12/404,407의 부분 계속 출원인, 2009년 5월 5일 출원된 미국 출원 번호 12/435,724의 부분 계속 출원인, 2009년 5월 29일 출원된 미국 출원 번호 12/475,258의 부분 계속 출원이고, 2011년 10월 7에 출원된 미국 출원 번호 13/269,339의 우선권을 주장하며, 이들 각 출원은 본원에 그 전체가 참조로 포함된다.

도면의 간단한 설명

[0004]

이제 본 발명의 실시예들이 첨부된 도면을 참조하여 보다 더 상세하게 예로서 설명된다.

도 1은 제1 실시예에 따른 유체 공급 슬리브를 포함하는 조직 절단 장치의 사시도이다.

도 2는 내측 캐논라의 원위단이 외측 캐논라의 원위단에 가깝게 위치되는 외측 캐논라에 대한 제1 상대 위치에 있는 내측 캐논라를 도시하는 도 1의 조직 절단 장치의 단면도이다.

도 3은 내측 캐논라의 원위단이 외측 캐논라의 원위단에 위치되는 외측 캐논라에 대한 제2 상대 위치에 있는 내측 캐논라를 도시하는 도 1의 조직 절단 장치의 단면도이다.

도 4는 장치-장착 조직 수집기가 조직 절단 장치 하우징으로부터 연결 해제된 제1 구성을 갖는 도 1의 조직 절단 장치의 부분 단면도이다.

도 5는 장치-장착 조직 수집기가 조직 절단 장치 하우징에 연결된 제2 구성을 갖는 도 4의 조직 절단 장치의 부분 단면도이다.

도 6은 장치-장착 조직 수집기가 조직 절단 장치로부터 연결 해제된 제1 구성을 갖는 도 1의 조직 절단 장치의 대안적인 실시예의 부분 단면도이다.

도 7은 장치-장착 조직 수집기가 조직 절단 장치에 연결된 제2 구성을 갖는 도 6의 조직 절단 장치의 부분 단면도이다.

도 8은 도 1의 조직 절단 장치의 외측 캐놀라의 파단 측면도이다.

도 9는 도 1의 조직 절단 장치의 내측 캐놀라의 파단 측면도이다.

도 10은, 내측 캐놀라가 외측 캐놀라로부터 제거된, 도 1의 조직 절단 장치의 외측 캐놀라의 일부분의 평면도이다.

도 11은 도 1의 조직 절단 장치의 내측 캐놀라의 일부분의 평면도이다.

도 12는 외측 캐놀라에 삽입된 내측 캐놀라를 도시하는 도 1의 외측 캐놀라 및 내측 캐놀라의 일부분의 평면도이다.

도 13은, 외측 캐놀라에 대한 제1 상대 위치에 있는 내측 캐놀라를 도시하는, 도 1의 조직 절단 장치의 외측 캐놀라 및 내측 캐놀라의 원위 영역의 부분 단면도이다.

도 14는, 외측 캐놀라에 대한 제2 상대 위치에 있는 내측 캐놀라를 도시하는, 도 1의 조직 절단 장치의 외측 캐놀라 및 내측 캐놀라의 원위 영역의 부분 단면도이다.

도 15는 도 1의 조직 절단 장치의 분해 조립도이다.

도 16a는 도 1의 조직 절단 장치의 캠의 측면도이다.

도 16b는 도 16a의 캠의 단부 도면이다.

도 17a는 도 1의 조직 절단 장치의 캠 트랜스퍼 기구의 사시도이다.

도 17b는 도 1의 조직 절단 장치의 캠 종동절의 사시도이다.

도 18은, 외측 캐놀라를 회전시키기 위한 다이얼을 보여주기 위해 외측 슬리브 상부 하우징의 상부 덮개가 제거된, 도 1의 조직 절단 장치의 일부분의 부분 사시도이다.

도 19는 도 18의 조직 절단 장치의 일부분의 부분 측단면도이다.

도 20은 도 1의 조직 절단 장치의 내측 및 외측 캐놀라 조립체의 측면도이다.

도 21a는 원격 조직 수집기, 제어 콘솔, 풋 페달 및 도 1의 조직 절단 장치를 포함하는 조직 절단 시스템이다.

도 21b는 도 21a의 원격 조직 수집기의 확대도이다.

도 22는 도 22의 조직 절단 시스템의 제어 방식의 블록도이다.

도 23은 도 1의 조직 절단 장치 및 도 22의 모터 제어 유닛의 다이어그램이다.

도 24는, 내측 캐놀라의 정지 위치를 제어하기 위한 모터 샤프트 위치 센서들을 도시하는, 도 1의 조직 절단 장치의 부분 단면도이다.

도 25는, 내측 캐놀라가 외측 캐놀라에 대한 제1 위치에 있는, 도 1의 조직 절단 장치의 외측 캐놀라 및 내측 캐놀라의 부분 단면도이다.

도 26은, 내측 캐놀라가 외측 캐놀라에 대한 제2 위치에 있는, 도 1의 조직 절단 장치의 외측 캐놀라 및 내측 캐놀라의 부분 단면도이다.

도 27은, 내측 캐놀라가 외측 캐놀라에 대한 제3 위치에 있는, 도 1의 조직 절단 장치의 외측 캐놀라 및 내측 캐놀라의 부분 단면도이다.

도 28은 도 1의 관주(irrigation) 슬리브의 측면도이다.

도 29는 도 1의 전달 슬리브, 외측 캐놀라 및 내측 캐놀라의 부분 클로즈업 종단면도이다.

도 30은 도 29의 30-30선에 따른 횡단면도이다.

도 31은 도 1의 외측 캐놀라의 길이에 따라 선택적으로 배치되는 도 1의 전달 슬리브의 클로즈업 부분 측면도이다.

도 32는 도 1의 외측 캐놀라 개구의 일부분에 걸쳐 선택적으로 배치되는 도 1의 전달 슬리브의 클로즈업 부분 평면도이다.

도 33은 조직 절단 장치에 장착된 전달 슬리브의 대안적인 실시예의 부분 사시도이다.

도 34는 도 33의 전달 슬리브의 단부 도면의 예시적인 구성이다.

도 35는 도 33의 전달 슬리브를 지지하는 허브의 사시도이다.

도 36은 도 35의 허브의 단면도이다.

도 37은 도 35의 허브의 단부 도면이다.

도 38은 도 35의 허브의 측면도이다.

도 39는 유체 공급부에 연결된 조직 절단 장치에 장착된 전달 슬리브의 부분 사시도이다.

도 40은 도 39의 전달 슬리브의 단부 도면이다.

도 41은 전달 슬리브를 지지하는 대안적인 허브의 사시도이다.

도 42는 도 41의 허브의 단면도이다.

도 43은 도 41의 허브의 단부 도면이다.

도 44는 도 41의 허브의 측면도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0005]

이제 후술하는 설명과 또한 도면을 참조하여, 개시된 시스템 및 방법에 대한 예시적인 접근법을 상세하게 설명한다. 도면은 일부 실현 가능한 접근법을 나타내지만, 도면은 반드시 축척이 정해지지 않으며, 본 발명을 보다 잘 도시하고 설명하기 위해 일부 특징이 과장되거나, 제거되거나, 부분적으로 구분될 수 있다. 그리고, 본원에 제시된 설명은 완전한 것으로 의도되지 않거나, 특허청구범위를 도면에 도시되고 후술하는 상세한 설명에 개시된 정밀한 형태 및 구성으로 한정하거나 제한하는 것으로 의도되지 않는다.

[0006]

본원에서는 척추 및 뇌 조직의 제거와 같은 신경외과 수술에 적합한 조직 절단 장치가 설명된다. 상기 장치는, 외측 캐놀라에 배치되고 외측 캐놀라의 길이를 따라 선택적으로 위치 가능한 전달 슬리브를 갖도록 구성된다. 그 결과, 조직 절단 장치는, 수술 부위로부터 조직 절단 장치를 제거할 필요 없이, 수술 부위로 관주액, 지혈제 및 조직 밀봉재와 같은 유체를 전달할 수 있으며, 동시에 조직 제거 장치에 상호 보완적이고 외과 수술에 부가되는 다른 장치들의 전달을 제공할 수 있다. 조직 절단 장치는, 흡인을 조직으로 전달하는 외측 캐놀라 개구의 면적을 선택적으로 조절하는 데에도 이용될 수 있다.

[0007]

도 1을 참조하면, 조직 절단 장치(40)는 핸드피스(42) 및 외측 캐놀라(44)를 포함한다. 하나의 예시적인 실시예에서, 핸드피스(42)는 전반적으로 원통형의 형상이며, 바람직하게는 한 손으로 잡을 수 있는 크기 및 형상을 갖는다. 핸드피스(42)는 근위부(46) 및 원위부(48)를 포함하는 하부 하우징(50)을 포함한다. 하부 하우징(50)은 모터 하우징(71)에 연결된 최근위 하우징부(82)(도 2 및 도 3)와, 모터 하우징(71)에 연결된 캠 하우징(69)을 포함한다. 전방 하우징부(51)가 캠 하우징(69)에 연결된다. 상부 하우징(52)이 또한 구비된다. 조직 수집기(58)가 상부 하우징(52)(아래에서 보다 상세하게 설명됨)에 작동 가능하게 연결될 수 있다. 핸드피스(42)에 대하여 외측 캐놀라(44)를 회전시키기 위한 회전 다이얼(60)이 또한 상부 하우징(52)에 장착된다.

[0008]

도 2, 도 3 및 도 20에 가장 잘 나타나 있듯이, 외측 캐놀라(44)는 개방 근위단(45)과, 폐쇄 원위단(47)과, 원위단(47)에 근접한 원위 개구(49)를 포함한다. 조직 절단 장치(40)는 외측 캐놀라 루멘(110)(도 8) 내에 부분적으로 배치되는 내측 캐놀라(76)를 더 포함한다. 아래에서 보다 더 상세하게 설명되는 바와 같이, 내측 캐놀라(76)는 외측 캐놀라 루멘(110) 내부에서 왕복 운동하여 외측 캐놀라 원위 개구(49)를 통하여 외측 캐놀라(44)로 진입하는 조직 샘플들을 절단하도록 구성된다. 내측 캐놀라(76)는 도 2에 도시된 근위 위치 및 도 3에 도시된 원위 위치 사이에서 왕복 운동한다. 내측 캐놀라(76)는 개방 근위단(77) 및 개방 원위단(79)을 포함한다. 원위단(79)은 바람직하게는 조직을 절단하도록 구성되는데, 바람직한 실시예들에서는, 뇌 또는 척추들로부터의 조직들과 같은 신경계 조직들을 절단할 수 있다. 하나의 예시적인 실시예에서, 내측 캐놀라 원위단(79)은 날카로운 원형 팁을 형성하여 조직 절단을 용이하게 하기 위해 반경방향 내측 방향으로 경사지게 형성된다.

[0009]

외측 캐놀라(44)는 병진 운동할 수 없고, 핸드피스(42)에 대한 핸드피스(42)의 종축 방향에 따른 그 위치는 고

정된 상태를 유지한다. 전달 슬리브(302)(도 1)가 외측 캐플라(44)에 선택적으로 부착 가능하여, 유체 및 장치들이 수술 부위에 근접하게 제공되도록 한다. 전달 슬리브(302)는 근위 허브(306) 및 원위단(320)을 갖는다. 외측 캐플라 개구(322)가 전달 슬리브(302)의 근위단에 마련된다. 세장형 채널부(304)가 근위 허브(306)에 연결되며, 그로부터 원위로 돌출된다. 전달 슬리브(302)의 원위단(320)은 세장형 채널부(304)의 원위단이다. 도 1에서, 전달 슬리브(302)는 외측 캐플라(44) 상에 설치된 상태로 도시된다. 도시된 설치 상태에서, 전달 슬리브(302)는 외측 캐플라(44)의 길이를 따라 선택적으로 위치될 수 있다.

[0010]

도 2 및 도 3에서, 보기 편하도록 전달 슬리브(302)는 도시되지 않는다. 모터(62)는 핸드피스(42)의 근위 하부 하우징부(46) 내에 배치되며, 외측 캐플라 루멘(110) 내에서의 내측 캐플라(76)의 왕복 운동을 구동시키기 위해 내측 캐플라(76)에 작동 가능하게 연결된다. 모터(62)는 왕복동식 모터 또는 회전 모터일 수 있다. 또한, 모터는 전기 모터 또는 유압 모터일 수 있다. 그러나, 도 2 및 도 3의 실시예에서, 모터(62)는 회전 모터이며, 그 회전은 내측 캐플라(76)가 외측 캐플라 루멘(110) 내에서 왕복 운동하게 한다.

[0011]

모터(62)는 하부 하우징 근위부(46)의 일부분을 정의하는 모터 하우징(71) 내에 수용된다. 모터(62)는 모터(62)의 회전 운동을 내측 캐플라(76)의 병진 운동으로 전환하는 데에 이용되는 내측 캐플라 구동 조립체(63)에 연결된다. 그 근위단에서, 모터 하우징(71)은, 전력 케이블 포트(84) 및 도 3의 예시적인 실시예에서 작은 구멍(eyelet)인 호스 커넥터(43)를 포함하는 최근위 하우징부(82)에 연결된다. 호스 커넥터(43)는 진공 시스템 호스를 핸드피스(42)에 견고하게 유지시키는 수단을 제공하므로, 진공이 조직 수집기(58)로 공급될 수 있다.

[0012]

내측 캐플라 구동기 조립체(63)(도면에 별도로 도시되지 않음)는 캠(64), 캠 종동절(68), 캠 트랜스퍼(72) 및 캐플라 트랜스퍼(74)를 포함한다. 캠(64)은 전반적으로 원통형 구조이며, 도 16a 및 도 16b에 상세하게 도시된다. 홈 또는 채널(65)이 캠(64)의 표면에 정의된다. 하나의 예시적인 실시예에서, 홈(65)은 캠(64)의 둘레를 따라 연속적으로 형성되지만, 캠(64)의 종축에 수직으로 배향되지 않고, 즉, 홈(65)은 캠 축에 대해 각이 지게 형성된다. 지점들(65a, 65b)(도 2 및 도 3)과 같은 홈(65)의 대향하는 지점들은 캠의 종축을 따라 이격되는 "정점들(apexes)" 쌍들을 정의하는데, 즉, 홈은 캠의 길이의 일부분을 따라 연장된다. 캠(64)은 또한 모터 샤프트를 수용하기 위한 근위 개구(114)(도 16a)와, 샤프트가 안정되게 수용될 수 있는 근위 요홈(116)을 포함한다. 후술하는 바와 같이, 캠(64)의 각도 위치를 판단하고, 이에 대응하여, 외측 캐플라 루멘(110) 내에서의 내측 캐플라(76)의 선형 위치를 판단하기 위하여 위치 센서와 연동하는 위치 표시기들을 장착하기 위해 홀들(118, 120)이 마련된다.

[0013]

캠 종동절(68)은 도 17b에 상세하게 도시된다. 캠 종동절(68)은 전반적으로, 캠(64)이 부분적으로 배치되는 중공형 내부를 갖는 직사각형 블록 형상 구조이다. 캠 종동절(68)은 또한 그 상부면에 볼 베어링(미도시)이 장착되는 홀(70)을 포함한다. 볼 베어링은 캠 홈(65)을 타고 진행하여 캠 트랜스퍼(72)와 맞물린다. 그 결과, 캠(64)이 회전할 때, 캠 종동절(68)은 핸드피스(42)의 길이를 따라 병진 운동한다. 캠 종동절(68)은 또한 캠 트랜스퍼(72)의 대응 부재들(178a, 178b)과 연동되게 맞물리는 횡방향 슬롯들(182a, 182b)을 포함한다.

[0014]

캠 종동절(68)은 캠 하우징(69) 내에 형성된 캠 챔버(67) 내에 배치된다. 캠(64)은 캠 챔버(67) 내에 부분적으로 배치되며, 그로부터 가깝게 연장되어 모터(62)와 맞물린다. 캠 하우징(69)은 핸드피스(42)의 원위부(48)의 일부를 포함한다. 캠(64)은 캠 챔버(67) 내에서 왕복 운동하지 않으며, 그 대신 단지 그 자체의 종축을 중심으로 회전한다. 그러나, 캠 종동절(68)은 캠 챔버(67) 내에서 핸드피스(42)의 길이의 방향을 따라 왕복 운동한다. 캠 종동절(68)은 캠(64)을 수용하도록 그 근위단에서 개방된다. 도 15 및 도 16a에 도시된 바와 같이, 캠(64)은, 캠 종동절(68) 내에서 원위 개구(191)(도 17b)를 통하여 돌출하며 캠 하우징(69)에 대한 캠(64)의 왕복 운동을 방지하기 위해 너트(190)(도 15)와 맞물리는 나사산이 형성된 원위단(123)을 선택적으로 포함할 수 있다. 근위 캠 베어링(186) 및 원위 캠 베어링(188)(도 15)이 또한 캠 하우징(69) 내에서 회전함에 따라 캠(64)을 지지하도록 구비될 수 있다.

[0015]

캠 트랜스퍼(72)는 캠 챔버(67)로부터 상부 하우징(52) 내에 형성된 캠 트랜스퍼 챔버(73) 내로 연장된다. 도 17a에 가장 잘 나타나 있듯이, 캠 트랜스퍼(72)는 캠 종동절(68)에 부착 가능한 근위단(72a) 및 캐플라 트랜스퍼(74)를 통하여 내측 캐플라(76)에 부착 가능한 원위단(72b)을 포함한다. 근위단(72a)은 한 쌍의 이격된 하방 연장 부재들(178a, 178b)을 포함하며, 원위단(72b)은 한 쌍의 이격된 상방 연장 부재들(180a, 180b)을 포함한다. 하방 연장 부재들(178a, 178b)은 캠(64) 및 핸드피스(42)의 길이에 수직한 방향으로 이격되는 반면, 상방 연장 부재들(180a, 180b)은 캠(64) 및 핸드피스(42)의 길이에 평행한 방향으로 이격된다. 캠 종동절 슬롯들(182a, 182b)은 캠 트랜스퍼(72)의 하방 연장 부재들(178a, 178b)과 맞물린다. 캠 트랜스퍼(72)의 하방 연장 부재들(178a, 178b)은 탄력적일 수 있고, 캠 종동절(68)의 바닥면 및 측면을 견고하게 결합하기 위해 그 자유단

들(예를 들면, 후크들 또는 클립들) 상에 결합부들(179a, 179b)을 가질 수 있다.

[0016] 도 20에 가장 잘 나타나 있듯이, 캐놀라 트랜스퍼(74)는 내측 캐놀라(76) 주위에 배치된 슬리브를 포함한다. 보기 편하도록, 도 20에는 전달 슬리브(302)가 도시되지 않는다. 캐놀라 트랜스퍼(74)는 근위단(128), 중간부(127) 및 원위단(126)을 포함한다. 캠 트랜스퍼(72)의 상방 연장 부재들(180a, 180b)은 캐놀라 트랜스퍼(74)의 중간부(127)를 수용하고 받치는 포크 형상 구조들을 정의한다. 캐놀라 트랜스퍼(74)의 원위단(126) 및 근위단(128)은 상방 연장 부재들(180a, 180b)의 외측에 배치되며, 캠 트랜스퍼(72) 및 캐놀라 트랜스퍼(74) 사이의 상대적인 병진 운동을 방지하도록 형상화된다. 도시된 실시예들에서, 캐놀라 트랜스퍼(74)의 원위단(126) 및 근위단(128)은 상방 연장 포크 형상 부재들(182a, 182b)에 접하도록 중간부(127)에 대하여 확장되며, 이에 의해, 캠 트랜스퍼(72) 및 캐놀라 트랜스퍼(74) 사이의 상대적인 병진 운동을 방지할 수 있다. 그 결과, 캠 트랜스퍼(72)가 핸드피스(42)의 길이를 따라 왕복 운동할 때, 캐놀라 트랜스퍼(74)도 왕복 운동한다. 캐놀라 트랜스퍼(74)가 내측 캐놀라(76)에 부착되어 있기 때문에, 캐놀라 트랜스퍼(74)가 왕복 운동할 때, 캐놀라 트랜스퍼(74)는 내측 캐놀라(76)를 외측 캐놀라(44) 내에서 왕복 운동시킨다.

[0017] 하나의 예시적인 장치에서, 모터(62)는 브러시 DC 모터이며, 다수의 방식으로 캠(64)에 작동 가능하게 연결될 수 있다. 도 2 및 도 3의 실시예에서, 모터(62)는 근위 개구(114) 내로 연장되고 캠(64) 내에 정의된 요홈(116)(도 16a 및 도 16b)과 맞물리는 원위 연장 샤프트(66)를 포함한다. 샤프트(66)는 나사 연결, 접착제 또는 기타 알려진 연결 수단을 통하여 캠(64)에 연결될 수 있다. 도 15에 도시된 대안적인 구현예에서, 별도의 캠 커플러(184)가 구비된다. 캠 커플러(184)는 근위 개구(114) 내에 안착되며, 개구(114)의 직경에 비하여 큰 폭을 갖는다. 캠 커플러(184)도 모터 샤프트(66)에 연결되어, 샤프트(66)의 회전이 캠 커플러(184)를 회전시키며, 이는 결국 캠(64)을 그와 함께 회전시킨다. 모터 샤프트(66)의 1회전은 캠(64)을 1회전만큼 회전시키며, 이는 결국, 내측 캐놀라(76)를 하나의 완전한 스트로크만큼, 즉, 도 2의 위치로부터 도 3의 위치로 그리고 다시 도 2의 위치로 왕복 운동시킨다.

[0018] 캠 트랜스퍼(72)는 기계적 수단, 접착 수단 또는 기타 알려진 연결 수단에 의해 캠 종동절(68)에 연결될 수 있다. 하나의 예시적인 실시예에서, 하방 연장 부재들(178a, 178b)은 캠 종동절(68)에 기계적으로 클립 고정되고 제거 가능하게 맞물린다. 다른 실시예에서, 캠 트랜스퍼(72)는 캠 종동절(68)에 접촉으로 부착된다. 또 다른 실시예에서, 기계적 연결 및 접착 연결 모두가 이용된다. 캠 종동절 홀(70) 내에 배치된 볼 베어링(미도시)은 캠(64)이 회전함에 따라 캠 홈(65)을 횡단하여 캠 종동절(68)을 도 2의 근위 위치로부터 도 3의 원위 위치로 왕복 운동시킨다. 그 결과, 캠 트랜스퍼(72), 캐놀라 트랜스퍼(74) 및 내측 캐놀라(76)는, 모터(62) 및 캠(64)이 회전할 때, 도 2의 그들 각각의 근위 위치들 및 도 3의 그들 각각의 원위 위치들 사이에서 병진 운동한다.

[0019] 모터(62)는 바람직하게는 내측 캐놀라(76)를 적어도 분당 약 1,000 왕복 운동의 속도로 도 2의 위치로부터 도 3의 위치로 그리고 다시 도 2의 위치로 왕복 운동시키는 회전 속도를 갖도록 선택된다. 적어도 분당 약 1,200 왕복 운동의 왕복 운동 속도가 더 바람직하며, 적어도 분당 약 1,500 왕복 운동의 왕복 운동 속도가 훨씬 더 바람직하다. 분당 약 2,500 왕복 운동 미만의 왕복 운동 속도가 바람직하다. 약 2,000 미만의 왕복 운동 속도가 더 바람직하며, 분당 약 1,800 왕복 운동 미만의 왕복 운동 속도가 훨씬 더 바람직하다. 도 14에 가장 잘 나타나 있듯이, 장치(40)의 왕복 운동의 속도는 다수의 종래 장치들에 의해 얻어지는 "슬러그(slug)" 조직 샘플들에 비하여 상대적으로 작은 "토막(snippet)들"(112)로 조직이 절단되도록 한다. 왕복 운동이 계속됨에 따라, 절제된 조직 토막들(112)의 연속체(cont inuum)가 얻어진다.

[0020] 전술한 바와 같이, 외측 캐놀라(44)는 외측 캐놀라 루멘(110) 내로 조직을 수용하기 위한 개구(49)를 포함한다. 도 8 내지 도 12에 가장 잘 나타나 있듯이, 개구(49)는 바람직하게는 조직을 절제하도록 구성되는 절단 에지(51) 및 조직을 절제하지 않도록 구성된 비절단 에지(53)에 의하여 정의된다. 특정의 예시적인 구현예들에서, 절단 에지(53)는 외측 캐놀라(44)의 외경의 약 50%를 넘지 않는 반경방향 깊이 "d"를 갖는다. 하나의 예시적인 구현예에서, 절단 에지(51)는 반경방향 내측 방향으로 경사지게 형성되고, 비절단 에지(53)는 경사지게 형성되지 않으며, 절단 에지(51)는 비절단 에지(53)의 원위측 바로 옆에 위치된다. 내측 캐놀라 원위단(79)은 바람직하게는 조직을 절단하도록 구성된다. 하나의 예시적인 실시예에서, 원위단(79)은 날카로운 에지를 제공하기 위해 내측 캐놀라(76)의 둘레 주위에서 반경방향 내측 방향으로 경사지게 형성된다. 외측 캐놀라 개구(49) 내에 조직이 수용됨에 따라, 조직이 내측 캐놀라 원위단(79) 및 외측 캐놀라 절단 에지(51) 사이에서 압착되어, 수용된 조직이 주변 조직으로부터 절제된다.

[0021] 조직 절단 장치(40)는 특히 척추 및 뇌 조직들과 같은 거친 조직들을 절단하는 데에 이용하기에 매우 적합하다. 외측 캐놀라(44) 및 내측 캐놀라(76)는 단단한 플라스틱 또는 금속과 같이 일반적으로 단단한 재료를 포함한다.

하나의 바람직한 구현예에서, 두 캐놀라들 모두는 스테인리스 스틸, 보다 바람직하게는, 의료용 기구들에 통상적으로 이용되는 304SS로 구성된다.

[0022]

도 9 내지 도 14에 가장 잘 나타나 있듯이, 거친 조직들의 절단을 용이하게 하기 위해, 내측 캐놀라(76)는 힌지(80)를 포함한다. 보기 편하도록, 도 9 내지 도 14에는 전달 슬리브(302)가 도시되지 않는다. 힌지(80)는 힌지(80)의 근위측에 위치되는 내측 캐놀라 몸체부(81) 및 힌지(80)의 원위측에 위치되는 내측 캐놀라 절단부(83) 사이에 위치된다. 하나의 예시적인 장치에서, 힌지(80)는 리빙(living) 힌지이다. 본원에서 사용되는 "리빙 힌지"라는 용어는 두 개의 상대적으로 더 단단한 부품들을 함께 접합한 얇은 가요성 힌지를 나타낸다. 일 예에서, 힌지(80)는 내측 캐놀라(76)의 둘레의 일부분을 길이(L)(도 11)를 따라 제거하는 것에 의하여 내측 캐놀라 몸체부(81) 및 내측 캐놀라 절단부(83)와 일체로 형성되는 리빙 힌지이다. 힌지(80)는, 내측 캐놀라(76)가 외측 캐놀라(44) 내에서 왕복 운동할 때, 절단부(83)가 힌지(80)를 중심으로 피벗되도록 한다. 내측 캐놀라(76)가 원위 방향으로 병진 운동함에 따라, 내측 캐놀라(76)는 외측 캐놀라 개구(49) 내에 수용된 조직과 접촉하며, 조직이 원위 방향으로 진행됨에 따라 조직으로부터 점진적으로 증가하는 저항에 직면한다. 조직의 저항력이 증가함에 따라, 내측 캐놀라 원위단(79) 및 외측 캐놀라 개구(49) 사이에서 환형의 제로 유격(zero clearance)이 얻어질 때까지, 절단부(83)가 점진적으로 더 피벗된다. 수용된 조직은 절제되고, 내측 캐놀라 루멘(78)을 따라 근위 방향으로 흡인되며, 조직 수집기(58) 내에 수용된다. 그러므로, 내측 캐놀라 루멘(78)은 내측 캐놀라 원위단(79)으로부터 내측 캐놀라 근위단(77)으로의 흡인 경로를 제공한다. 힌지(80)는, 내측 캐놀라 몸체부(81) 및 외측 캐놀라(44) 사이의 환형 유격에 영향을 미치지 않으면서, 일반적으로 환형의 제로 유격(zero clearance)이 절단부(83)에서 내측 캐놀라 원위단(79) 및 외측 캐놀라 개구(49) 사이에서 얻어지도록 한다. 이러한 구성은, 외측 캐놀라(44) 및 내측 캐놀라(76) 사이의 매우 작은 환형 유격이 존재한다면, 이와 다른 경우 내측 캐놀라 몸체부(81)의 외면 및 외측 캐놀라(44)의 내면의 마찰 맞물림으로 인해 발생할 수 있는 마찰 손실을 최소화하면서 조직 절단을 극대화한다.

[0023]

외측 캐놀라 개구(49)는 다수의 형상을 가질 수 있다. 특정 예들에서, 외측 캐놀라 개구(49)를 평면도에서 볼 때, 외측 캐놀라 개구(49)는 전반적으로 경사각형, 직사각형, 사다리꼴, 알 형상(ovular) 또는 "D"자 형상을 갖는다. 다른 특정 예시적인 구현예들에서, 외측 캐놀라 개구(49)는 조직이 내측 캐놀라(76)가 원위 방향으로 병진 운동함에 따라 압착될 수 있도록 조직을 유도하도록 구성된다. 도 10 및 도 12에 도시된 하나의 예시적인 실시예에서, 외측 캐놀라 개구(49)를 평면도에서 볼 때, 외측 캐놀라 개구(49)는 전반적으로 삼각형 형상을 갖는다. 도 10 및 도 12가 나타내는 바와 같이, 평면도에서 볼 때, 외측 캐놀라 종축에 횡단하는 방향으로의 개구(49)의 폭은 외측 캐놀라(44)의 길이를 따라 종방향으로 변화하며, 바람직하게는 개구(49)의 근위부로부터 원위부로 가면서 좁아진다. 측면도에서 볼 때, 절단 예지(51)는 예지(51)를 따라 원위로 가면서 반경방향 외측 방향으로 경사진다. 그 결과, 조직 샘플이 내측 캐놀라(76)의 작용에 의해 외측 캐놀라 개구(49) 내에서 원위로 진행됨에 따라, 조직은 내측 캐놀라(76)의 둘레의 방향(또는 평면도에서 볼 때 개구(49)의 "폭"의 방향)으로 점점 더 압착된다. 완전한 절단을 보장하기 위해, 내측 캐놀라 원위단(79)은 바람직하게는 조직 절단 수술 중 외측 캐놀라 개구(49)의 원위의 위치로 이동하며, 즉, 내측 캐놀라 오버스트로크(overstroke)가 이루어진다.

[0024]

상술한 바와 같이, 조직 절단 장치(40)는 내측 캐놀라 루멘(78) 내에 수용된 조직 샘플들을 흡인하여 조직 샘플들을 내측 캐놀라(76)의 길이를 따라 근위 방향으로 이동시킨다. 특정 사용 방법들에서, 장치(40)는 추가적인 분석을 위해 조직 샘플들을 수집하지 않고 조직을 절제하는 데에 이용된다. 이러한 실시예들에서는, 조직 수집기가 구비될 필요가 없다. 조직 수집을 원하는 다른 실시예들에서, 장치(40)는 바람직하게는, 조직 절단 수술 중 흡인된 조직 샘플들이 수용되는 조직 수집기(58)를 포함한다. 도 21a에 도시된 바와 같이, 조직 수집기(58)는 조직 절단 수술 중 무균 영역(sterile field)의 외측에서 핸드피스(42)로부터 원격으로 위치될 수 있다. 그러나, 대안적인 실시예에서, 도 1 내지 도 7의 예들에 가장 잘 나타나 있듯이, 조직 수집기(58)는 핸드피스(42)에 제거 가능하게 연결된다. 어느 하나의 실시예에서는, 진공 발생 장치를 흡인된 유체에 의한 오염 또는 손상으로부터 보호하기 위해, 바람직하게는 유체 수집 캐니스터(192)가 조직 수집기(58) 및 (도 21a의 진공 발생기(153)와 같은) 진공원 사이에 위치된다. 조직 수집기가 없는 실시예들에서는, 유체 수집 캐니스터(192)가 흡인된 유체 및 조직 모두를 수집하기 위해 구비될 수 있다.

[0025]

도 4 내지 도 7을 참조하면, 조직 수집기(58)는 흡인된 조직 샘플들을 수용하기 위해 내측 캐놀라(76)의 근위에서 상부 하우징(52)에 연결된다. 조직 수집기(58)는 내측 캐놀라 루멘(78) 및 진공원(도 4 내지 도 7에서 도시되지 않음)과 유체 연통되는 내부 체적을 갖는 전반적으로 원통형인, 중공형 몸체이다. 조직 수집기(58)는 수집된 조직 샘플들의 주기적인 제거를 허용하도록 하우징 커넥터(96)에 제거 가능하게 고정된다. 조직 수집기(58)는 바람직하게는 절제된 조직 샘플들의 일관된 흡인을 유지하기 위해 실질적인 누설 방지 진공 씰을 제공하는

방식으로 상부 하우징(52)에 고정된다. 진공 호스 피팅(59)이 조직 수집기(58)의 근위단에 형성되어, 후술하는 바와 같이, 조직 수집기(58)의 내부 및 진공 발생기와 유체 연통된다.

[0026]

도 4 및 도 5의 실시예에서, 하우징 커넥터(96)는 상부 하우징(52)으로부터 근위로 연장되는 전반적으로 원통형인 플랜지이다. 상부 하우징(52)의 상부 덮개(54) 및 하부 덮개(56)는 셸 홀더(94)가 부분적 배치되는 캐비티를 함께 정의한다. 셸 홀더(94)는 오링과 같은 셸(92)이 배치되는 원위 환형 요홈을 포함한다. 셸 홀더(94)는 또한 내측 캐놀라(76)가 슬라이드 가능하게 배치되는 중앙 루멘을 포함한다. 셸 홀더(94)의 근위 돌기부(95)는 상부 하우징(52)으로부터 근위 방향으로 돌출되며, 하우징 커넥터(96) 내에 수용된다. 도 2 및 도 3에 가장 잘 나타나 있듯이, 내측 캐놀라 근위단(77)는 바람직하게는 조직 절단 장치(40)의 작동 중 내측 캐놀라(76)가 왕복 운동할 때 셸 홀더(94) 내에 남게 된다. 그러나, 근위단(77)은 내측 캐놀라(76)가 왕복 운동할 때 셸 홀더(94) 내에서 이동한다. 셸(92)은 바람직하게는 엘라스토머 재료와 같은 탄성 재료를 포함한다. 셸(92) 및 내측 캐놀라(76)의 셸링 결합은 공기 또는 유체가 내측 캐놀라(76) 및 상부 하우징(52) 사이로 누설되는 것을 방지하며, 내측 캐놀라 루멘(78)을 통한 샘플들의 일관된 흡인을 유지하는 데에 도움을 준다.

[0027]

하우징 커넥터(96)는 조직 수집기(58)의 대응하는 연결 특징부들(102, 104)과 맞물리도록 구성되는 연결 특징부들(98, 100)을 포함한다. 도 4 및 도 5의 실시예에서, 연결 특징부들(98, 100)은 하우징 커넥터(96)에 형성된 "J" 형상 슬롯들이며, 연결 특징부들(102, 104)은 조직 수집기(58)에 형성되어 각각 연결 특징부들(98, 100)에 맞물리는 상호 보완 돌출부들이다. 조직 수집기(58)를 하우징 커넥터(96)에 연결시키기 위해, 돌출부들(102, 104)은 슬롯들(98, 100)과 정렬되며, 그런 다음 조직 수집기(58)는 하우징 커넥터(96) 내에 원위 방향으로 삽입된다. 그런 다음 조직 수집기(58)는 돌출부들(102, 104)이 슬롯들(98, 100)과 완전히 맞물리도록 회전된다. 셸(103)이 하우징 커넥터(96)의 내면에 밀봉되게 맞물리도록 조직 수집기(58)의 둘레 주위에 구비된다.

[0028]

조직 수집기(58)의 대안적인 실시예가 도 6 및 도 7에 도시된다. 도 6 및 도 7의 실시예에서, 조직 수집기(58)는 반 타원형 단면을 가지며, 도 4 및 도 5의 실시예와 같이, 샘플들을 수용하기 위한 중공형 내부를 포함한다. 도 6 및 도 7의 실시예에서는, 원통형 플랜지 하우징 커넥터(96)가 구비되지 않는다. 대신에, 상부 하우징(52)은 조직 수집기(58)에 형성된 상호 보완 클립(106)과 맞물리는 맞물림 요홈(108)을 갖도록 형성된다. 상기한 실시예들 각각에서, 조직 수집기(58)는, 액체 및 기체(예를 들면, 공기)가 통과하는 것을 허용하면서 고체 조직 샘플들을 수집하기 위하여, 그 내부에 필터(미도시)를 구비할 수 있다. 예시적인 필터는 조직 토막들(112)의 크기에 비하여 작은 메시 크기를 갖는 의료용 메시 필터를 포함한다.

[0029]

도 4 내지 도 7의 실시예들에서, 조직 수집기(58)는 바람직하게는 핸드피스(42), 모터(62) 또는 캠(64)의 종축들과 동일 선상에 있지 않은 종축을 갖는다. 조직 수집기(58)의 종축은 바람직하게는 "인 라인" 필터 구성을 제공하도록 내측 캐놀라(76)의 종축과 실질적으로 동축이다. 조직 수집기(58) 및 내측 캐놀라(76)는 모두 핸드피스(42), 모터(62) 및 캠(64)의 종축들로부터 이격되며 핸드피스(42), 모터(62) 및 캠(64)의 종축들과 실질적으로 평행하다. 그러므로, 절단축(즉, 외측 캐놀라 종축) 및 샘플 흡인 경로 축은 핸드피스(42)의 종축과 동축이 아니다. 그 결과, 장치(40)가 조직을 절단하는 데에 이용될 때, 절단축에 대한 외과의의 시야가 외과의의 손의 방해받지 않는다. 또한, 외과의는 필터의 근위단을 "조준기(gun sight)"로서 다룰 수 있고, 이를 절단될 조직 샘플과 정렬시켜 외측 캐놀라(44)를 조직 샘플과 정렬시킬 수 있으므로, 이전의 장치들, 특히, 이전의 신경외과 장치들에 비하여 강화된 인체공학적인 혜택을 제공한다. 도 21a 및 도 21b에 도시된 바와 같은 원격 조직 수집기(58)를 갖는 장치의 경우, 사용자는 상부 하우징(52)의 근위단을 조준기로서 다룰 수 있고, 이를 목표 조직과 정렬시킬 수 있다.

[0030]

장치(40)가 조직을 절단하는 데에 이용될 때, 외측 캐놀라 개구(49)는 관심 목표 조직을 수용하여 절단하기 위해 관심 목표 조직과 정렬되어야 한다. 장치(40) 전체는 외측 캐놀라 개구(49)를 원하는 위치에 위치시키기 위해 핸드피스(42)의 종축을 중심으로 회전될 수 있다. 그러나, 이 기법은 다루기 힘들 수 있고, 외과의의 손재주를 덜 수 있다. 그러므로, 예시적인 실시예에서, 장치(40)는 선택적으로 회전 가능한 외측 캐놀라(44)를 포함한다. 도 18 내지 도 20에 가장 잘 나타나 있듯이, 회전 다이얼(60)이 구비되어 상부 하우징(52)의 상부 덮개(54) 및 하부 덮개(56)에 의하여 정의된 캐비티 내에 회전 가능하게 안착된다. 회전 다이얼(60)은, 회전될 때, 외측 캐놀라(44)를 핸드피스(42)에 대하여 그 종축을 중심으로 회전시키도록 구성된다. 회전 다이얼(60)은 바람직하게는 외측 캐놀라 커넥터부(88)에 연결된다. 도 18 내지 도 20의 실시예에서, 외측 캐놀라 커넥터부(88)는, 회전 다이얼(60)과 일체로 형성되며 접촉제 또는 기타 알려진 연결 수단 등에 의해 외측 캐놀라(44)에 견고하게 고정되는 슬리브이다. 도 20의 예시적인 실시예에서, 회전 다이얼(60)은 슬리브(88)의 외경에 비하여 큰 외경을 갖는다. 보기 편하도록, 도 20에는 유체 공급 슬리브(302)가 도시되지 않는다.

- [0031] 전술한 바와 같이, 내측 캐플라(76)는 장치(40)가 작동 중에 있을 때 내측 캐플라 절단부(83)가 외측 캐플라 개구(49)를 향하여 피벗되게 하는 힌지(80)를 포함한다. 힌지(80)의 정확한 작동을 보장하기 위하여, 힌지(80) 및 외측 캐플라 개구(49)의 둘레방향 정렬이 유지되어야 한다. 그러므로, 회전 다이얼(60)은 바람직하게는 회전 다이얼(60)이 회전될 때, 외측 캐플라(44) 및 내측 캐플라(76) 모두가 회전 다이얼(60)이 회전되는 정도에 직접적으로 대응하는 정도로 서로에 대하여 고정된 각도 배향으로 회전하도록 내측 캐플라(76)에 연결된다. 회전 다이얼(60)은 내측 캐플라(76)에 직접 연결될 수 있거나, 그 사이에 개재되는 연결 장치를 이용할 수 있다. 그러나, 회전 다이얼(60)은 내측 캐플라(76)를 회전 다이얼(60)에 대하여 왕복 운동시키도록 구성되어야 한다. 도 20에 가장 잘 나타나 있듯이, 회전 다이얼 내측 캐플라 커넥터(86)가 회전 다이얼(60)을 내측 캐플라(76)에 연결시키도록 구비될 수 있다. 회전 다이얼 내측 캐플라 커넥터(86)는 내측 캐플라(76) 주위에 배치된 근위 슬리브(87)와, 슬리브(87)의 외경에 비하여 큰 외경을 갖는 원위, 반경방향 연장 환형 플랜지(90)를 포함한다. 슬리브(87) 및 플랜지(90)는 원형 실린더 형상일 수 있다. 대안적으로, 그리고 도 18 및 도 19에 도시된 바와 같이, 슬리브(87) 및 플랜지(90)는 다각형 실린더 형상일 수 있다. 슬리브(87)는 캐플라 트랜스퍼(74)의 원위단(126)에서 환형 캐비티(130) 내에 슬라이드 가능하게 수용되고, 환형 캐비티(130)에서 캐플라 트랜스퍼(74)의 내면에 연결됨으로써, 회전 다이얼(60)이 회전될 때 캐플라 트랜스퍼(74)를 슬리브(87)와 함께 회전시키면서 슬리브(87)는 캐플라 트랜스퍼(74)에 대하여 왕복 운동할 수 있다. 내측 캐플라(76)가 왕복 운동할 때, 캐플라 트랜스퍼 원위단(126)이 슬리브(87)에 대하여 왕복 운동하며, 이에 따라, 환형 캐비티(130)(도 20) 내에 정의된 간극 "G"를 가변적으로 조절할 수 있다. 대안적으로, 캐플라 트랜스퍼 원위단(126)은 슬리브(87) 내에 형성된 환형 캐비티 내에 슬라이드 가능하게 수용될 수 있고, 환형 캐비티의 내면에 연결될 수 있어, 다이얼(60)이 회전될 때 캐플라 트랜스퍼가 슬리브(87)와 함께 여전히 회전하면서 슬리브(87)에 대하여 왕복 운동할 수 있다.
- [0032] 도 20에 가장 잘 나타나 있듯이, 회전 다이얼(60)은 긴밀 끼움 관계로 플랜지(90)를 수용하고 맞물리는 크기를 갖는 제1 환형 캐비티(61)를 포함한다. 회전 다이얼(60)은 플랜지(90)에 압입될 수 있다. 또한, 접착 연결 또는 기계적 연결이 이용될 수 있다. 회전 다이얼(60)이 외측 캐플라(44) 및 내측 캐플라(76) 모두에 직접 또는 간접적으로 연결되기 때문에, 두 캐플라들 모두는 회전 다이얼(60)의 회전에 직접 대응하여 회전하며, 이에 따라, 사용자가 외측 캐플라 개구(49) 및 내측 캐플라 힌지(80)의 배향을 핸드피스(42)에 대하여 둘레 방향으로 조절할 수 있다. 그 결과, 외과의는 원하는 각도 배향을 얻기 위해 조직 절단 장치(40) 전체를 회전시킬 필요가 없다.
- [0033] 회전 다이얼(60), 외측 캐플라(44) 및 내측 캐플라(76)는 바람직하게는 360° 회전하도록 구성된다. 또한, 사용자가 다이얼(60)이 정해진 시작 지점으로부터 회전된 정도를 신뢰할 수 있게 판단하도록, 바람직하게는 축각적 표시기들이 회전 다이얼(60) 상에 구비된다. 축각적 표시는 회전 다이얼(60)의 외면 상에 또는 외면 내에 정의된 표면 특징부들을 포함할 수 있다. 도 18 내지 도 20에 도시된 하나의 예시적인 실시예에서, 복수의 릿지들(122)이 축각적 표시를 제공하기 위해 회전 다이얼(60)의 둘레 주위에 구비된다. 릿지들은 또한 그림으로서 작용하며, 원하지 않는 운동을 수술 부위로 전달하지 않고 다이얼(60)을 회전시키는 외과의의 능력에 도움을 준다.
- [0034] 전술한 바와 같이, 절제된 조직 샘플들을 내측 캐플라(76)를 통하여 근위 방향으로 흡인하기 위해, 진공(부압(sub-atmospheric pressure))이 조직 수집기(58)에 인가된다. 조직 수집기 진공 호스 피팅(59)을 통한 내측 캐플라(76)로의 진공의 인가는 내측 캐플라(76) 및 상부 하우징(52)의 부품들 사이에 누설이 발생하는 경우 외측 캐플라(44)의 근위단(45)에서 진공을 생성하는 경향이 있을 수 있다. 외측 캐플라 근위단(45)에서의 진공의 발생으로 결국 외측 캐플라(44)의 원위단에서의 유체 및/또는 조직 샘플이 외측 캐플라 근위단(45)에서의 그 근위단으로부터 내측 캐플라 원위단(79)에서의 그 원위단으로 연장되는 내측 캐플라(76) 및 외측 캐플라(44) 사이의 환형 유격으로 유동할 수 있다. 이러한 유체 및/또는 조직은 환형 유격의 폐색을 일으킬 수 있고 성능의 저하를 초래하는 내측 캐플라(76) 및 외측 캐플라(44) 사이의 마찰을 증가시킬 수 있다. 따라서, 쉘(129)은 바람직하게는 내측 캐플라(76) 및 외측 캐플라(44) 사이의 환형 유격 내의 공기 인공 산물(artifact), 유체(물, 식염수, 혈액 등) 유동 및 조직 샘플 유동을 방지하도록 구비된다. 쉘(129)은 바람직하게는 내측 캐플라(76) 및 외측 캐플라(44) 사이의 환형 유격의 근위단에 인접하게, 즉, 외측 캐플라 근위단(45)에 인접한 근위에 배치된다. 도 20에 도시된 바와 같이, 쉘(129)은 바람직하게는 환형이고, 내측 캐플라(76)의 둘레를 따라 형성되며, 내측 캐플라(76)의 외면으로부터 내측 캐플라(76)의 길이의 일부분을 따라 종방향 뿐만 아니라 반경방향 외측 방향으로 연장된다.
- [0035] 도 20의 실시예에서, 회전 다이얼(60) 및 슬리브(87)는 쉘 하우징으로서 작용하며, 제1 환형 캐비티(61)에 바로 인접하고 원위에 배치된 환형 캐비티인 쉘 캐비티(131)를 포함한다. 쉘 캐비티(131)는 그 내부에 쉘(129)을 수

용하는 크기를 갖는다. 썰(129)은 고체, 가요성 및/또는 엘라스토머 오링과 같은 종래의 썰일 수 있다. 그러나, 썰(129)은 바람직하게는 비정질이고, 반 고체인 요변성(thixotropic) 재료를 포함한다. 캐비티(131)에 실질적으로 누설이 없는 것을 보장하기 위해, 썰(129)이 썰 캐비티(131)의 전체를 채우는 것이 더 바람직하다. 도 20의 예시적인 실시예에서, 썰 캐비티(131)는 외측 캐플라(44)의 외경에 비하여 큰 외경을 갖는다. 게다가, 환형 유격의 완전한 밀봉을 보다 잘 보장하기 위해, 썰 캐비티(131)의 환형 두께는 바람직하게는 외측 캐플라(44) 및 내측 캐플라(76) 사이의 환형 유격에 비하여 크다.

[0036]

하나의 예시적인 실시예에서, 썰(129)은 진공 상태를 견디도록 형성된 소위 "고진공 그리스"와 같은 그리스이다. 적합한 고 진공 그리스는 할로겐화된 중합체를 포함한다. 할로겐화된 중합체는 바람직하게는 고리 모양 에테르 또는 불포화 탄화수소 중합 전구체를 기반으로 한다. 하나의 예시적인 실시예에서, 퍼플루오로폴리에테르(perfluoropolyether(PFPE)) 그리스가 이용된다. 이러한 그리스의 예는 Solvay Solexis, Inc.에 의해 공급된 그리스의 FOMBLIN[®] 족(family)을 포함한다. 이러한 그리스의 다른 예는 DuPont에 의해 공급된 TEFLON[®] 그리스와 같은 폴리테트라플루오로에틸렌(polytetrafluoroethylene) 그리스("PTFE")를 포함한다. 하나의 적합한 고진공 그리스는 PTFE 증점제(thickener)를 갖는 PFPE 그리스인 FOMBLIN[®] Y VAC3 그리스이다. 반 고체 썰(129)은 바람직하게는 20° C에서 적어도 약 500 cSt, 보다 바람직하게는 적어도 약 800 cSt, 훨씬 더 바람직하게는 적어도 약 1200 cSt의 동점도(kinematic viscosity)를 갖는다. 반 고체 썰(129)은 바람직하게는 20° C에서 2500 cSt이하, 보다 바람직하게는 약 2000 cSt이하, 훨씬 더 바람직하게는 약 1700 cSt이하인 동점도를 갖는다.

[0037]

반 고체 썰(129)의 이용은 일부 이점들을 갖는다. 썰이 반 고체이기 때문에, 내측 캐플라의 왕복 운동으로부터 전달된 진동을 흡수하고 약화시키는 경향이 있으며, 이에 따라, 장치(40)의 전체 진동, 특히, 외측 캐플라(44)로 전달된 진동을 감소시킬 수 있다. 이러한 진동을 약화시키는 것은 섬세한 신경외과 수술을 방해할 수 있는 외측 캐플라(44)로의 원하지 않은 진동의 전달을 줄일 수 있기 때문에, 특히 유익하다. 게다가, 썰(129)은 고체 썰이 아니기 때문에, 왕복 운동하는 내측 캐플라(76)에 의해 마찰로 맞물림에 따라 가열 및 마모를 적게 겪게 된다. 특정 실시예들에서, 썰(129)의 일부분은 썰(129)의 마찰 가열 및 저하를 더 줄일 수 있는 내측 캐플라(76) 외면에서의 제로 슬립 속도 상태를 생성하면서 왕복 운동함에 따라 내측 캐플라(76)의 외면에 부착될 수 있다. 반 고체 썰(129)은 오링과 같은 종래의 고체 썰과 비교하여 내측 캐플라(76)의 왕복 운동에 마찰 저항을 적게 생성하므로, 요구되는 모터 전력의 소비를 또한 감소시키고, 보다 낮은 토크 및 보다 낮은 비용의 모터의 이용을 가능하게 할 수 있으며, 이는 결국 장치(40)를 일회용으로 만드는 것을 가능하게 한다.

[0038]

일 구성에서, 장치(40)는 진공원에 연결되며, 가변 흡인으로 구성되고, 즉, 가변 진공도를 내측 캐플라 루멘(78)에 공급하도록 구성된다. 도 21a에 도시된 바와 같이, 하나의 예시적인 구현예에서, 조직 절단 장치(40), 조직 수집기(58), 제어기(132), 진공 발생기(153), 진공 액추에이터(144), 제어 가능 밸브(146), 진공 라인(151) 및 유체 수집 캐니스터(192)를 포함하는 조직 절단 시스템이 구비된다. 전술한 바와 같이, 도 21a에서, 조직 수집기(58)는 핸드피스(42)로부터 원격으로 위치되며, 조직 절단 수술 중, 핸드피스(42)로부터 충분히 멀리 위치되어 무균 영역 내부에 있을 수 있거나 무균 영역의 외측에 위치될 수 있다. 도 21b에 가장 잘 나타나 있듯이, 조직 수집기(58)는 전반적으로 도 4 및 도 5에 도시된 조직 수집기(58)와 동일하다. 진공 라인(151a)은 조직 수집기(58)의 원위단을 조직 절단 장치 상부 하우징(52)의 근위단 상의 썰 홀더(94)의 근위 돌기부(95)에 연결시킨다. 하나의 장치에서, 진공 라인(151a)의 근위단은 조직 수집기 커플러(296)와 일체로 형성된 호스 피팅(59b)을 포함한다. 커플러(296)는 구조면에서 조직 수집기 커넥터(96)(도 4 및 도 5)와 유사하며, 조직 수집기(58)의 일부분을 수용하기 위한 중공형 내부를 갖는 원통형 구조이다. 도 21b에 가장 잘 나타나 있듯이, 조직 수집기(58)는 도 4 및 도 5에서 돌기들(102, 104)이 슬롯들(98, 100)과 맞물리는 동일한 방식으로 커플러(296) 내의 상호 보완 슬롯들(298, 200)과 맞물리는 돌기들(202, 204)을 포함한다. 조직 수집기(58)의 근위단에서, 호스 피팅(59a)은 진공 라인(151b)과 맞물리며, 결국 유체 수집 캐니스터(192)에 연결된다. 유체 수집 캐니스터(192)는 진공 라인(151c)을 통하여 진공 발생기(153)에 연결된다. 진공 발생기(153)는 압력 라인(147)을 통하여 제어 가능 밸브(146)에 연결된다.

[0039]

유체 수집 캐니스터(192)의 출구는 바람직하게는 실질적으로 액체가 없으며, 진공 라인(151c)을 통하여 진공 발생기(153)에 연결된다. 그러므로, 진공 발생기(153)는 조직 수집기(58) 및 내측 캐플라 루멘(78)과 유체 연통되며, 이에 따라, 내측 캐플라 원위단(79)으로부터 조직 수집기(58)로 절제된 조직 샘플들을 흡인하기 위해 내측 캐플라(76)의 근위단(77)에서 진공을 발생시킨다. 진공 발생기에 의해 발생된 진공도는 바람직하게는 사용자에게 의해 가변되고 선택적으로 제어 가능하다. 적어도 약 0 in. Hg.의 최대 진공도가 바람직하며, 적어도 약 1 in.

Hg.의 최대 진공도가 더 바람직하다. 적어도 약 5 in. Hg.의 최대 진공도가 보다 더 바람직하며, 적어도 약 10 in. Hg.의 최대 진공도가 훨씬 더 바람직하다. 적어도 약 20 in. Hg.의 최대 진공도가 보다 더 바람직하며, 적어도 약 29 in. Hg.의 진공도가 가장 바람직하다.

[0040] 제어 가능 밸브(146) 및 진공 발생기(153)는 조직 수집기(58) 및 내측 캐놀라 루멘(78)의 근위단으로 인가된 진공도를 연속적으로 조절하고 제어하기 위한 수단을 제공한다. 제어 가능 밸브(146)에는 가압 기체, 바람직하게는 공기 또는 질소와 같은 비활성 기체가 공급된다. 하나의 예시적인 실시예에서, 제어 가능 밸브(146)로 인가된 압력은 약 70psi이다.

[0041] 시스템은 다양한 부품들의 작동을 제어하거나 감시하기 위하여 신호를 수신하여 다양한 부품들로 신호를 제공하는 전기 제어기(132)를 더 포함한다. 제어기(132)는 모터(62)를 작동시키거나 정지시키기 위해 제어 신호를 모터 구동 제어 라인(142)을 통하여 장치(40)에 제공한다. 흡인 밸브 제어 라인(150)은, 제어기(132)로부터, 진공 발생기(153)로 압력을 제공하는 제어 가능 밸브(146)로 연장된다. 라인(150)을 통한 제어 가능 밸브(146)로의 신호는 조직 수집기(58)로 인가된 진공의 양을 제어하는 데에 이용된다.

[0042] 하나의 예시적인 구성에서, 제어기(132)는 시스템의 다양한 부품들로부터 전기 신호를 수신할 수 있다. 예를 들면, 폐쇄 루프 회로가 채용되는 경우, 흡인 제어 가능 밸브(146)와 연관된 압력 변환기(148)는, 제어기(132)의 라인(152)을 따라 신호를 송신하도록 구성될 수 있다. 신호는 제어 가능 밸브(146)를 통하여 진공 발생기(153)로 공급된 압력을 나타낸다. 그러므로, 변환기(148)는 즉각적 피드백을 제어기로 제공하여, 결국 흡인 제어 가능 밸브(146)로 신호를 제공할 수 있도록 구성될 수 있다. 그러나, 개방 루프 회로도 채용될 수 있음이 이해된다.

[0043] 사용자는 콘솔 노브(138)와 같은 패널 제어부 및/또는 풋 페달(144)과 같은 하나 이상의 누를 수 있는 제어기를 이용하여 시스템 작동 파라미터들을 조절할 수 있다. 일 실시예에서, 풋 페달(144)은 장치(40) 내의 모터(62)를 작동시켜, 외측 캐놀라(44) 내에서 내측 캐놀라(76)를 왕복 운동시키는 데에 이용될 수 있다. 다른 실시예에서, 풋 페달(144)은 진공 발생기(153)로부터 조직 수집기(58) 및 내측 캐놀라 루멘(78)으로 공급된 진공도를 제어하는 데에 이용될 수 있다. 또 다른 실시예에서, 풋 페달(144)은 모터(62)를 작동시키고 진공 발생기(153)로부터 조직 수집기(58)로 공급된 진공도를 제어하는 데에 이용될 수 있다. 하나의 장치에서, 풋 페달(144)은 풋 페달(144)이 제1 위치로부터 제2 위치로 눌러질 때 조직 수집기(58)로 인가된 진공도를 최소 레벨로부터 최대 레벨로 가변적으로 증가시키도록 구성된다. 이러한 장치에서, 제1 위치는 풋 페달(144)이 모두 눌러지지 않거나 단지 약간 눌러진 위치이고, 제2 위치는 풋 페달(144)이 완전히 눌러진 위치이다. 다른 실시예에서, 노브(138)는 진공 발생기(153)에 의해 인가된 미리 선택된 최대 진공도를 설정하는 데에 이용된다. 그러므로, 풋 페달(144)을 제1 완전 개방 위치로부터 제2 완전 폐쇄 위치로 누르는 것에 의해, 복수의(바람직하게는 연속적인) 진공도는 사용자가 노브(138)를 통하여 조절 가능한 최대 진공도로 조직 수집기(58)에 공급될 수 있다.

[0044] 하나의 예시적인 실시예에서, 풋 페달(144)은 가변 진공을 제공하고 및 모터(62)를 작동시키기 위한 두 개의 스위치들(미도시)을 포함한다. 다른 예시적인 실시예에서, 풋 페달(144)이 개방 또는 눌러지지 않은 위치로부터 부분적으로 눌러지면, 모터(62)가 작동된다. 실시예에 따르면, 풋 페달(144)의 연속적인 눌림이 진공 발생기(153)를 작동시킨다. 풋 페달(144)은 바람직하게는 완전히 개방된 위치 및 완전히 눌러진 위치 사이의 연속적인 이동을 제공하여, 결국, 내측 캐놀라 루멘(78)으로 공급되는 복수의, 그리고 바람직하게는 연속적인 진공도에 대응한다. 풋 페달(144)이 완전히 눌러지면, 내측 캐놀라 루멘(78)으로 공급된 진공도가 이전에 선택된 최대 진공도에 대응한다.

[0045] 특정 예시적인 예들에서, 사용자는 절제될 조직 주변의 조직 내에서 원하는 레벨의 "견인력(traction)"을 달성하기 위해 진공도를 조절할 수 있다. 본원에서 사용된, "견인력(traction)"이라는 용어는 절제될 목표 조직 주변의 조직에 견인력(pulling force)을 가하는 것을 의미한다. 경우에 따라, 견인력은 현미경 또는 내시경과 같은 확대 기구를 사용하여 외과의에게 보이게 할 수 있다. 진공도는 또한 외측 캐놀라 개구(49) 내로 끌어당겨진 절제되지 않은 조직의 양을 판단할 수 있고, 이에 따라 절제된 조직 토막들(112)(도 14)의 크기를 판단할 수 있다. 따라서, 미세한 깎기 수술이 필요할 때, 진공도는 감축술(debulking)(대규모 조직 제거)이 수행되는 경우에 비하여 상대적으로 낮은 레벨일 것이다. 물론, 미리 선택된 최대 진공도는 또한 외측 캐놀라 개구(49) 내로 끌어당겨진 조직의 최대 크기에 영향을 미칠 것이며, 이에 따라, 임의의 하나의 수술 중, 절제된 조직 샘플들의 최대 크기에 영향을 미칠 것이다. 또한, 진공도는 탄성, 섬유증 함량 및 조직의 경도/유연성을 기반으로 조절될 수 있다.

[0046] 콘솔(134)은 또한 표시등들(136)을 포함하며, 그 중 하나는 절단 작동을 표시하며, 그 중 하나는 흡인 작동을

표시한다. 콘솔(134)은 "흡인" 및 "커터(cutter)"에 대한 판독값(readout)을 갖는 아날로그 디스플레이(140)를 더 포함할 수 있다. "흡인" 판독값은 진공 발생기(153)로부터 조직 수집기(58)로 공급된 진공도를 나타낸다. "커터" 판독값은 내측 캐놀라(76)의 왕복 운동 속도를 나타낸다. 일 실시예에서, 내측 캐놀라(76)의 왕복 운동 속도를 판단하기 위해 속도 센서가 장치(40) 내에 장착되며, 센서는 제어기(132)로 입력된다.

[0047]

전술한 바와 같이, 절단 수술을 수행하는 데에 장치(40)가 이용될 때, 내측 캐놀라(76)는 외측 캐놀라 개구(49) 내에서 왕복 운동하여 외측 캐놀라 개구(49) 내에 수용된 조직을 절제한다. 절단 수술이 완료되면, 조직이 내측 캐놀라 원위단(79) 및 외측 캐놀라 절단 예지(51) 사이에서 갇히지 않는 것을 보장하기 위하여, 내측 캐놀라(76)가 외측 캐놀라 개구(49)의 근위 예지(53)의 근위인 위치에서 정지하도록 하는 것이 바람직할 수 있다. 그러나, 특정 사용 방법들에서, 조직 절단 장치(40)는 임의의 조직을 절단하지 않는 흡인봉(aspiration wand)으로서 이용될 수 있다. 이러한 실시예들에서는, 외측 캐놀라 개구(49) 내에서의 내측 캐놀라 원위단(79)의 정지 위치는 외측 캐놀라(44)의 개방 면적을 판단하며, 이에 따라, 외측 캐놀라 개구(49)에 바로 인접하게 적용될 수 있는 흡인 레벨을 판단한다. 그러므로, 일부 바람직한 실시예들에서, 사용자가 내측 캐놀라 정지 위치를 조절할 수 있다. 조직 절단 장치(40)는 혈액, 식염수, 뇌척수액 및 젖산 링거 수액을 포함하지만 여기에 한정되지 않는 신경외과 수술과 연관된 다양한 유체를 흡인하는 데에 이용될 수 있다. 특정 예들에서, 내측 캐놀라 정지 위치는 원하는 정도의 흡인을 제공하도록 조절되고, 외측 캐놀라(44)는 목표 조직에 근접하게 위치되며, 목표 조직을 조작하여 이를 외측 캐놀라 개구(49) 내로 끌어당기기 위해 진공이 인가된다. 외측 캐놀라(44)는 그런 다음 원하는 위치 또는 배향으로 이동되며, 이에 따라, 목표 조직을 원하는 위치 또는 배향으로 이동시킨다. 목표 조직이 만족스럽게 조작되면, 절단 수술이 개시된다. 장치(40)를 이러한 방식으로 이용하는 것에 의해, 목표 조직들이 조직 절단 수술이 바람직하지 않은 영역들로부터 멀리 끌어당겨질 수 있고, 절단이 그러한 영역들로부터 원격으로 수행될 수 있다.

[0048]

하나의 예시적인 시스템에서, 모터(62)가 정지했을 때 내측 캐놀라(76)의 정지 위치를 제어하는 내측 캐놀라 위치 제어가 마련된다. 도 24를 참조하면, 캠 회전 위치 표시기들(176a, 176b)이 캠(64)의 근위단에 장착된다. 예시적인 실시예에서, 캠 회전 위치 표시기들(176a, 176b)은 반대극들을 갖는 자석들이다. 위치 센서(174)가 캠 하우징(69)의 내면에 장착되며, 위치 센서(174)에 대한 표시기들(176a, 176b)의 회전 위치를 나타내는 신호를 생성한다. 전술한 바와 같이, 캠(64)의 회전은 외측 캐놀라(44) 내의 내측 캐놀라(76)의 위치에 직접적인 연관성이 있다. 그러므로, 내측 캐놀라(76)의 위치를 간접적으로 판단하기 위해 캠(64)의 회전이 감지될 수 있다. 따라서, 표시기들(176a, 176b) 및 센서(174)는 외측 캐놀라 개구(49)(도 10 내지 도 12)의 근위 예지(53)에 대한 내측 캐놀라(76)의 위치를 판단하는 데에 이용될 수 있다.

[0049]

도 22를 참조하면, 조직 절단 장치(40)의 작동을 제어하는 시스템의 실시예가 제공된다. 시스템은 (도시된 실시예에서) 마이크로프로세서 기반 시스템으로서 구성되는 주 제어 유닛(158)("MCU")을 포함한다. 하나의 구현예에서, MCU(158)는 제어기(132)(도 21a) 내에 통합되며, 조직 절단 장치(40)의 다양한 작동을 제어하기 위해 작동될 수 있다. 풋 스위치(144)는 동일한 수 K의 신호 경로들(156)을 통하여 MCU(158)의 다수의 입력들에 전기적으로 연결되며, K는 임의의 정수일 수 있다. 노브(138)와 같은 패널 제어부들은 동일한 수 J의 신호 경로들(145)을 통하여 MCU(158)의 다수의 입력들에 전기적으로 연결되며, J는 임의의 정수일 수 있다.

[0050]

디스플레이 유닛(140)은 동일한 수 Q의 신호 경로들(141)을 통하여 MCU(158)의 다수의 출력들로 전기적으로 연결되며, Q는 임의의 정수일 수 있다. 도 21a에 도시된 하나의 예시적인 구현예에서, 디스플레이 유닛(140)은 콘솔(134) 상에 구비된다.

[0051]

전술한 바와 같이, 조직 절단 장치(40)는 내측 캐놀라 구동 조립체(63)에 의해 내측 캐놀라(76)에 결합된 모터(62)를 포함한다. 모터(62)는 M개의 신호 경로들(161)을 통하여 모터 제어 유닛(160)에 전기적으로 연결되며, M은 임의의 정수일 수 있다. 모터 제어 유닛(160)은 결국 동일한 수 N의 신호 경로들(161)을 통하여 MCU(158)의 다수의 출력들에 연결된다. 캠 회전 위치 센서(174)는 신호 경로(162)를 통하여 MCU(158)의 모터 샤프트 위치 피드백 입력(SPF)에 전기적으로 연결되며, 이하에서 보다 충분히 설명되는 바와 같이, 모터 정지 식별 신호를 제공한다. 신호 경로(162)에서의 센서(174)에 의해 제공된 모터 샤프트 정지 식별 신호는 바람직하게는 모터 정지 식별 신호를 MCU(158)에 제공하며, 기어 시스템용 모터 속도와 비례하거나 직접 구동 시스템용 모터 속도와 동일한 커터 속도 신호를 선택적으로 제공할 수 있다.

[0052]

조직 절단 장치(40)는 또한 도관(163)(도 22에 도시되지 않음)을 통하여 진공 유닛(168)(예를 들면, 도 21a의 제어 가능 밸브(146) 및 진공 발생기(153)의 조합)에 기계적으로 연결되며, 이에 의해, 진공 유닛(168)은 내측 캐놀라 루멘(78) 내에 수용된 조직을 흡인하기 위한 장치(40)로 제어 가능한 진공도를 제공한다. 진공 유닛

(168)은 P개의 신호 경로들(169)을 통하여 진공 제어 유닛(166)에 전기적으로 연결되며, P는 임의의 정수일 수 있다. 진공 제어 유닛(166)은 결국 동일한 수 L의 신호 경로들(167)을 통하여 MCU(158)의 다수의 출력들에 연결되며, L은 임의의 정수일 수 있다. 온도 보상 교체 상태 압력 센서일 수 있는 진공 센서(164)가 도관(151) 내에 위치될 수 있고, 신호 경로(165)를 통하여 MCU(158)의 진공 피드백(VF) 입력에 전기적으로 연결될 수 있다. 대안적으로, 진공 센서(164)는 핸드피스(42) 내부 또는 진공 유닛(168) 자체 내부에 배치될 수 있다.

[0053]

작동 시, MCU(158)는 바람직하게는 제어 패널(138), 풋 페달(144) 또는 균등한 제어 기구와 연관된 대응하는 제어 기구에 의해 제공된 진공 명령 신호에 응답하여, 신호 경로들(167)을 따라 하나 이상의 대응하는 진공 제어 신호를 진공 제어 유닛(166)에 제공한다. 진공 제어 유닛(166)은 결국 하나 이상의 진공 제어 신호에 응답하여 진공 유닛(168)을 작동시킴으로써, 조직 절단 장치(40)에 원하는 진공도를 제공한다. 조직 절단 장치(40)로 제공된 실제 진공도는 대응하는 진공 피드백 신호를 MCU(158)의 진공 피드백 입력(VF)으로 제공하는 진공 센서(164)에 의해 감지된다. 그런 다음 MCU(158)는 진공 피드백 신호를 진공 명령 신호와 비교하고, 이에 대응하여 조직 절단 장치(40) 내에 원하는 진공도를 달성하기 위해 하나 이상의 진공 제어 신호를 조절하도록 작동될 수 있다. 이러한 폐쇄 루프 피드백 기법은 제어 시스템 기술에서 잘 알려져 있다.

[0054]

하나의 대안적인 실시예에서, MCU(158)는 모터(62) 및 진공 유닛(168)의 작동을 제어하기 위한 입력 및 출력을 제어하는 개별적인 마이크로프로세서로 교체될 수 있다. 이 대안적인 실시예에서, 모터 제어 및 진공 제어 마이크로프로세서는 애리조나 쉐들러의 Microchip, Inc.에 의해 제공된 PIC16CXX 시리즈 마이크로제어기일 수 있다. 모터 제어 마이크로제어기는 풋 스위치(144) 및 패널 제어부들(138)뿐만 아니라 모터 구동기(172)(도 23) 및 위치 센서(174)로부터 입력 신호를 수신할 수 있다. 마찬가지로, 진공 마이크로제어기는 진공 센서(164), 풋 스위치(144) 및 패널 제어부들(138)로부터 입력 신호들을 수신할 수 있다. 각 마이크로제어기는 그 자체 출력을 그 종동 부품으로 제공할 수 있고, 그 작동 상태를 나타내는 LED 디스플레이와 같은 그 자체의 디스플레이를 가질 수 있다. 게다가, 두 개의 유닛들은 절단 및 흡인 기능들의 적절한 타이밍에 의한 깨끗한 절단을 보장하기 위해서 연통될 수 있다.

[0055]

이에 도 23를 참조하면, 모터 제어 유닛(160)의 하나의 예시적인 실시예가 보다 상세하게 도시된다. 일 실시예에서 모터 제어 유닛(160)은 MCU 출력들(161₁) 중 하나에 연결된 모터 속도 입력을 갖는 펄스 폭 변조(PWM) 발생기 회로(170)를 포함한다. 모터 속도 제어기가 제공되면, 출력(161₁)은 스로틀, 풋 페달 또는 기타 액추에이터의 위치를 기반으로 원하는 모터 속도를 나타내는 가변 전압 신호를 제공할 수 있다. 특정 실시예들에서, 추가적인 입력은 MCU 출력들(161₂) 중 다른 하나에 연결된다. 후술하는 바와 같이, 이 출력(161₂)에서의 신호는 모터 감속 신호일 수 있다. 대안적으로, 출력(161₂)은 전류 피드백 모터 제어기와 연결되어 사용되는 제동 신호를 구성할 수 있다. 추가적인 대안예로서, 감속 명령이 별도의 신호(161₂)를 통하는 대신에 모터 속도 명령 자체를 통하여 통신될 수 있다. 이 경우, 출력(161₂)이 요구되지 않을 수 있다.

[0056]

도시된 실시예에서, PWM은 모터 제어 유닛(160) 내에 배치된다. 대안적으로, PWM은 MCU(158) 내로 일체화될 수 있거나, 상술한 별도의 모터 제어 마이크로프로세서 내로 일체화될 수 있다. 모터 속도 제어를 포함하는 실시예들에서, 모터 속도 입력은 모터(62)의 원하는 작동 속도를 나타내는 MCU(158)로부터의 모터 속도 신호를 수신한다. 감속 입력은 모터(62)와 연관된 모터 센서에 의해 제공된 실제 모터 속도 신호를 기반으로 MCU(158)로부터 속도 조절 신호를 수신할 수 있다.

[0057]

모터 구동기 회로(172)는 신호 경로(173)를 통하여 PWM 발생기 회로(170)에 전기적으로 연결되며, 그로부터 원하는 모터 속도를 나타내는 펄스 폭 변조 신호인 PWM 구동 신호를 수신한다. 모터 구동기 회로(172)는 신호 경로(175)를 통하여 모터(62)에 모터 구동 신호(MD)를 제공한다. 개시된 실시예는 PWM 발생기 회로(170)를 사용하는 모터의 디지털 제어를 고려하고 있지만, 대안적인 실시예들은, 특히, 보다 느린 절단 속도가 고려되는 폐쇄 루프 피드백 아날로그 회로들을 활용할 수 있다.

[0058]

모터 구동 신호는 MCU 출력들(161₁) 중 또 다른 하나에 연결된 모터 정지 입력을 포함한다. 본 발명의 양태에 따르면, 이하에서 보다 충분히 설명되는 바와 같이, 내측 캐놀라(76)를 원하는 위치에 정지시키기 위해, MCU(158)는 풋 스위치(144) 또는 패널 제어부(138)에 의해 제공된 모터 작동 정지 명령을 기반으로, 그리고 또한 센서(174)에 의해 제공된 모터 정지 식별 신호를 기반으로, 신호 경로(161₃) 상에 모터 정지 신호를 제공한다. 특정 실시예들에서, 모터가 소정의 위치에 정지하도록 모터에 명령하는 데에 모터 정지 신호만이 활용된다. 이러한 특정 실시예들에서, 경로(161₂) 상의 모터 감속 신호가 제거될 수 있거나, 경로(161₂) 상의 입력이 모터

제어 회로로의 다른 제어 신호들을 위해 이용될 수 있다.

[0059]

전술한 바와 같이, 조직 절단 장치(40)가 작동 정지될 때, 내측 캐놀라(76)는 정지하여 외측 캐놀라 개구(49) 내에 부분적으로 배치될 수 있다. 도 25 내지 도 27을 참조하면, 내측 캐놀라(76)의 세 개의 상이한 정지 위치들이 도시된다. 보기 편하도록, 유체 공급 슬리브(302)가 도시되지 않는다. 도 27은 내측 캐놀라(76)가 조직(T)의 일부분이 외측 캐놀라 개구(49) 및 내측 캐놀라 원위단(79) 사이에 갇히는 위치에서 정지될 수 있음을 도시한다. 외측 캐놀라(44)를 수술 부위로부터 인출하는 노력은 이에 따라 주변 조직 베이스(T)로부터 조직부(T')의 찢어짐을 초래할 수 있다. 외과вра가 직면하는 이러한 갇힘은 통상적으로 주변 조직 베이스(T)로부터 조직부를 떼어내기 위해 조직 절단 장치(40)를 재작동시키는 것을 필요로 할 수 있다. 이러한 조직 갇힘이 발생하는 것을 방지하기 위해, 모터(62)의 작동 정지는 내측 캐놀라(76)가 왕복 운동을 정지할 때 내측 캐놀라 원위단(79)이 외측 캐놀라 개구(49)로부터 원격으로 위치되는 방식으로 제어된다. 그러나, 특정 사용 방법들에서, 장치(40)는 흡인봉으로서 이용된다. 그러한 방법들에서, 외측 캐놀라 개구(49)에 근접한 해부학적 구조의 영역으로 공급되는 흡인 레벨을 조절하기 위해, 내측 캐놀라 원위단(79)의 정지 위치가 외측 캐놀라 개구(49) 내의 상이한 위치들로 조절될 수 있다. 예를 들면, 외측 캐놀라 개구(49)의 퍼센트 개방 면적을 개구(49)의 총 면적의 25%, 50% 또는 75%로 제한하는 정지 위치들이 선택될 수 있다.

[0060]

도 23 및 도 24를 다시 참조하여, 모터(62)의 제어된 작동 정지가 이제 상세하게 설명된다. 조직 절단 장치(40)를 작동 정지시키는 것이 요구될 때, 풋 스위치(144) 또는 패널 제어부(138) 등을 통하여 모터 정지 명령이 제공된다. 일 실시예에서, MCU(158)는 모터 정지 명령에 응답하여 모터(62)의 작동을 나타내는 신호 경로(161₂)를 통하여 PWM 발생기로 감속 신호를 제공한다. 바람직하게는, 감속 신호는 모터 속도 역치 레벨 미만의 모터 속도로 모터(62)를 구동시키도록 작동 가능한 미리 정의된 신호 레벨에 대응한다. 모터(62)는 브러시 DC 모터이므로, 상술한 바와 같이, 회전 저항 또는 그와 연관된 저항성 토크를 갖는다. 또한, 경우에 따라, 내측 캐놀라(76) 및 외측 캐놀라(44) 사이의 마찰은 회전 저항을 증가시킨다. 이러한 조합된 회전 저항으로 인하여, 모터(62)를 모터 속도 역치 미만으로 구동시키는 동안 신호 경로(142) 상의 모터 구동 신호가 불가능하다면 모터(62)의 작동은 매우 신속하거나 거의 즉시 중단할 것이다. 이에 따라, 장치(40)가 조직을 절단하는 데에 이용될 때, 센서(174)와 위치 표시기들(176a 또는 176b)의 정렬은 바람직하게는 내측 캐놀라 원위단(79) 및 외측 캐놀라 개구(49) 사이에서 조직이 갇힐 위험이 없는 조직 절단 장치(40)의 위치에 대응하며, 센서(174)는 표시기(176a 또는 176b)와 정렬될 때 모터 정지 식별 신호를 생성하도록 작동될 수 있다.

[0061]

일 실시예에서, 신호 경로(161₂) 상의 감속 신호를 생성한 이후 표시기(176a 또는 176b)의 하나의 통로 뒤에서 센서(174)에 의해 그와 위치 표시기들(176a 또는 176b)의 정렬을 검출하면, MCU(158)는 신호 경로(161₃) 상의 모터 정지 신호를 생성하도록 작동될 수 있다. 감속 신호를 발생시킨 후 센서(174)에 의한 표시기(176a 또는 176b)의 하나의 통로를 허용하는 것은, 감속 명령이 발생되었을 때의 센서(174)에 대한 표시기(176a 또는 176b)의 위치에 관계 없이, 이후에 모터 정지 명령을 발생시킬 때 모터(62)의 회전 속도가 모터 속도 역치이거나 그 미만인 것을 보장한다. 감속 신호를 생성한 이후 센서(174)에 의한 표시기(176a 또는 176b)의 하나의 통로 뒤에서, MCU(158)는 그와 표시기(176a 또는 176b)의 정렬을 나타내는 센서(174)에 의해 제공된 신호에 응답하여 신호 경로(161₃) 상에 모터 정지 신호를 생성한다. 모터 구동기(172)는 모터 정지 신호에 응답하여 신호 경로(175) 상에 모터 불능 신호를 생성한다. 고유의 회전 저항으로 인하여, 모터(62)는 모터 불능 신호에 응답하여 센서(174), 및 이에 따라 내측 캐놀라 원위단(79) 및 외측 캐놀라 개구(44) 사이에 조직이 갇히지 않도록 위치된 내측 캐놀라(76)와 실질적으로 정렬되는 표시기(176a 또는 176b)로 그의 작동을 즉시 중단시킨다.

[0062]

상술한 바와 같이, 하나의 예시적인 실시예에서, 내측 캐놀라 정지 위치는 예를 들면 콘술(134) 상의 패널 제어부(138)를 조절하는 것에 의하여 사용자에게 의해 조절 가능하다. 실시예에 따르면, 캠(64)의 정지된 회전 위치 및 이에 따른 내측 캐놀라 원위단(79)은 대신에 표시기(176a/176b) 및 센서(174) 사이의 소정의 특이 거리(differential distance)로 정렬될 수 있음이 고려된다. 내측 캐놀라(76) 및 모터(62)의 계동 특성이 확인될 수 있고, 이러한 소정의 특이 거리가 이에 따라 교정될 수 있도록 정지 거리가 판단될 수 있다. 그러나, 바람직한 실시예에서, 내측 캐놀라(76)가 정지할 때, 도 26에 도시된 바와 같이, 원위단(79)은 소정의 거리만큼 외측 캐놀라 개구(44)의 근위에 위치된다.

[0063]

조직 절단 수술을 수행하는 장치(40)를 이용하는 방법이 신경 목표 조직의 절단을 포함하는 신경외과 수술의 맥락에서 이제 설명된다. 일 예에서, 목표 조직은 뇌 조직이며, 다른 예에서, 목표 조직은 척추 조직, 예를 들면, 추간관 조직이다. 특정 예시적인 방법들에서, 절단되는 조직 표본은 종양 또는 병변이다.

- [0064] 방법에 따르면, 먼저 절단 수술이 감축술 수술, 미세한 깎기 수술 또는 감축술 및 미세한 깎기 수술 사이 정도의 절단 수술인지 여부가 판단된다. 그런 다음 외과적 접근 경로가 관심 조직 샘플로 생성된다. 일 실시예에서, 목표 조직이 대기로 개방되는(예를 들면, 완전 개방 개두술(craniotomy)) "개방(open)" 수술을 이용하여 외과적 경로가 생성되고/생성되거나 목표 조직에 접근한다. 다른 실시예에서, 목표 조직이 대기로부터 밀봉되는 "폐쇄(closed)" 수술을 이용하여, 외과적 경로가 생성되고/생성되거나 목표 조직에 접근한다.
- [0065] 이 지점에서, 전술한 타입의 내측 캐놀라 정지 위치 제어를 이용하는 것으로 인해 내측 캐놀라(76)의 원위단(79)이 외측 캐놀라 개구(49)의 근위에 위치된다. 그러면 패널 제어부들(138)을 이용하여 장치(40)로 인가될 최대 진공도가 설정된다. 일반적으로, 보다 높은 진공도는 조직의 상대적으로 큰 부분을 외측 캐놀라 개구(49) 내로 끌어당기는 경향이 있으므로, 보다 높은 진공도는 미세한 깎기 수술 보다는 감축술 수술에 이용될 것이다. 일 실시예에서, 패널 제어부(138)는 원하는 최대 진공도를 설정하도록 회전되는 콘솔(134) 상의 노브이다.
- [0066] 하나의 장치에서, 장치(40)는 조직 절단 수술 중 한 손으로 파지되도록 구성된다. 그러므로, 외과의는 한 손의 손가락들 내에서 핸드피스(42)를 붙잡아 외측 캐놀라(44)를 목표 조직에 근접한 위치로 삽입할 것이다. 목표 조직에 대한 손 및 외과의의 배향에 따라, 그 다음 외과의는 외측 캐놀라(44)를 그 자체의 종축을 중심으로 회전시키기 위해 다이얼(60)을 회전시킬 수 있고, 외측 캐놀라 개구(49)를 목표 조직에 바로 인접하게 배향시킬 수 있다. 다이얼(60)을 이용한 외측 캐놀라(44)의 회전은 고정된 회전 관계 또는 각도 관계가 내측 캐놀라(76) 및 외측 캐놀라(44) 사이에서 유지되도록 내측 캐놀라(76)를 회전시킨다. 개구가 원하는 배향이면, 예를 들면, 페달(144)을 그 완전히 눌러지지 않은(개방) 위치로부터 제2의 부분적으로 눌러진 위치로 누르는 것을 개시하여 모터 제어 유닛(160)이 신호 경로(142) 상의 모터(62)로 신호를 송신하게 하는 것에 의하여 모터(62)가 작동된다. 모터(62)는 패널 제어부(138)에 의하여 작동될 수도 있다. 모터(62)의 회전은 캠(64)을 회전시켜, 캠 중동절(68) 및 캠 트랜스퍼(72)의 왕복 운동을 일으킨다. 캠 트랜스퍼(72)의 왕복 운동은 캐놀라 트랜스퍼(74)를 왕복 운동시켜, 이에 따라, 외측 캐놀라 루멘(110) 내에서 내측 캐놀라(76)를 왕복 운동시킨다.
- [0067] 모터(62)가 작동되면, 진공이 내측 캐놀라 루멘(78)으로 공급된다. 일 실시예에서, 페달(144)이 (모터(62)가 작동되는 위치를 넘어) 더 눌러짐에 따라, 진공 발생기(153)가 작동된다. 그러면 외과의는 외측 캐놀라 개구(49)에 대한 목표 조직의 이동 가시화를 통해 원하는 진공도를 얻도록 풋 페달(144)의 눌러짐 정도를 조절한다. 특정 실시예들에서, 외과의는 목표 조직의 주변 조직에서 원하는 양의 견인력을 얻기 위해 진공도를 제어한다. 외과의가 이전에 설정된 최대 진공도를 인가하고자 한다면, 외과의는 페달(144)을 그 완전히 눌러진 위치로 누른다.
- [0068] 원하는 경우, 외과의는 만족스러운 방식으로 목표 조직을 조작하기 위해 수 차례 페달(144)을 누르고 부분적으로 해제시킬 수 있다. 미리 선택된 최대 레벨 미만의 연속적인 레벨들을 따라 내측 캐놀라 진공도를 조절하기 위해 조작될 수 있는 진공 발생기(153)의 설정점을 조절하기 위하여 진공 제어기(166)가 조작된다. 일 실시예에서, 풋 페달(144)의 눌러짐 정도는 신호 경로(167) 상의 진공 제어 유닛(166)으로 공급된 진공 설정점을 좌우하며, 이에 따라, 진공 유닛(168)에 의해 제공되는 진공의 양을 좌우한다. 진공 센서(164)는 조직 수집기(58)로 공급된 진공을 측정하여, 신호 경로(165) 상의 주 제어 유닛(158)으로 신호를 다시 보낸다. 그러면 측정된 진공은 풋 페달(144)을 통하여 진공 제어 유닛(166)으로 인가된 설정점과 비교되며, 그런 다음 진공 발생기(153)로 전송된 신호는 측정된 진공값을 설정점을 향하여 이동시키도록 조절된다. 미리 설정된 최대 레벨과 동일한 진공도를 얻기 위해, 페달(144)이 완전히 눌러진다. 적어도 약 0 in. Hg.의 최대 진공도가 바람직하며, 적어도 약 1 in. Hg.의 최대 진공도가 더 바람직하다. 적어도 약 5 in. Hg.의 최대 진공도가 보다 더 바람직하며, 적어도 약 10 in. Hg.의 최대 진공도가 훨씬 더 바람직하다. 적어도 약 20 in. Hg.의 최대 진공도 보다 더 바람직하며, 적어도 약 29 in. Hg.의 진공도가 가장 바람직하다.
- [0069] 외측 캐놀라 개구(49) 내로 끌어당겨진 조직의 저항으로 인하여, 내측 캐놀라(76)가 원위 방향으로 이동함에 따라, 절단부(83)가 힌지(80)를 중심으로 외측 캐놀라 개구(49)를 향하여 피벗된다. 내측 캐놀라 절단부(83)가 원위 방향으로 이동함에 따라 계속하여 피벗되며, 결국 외측 캐놀라 개구(49) 내에서 조직을 압착하여 절제한다. 절제된 조직은 내측 캐놀라 루멘(78) 내에서 조직 토막들(112)(도 14)의 연속체를 형성한다. 조직 수집기(58)로 인가된 진공으로 인하여, 토막들(112)이 내측 캐놀라 루멘(78)을 통하여 근위 방향으로 흡인된다. 토막들은 결국 내측 캐놀라 근위단(77)에서 내측 캐놀라 루멘(78)을 빠져 나와 조직 수집기(58)(또는 수집기(58)가 구비되지 않는다면 유체 수집 캐니스터(192))로 진입한다. 흡인되는 임의의 유체는 조직 수집기(58)를 빠져 나와 유체 수집 캐니스터(192) 내에 갇힌다. 외과의는 바람직하게는 적어도 분당 약 1,000절단의 절단 속도로 조직을 절제한다. 적어도 분당 1,200절단의 절단 속도가 더 바람직하며, 적어도 분당 약 1,500절단의 절단 속도가 훨씬 더 바람직하다. 분당 약 2,500절단 미만의 절단 속도가 바람직하다. 약 2,000미만의 절단 속도가 더 바람직하며,

분당 약 1,800절단 미만의 절단 속도가 훨씬 더 바람직하다.

[0070] 외과의는 원하는 정도의 절단이 완료될 때까지 목표 조직 주위에서 장치(40)를 이동시킬 수 있다. 그러면, 예를 들면, 페달이 그의 완전히 눌러지지 않은(개방) 위치로 복귀하도록 페달(144)을 완전히 해제하는 것에 의해, 모터(62)가 작동 정지된다. 내측 캐놀라 정지 위치 제어가 제공된다면, 도 26에 도시된 바와 같이, 내측 캐놀라(76)는 바람직하게는 외측 캐놀라 개구(49)의 근위에서 정지한다. 그런 다음 외측 캐놀라(44)가 수술 부위로부터 제거된다. 그런 다음 조직 수집기(58)가 핸드피스(42)의 상부 하우징(52)으로부터 제거되고, 수집된 조직 샘플들은 버려지거나 후속하는 분석을 위해 저장된다. 캐니스터(192) 내에 수집된 유체는 바람직하게는 버려진다. 도 21a의 원격 조직 수집기가 이용된다면, 외측 캐놀라(44)를 수술 부위로부터 제거하지 않거나 또는 그렇지 않으면 주변 조직을 방해하지 않고, 조직 샘플들이 원격 조직 수집기로부터 제거될 수 있다.

[0071] 전술한 바와 같이, 조직 절단 장치(40)는 외측 캐놀라(44) 주위에 선택적으로 배치될 수 있는 전달 슬리브(302)를 포함한다(즉, 사용자는 전달 슬리브(302)를 설치하거나 외측 캐놀라(44)로부터 제거할 수 있다). 도 28 내지 도 31에 가장 잘 나타나 있듯이, 전달 슬리브(302)는 유체 또는 장치가 통과할 수 있는 외측 캐놀라 채널(314) 및 적어도 하나의 전달 채널을 포함하는 세장형 채널부(304)를 포함한다. 도시된 실시예에서, 적어도 하나의 전달 채널은 유체 또는 장치 전달 채널(312)이다. 전달 슬리브(302)가 미설치 상태(예를 들면, 도 28)에 있을 때, 전달 채널(312)은 격벽, 막(membrane) 등에 의해 세장형 채널부(304)의 길이의 전체 또는 일부분을 따라 외측 캐놀라 채널(314)로부터 분리될 수 있다. 그러나, 도 30의 예에서, 전달 슬리브(302)가 미설치 상태에 있을 때, 외측 캐놀라 채널(314)는 세장형 채널부(304)의 전체 길이를 따라 유체 공급 채널(312)과 유체 연통된다. 도 30에 가장 잘 나타나 있듯이, 전달 슬리브(302)가 설치 상태에 있을 때, 외측 캐놀라(44)는 외측 캐놀라 채널(314)을 차지하여 외측 캐놀라 채널(314)을 전달 채널(312)로부터 효과적으로 분리시킨다.

[0072] 도 1를 참조하면, 허브(306)는 바람직하게는 가요성 플라스틱 배관의 길이인 유체 공급 라인(308)에 연결된다. 유체 공급 라인(308)은 그 근위단에서 유체원 커넥터(310)를 포함한다. 유체원 커넥터(310)는 유체 유동을 제공하는 데에 적합한 임의의 알려진 타입의 커넥터일 수 있다. 도 1의 실시예에서, 유체원 커넥터(310)는 수형(male) 루어(luer) 피팅이다.

[0073] 허브(306)는 다양한 방식으로 세장형 채널부(304)에 연결될 수 있다. 일 예가 도 29에 도시된다. 도면에 도시된 바와 같이, 세장형 채널부(304)의 근위단(317)은 허브(306)의 내부에 연결되고 배치된다. 허브(306)는 바람직하게는 세장형 채널부(304)의 근위단(317)이 상호 맞닿는 상호 보완 채널(별도로 도시되지 않음)을 포함한다. 세장형 채널부(304) 및 허브(306) 사이의 연결은 접착제 및 기계적 체결구(fastener)를 포함하는 다양한 방식으로 이루어질 수 있다. 또한, 세장형 채널부(304)는, 예를 들면 세장형 채널부(304) 및 허브(306)를 단일 피스로 일체로 형성하는 것에 의해, 허브(306)와 일체로 형성될 수 있다. 도 29의 실시예에서, 세장형 채널부(304) 및 허브(306)는 별개로 형성된 다음 접착제로 연결된다.

[0074] 하나의 예시적인 구성에서, 허브(306)는 전반적으로 원통형 형상이다. 허브(306)는 또한 근위 개구(322) 및 원위 개구(323)를 포함한다. 외측 캐놀라(344)가 근위단 개구(322) 및 원위단 개구(323)를 통과하여 슬라이드 가능하게 돌출한다. 그러나, 원위 허브단 개구(323)에서는, 외측 캐놀라(44)는 전달 슬리브(302)의 세장형 채널부(304)를 통과하여 돌출한다. 도 1에 도시된 바와 같이, 하나의 예시적인 구성에서, 외측 캐놀라(44)의 원위단(47)은, 전달 슬리브(302)가 외측 캐놀라(44) 상의 설치 상태에 있을 때, 세장형 채널부(304)의 원위단(320)을 통과하여 그로부터 돌출한다. 내부 채널(별도로 도시되지 않음)이 외측 캐놀라(44)를 유지하기 위해 허브(306)의 내부에 형성된다. 허브(306)는 또한, 전달 슬리브(302)를 외측 캐놀라(44)의 길이를 따라 채워치시키거나, 전달 슬리브의 원위단이 사용자가 원하는 만큼 정렬될 수 있도록 슬리브를 회전 배향시키기 위하여, 전달 슬리브(302)가 외측 캐놀라(44)를 따라 슬라이드 되고 있을 때, 예를 들면 사용자가 허브를 파지하는 능력을 강화시키는 외면 특징부들을 포함할 수 있다. 일 예에서, 복수의 종방향으로 배향된 홈들이 허브(306)의 둘레 주위에서 서로 이격되어, 파지를 용이하게 하도록 구비된다. 다른 예에서, 복수의 돌출 축방향 배향 릿지들이 구비되며, 허브(306)의 둘레 주위에서 이격된다.

[0075] 유체 공급 포트(316)가 허브(306)의 길이를 따라 구비되며, 유체 공급 라인(308)에 연결된다. 유체 공급 포트(316)는 허브(306) 내의 개구를 포함할 수 있고, 또한 그 내부에서 유체 공급 라인(308)을 고정시키기 위한 돌출 커넥터 또는 플랜지를 포함할 수 있다. 내부 전달 채널(318)이 허브(306) 내에 구비되며, 전달 채널(312) 내의 개방 근위단(319)을 통하여 공급 포트(316) 및 전달 채널(312)과 유체 연통된다. 세장형 채널부(304)는 통상적으로 절제되는 목표 조직에서의 또는 절제되는 목표 조직에 근접한 수술 부위로 제공될 수 있는 유체가 통과하는 전달 채널(312)내의 원위단 개구(313)를 포함한다.

- [0076] 세장형 채널부(304)는 바람직하게는 경질 또는 반 경질이며, 산화에틸렌 멸균, 스테라드(Sterrad), 고압 증기 멸균(autoclaving) 및 감마선 조사 멸균과 같은 멸균 기법들을 이용하는 데에 적합한 재료로 이루어진다. 이 재료는 수지 및 금속을 포함한다. 적합한 중합체 재료의 한 가지 타입은 열 수축 배관이다. 세장형 채널부(304)를 형성하기 위한 추가적인 적합한 등급의 중합체는 DuPont에 의해 공급되는 Kapton[®] 폴리이미드 및 DuPont에 의해 공급되는 Nomex 폴리아미드와 같은 감마 호환성(gamma-compatible) 폴리이미드 및 폴리아미드를 포함한다. 폴리에스테르 및 폴리에틸렌 열 수축 배관도 적합한 등급의 중합체 재료이다. 하나의 예시적인 등급의 열 수축 배관은 Advanced Polymers, Inc.에 의해 공급되는 폴리에틸렌 테레프탈레이트(PET) 열 수축 배관이다. 허브(306)를 형성하는 데에 적합한 재료는 스테인리스 스틸, 알루미늄 및 실리콘 중합체 및 천연 또는 합성 고무와 같은 중합체 재료를 포함한다.
- [0077] 도 30에 도시된 바와 같이, 외측 캐플라 채널(314)은 부분적으로 원통형이며, 부분적으로 원형 단면을 정의한다. 전달 채널(312)도 부분적으로 원통형일 수 있다. 그러나, 도 30의 예에서, 전달 채널(312)은 전반적으로 부분 타원형 실린더(즉, 부분적으로 타원형 단면을 갖는 실린더)의 형상이다. 내측으로 지향된 릿지들(324, 326)은 유체 공급 슬리브(302)의 길이를 따르는 외측 캐플라 채널(314) 및 유체 공급 채널(312) 사이의 천이를 정의한다.
- [0078] 전술한 바와 같이, 일 예에서, 세장형 채널부(304)는 열 수축 배관으로부터 형성된다. 특정 실시예들에서, 열 수축 배관은 배관의 원통형 길이로서 구비되며, 그런 다음, 도 30에 도시된 것과 같은 이중(dual) 채널 구조를 제공하도록 변형된다. 이중 채널 구조는 도 30에 도시된 바와 같이 세장형 채널부(304)의 단면을 가지며 원통형 배관을 수축시켜 그 단면을 도 30의 단면과 일치하도록 열을 가하는 맨드릴(mandrel)의 주위에 원통형 열 수축 배관을 배치시키는 것에 의하여 제공될 수 있다.
- [0079] 일 예에서, 전달 슬리브(302)가 외측 캐플라(44) 상의 설치 상태에 있을 때, 외측 캐플라(44)는 전달 슬리브(302)에 대하여 회전될 수 있다. 하나의 예시적인 예에서, 외과의는 한 손 손가락들로 허브(306)를 파지하여 그 회전 이동을 제한할 수 있고, 다른 손의 엄지 및/또는 손가락들로 외측 캐플라 회전 다이얼(60)을 회전시켜 외측 캐플라 개구(49)의 둘레방향 위치를 조절할 수 있다. 전달 슬리브(302)가 외측 캐플라(44)와 함께 회전되도록 구성될 수 있지만, 전달 공급 라인(308)이 비틀어지는 것을 방지하기 위해, 유체 공급 슬리브(302)의 둘레방향 배향을 유지하는 것이 바람직한 경우가 많다. 도 1에 도시된 바와 같이, 하나의 바람직한 배향에서는, 전달 채널(312)이 핸드피스 하부 하우징(50) 종축(L₁) 및 외측 캐플라 채널(314) 사이에서 핸드피스 하부 하우징 종축(L₁)과 실질적으로 수직한 방향으로 배치되도록 전달 슬리브(302)가 둘레방향으로 배향된다. 전달 슬리브(302)가 지혈제를 전달하는 데에 이용되는 일 예에서, 외측 캐플라 개구(49)를 통한 지혈제의 흡인을 방지하기 위해 유체 공급 채널(312)이 하부 하우징 종축(L₁)(도 31 참조)에 수직한 방향으로 외측 캐플라 개구(49)로부터 이격되도록 유체 공급 채널(312)을 배향시키는 것이 바람직하다. 그러나, 다른 전달 채널(312) 배향들이 관련된 수술 및 전달될 재료 또는 장치의 종류에 따라 이용될 수 있다.
- [0080] 전달 슬리브(302)는 전달 공급 커넥터(310)를 통하여 유체원에 연결될 수 있다. 유체원은 가압되거나 가압되지 않을 수 있다. 가압되지 않은 유체는 유체 공급 채널(312)을 통하여 유체를 전달하기 위해 필요한 정수두(hydrostatic head)를 제공하도록 상승될 수 있다. 이제 도 33 내지 도 38를 참조하여, 전달 슬리브(402)의 대안적인 실시예가 이제 설명된다. 도 33에 도시된 바와 같이, 전달 슬리브(402)는 외측 캐플라(44)의 주위에 선택적으로 배치되어(즉, 사용자는 전달 슬리브(402)를 설치하거나 외측 캐플라(44)로부터 제거할 수 있다), 유체(예를 들면, 지혈제와 같은)를 수술 영역으로 선택적으로 전달한다. 전달 슬리브(402)는 외측 캐플라 루멘(414) 및 적어도 하나의 유체 전달 루멘(412)을 포함하는 세장형 채널부(404)를 포함한다. 유체 전달 루멘(412)은 적어도 부분적으로 각각의 길이를 따라 외측 캐플라 루멘(414)에 연결된다. 하나의 예시적인 장치에서, 도 34에 도시된 바와 같이, 유체 전달 루멘(412) 및 외측 캐플라 루멘(414)은 동일 평면의 방식으로 배향되도록 배치된다.
- [0081] 전달 슬리브(402)는 원위단(420)에 의해 정의된다. 그리고, 외측 캐플라 루멘(414)도 원위단(415) 및 근위단(417)에 의해 정의된다(도 35 및 도 36에 가장 잘 나타남). 유체 전달 루멘(412)도 원위단(413) 및 근위단(419)에 의해 정의된다(도 35 및 도 36에 가장 잘 나타남). 도 33 내지 도 34에서 알 수 있듯이, 하나의 예시적인 실시예에서, 유체 전달 루멘(412)의 원위단(413)은 약간 각이 질 수 있다. 예를 들면, 도 34에 도시된 바와 같이, 원위단(413)은 외측 캐플라 루멘(414)을 향하여 상측으로 각이 진다. 다른 예시적인 실시예에서, 예를 들면, 도 40에 도시된 바와 같이, 유체 전달 루멘(412)의 원위단(413')은 외측 캐플라 루멘(414)의 원위단(41

5)에 대하여 각이 지지 않는다.

[0082] 전달 슬리브(402)의 근위단은 허브(406) 내에 위치되고 허브(406)에 의해 지지된다. 설명의 편의를 위해 허브(406) 하부만이 도시된다는 것이 주목되어야 하지만, 허브(406)의 상부는 도 35 내지 도 38에서 알 수 있다. 허브(406)는 원위면(405) 및 근위면(407)을 포함하는 몸체부(403)에 의해 정의된다. 일 구성에서, 몸체부(403)는 몸체부(403)를 형성하기 위해 함께 스냅 결합되거나 또는 그렇지 않으면 함께 연결되도록 구성되는 거울상의 하부 및 상부(도 34 내지 도 38에서 하부가 보임)로 형성될 수 있다. 몸체부(403)는 제1 채널(409) 및 제2 채널(411)을 포함한다. 제1 채널(409)은 원위면(405)으로부터 근위면(407)의 제1 부(407a)로 연장된다. 도 35 및 도 36에 가장 잘 나타나 있듯이, 제1 및 제2 채널들(409, 411)은 전달 슬리브(402)의 근위단을 수용하도록 구성된다. 하나의 예시적인 구성에서, 근위단들(417, 419)은 전달 슬리브(402)가 몸체부(406)에 일체로 연결되도록 제1 및 제2 채널들(409, 411) 내에 견고하게 고정된다. 근위단들(417, 419)은 임의의 적합한 부재 내에서 몸체부(406)에 고정될 수 있다. 예를 들면, 근위단들(417, 419)은 제1 및 제2 채널들(409, 411) 내에서 접촉될 수 있다.

[0083] 일 실시예에서, 근위면(407)의 제1 부(407a)는 조직 절단 장치(40)의 상부 하우징(52)의 원위단면(59)을 선택적으로 수용하도록 구성되는 장착부(410)를 포함한다. 또한, 장착 플랜지(421)가 상부 하우징(52)의 일부분 주위에 배치된 장착 링(422)을 선택적으로 수용하기 위해 구비될 수 있다. 그리고, 몸체부(403)는 또한 근위 연장 클립 부재(423)를 포함할 수 있다. 도 33에서 알 수 있듯이, 클립 부재(423)는 장착 링(422)의 일부분을 파지하도록 그 둘레로 연장되어 허브(406)를 조직 절단 장치(40)에 고정하기 위한 신속한 연결/해체 기구를 제공하도록 구성된다. 그러나, 조직 절단 장치(40)로의 허브(406)의 선택적인 부착을 위한 다른 기구들도 고려되는 것으로 이해된다.

[0084] 일 실시예에서, 근위면(407)의 제2 부(407b)는 제2 채널(411)과 연통되는 연결부(425)를 갖도록 구성될 수 있다. 하나의 예시적인 장치에서, 연결부(425)는 원위부(427) 및 근위부(429)를 포함한다. 제2 채널(411)은 원위부(427) 내로 개방되는 반면, 근위부(429)는 근위면(407)의 제2 부(407b) 내로 개방된다. 일 구성에서, 연결부(425)는 원위부(427) 및 근위부(429) 사이에서 적어도 부분적으로 연장되는 환형 유지 립(431)을 갖도록 구성된다. 또 다른 예시적인 구성에서, 환형 유지 립(431)은 연결부(425)의 내면 둘레에 연속적으로 연장된다. 하나의 예시적인 장치에서, 도 39에 도시된 바와 같이, 연결부(425)는 유체를 전달하기 위한 적합한 배관(437)이 부착되는 밸브 부재(435)에 연결되도록 구성된다. 밸브 부재(435)는 연결부(425)에 선택적으로 장착될 수 있다. 대안적으로, 밸브 부재(435)는 허브(406)와 미리 조립될 수 있다.

[0085] 밸브 부재(435)는 또한 밸브 부재(435) 내에서 유체 라인을 선택적으로 폐쇄하는 (그리고 이에 따라 유체가 제2 채널(411)을 통과하여 유체 루멘(412) 내로 유동하는 것을 방지하는) 온/오프 스위치(439)를 구비할 수 있다. 하나의 예시적인 장치에서, 온/오프 스위치는 손가락으로 작동될 수 있게 구성된다.

[0086] 몸체부(406)는 또한 유지 핑거들(433)을 구비할 수 있다. 도 33에 나타난 바와 같이, 허브(403)가 조직 절단 장치(40) 상에 설치될 때, 유지 핑거들(433)이 조직 절단 장치(40)의 일부분의 위에 또는 아래에 조직 절단 장치(40)의 각 측면을 따라 배치된다. 설치될 때, 핑거들(433)은 허브(403)를 조직 절단 장치(40)에 회전되게 고정시키도록 조직 절단 장치(40) 또는, 구비되는 경우, 장착 링(422)과 마찰로 맞물리는 역할을 한다. 다시 말하면, 핑거들(433)은 허브(403)가 회전하는 것을 방지한다.

[0087] 다양한 상이한 유체들이 목표 조직으로 또는 목표 조직의 근위로 전달될 수 있다. 일 예에서, 식염수와 같은 관주액이 수술 부위에서의 절개된 조직 및 체액을 씻어내고 이후에 깨끗이 하는 데에 이용된다. 온도가 상승할 때 식염수는 또한 궁극적으로 수술 부위에서의 종양 또는 기타 조직 내에서 절제된 혈관의 응고로 이어지는 "응고 연쇄 반응(clotting cascade)"을 용이하게 하는 지혈제로서의 기능을 할 수 있다. 다른 지혈제, 밀봉재 및/또는 조직 접합제도 유체 공급 채널(312)을 통하여 수술 부위로 전달될 수 있다. 예들은 Neucrylate, Valor Medical에 의해 공급되는 시아노아크릴레이트 모노머 유도체와 같은 액체 색전(embolic) 시스템들을 포함한다. Neucrylate는 액체로서 전달되며, 혈액과 접촉되자마자 곧 스펀지와 같은 고체 재료를 형성한다. 적합한 지혈제의 다른 예는 Arista AH Absorbable Hemostat라는 이름으로 Medafor, Inc.에 의해 공급된다. Arista AH는 세포 구성 성분으로부터 혈청(serum)을 분리시키는 것에 의해 분자 필터로서 기능한다. 이는 혈액으로부터 물을 흡수하여 혈류를 느리게 하고 응고를 강화시키는 역할을 하는 겔 매트릭스(gel matrix)를 형성한다.

[0088] 섬유소 밀봉재도 전달 채널(312) 또는 유체 전달 루멘(412)을 통하여 수술 부위로 전달될 수 있다. 하나의 적합한 지혈 매트릭스 밀봉재는 Baxter Hyland Immuno에 의해 공급되는 인간 트롬빈을 포함하는 섬유소 밀봉재인 FloSeal[®]이다. 다른 적합한 밀봉재는 인간 트롬빈, 인간 피브리노겐 및 소(bovine)의 아프로티닌을 포함하는 VH

섬유소 밀봉재인 Tisseel이다. 일부 밀봉재들은 전달 부위 또는 전달 부위 가까이에서 혼합되는 둘 이상의 유체 성분들을 포함할 수 있다. 이러한 경우, 적어도 하나의 유체 공급 채널(312) 및/또는 유체 루멘(412)은 바람직하게는 유체 공급 채널(312)의 개방 원위단(313) 또는 유체 루멘(412)의 원위단(413)에서 혼합되는 각각의 둘 이상의 유체 성분들을 포함하는 둘 이상의 유체 공급 채널들을 포함한다. 합성 봉합제도 전달 채널(312) 및/또는 유체 루멘(412)을 통하여 전달될 수 있다. 이러한 하나의 예는 Baxter에 의해 공급되는 2 폴리에틸렌 글리콜 중합체를 포함하는 히드로겔인 CoSeal이다. 2 중합체들은 바람직하게는 두 개의 별개의 유체 전달 채널들을 통하여 전달되며, 혼합되자마자 서로 화학적으로 결합하여 출혈을 느리게 하는 기계적 장벽을 형성한다. 다른 적합한 합성 섬유는 Confluent Surgical에 의해 공급되는 Duraseal이다. Duraseal은 전달 지점에서 트리라이신(trilysine) 아민 수용액과 혼합되는 폴리에틸렌 글리콜 중합체 에스테르 수용액을 포함한다. 그러므로, 전달 슬리브(302) 및/또는 전달 슬리브(402)는 바람직하게는 전달 지점에서 두 수용액들의 혼합을 용이하게 하기 위해 두 개의 유체 전달 채널들을 구비한다.

[0089] 상술한 바와 같이, 일부 예들에서, 전달 슬리브(302 및/또는 402) 내에 둘 이상의 전달 채널들을 포함하는 것이 바람직할 수 있다. 그러나, 둘 이상의 전달 채널들은 슬리브(302 및/또는 402)의 길이를 따라 전체적으로 분리될 필요가 없다. 대신에, 이들은 결합되어 원위단 개구(313/413)로부터 정의된 거리에 단일 채널 혼합 구역을 형성할 수 있다. 이러한 혼합 구역의 길이는 바람직하게는 전달 슬리브(302/402)로부터 배출하기 전에 유체들이 고체화된 혼합물을 형성하지 않는 완전한 혼합을 보장하도록 선택된다.

[0090] 조직 접착제는 전달 슬리브(302/402)를 통하여 전달될 수 있는 다른 카테고리의 유체이다. 적합한 조직 접착제는 포름알데히드 또는 글루타르알데히드계 조직 접착제로부터 형성된 것을 포함한다. 하나의 적합한 타입의 글루타르알데히드계 조직 접착제는 Cryolife, Inc.에 의해 공급되는 소 혈청 알부민, 글루타르알데히드 및 물을 포함하는 단백질 히드로겔인 BioGlue[®]이다.

[0091] 일부 예들에서, 세장형 채널부(304/404)는 환자 내에서의 그 위치의 식별을 용이하게 하도록 촬상 가능 재료로 이루어진다. 일 예에서, 세장형 채널부(304/404)는 MRI-촬상 가능 재료를 포함한다. 다른 예에서, 세장형 채널부(304/404)는 방사성 동위원소와 같은 양전자방출 단층촬영술(PET) 촬상 가능 재료를 포함한다. 적합한 동위원소들은 [¹⁸F]플루오로데옥시글루코스(fluorodeoxyglucose)와 같은 할로겐화 당(halogenated sugar) 및 [¹¹C]메티오닌(methionine)과 같은 아미노산의 동위원소를 포함한다. 일 예에서, PET 촬상은 유체 공급 슬리브(302/402) (및 외측 캐널라(44))의 위치를 환자 내에 그리고 특정 해부 구조에 대하여 위치시키기 위해 유체 공급 슬리브(302/402)를 환자 내에 삽입시킨 상태에서 수행된다. 방사성 동위원소는 다수의 방식으로 세장형 채널부(304/404) 내에 포함될 수 있다. 일 예에서, 방사성 동위원소는 세장형 채널부(304/404)를 형성하는 데에 이용되는 용융 수지에 추가되고, 고체화된 수지 내에 머무른다. 다른 예에서, 세장형 채널부(304/404)는 보어들(홀들, 캐비티들, 채널들)을 가지며, 방사성 동위원소를 함유하는 수용액 내에 담긴다. 그런 다음 동위원소는 상기와 같은 보어들 내로 이동한다. 방사성 물질이 표면의 골들 내에 유지되도록 하는 "거친(rough)" 표면을 가질 수도 있고, 방사성 물질/수용액이 세장형 튜브 등으로 끌려 세장형 튜브 등에 머무르도록 하는 대전된 표면을 가질 수도 있다.

[0092] 전달 슬리브(302/402)는, 조직 절단 장치(40)가 조직 절단 모드 또는 흡인봉 모드로 이용될 때, 유체들을 전달하는 데에 이용될 수 있다. 일 예에서, 외측 캐널라(44) 상에 설치된 전달 슬리브(302/402)를 갖는 조직 절단 장치(40)를 포함하는 조직 제거 시스템이 마련된다. 유체원이 구비되어 전달 커넥터(310) 및/또는 밸브 부재(435)에 연결된다. 외과의가 유체를 전달 슬리브(302)로 선택적으로 전달하도록, 밸브가 유체원 및 전달 커넥터(310) 사이에 구비될 수 있다. 대안적으로, 밸브가 유체원 커넥터(310) 및 허브(306) 사이에 구비될 수 있다.

[0093] 또 다른 실시예에서, 전달 슬리브(302/402), 보다 상세하게는 유체 전달 채널(312) 또는 유체 캐널라(412)가 선택적인 흡인을 제공하는 데에 이용될 수 있다. 예를 들면, 낭종, 농양 등과 같은 유체 충전된 비정상부들을 갖는 상황과 같은 특정 상황들에서는, 조직 절단 장치(40)의 조직 수집 챔버 보다는 별도의 수집 용기로 흡인하는 것이 바람직할 수 있다.

[0094] 도 1 및 도 28 내지 도 32에 도시된 실시예를 위하여, 외과의는 전달 슬리브(302)를 외측 캐널라(44)의 길이에 따른 원하는 위치에 선택적으로 위치시킨다. 일 예에서, 외과의는 허브(306)를 파지하여 유체 공급 슬리브(302)를 외측 캐널라(44)를 따라 원하는 위치로 전진시키거나 후퇴시킨다. 그러면 외측 캐널라(44)는 목표 조직 근위의 위치로 환자의 신체 내로 삽입된다. 도 33 내지 도 40에 도시된 실시예에서, 허브(406)는 상부 하우징(52)의 원위단면(59)이 제1 부(407a)의 장착부(410) 내에 안착될 때까지 외측 캐널라(44) 상으로 슬라이드 된다. 그러면, 클립 부재(423)(또는 기타 적합한 유지 부재)가 조직 절단 장치(40)에 선택적으로 부착된다. 그리고,

밸브 부재(435)(및 배관(437))이 제2 부(407b)의 연결부(425)에 장착된다.

[0095]

허브들(306/406)이 유체원들에 유체적으로 연결되면, 유체가 유체원으로부터 전달 공급 라인(308)(또는 배관(437))을 통하여, 허브(306/406) 내로, 그리고, 전달 공급 채널(312) 및 유체 루멘(412)을 통하여 공급된다. 그런 다음 유체는 전달 채널 개방 원위단들(313/413)에서 전달 슬리브(302/402)를 빠져 나와 목표 조직 및/또는 목표 조직 근위의 주변 조직들에 접촉한다. 그러면 진공도가 전술한 방식으로 내측 캐놀라 루멘(78)으로 공급된다. 모터(62)가 전술한 바와 같이 작동되어 내측 캐놀라(76)를 외측 캐놀라 루멘(110) 내에서 왕복 운동시킬 수 있고, 외측 캐놀라 개구(49) 내에 수용된 조직을 절제할 수 있다. 유체는 외측 캐놀라 루멘(110) 내에서의 내측 캐놀라(76)의 왕복 운동 이전, 도중 및/또는 이후에 전달 슬리브(302/402)를 통하여 공급될 수 있다. 전달 슬리브(302/402)를 통하여 공급된 유체들을 포함하지만 이에 한정되지 않는 절제된 조직 토막들 및/또는 유체들은 그런 다음 전술한 바와 같이 내측 캐놀라 루멘(78)을 통하여 조직 수집기(58) 내로 흡인된다.

[0096]

특정 예들에서, 조직 절단 장치(40)는 상당한 출혈을 발생시킬 수 있는 상당한 양의 관다발 조직들을 갖는 조직들을 절단하는 데에 이용될 수 있다. 하나의 이러한 예는 혈관아세포종(hemangioblastoma)이다. 이러한 경우, 전술한 타입의 지혈제 또는 밀봉재가 혈류를 최소화하기 위해 조직 절단 수술 도중 또는 이후에 공급될 수 있다.

[0097]

다른 예시적인 방법에서, 조직 절단 장치(40) 및 전달 슬리브(302)를 포함하는 조직 절단 시스템이 마련되며, 이 시스템은 흡인 모드로 이용된다. 이 예에 따르면, 도 31 및 도 32에 가장 잘 나타나 있듯이, 외과의는 외측 캐놀라 개구(49)의 일부분을 가리기 위해 전달 슬리브(302)를 외측 캐놀라(44)의 길이를 따라 선택적으로 위치시킨다. 전달 슬리브(302)는 외측 캐놀라 개구(49)의 개방 면적의 원하는 퍼센트를 가리고, 이에 따라, 내측 캐놀라 루멘(78)으로 공급되는 정해진 진공도를 위해 외측 캐놀라 개구에서 제공되는 흡인을 선택적으로 조절하는 데에 이용될 수 있다. 예를 들면, 외측 캐놀라 개구(49)의 퍼센트 개방 면적을 개구(49)의 총 면적의 25%, 50% 또는 75%로 제한하는 전달 슬리브(302) 위치들이 선택될 수 있다. 그런 다음 진공도가 내측 캐놀라 루멘(78)으로 공급될 수 있고, 주변 조직들을 부분적으로 가려진 외측 캐놀라 개구(49) 내로 끌어당길 수 있다. 또한, 유체들이 외측 캐놀라 개구(49), 내측 캐놀라 루멘(78), 조직 수집기(58)를 통하여 흡인될 수 있고, 유체 수집 캐니스터(192)(도 21a) 내에 수집될 수 있다. 외측 캐놀라 개구(49) 내로 끌어당겨진 조직으로, 전술한 바와 같이, 모터(62)가 작동되어 수용된 조직을 절제하고 수집할 수 있다. 그러므로, 전달 슬리브(302)는 효과적으로 외과의가 수동으로 외측 캐놀라 개구(49)에서의 흡인의 정도를 조절하도록 하며, 이에 대응하여, 외측 캐놀라 개구(49) 내에 수용되어 내측 캐놀라(76)에 의해 절제된 조직 샘플들의 크기를 조절하도록 한다. 유체는 조직 절제 이전, 도중 및/또는 이후에 유체 공급 채널(312)을 통하여 목표 조직에 또는 목표 조직 가까이에 공급될 수 있다. 그러나, 전달 슬리브(302)는 또한 유체를 공급하지 않고 조직 절단 장치(40)에 의해 제공되는 흡인의 정도를 조절하는 데에 이용될 수 있다.

[0098]

이제 도 41 내지 도 44를 참조하여, 전달 슬리브(502)의 대안적인 실시예가 이제 설명된다. 도 33 및 도 39를 참조하여 설명된 바와 같이, 광학 장치(예를 들면, 광 섬유 다발과 같음)를 수술 영역에 선택적으로 부착하기 위해, 전달 슬리브(502)가 외측 캐놀라(44)의 주위에 선택적으로 배치된다(즉, 사용자는 전달 슬리브(502)를 설치하거나 외측 캐놀라(44)로부터 제거할 수 있다). 전달 슬리브(502)는 상술한 채널부(404)와 유사한 세장형 채널부를 포함한다. 세장형 채널부는 외측 캐놀라 루멘(514) 및 적어도 하나의 광학 전달 루멘(512)을 포함한다. 광학 전달 루멘(512)은 적어도 부분적으로 각각의 길이를 따라 외측 캐놀라 루멘(514)에 연결된다. 하나의 예시적인 장치에서, 광학 전달 루멘(512) 및 외측 캐놀라 루멘(514)은 도 34에 도시된 것과 유사한 동일 평면의 방식으로 배향되도록 배치된다. 광학 장치는 광학 전달 루멘(512) 내에 선택적으로 위치될 수 있다. 보다 구체적으로, 광학 장치는 광학 전달 루멘(512)의 축방향 길이를 따라 조절될 수 있어, 광학 전달 루멘(512)의 원위단으로부터 후퇴될 수 있거나 광학 전달 루멘(512)의 원위단을 지나 연장될 수 있다. 그리고, 하나의 예시적인 장치에서, 전달 슬리브(502)는 외측 캐놀라(44)를 중심으로 선택적으로 회전될 수 있어, 전달 슬리브(502)의 각도 위치가 사용자에게 의해 조절될 수 있다.

[0099]

외측 캐놀라 루멘(514)은 근위단(517)에 의해 정의된다(도 41 및 도 42에 가장 잘 나타남). 광학 전달 루멘(512)도 근위단(519)에 의해 정의된다(도 42에 가장 잘 나타남). 근위단(519)은 광학 전달 루멘(512) 내로의 광 섬유의 용이한 삽입을 제공하도록 약간 각이 질 수 있다(도 42에 도시된 바와 같음). 전달 슬리브(502)의 근위단은 허브(506) 내에 위치되고 허브(506)에 의해 지지된다. 설명의 편의를 위해 허브(506) 하부만이 도시된다는 것이 주목되어야 하지만, 허브(506)의 상부는 도 41 내지 도 44에서 알 수 있다. 허브(506)는 원위면(505) 및 근위면(507)을 포함하는 몸체부(503)에 의해 정의된다. 일 구성에서, 몸체부(503)는 몸체부(503)를 형성하기 위해 함께 스냅 결합되거나 또는 그렇지 않으면 함께 연결되도록 구성되는 거울상의 하부 및 상부(도 41 내지 도

44에서 하부가 보임)로 형성될 수 있다. 몸체부(503)는 제1 채널(509) 및 제2 채널(511)을 포함한다. 제1 채널(509)은 원위면(505)으로부터 근위면(507)의 제1 부(507a)로 연장된다. 도 41 및 도 42에 가장 잘 나타나 있듯이, 제1 및 제2 채널들(509, 511)은 전달 슬리브(502)의 근위단을 수용하도록 구성된다. 하나의 예시적인 구성에서, 근위단들(517, 519)은 전달 슬리브(502)가 몸체부(506)에 일체로 연결되도록 제1 및 제2 채널들(509, 511) 내에 견고하게 고정된다. 근위단들(517, 519)은 임의의 적합한 부재 내에서 몸체부(506)에 고정될 수 있다. 예를 들면, 근위단들(517, 519)은 제1 및 제2 채널들(509, 511) 내에서 접촉될 수 있다.

[0100]

일 실시예에서, 근위면(507)의 제1 부(507a)는 조직 절단 장치(40)의 상부 하우징(52)의 원위단면(59)을 수용하도록 구성되는 장착부(510)를 포함한다. 또한, 장착 플랜지(521)가 상부 하우징(52)의 일부분 주위에 배치된 장착 링(422)(예를 들면 도 39에 도시된 바와 같음)을 수용하기 위해 구비될 수 있다. 그리고, 몸체부(503)는 또한 근위 연장 클립 부재(523)를 포함할 수 있다. 도 33에서 알 수 있듯이, 클립 부재(523)는 장착 링(422)의 일부분을 파지하도록 그 둘레로 연장되어 허브(506)를 조직 절단 장치(40)에 고정하는 신속한 연결/해제 기구를 제공하도록 구성된다. 그러나, 조직 절단 장치(40)로의 허브(506)의 선택적인 부착을 위한 다른 기구들도 고려되는 것으로 이해된다.

[0101]

일 실시예에서, 근위면(507)의 제2 부(507b)는 제2 채널(511)과 연통되는 연결부(525)를 갖도록 구성될 수 있다. 하나의 예시적인 장치에서, 연결부(525)는 원위부(527) 및 근위부(529)를 포함한다. 제2 채널(511)은 원위부(527) 내로 개방되는 반면, 근위부(529)는 근위면(507)의 제2 부(507b) 내로 개방된다. 일 구성에서, 연결부(525)는 원위부(527) 및 근위부(529) 사이에서 적어도 부분적으로 연장되는 환형 유지 립(531)을 갖도록 구성된다. 또 다른 예시적인 구성에서, 환형 유지 립(531)은 연결부(525)의 내면 둘레에 연속적으로 연장된다. 하나의 예시적인 장치에서, 연결부(525)가 깔때기 형상으로 구성되어 연결부(525)가 광 섬유들 등을 전달하기 위해 스스로 방향을 결정하며, 이에 따라, 삽입의 편의성을 제공한다. 광 섬유들 또는 프로브 부재는 연결부(525)에 선택적으로 장착될 수 있다. 대안적으로, 광 섬유들 또는 프로브 부재는 허브(503)와 미리 조립될 수 있다.

[0102]

몸체부(506)는 또한 유지 핑거들(533)을 구비할 수 있다. 도 33에 나타난 바와 같이, 허브(503)가 조직 절단 장치(40) 상에 설치될 때, 유지 핑거들(533)이 조직 절단 장치(40)의 일부분의 위에 또는 아래에 조직 절단 장치(40)의 각 측면을 따라 배치된다. 설치될 때, 핑거들(533)은 허브(503)를 조직 절단 장치(40)에 회전되게 고정시키도록 조직 절단 장치(40) 또는, 구비되는 경우, 장착 링(422)과 마찰로 맞물리는 역할을 한다. 다시 말하면, 핑거들(533)은 허브(503)가 회전하는 것을 방지한다.

[0103]

광학 전달 루멘(512)은 일체화된 가시화를 제공하고 임계적인 구조들인 건강한 조직 및 병든 조직의 구별을 돕는 별개의 장치와 조직 절단 장치(40)의 효과적인 결합을 허용한다. 보다 구체적으로, 광학 전달 루멘(512)은, 예를 들면, 원격 센서로 반사된 광, 염료의 조직과의 상호 작용을 조명하기 위한 필터된 광의 전송 및 수신을 위한 광 섬유 다발, 또는 초음파 프로브 또는 다른 장치들을 전달하기 위해, 다른 별개의 장치와 결합된다.

[0104]

하나의 예시적인 실시예에서, 광 섬유 다발이 제2 채널(511) 내에 위치될 수 있고, 전달 슬리브(502)의 광학 전달 루멘(512) 내로 전달될 수 있다. 하나의 예시적인 장치에서, 광 섬유 다발은 혈액의 광응고법(photocoagulation)에 이용될 수 있다. 보다 구체적으로, 광 섬유는 헤모글로빈에 선택적으로 흡수될 수 있는 적합한 파장으로 광을 생성하고, 혈액을 응고시키거나 혈관들을 절제하기 위한 레이저로서 이용된다.

[0105]

다른 예시적인 실시예에서, 광 섬유 다발은 경막 결함(dural defect)을 치료하기 위한 조직 솔더링(soldering) 기법과 연관되어 이용될 수 있다. 이러한 구성에서, 광 섬유 다발은 기질(substrate)을 조직 덮개(천연 또는 합성)와 직접적으로 접합하거나 솔더링 유체를 사용하여 접합하는 레이저 광을 전달하는 데에 이용될 수 있으며, 이 모두는 수밀 셸을 생성하며 보다 효과적인 치유를 제공한다. 실제로, 조직 솔더링 기법은 뇌척수액을 경막 내에 유지하기 위한 수밀 셸을 생성하는 데에 이용될 수 있다. 다른 실시예에서, 조직 솔더링 기법은 조직 관(vessel)(즉, 조직 또는 유체를 연통시키는 몸체 내의 천연 채널)을 접합하여 관의 기능성 또는 관 개통성을 보존하기 위해 채용될 수 있다.

[0106]

또 다른 예시적인 실시예, 광 섬유 다발은 전달 슬리브(402)를 통하여 전달되어 조직 절단 장치(40)와 관련된 다양한 응용처들로 특정 파장의 광을 전달할 수 있다. 예를 들면, 광 섬유 다발은 광역동 치료(photodynamic therapy)에 활용될 수 있다. 보다 구체적으로, 일 실시예에서, 먼저 소정의 화학 조성물(즉, 염료)이 목표 조직으로 전달된다. 화학 조성물을 활성화하기 위해, 소정의 파장의 광이 광 섬유 다발에 의해 광학 전달 루멘(412)을 통하여 전달된다. 화학 조성물의 활성화는 다수의 원하는 결과들을 수행할 수 있다. 예를 들면, 하나의 예시적인 장치에서, 선택된 소정의 화학 조성물은 병든 세포들의 단백질들과 결합한다. 따라서, 특정 파장 또는 색깔의 광이 광 섬유 다발에 의해 전달되며, 이에 따라, (화학 조성물 및 단백질들 사이의 결합에 의하여) 병든

조직을 조명한다. 이러한 조명에 의해, 조직 절단 장치(40)는 병들거나 비정상인 조직을 더욱 효과적이고 안전하게 절제하는 데에 이용될 수 있다. 다른 실시예들에서, 소정의 화학 조성물이 치료 반응을 활성화하기 위해 선택된 파장의 광과 결합하여 이용될 수 있다.

[0107]

다른 예시적인 실시예에서, 전달 슬리브(402)가 분광법(spectroscopy)과 함께 이용될 수 있다. 보다 구체적으로, 광이 광학 루멘(412)을 통하여 전달될 수 있고, 수술 부위 또는 관심 영역의 근위에서 반사될 수 있다. 광 섬유 다발 또는 광 프로브가 콘술에 작동 가능하게 연결되어, 반사된 광이 콘술로 전달된다. 콘술 내의 센서(즉, 센서는 검출 지점으로부터 원격으로 위치함)는 소정의 파라미터를 기준으로 사용자에게 신호를 촉발시키는 반사광을 전달 받는다. 다시 말하면, 조직의 자연적인 형광은 그 후 콘술 쪽으로 다시 반사되어 사용자에게 조직이 병들거나 건강한지 여부를 알려준다. 전달 슬리브(402)가 조직 절단 장치(40)에 작동 가능하게 연결되기 때문에, 분광법의 이용은 사용자가 절단 요소에 인접한 조직에 관한 정보를 얻는 것을 허용하여, 병든 조직이 보다 신속하고 효과적으로 절제될 수 있고, 건강한 조직이 보존된다.

[0108]

마찬가지로, 또 다른 예시적인 실시예에서, 광 간섭 단층 촬영("OCT")의 사용이 이용될 수 있다. 보다 구체적으로, 광 섬유 다발이 조직 구조들로부터 이차원 이미지를 생성하기 위해 저 간섭성 간섭법(low-coherence-interferometry)을 채용하는 콘술에 작동 가능하게 연결될 수 있다. 전달 슬리브(402)가 조직 절단 장치(40)에 작동 가능하게 연결되기 때문에, OCT의 이용은 사용자가 절단 요소에 인접한 조직에 관한 정보를 얻는 것을 허용하여, 병든 조직이 보다 신속하고 효과적으로 절제될 수 있고, 건강한 조직이 보존된다.

[0109]

또 다른 예시적인 장치에서, 혈관 내 초음파 장치가 전달 슬리브(402)(보다 구체적으로는 광학 루멘(412))을 통하여 전달될 수 있다. 초음파 장치는 절제되는 구조에 인접하게 위치된(또는 그 내부에 내장된) 혈관들의 관찰을 허용하도록 구성된다. 초음파 장치는 관심 영역 내의 혈류의 가시화를 제공하며, 조직 특성을 판단하는 도플러로서 작용한다. 예를 들면, 일 예에서, 초음파 장치는 가시화될 필요가 없는 혈관들 인근을 통과하는 유체가 있는지 여부를 판단하는 데에 이용될 수 있다. 이러한 구성에서, 소리가 관심 영역 내로 보내진다. 소리는 혈관 내를 통과하는 혈액과 같은 이동하는 목표로부터 반사되며, 음파의 피치 변화가 도플러 효과에 따라 변할 수 있다. 초음파 장치는 미묘한 피치 변화를 검출하고 이를 시각적 기록하여 혈액이 유동하는 곳을 나타내는 이미지를 생성하도록 구성될 수 있다. 초음파 장치는, 예를 들면, 의심되는 종양들에 인접한 중요한 구조들의 위치를 결정하는 데에 이용될 수 있으며, 이에 따라, 조직 절단 장치(40)가 활용될 때, 의사에게 치료 옵션들을 평가하고 이러한 구조들의 손상을 방지하는 능력을 제공한다.

[0110]

혈관 내 초음파 장치의 맥락에서 설명되었으나, 비 초음파/촬영 도플러 프로브도 상술한 바와 같이 이용될 수 있음이 이해된다. 보다 구체적으로, 혈류를 청각적으로 나타내도록 마이크로폰에 작동 가능하게 부착된 증폭기를 활용하는 도플러 프로브가 구비될 수 있다. 하나의 예시적인 구성에서, 프로브는 프로브가 유동이 있는 혈관의 상부에(또는 가까이)에 위치될 때 변화하는 가청 펄스 신호를 방출한다. 신호의 주파수(즉, 피치)는 혈관 내에서의 혈액 속도에 비례한다. 따라서, 상술한 설명에 제시된 바와 같이, 도플러 프로브를 전달 슬리브(402)를 통과하여 위치시키는 것은 조직 절단 장치(40)에 인접한 중요한 혈관들 및 다른 구조들의 식별 및 접근을 돕는다.

[0111]

다른 예에서, 초음파는 절제를 위한 종양의 정도를 관찰하는 데에 이용될 수 있다. 또 다른 예에서, 초음파 장치가 또한 사용자가 조직의 섬유증 특성을 확인하는 것을 돕기 위해 종양 너머의 가시화를 제공하도록 전달 슬리브(402) 내에서(조직 절단 장치(40)와 함께) 이용되어 실시간으로 그리고 절제와 함께 건강한 조직 및 병든 조직을 구별할 수 있다. 다시 말하면, 초음파 장치는 조직 특성 해석(즉, 탄성 영상법)을 구비할 수 있다. 이 구성은 초음파 장치 및 조직 절단 장치(40) 모두의 병렬적 삽입 및 활용을 제공하며, 이에 따라, 직렬적 삽입 및 제거를 요구하여 수술을 연장하고 외과사의 집중의 잠재적인 손실을 증가시키는 종래 시스템들에 비하여 다수의 도입 및 제거 동작들을 최소화한다. 게다가, 조직 절단 장치(40)와 연결된 전달 슬리브(402)를 통한 초음파 프로브의 이용은 공간이 매우 한정되는 최소한의 침습성 신경외과 수술들에서 특히 유리하다. 따라서, 전통적으로 큰 보어 초음파 프로브들이 바람직하지 않다.

[0112]

다른 예시적인 실시예에서, 단극 또는 쌍극 장치/프로브가, 수술 부위에서의 혈액의 응고를 돕기 위해, 전달 슬리브(402)의 아래에 위치되어 전달 슬리브(402)와 함께 이용될 수 있다. 단극 또는 쌍극 장치/프로브는 소작 발생기(cautery generator)에 부착될 수 있고, 이에 따라, 사용자에게 동시적인 조직 절단 및 절제된 혈관들의 혈액 응고를 제공한다.

[0113]

본원에서 설명된 조직 절단 장치 및 방법이 널리 적용됨이 인식될 것이다. 상기한 실시예들은 일부 실제의 응용뿐만 아니라 방법들 및 장치들의 원리를 예시하기 위해 선택되고 설명되었다. 전술한 설명은, 고려된 특정 용도

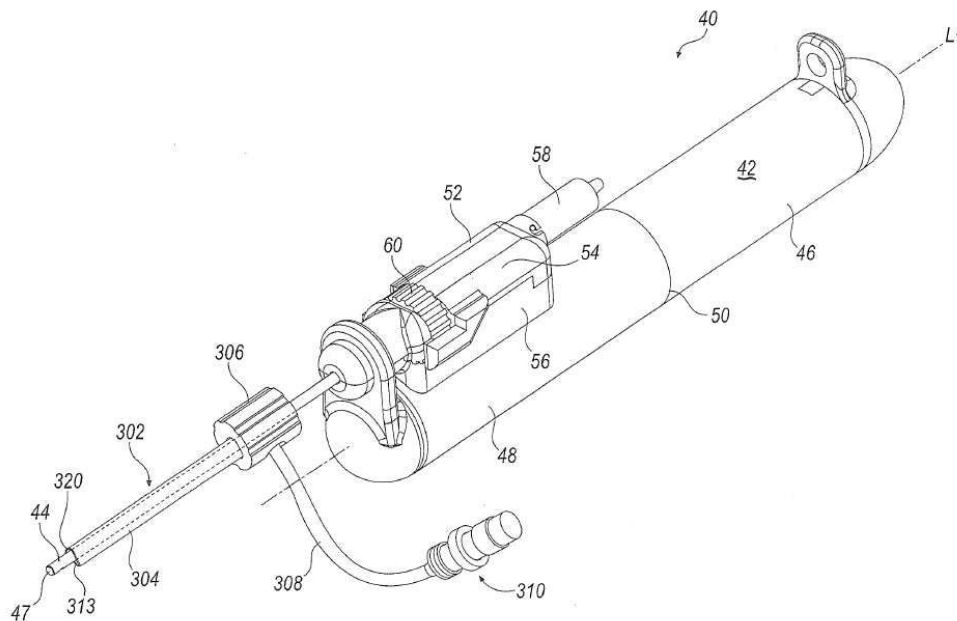
에 적합하므로, 통상의 기술자가 다양한 실시예에서 다양하게 수정된 방법들 및 장치들을 활용하는 것을 가능하게 한다. 특허 범위의 규정에 따라, 본 발명의 작용의 원리 및 방식이 예시적인 실시예들에 설명되고 도시되었다.

[0114]

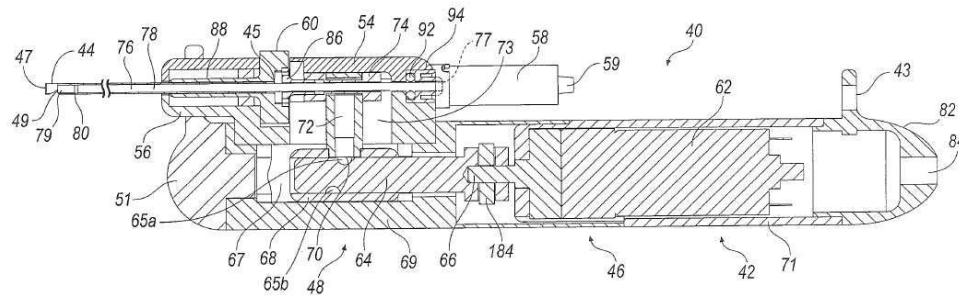
본 발명의 방법 및 장치의 범위는 후술하는 특허청구범위에 의하여 정의되는 것으로 의도된다. 그러나, 그 사상 또는 범위를 벗어나지 않는 범위 내에서 구체적으로 설명되고 도시된 것과는 달리 본 발명이 실시될 수 있음이 이해되어야 한다. 특허청구범위를 실시하는 데에 있어, 본원에 설명된 실시예에 대한 다양한 대안이, 후술하는 특허청구범위에 정의된 사상 및 범위를 벗어나지 않고, 채용될 수 있음이 통상의 기술자에게 이해되어야 한다. 본 발명의 범위는 상술한 설명을 참조로 하지 않고, 대신에 첨부된 특허청구범위 및 그러한 특허청구범위의 자격이 있는 균등물의 완전한 범위를 참조하여 판단되어야 한다. 추후의 개발이 본원에서 설명된 기술에서 발생할 것이고, 개시된 시스템 및 방법이 그러한 추후의 예에 포함될 것이라는 것이 예상되고 의도된다. 뿐만 아니라, 특허청구범위에서 사용된 모든 용어들은, 본원에 이와 특별히 반대되는 표시가 없는 한, 가장 넓고 타당한 구조 및 통상의 기술자에 의해 이해되는 통상의 의미가 주어지는 것으로 의도된다. 특히, 특허청구범위가 이와 반대되는 특별한 한정을 기재하지 않는 한, "a," "the" "said" 등과 같은 단수형 관사의 사용은 지시된 요소들 중 하나 이상을 포함하는 것으로 이해되어야 한다. 후술하는 특허청구범위는 발명의 범위를 정의하고, 이러한 특허청구범위 및 그 균등물의 범위 내의 방법 및 장치는 이에 속하는 것으로 의도된다. 요약하면, 본 발명은 수정 및 변형될 수 있고, 단지 후술하는 특허청구범위에 의해서만 한정되는 것으로 이해되어야 한다.

도면

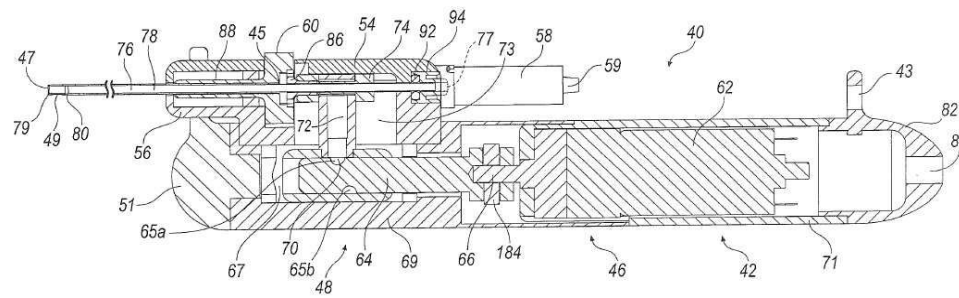
도면1



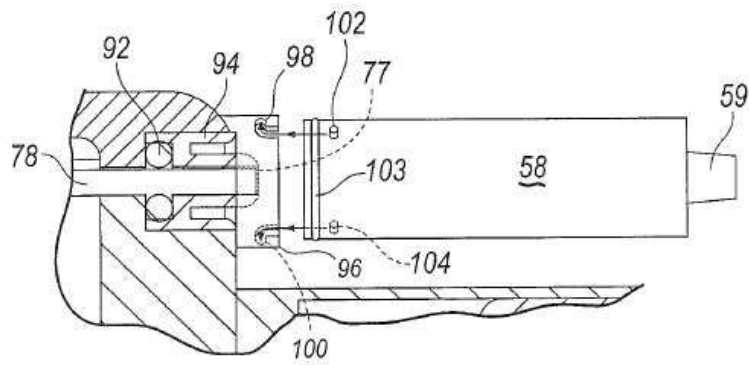
도면2



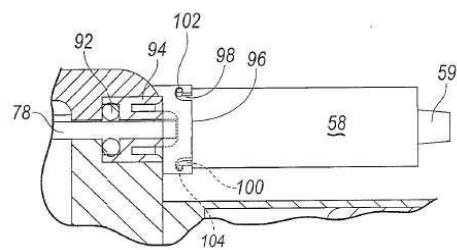
도면3



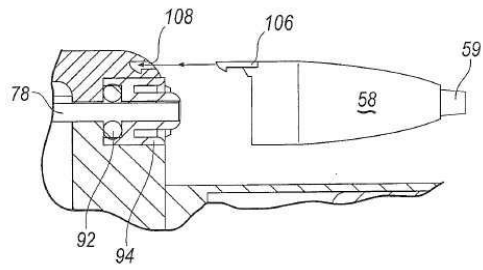
도면4



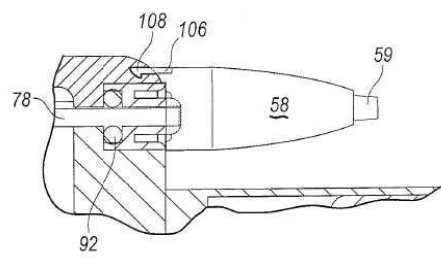
도면5



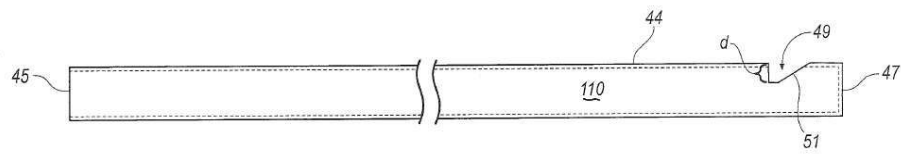
도면6



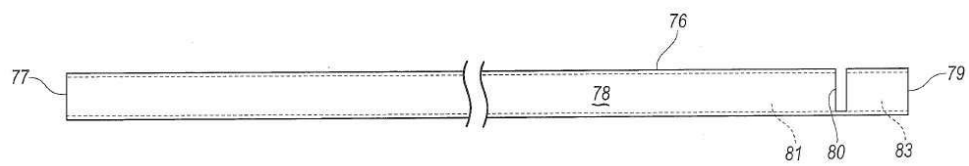
도면7



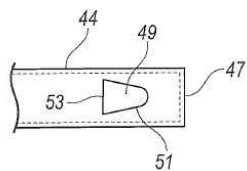
도면8



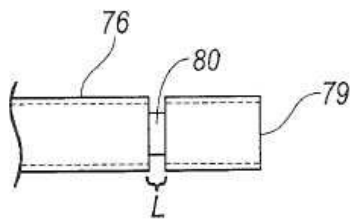
도면9



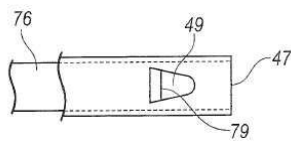
도면10



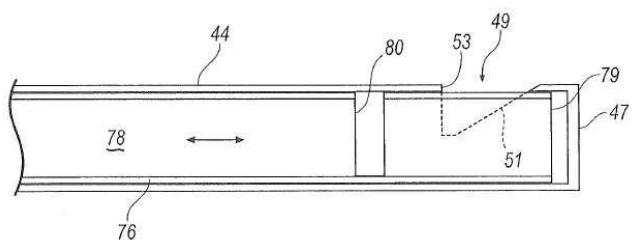
도면11



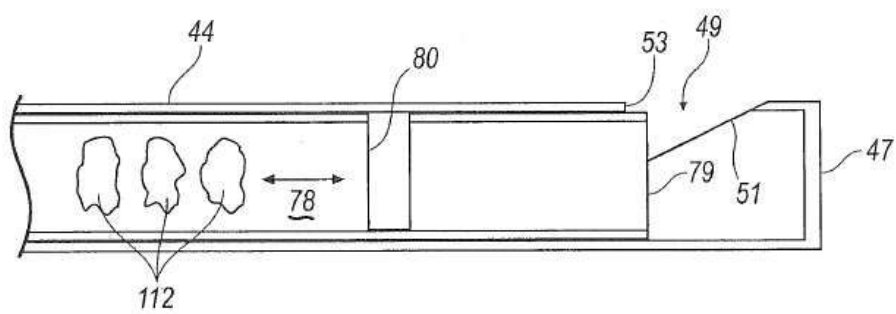
도면12



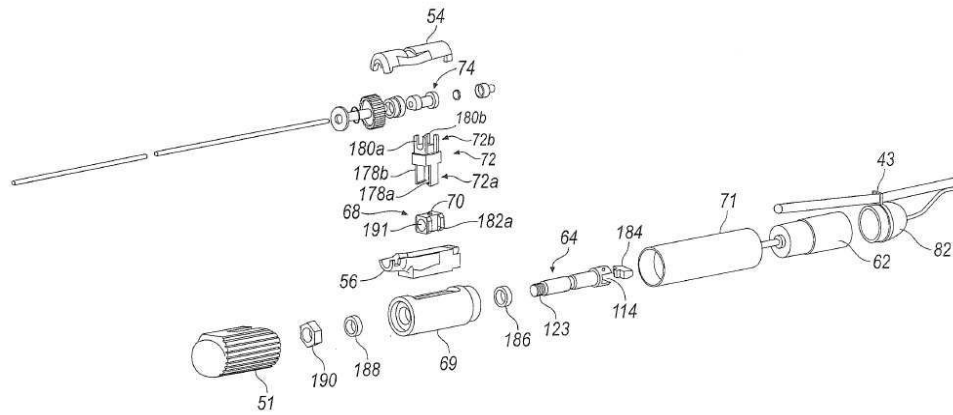
도면13



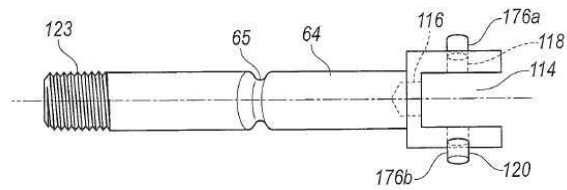
도면14



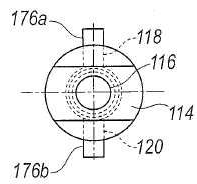
도면15



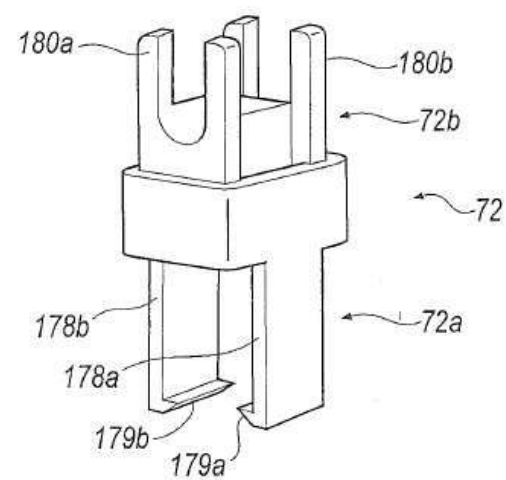
도면16a



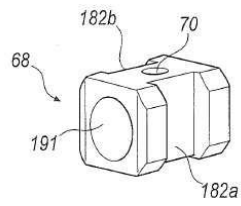
도면16b



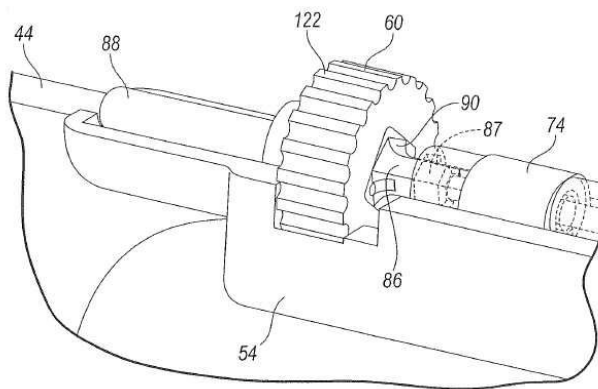
도면17a



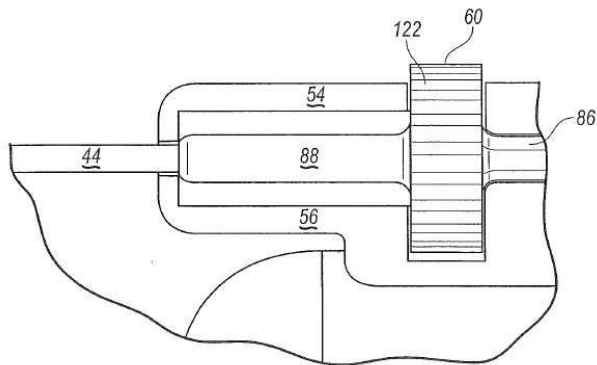
도면17b



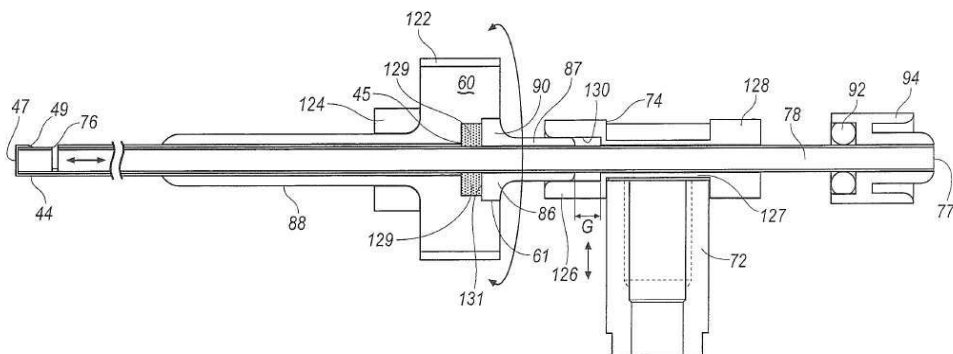
도면18



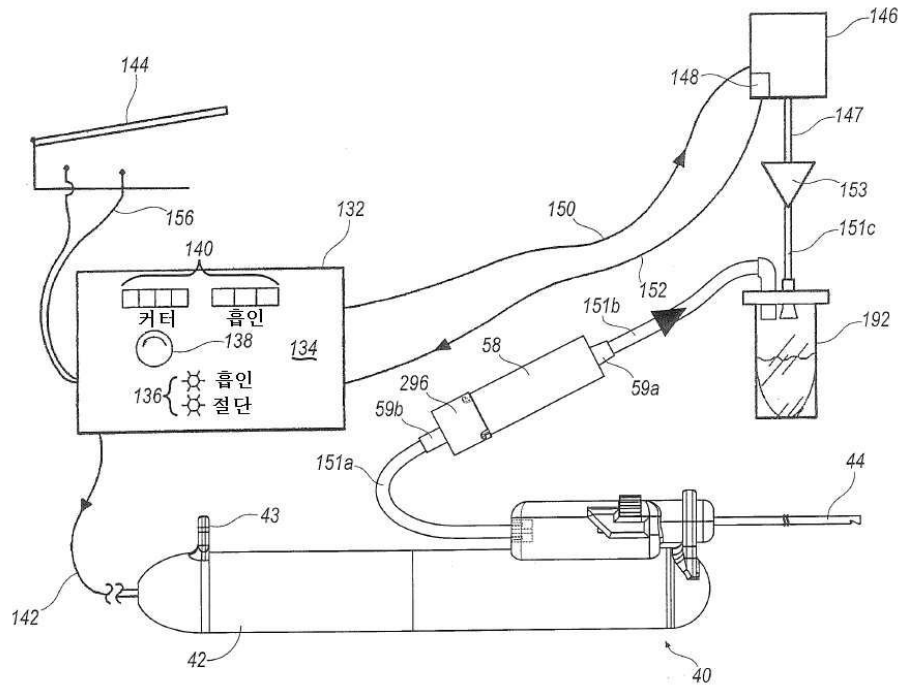
도면19



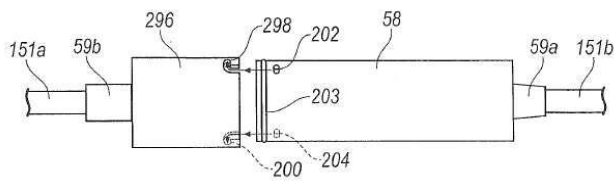
도면20



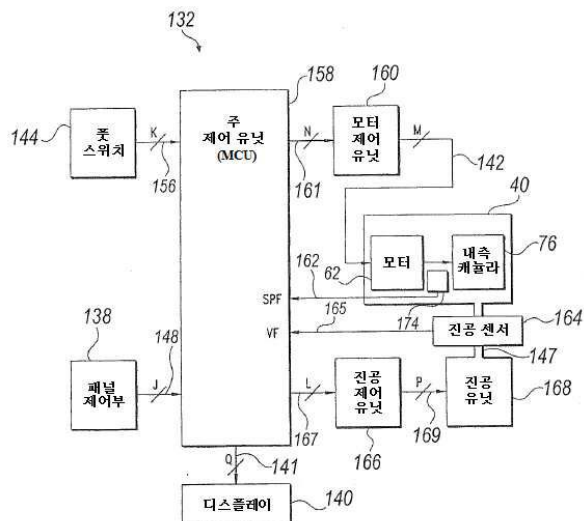
도면21a



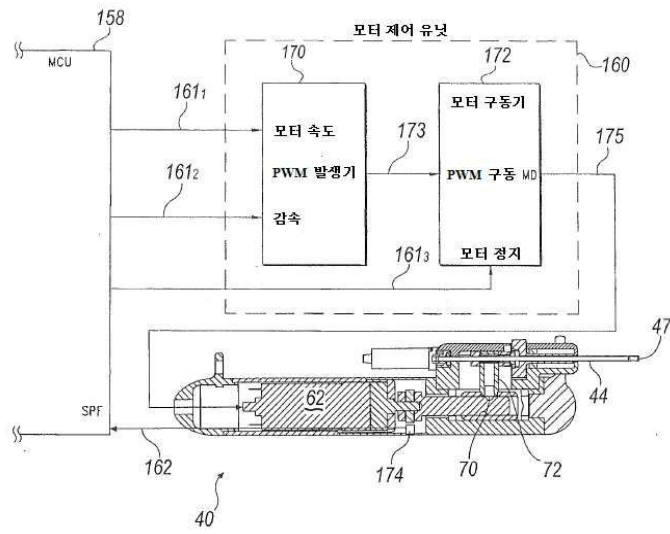
도면21b



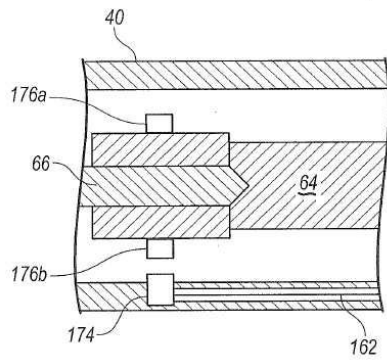
도면22



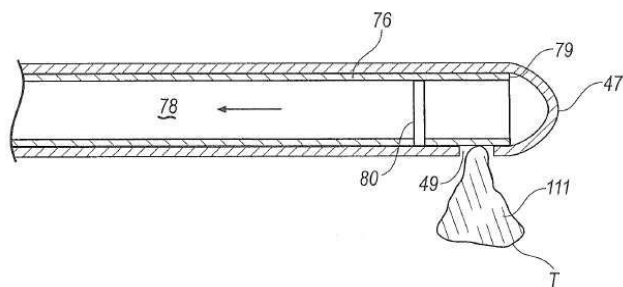
도면23



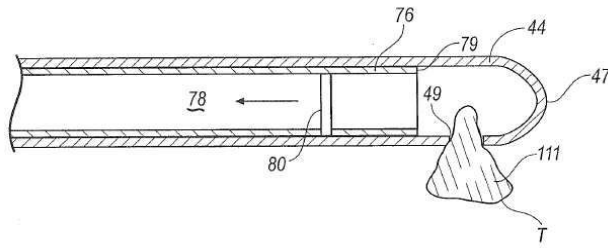
도면24



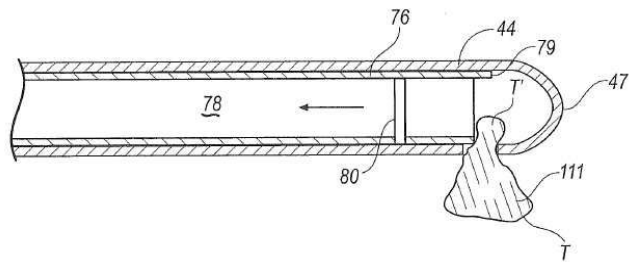
도면25



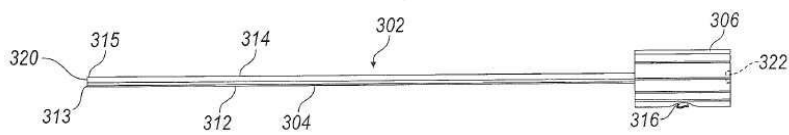
도면26



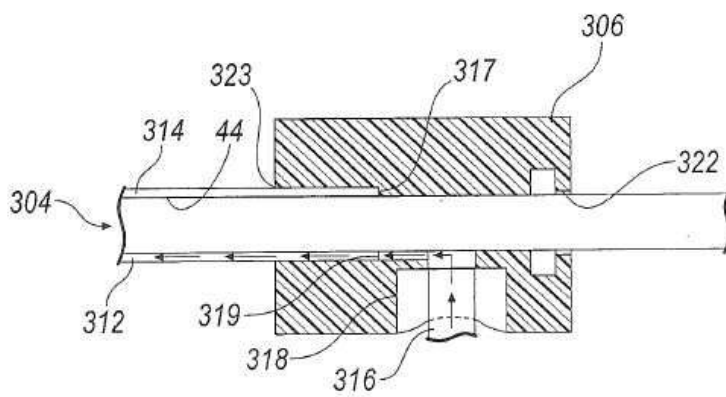
도면27



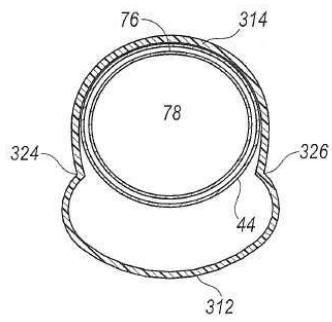
도면28



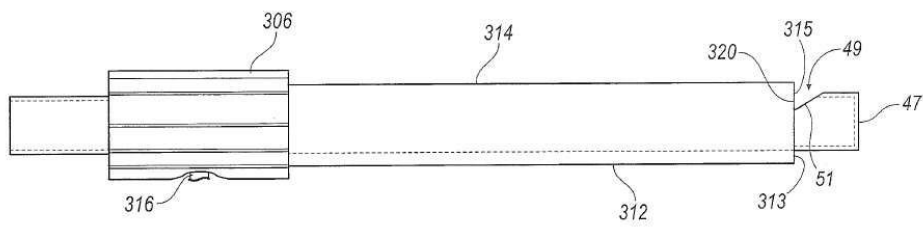
도면29



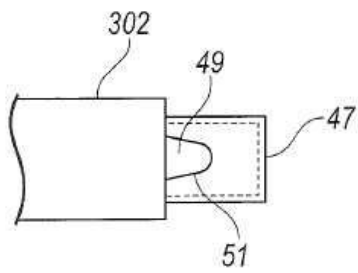
도면30



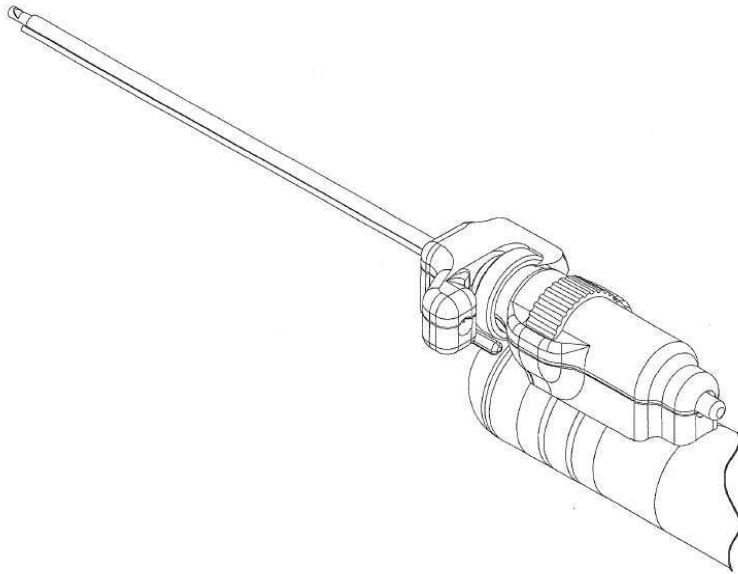
도면31



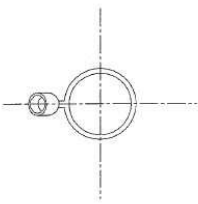
도면32



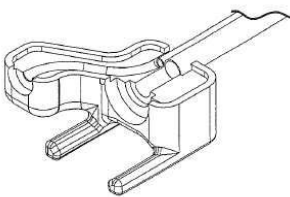
도면33



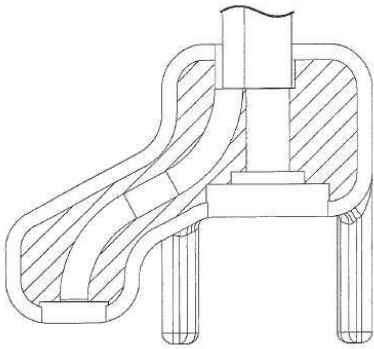
도면34



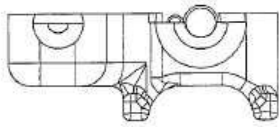
도면35



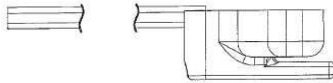
도면36



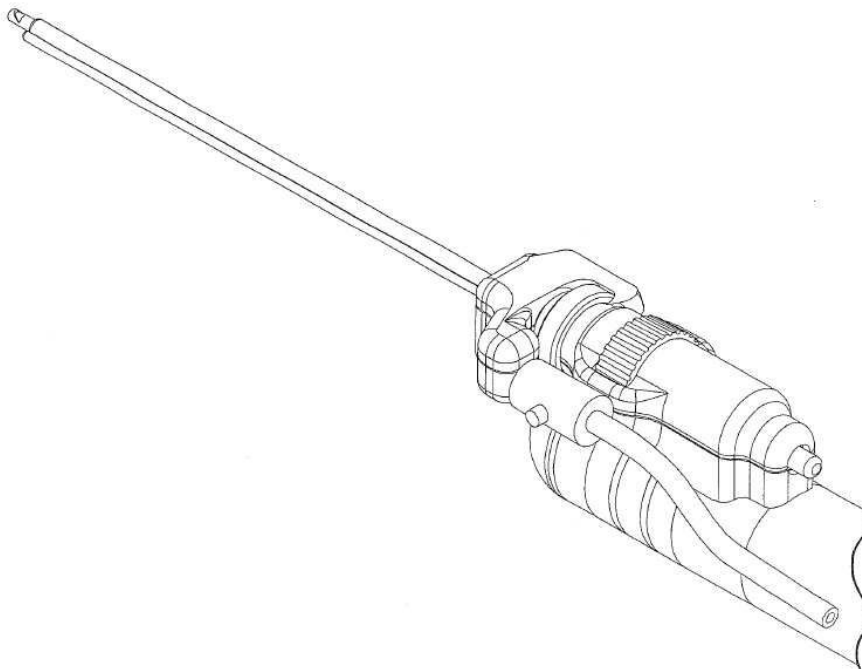
도면37



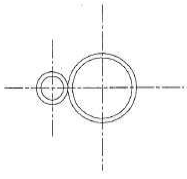
도면38



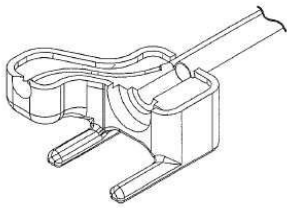
도면39



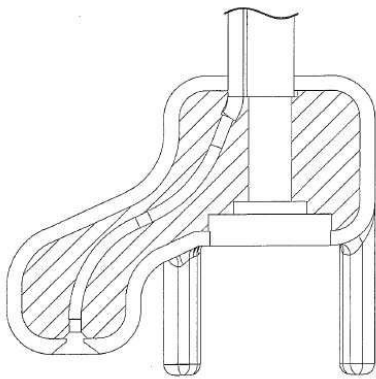
도면40



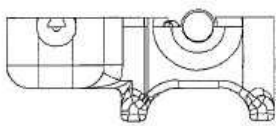
도면41



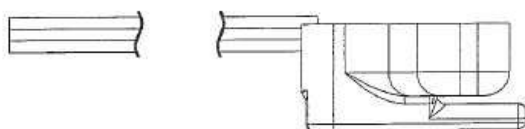
도면42



도면43



도면44



专利名称(译)	标题：具有可调节输送套管的组织去除装置，用于神经外科和脊柱手术		
公开(公告)号	KR1020150000455A	公开(公告)日	2015-01-02
申请号	KR1020147010928	申请日	2012-10-09
[标]申请(专利权)人(译)	NICO CORP		
申请(专利权)人(译)	你的鼻子炮升级		
当前申请(专利权)人(译)	你的鼻子炮升级		
[标]发明人	MARK JOSEPH L 마크조셉엘 DOUGHERTY BRIAN C 도허티브라이언씨		
发明人	마크,조셉,엘. 도허티,브라이언,씨.		
IPC分类号	A61B17/32 A61B17/3205 A61M31/00 A61B8/06		
CPC分类号	A61B2019/542 A61B2017/00738 A61B2017/00977 A61B2010/0208 A61B18/22 A61B2217/005 A61M1/0039 A61B2017/320028 A61B2017/3445 A61B17/32002 A61B10/0275 A61B2217/007 A61M1/0064 A61B10/0283 A61B2019/5217 A61B2017/2929 A61B2017/00017 A61B2090/3614 A61B2090/392		
代理人(译)	MIN SON		
优先权	13/269339 2011-10-07 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

已经公开和描述了适用于神经外科应用的组织切割装置。该装置包括手持件和外套管，往复内套管设置在外套管上。可任选地提供配置成围绕外套管设置以用于递送各种装置的输送套管。

