



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2014-0009317
(43) 공개일자 2014년01월22일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 1/00 (2006.01) A61B 18/20 (2006.01)
A61B 1/06 (2006.01) A61B 1/07 (2006.01)
A61B 18/22 (2006.01) G01B 9/02 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2013-7022071
(22) 출원일자(국제) 2012년01월20일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2013년08월21일
(86) 국제출원번호 PCT/US2012/021990
(87) 국제공개번호 WO 2012/100138
국제공개일자 2012년07월26일
(30) 우선권주장
61/435,031 2011년01월21일 미국(US)

(71) 출원인
알콘 리서치, 리미티드
미국 텍사스 포트 워쓰 사우쓰 프리웨이 6201(우:
76134)
(72) 발명자
야드로우스키, 마이클 제이.
미국 94087 캘리포니아 씨니베일 만다린 드라이브
1233
파파, 마이클 제임스
미국 92705 캘리포니아 노스 터스틴 랜취우드 드
라이브 12231
허큐랙, 존 크리스토퍼
미국 92692 캘리포니아 미션 비에이호 아리아 드
라이브 25551
(74) 대리인
특허법인 남앤드남

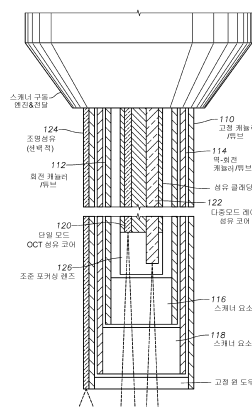
전체 청구항 수 : 총 11 항

(54) 발명의 명칭 광 간섭 단층 촬영, 조명 또는 광 응고를 위한 조합식 수술용 엔도프로브

(57) 요약

수술 시스템은 수술 레이저 비임을 방사하도록 작동 가능한 수술 레이저 소스 및 OCT 비임을 방사하도록 작동 가능한 OCT 엔진을 포함한다. 수술 시스템은 또한 수술 레이저 소스 및 OCT 엔진에 광학적으로 커플링되는 엔도프로브를 포함한다. 엔도프로브는 OCT 비임을 전송하기 위한 OCT 섬유, 수술 레이저 비임을 전송하기 위한 수술 레이저 섬유, 및 상기 OCT 섬유 및 상기 수술 레이저 섬유에 광학적으로 커플링되는 스캐닝 광학 장치를 포함하며, 상기 스캐닝 광학 장치는 OCT 비임 및 수술 레이저 비임 둘다를 동시에 스캐닝하도록 구성된다. 상기 수술 시스템은 목표 조직 영역 위에 OCT 비임 및 수술 레이저 비임을 스캔하도록 그리고 상기 목표 조직 영역으로부터 OCT 신호를 검출하도록 스캐닝 광학 장치를 제어하기 위해 프로그래밍된 프로세서를 더 포함한다.

대표도 - 도3



특허청구의 범위

청구항 1

수술 레이저 비임을 방사하도록 작동 가능한 수술 레이저 소스;

OCT 비임을 방사하도록 작동 가능한 OCT 엔진;

상기 수술 레이저 소스 및 상기 OCT 엔진에 광학적으로 커플링되는 엔도프로브(endoprobe)로서, 상기 엔도프로브는 상기 OCT 비임을 전송하기 위한 OCT 섬유; 수술 레이저 비임을 전송하기 위한 수술 레이저 섬유; 및 상기 OCT 섬유 및 상기 수술 레이저 섬유에 광학적으로 커플링되며 상기 OCT 비임 및 상기 수술 레이저 비임 모두를 동시에 스캐닝하도록 구성된 스캐닝 광학 장치(scanning optics)를 포함하는, 엔도프로브; 및

목표 조직 영역 위에 상기 OCT 비임 및 상기 수술 레이저 비임을 스캔하도록 상기 스캐닝 광학 장치를 제어하고 그리고 상기 목표 조직 영역으로부터 OCT 신호를 검출하도록 프로그래밍된 프로세서를 포함하는,

수술 시스템.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 프로세서는 상기 목표 조직 영역이 수술 레이저 비임에 의해 성공적으로 수정되는 것을 결정하도록 그리고 이에 응답하여 상기 수술 레이저 비임 및 상기 OCT 비임을 다른 조직에 스캐닝하도록 추가로 작동 가능한,

수술 시스템.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 프로세서는 상기 목표 조직 영역이 손상되었음을 결정하고 이에 응답하여 교정 액션(remedial action)을 시작하도록 추가로 작동 가능한,

수술 시스템.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 교정 액션은 상기 수술 레이저 소스를 차단하는,

수술 시스템.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 수술 시스템은 상기 엔도프로브에 광학적으로 커플링되는 조명 소스를 더 포함하며, 상기 엔도프로브는 조명 섬유를 더 포함하는,

수술 시스템.

청구항 6

제 5 항에 있어서,
상기 조명 섬유는 상기 스캐닝 광학 장치에 광학적으로 커플링되는,
수술 시스템.

청구항 7

제 6 항에 있어서,
상기 수술 시스템은 사용자 인터페이스를 더 포함하며, 상기 프로세서는 상기 사용자 인터페이스로부터의 입력에 응답하여 조명 스캔 패턴을 변경하도록 추가로 프로그래밍되는,
수술 시스템.

청구항 8

제 1 항에 있어서,
상기 프로세서는 상기 수술 레이저 비임에 대한 선택된 스팟 패턴을 생성하도록 상기 수술 레이저 소스의 듀티 사이클을 제어하도록 추가로 프로그래밍되는,
수술 시스템.

청구항 9

제 8 항에 있어서,
상기 수술 시스템은 사용자 인터페이스를 더 포함하며, 상기 프로세서는 상기 사용자 인터페이스로부터의 입력에 응답하여 상기 선택된 스팟 패턴을 변경하도록 추가로 프로그래밍되는,
수술 시스템.

청구항 10

제 1 항에 있어서,
상기 스캐닝 광학 장치들은 상기 수술 레이저 비임으로부터 다중 스팟들을 생성하는 하나 이상의 광학 요소를 더 포함하는,
수술 시스템.

청구항 11

제 1 항에 있어서,
상기 수술 레이저 소스가 복수의 수술 레이저 비임들을 방사하고, 상기 엔도프로브는 복수의 수술 레이저 섬유들을 포함하는,
수술 시스템.

명세서

기술 분야

[0001] 관련 출원에 대한 교차 참조

[0002] 본 출원은 2011년 1월 21일에 출원된 미국 가 특허 출원 제 61/435,031호를 기초로 우선권을 청구한다.

[0003] 본 명세서에서 설명된 실시예들은 미세 수술용 프로브들에 관한 것이다. 더 상세하게는, 본 명세서에서 설명된 실시예들은 광 간섭 단층 촬영과 조명 또는 광 응고가 조합된 수술용 엔도프로브들의 분야에 관한 것이다.

배경 기술

[0004] 미세 수술 절차들이 급속히 발전하고 있다. 통상적으로, 이러한 절차들은 처리 또는 진단되는 조직에 도달할 수 있는 프로브들의 사용을 포함한다. 이같은 절차들은 원격 콘솔의 제어기 장치에 커플링되는 프로브를 가지는 내시경 수술 도구들을 사용한다. 현 기술 상태의 프로브들은 작동이 매우 복잡하고 종종 복잡한 기계적 시스템들을 이용하여 작동되는 부품을 움직이는데 시간을 요구한다. 많은 경우, 전기 모터가 프로브의 설계 내에 포함된다. 대부분의 종래 기술의 장치들은 하나 또는 단지 소수(a few)의 수술 절차들 후 장치들을 폐기하는 것을 어렵게 만드는 비용을 가진다. 더욱이, 복잡한 종래 기술의 장치들은 일반적으로 수(several) 밀리미터의 횡단면들을 가지는 프로브들을 초래한다. 이 프로브들은 안과의 미세 수술 기술에 거의 실제로 사용되지 않는다. 안과 수술에서는, 관련되지 않은 조직을 손상시키지 않으면서 통상적으로 수반되는 영역들로 접근하기 위하여 1 mm 또는 그 미만의 치수들이 바람직하다.

[0005] 진단 또는 치료 목적들을 위해 광의 시간-의존 방향을 허용하는 스캐닝 메커니즘들이 내시경 수술 도구들에서 사용되었다. 이 도구들은 통상적으로 조직의 주변에 대한 내시경의 운동을 요구하지 않으면서 조직의 연장된 영역에 대한 이미지화, 처리, 또는 둘다를 제공하는 프로브들을 사용한다. 그러나, 통상적으로 각각의 기능에 위한 다수의 프로브들이 있으며, 상이한 광원들이 상이한 어플리케이션들을 위해 사용된다.

[0006] 따라서, 효과 상승적 방식으로 상이한 기능들을 조합하는 수술용 엔도프로브들에 대한 요구가 있다.

발명의 내용

[0007] 본 발명의 특별한 실시예들에 따라, 수술 시스템은 수술 레이저 비임을 방사하도록 작동 가능한 수술 레이저 소스 및 OCT 비임을 방사하도록 작동 가능한 OCT 엔진을 포함한다. 수술 시스템은 또한 수술 레이저 소스 및 OCT 엔진에 광학적으로 커플링되는 엔도프로브를 포함한다. 엔도프로브는 OCT 비임을 전송하기 위한 OCT 섬유(fiber), 수술 레이저 비임을 전송하기 위한 수술 레이저 섬유, 및 OCT 섬유 및 수술 레이저 섬유에 광학적으로 커플링되는 스캐닝 광학 장치(optics)를 포함하며, 스캐닝 광학 장치는 OCT 비임 및 수술 레이저 비임 둘다를 동시에 스캐닝하도록 구성된다. 수술 시스템은 목표 조직(targeted tissue) 영역 위로 OCT 비임 및 수술 레이저 비임을 스캔하기 위해 스캐닝 광학 장치를 제어하도록 그리고 목표 조직 영역으로부터 OCT 신호를 검출하도록 프로그래밍된 프로세서를 더 포함한다.

[0008] 본 발명의 다양한 실시예들은 또한 수술 시스템의 다양한 요소들에 의해 수행된 단계들 및 제공된 설명과 일치하는 작동의 방법들로 확대될 것이다. 또한, 본 발명의 실시예들은 설명된 방식으로 수술 시스템을 제어하기 위해 사용된 컴퓨터 판독가능 매체에서 구현되는 소프트웨어로 확대될 수 있다. 이는 또한 당업자에게 명백하게 임의의 적절한 변형들로 확대될 수 있으며 이 당업자는 또한 상기 방법들 및 소프트웨어에 대한 유사한 수정들을 또한 명백하게 할 수 있다.

[0009] 본 발명의 이들 및 다른 실시예들은 아래 도면들을 참조하여 아래에서 더 상세하게 설명될 것이다.

도면의 간단한 설명

- [0010] 도 1은 본 발명의 특별한 실시예에 따른 수술 시스템의 블록도이며;
 도 2는 본 발명의 특별한 실시예에 따른 엔도프로브를 예시하며;
 도 3은 본 발명의 특별한 실시예에 따른 엔도프로브의 말단부를 예시하며;
 도 4는 본 발명의 다른 특별한 실시예에 따른 엔도프로브의 말단부를 예시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0011] 도면들에서, 동일한 도면부호를 가지는 요소들은 동일하거나 유사한 기능들을 가진다.

[0012] 본 발명의 다양한 실시예들은 수술 레이저 어플리케이션들 및/또는 조명과 조합된 OCT 스캐닝을 구비한 엔도프로브를 제공한다. 프로브는 전문가에 의한 직접적인 조작을 위한 휴대용 프로브(hand-held probe)일 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 상기 프로브는 로봇 아암 또는 컴퓨터 제어 장치에 의해 제어되도록 설계될 수 있다. 프로브들은 작동 제어기(전문가 또는 장치일 수 있음)에 근접한 선단부, 및 조직에 근접하거나 조직에 접촉되는 말단부를 가진다. 여기서 공개된 실시예들에 따른 프로브들은 작은 치수들을 가질 수 있고, 선단부로부터 조작하기가 용이할 수 있고, 주변 조직을 최소로 절개할 수 있다. 이러한 말단부에서, 프로브는 팁(tip)으로 종료되는데, 이 팁으로부터 프로브는 팁의 근처에 위치된 목표 조직 상에 소정의 액션(action)을 수행한다. 예를 들면, 프로브는 광을 프로브의 팁으로부터 전달할 수 있으며, 팁을 통하여 커플링된 조직으로부터 반사되거나 산란되는 광을 수신한다. 프로브의 팁은 팁이 프로브의 액션을 수행할 수 있게 하는 가동 요소들을 포함할 수 있다.

[0013] 도 1은 본 발명의 특별한 실시예들에 따른 수술 시스템(10)의 블록도이다. 설명된 실시예에서, 수술 시스템(10)은 수술장(surgical field)의 가시화에 적합한 가시광을 발생시키기 위한 조명 소스(20) 및 OCT 엔진(30)을 포함한다. 수술 레이저 소스(40)는 망막 조직의 광 응고술과 같은, 목표 조직을 수정하기 위한 적절한 특성들을 가지는 레이저 에너지를 제공한다. 이러한 요소들이 아래에서 상세하게 설명되지만, 수술 시스템(10)이 또한 광 응고, 육주절제(trabeculectomy), 또는 다른 수술 어플리케이션들을 위한 레이저 소스와 같은, 다른 수술 광원들을 또한 포함할 수 있다는 것이 이해될 것이다. 아래의 설명은 본 기술분야에서 알려진 다양한 광 전달 어플리케이션들을 포함하도록 적절히 구성될 수 있다. 조명 소스(20), OCT 엔진(30), 및 수술 레이저 소스(40)는 에너지, 파장, 또는 개구수(numerical aperture)와 같은 특별한 어플리케이션을 위해 전달되는 광의 소망하는 특성들을 가지는 출력 비임을 기초로 하여 선택될 수 있는 적절한 커플링 광학 장치를 사용하는 수술 프로브(100)에 커플링된다. 수술 시스템(10)은 키보드, 휴대용 제어부, 마우스, 터치 스크린, 풋스위치(footswitch), 음성 명령들을 위한 마이크로폰, 또는 종래의 수술 시스템들에서 알려진 임의의 다양한 이와 같은 장치들(그러나, 이에 제한되지 않음)을 포함하는 임의의 적절한 입력 또는 출력 장치들을 포함할 수 있는, 사용자가 수술 시스템(10)의 작동을 제어하도록 허용하는 사용자 인터페이스(50)를 더 포함한다.

[0014] 조명 소스(20)는 제논 램프, 발광 다이오드들의 수집체(collection), 레이저, 또는 가시 광 스펙트럼 내에 포함되는 광을 발생하기 위한 임의의 다른 적절한 광원과 같은 임의의 다수의 수술용 조명 소스들일 수 있다. OCT 엔진(30)은 수술용 광을 이용하여 발생하는 기준 비임과 수술용 광에 의해 조명되는 조직으로부터 돌아오는 광 사이의 간섭을 측정하기 위한 간섭 측정 장치이다. 특별한 실시예들에서, OCT 엔진(30)은 또한 "스펙트럼(spectral) 도메인 OCT"로서 알려진, 분광계-기반 간섭계를 포함할 수 있다. 이는 광의 비교적 넓은 스펙트럼 범위를 사용하고 목표 조직에 대한 정보를 재구성하도록 스펙트럼 대역 내의 불연속 파장들의 간섭을 측정하는 OCT 시스템을 참조한다.

[0015] OCT 엔진(30)은 또한 정보를 처리하기 위한 하나 또는 둘 이상의 적절한 전자 구성요소들일 수 있는 프로세서(32)를 포함하며, 이 프로세서는 마이크로프로세서, 마이크로제어기, 주문형 집적 회로(application-specific integrated circuit; ASIC), 또는 다른 프로그램가능한 장치를 포함하지만 이에 제한되는 것은 아니다. 프로세서(32)는 스캔된 조직의 수학적 표현을 생성하도록 조직으로부터 반사된 광에 의해 생성된 간섭에 대한 정보를 처리하고, 이어서 이 수학적 표현은 조직의 전자 이미지를 생성하기 위해 사용될 수 있다. OCT 엔진(30)은 또한 메모리(34)를 포함하며, 메모리는 휘발성 또는 비휘발성일 수 있는 전자, 자기, 또는 광학적 저장부를 포함하는 임의의 적절한 형태의 정보 저장부일 수 있다. 마지막으로, OCT 엔진(30)은 스캔 제어기(36)를 포함한다. 스캔 제어기(36)는 OCT 엔진(30)에 의해 사용된 수술용 광을 재지향시키도록 광학 구성요소들의 이동을 제어하기에 적절한 메모리(34) 및 프로세서(32)를 포함할 수 있는 임의의 적절한 조합체 또는 하드웨어, 소프트웨어, 및/또는 펌웨어 및 기계적 구성요소들일 수 있다. 예를 들면, 프로브(100)가 OCT 비임을 위한 스캐닝 광학 장치를 포함하는 실시예들에서, 스캔 제어기(36)는 스캐닝 메커니즘을 제어하도록 스캐닝 광학 장치에 연결될 수 있다.

[0016] OCT 이미지화 기술들의 일 예에서, 가간섭성 길이(coherence length)를 가지는 광선(light beam)은 프로브를 사용함으로써 목표 조직에서 소정의 스팟(spot)으로 지향될 수 있다. 가간섭성 길이는 해상도 깊이를 제공하며, 이 해상도 깊이는 프로브의 말단부에서 변화될 때를 조직(A-스캔)의 조명된 부분의 상세한 이미지(in-depth image)를 생성하도록 디-컨볼루션될 수 있다(de-convolved). 2-차원 조직 이미지는 B-스캔을 통하여 얻어질 수 있다. 몇몇 실시예들에서, B-스캔들은 조직의 횡단면을 따른 직선들이다. 더욱이, 조직에서 상이한 라인들을 따라 B-스캔들을 반복 수행함으로써, 조직의 3D 렌디션(rendition)이 제공될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, B-스캔들은 동일한 길이를 가지고 공통 교차점으로부터 반경으로 배열되는 라인들의 세트일 수 있다. 따라서, 복수의 B-스캔들은 깊이를 가지는, 조직 내의 원형 면적의 이미지를 제공한다.

[0017] 몇몇 실시예들에서, OCT 기술들은 전방-지향 스캔 절차들을 이용한다. 이러한 경우, 광학 조명은 프로브 길이 방향 축선의 전방 방향으로 일어난다. 전방-지향 스캔들에서, 목표 조직은 프로브 길이 방향 축선에 대해 수직인 평면에서 프로브의 앞에 있을 수 있다. 이에 따라, 프로브의 팁으로부터 조직으로, 그리고 역으로 조직으로부터 프로브로 이동하는 광은 프로브 길이 방향 축선에 대해 실질적으로 평행한 방향으로 이동할 수 있다. 전방-지향 스캔들을 이용하는 몇몇 실시예들에서, 목표 조직은 프로브 길이 방향 축선에 대해 대략적으로 수직할 수 있지만 정확히 수직하지는 않다. 또한, 몇몇 실시예들에서, 목표 조직으로부터 프로브 내로 그리고 프로브로부터 목표 조직으로 이동하는 광은 프로브 길이 방향 축선에 대해 평행하지 않고 프로브 길이 방향 축선에 대한 대칭 패턴을 형성할 수 있다. 예를 들면, 전방-지향 스캔으로 목표 조직을 조명하는 광은 프로브 길이 방향 축선을 중심으로 이의 솔리드 콘(solid cone) 또는 이의 일 부분을 형성할 수 있다. 또한, 전방-지향 스캔에서 엔도프로브에 의해 수집된 광은 프로브 길이 방향 축선 주위로 콘 섹션의 일 부분을 포함하는 3D 구역의 목표 조직으로부터 나올 수 있다.

[0018] 도 2는 캐놀러 조립체(110) 및 핸드 피스 하우징(150)을 포함하는 미세수술 엔도프로브(100)를 보여준다. 캐놀러 조립체(110)는 프로브 길이 방향 축선을 따라 신장될 수 있고 제한된 횡단면을 가질 수 있는 엔도프로브(100)의 말단부를 포함한다. 예를 들면, 몇몇 실시예들에서, 캐놀러 조립체(110)는 직경(D₂)이 약 0.5 mm일 수 있고 반면 핸드 피스(150)는 직경(D₁)이 12 내지 18 mm와 같이 수 mm의 실질적인 원통형 형상을 가질 수 있다. 커플링 케이블(195)은 광역 광원(20)의 커플링 광학 장치(optics; 50)로부터 광을 운반하는 광 가이드들을 포함한다. 대안적인 실시예들에서, 개별 프로브(100)들은 공통 광원에 결합될 수 있거나 수술용 광 및 조명 광 둘 다 공통 광 가이드 내로 커플링될 수 있다.

[0019] 몇몇 실시예들에서, 조립체(110)는 미세 수술 절차를 위한 목표 조직을 포함하는 조직과 접촉될 수 있다. 따라서, 조립체(110)는 조직의 감염 또는 오염을 방지하는 재료들에 의해 코팅될 수 있다. 더욱이, 수술 절차들 및 프로토콜들이 조립체(110)에 대한 위생 표준들을 설정할 수 있으며, 이들 모두 인체에 의해 본원에 포함된다. 예를 들면, 조립체(110)가 한번 사용된 후 폐기되는 것이 바람직할 수 있다. 몇몇 상황들에서, 적어도 상기 절

차가 상이한 환자 또는 신체의 상이한 부분에서 수행될 때마다 조립체(110)가 폐기될 수 있다.

[0020] 핸드-피스 하우징(150)은 프로브의 선단부에 더 근접하게 될 수 있고, 요소(110)에 비해 더 큰 횡단면을 가질 수 있다. 요소(150)는 몇몇 실시예들에 따라, 엔도프로브(100)의 수동 작동을 위해 구성될 수 있다. 요소(150)는 로봇 작동을 위해 또는 자동화 장치 또는 원격 작동 장치에 의해 홀딩하기 위해 구성될 수 있다. 조립체(110)가 생체 조직과 접촉할 수 있지만, 요소(150)는 생체 조직과 직접 접촉하지 않을 수 있다. 따라서, 비록 요소(150)가 위생적 기준들과 일치할 수 있지만, 이 위생적 기준들은 조립체(110)에 이용된 위생적 기준들에 비해 다소 완화될 수 있다. 예를 들면, 요소(150)는 폐기 전에 반복적으로 사용될 수 있는 엔도프로브(100)의 부품들 및 구성요소들을 포함할 수 있다.

[0021] 따라서, 본 명세서에서 설명된 바와 같은 엔도프로브(100)의 몇몇 실시예들은 요소(150) 내에 복잡한 구성요소들을 포함할 수 있으며 비용이 저렴하고 대체가능한 부품들이 조립체(110) 내에 포함될 수 있다. 몇몇 실시예들은, 폐기가능하며 제거가능한 요소(110)를 가질 수 있으며 반면 핸드-피스(150)는 두 번 이상 사용될 수 있다. 핸드-피스(150)는 핸드 피스(150) 내의 내부 요소들로부터 방출되는 미립자들 또는 가스(fume)들에 의한 조직의 오염을 회피하도록 기밀 밀봉될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 캐논러 조립체(110)는 집착 본딩에 의해 핸드-피스(150)에 고정될 수 있다. 다른 실시예들에 따라, 조립체(110)는 핸드-피스(150)로부터 제거가능할 수 있어, 반복된 절차들에 대한 엔도프로브(100)의 용이한 대체를 허용한다. 도 2와 일치하는 몇몇 실시예들은 폐기 가능 요소(150) 및 폐기 가능 조립체(110)를 가질 수 있다.

[0022] 몇몇 실시예들에서, OCT 기술은 측부 이미징(side imaging)을 사용할 수 있다. 예를 들면, 측부 이미징에서 목표 조직은 프로브 길이 방향 축선을 포함하는 평면에 대해 평행할 수 있다. 이와 같은 상황에서, 프로브 길이 방향 축선 주위로 원형 궤도로 조명 스팟을 이동하여 목표 조직의 폐쇄 루프 이미지를 생성하는 것이 바람직할 수 있다. 이 같은 상황은 혈관내(endovascular) 절차를 포함하는 미세 수술에서 발생할 수 있다. 예를 들면, 관상 동맥 조형술에서 관상 동맥의 내벽은 본 명세서에서 설명된 실시예들을 이용하여 동맥 루멘을 따라 원통형 섹션들 내에서 충분히 스캐닝될 수 있다.

[0023] 도 3은 본 발명의 특별한 실시예들에 따른 예시적인 엔도프로브(100)의 캐논러 조립체(110)의 특별한 특징들을 개략적으로 예시한다. 설명된 실시예에서, 캐논러(110)는 구배 지수(GRIN) 렌즈들일 수 있는 대응하는 스캐너 요소(116 및 118)를 가지는 두 개의 역회전 내부 캐논러(112 및 114)들을 포함한다. 스캐너 요소(116 및 118)들은 비임을 스캔하도록 서로에 대해 회전한다. 이러한 요소들의 작동은 출원 번호 제 61/434,942호로서, 2011년 1월 21일에 출원되고 발명의 명칭이 "역회전 검안 스캐너 구동 메커니즘"이고 동시 계류 중인 출원에서 더 상세하게 설명되며, 이 출원은 인용에 의해 본 명세서에 포함된다. 더 일반적으로, "스캐닝 광학 장치"로서 일반적으로 지칭되고 광선을 스캐닝하기에 적절한 가동 광학 요소들의 임의의 수집체가 적용될 수 있다.

[0024] 캐논러(110)는 또한 캐논러(110)의 벽 내에 OCT 섬유(120), 수술 레이저 섬유(122) 및 조명 섬유(124)를 둘러싼다. 조명 섬유(124)는 조명 소스(20)로부터 가시적 범위 내의 광을 전달하며, 반면 OCT 섬유(120)는 OCT 엔진(30)으로부터 적절한 스펙트럼 내에 광을 전달하고 간섭 측정들을 위한 조직으로부터 반사된 광을 복귀한다. 수술 레이저 섬유(122)는 유사하게 수술 레이저 소스(40)로부터 레이저 에너지를 전달한다. 설명된 실시예에서, OCT 섬유(120) 및 수술 레이저 섬유(122)는 공통 클래딩(common cladding)을 이용할 수 있지만, 개별 섬유들의 적층된 배열체가 또한 이용될 수 있다.

[0025] OCT 측정들을 위해 요구된 과장 요건들 때문에, 단일-모드 섬유는 OCT 섬유(120)에 적절할 수 있으며, 반면 비교적 높은 효율을 가진 조직 수정을 위한 충분한 에너지를 전달하도록 수술 레이저 섬유(122)는 다중모드일 수 있다. 조준 및/또는 포커싱 렌즈(126)는 OCT 섬유(120) 및 수술 레이저 섬유(122)로부터 방사된 광이 공통 평면에 포커싱되어, OCT 스캔이 수술 레이저 비임에 매우 근접하게 따르는 것을 보장하기에 유용할 수 있다. 도 3의 바와 같이, OCT 및 수술 레이저 비임들은 이어서 스캐너 요소(116 및 118)들에 의해 공동-스캔될 수 있다.

이는 유용하게는 수술 레이저에 의한 조직의 수정이 모니터링되는 것을 허용한다.

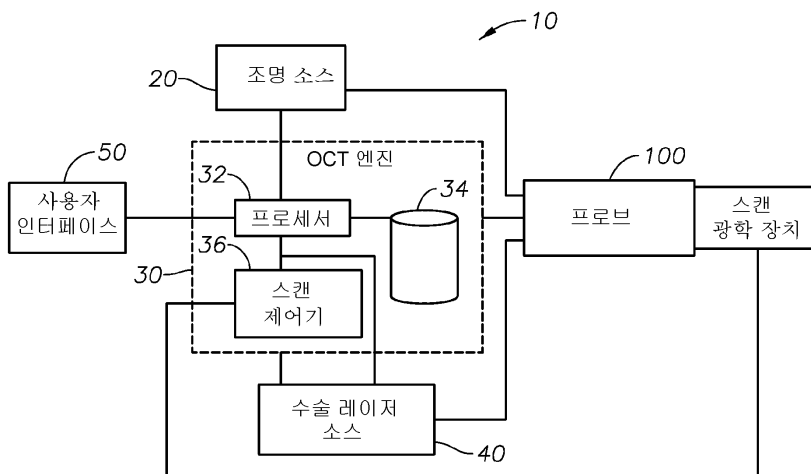
- [0026] 개별 광학 요소들은 또한 각각의 섬유에 대해 렌즈(126) 및/또는 스캐너 요소(116 및 118)들 대신 사용될 수 있어, 비임들이 상이한 범위들 또는 상이한 속도(rate)들에서 스캔되는 것을 허용한다. 특별한 실시예들에서, 수술 레이저 섬유(122)와 관련된 렌즈(126)는 임의의 적절한 광학 구성을 이용하여 수술 레이저 비임으로부터 다중 스팟 패턴을 생성하는데, 이는 이어서 스캐너 요소(116 및 118)들에 의해 스캐닝될 수 있다. 다른 실시예들에서, 수술 레이저 소스(40)는 다중 수술 레이저 스팟들을 생성하는 다중 수술 레이저 섬유(122)들로 커플링되는 다중 비임들을 방사하도록 하나 또는 둘 이상의 광학 요소들을 사용할 수 있다.
- [0027] OCT 엔진(30)의 프로세서(32)는 조직 수정이 목표 구역에서 성공적으로 달성될 때와 같이, 특별한 상태들의 조직 구성들 특성을 검출하도록 프로그래밍될 수 있다. 프로세서(32)는 또한 조직이 연소(burn)되었을 때와 같이 과잉 에너지가 전달될 때를 검출하고, 그리고 교정(remedial) 액션을 하도록 프로그래밍될 수 있다. 예를 들면, 수술 레이저 소스(40)는 차단되도록 신호를 보낼 수 있거나 스캐너 요소(116 및 118)들이 비임을 목표된 조직의 새로운 영역으로 더 신속하게 이동하도록 제어될 수 있다. 대체로, 광 응고화 비임의 스캐닝은 조직의 효과적이고 균일한 수정을 용이하게 하도록 OCT 신호의 모니터링을 기초로 하여 자동화될 수 있다.
- [0028] 광 응고화의 예가 제공되었지만, 조직 수정을 위한 광학 에너지의 임의의 다른 어플리케이션이 또한 유사하게 제어될 수 있다. 더욱이, 비록 OCT 엔진(30)의 프로세서(32)를 구비한 구성이 일 예로서 주어졌지만, 수술 시스템(10)의 다양한 서브시스템(subsystem)들을 제어하기 위한 임의의 개수의 개별 프로세서들을 포함하는 수술 시스템을 위한 제어 전자 장치의 임의의 적절한 배열체가 또한 사용될 수 있다. 따라서, 용어 "프로세서"는 일반적으로 수술 시스템(10)의 다양한 요소들의 작동들을 지향할 수 있는, 정보를 저장하기 위한 임의의 적절한 휘발성 또는 비-휘발성 메모리를 포함하는, 임의의 구성요소 또는 구성요소들의 수집체를 지칭할 수 있다.
- [0029] 도 4는 프로브(100)의 캐논러(110)의 상이한 실시예를 예시한다. 도 4의 실시예에서, 조명 섬유(124)로부터의 광이 또한 스캐닝될 수 있다. 도 4의 실시예에서와 같이, 조명 비임을 스캐닝하는 장점은 비임이 더 큰 영역을 커버하도록 스위핑될 수 있어 조명 광의 개구수를 유효하게 증가시키고 수술 레이저 비임 및/또는 OCT 비임의 스캐닝에 조직의 가시화를 직접 링크(link)하는 것이다. 60 Hz와 같은, OCT에 유용한 적당히 빠른 스캔 속도는 통상적으로 또한 시야 내에서 조명을 일정하고 균일하게 하기에 충분하다.
- [0030] 다양한 실시예들은 또한 소망하는 스캐닝 패턴들을 생성하도록 조명 소스(20), OCT 엔진(30), 및/또는 수술 레이저 소스(40)의 듀티 사이클을 유용하게 조정할 수 있다. 예를 들면, 수술 레이저 소스(40)는 선택된 지점들에서 작동될 수 있지만 OCT 비임 및 조명 비임들이 목표 조직 상에 소망하는 레이저 패턴을 생성하기 위해 스캐닝된다. 또한, 조명 필드에 대한 수술 레이저를 위한 스팟 패턴의 상대적 크기가 또한 선택될 수 있다.
- [0031] 특별한 실시예들에서, 스캔 패턴은 또한 사용자 인터페이스(50)를 이용하여 다수의 옵션들 중에서 선택가능하거나 프로그램가능할 수 있다. 따라서, 예를 들면, 조명 필드(field)에 대해 스팟 패턴의 크기를 조정하기를 또는 조명 필드를 확장하기를 원하는 외과вра가 그렇게 하기 위해 적절한 입력을 제공할 수 있다. 이 같은 일 예에서, 스팟 패턴 및 조명 필드는 터치 스크린 상에 디스플레이될 수 있으며, 외과вра가 패턴의 요소들을 재구성하거나 치수 조절하기 위해 터치 스크린을 가로질러 자신의 손가락을 드래그할 수 있다. 이 같은 스팟들이 서로 너무 근접해서 조직 손상의 가능성이 증가되는 상황을 방지하기 위해 가능한 패턴들 상에 제한(constraint)들이 또한 설정될 수 있다. 프로세서(32)는 또한 조직 수정의 예상된 속도를 결정하도록 그리고 듀티 사이클 및/또는 스캔 속도를 기초로 하여 특별한 스팟들의 지속 시간을 조정하도록 프로그래밍될 수 있으며, 레이저 수술은 또한 OCT 피드백을 기초로 하여 모니터링 및 제어될 수 있다. 수술 요구들, 적절한 조명, 및 안전성 고려들을 기초로 하는 다수의 다른 가능한 변경(customization)들이 당업자에게 명백할 것이다.

[0032] 전술한 설명이 수술 시스템 및 프로브 장치에 초점을 맞추지만, 본 발명의 다양한 실시예들은 또한 수술 시스템의 다양한 요소들에 의해 수행된 단계들 및 위에서 제공된 설명과 일치하는 작동의 방법들로 확대될 것이 이해되어야 한다. 또한, 본 발명의 실시예들은 설명된 방식으로 수술 시스템을 제어하기 위해 사용된 컴퓨터 판독 가능 매체에 구현되는 소프트웨어로 확대될 수 있다. 이는 또한 당업자에게 명백하게 임의의 적절한 변형들로 연장할 수 있으며 이 당업자는 또한 상기 방법들 및 소프트웨어에 대한 유사한 수정들을 또한 명백하게 할 수 있다.

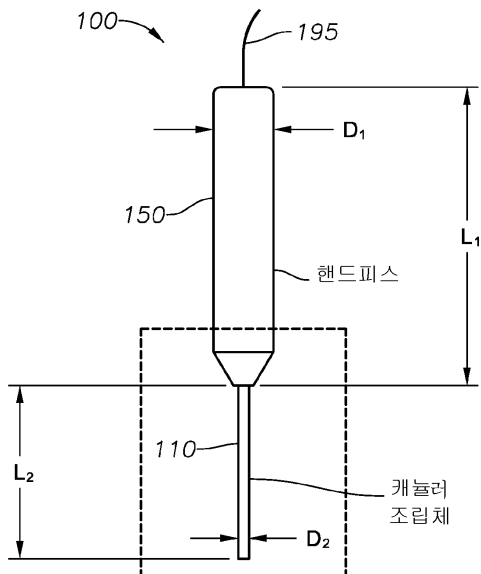
[0033] 본 발명의 다양한 실시예들은 수술 레이저 어플리케이션들 및/또는 조명과 조합된 OCT 스캐닝을 구비한 엔도프로브를 제공한다. 위에서 설명된 본 발명의 실시예들은 단지 예시적이다. 당업자는 특별히 공개된 실시예들로부터의 다양한 대안적인 실시예들을 인정할 것이다. 대안적인 실시예들은 또한 본 공개물의 범위 내에 있는 것으로 의도된다. 이와 같이, 본 발명은 단지 아래의 청구범위들에 의해서만 제한된다.

도면

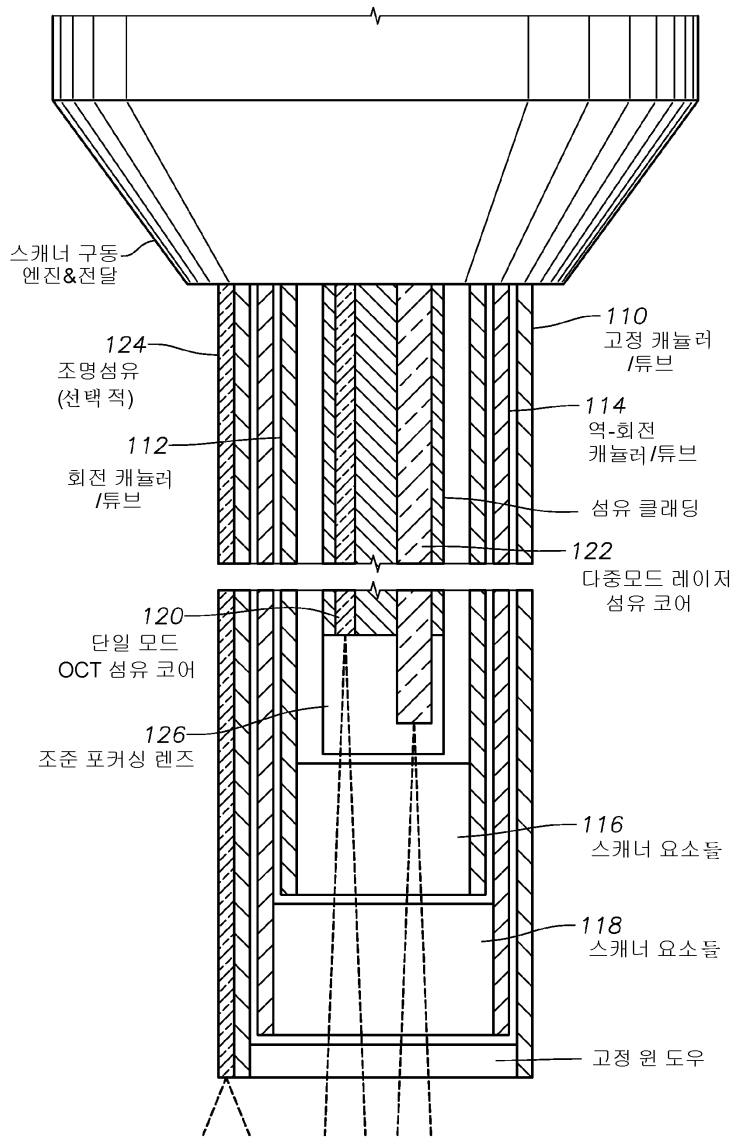
도면1



도면2



도면3



도면4

