



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2018년09월13일  
(11) 등록번호 10-1898652  
(24) 등록일자 2018년09월07일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
*A61B 18/22* (2006.01) *A61B 1/06* (2006.01)  
*A61B 3/00* (2006.01) *A61F 9/008* (2006.01)
- (21) 출원번호 10-2013-7017828
- (22) 출원일자(국제) 2011년12월09일  
 심사청구일자 2016년10월14일
- (85) 번역문제출일자 2013년07월08일
- (65) 공개번호 10-2013-0127482
- (43) 공개일자 2013년11월22일
- (86) 국제출원번호 PCT/US2011/064064
- (87) 국제공개번호 WO 2012/078943  
 국제공개일자 2012년06월14일
- (30) 우선권주장  
 61/421,578 2010년12월09일 미국(US)
- (56) 선행기술조사문현  
 PING XUE ET AL: "Ultrahigh resolution optical coherence tomography with femtosecond Ti:sapphire laser and photonic crystal fiber", CHINESE SCIENCE BULLETIN, vol.42,no.13,1 July 2008, pages 1963-1966  
 JP2008261885 A\*  
 JP2009022654 A\*  
 WO2009094451 A2\*

\*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

전체 청구항 수 : 총 12 항

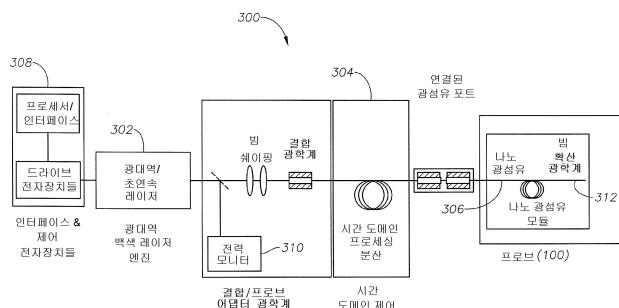
심사관 : 전창익

(54) 발명의 명칭 광원을 이용하는 광 간섭 단층촬영 및 조명

**(57) 요약**

수술 시스템용 광원은 광대역 광을 생성하도록 동작가능한 광대역 광원을 포함한다. 이 광원은, 광대역 광을, 적어도 대부분의 가시 스펙트럼을 커버하는 스펙트럼 범위를 갖는 조명광 및 그 조명광의 스펙트럼 범위 외부의 스펙트럼 범위를 갖는 수술광으로 분할하도록 적응된 광장 분할기를 더 포함한다. 다음으로, 광원은 수술광의 (뒷면에 계속)

**대 표 도**



애플리케이션을 제어하도록 적응된 적어도 하나의 수술 모듈을 포함한다. 광원은 또한 제 1 결합 광학계 및 제 2 결합 광학계를 포함한다. 제 1 결합 광학계는 제 1 수술 프로브로의 전달을 위해 조명 광 가이드에 조명광을 광학적으로 결합하도록 구성된다. 제 2 결합 광학계는 제 2 수술 프로브로의 전달을 위해 수술광 가이드에 수술광을 광학적으로 결합하도록 구성된다.

---

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

수술 시스템(surgical system)용 광원으로서,

광대역 광(broadband light)을 생성하도록 동작가능한 광대역 광원;

상기 광대역 광을, 가시 스펙트럼에 걸쳐 분포된 꽈장들을 포함하는 스펙트럼 범위를 갖는 조명광(illumination light) 및 상기 조명광의 상기 스펙트럼 범위 외부의 스펙트럼 범위를 갖는 수술광(surgical light)으로 분할하도록 적응된 꽈장 분할기;

상기 수술광의 애플리케이션(application)을 제어하도록 적응된 광 간섭 단층촬영(OCT) 엔진;

조명 프로브로의 전달을 위한 조명광 가이드에 상기 조명광을 광학적으로 결합하도록 구성되는 조명 결합 광학계; 및

수술 프로브로의 전달을 위한 수술광 가이드에 상기 수술광을 광학적으로 결합하도록 구성되는 수술 결합 광학계를 포함하고,

상기 수술광은 상기 수술광 가이드에 결합되고 그리고 동시에 상기 조명광은 상기 조명광 가이드에 결합되는,

수술 시스템용 광원.

#### 청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 조명 프로브 및 상기 수술 프로브는 단일 핸드-피스 하우징(single hand-piece housing)으로 통합되는,

수술 시스템용 광원.

#### 청구항 3

제 2 항에 있어서,

통합된 조명 프로브와 수술 프로브의 캐뉼라 어셈블리(cannula assembly)는 0.5mm 또는 그 미만의 직경을 갖는,

수술 시스템용 광원.

#### 청구항 4

제 3 항에 있어서,

상기 캐뉼라 어셈블리는 타겟 수술 부위에 걸쳐서 상기 수술광의 빔을 스캐닝하기 위한 스캐닝 광학계를 포함하는,

수술 시스템용 광원.

#### 청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 조명 프로브 및 상기 수술 프로브는 별도의 핸드-피스 하우징들을 갖는,

수술 시스템용 광원.

#### 청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 광대역 광원은 초연속 레이저(supercontinuum laser)인,

수술 시스템용 광원.

#### 청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 수술광은 적외선 범위 내의 스펙트럼 범위를 갖는,

수술 시스템용 광원.

#### 청구항 8

제 1 항에 있어서,

상기 수술 프로브는 광 간섭 단층촬영(OCT; optical coherence tomography) 프로브인,

수술 시스템용 광원.

#### 청구항 9

제 1 항에 있어서,

상기 수술광은 자외선 범위 내의 스펙트럼 범위를 갖는,

수술 시스템용 광원.

#### 청구항 10

제 1 항에 있어서,

상기 수술광의 스펙트럼 범위는 적어도 2개의 상이한 스펙트럼 범위들 중에서 선택가능한,

수술 시스템용 광원.

#### 청구항 11

제 10 항에 있어서,

상기 적어도 2개의 상이한 스펙트럼 범위들은, 광 간섭 단층촬영을 위한 제 1 범위 및 조직의 수술적 치료(surgical treatment)를 위한 제 2 범위를 포함하는,

수술 시스템용 광원.

#### 청구항 12

삭제

#### 청구항 13

제 1 항에 있어서,

상기 광 간섭 단층촬영(OCT) 엔진은 스펙트럼 도메인 간섭계(spectral domain interferometer)를 포함하는,

수술 시스템용 광원.

### 발명의 설명

#### 기술 분야

[0001]

관련 출원에 대한 상호 참조

[0002]

본 출원은 2010년 12월 9일자로 출원된 미국 가특허 출원 일련번호 제61/421,578호를 35 U.S.C. § 119 하에서 우선권 주장하며, 그 전체 내용은 인용에 의해 본원에 포함된다.

## 배경 기술

### [0003] 1. 본 발명의 분야

[0004] 본원에 설명된 실시예들은 미세수술용 프로브(microsurgical probe)들의 분야에 관한 것이다. 더욱 구체적으로는, 본원에 설명된 실시예들은 광대역 광원(broadband light source)들을 이용하는 수술 조명 분야에 관한 것이며, 보다 구체적으로는 조명 및 수술 애플리케이션들에 있어서 초연속 레이저(supercontinuum laser)들의 이용에 관한 것이다.

### [0005] 2. 관련 기술의 설명

[0006] 미세수술 처치(microsurgical procedure)들의 분야는 급격하게 진화하고 있다. 통상적으로 이러한 처치들은 치료되고 또는 진찰되는 중인 조직에 도달할 수 있는 프로브들의 이용을 수반한다. 이러한 처치들은 원격 콘솔 내의 컨트롤러 디바이스에 결합된 프로브를 갖는 내시경 수술 기구(endoscopic surgical instrument)들을 이용한다. 현재의 최첨단 프로브들은 동작시키는데 있어서 꽤 복잡하고, 복잡한 기계적 시스템들을 이용하여 동작되는, 시간을 요구하는 이동 부품들이다. 수많은 경우들에서, 전기 모터가 프로브의 설계에 포함된다. 대부분의 종래 기술의 디바이스들은 한 번 또는 오직 몇 번 만의 수술 처치들 이후에 이들을 폐기하기에는 고가이다. 게다가, 종래 기술 디바이스들의 복잡성은 일반적으로 수 밀리미터들의 단면들을 갖는 프로브들을 야기한다. 이러한 프로브들은 안과 미세수술 기법(ophthalmic microsurgical technique)들에게 거의 실용되지 않는다. 안과 수술에서, 관련되지 않은 조직을 손상시키지 않으면서 통상적으로 관련 영역들에 접근하기 위해 일(1) 또는 그 미만의 치수들이 선호된다.

[0007] 진단 또는 치료 목적들을 위해 광의 시간-의존적 경향을 허용하는 스캐닝 메커니즘들이, 내시경 수술 기구들에 이용되어 왔다. 이러한 기구들은 통상적으로 그 주변에 대해 내시경의 움직임을 요구하지 않으면서 조직의 확장 영역에 걸쳐서 활상, 치료 또는 이 둘 모두를 제공하는 프로브들을 이용한다. 그러나, 통상적으로는 각각의 기능에 대한 다수의 프로브들이 존재하고, 상이한 광원들이 상이한 애플리케이션들에 대해 이용된다.

[0008] 이에 따라, 소규모 프로브들에 효과적인 조명을 제공하는, 다수의 기능들에 유용한 공통 광원에 대한 필요성이 존재한다.

## 발명의 내용

[0009] 본 발명의 특정 실시예들에 따르면, 수술 시스템용 광원은 광대역 광을 생성하도록 동작가능한 광대역 광원을 포함한다. 이 광원은, 광대역 광을, 적어도 대부분의 가시 스펙트럼을 커버하는 스펙트럼 범위를 갖는 조명광(illumination light) 및 조명광의 스펙트럼 범위 외부의 스펙트럼 범위를 갖는 수술광(surgical light)으로 분할하기에 적합한 파장 분할기를 더 포함한다. 다음으로, 광원은 수술광의 애플리케이션(application)을 제어하도록 적응된 적어도 하나의 수술 모듈을 포함한다. 광원은 또한, 제 1 결합 광학계 및 제 2 결합 광학계를 포함한다. 제 1 결합 광학계는 제 1 수술 프로브로의 전달을 위해 조명 광 가이드에 조명광을 광학적으로 결합하도록 구성된다. 제 2 결합 광학계는 제 2 수술 프로브로의 전달을 위해 수술광 가이드에 수술광을 광학적으로 결합하도록 구성된다. 본 발명의 다양한 실시예들은 또한, 조명광 및 수술광에 대한 공통의 광원을 포함하는 수술 시스템들 그리고 사용 및 조작 방법을 포함한다.

[0010] 본 발명의 다른 실시예들에 따르면, 조명을 제공하기 위한 수술 시스템은 광대역 간섭성 광원(broadband coherent light source), 결합 광학계, 및 수술 프로브에 연결가능한 나노-스케일 광 가이드를 포함한다. 광대역 간섭성 광원은 적어도 대부분의 가시 스펙트럼을 포함하는 스펙트럼 범위를 갖는 광대역 간섭성 광을 생성한다. 결합 광학계는 높은 개구수(numerical aperture)를 이용하여 광대역 간섭성 광을 나노-스케일 광 가이드에 결합하여, 이에 의해 광대역 광이 광섬유의 원위 단부(distal end)로부터 방출될 때 큰 각 분포(angular distribution)를 발생시킨다.

[0011] 본 발명의 이러한 실시예 그리고 다른 실시예들은 후술하는 도면들을 참조하여 이하 더욱 상세하게 설명될 것이다.

## 도면의 간단한 설명

[0012] 도 1은 본 발명의 특정 실시예에 따라서 광대역 광원을 포함하는 수술 시스템의 블록도이다.

도 2는 몇몇 실시예들에 따라서, 광 스캐닝 엘리먼트, 핸드-피스 및 광대역 광원으로부터의 광 가이드들에 결합

하는 포트들을 포함하는 미세수술용 엔도프로브를 예시한다.

도 3은 도 2에 나타낸 것과 같은 미세수술용 엔도프로브의 원위 단부에 대한 개략적인 단면이다.

도 4는 공통 광원을 이용하여 조명 및 수술 애플리케이션들을 위한 광을 발생시키는 예시적 방법을 설명하는 플로우차트이다.

도 5는 본 발명의 다양한 실시예들에 따라서 광대역 광원으로서 이용될 수 있는 초연속 레이저 소스의 블록도이다.

도면들에서, 동일한 참조 번호를 갖는 엘리먼트들은 동일한 또는 유사한 기능들을 갖는다.

### 발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0013] 본 발명의 다양한 실시예들은 다기능 수술 프로브들, 특히, 안과 수술 프로브들에 이용하기 위해 적응된 공통의 광원을 제공한다. 본 발명의 다른 실시예들은 통합된 다기능 수술 프로브를 제공하기 위해 공통의 광원으로부터의 광을 전달하도록 적응된 다기능 수술 프로브를 제공한다. 특정 실시예들에서, 수술 프로브의 다기능은 광간섭 단층촬영(OCT; optical coherence tomography) 스캐닝 및 수술 부위의 가시화를 위한 가시적 조명을 포함한다.

[0014] 프로브는 전문가(specialized personnel)에 의한 직접 조작을 위한 핸드-핸드 프로브일 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 프로브는 로봇 암(robotic arm) 또는 컴퓨터-제어 디바이스에 의해 제어되도록 설계될 수 있다. 프로브들은 동작 컨트롤러(전문가든 디바이스든 상관없이)에 가까운 근위 단부(proximal end), 및 조직에 접촉하는 또는 조직에 가까운 원위 단부(distal end)를 갖는다. 본원에 개시된 실시예들에 따른 프로브들은 작은 치수들을 가질 수 있고, 근위 단부로부터 조작하기에 용이할 수 있으며, 주변 조직에 대해 최소 절개가 가능할 수 있다. 원위 단부에서, 프로브는 팁으로 끝맺고, 그 팁으로부터 프로브는 팁 주변에 위치된 타겟 조직에 대한 특정 액션을 수행한다. 예를 들어, 프로브는 자신의 팁으로부터 광을 전달할 수 있고, 그 팁을 통해서 결합된 조직으로부터 반사되거나 또는 산란된 광을 수용할 수 있다. 프로브의 팁은 팁이 자신의 액션을 수행하게 할 수 있는 이동가능한 엘리먼트들을 포함할 수 있다.

[0015] 도 1은 본 발명의 특정 실시예에 따라서 광대역 광원(20)을 포함하는 수술 시스템(10)의 블록도이다. 도시된 실시예에서, 광대역 광원(20)은 다기능 수술 프로브(100)의 별도의 포트들에 결합된다. 대안적인 실시예들에서, 광대역 광원(20)으로부터의 광을 이용하는 상이한 기능들에 대응하는 하나 또는 그 초과의 추가적인 수술 프로브들(100)이 존재할 수 있다. 이하 상세하게 설명된 바와 같이, 광대역 광원(20)은, 조명을 제공하기 위해, 가시 스펙트럼 내에 대부분의 광장들이 존재하지 않게 되도록 몇몇 이산적인 광장들에 있는 좁은-대역폭 라인들에 비해, 가시 스펙트럼에 걸쳐 넓게 분포된 광장을 포함하는 광장 범위 내에서 광을 발생시킨다. 또한, 광대역 광원(20)은 특정 수술 애플리케이션에 적합한 조명에 이용된 스펙트럼 외부의 적어도 하나의 광장 범위 내에서 광을 발생시킨다. 이에 따라, 예를 들어, 적외 방사선(infrared radiation)이 OCT 애플리케이션들에 이용될 수 있다. OCT 애플리케이션들에 이용되는 통상적인 광장 대역들은 820-870nm, 1060nm, 또는 1300nm 주변의 광장을 포함한다. 특정 광장 대역이 광 가이드들과의 호환, 특정 동작 조건들 하에서의 관련된 성능 특성들, 또는 다른 유사한 고려사항들을 위해 선택될 수 있다. 다른 예에서, 고에너지의 청색 또는 자외 방사선이 조직 변형(tissue modification) 또는 다른 치료 애플리케이션들에 이용될 수 있다. 일반적으로, 조명 스펙트럼 외부의 다른 광과 광대역 조명의 임의의 적절한 조합이 채용될 수 있다.

[0016] 특정 실시예들에서, 광대역 광원(20)은 초연속 레이저(supercontinuum laser)일 수 있다. 초연속 레이저들은 가시 스펙트럼을 포함할 수 있는 광범위한 광장들에 걸쳐 협-대역 레이저 펄스를 분포하기 위한 분산매(dispersion medium)를 포함하는 레이저 소스들이다. 조명을 위해 이용된 이러한 폭넓은 스펙트럼 분포를 갖는 것에 대한 하나의 결점은, 비-가시 광장들에 상당한 에너지가 포함될 수 있다는 것이다. 청색 및 자외선 광장을 내의 에너지는, 자연 렌즈(natural lens)의 흡수 특징들에 의해 자외선 범위 내의 광장들로부터 정상적으로 보호되는 눈 내부의 안구 조직에 대해 특히 유해할 수 있다. 이와 같이, 적외 방사선도 안구 조직에 의해 쉽게 흡수되어 조직의 바람직하지 않은 가열을 발생될 수 있다. 이에 따라, 안전상의 이유로, 조명에 이용되는 초연속 레이저 소스로부터 비-가시 광장을 필터링하는 것이 바람직하며, 이는 에너지는 낭비되고 전반적인 시스템 효율은 감소된다는 것을 의미한다.

[0017] 본 발명의 다양한 실시예들은, 광을 가시 광장 범위 내의 조명광 및 조명광에 의해 조명되는 최소한의 수술 타겟 영역 내에서의 수술 동작을 위해 이용되는 수술광으로 분할함으로써, 그렇게 하지 않으면 손실될 수 있는 에

너지를 활용한다. 도 1에 도시된 실시예에서, 광대역 광원(20)은 광대역 광을 적어도 2개의 상이한 스펙트럼 컴포넌트들로 분할하는 파장 분할기(30)를 포함하며, 상기 2개의 상이한 스펙트럼 컴포넌트들 중 적어도 하나는 "백색광" 수술 조명에 적합한 가시 스펙트럼 대부분을 포함하는 파장 범위를 포함한다.

[0018] 광대역 광원(20)은 또한, 바람직한 에너지 및 파장 특징들을 갖는 개별적인 광 빔들을 생성하기 위해, 불필요한 또는 바람직하지 않은 잔여 파장들을 필터링 아웃하고 그리고/또는 조명광 및 수술광의 에너지 레벨을 변경하는 빔 컨디셔닝 엘리먼트들(40)을 포함한다. 특정 실시예들에서, 파장 분할기(30) 및/또는 빔 컨디셔닝 엘리먼트들(40)은, 사용자가 상이한 애플리케이션들에 대해 바람직한 대역의 수술광을 선택하도록 허용하는, 셀렉터들, 예를 들어, 스위치들 또는 전자 제어장치들을 포함할 수 있다. 이에 따라, 예를 들어, 상이한 적외 대역들은 OCT에 대해 선택 가능할 수 있다. 다른 예에서, OCT를 위해 이용되는 파장과 치료를 위해 이용되는 파장 사이에서 선택이 존재할 수 있다. 이는, 예를 들어, 조직에 대해 치료를 수행하고, 그후 그 치료가 완전하게 그리고 성공적으로 수행되었는지를 검증하기 위해 유용할 수 있다.

[0019] 광대역 광원은 조명광과 수술광을 (하나 또는 그 초파의 프로브들(100)에 차례로 결합되는) 광 가이드나 수술광 모듈에 결합시키는 결합 인터페이스들(50)을 더 포함한다. 결합 인터페이스들(50)은, 수술광 및 조명광이 타겟 부위에 효율적으로 전달되게 하도록 적응된 광 엘리먼트(optical element)들을 포함한다. 조명광의 경우, "백색광" 조명에 대한 폭넓은 스펙트럼 대역은 상당한 손실 없이 비교적 넓은 스펙트럼 범위가 전달되도록 요구한다. 이와 같이, 휙도에 대한 손실을 최소화하는 것이 바람직하므로, 광 가이드, 예를 들어, 광섬유에 결합할 때 높은 개구수를 갖는 것이 바람직하다. 높은 개구수는 또한 조명 광섬유로부터 방출된 광의 광각 분포(wide angular distribution)를 제공하며, 이는 결과적으로 더 작은 직경의 광섬유가 효율적으로 이용되도록 허용한다.

[0020] OCT에 대해 이용된 수술광은, 단일 모드 광섬유가 적절할 수 있도록, 상대적으로 더 좁은 스펙트럼 대역을 이용한다. 그러나, 정확한 OCT 측정들을 위해 필요한 축 정밀도(axial precision)로 인해, 저 분산 광섬유가 통상적으로 이용되며, 이 광 섬유는 또한 손실 없이 더 긴-파장의 적외 방사선을 전달하기에 적합해야만 한다. 이러한 예가 보여주는 바와 같이, 광섬유 및 관련 결합 광학계(50)는 통상적으로 동일한 소스로부터의 수술광 및 조명광에 대해 서로 상이할 것이다. 대안적으로, 조명광 및 수술광은, 공통의 광 가이드를 통해서 두 개의 형태들의 광이 전달되도록 조정될 수 있다. 이는, 조명광 및 수술광이 서로 간섭하지 않도록 조정되고, OCT와 같은 애플리케이션들에서 다양한 파장의 수술광이 복귀 빔으로부터 분리되게 하는 공통의 광 가이드용 결합 광학계(50)를 요구한다. 또한, OCT 또는 다른 수술 애플리케이션들에 이용되는 수술광과 함께 조명광이 스캐닝되는 것은 덜 바람직할 수 있으므로, 스캐닝 경로의 외부로 조명광을 재지향시키기 위해 스캐닝 광학계 앞에 분할기가 위치될 필요가 있다. 본 발명의 다양한 실시예들과는 대조적으로, 종래의 수술 프로브들은 공통의 광원을 사용하는 것에 관련된 이러한 문제들을 해결하지 못하고 있다.

[0021] 도시된 실시예에서, OCT 엔진(60)은 수술 모듈의 일 예로서 예시된다. OCT 엔진(60)은, 수술광을 이용하여 발생된 기준 빔과 수술광에 의해 조명된 조직으로부터 복귀하는 광 사이에서의 간섭을 측정하기 위한 간섭 측정 장치이다. 특정 실시예들에서, OCT 엔진(60)은 "스펙트럼 도메인 OCT"으로서 또한 알려진 분광계-기반 간섭계를 포함할 수 있다. 이는, 광의 상대적으로 넓은 스펙트럼 범위를 이용하고, 스펙트럼 대역 내의 이산 파장들의 간섭을 측정하여 타겟 조직에 관한 정보를 복원하는 OCT 시스템을 지칭한다. 이러한 애플리케이션들은, 광대역 광원(20)으로부터의 수술광이 수많은 파장들을 이미 포함할 것이기 때문에, 광대역 광원(20)에 특히 적합하다.

[0022] OCT 엔진(60)은 또한 정보를 프로세싱하기 위한 하나 또는 그 초파의 적합한 전자 컴포넌트들일 수 있는 프로세서(62)(마이크로프로세서, 마이크로컨트롤러, 주문형 집적 회로(ASIC), 또는 다른 프로그래머블 디바이스를 포함하지만 이에 한정되지 않음)를 포함한다. 프로세서(62)는 스캐닝된 조직의 산술적 표현을 발생시키기 위해 그 조직으로부터 반사된 광에 의해 생성된 간섭에 관한 정보를 프로세싱하며, 이는 결과적으로 조직의 전자 이미지를 생성하는데 이용될 수 있다. OCT 엔진(60)은 또한, 휙발성 또는 비-휘발성일 수 있는 전자적, 자기적, 또는 광학적 저장매체를 포함하는 임의의 적절한 형태의 정보 저장매체일 수 있는 메모리(64)를 포함한다. OCT 엔진(60)은 또한 스캔 컨트롤러(66)를 포함한다. 스캔 컨트롤러(66)는, OCT 엔진(60)에 의해 이용된 수술광을 재지향시키기 위해 광 컴포넌트들의 움직임을 제어하기에 적합한 프로세서(62) 및 메모리(64)를 포함할 수 있는, 임의의 적절한 조합 또는 하드웨어, 소프트웨어, 및/또는 펌웨어 및 기계적 컴포넌트들일 수 있다. 예를 들어, 프로브(100)가 OCT 빔에 대한 스캐닝 광학계를 포함하는 실시예들에서, 스캔 컨트롤러(66)는 스캐닝 메커니즘을 제어하기 위해 스캐닝 광학계에 연결될 수 있다.

[0023] OCT 활상 기법들 중 일 예에서, 간섭성 길이(coherence length)를 갖는 광 범은 프로브를 이용함으로써 타겟 조직 내 특정 스폿으로 지향될 수 있다. 간섭성 길이는, 프로브의 원위 단부에서 변화될 때, 조직의 조명된 부분의 상세한(in-depth) 이미지를 생성하기 위해 디-콘볼빙될 수 있는, 해상도 깊이(resolution depth)를 제공한다(A-스캔). B-스캔을 통해서 2-차원 조직 이미지가 획득될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, B-스캔들은 조직의 단면을 따른 직선들이다. 게다가, 조직 내 상이한 선들을 따라서 반복되는 B-스캔들을 수행함으로써, 조직의 3D 렌더링(rendition)이 제공될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, B-스캔들은 동일한 길이를 갖고 공통의 교차점으로부터 반경으로 배열된 선들의 세트일 수 있다. 따라서, 복수의 B-스캔들은 조직내에서 깊이를 갖는 원형의 영역의 이미지를 제공한다.

[0024] 몇몇 실시예들에서, OCT 기법들은 순방향-지향된 스캔 절차들을 이용한다. 이 경우, 광 조명은 프로브 종축의 순방향으로 일어난다. 순방향-지향된 스캔들에서, 타겟 조직은 프로브 종축에 수직하는 평면에서 프로브의 앞에 있을 수 있다. 따라서, 프로브의 텁으로부터 조직으로 그리고 그 조직으로부터 다시 프로브로 이동하는 광은 프로브 종축에 실질적으로 평행하는 방향으로 이동할 수 있다. 순방향-지향된 스캔들을 이용하는 몇몇 실시예들에서, 타겟 조직은 정확하지 않지만 대략적으로 프로브 종축에 수직할 수 있다. 게다가, 몇몇 실시예들에서, 타겟 조직으로/으로부터 그리고 프로브로/로부터 이동하는 광은 프로브 종축에 평행하지 않을 수 있지만, 프로브 종축에 대해 대칭적 패턴을 형성한다. 예를 들어, 순방향-지향된 스캔에서 타겟 조직을 조명하는 광은 프로브 종축에 대해 중실형 원뿔 또는 그 일부를 형성할 수 있다. 이와 같이, 순방향-지향된 스캔에서 엔도프로브에 의해 수집된 광은 프로브 종축 둘레에 원뿔 쪽면의 부분을 포함하는 3D 영역 내의 타겟 조직으로부터 비롯할 수 있다.

[0025] 도 2는 캐뉼라 어셈블리(110) 및 핸드-피스 하우징(150)을 포함하는 미세수술용 엔도프로브(100)를 도시한다. 캐뉼라 어셈블리(110)는 프로브 종축을 따라서 연신될 수 있고 제한된 단면을 가질 수 있는 엔도프로브(100)의 원위 단부를 포함한다. 예를 들어, 몇몇 실시예들에서, 캐뉼라 어셈블리(110)는 직경 약 0.5mm( $D_2$ )일 수 있고, 핸드-피스(150)는 수 mm 직경( $D_1$ ), 예를 들어, 12-18mm의 실질적으로 원통형 형상을 가질 수 있다. 결합 케이블(195)은 광대역 광원(20)의 결합 광학계(50)로부터 광을 전달하는 광 가이드들을 포함한다. 대안적인 실시예들에서, 별도의 프로브들(100)은 공통의 광원에 결합될 수 있거나, 수술광 및 조명광 모두는 공통의 광 가이드에 결합될 수 있다.

[0026] 몇몇 실시예들에서, 어셈블리(110)는 미세수술 처치를 위해 타겟 조직을 포함하는 조직에 접촉할 수 있다. 이에 따라, 어셈블리(110)는 조직의 감염 또는 오염을 방지하는 물질들로 코팅될 수 있다. 게다가, 수술 처치들 및 프로토콜들은 어셈블리(110)에 대한 위생적 표준들을 확립할 수 있고, 이들 모두는 그 전체가 본원에 참조에 의해 포함된다. 예를 들어, 어셈블리(110)는 한 번 사용된 후에 폐기되는 것이 바람직할 수 있다. 일부 상황들에서, 어셈블리(110)는 적어도, 상기 처치가 다른 환자에 대해, 또는 신체의 다른 부위에서 수행될 때마다 폐기될 수 있다.

[0027] 핸드-피스 하우징(150)은 프로브의 근위 단부에 더 가까울 수 있고, 엘리먼트(110)와 비교하여 더 큰 단면을 가질 수 있다. 엘리먼트(150)는, 몇몇 실시예들에 따라서, 엔도프로브(100)의 수동 조작에 적응될 수 있다. 엘리먼트(150)는 로봇 동작에 또는 자동화된 디바이스에 의한 훌딩에, 또는 원격으로 동작하는 디바이스에 적응될 수 있다. 어셈블리(110)가 살아있는 조직과 접촉하지만, 엘리먼트(150)는 살아있는 조직과 직접 접촉하지 않을 수 있다. 따라서, 엘리먼트(150)는 위생적 표준들을 준수할 수 있을지라도, 어셈블리(110)에 대해 이용되는 것과 비교하여 약간은 완화될 수 있다. 예를 들어, 엘리먼트(150)는 폐기 이전에 반복적으로 사용될 수 있는 엔도프로브(100)의 부품들 및 컴포넌트들을 포함할 수 있다.

[0028] 따라서, 본원에 개시된 바와 같이 엔도프로브(100)의 몇몇 실시예들은 엘리먼트(150) 내에 복잡한 컴포넌트들을 포함할 수 있고, 멀리 비싸고 교체가능한 컴포넌트들은 어셈블리(110) 내에 포함될 수 있다. 몇몇 실시예들은 일회용인 탈착식 엘리먼트(110)를 가질 수 있는 반면, 핸드-피스(150)는 몇 번이고 이용될 수 있다. 핸드-피스(150)는, 핸드-피스(150) 내의 내부 엘리먼트들로부터 발산하는 미립자들 또는 연기들을 통한 조직의 오염을 회피하기 위해 밀폐 밀봉될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 캐뉼라 어셈블리(110)는 접착제 본딩에 의해 핸드-피스(150)에 고정될 수 있다. 다른 실시예들에 따르면, 어셈블리(110)는 핸드-피스(150)로부터 제거가능하여 반복되는 처치들을 위해 엔도프로브(100)의 용이한 교체를 허용할 수 있다. 도 2와 일치하는 몇몇 실시예들은 일회용 엘리먼트(150) 및 일회용 어셈블리(110)를 가질 수 있다.

[0029] 몇몇 실시예들에서, OCT 기법은 측부 활상을 이용할 수 있다. 예를 들어, 측부 활상시에, 타겟 조직은 프로브 종축을 포함하는 평면에 대해 평행할 수 있다. 이와 같은 상황에서, 타겟 조직의 폐-루프 이미지를 생성하기

위해 프로브 종축 둘레의 원형 궤적 내에서 조명 스폷을 움직이게 하는 것이 바람직할 수 있다. 이러한 상황은 혈관내(endovascular) 처치들을 수반하는 미세 수술에서 발생할 수 있다. 예를 들어, 관상동맥 조영술 (coronary angiography)에서, 관상 동맥(coronary artery)의 내벽은 본원에서 설명된 실시예들을 이용하여 동맥 루멘(arterial lumen)을 따라서 원통형 섹션들에서 완벽하게 스캐닝할 수 있다.

[0030] 도 3은 본 발명의 특정 실시예들에 따라서 예시의 엔도프로브(100)의 캐뉼라 어셈블리(110)의 특정 특징들을 예시하는 도면이다. 도시된 실시예에서, 캐뉼라 어셈블리(110)는 OCT 광섬유(114) 주변에 캐뉼라(112)를 포함한다. 캐뉼라(112)는 외과 수술들 동안 절개부로의 삽입을 위해 임의의 적절한 재료, 예를 들어, 스테인레스 강으로 형성될 수 있다. 그루브 또는 채널이 조명 광섬유(116)를 수용하기 위해 캐뉼라 내부에 형성될 수 있다. 조명 광섬유(116)는 OCT 광섬유(114) 보다 상당히 더 작은 직경일 수 있다.

[0031] 도시된 실시예에서, 캐뉼라 어셈블리(110)는 캐뉼라 어셈블리(110)의 원위 단부에 위치된 스캐닝 광학계(118)를 포함한다. 스캐닝 광학계(118)는 광 빔(optical beam)을 스캐닝하기 위해 임의의 적절한 방식으로 이동가능한 광 엘리먼트(optical element)들을 포함한다. 스캐닝 광학계(118)는, 예를 들어, 타겟 영역에 걸쳐서 측정 빔을 스캐닝하기 위해 이용된 반대-회전 구배 지수(GRIN; counter-rotating gradient index) 렌즈들을 포함할 수 있다. 캐뉼라(112) 내의 조명 광섬유(116)는, 조명이 측정 OCT 빔과 함께 스캐닝되지 않도록, 스캐닝 광학계(118)를 바이패싱한다. 이는, 별도의 조명광 및 수술광이 유리하게 동일한 프로브(100) 내에서 용이하게 이용되도록 한다.

[0032] 도 4는 공통의 광원을 이용하여 조명 및 수술 애플리케이션들을 위한 광을 발생시키는 예시의 방법을 예시하는 플로우차트(200)이다. 단계(202)에서, 조명광 및 수술광을 포함하는 광대역 광이 발생된다. 앞서 언급된 바와 같이, 이 상황에서의 조명광은 수술 타겟 부위의 "백색광" 조명에 적합한, 적어도 대부분의 가시광 스펙트럼을 커버하는 광을 지칭한다. 수술광은 조명되는 수술 필드에 또는 그 필드 근처에 또한 전달된 조명광의 스펙트럼 대역 외부의 광을 지칭한다. 단계(204)에서, 광대역 광은 조명광 및 수술광으로 분할된다. 단계(206)에서, 조명광 및 수술광의 빔들이 컨디셔닝된다. 예를 들어, 이 광은 바람직하지 않은 파장들을 제거하기 위해 필터링 될 수 있고, 빔 균일성은 개선될 수 있으며, 또는 다른 빔 특징들이 목표 애플리케이션과 호환하기 위해 적절하게 조절될 수 있다.

[0033] 조명광은 단계(208)에서 제 1 결합 광학계를 이용하여 조명광 가이드에 결합된다. 이는, 예를 들어, 작은 직경의 광섬유일 수 있으며, 여기서 조명광은 높은 개구수를 갖는 광섬유에 결합되어 조명광이 방출될 때 광각 분포를 발생시킨다. 수술광은 단계(210)에서 조직 치료 또는 특징화를 위해 수술광의 애플리케이션을 제어하는 수술 모듈에 결합된다. 단계(212)에서, 수술광은 제 2 결합 광학계를 이용하여 수술광 가이드에 결합된다. 단계(214)에서, 조명광 가이드 및 수술광 가이드 모두는 수술 프로브에 결합된다. 그후, 이 프로브는 선택적인 수술 용도를 위해 수술 타겟 부위 가까이에 배치될 수 있다.

[0034] 본 발명의 특정 실시예들에서, 수술광의 파장은 사용자에 의해 선택가능할 수 있어서, 상이한 파장들은 또는 파장 범위들은 상이한 애플리케이션들에 이용될 수 있다. 예를 들어, 외과전문의는 조직을 특징화하기 위해 OCT 파장들을 이용하고, 다음으로 그 조직을 치료하기 위해 치료 파장으로 전환한 후, OCT 파장으로 복귀하여 치료가 성공적으로 수행되었다는 것을 검증할 수 있다. 일반적으로, 본원에 개시된 다양한 실시예에 부합하는 용도 또는 동작의 임의의 방법이 이러한 실시예들에 채용될 수 있다.

[0035] 도 5는 광대역 광원(20)의 예를 초연속 광원(300)의 형태로 예시한다. 초연속 광원은, 광결정 광섬유(photonics crystal fiber)와 같은 분산성 비-선형 매질에 고에너지 레이저 펄스들을 전달함으로써 광대역 레이저 에너지를 발생시키는, 초연속 레이저(302)를 포함한다. 이는, 그 펄스의 스펙트럼 분산성을 효과적으로 넓힌다. 초연속 레이저(302)는 또한 제어 전자장치들 및/또는 인터페이스(308)를 포함할 수 있고, 빔 전력은 광대역 펄스 품질을 유지하기 위해 전력 모니터(310)에 의해 모니터링될 수 있다. 조명 애플리케이션들에서, 다른 분산성 매질(304)을 이용하여 시간 도메인에서 펄스들을 더 연장(stretch)시키는 것이 바람직할 수 있으며, 이 펄스들은 결과적으로 프로브(100)와 같은 수술 프로브에 접속가능한 광 가이드(306)의 일부가 될 수 있다. 또한, 바람직하지 않은 또는 유해한 파장들을 필터링 아웃 하는 것과 같은 다른 빔 컨디셔닝이 수행될 수 있다.

[0036] 바람직하게, 초연속 빔의 공간적 간섭성은, 광 가이드(306)가 100 미크론 미만의 직경(또는 다른 가장 큰 단면 치수)을 갖는 나노-스케일 광 가이드(306)가 되도록, 활용될 수 있다. 특히, 높은 개구수를 갖는 나노-스케일 광 가이드, 예를 들어, 중심부의 굴절률과 피복부의 굴절률 사이에서 큰 차이를 갖는 광섬유가, 발광된 광의 광각 분포가 존재하도록, 채용될 수 있다. 대안책은, 광각 분포를 생성하기 위해, 예를 들어, 집광형 집열기 (compound parabolic concentrator) 내부로 나노-스케일 광을 형성함으로써, 그 나노-스케일 광의 텁 형상을

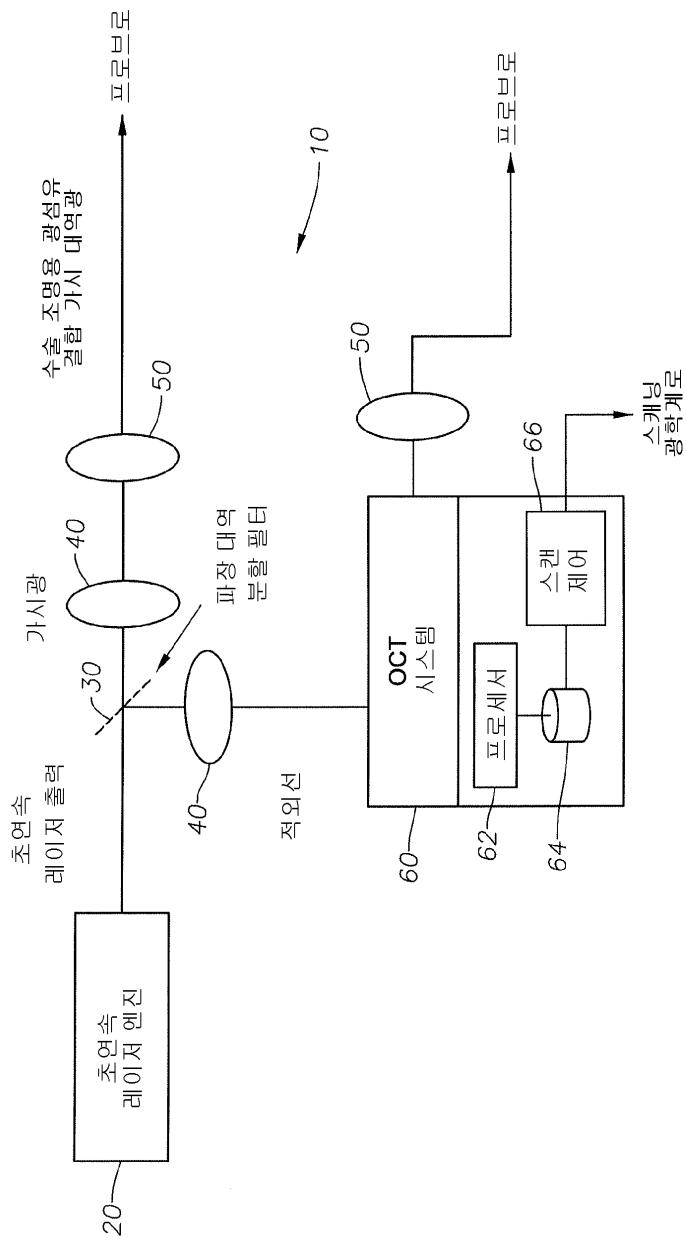
테이퍼링하는 것일 수 있다. 발광된 광의 각 분포도를 넓히기 위해 빔 확산 광학계(312)가 또한 이용될 수 있다. 비간섭성 백색광을 갖는 이러한 작은 광 가이드들로부터 적합한 각 분포를 생성하는 것은 어렵거나 또는 불가능할 수 있지만, 초연속 레이저의 간섭성은 상대적으로 넓은 수술 필드를 조명하기 위해 충분한 각 분포도 뿐만 아니라 충분한 조명(5-15 루멘스 정도)을 모두 허용한다.

[0037]

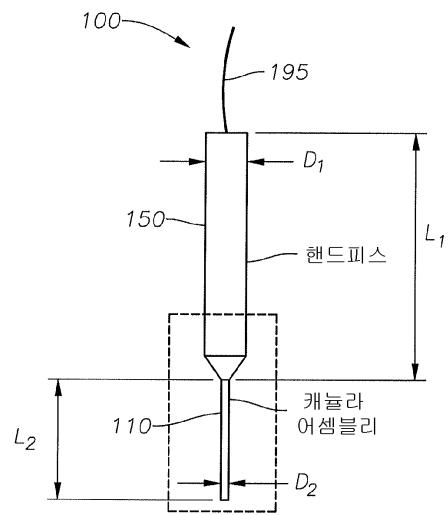
본 발명의 다양한 실시예들은 공통의 광원을 이용하여 수술 타겟 영역에 조명광 및 수술광을 제공한다. 앞서 설명된 본 발명의 실시예들은 예시적일 뿐이다. 당업자는 구체적으로 개시된 것들로부터 다양한 대안적인 실시예들을 인식할 것이다. 이러한 대안적인 실시예들은 또한 이 개시물의 범위 내에 있도록 의도된다. 이와 같이, 본 발명은 이하의 청구항들에 의해서만 제한된다.

## 도면

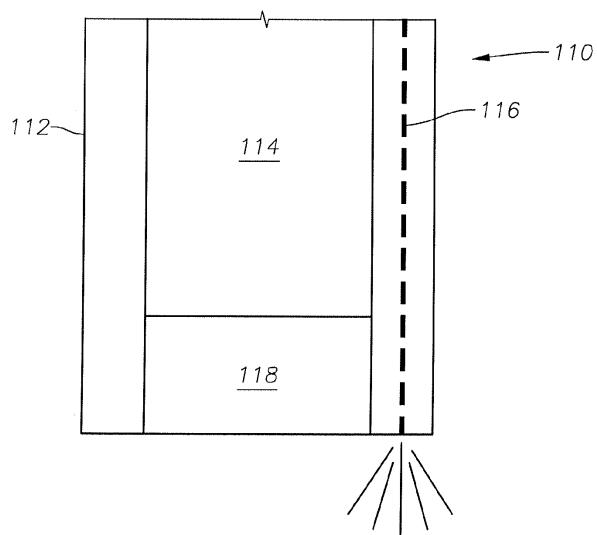
## 도면1



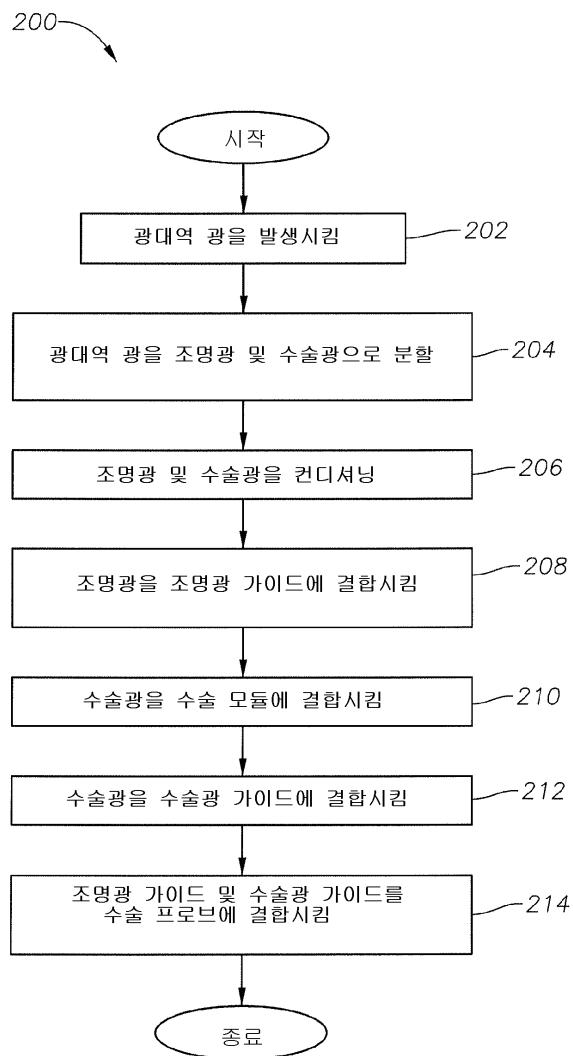
도면2



도면3



## 도면4



도면5

