



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2022년02월17일  
(11) 등록번호 10-2364976  
(24) 등록일자 2022년02월15일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 90/00 (2016.01) A61B 1/00 (2017.01)  
A61B 1/002 (2006.01) A61B 34/10 (2016.01)  
A61B 34/20 (2016.01) A61B 6/00 (2006.01)  
A61B 6/02 (2006.01)  
(52) CPC특허분류  
A61B 90/36 (2016.02)  
A61B 1/00195 (2013.01)  
(21) 출원번호 10-2016-7028537  
(22) 출원일자(국제) 2014년09월15일  
심사청구일자 2019년09월11일  
(85) 번역문제출일자 2016년10월13일  
(65) 공개번호 10-2017-0044610  
(43) 공개일자 2017년04월25일  
(86) 국제출원번호 PCT/CA2014/050877  
(87) 국제공개번호 WO 2015/135058  
국제공개일자 2015년09월17일  
(30) 우선권주장  
PCT/CA2014/050268 2014년03월14일 캐나다(CA)  
(56) 선행기술조사문헌  
JP10071158 A\*  
US20100256504 A1\*  
W02008111070 A2\*  
JP2003503135 A\*  
\*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자  
시넵티브 메디컬 (바베이도스) 아이엔씨.  
바베이도스, 하이 스트리트 브리지타운, 첼서리 하우스  
(72) 발명자  
우드, 미셸  
캐나다, 온타리오 엠6에이치 2퍼4, 토론토, 245 콘코드 애비뉴  
피론, 카메론  
캐나다, 온타리오 엠5알 2이4, 토론토, 111 하젤튼 애비뉴  
(뒷면에 계속)  
(74) 대리인  
황의만, 황성필

전체 청구항 수 : 총 16 항

심사관 : 최석규

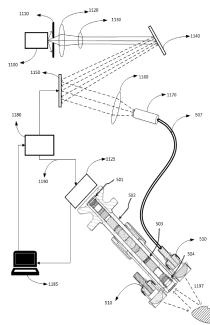
(54) 발명의 명칭 조직 구조의 위치를 수술 중 확인하기 위한 방법 및 시스템

(57) 요약

시스템, 방법 및 장치는 의료 시술 중에 조직 구조의 위치를 수술 중 확인하기 위해 제공된다. 의료 시술을 받은 해부학적 부위 부근에서 환자의 골격 구조의 수술 전 영상 데이터가 획득된다. 절차 중, 조직이 노출된 후에 편광 민감-광 간섭성 단층 촬영(PS-OCT)을 사용하여 골격 구조 부근에서, 조직의 선택된 영역을 스캐닝함으로써 수

(뒷면에 계속)

대표도 - 도9



술 중 영상 데이터가 획득된다. 골격 구조 부근에서 구조적 조직화를 나타내는 조직의 영역은 수술 중(PS-OCT) 영상 데이터로부터 식별된다. 해부학적 부위 부근에서 골격 구조의 수술 전 영상 데이터와 수술 중(PS-OCT) 영상 데이터를 기하학적으로 연관시키고 등록시킨 다음 구조적 정보를 나타내는 조직의 영역에 대하여 선험적 공지의 해부학적 정보를 사용하여 행해진다.

(52) CPC특허분류

**A61B 1/002** (2013.01)

**A61B 6/02** (2022.01)

**A61B 6/505** (2013.01)

**A61B 2034/107** (2016.02)

**A61B 2034/2051** (2016.02)

**A61B 2034/2055** (2016.02)

**A61B 2090/364** (2016.02)

(72) 발명자

**유와라지, 멀어가타스**

캐나다, 온타리오 엘6썸 2피3, 40 신디아 진 스트리트 마크햄

**세라, 갈**

캐나다, 온타리오 엠4더블유 2엑스5, 토론토, 29 던바 로드

**리치몬드, 조슈아**

캐나다, 온타리오 엠3에이치 2쥬6, 토론토, 133 요크 다운스 드라이브

**맥파텐, 스테펜**

캐나다, 온타리오 엠6제이 0에이4, 토론토, 528-1169 퀸 스트리트 웨스트

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

컴퓨터 프로세서에 의하여 수행되는 환자의 골격 구조에 관하여 조직화된 조직 구조의 위치를 수술 중 확인하는 컴퓨터 구현방법으로서, 상기 방법은:

해부학적 부위에서 환자의 골격 구조의 수술 전 영상 데이터를 획득하는 단계;

의료 시술 중에 해부학적 부위에서 조직을 노출시킨 후, 편광 민감-광 간섭성 단층 촬영(PS-OCT)을 사용한 의료 시술을 받은 해부학적 부위에서, 조직의 선택된 영역을 스캐닝함으로써 국부 수술 중 영상 데이터를 획득하는 단계로서, 상기 영상 데이터는 환자의 골격 구조에 관하여 조직화된 조직 구조의 위치를 확인하는데 사용가능한 것인, 상기 국부 수술 중 영상 데이터를 획득하는 단계;

상기 국부 수술 중 PS-OCT 영상 데이터로부터, 상기 골격 구조에 바로 인접하는 구조적인 조직화를 나타내는 조직 영역을 식별하는 단계;

상기 국부 수술 중 PS-OCT 영상 데이터로부터, 상기 골격 구조에 대한 랜드마크 위치에 관하여 상기 골격 구조에 바로 인접하는, 구조적인 조직화를 나타내는 조직의 부착점을 식별하는 단계;

해부학적 부위 내 조직의 선택된 국부 영역의 위치를 결정하기 위하여 해부학적 부위에서 골격 구조의 수술 전 영상 데이터와 국부 수술 중 PS-OCT 영상 데이터를 기하학적으로 연관시키고 등록시키기 위해서, 구조적인 조직화를 나타내는, 조직 영역에 대한 선험적(a priori) 해부학적 정보를 사용하는 단계;

초분광 촬영을 사용하여, 의료 시술을 받은 해부학적 부위에서 조직의 선택된 국부 영역을 스캐닝함으로써 국부 수술 중 초분광 영상 데이터를 획득하는 단계;

초분광 데이터를 획득하면서 백색광 비디오를 획득하는 단계로서, 상기 백색광 비디오를 획득하는 단계는 초분광 영상 프레임을 수집하면서 백색 프레임을 간헐적으로 획득하는 단계와 다중화 방식으로 상이한 파장 밴드에서 추가적인 영상을 획득하는 단계를 포함하고, 그에 의하여 백색광 비디오 피드를 개별적으로 생성하는 것인, 상기 백색광 비디오를 획득하는 단계;

상기 국부 수술 중 초분광 영상 데이터로부터, 상기 조직의 선택된 국부 영역에서 국부 혈관 구조를 식별하는 단계;

상기 국부 혈관 구조와 기하학적으로 매칭하는 혈관 구조의 부위를 식별하고 위치시키기 위하여 혈관 영상 데이터를 검색하는 단계;

매칭하는 혈관 구조를 식별하고 위치시키자마자, 국부 혈관 구조의 위치를 확인하기 위해 조직 내에 혈관 구조를 가진 조직의 선택된 국부 영역에서 국부 혈관 구조를 기하학적으로 연관시키고 등록시키는 단계; 및

혈관 구조를 나타내는 조직의 선택된 영역을 탐색하기 위하여 수술 계획의 계획을 수술 중에 업데이트하도록 해부학적 부위의 혈관 구조의 수술 전 영상 데이터와 함께 상기 등록된 국부 수술 중 초분광 영상 데이터를 사용하는 단계로서, 상기 등록된 초분광 데이터를 포함하는 등록 데이터는 탐색 시스템과 함께 수술 중 업데이트되는 것인, 국부 수술 중 초분광 영상 데이터를 사용하는 단계;

를 포함하고,

구조적인 조직화를 나타내는, 조직의 영역에 관한 상기 선험적 해부학적 정보는, 상기 골격 구조에 대한 랜드마크 위치에 관하여, 상기 골격 구조에 바로 인접하는 구조적인 조직화를 나타내는, 조직의 부착점에 관한 정보를 포함하고, 상기 랜드마크 위치는 상기 수술 전 영상 데이터 및 국부 수술 중 PS-OCT 영상 데이터로부터 식별가능하고,

상기 혈관 구조는 혈관벽을 포함하는, 방법.

#### 청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 해부학적 부위에 바로 인접하는 골격 구조의 수술 전 영상 데이터는 컴퓨터 단층 촬영(CT), 자기 공명 영상(MRI) 및 광 간섭성 단층 촬영(OCT) 중 하나를 사용하여 획득되는 것을 특징으로 하는, 방법.

### 청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 자기 공명 영상은 T1 자기 공명 영상(T1 MRI)을 포함하는 것을 특징으로 하는, 방법.

### 청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 구조적인 조직화를 나타내는 조직은 인대, 힘줄, 근육, 연골, 결합막, 신경, 망막, 몇몇 뼈 구조, 기관, 식도, 혀, 치아 및 다른 결합 조직 중 적어도 하나를 더 포함하는 것을 특징으로 하는, 방법.

### 청구항 5

제 1 항에 있어서,

구조적인 조직화를 나타내는, 상기 조직 영역에 대한 선험적 해부학 정보는, 골격 구조상의 랜드마크 위치에 관하여 골격 구조에 대한 구조적인 조직화를 나타내는 상기 조직의 부착점을 포함하는 것을 특징으로 하는, 방법.

### 청구항 6

컴퓨터 프로세서에 의하여 시술 중에 환자의 골격 구조에 대한 조직화된 조직 구조의 위치를 수술 중에 확인하는 방법으로서:

의료 시술을 받은 해부학적 부위에서 환자의 골격 구조의 수술 전 영상 데이터를 획득하는 단계;

의료 시술 중에 해부학적 부위에서 조직을 노출시킨 후, 편광 민감-광 간섭성 단층 촬영(PS-OCT)을 사용한 의료 시술을 받은 해부학적 부위에서, 조직의 선택된 영역을 스캐닝함으로써 국부 수술 중 영상 데이터를 획득하는 단계로서, 상기 영상 데이터는 환자의 골격 구조에 관하여 조직화된 조직 구조의 위치를 확인하는데 사용가능한 것인, 상기 국부 수술 중 영상 데이터를 획득하는 단계;

상기 국부 수술 중 PS-OCT 영상 데이터로부터, 골격 구조에 바로 인접하는 구조적인 조직화를 나타내는, 조직 영역을 식별하는 단계;

상기 국부 수술 중 PS-OCT 영상 데이터로부터, 상기 골격 구조에 대한 랜드마크 위치에 관하여 상기 골격 구조에 바로 인접하는, 구조적인 조직화를 나타내는, 조직의 부착점을 식별하는 단계;

해부학적 부위 내 조직의 선택된 국부 영역의 위치를 결정하기 위하여 해부학적 부위에서 골격 구조의 수술 전 영상 데이터와 국부 수술 중 PS-OCT 영상 데이터를 기하학적으로 연관시키고 등록시키기 위해서, 구조적인 조직화를 나타내는, 조직 영역에 대한 선험적 해부학적 정보를 사용하는 단계;

초분광 촬영을 사용하여, 의료 시술을 받은 해부학적 부위에서 조직의 선택된 국부 영역을 스캐닝함으로써 국부 수술 중 초분광 영상 데이터를 획득하는 단계;

초분광 데이터를 획득하면서 백색광 비디오를 획득하는 단계로서, 상기 백색광 비디오를 획득하는 단계는 초분광 영상 프레임을 수집하면서 백색 프레임들 간헐적으로 획득하는 단계와 다중화 방식으로 상이한 파장 밴드에서 추가적인 영상을 획득하는 단계를 포함하고, 그에 의하여 백색광 비디오 피드를 개별적으로 생성하는 것인, 상기 백색광 비디오를 획득하는 단계;

상기 국부 수술 중 초분광 영상 데이터로부터, 상기 조직의 선택된 국부 영역에서 국부 혈관 구조를 식별하는 단계;

상기 국부 혈관 구조와 기하학적으로 매칭하는 혈관 구조의 부위를 식별하고 위치시키기 위하여 혈관 영상 데이터를 검색하는 단계;

매칭하는 혈관 구조를 식별하고 위치시키자마자, 국부 혈관 구조의 위치를 확인하기 위해 조직 내에 혈관 구조

를 가진 조직의 선택된 국부 영역에서 국부 혈관 구조를 기하학적으로 연관시키고 등록시키는 단계; 및

혈관 구조를 나타내는 조직의 선택된 영역을 탐색하기 위하여 수술 궤적의 계획을 수술 중에 업데이트하도록 해부학적 부위의 혈관 구조의 수술 전 영상 데이터와 함께 상기 등록된 국부 수술 중 초분광 영상 데이터를 사용하는 단계로서, 상기 등록된 초분광 데이터를 포함하는 등록 데이터는 탐색 시스템과 함께 수술 중 업데이트되는 것인, 국부 수술 중 초분광 영상 데이터를 사용하는 단계;

을 포함하고,

구조적인 조직화를 나타내는, 조직의 영역에 관한 상기 선행적 해부학적 정보는, 상기 골격 구조에 대한 랜드마크 위치에 관하여, 상기 골격 구조에 바로 인접하는 구조적인 조직화를 나타내는, 조직의 부착점에 관한 정보를 포함하고, 상기 랜드마크 위치는 상기 수술 전 영상 데이터 및 국부 수술 중 PS-OCT 영상 데이터로부터 식별가능하고,

상기 혈관 구조는 혈관벽을 포함하는, 방법.

## 청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 의료 시술을 받은 해부학적 부위에 바로 인접하는 골격 구조의 수술 전 영상 데이터는 컴퓨터 단층 촬영(CT), 자기 공명 영상(MRI) 및 광 간섭성 단층 촬영(OCT) 중 하나를 사용하여 획득하는 것을 특징으로 하는, 방법.

## 청구항 8

제 7 항에 있어서,

상기 자기 공명 영상은 T1 자기 공명 영상(T1 MRI)을 포함하는 것을 특징으로 하는, 방법.

## 청구항 9

제 6 항에 있어서,

상기 구조적인 조직화를 나타내는 조직은 인대, 힘줄, 근육, 연골, 결합막, 신경, 망막, 몇몇 뼈 구조, 기관, 식도, 혀, 치아 및 다른 결합 조직의 적어도 하나를 더 포함하는 것을 특징으로 하는, 방법.

## 청구항 10

제 6 항에 있어서,

구조적인 조직화를 나타내는, 상기 조직 영역에 대한 상기 선행적 해부학 정보는, 골격 구조상의 랜드마크 위치에 관하여 골격 구조에 대한 구조적인 조직화를 나타내는 상기 조직의 부착점을 포함하는 것을 특징으로 하는, 방법.

## 청구항 11

환자의 골격 구조와 관련한 조직화된 조직 구조의 위치를 수술 중에 확인하기 위한 컴퓨터로 구현된 시스템으로서,

조직의 선택된 국부 영역의 국부 수술 중 영상 데이터를 획득하기 위해서 조직의 선택된 국부 영역을 스캔하도록 구성된 편광 민감-광 간섭성 단층 촬영(PS-OCT) 장치; 및

메모리 스토리지를 갖는 컴퓨터 프로세서로서, 상기 컴퓨터 프로세서는 상기 편광 민감-광 간섭성 단층 촬영 장치와 결합되고, 상기 메모리 스토리지는 해부학적 부위에 바로 인접하는 환자의 골격 구조의 수술 전 영상 데이터 및 구조적인 조직화를 나타내는 조직 영역에 대한 선행적 해부학적 정보를 저장하는 것인, 상기 컴퓨터 프로세서;

를 포함하고,

상기 컴퓨터 프로세서는:

국부 수술 중 PS-OCT 영상 데이터로부터, 골격 구조에 바로 인접하는 구조적인 조직화를 나타내는 조직 영역을

식별하고, 상기 영상 데이터는 환자의 골격 구조에 관하여 바로 인접하는 조직화된 조직 구조의 위치를 확인하는데 사용가능한 것이고;

상기 국부 수술 중 PS-OCT 영상 데이터로부터, 상기 골격 구조에 대한 랜드마크 위치에 관하여 상기 골격 구조에 바로 인접하는, 구조적인 조직화를 나타내는 조직의 부착점을 식별하고;

해부학적 부위 내 조직의 선택된 국부 영역의 위치를 결정하기 위하여 해부학적 부위에서 골격 구조의 수술 전 영상 데이터와 국부 수술 중 PS-OCT 영상 데이터를 기하학적으로 연관시키고 등록시키기 위해서, 구조적인 조직화를 나타내는, 조직 영역에 대한 선험적 해부학적 정보를 사용하고;

초분광 촬상을 사용하여, 의료 시술을 받은 해부학적 부위에서 조직의 선택된 국부 영역을 스캐닝함으로써 국부 수술 중 초분광 영상 데이터를 획득하고;

초분광 영상 프레임을 수집하면서 백색 프레임을 간헐적으로 획득하고 다중화 방식으로 상이한 파장 밴드에서 추가적인 영상을 획득함으로써 초분광 데이터를 획득하면서 백색광 비디오를 획득하고, 그에 의하여 백색광 비디오 피드가 개별적으로 생성되고;

상기 국부 수술 중 초분광 영상 데이터로부터, 상기 조직의 선택된 국부 영역에서 국부 혈관 구조를 식별하고;

상기 국부 혈관 구조와 기하학적으로 매칭하는 혈관 구조의 부위를 식별하고 위치시키기 위하여 혈관 영상 데이터를 검색하고;

매칭하는 혈관 구조를 식별하고 위치시키자마자, 국부 혈관 구조의 위치를 확인하기 위해 조직 내에 혈관 구조를 가진 조직의 선택된 국부 영역에서 국부 혈관 구조를 기하학적으로 연관시키고 등록시키고; 또한

혈관 구조를 나타내는 조직의 선택된 영역을 탐색하기 위하여 수술 계획의 계획을 수술 중에 업데이트하도록 해부학적 부위의 혈관 구조의 수술 전 영상 데이터와 함께 상기 등록된 국부 수술 중 초분광 영상 데이터를 사용하고, 상기 등록된 초분광 데이터를 포함하는 등록 데이터는 탐색 시스템과 함께 수술 중 업데이트되는 것이고,

구조적인 조직화를 나타내는, 조직의 영역에 관한 상기 선험적 해부학적 정보는, 상기 골격 구조에 대한 랜드마크 위치에 관하여, 상기 골격 구조에 바로 인접하는 구조적인 조직화를 나타내는, 조직의 부착점에 관한 정보를 포함하고, 상기 랜드마크 위치는 상기 수술 전 영상 데이터 및 국부 수술 중 PS-OCT 영상 데이터로부터 식별가능하고, 상기 혈관 구조는 혈관벽을 포함하는, 시스템.

## 청구항 12

컴퓨터 프로세서에 의하여 의료 시술 중에 표면 조직 아래에 위치한 혈관 구조의 위치를 수술 중 확인하는 컴퓨터 구현방법으로서,

자기 공명 화상에 근거하여 조영제를 사용한 의료 시술을 받은 해부학적 부위에서 조직의 수술 전 영상 데이터를 획득하는 단계;

상기 수술 전 영상 데이터로부터, 조직 내에 혈관 구조를 식별하는 단계;

의료 시술 중에 해부학적 부위에서 조직을 노출시킨 후, 초분광 촬상을 사용하여 의료 시술을 받은 해부학적 부위에서 조직의 선택된 국부 영역을 스캐닝함으로써 국부 수술 중 초분광 영상 데이터를 획득하는 단계;

초분광 데이터를 획득하면서 백색광 비디오를 획득하는 단계로서, 상기 백색광 비디오를 획득하는 단계는 초분광 영상 프레임을 수집하면서 백색 프레임을 간헐적으로 획득하는 단계와 다중화 방식으로 상이한 파장 밴드에서 추가적인 영상을 획득하는 단계를 포함하고, 그에 의하여 백색광 비디오 피드를 개별적으로 생성하는 것인, 상기 백색광 비디오를 획득하는 단계;

상기 국부 수술중 초분광 영상 데이터로부터, 조직의 선택된 국부 영역에서 국부 혈관 구조를 식별하는 단계; 및

상기 국부 혈관 구조와 기하학적으로 매칭하는 혈관 구조의 부위를 식별하고 위치시키기 위하여 혈관 영상 데이터를 검색하고, 매칭하는 국부 혈관 구조를 식별하고 위치시키자마자 국부 혈관 구조의 위치를 확인하기 위해 조직 내에 혈관 구조와 조직의 선택된 국부 영역에서 국부 혈관 구조를 기하학적으로 연관시키고 등록시키는 단계를 포함하는, 방법.

### 청구항 13

제 12 항에 있어서, 상기 조영제는 가돌리늄 조영제를 포함하는 것을 특징으로 하는, 방법.

### 청구항 14

컴퓨터 프로세서에 의하여 수행되는 방법으로서, 상기 방법은:

자기 공명 화상에 근거하여 조영제를 사용한 의료 시술을 받은 해부학적 부위에서 조직의 수술 전 영상 데이터를 획득하는 단계;

상기 수술 전 영상 데이터로부터 조직 내에 혈관 구조를 식별하는 단계;

상기 의료 시술 중에 해부학적 부위에서 조직을 노출시킨 후, 초분광 촬상을 사용하여 의료 시술을 받은 해부학적 부위에서 조직의 선택된 국부 영역을 스캐닝함으로써 국부 수술 중 초분광 영상 데이터를 획득하는 단계;

초분광 데이터를 획득하면서 백색광 비디오를 획득하는 단계로서, 상기 백색광 비디오를 획득하는 단계는 초분광 영상 프레임을 수집하면서 백색 프레임을 간헐적으로 획득하는 단계와 다중화 방식으로 상이한 파장 밴드에서 추가적인 영상을 획득하는 단계를 포함하고, 그에 의하여 백색광 비디오 피드를 개별적으로 생성하는 것인, 상기 백색광 비디오를 획득하는 단계;

상기 국부 수술 중 초분광 영상 데이터로부터, 조직의 선택된 국부 영역에서 국부 혈관 구조를 식별하는 단계;

국부 혈관 구조를 기하학적으로 매칭하는 혈관 구조의 부위를 식별하고 위치시키기 위하여 상기 혈관 영상 데이터를 검색하는 단계;

매칭하는 국부 혈관 구조를 식별하고 위치시키자마자, 국부 혈관 구조의 위치를 확인하기 위해 조직 내에 혈관 구조와 조직의 선택된 국부 영역에서 국부 혈관 구조를 기하학적으로 연관시키고 등록시키는 단계; 및

혈관 구조를 나타내는 조직의 선택된 영역을 통해 탐색하도록 수술 궤적을 계획하기 위하여 해부학적 부위의 조직에서 혈관 구조의 수술 전 영상 데이터와 상기 등록된 국부 수술 중 초분광 영상 데이터를 사용하는 단계를 포함하는, 방법.

### 청구항 15

제 14 항에 있어서,

상기 조영제는 가돌리늄 조영제를 포함하는 것을 특징으로 하는, 방법.

### 청구항 16

컴퓨터 프로세서에 의하여 의료 시술 중에 표면 조직 아래에 위치한 혈관 구조의 위치를 수술 중 확인하는 컴퓨터 구현방법으로서:

조직의 선택된 영역에서 혈관 구조의 국부 수술 중 초분광 영상 데이터를 획득하기 위해서 의료 시술 중에 조직이 노출된 후에 조직 표면 아래에 조직의 선택된 영역을 스캔하도록 구성된 초분광 촬상 장치; 및

메모리 스토리지를 가지고 상기 초분광 촬상 장치에 결합된 컴퓨터 프로세서로서, 상기 메모리 스토리지는 자기 공명 화상에 근거하여 조영제를 사용하여 획득한 의료 시술을 받은 해부학적 부위에서 조직의 수술 전 영상 데이터를 저장하고, 상기 수술 전 영상 데이터는 조직 내에서의 혈관 구조에 관한 데이터를 포함하는 것인, 상기 컴퓨터 프로세서를 사용하고,

상기 컴퓨터 프로세서는,

상기 국부 수술 중 초분광 영상 데이터로부터, 혈관 구조를 나타내는 조직의 하나 이상의 국부 영역을 식별하고;

초분광 영상 프레임을 수집하면서 백색 프레임을 간헐적으로 획득하고 다중화 방식으로 상이한 파장 밴드에서 추가적인 영상을 획득함으로써 초분광 데이터를 획득하면서 백색광 비디오를 획득하고, 그에 의하여 백색광 비디오 피드가 개별적으로 생성되고; 또한,

하나 이상의 국부 혈관 구조와 기하학적으로 매칭하는 하나 이상의 혈관 구조의 부위를 식별하고 위치시키기 위

하여 혈관 영상 데이터를 검색하고, 하나 이상의 매칭하는 국부 혈관 구조를 식별하고 위치시키자마자, 하나 이상의 국부 혈관 구조의 위치를 확인하기 위해 조직 내에 혈관 구조의 해당하는 영역과 조직의 선택된 국부 영역에서 하나 이상의 국부 혈관 구조를 기하학적으로 연관시키고 등록하는, 방법.

## 발명의 설명

### 기술 분야

[0001] 본 출원은 2014년 3월 14일에 출원된 발명의 명칭 "수술의 화상 시스템"인 국제 특허출원번호 PCT/CA2014/050268에 우선권 주장되고, 이 전문은 본 국제 PCT 특허출원으로부터 임의의 미국 국내 단계 출원 또는 본 국제 PCT 특허출원으로부터 출원된 연속-바이-패스 출원의 목적을 위해 참조되고, 우선권 주장됨으로써 본원에 포함된다.

[0002] 본 발명은 광학 촬상, 및 보다 특히 초분광 촬상을 사용한 최소 침습 치료 및 영상 가이드 의료 기술에 사용되는 촬상방법에 관한 것이다.

### 배경 기술

[0003] 생체 조직의 광학 흡수 및 산란 특성은 조직의 화학적 및 구조적 특성과 상호 작용하는 광의 파장 모두에 의존한다. 그것은 종종 조직(조직의 스펙트럼)에서 화학적 또는 구조적으로 특별하기 때문에, 광의 기능으로서 조직 변화의 이들 흡수 및 산란 특성이 특히 유용할 수 있다. 예를 들면, 옥시- 및 데옥시-헤모글로빈의 흡수 특성은 혈액과 조직의 산소화를 측정하는데 사용될 수 있고, 상이한 세포 크기에 의해 야기되는 산란 변화는 암 발병 전과 암에 걸린 조직을 검출하는데 사용할 수 있다. 광의 기능으로서, 광학 특성에서의 이들 변화를 측정하는 분야가 분광학으로서 알려져 있고 다양한 파장에서의 광을 측정하기 위한 장치는 분광기로서 알려져 있다. 분광학은 의료에서 현재 및 잠재적인 어플리케이션의 풍부함을 발견해 왔다.

[0004] 전통적인 분광기는 시료의 단일점에서 광의 스펙트럼을 측정한다. 그러나, 1, 2차원이 공간적이고 3차원이 파장인 경우, 다수의 공간점에서의 스펙트럼을 조합하여 3D 공간의 데이터세트(가끔 하이퍼큐브라 함)를 형성한다. 즉, 각 영상 화소는 전체적인 스펙트럼보다는 강도 또는 RGB 값을 갖는다. 이것은 초분광 촬상으로서 알려져 있고 공간적으로 해결되는 조직의 화학적 또는 미세 구조의 특성이 영상화될 수 있으므로 조직의 보다 완전한 이해를 제공하기 때문에 강력한 기술이고 조직 분화를 위한 유용한 기술일 수 있다. Dicker 외[고해상도 초분광 촬상을 사용한 일반 피부 및 흑색종의 차이]에 의한 논문에 따르면, 초분광 영상 분석(또는 초분광 촬상)은 임상적 헤마토크실린 에오신 염색 표본(즉, 정상 및 비정상 피부, 양성 모반 및 흑색종)에서의 양성 및 악성 피부 조직 사이의 스펙트럼 차이를 찾는 데 적용된다. 결과는 염색 및 단면 두께가 제어된다고 가정하면 초기 데이터 세트의 모든 피부 상태를 객관적으로 분화시킬 수 있다는 것이 드러났다.

## 발명의 내용

### 해결하려는 과제

[0005] 시스템, 방법 및 장치는 의료 기술 중에 조직 구조의 위치를 수술 중에 확인하기 위해 제공된다. 실시형태에 있어서, 의료 기술을 받은 해부학적 부위 부근에서 환자의 골격 구조의 수술 전 화상 데이터가 획득된다. 절차 중, 조직이 노출된 후, 수술 중 영상 데이터는 편광 민감-광 간섭성 단층 촬영(PS-OCT)을 사용한 골격 구조 부근에서 조직의 선택된 영역을 스캐닝함으로써 획득된다. 골격 구조 부근에서 구조적 조직화를 나타내는 조직 영역은 수술 중(PS-OCT) 영상 데이터로부터 식별된다. 해부학적 부위 부근에서 골격 구조의 수술 전 영상 데이터와 수술 중(PS-OCT) 영상 데이터를 기하학적으로 연관시키고 등록시킨 다음, 구조적 정보를 나타내는 조직 영역에 대해서 선험적(a priori) 공지의 해부학적 정보를 사용하여 행해진다.

[0006] 또 다른 실시형태에 있어서, 해부학적 부위에서 조직의 전반적인 수술 전 영상 데이터는 자기 공명 촬상에 근거하여 조영제를 사용하여 획득되고 식별된다. 영상 데이터로부터, 조직 내에 전반적인 혈관 구조가 식별된다. 의료 기술 중에 해부학적 부위에서 조직을 노출한 후, 수술 중 영상 데이터는 초분광 촬상을 사용하여, 조직의 선택된 국부 영역을 스캐닝함으로써 획득된다. 이 수술 중 초분광 영상 데이터로부터, 조직의 선택된 국부 영역의 국부 혈관 구조가 위치되고 식별된다. 국부 혈관 구조를 기하학적으로 매칭하는 전반적인 혈관 구조의 부위를 식별하고 위치시키기 위해서 전반적인 혈관 영상 데이터가 검색된다. 2개의 촬상 영상 사이에 매칭하는 혈관 구조를 식별하고 위치시키자마자, 조직의 선택된 국부 영역에서 하나 이상의 국부 혈관 구조가 하나 이상의 국부



혈관 구조의 위치를 확인하기 위해 조직 내에 전반적인 혈관 구조로 등록된다.

## 과제의 해결 수단

- [0007] 따라서, 의료 시술을 받은 해부학적 부위 부근에서 환자의 골격 구조의 수술 전 영상 데이터를 획득하는 단계;
- [0008] 의료 시술 중에 해부학적 부위에서 조직을 노출한 후, 편광 민감-광 간섭성 단층 촬영(PS-OCT)을 사용한 의료 시술을 받은 해부학적 부위의 골격 구조 부근에서, 조직의 선택된 영역을 스캐닝함으로써 수술 중 영상 데이터를 획득하는 단계;
- [0009] 수술 중(PS-OCT) 영상 데이터로부터, 골격 구조 부근에서 구조적인 조직화를 나타내는 조직의 영역을 식별하는 단계; 및
- [0010] 해부학적 부위 부근에서 골격 구조의 수술 전 영상 데이터와 수술 중(PS-OCT) 영상 데이터를 기하학적으로 연관 시키고 등록시키기 위해서 구조적인 정보를 나타내는 조직의 영역에 대해서 선험적 공지의 해부학적 정보를 사용하는 단계를 포함하는 의료 시술 중에 환자의 골격 구조에 관하여 조직화된 조직 구조의 위치를 수술 중 확인 하는 컴퓨터 구현방법을 본원에 개시하고 있다.
- [0011] 의료 시술을 받은 해부학적 부위 부근에서 골격 구조의 수술 전 영상 데이터는 컴퓨터 단층 촬영(CT), 자기 공명 영상(MRI) 및 광 간섭성 단층 촬영(OCT) 중 어느 하나를 사용하여 획득될 수 있다.
- [0012] MRI 기술의 예로는 T1 자기 공명 영상(T1 MRI)이다.
- [0013] 구조적인 조직화를 나타내는 조직은 인대, 힘줄, 근육, 연골, 결합막, 신경, 망막, 혈관벽, 몇몇 뼈 구조, 기관, 식도, 혀, 치아 및 다른 결합 조직을 포함한다.
- [0014] 구조적인 정보를 나타내는 조직의 영역에 대해서 선험적 공지의 해부학적 정보는 골격 구조에 대한 랜드마크 위치에 관하여 골격 구조에 대한 구조적인 정보를 나타내는 조직의 부착점을 포함할 수 있다.
- [0015] a) 의료 시술을 받은 해부학적 부위 부근에서 환자의 골격 구조의 수술 전 영상 데이터를 획득하는 단계;
- [0016] 의료 시술 중에 해부학적 부위에서 조직을 노출한 후, 편광 민감-광 간섭성 단층 촬영(PS-OCT)을 사용한 의료 시술을 받은 해부학적 부위의 골격 구조 부근에서, 조직의 선택된 영역을 스캐닝함으로써 수술 중 영상 데이터를 획득하는 단계;
- [0017] 수술 중(PS-OCT) 영상 데이터로부터, 골격 구조 부근에서 구조적인 조직화를 나타내는 조직의 영역을 식별하는 단계; 및
- [0018] 해부학적 부위 부근에서 골격 구조의 수술 전 영상 데이터와 수술 중(PS-OCT) 영상 데이터를 기하학적으로 연관 시키고 등록시키기 위해서 구조적인 정보를 나타내는 조직의 영역에 대해서 선험적 공지의 해부학적 정보를 사용한 단계에 의해, 의료 시술 중에 환자의 골격 구조에 관하여 조직화된 조직 구조의 위치를 수술 중 확인하는 단계; 및
- [0019] b) 해부학적 부위 부근에서 골격 구조의 수술 전 영상 데이터와 등록된 수술 중(PS-OCT) 영상 데이터를 사용하여 구조적인 정보를 나타내는 조직의 선택된 영역을 피하기 위해 수술 궤적을 계획하는 단계를 포함하는 방법을 본원에 개시하고 있다.
- [0020] 또한, 조직의 선택된 영역의 수술 중 영상 데이터를 획득하기 위해서 의료 시술 중에 조직이 노출된 후 조직의 선택된 영역을 스캔하도록 구성된 편광 민감-광 간섭성 단층 촬영(PS-OCT) 장치;
- [0021] 메모리 스토리지를 갖는 컴퓨터 프로세서를 포함하는 의료 시술 중 환자의 골격 구조에 관하여 조직화된 조직 구조의 위치를 수술 중 확인하기 위한 컴퓨터 구현방법을 개시하고 있고,
- [0022] 상기 편광 민감-광 간섭성 단층 촬영은 컴퓨터 프로세서와 접속되어 있고, 상기 메모리 스토리지는 의료 시술을 받은 해부학적 부위 부근에서 환자의 골격 구조의 수술 전 영상 데이터를 저장하고 있으며, 상기 메모리 스토리지는 구조적인 정보를 나타내는 조직의 영역에 대해서 선험적 공지의 해부학적 정보를 저장하고 있고;
- [0023] 상기 컴퓨터 프로세서는 a) 수술 중(PS-OCT) 영상 데이터로부터, 골격 구조 부근에서 구조적인 조직화를 나타내는 조직의 영역을 식별하고;
- [0024] b) 해부학적 부위 부근에서 골격 구조의 수술 전 영상 데이터와 수술 중(PS-OCT) 영상 데이터를 기하학적으로

연관시키고 등록시키기 위해서 구조적인 정보를 나타내는 조직의 영역에 대해서 저장된 선험적 공지의 해부학적 정보를 사용한다.

- [0025] 또한, 본 발명은 자기 공명 화상에 근거하여 조영제를 사용한 의료 시술을 받은 해부학적 부위에서 조직의 전반적인 수술 전 영상 데이터를 획득하고 영상 데이터로부터 조직 내에 전반적인 혈관 구조를 식별하는 단계;
- [0026] 의료 시술 중에 해부학적 부위에서 조직을 노출한 후, 초분광 촬상을 사용하여 의료 시술을 받은 해부학적 부위에서 조직의 선택된 국부 영역을 스캐닝함으로써 수술 중 영상 데이터를 획득하는 단계;
- [0027] 수술 중 초분광 영상 데이터로부터, 조직의 선택된 국부 영역에서 국부 혈관 구조를 식별하는 단계; 및
- [0028] 국부 혈관 구조를 기하학적으로 매칭하는 전반적인 혈관 구조의 부위를 식별하고 위치시키며, 매칭하는 국부 혈관 구조를 식별하고 위치시키자마자, 국부 혈관 구조의 위치를 확인하기 위해 조직 내에 전반적인 혈관 구조와 조직의 선택된 국부 영역에서 국부 혈관 구조를 기하학적으로 연관시키고 등록시키기 위한 전반적인 혈관 영상 데이터를 검색하는 단계를 포함하는 의료 시술 중에 표면 조직 아래에 위치한 혈관 구조의 위치를 수술 중 확인하는 컴퓨터 구현방법을 제공한다.
- [0029] 자기 공명 화상에 근거하여 조영제를 사용한 의료 시술을 받은 해부학적 부위에서 조직의 전반적인 수술 전 영상 데이터를 획득하고 영상 데이터로부터 조직 내에 전반적인 혈관 구조를 식별하는 단계;
- [0030] 의료 시술 중에 해부학적 부위에서 조직을 노출한 후, 초분광 촬상을 사용하여 의료 시술을 받은 해부학적 부위에서 조직의 선택된 국부 영역을 스캐닝함으로써 수술 중 영상 데이터를 획득하는 단계;
- [0031] 수술 중 초분광 영상 데이터로부터, 조직의 선택된 국부 영역에서 국부 혈관 구조를 식별하는 단계;
- [0032] 국부 혈관 구조를 기하학적으로 매칭하는 전반적인 혈관 구조의 부위를 식별하고 위치시키며, 매칭하는 혈관 구조를 식별하고 위치시키자마자, 국부 혈관 구조의 위치를 확인하기 위해 조직 내에 전반적인 혈관 구조와 조직의 선택된 국부 영역에서 국부 혈관 구조를 기하학적으로 연관시키고 등록시키기 위한 전반적인 혈관 영상 데이터를 검색하는 단계; 및
- [0033] b) 해부학적 부위의 조직에서 혈관 구조의 수술 전 영상 데이터와 등록된 초분광 영상 데이터를 사용하여 혈관 구조를 나타내는 조직의 선택된 영역을 통해 탐색하도록 수술 계획을 계획하는 단계를 포함하는 방법을 개시하고 있다.

### 발명의 효과

- [0034] 본 발명의 실용적이고 유리한 양태의 추가 이해는 하기 상세한 설명 및 도면을 참조하여 실현될 수 있다.

### 도면의 간단한 설명

- [0035] 실시형태는 도면을 참조하여, 단지 예로서 설명될 것이다.
- 도 1은 최소 침습 접근 포트-기반 수술을 지원하기 위한 예시 탐색 시스템을 나타낸다.
- 도 2는 탐색 시스템의 시스템 구성 부품을 도시하는 블록 다이어그램이다.
- 도 3은 탐색 시스템을 사용한 포트-기반 수술 절차에 수반된 처리 단계를 도시하는 플로우 차트이다.
- 도 4는 비디오 내시경을 사용한 예시 실시형태 포트-기반 뇌 수술이다.
- 도 5(a)는 카메라 커풀러 및 조명 광학계를 가진 비디오 내시경의 예시 실시형태이다.
- 도 5(b)는 외부 광원에서 비디오 내시경으로 광을 전달하는데 사용되는 섬유 다발의 예시 실시형태이다.
- 도 5(c)는 비디오 내시경 및 조명 어셈블리의 예시 실시형태이다.
- 도 6은 비디오 내시경의 예시 촬상 광학 서브-시스템을 도시한다.
- 도 7은 시야 배열의 광 시야를 위한 조명 광학 및 필터 휠의 배열을 도시한다.
- 도 8(a)은 2개의 조명원을 가진 포트의 말단부 및 반사면을 가진 포트에서 획득된 불균일한 조명을 도시한다.
- 도 8(b)은 2개의 조명원을 가진 포트의 말단부 및 거친면을 가진 포트에서 획득된 거의 균일한 조명을 도시한다.

도 9는 표준 초분광 촬상 시스템을 도시하는 예시 실시형태이다.

도 10은 다중화 방식의 초분광 데이터 및 백색광 영상을 획득하기 위한 방법을 도시하는 플로우 차트이다.

도 11은 특정 파장 밴드에서 촬상을 도시하는 예시 실시형태이다.

도 12는 컴퓨터 제어 시스템의 비-제한적인 구현의 예를 나타낸다.

### 발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0036] 다양한 실시형태 및 발명의 양태는 후술하는 상세한 사항을 참조하여 기재될 것이다. 하기 설명 및 도면은 본 발명의 예시이고 본 발명을 제한하는 것으로서 해석되어서는 안된다. 다수의 특정 상세한 사항은 본 발명의 다양한 실시형태의 철저한 이해를 제공하기 위해 기재된다. 그러나, 소정 경우에 있어서, 잘 알려진 또는 종래의 상세한 사항은 본 발명의 실시형태의 간결한 설명을 제공하기 위해서 기재되지 않는다.
- [0037] 여기서 사용된 대로, 용어 "포함한다" 및 "포함하는"은 포함 및 제약을 두지 않는 것으로서 해석되어야 하고 제외가 아니다. 구체적으로, 본 명세서 및 청구항에 사용되는 경우, 용어 "포함한다" 및 "포함하는" 및 그 변형은 특정한 특징, 단계 또는 구성 부품이 포함되어 있다는 것을 의미한다. 이들 용어는 다른 특징, 단계 또는 구성 부품의 존재를 제외하는 것으로 해석되어서는 안된다.
- [0038] 여기서 사용된 대로, 용어 "예시"는 "예로서 제공, 예시, 또는 도시"를 의미하고 바람직하거나 본원에 개시된 다른 구성에 걸쳐 유리한 것으로서 해석되어서는 안된다.
- [0039] 본원에 사용된 대로, 용어 "거의" 및 "약"은 특성, 파라미터, 및 치수의 변형과 같은, 값의 범위의 상한과 하한에 존재할 수 있는 변형을 커버하는 것을 의미한다. 하나의 비-제한적인 예에 있어서, 용어 "거의" 및 "약"은 플러스 또는 마이너스 10% 이하를 의미한다.
- [0040] 포트-기반 수술은 포트가 수술 도구를 사용하여 관심이 있는 수술 영역을 접근하기 위해 도입되는 최소 침습 수술 기술이다. 복강경 기술과 같은 다른 최소 침습 기술과 달리, 포트 직경은 도구 직경보다 크다. 따라서, 관심이 있는 조직 영역은 포트를 통해서 가시적이다. 따라서, 피부 표면 아래에 깊이 몇 cm에서 관심이 있는 영역 및 포트의 좁은 통로를 통해 접근 가능한 노출된 조직은 현미경 및 비디오 내시경과 같은 외부적으로 위치한 광학 시스템을 사용하여 시각화될 수 있다.
- [0041] 포트-기반 수술 절차 중 조직 분화의 현재 방법은 외부적으로 위치한 비디오 내시경을 사용하여 시각적 검증을 수반한다. 외과의가 수술 절차 중 조직 타입을 효과적으로 확인하는 양적 수단을 가지고 있지 않기 때문에 조직 분화가 유용할 수 있다. 전통적으로, 이 방법이 조직 침투의 매우 제한된 깊이를 가지고 효과적으로 경두개로 사용될 수 없기 때문에 초분광 촬상은 뇌 수술에서 수술 중 사용되는 것이 기대되지 않는다.
- [0042] 또한, 혈관이 실수로 절단된 경우 포트-기반 수술의 좁은 통로는 종종 폐색된다. 이들 사건에 있어서, 외과의는 캐비티를 더 잘 보기 위해 그의 현재 수술 과정(예를 들면, 경막의 개구, 포트 또는 중앙 조직 절제의 트랜스-대뇌구 탐색을 위한 대뇌구의 약간의 수축)을 중단하고 캐비티를 세척하라는 요구를 받을 수 있다. 또한, 이러한 출혈은 특정 혈관벽이 출혈을 종료하기 위해 응고될 수 있도록 출혈의 위치를 신속하게 식별하는 것으로부터 외과의를 제한시킨다.
- [0043] 따라서, 본 발명의 몇몇 양태에 있어서, 시스템 및 방법은 최소 침습 포트 기반의 수술 절차에서 광학 촬상을 이용하기 위해 제공된다. 몇몇 실시형태에 있어서, 초분광 장치 및 방법은 이러한 절차 중에 수술 중 조직 분화 및 분석을 행하기 위해 기재된다.
- [0044] 도 1은 최소 침습 접근 포트-기반 수술을 지원하기 위한 예시 탐색 시스템을 나타낸다. 도 1은 최소 침습 포트 기반 수술 절차의 투시도를 도시한다. 도 1에 나타난 바와 같이, 외과의(101)는 수술실(OR) 환경에서 환자에 대하여 최소 침습 포트-기반 수술을 행한다. 장비 타워, 카메라, 디스플레이 및 추적 도구를 포함하는 탐색 시스템(200)은 그의 절차 중에 외과의(101)를 돕는다. 또한, 조작자(103)는 작동, 제어 및 탐색 시스템(200)을 위한 지원을 제공하기 위해 존재한다.
- [0045] 도 2는 예시 탐색 시스템의 시스템 구성 부품을 도시하는 블록 다이어그램이다. 도 2의 탐색 시스템(200)은 비디오 영상을 표시하기 위한 모니터(211), 광학 범위(204)를 지원하는 장비 타워(201), 기계적 암(202)을 포함한다. 장비 타워(201)는 프레임(즉, 랙 또는 카트)에 실장되어 자동화된 암과 추적된 도구를 관리하기 위해 컴퓨터, 계획 소프트웨어, 탐색 소프트웨어, 전력 공급 및 소프트웨어를 포함할 수 있다. 예시 실시형태는 듀얼 디

스플레이를 가진 단일 타워 구성(211, 205)으로서 장비 타워(201)를 구상하고 있지만, 다른 구성(즉, 듀얼 타워, 단일 디스플레이 등)도 존재할 수 있다. 또한, 장비 타워(201)는 정류 AC 어댑터 전력 공급 이외에 긴급 용 전력을 제공하기 위한 UPS(범용 전력 공급)로 구성될 수도 있다.

[0046] 또한, 예시 실시형태 도 2는 수술 절차의 기록 및 상이한 소스로부터 오디오, 비디오, 감각 및 다중-모드(즉, CT, MR, US 등) 입력을 캡처를 실시간 제공하는 기록 모듈(220)을 갖는 장비 타워(201)도 구상된다. 모든 관련 데이터는 장비 타워(201)에 수신되고 기록 모듈(220)에 의해 메모리에 저장된다. 수술 절차는 처음부터 자동적으로 기록되거나 조작자 및/또는 관리자에 의해 제어될 수 있다. 다른 실시형태에 있어서, 절차가 자동적으로 기록(디폴트에 의해)될 수 있지만, 절차가 완료된 후에 기록을 무효화하거나 삭제시키기 위한 옵션이 있을 수 있다.

[0047] 환자의 뇌는 헤드 홀더(217)에 의해 제자리에 유지되고 접근 포트(206) 및 도입부(210)가 헤드에 삽입된다. 도입부(210)는 추적 시스템(213)을 사용하여 추적되고, 이것은 탐색 시스템(200)을 위해 위치 정보를 제공한다. 추적 시스템(213)은 노던 디지털 활상(NDI)에 의해 행해진 것과 유사한 3D 광학 추적 스테레오 카메라일 수 있다.

[0048] 기계적 암(202) 및 포트(206)의 위치 데이터는 이들 도구에 위치한 기준 마커(212)의 검출에 의해 추적 시스템(213)에 의해 결정될 수 있다. 2차 디스플레이(205)는 추적 시스템(213)의 출력을 제공할 수 있다. 출력은 멀티-뷰 디스플레이의 일부로서 축, 시상 및 관상 뷰로 나타낼 수 있다.

[0049] 접근 포트를 사용한 최소 침습 뇌 수술은 이전에 수술이 불가능한 것으로 간주된 뇌종양에 대해 수술을 행하는 최근 고안된 방법이다. 접근 포트를 뇌에 도입하기 위해서, 비외상성의 팁을 가진 도입부(210)는 접근 포트 내에 위치될 수 있고 헤드 내에 접근 부위를 위치시키는데 채용될 수 있다. 상술한 바와 같이, 도입부(210)는 도 2에 제시된 대로, 추적을 위한 기준 마커(212)를 포함할 수 있다. 기준 마커(212)는 전자기 추적 시스템의 경우 광 추적 시스템 또는 픽업 코일의 경우 반사 영역일 수 있다. 기준 마커(212)는 추적 시스템(213)에 의해 검출되고 그들 각각의 위치는 추적 소프트웨어에 의해 추론된다.

[0050] 일단 뇌에 삽입되면, 도입부(210)는 접근 포트의 중심 개구를 통해서 조직에 대한 접근을 허용하기 위해 제거될 수 있다. 그러나, 일단 도입부(210)가 제거되면, 접근 포트는 더이상 추적될 수 없다. 따라서, 접근 포트는 탐색 시스템(200)에 의해 식별을 위해 구성된 추가적인 포인팅 도구에 의해 간접적으로 추적될 수 있다.

[0051] 도 2에 있어서, 접근 포트(206)를 유지하기 위한 가이드 클램프(218)가 제공될 수 있다. 가이드 클램프(218)는 선택적으로 결합하여 환자로부터 접근 포트를 제거할 필요 없이 접근 포트(206)와 함께 분리될 수 있다. 몇몇 실시형태에 있어서, 접근 포트는 단힌 위치에 있는 동안 클램프 내에서 상하로 슬라이드될 수 있다. 잠금 기구는 가이드 클램프에 부착 또는 가이드 클램프와 일체화될 수 있고, 후술하는 바와 같이, 선택적으로 한 손으로 작동될 수 있다.

[0052] 다시 도 2를 참조하여, 작은 관절 암(219)은 가이드 클램프(218)를 유지하기 위해서 부착점으로 제공될 수 있다. 관절 암(219)은 위치 가이드 클램프(218)에 대하여 6 자유도까지 가질 수 있다. 관절 암(219)은 제자리에 고정되는 경우 가이드 클램프(218)가 환자의 헤드에 관하여 이동될 수 없는 것을 보장하기 위해 환자 헤드 홀더(217), 또는 또 다른 적합한 환자 고정대에 근거하여 포인트에 부착되거나 부착 가능할 수 있다. 가이드 클램프(218)와 관절 암(219) 사이에 인터페이스는 유연하거나, 선택적으로 제자리에 고정될 수 있다. 유연성은 접근 포트가 뇌 내에서 다양한 위치로 이동될 수 있기 때문에 바람직하지만, 여전히 고정점을 중심으로 회전한다.

[0053] 이 기능을 달성할 수 있는 이러한 결합의 예로는 가느다란 바 또는 막대이다. 접근 포트(206)가 다양한 위치로 이동하면, 바 또는 막대는 벤드에 대향할 것이고, 원래의 중심 위치로 접근 포트(206)를 이동시킬 것이다. 또한, 결합될 경우, 결합은 강성이 되도록 관절 암 사이에 결합, 및 접근 포트 가이드에 선택적 칼라가 부착될 수 있다. 현재, 이러한 방식으로 접근 포트를 위치시키는 것을 가능하게 하기 위한 이러한 기구는 존재하지 않는다.

[0054] 도 3은 탐색 시스템을 사용한 포트-기반 수술 절차에 수반된 공정 단계를 도시하는 플로우 차트이다. 제 1 단계는 포트-기반 수술 계획을 받아들이는 것을 수반한다(단계 302). 수술 계획을 생성하고 선택하기 위한 과정의 상세한 설명을 PCT 특허출원번호 PCT/CA2014050272의, 제목 "최소 침습 치료를 위한 계획, 탐색 및 시뮬레이션 시스템 및 방법"에 개요를 설명하고, 이것은 미국 임시 특허출원번호 61/800,155 및 61/924,993에 우선권 주장되며, 그 전문이 참조로서 모두 본원에 포함된다. 상술한 바와 같이, 예시 계획은 수술 전 3D 활상 데이터(즉, MRI, 초음파 등) 및 수신된 입력(즉, 열구 진입점, 타겟 위치, 수술 결과 기준, 추가로 3D 영상 데이터 정보)을



그것에 오버레이하고 투영된 수술 경로에 대한 계산된 스코어에 근거하여 하나 이상의 궤적 경로를 표시하는 것으로 구성될 수 있다. 상술한 수술 계획은 일례일 수 있고; 다른 수술 계획 및/또는 방법도 구상될 수 있다.

[0055] 일단 계획이 탐색 시스템에 받아들여지면(단계 302), 환자는 헤드 또는 신체 유지 기구를 사용하여 위치에 부착된다. 헤드 위치는 탐색 소프트웨어를 사용하여 환자 계획과 함께 확인된다.

[0056] 도 3을 참조하여, 다음 단계는 환자의 등록을 개시하는 것이다(단계 306). 단계 "등록" 또는 "영상 등록"은 하나의 좌표계에 상이한 데이터 세트를 변형시키는 처리를 나타낸다. 데이터는 다수의 사진, 상이한 센서, 시간, 깊이, 또는 관점에서의 데이터일 수 있다. "등록" 과정은 상이한 촬상 양상으로부터의 영상이 동시 등록되는 의료 촬상에 대해 본 출원에서 사용된다. 등록은 이들 상이한 양상으로부터 획득되는 데이터를 비교하거나 통합할 수 있기 위해서 필수적이다.

[0057] 당업자는 이용 가능한 다수의 등록 기술이 있고 그들 중 하나 이상이 본 출원에 사용될 수 있다는 것을 이해할 것이다. 비-제한적인 예는 상관관계 매트릭스를 통하여 영상의 강도 패턴을 비교하는 강도-기반 방법을 포함하는 반면, 특징-기반 방법은 점, 선, 및 윤곽과 같은 영상 특징 사이에서 대응을 발견한다. 영상 등록 알고리즘은 타겟 영상 공간을 참조 영상 공간에 관련시키는데 사용되는 변형 모델에 따라 분류될 수도 있다. 또 다른 분류는 단일-양상 및 다중-양상방법 사이에서 이루어질 수 있다. 단일-양상방법은 통상적으로 동일한 스캐너/센서 타입에 의해 획득된 동일한 양상으로 영상을 등록, 예를 들면 일련의 MR 영상이 공동 등록될 수 있는 반면, 다중-양상 등록방법은 상이한 스캐너/센서 타입에 의해 획득된 영상, 예를 들면 MRI 및 PET를 등록하는데 사용된다. 본 발명에 있어서, 피사체의 영상이 자주 상이한 스캐너로 획득되기 때문에 다중-양상 등록방법이 헤드/뇌의 의료 촬상에 사용된다. 실시예는 중앙 위치 파악을 위해 뇌 CT/MRI 영상 또는 PET/CT 영상의 등록, 비-조영제-증강 CT 영상에 대한 조영제-증강 CT 영상의 등록, 및 초음파와 CT의 등록을 포함한다.

[0058] 일단 등록이 확인되면(단계 308), 환자는 드레이프된다(단계 310). 통상적으로, 드레이핑은 수술 절차 중 살균 장을 생성하고 유지하기 위해 살균 배리어로 환자 및 주변 영역을 커버하는 것을 수반한다. 드레이핑의 목적은 비살균 및 살균 영역 사이에서 미생물(즉, 박테리아)의 통로를 제거하는 것이다.

[0059] 드레이핑이 완료되자마자(단계 310), 다음 단계는 환자 결합점(단계 312) 및 사전 계획 개두술(단계 314)을 확인하는 것이다.

[0060] 개두술 단계의 사전 계획이 완료되자마자(단계 312), 다음 단계는 뼈 플랩이 뇌에 접근하기 위해 두개골로부터 일시적으로 제거(단계 316)되는 개두술(단계 314)을 절단하는 것이다. 등록 데이터는 이 시점에서 탐색 시스템으로 업데이트된다(단계 322).

[0061] 다음 단계는 개두술 내에 결합 및 운동 범위를 확인하는 것이다(단계 318). 일단 이 데이터가 확인되면, 절차는 결합점에서 경막을 절단하고 열구를 식별하는 다음 단계로 진행된다(단계 320). 또한, 등록 데이터는 이 시점에서 탐색 시스템으로 업데이트된다(단계 322).

[0062] 일 실시형태에 있어서, 관심이 있는 수술 영역에 카메라의 시선을 맞추으로써, 이 등록 업데이트는 해당 영역에 대한 최적의 일치율을 보장하기 위해 조작되면서, 수술 부위(관심이 있는) 이외에 영역에 영향을 미치는 임의의 불균일한 조직 변형을 무시한다. 또한, 관심이 있는 조직의 실제 관점과 조직의 오버레이 표시를 매칭함으로써, 특정 조직 표시가 비디오 영상에 매칭될 수 있으므로, 관심이 있는 조직의 등록을 보장시키는 경향이 있다.

[0063] 예를 들면, 포스트 개두술 뇌(즉, 노출된 뇌)의 비디오는 영상화된 열구 맵으로 매칭될 수 있고; 노출된 혈관의 비디오 위치는 혈관의 영상 분할로 매칭될 수 있으며; 병소 또는 종양의 비디오 위치는 종양의 영상 분할로 매칭될 수 있고; 및/또는 비강 내에 내시경술에서 비디오 영상은 비강 정렬을 위해 비강에 뼈 표면의 뼈 렌더링으로 매칭될 수 있다.

[0064] 다른 실시형태에 있어서, 다수의 카메라가 사용될 수 있고 추적된 기구 뷰와 오버레이됨으로써, 동시에 제시되는 데이터와 오버레이의 다수의 뷰를 허용하게 하고, 이것은 등록에서도 높은 신뢰성, 또는 치수/뷰 이상의 보정을 제공하는 경향이 있을 수 있다.

[0065] 그 후, 캐놀러 삽입 과정이 개시된다(단계 324). 캐놀러 삽입은 궤적 계획에 따라, 단계(320)에서 식별된 대로, 통상적으로 열구 경로를 따라 포트를 뇌에 삽입하는 것을 수반한다. 캐놀러 삽입(단계 324)은 완전한 궤적 계획이 실행될 때까지 포트를 결합에 대해 정렬하고 계획된 궤적(단계 332)을 설정한 다음, 타겟 깊이에 캐놀러 삽입하는 단계(단계 334)를 반복하는 것을 수반하는 반복 과정이다.

[0066] 도 3을 참조하여, 외과적 절제술(단계 326)을 행해 관심이 있는 뇌 및/또는 종양의 일부를 제거한다. 절제술

(단계 326)은 미세하고 넓은 절제술(단계 336)을 포함하는 계속적인 루프이다. 다음 단계는 미세하거나 넓은 절제술(단계 336) 중 어느 하나가 행해질 수 있는 초분광 촬상(단계 338)을 수반한다. 초분광 촬상(단계 338)은 조직 분화의 형태로서 사용되고 암 줄기 세포를 조사하기 위해 외과의를 도울 수 있다. 또한, 외부 비디오 내시경의 일부로서 또는 분리 모듈로서 중 어느 하나로 작동되는 초분광으로의 영상 조직에 대한 능력은 조직의 흡수를 사용한 화학적 촬상을 행하기 위한 능력, 산란 특성에 근거하여 조직을 구별하기 위한 능력, 및/또는 감소된 흡수 또는 산란 특성을 갖는 파장에서 촬상에 의해 시각화를 개선시키기 위한 능력을 제공할 수 있다.

[0067] 일단 절제술(단계 326)이 완료되면, 외과의는 너로부터 포트 및 임의의 추적 기구를 제거함으로써 캐놀러 삽입을 제거한다(단계 328). 마지막으로, 외과의는 경질을 닫고 개두술을 완료한다(단계 330).

[0068] 도 4는 비디오 내시경을 사용한 예시 포트-기반 뇌 수술 절차를 도시한다. 도 4에 있어서, 조작자(404), 통상적으로 외과의는 비디오 내시경(402)을 정렬하여 포트(406) 아래를 자세히 본다. 비디오 내시경(402)은 조정 가능한 기계적 암(410)에 부착될 수 있다. 포트(406)는 그것에 부착된 추적 도구(408)를 가질 수 있고, 이 경우 추적 도구(408)가 탐색 시스템의 추적 시스템에 의해 추적된다.

[0069] 비디오 내시경(402)이 일반적으로 내시경 또는 현미경일지라도, 이들 장치는 수술 절차가 최소 침습 뇌 수술의 경우와 같이 좁고 사방이 막힌 공간에 걸쳐 행해지고 오랜 기간에 걸쳐 행해질 경우 광학 및 인체 공학의 제한이 도입된다.

[0070] 도 5(a)는 렌즈 어셈블리(511)(후술) 및 2개의 조명 운반 지점(512)으로 구성된 비디오 내시경의 설계를 도시한다. 렌즈 어셈블리(511)는 근위 단부에서 밀봉된 윈도우(501)를 따라 접안 렌즈 단부에서 종료된다. OR 장치가 스팀 세척이 가능해야 하기 때문에 수밀봉을 유지할 수 있게, 밀봉된 윈도우(501)는 통상적으로 석영으로 이루어져 있다. 또한, 접안 렌즈 단부는 카메라에 대한 표준화한 실장점을 제공하는 카메라 커플러(505)를 갖는다(도시하지 않음). 카메라는 표준 화질(SD), 고화질(HD) 또는 초 고화질(UHD) 카메라일 수 있다. 또 다른 실시형태에 있어서, 카메라는 광 간섭성 단층 촬영(OCT) 또는 편광 민감-OCT와 같은 다른 촬상 기술로 대체될 수 있다. 렌즈 어셈블리의 말단부는 말단부에서 깨끗한 윈도우(513)와 함께 밀봉된다. 말단부는 조명 광학계(512)도 지원한다. 또 다른 실시형태에 있어서, 말단부는 편광 필터에 선택적으로 부착되어 편광 민감 촬상을 가능하게 할 수 있다.

[0071] 본원에 기재된 PS OCT 기술은 구조적 조직화를 나타내는 조직을 구체적으로 시각화하는데 사용될 수 있다. 이러한 조직 구조의 예는 뼈에 부착되는 힘줄을 포함한다. 구조적 조직화를 나타내는 조직의 다른 예는 인대, 근육, 연골, 조직 결합막, 신경, 망막, 혈관벽, 몇몇 뼈 구조, 기관, 식도, 혀 및 치아를 포함한다. PS OCT는 일반적으로 고도의 조직화를 가진 조직 구조가 강조되는 것처럼 나타나는 히트 맵 또는 의사 채색된 영상(참조: "인비트로 연골: 퇴행성 관절염에 대한 영향의 편광 민감 촬상과 콜라겐 조직화의 상관관계," W. Drexler 외, 류마티스학의 저널, 28권, 6호, 1311-1318)을 발생시킨다. 따라서, 시스템은 힘줄을 시각화하고 절차 중 이 조직에 대해 의도하지 않은 손상을 선택적으로 방지하기 위해 정형외과에 사용될 수 있다. 구조적 조직화의 높은 레벨을 나타내는 조직의 이들 식별된 영역(예를 들면, 종종 골격 구조 가까이에 위치되는 힘줄 및 인대)은 뼈가 용이하게 영상화되는 CT 및 MR 영상과 PS OCT 영상을 기하학적으로 연관시키기 위해서, 뼈와 힘줄의 공지의 부착점과 같은 선형적 정보와 함께 사용될 수 있다.

[0072] 삽입 부위, 힘줄-뼈 접합 및 인대-뼈 접합이 삽입술로서 알려져 있다. 삽입술의 해부학적 위치가 잘 알려져 있고 랜드마크는 이들 부착점 부근에서 뼈에 식별될 수 있다(참조: "해부학 및 열광의 생화학," Michael Benjamin, Ann Rheum Dis 2000, 59권, 12호, 995-999페이지). 따라서, 부근의 뼈 구조에 관하여 힘줄 또는 인대의 위치에 대하여 이 선형적 해부학적 정보는 뼈 구조를 정확하게 영상화한 다른 양상을 사용하여 획득된 수술 전 영상과 힘줄 또는 인대의 수술 중 PS-OCT 영상을 등록하는데 사용될 수 있다.

[0073] 예를 들면, 아킬레스 힘줄 삽입술의 힘줄-뼈 접합은 우수한 용기에 바로 인접한다. 이 영역은 부착점 또는 접합에서 매우 불규칙한 인터페이스를 특징으로 한다. 뼈의 이 특징적인 구조는 힘줄이 뼈에 부착되는 접합을 식별하는데 사용될 수 있다. 상이한 양상, 및 종종 상이한 스케일을 사용하여 획득된 영상의 기하학적인 상관관계는 영상 등록 또는 영상 합성으로서 알려져 있다.

[0074] 상술한 다중-모달 영상 등록을 위한 일반적인 방법은 "수술 전 계획 및 영상 안내 신경외과 수술 절차를 위한 다중-모달 영상 등록," Risholm 외, Neurosurg Clin N Am, 2011년 4월; 22(2): 197-206 및 "해마와 신피질 측두엽 표본의 희박하게 절개된 조직학에 탈채 MRI의 영상 등록," Goubran 외, NeuroImage, 83(2013); 770-781에 기재된 것을 포함한다. 의료 영상에 대한 영상 등록 방법의 광범위한 클래스도 "의료 영상 등록의 조사,"

Maintz 외, 의료 영상 분석(1998), 2권, 1호, 1-36페이지에 상세하게 기재된다.

[0075] 조명 광학계는 한 쌍의 커넥터(510)를 사용하여 회전 가능하게 부착되는 섬유 다발(507)로 구성된다. 커넥터(510)는 느슨한 슬리브(508)를 사용하여 섬유 다발(507)의 렌즈(509)와 팁 사이에 고정된 거리를 유지하면서 커넥터 내에서 섬유 다발이 자유롭게 회전하도록 허용한다(도 5(c)에서 570). 비디오 내시경이 도 4에 나타난 바와 같이 유지 시스템(도시하지 않음) 또는 기계적 암(410)에 이동될 경우 이 회전 운동은 섬유 다발에 대한 변형을 감소시킬 것이다. 기계적 암(410)이 수술 절차 중에 이동되는 경우 회전 가능한 커넥터(510)도 용이한 케이블 관리에 도움을 준다. 조명 광학계는 대물 렌즈와 가능한 한 가깝게 위치된다. 광학 렌즈 사이에 공간의 하나의 비-제한적인 예는 렌즈(509)의 직경이 약 15 mm인 렌즈(509) 중심 사이에서 약 30~35 mm, 또는 32~34 mm이다. 이 구성은 비디오 내시경의 말단부가 수술 포트의 하부로부터 25 cm~40 cm 사이인 경우 최대 강도와 수술 포트의 하부를 조명하기 위해 적합하다. 광학 보정기(503)는 스팀 세척 중에 광학 구성 부품에 스트레스를 제어하기 위해 열적 보정기로서의 역할을 하는데 사용된다. 홀더(506)는 렌즈 어셈블리에 기계적 스트레스를 도입하는 것 없이 비디오 내시경을 유지하고 조작하기 위해 어셈블리를 움켜잡기 쉽게 한다. 렌즈 어셈블리는 밀봉된 배럴(511) 내에 매입되어 정상적인 사용과 세척 중에 스팀 및 액체의 진압을 막는다. 카메라가 수동으로 이동되거나 로봇식 위치 시스템에 실장되는 경우 회전 가능한 부착 기구(510)는 섬유 다발의 자유 회전을 허용한다. 이것은 결과적으로, 파열에 영향을 받기 쉬운 섬유 다발에 과도한 스트레스를 막는다.

[0076] 도 5(c)는 조명 어셈블리(565)가 비디오 내시경 배럴(502) 주위에서 방사상으로 회전(560)하는 것을 허용하는 기능을 실현하기 위한 비-제한적인 예를 도시한다. 조명 어셈블리(565)는 기구(508) 및 렌즈(509)를 실장하는(도 5(a)의 경우와 같이) 비디오 내시경의 양쪽에 2개의 섬유 다발(507)로 구성된다. 이것은 외과의가 조명의 방향을 조정하도록 허용하고 그것이 수술 공간의 외과의 시야를 최소로 방해하도록 조명 어셈블리를 맞춘다. 조명 어셈블리는 착탈 클램프(555) 및 연관된 로크(550)를 사용하여, (410)과 같은 외부 위치 결정 기구에 비디오 내시경을 확보함으로써 비디오 내시경을 회전시키는 것 없이 자유롭게 회전시킬 수 있다. 탈착 클램프의 말단부(555) 및 연관된 로크(550)는 스레드 기구 또는 임의의 다른 기계적 고정 기구를 사용하여 함께 정합될 수 있다. 제거 클램프의 근위 단부(도시하지 않음)는 외부 위치 결정 기구(410)에 확보될 수 있다. 이것은 커넥터 내에 섬유 다발의 회전(570)과 함께 이 설계에서 가능한 회전(560)이 가시적인 수술 공간의 최소 중단으로 비디오 내시경의 위치 결정 및 방향을 가능하게 하고 동작 중에 섬유 다발에 대한 변형을 최소화시킨다는 것을 더 주목해야 한다. 마지막으로, 조명 어셈블리(565)는 원형 광 또는 단일 조명점과 같은 대체 구성으로 대체될 수 있다. 원형 광은 대물 렌즈의 둘레 주위에 광섬유 다발로부터 섬유 가닥(도시하지 않음)의 원형 배열을 통해 실현될 수 있다. 단일 조명점은 설계로부터 2개의 스플릿 섬유 다발(507) 중 하나의 제거를 통해 실현될 수 있다.

[0077] 조명 어셈블리는 비디오 내시경으로부터 멀리 위치되는 광원으로부터 광 입력을 수신하는 것이 바람직하다. 이것은 외부 기구의 총 중량을 감소시키고 수동 위치 결정 시스템(도시하지 않음) 또는 기계적 암(410)에 의해 비디오 내시경의 조작을 용이하게 한다. 광원으로부터의 광은 섬유 다발의 사용을 통해 비디오 내시경으로 전달된다. 도 5(a)에서 조명 광학계(512)에 의해 나타내어지는 2개의 전달점의 존재는 2개로 스플릿된 섬유 다발의 사용을 필요로 한다. 섬유 다발의 이 설계는 Y-케이블로서 알려져 있다. 이 Y-케이블 설계의 예시 실시형태는 도 5(b)에 도시된다. 도 5(b)에 있어서, 회전 가능한 커넥션(508)은 다발의 파열을 막기 위해 섬유 다발을 자유롭게 회전시키기 위한 기구를 제공하는, Y 케이블의 2개의 말단부에서 고정구(510)에 제공된다. 변형-완화(527)는 2개의 말단부와 Y-접합(531) 사이에서 다발의 벤드 반경(529)에 대해서 최소한의 제한을 유지하는데 도움이 된다. Y-접합(531)은 섬유 다발(507)에 대한 벤드 변형을 감소시키는데 도움이 된다. 변형-완화(533)는 마찬가지로 Y-케이블의 근위 단부에서 커넥터(535) 근처에 벤드 변형을 감소시키는 것에 도움을 준다. 단면(525 및 537)은 Y-케이블의 2개의 단부에서 섬유 다발을 도시한다. 케이블의 길이는 2개의 단부로부터 등거리에 위치한 Y-접합(531)과 적어도 40 cm일 수 있다. 이 치수는 섬유 다발의 과도한 길이로 인해 광 손실을 최소화하면서 기계적 암(410)으로부터 충분히 멀리 카트 또는 기구 타워(201)에 광원의 위치를 제공한다.

[0078] 도 6은 대물 렌즈(600)(전방 렌즈)의 직경을 제한하는 비디오 내시경의 광학 설계를 도시한다. 조명 빔이 조직으로부터 반사된 광의 리턴 경로와 거의 동일 선상이 될 수 있도록 이 설계는 대물 렌즈와 바로 인접한 조명 광학계의 실장을 가능하게 한다. 최대 조명이 접근 포트(406)의 하부에서 전달되도록 조명 빔 및 반사 빔은 가능한 한 동일 선상일 필요가 있다. 마지막으로, 외과의의 시야에 대해서 전체 비디오 내시경(402)을 최소로 방해하고 외과의에 의해 수술 공간에 대한 접근을 용이하게 하기 위해 렌즈 조립체의 길이가 최소화되도록 광학 설계가 제한되어 있다. 이 제한은 종래의 광학 설계의 문제이고 종래의 광학 설계 기술은 설계 과정 중에 렌즈 어셈블리의 최대 이용 가능한 물리적 길이를 이용하여 줄을 최대화한다. 본 발명의 광학 설계는 대물 렌즈(600),



틸레이 렌즈(602) 및 접안 렌즈(604)로 이루어진 종래의 내시경 시스템으로 적응된다. 최대 시야(최대 줌과 대응)가 약 13 mm와 동일하도록 광학 어셈블리의 줌 파라미터가 선택된다. 이 치수는 수술 포트의 직경이다. 최소 작동 거리가 비디오 내시경(도 4에서 402)의 말단부와 수술 포트(도 4에서 406)의 하부 사이에 거리로서 정의될 경우 13 mm의 시야는 25 cm의 최소 작동 거리에서 달성될 필요가 있다. 도 5(a)에 설명된 바와 같이, 커플러(505)는 접안 렌즈 단부(도 6에서 표시된 'E')에서 카메라를 부착하는데 사용된다. 대물의 광학 설계는 1 이중향 및 1 일중향으로 구성되고; 틸레이는 1 이중향 및 1 일중향으로 구성되며 접안 렌즈는 2 일중향 및 1 이중향으로 구성된다. 임의의 제조 오차는 대물과 틸레이 사이에 위치되는 하나의 광학 보정기(503)를 사용하여 보상된다. 광학 서브-어셈블리의 길이는 더 높은 전력 렌즈 및 더 적은 렌즈군의 사용을 통해서 최소화된다.

[0079] 수술 절차의 타입은 넓은-시야(WFOV) 또는 좁은-시야(NFOV) 비디오 내시경 중 어느 하나로 결정된다. 예를 들면, 목 수술은 큰 영역이 비디오 내시경에 의해 캡처되는 WFOV 비디오 내시경으로부터 이익을 획득될 수 있는 반면; 포트-기반 뇌 수술은 NFOV 비디오 내시경으로부터 이익을 획득될 수 있다. 하나의 장치를 사용하여 이들 설계 요구 사항 모두를 해결하기 위해 시도하는 대신에, 2개의 별도 설계가 각각의 서브-구성 부품 및 제조 공정을 공유하도록 개발될 수 있다. 따라서, 설계 요소의 수와 어셈블리 절차를 공유하면서 2개의 상이한 설계를 제조하는 것이 경제적이다. WFOV와 NFOV 설계 모두는 도 5(a)에 나타난 바와 같이 유사한 광학 조명 시스템(512)을 공유한다. WFOV 설계는 카메라 커플러(505)에 카메라를 부착시킴으로써 실현될 수 있다. 카메라의 줌 조정은 이 경우에 시야를 결정하는데 사용된다.

[0080] 도 7은 비-동축 조명원을 가진 어셈블리를 도시한다. 조명 시스템(710)은 도 5(a)에 도시된 것과 설계에 있어서 유사하고 섬유 다발(704)(도에 나타난 말단부만)로 이루어져 있다. 공기가 채워진 불투명 튜브(702)(또한 광 튜브로 알려짐)는 커플러(505)에 부착된 카메라로부터 멀리 조명 기구를 위치시키는데 사용된다. 임의의 필요한 배율이 WFOV 어플리케이션을 위해 카메라 렌즈(나타내지 않았지만, 카메라 커플러에 통상적으로 부착됨)에 의해 제공될 수 있다는 것을 주목해야한다. 광학 튜브의 말단부의 평면(706)과 조명 광학계(708)의 평면 사이에 적어도 1 mm인 한정된 공간은 카메라 입력을 직접적으로 도달하는 조명 광을 분리하는데 돕는다. WFOV 광학계의 치수는 조명이 반사된 광의 경로와 거의 동축이지 않을 것 같다는 것을 더 주목해야 한다. WFOV가 포트(이것은 약 13 mm임)의 것보다 더 큰 수술 공간을 관찰하는데 사용되기 때문에 이것은 이 구성으로 제한되지 않는다. 따라서, 일반적인 조명이 충분하다. 카메라에 근접한 조명원의 위치는 오버헤드 수술 광의 사용과 비교해서 수술 영역의 조명을 개선시키고 수술 공간 이외에 영역으로부터 눈부심을 막는다. 추가적인 구성 부품(712 및 714)의 역할은 초분광 활상의 문맥으로 후술된다.

[0081] 비디오 내시경의 또 다른 실시형태에 있어서, 비디오 내시경의 말단부와 바로 인접하게 위치한 조명원은 조명 광 발광 다이오드 또는 슈퍼 발광 다이오드(SLD)(도시하지 않음)와 같은 광원을 채용할 수 있다. 광원이 반사된 광 경로(렌즈 및 카메라 어셈블리에 대한 광 경로 입사)와 동축이지 않으므로, 광원은 관심이 있는 초점 평면에 겨냥되거나 스티어링되어야 한다. 이러한 스티어링은 도 5(a)에 나타난 바와 같이, 이동성 섬유 다발 설계를 사용하여 달성될 수 있다.

[0082] 포트-기반 활상에서 외부적으로 위치 결정된 조명원의 어플리케이션은 몇몇의 문제가 도입된다. 우선, 포트의 벽은 부분적으로 또는 전체적으로 반사되는 것 중 어느 하나이다. 이것은 입사광의 보다 높은 강도를 갖는 영상화된 표면에 국부적 영역을 도입한다. 이러한 영역은 일반적으로 핫-스팟으로서 알려져 있다. 이들은 센서를 포화시키는 경향이 있으므로, 카메라 기구의 센서의 동적 범위를 제한하기 때문에 고강도 영역을 막는 것이 바람직하다. 강도를 정상화하기 위해 후-처리의 사용은 센서의 포화가 회복할 수 없는 정보 손실을 야기하기 때문에 덜 최적이다. 고강도 영역의 존재는 광을 확산하는 포트 벽에 표면 질감의 사용을 통해서 감소될 수 있다. 포트 벽의 매끄럽고 거친 표면 질감을 사용하는 영향은 각각 도 8(a) 및 8(b)에 도시된다. 질감이 있는 벽으로부터 야기되는 반사를 랑베르 반사로 부른다. 도 8(a) 및 8(b)에 제시된 평가는 고강도가 백색에 대응되고 저강도가 블랙에 대응될 경우 광선 추적 도구를 사용하여 행해지고 조직의 표면(포트의 말단부)에서 획득된 광의 강도는 열-지도 또는 의사 컬러를 사용하여 시각화된다.

[0083] 포트의 하부에 균일하게 조명하기 위한 또 다른 접근법은 광선 추적과 같은, 일반적으로 알려진 광학 모델링 방법을 사용하여 광선을 모델하는 것이고, 수술 포트의 하부에서 핫-스팟을 최소화하는 광원의 최적 배향을 설정하는 것이다. 광원의 배향은 도 5(a)에 도시된 것과 같은, 빔 스티어링 기구를 사용하여 변경될 수 있다. 또한, 로봇식 위치 결정 시스템은 이 스티어링을 달성하는데 사용될 수 있다.

[0084] 또한, 포트-기반 활상은 혈액, CSF 또는 다른 체액의 존재로 인해 뇌 조직의 일부가 아닌 모든 영역의 높은 반사 특성에 의해 제한된다. 후자의 경우에 있어서, 초기 영상은 고강도의 반사된 광을 가진 영역을 식별하기 위



해 획득될 수 있고 이 정보는 입사광을 균일하게 산란시키는 시도로 광원의 방향을 바꾸기 위해 사용될 수 있다. 상술한 바와 같이, 백색광을 사용한 촬상은 수술실에서 몇몇 문제를 갖는다. 이러한 몇몇 문제는 관찰되는 광의 스펙트럼 범위를 제한하거나 수술실에서 인간 조직을 가시화하기 위해 선택된 파장 밴드를 적절하게 조합함으로써 해결될 수 있다.

- [0085] 도 9는 초분광 촬상 능력을 수용하기 위해 채택된 비디오 내시경을 도시한다. 본 실시형태에 있어서, 혈액이 매우 흡수성(혈액 응고를 검출하기 위해)이 있거나 투과성(과도한 광 산란을 막기 위해)이 있는 수술 문맥에 근거하여 채택되는 가변 광원, 예를 들면 조명 스펙트럼 영역의 선택이 사용될 수 있다.
- [0086] 도 9는 하나의 시스템을 도시한다. 가변 광원은 주로 광대역 광원(1100), 스펙트럼 분리 기구(1140), 스펙트럼 필터링 기구(1150) 및 필터된 주파수 밴드를 조합하기 위한 기구(1170)로 구성된다. 조합 기구는 렌즈 및 섬유 다발(507)을 통해서 전달되는 하나의 빔에 모든 반사된 파장 밴드를 혼합한 섬유 다발로 이루어져 있다. 광원(1100)으로부터의 광은 슬릿(1110)을 통과하여 좁은 빔을 생성한다. 그 다음, 이 광은 광학 소자(1120 및 1130)를 사용하여 시준된다. 그 다음, 시준된 빔은 프리즘(도시하지 않음), 반사형 또는 투과형 격자를 사용하여 이 스펙트럼 구성 부품으로 스플릿된다.
- [0087] 도 9는 반사형 격자(1140)의 사용을 도시한다. 공간적으로 분리된 빔의 부위를 선택적으로 반사시킴으로써 공간적으로 분리된 빔이 필터된다. 이것은 디지털 라이트 프로세서(Texas Instruments Inc.)와 같은 공간 빛 변조기, SLM(1150)을 사용하여 달성된다. SLM은 미러로서의 역할을 하기 위해 전자적으로 활성화될 수 있거나 불투명 표면으로서의 역할을 하기 위해 비활성화될 수 있는 다수의 마이크로-미러로 구성된다. 따라서, 다른 영역이 활성화된 마이크로-미러의 패턴에 근거하여 억제되면서 스펙트럼의 특정 부위가 반사된다. 현재 스펙트럼의 선택적 부위로 구성된 빔은 결상 광학계(1160) 및 결합기(1170)를 사용하여 결합된다.
- [0088] 재결합된 빔은 현재 공간 빛 변조기, SLM(1150)에 의해 선택적으로 반사되는 파장의 것으로만 구성된다. 이 광은 광 파이프(507)를 통해서 광을 외부 스코프에 부착된 발광 커넥터와 렌즈 기구(510)에 전달함으로써 촬상 시스템 또는 외부 스코프의 조명원으로서 사용될 수 있다. 도 9에 도시된 비디오 내시경은 조명의 단순화때문에 2개의 발광 커넥터(510) 중 하나에만 광 파이프(507)의 연결을 나타낸다는 것을 주목해야 한다. 광 파이프를 비디오 내시경에 연결하기 위한 상세 사항을 도 5(a)에 추가 설명한다.
- [0089] 조직(1198)으로부터 반사된 광은 렌즈 어셈블리(502)로 구성되는 외부 스코프에 의해 캡처된다. 도 5(a)에 상세한 바와 같이, 렌즈 어셈블리가 구성되고; 이 광은 대개 전하 결합 소자, CCD인 고해상도 검출기(1125)를 사용하여 캡처된다. SLM에 의해 반사되는 파장의 특정 밴드는 컴퓨터(1185)의 명령 하에 있는 SLM 조절기(1180)에 의해 제어된다. 동일한 컴퓨터가 검출기(1125)로부터 영상을 획득하는데 사용된다. 따라서, 컴퓨터는 광의 특정 파장 밴드 또는 파장 밴드를 가진 물질(1198)의 조명을 동시에 발생시켜 대응하는 반사광을 획득할 수 있다.
- [0090] 조명 파장과 획득된 영상의 연관은 각 영상이 2D 또는 1D 영상인 초분광 영상을 구성하는데 사용될 수 있고 3차원은 조명 파장 밴드에 대응하는 인덱스이다. SLM에 위치된 각각의 마이크로-미러가 4 kHz만큼 높은 속도에서 작동될 수 있기 때문에, 시야의 후속 프레임이 상이한 파장 밴드에서 획득될 수 있다.
- [0091] 또한, 획득된 프레임의 몇몇은 조직의 채용된 백색광 조명이 될 수 있다. 이것은 인간 관찰자에 의해 인식된 대로 초분광 영상 프레임을 수집하면서 백색 프레임이 간헐적으로 획득되는 경우, 매끄러운 비디오 재생을 제공하기에 충분히 높은 프레임 속도에서 획득 카메라를 작동함으로써 가능해진다. 예를 들면, 몇몇 비제한적인 예에 있어서, 초분광 데이터를 획득하면서 이러한 프레임 속도에서 백색광 비디오 획득을 지원하기 위해서 프레임 속도는 초당 20 프레임 초과, 초당 24 프레임 초과, 또는 초당 30 프레임 초과가 되도록 선택될 수 있다. 예를 들면, 20 fps 초과인 카메라 프레임 속도에서, 백색광 영상은 초마다  $1/20^{\text{th}}$ 를 획득할 수 있고 임의의 추가적인 프레임은 특정 파장 밴드를 사용하여 획득을 위해 할당될 수 있다. 백색광 비디오 피드는 각각 생성될 수 있고 수집된 백색광 영상에 근거하여 표시될 수 있다. 이것은 다중화 방식으로 상이한 파장 밴드에서 임의의 추가적인 영상을 획득하면서 외과 의사 수술 영역의 백색 영상을 연속적으로 보도록 허용한다. 백색광 영상 스트림(또는 비디오)은 하나의 표시 또는 표시의 서브-섹션으로 볼 수 있고 다른 파장 밴드를 사용하여 획득된 다른 영상은 제 2 표시 또는 동일 표시의 제 2 서브-섹션으로 볼 수 있다.
- [0092] 개별적인 파장 밴드는 오버래핑되지 않은 개별 파장 밴드 또는 오버랩되는 밴드의 조합으로 구성될 수 있다. 또한, 획득된 프레임 중 적어도 하나는 광원의 전체 파장 밴드를 사용하여 대상 물질(1198)의 조명(1197)과 대응될 수 있다. 전체 파장 밴드는 결합기(1170)로부터 발하는 출력 광의 모든 강도가 전체 스펙트럼에 걸쳐서 일치하는 것을 반드시 보장하기 위해 정규화될 수 있다. 이것은 백색 밸런싱으로서 알려져 있다. 요약하면, 동일한

광학 기구는 초분광 영상 및 영상의 획득 순서로 서로 그 사이에 산재되는 백색광 영상을 획득하는데 사용될 수 있다. 본 실시형태는 하나의 빔이 초분광 촬상 시스템에 의해 캡처되는 동안 다른 빔은 백색 카메라에 의해 캡처되도록 별도의 경로로 획득된 빔을 분할할 필요성을 없앤다. 이것은 광원으로부터 출력 광을 채널에 광 파이프를 사용하여 촬상 시스템으로부터 시스템의 스펙트럼 형상부가 분리될 수 있기 때문에, 광학 시스템의 설계 복잡성을 감소시키고 시스템을 보다 콤팩트하게 만드는데 도움을 준다. 영상화되는 시료(1198)는 체외 조직 시료 또는 두개골에 삽입된 포트-기반 신경외과 수술 접근을 통해 노출될 수 있는 뇌 조직의 부위일 수 있다.

[0093] 다중 방식의 초분광 데이터 및 백색광 영상(또는 비디오)을 획득하는데 사용되는 소프트웨어 시스템을 도 10에 도시한다. 우선, 관심이 있는 파장 범위(주파대)는 표(단계 1200)에 저장된다. 그 다음, 조명을 위한 특정 주파대가 표(단계 1220)로부터 선택된다. 이 표에서 각 항목은 또 다른 표(단계 1210)를 사용하여 활성화될 필요가 있는 특정 마이크로-미러를 검색(단계 1230)하는데 사용된다. 따라서, 특정 파장 밴드와 관련된 마이크로-미러만이 활성화된다(단계 1240). 마이크로-미러의 활성화는 불투명한 표면 대신 마이크로-반사재로 그것을 바꾼다. 따라서, 시료(도 9에서 1198)는 특정 파장 밴드로 구성되는 광(도 9에서 1197)으로 조명된다. 표(단계 1200)는 전체 공간 광 변조기(SLM)를 활성화하는 항목을 포함할 수 있다. 이 경우에 있어서, SLM은 광원의 전체 대역폭에 대한 미러로서의 역할을 하고 획득된 영상은 백색광 조명과 대응할 것이다.

[0094] 도 10을 참조하여, 조명된 시료로부터 반사된 광은 동일한 컴퓨터에 의해 획득되고(단계 1250) 특정 파장 밴드와 관련된다(단계 1260). 백색광 영상(비디오)의 일부 또는 초분광 영상 데이터 세트의 일부로서 획득된 영상을 적절하게 분류하기 위해서 각 획득된 영상에 사용되는 조명의 타입(백색광 vs 특정 파장 밴드)이 제공된다. 획득된 영상이 좁은 파장 밴드와 대응할 경우, 그것은 초분광 영상 세트(단계 1280)의 일부로서 저장된다. 영상이 백색광 조명과 대응될 경우, 그것은 백색광 영상으로서 저장되거나 이러한 영상의 스트림이 비디오 스트림을 나타내는데 캡처될 수 있다. 이 획득은 관심이 있는 모든 파장 밴드가 시료 물질을 조명하는데 연속적으로 사용될 때까지 반복된다(단계 1215). 따라서, 획득된 영상 세트는 모두 동일한 하드웨어를 사용하여 획득된 초분광 영상 세트(단계 1280)와 백색광 영상 세트(단계 1290) 모두로 구성될 것이다.

[0095] 이상적으로, 비디오 스트림은 외과에 플리커가 없는 비디오를 제공하기 위해서 초당 적어도 30 프레임이 될 필요가 있다. 총 40 프레임이 초당 획득되는 경우, 추가 10 프레임은 10개의 별개 또는 중첩하는 파장 밴드와 대응하는 영상을 저장하는데 사용될 수 있다. 따라서, 획득 시스템의 총 프레임 속도가 초당  $n$  프레임인 경우,  $n-30$  프레임은 초분광 영상 데이터 세트의  $n-30$  파장 밴드 쪽으로 할당될 수 있다.

[0096] 도 9에 나타난 가변 광원(1110)의 대안은 자외선(UV), 가시적, 및/또는 근적외선(NIR) 파장, 연속적인 파장 또는 자유 공간 또는 섬유 결합 기구를 사용하여 조직을 조명하는데 사용되는 펄스에 걸친 단색광일 수 있다.

[0097] 또 다른 실시형태에 있어서, 특정 파장 밴드는 별개의 파장 필터(필터 휠 또는 공간 온-칩 필터), 액정 필터, 분광기/분광계/분광 격자, 공간적으로 다양한 격자, 섬유-결합 분광계로서 스펙트럼 소자를 사용하여 광대역 광원으로부터 반사된 광을 필터링함으로써 획득될 수 있다.

[0098] 도 7은 동력화될 수 있는 회전 가능한 필터 휠(714)에 부착된 별개 필터(712)의 구현을 도시한다. 이 필터 기구는 비디오 내시경의 말단부에서 부착된다. 비디오 내시경에 입력에서 별개의 필터의 또 다른 대안은 파장의 좁은 범위에만 전달하기 위한 액정-기반 가변 파장 필터(도시하지 않음)이다. 이 필터는 상이한 파장의 수로 일치될 수 있고 필터가 일치된 각 파장에 대하여 영상이 획득되기 때문에 별개의 필터와 유사한 방식으로 작동될 수 있다. 또 다른 실시형태에 있어서, 그 구성 파장의 입력 광 입력을 분리하는 회절 격자 기반 시스템은 도 9에 나타난 카메라(1125) 대신에 사용될 수 있다. 촬상 분광계 시스템은 영상화된 필드에 걸쳐서 시스템의 입구 슬릿을 스캐닝하는 것에 의존된다. 따라서, 획득 시간은 스캐닝 시간으로 제한된다. 분광계의 입구 슬릿은 자유 공간 또는 광학 경로와 결합된 섬유 중 어느 하나일 수 있다. 어레이-투-라인 섬유 매핑이 이용될 경우, 그것은 동시에 모든 공간 및 스펙트럼 정보를 획득하는 것이 가능해진다. 분광계는 단일 획득의 모든 화소로부터 스펙트럼의 수집을 허용하는 전문적인 회절 격자인 공간적으로 달라진 격자가 대안적으로 구비될 수 있다. 격자는 회절의 달라진 방향과 각 공간적인 격자의 수로 나누어진다. 영상이 각각의 이들 격자 영역으로부터 회절된 광을 캡처하는 것을 획득하고, 이 영상은 재구성되어서 초분광 데이터 세트를 형성한다.

[0099] 카메라(1125)의 비제한적인 예는 고화질(HD) 또는 초고화질(UHD)까지의 해상도를 가진 흑백의 비디오 카메라를 포함한다. CCD, CMOS, InGaAs, 또는 HgCdTe 장치.

[0100] 공초점형 초분광 촬상 시스템의 또 다른 양상은 전체 조직 표면이 래스터 패턴으로 스캔될 필요가 없다는 점이다. 대신에, 적절한 매치가 미리 정의된 데이터 클래스에 대하여 발견될 때까지 랜덤 스폿이 축적될 수 있다.

이것은 초분광 활상과 관련된 데이터 획득 시간을 상당히 감소시킬 수 있다.

- [0101] 몇몇 실시형태에 있어서, 초분광 활상 시스템은 단색광 또는 광대역 광으로 조직을 조명하고, 조직으로부터 반사된 광을 수집하며, 상이한 파장 또는 파장 범위에서 각각 기록된 일련의 영상이 수집되는 방식으로 검출된 광의 파장을 제어한다. 초분광 데이터 세트로서 알려진 이 일련의 영상은 조직의 바이오-화학 또는 미세 구조의 매트릭스를 추출하기 위해 처리되고 2D(공간)로 감소된다. 이 감소된 2D 영상은 공간적으로 등록될 수 있고 외부 비디오 내시경 영상뿐만 아니라 임의의 다른 수술 전 및 수술 중 영상에 오버레이될 수 있다. 예를 들면, 영상 데이터를 연관시키는 방법은 2014년 3월 14일에 출원된 제목이 "수술 데이터의 양상 내적 동기화"인 PCT 특허출원번호 PCT/CA2014/050269에 개시되어 있고, 이 전문은 이 PCT 출원으로부터 우선권 주장되는 패스 출원에 의해 미국 국내 단계 특허출원 또는 연속의 목적으로 참조에 의해 여기에 포함된다. 공간 등록은 카메라 또는 견고한 구조에 직접적으로 부착 및 카메라에 일관되게 부착된 탐색 마커를 사용함으로써 실현된다. 이것은 활상 시스템의 위치와 배향 모두를 제공한다. 이것은 활상 시스템의 자동화 안내와 관련된 발명에 추가 설명된다.
- [0102] 도 10의 초분광 데이터 세트(1280)는 조직의 특정 정보를 추출하고 데이터의 차원을 감소시키기 위해 처리된다. 조직의 특정 정보는 조직 타입 식별에서 획득된 영상의 영역과 관련된 추론 병리학의 범위일 수 있다. 가능한 처리방법의 예로는 하기를 포함한다.
- [0103] 하나의 실시형태에 있어서, 스펙트럼 피크 또는 관심이 있는 화학 물질의 특징이 공지된 경우, 스펙트럼은 피크 또는 특징 검출 알고리즘 중 하나를 통해 처리되어 화학적 존재의 지표 및 농도 또는 품질의 몇몇 지표를 제공하기 위해 피크 또는 특징을 검출한다. 이것은 관심이 있는 특정 화학물질만이 알려져 있을 경우에만 유용하다.
- [0104] 하나의 실시형태에 있어서, 특정 조직의 스펙트럼 또는 관심이 있는 조직 상태는 2014년 3월 14일에 출원된 제목이 "수술 데이터의 양상 내적 동기화"인 PCT 특허출원번호 PCT/CA2014/050269에 개시된 대로, 획득되고 데이터베이스에 저장될 수 있다. 그 다음, 수술 중에 획득된 스펙트럼은 유사성을 위해 데이터베이스에 저장된 스펙트럼과 비교될 수 있고 만약 충분히 유사하다면, 스펙트럼으로부터 획득된 어떤 조직 또는 조직 타입의 지표를 제공한다.
- [0105] 방법이 공지된 상태(즉, 스펙트럼 및 화학적 레벨, 조직 타입, 조직 상태 등에 대응)를 가진 시료로부터 수집된 스펙트럼에 대해서 훈련된 통계적 기술의 다양한 그룹인 다변량/화학계량학적 방법은 획득된 스펙트럼에 근거하여 신규 시료의 상태를 예측하는데 사용될 수 있다. 보다 일반적으로 사용된 채용된 기술의 일부는 주성분회귀분석(PCR), 부위 최소자승법(PLS), 및 신경망(NN)을 포함한다.
- [0106] 상술된 분석방법은 컴퓨터 시스템으로 구현될 수 있고, 따라서 분석 결과는 외과의에 의해 적절한 사용을 위해 거의 실시간으로 획득될 수 있다. 이것은 병리학에 의해 유사한 분석을 위한 필요성을 상당히 감소시킬 수 있고 이러한 조직 분석의 결과를 획득되는 것과 관련된 대기 시간을 감소시킬 수 있다. 새로 획득된 데이터 및 지식-베이스(또는 데이터베이스 또는 훈련 세트)의 대표 데이터 사이의 상관관계 매트릭스는 조직 타입을 정량화하는 수단을 외과의에게 제공한다. 이러한 매트릭스는 소프트웨어 알고리즘에 의해 제공되는 자동화 추론과 관련된 신뢰의 표시일 수 있다.
- [0107] 마지막으로, 선택적으로 스펙트럼의 좁은 밴드를 보거나 스펙트럼의 좁은 밴드를 거부하기 위한 능력은 외과의가 혈액으로부터 명반사를 거부하는 것을 허용할 수 있다. 따라서, 외과의는 통로의 내부를 보거나 통로가 과도한 출혈에 의해 폐색되는 경우라도 종양의 수술적 절제술로 진행될 수 있다. 이것은 지속적으로 좁은 통로를 자극하기 때문에 수술 절차의 중단을 감소시킬 필요성을 감소시킬 것이다.
- [0108] 또 다른 실시형태에 있어서, 혈액의 광학 특징 및 화학적 조성은 조직 표면 바로 아래에 위치한 혈관 구조를 시각화하는 것의 이점을 취할 수 있다. 예를 들면, 두개골 수술에서 경막 개구 단계와 관련된 일반적인 문제는 경막 바로 아래에 혈관 구조의 존재를 예측할 수 없다는 것이다. 활상 스펙트럼의 적색 및 근적외선 부위에 중점을 둔 초분광 활상(HSI)은 높은 에모글로빈 함량을 가진 영역을 선택적으로 시각화하는데 사용될 수 있다. 인간의 뇌에 자연적으로 존재하는 혈액-뇌 배리어로 인해, 이 기술이 혈관 구조의 선택적 활상을 야기할 것이다.
- [0109] 다른 조직 구조 아래에 위치한 혈관 구조를 시각화하기 위한 예시적인 방법은 "초분광 활상, 영상 분석 및 확산 이론을 사용하여 혈관 구조 및 피부 타박상의 특징," L.L. Randeberg 외, 바이오포토닉의 저널, 1-2호, 53-65 (2010)에 개시되어 있다. 본 문서에 나타난 발명에 의해 가능한 것과 같은 초분광 활상의 또 다른 용도는 종양 미세 혈관계에 특히 강한 헤모글로빈의 반사율에 대해 의존된다. 이것은 "종양 미세 혈관계 및 종양 저산소증 발달의 헤모글로빈 포화도의 초분광 활상," B.S Sorg 외, 생의학 광학 저널, 10(4), 2005년 7월/8월에 상세하게 기재된다.

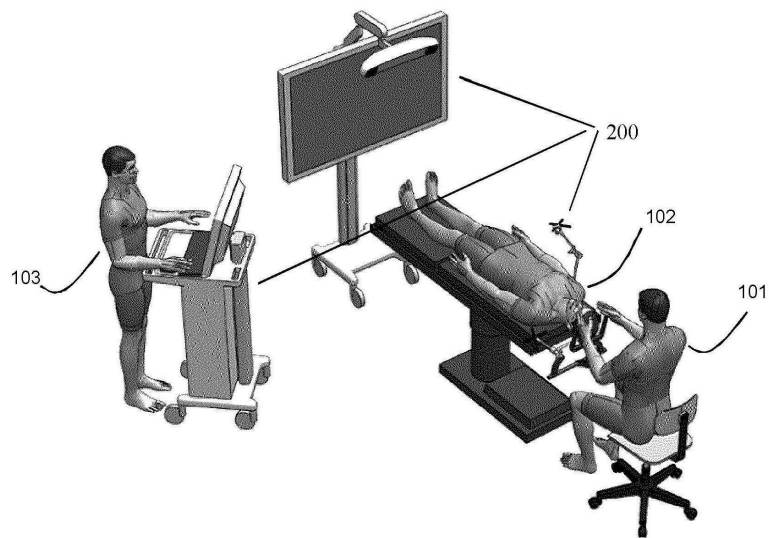


- [0110] 마찬가지로, OCT 기반 활상은 경막이 밀리미터 두께 이상이 아니기 때문에 바로 아래에 위치한 구조를 시각화하는데 사용될 수도 있다. 혈관 구조는 경막 아래에 위치한 두드러진 구조 중 하나이다. 유사하게 영상화될 수 있는 관련성의 다른 구조는 소구 주름을 포함한다.
- [0111] 상술한 단락에 기재된 기술을 사용하여 가시화된 혈관 구조는 영상화되는 영역 부근에서의 혈관 구조의 맵이다. 이러한 영역은 포트가 포트-기반 뇌 수술에 삽입되는 궤적을 따라 부근의 영역을 포함할 수 있다. 수술 영역에서 이 혈관 구조는 제자리의 혈관 구조 또는 수술 중의 국부 혈관 구조라 불릴 것이다. 혈관 구조의 이 제자리의 기하학적 구조는 정맥 내에 가돌리늄의 주입 또는 다른 조영제의 주입 후에 획득된 MRI로부터 유도되는 전체-헤드 혈관 구조 영상과 비교될 수 있다. 후자의 전체-헤드 영상은 수술 절차 이전에 획득되고 수술 전 혈관 구조라 한다. 수술 전 혈관 구조는 환자의 해부학적 구조에 관하여 영상화된다. 즉, 이 혈관 구조의 위치 및 배향은 환자의 해부학적 구조에 관하여 알려져 있다.
- [0112] 수술 전 혈관 구조를 가진 제자리(수술 중) 혈관 구조의 비교는 수술 전 혈관 구조에 관하여 제자리의 혈관 구조의 정확한 위치를 추론하는데 사용될 수 있다. 이것은 외과위가 환자의 해부학적 구조에 관하여 그들의 현재 수술 위치를 확인하거나 추론하는 것을 허용한다. 따라서, 혈관 구조는 탐색화된 수술 절차를 위해 랜드마크 또는 기준 프레임으로서 사용될 수 있다. 상기 실례가 뇌 수술의 상황에 있지만, 이 방법은 혈관 구조가 수술 전 및 수술 중을 가시화할 수 있는 해부학적 구조의 임의의 다른 부위로 확장될 수 있다는 것을 이해해야 할 것이다. 예시 절차는 망막 수술 및 폐생검을 포함하여 단지 몇 가지를 언급한다.
- [0113] 전반적인 혈관 구조와 국부 혈관 구조의 기하학적인 상관관계는 혈관의 해부학적 구조와 패턴(참조: "인간 뇌의 피질 혈관," Duvernoy 외, 뇌 연구 공지, 7권, 5호, 1981년 11월, 519-579페이지 및 "뇌혈관 지역의 식별을 위한 계산된 단층 촬영 가이드," Damasio 외, 아치 뉴롤, 1983; 40(3): 138-142)이 알려져 있기 때문에 실현 가능하다. 따라서, 등록이, 일반적으로 대규모 영상(또는 3D 구조)과 소규모 영상(또는 3D 구조)의 기하학적 상관관계를 수반하지만; 이 기하학적 상관관계는 2개의 영상 세트 사이에 공통되는 특징의 사용을 수반하는 것이 알려져 있다. 특징이 본원에 개시되어 있기 때문에 단독으로 혈관 구조의 사용이 이것의 제 1 예시이다. 이 독특한 구조와 이 독특성으로 인한 특징(참조: 본 단락에서 인용된 2개의 논문 참조)이 잘 알려져 있기 때문에 혈관 구조가 사용될 수 있다. 독특한 혈관 구조가 인체의 여러 영역, 예를 들면 뇌 영역, 망막 및 심장 영역에 존재하는 것으로 알려져 있다.
- [0114] 따라서, 수술 중 초분광 영상 데이터를 사용하여, 조직의 선택된 국부 영역에서 국부 혈관 구조를 식별한 다음, 전반적인 혈관 영상 데이터는 국부 혈관 구조를 기하학적으로 매칭하는 전반적인 혈관 구조의 부위를 식별하고 위치시키기 위해 찾으며, 매칭하는 혈관 구조를 식별하고 위치시키자마자, 국부 혈관 구조의 위치를 확인하기 위해 조직 내에 전반적인 혈관 구조를 가진 조직의 선택된 국부 영역에서 국부 혈관 구조를 기하학적으로 연관시키고 등록시킨다. 위치는 수술 절차에 대해 국부 영역에서 도구를 안내하기 위해 매우 유용한 것으로 추론된다. 이러한 수술 절차는 탐색화된 수술로서 알려져 있다.
- [0115] 본원에 제공된 실시형태는 관심이 있는 정보를 추출하기 위해 3D 차원 데이터 세트를 처리하고 외부 비디오 내 시경에 의해 획득된 수술 영상과 함께 또는 오버레이되어 가시화될 수 있는 2D 영상으로 데이터를 감소시키기 위한 소프트웨어를 채용할 수 있다. 이들 소프트웨어 방법은 획득 스펙트럼으로부터 관심이 있는 메트릭스를 추출하기 위해 간단한 스펙트럼 피크 검출에서 보다 정교한 다변량, 화학계량학적, 및 데이터 마이닝 기술까지 모든 것을 포함할 수 있다. 각 화소와 관련된 스펙트럼은 이러한 방법에 따라 처리될 수 있다.
- [0116] 초분광 활상이 광학 기술이고 제한된 침투(2-3 mm)이기 때문에, 이 사용은 표피상의 조직 또는 통로 수술을 통해 노출된 것으로 제한된다. 조직에서 화학 물질의 독특한 스펙트럼은 화학 물질 함량을 영상화하기 위해 초분광 활상을 사용할 가능성을 제공하고, 이로부터 수술 중에 결정을 돕기 위해 외과위에게 유용한 정성 또는 정성 정보를 제공한다. 화학 물질 활상은 상이한 화학 물질 구성에 근거한 상이한 조직과 관련된 상이한 흡수(예를 들면, 백색 vs 회색질) 사이를 구별하고, 조직 상태(예를 들면, 정상 vs 악성)를 결정하며, 조직 상태 및/또는 건강(예를 들면, 산소화의 상태)를 결정하는데 사용될 수 있다. 스펙트럼의 산란 특성의 차이는 흡수 변화와 유사하게, 조직 타입(예를 들면, 지방 vs 신경 섬유)과 상태(예를 들면, 암 발병 전과 암에 걸린 상태의 핵과 전체 세포 크기의 변화)로 세포 구조의 변화에 근거하여 조직의 특성을 결정하는데 사용될 수 있다. 마지막으로, 획득된 초분광 데이터 세트가 다양한 파장에서 획득된 데이터를 포함하기 때문에, 선택된 파장만 또는 파장에서의 영상(흡수 또는 산란에서의 최소 또는 최대)은 조직의 시각화를 개선시키기 위해 달라진다. 예를 들면, 헤모글로빈 흡수가 최소인 파장에서의 영상에 있어서, 혈액으로 인한 흡수가 조명에 대해 추가적인 광을 제공함으로써 상당히 감소될 것이다.

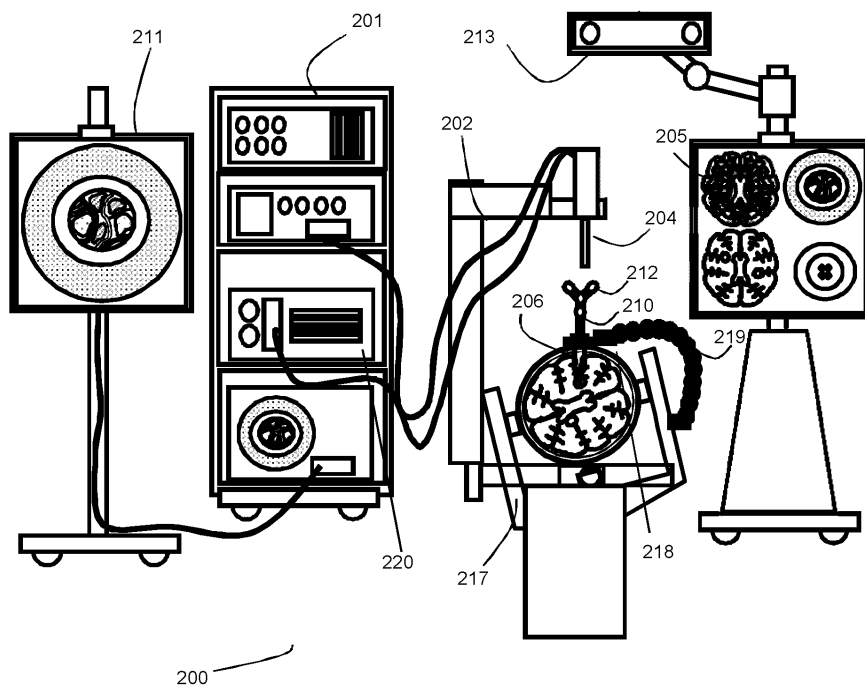
- [0117] 특정 파장 밴드에서 활상의 이점은 도 11에 도시된다. 도 11은 각각 (B) 400 nm, (C) 500 nm, (D) 600 nm 및 (E) 700 nm를 중심으로 4개의 상이한 파장 밴드와 10 nm의 대역폭을 사용하여 캡처되는 뇌 영역(뇌들보)의 표준 컬러 영상(A)을 도시한다. 400 nm 필터 밴드가 다른 파장 밴드에서와 달리 보이지 않는 조직 구조를 명확하게 도시하는 것이 분명하다.
- [0118] 도 12는 도 9의 컴퓨터 시스템(1185)의 핵심 구성부품을 도시한다. 도 12는 하나 이상의 프로세서(430)(예를 들면, CPU/마이크로프로세서), 버스(402), 등속 호출 기억 장치(RAM) 및/또는 읽기 전용 기억 장치(ROM)을 포함할 수 있는 메모리(435), 하나 이상의 내부 스토리지(440)(예를 들면, 하드 디스크 드라이브, 콤팩트 디스크 드라이브 또는 내장 플래시 메모리), 전력 공급(445), 하나 이상의 통신 인터페이스(450), 및 다양한 입/출력 장치 및/또는 임상의를 위한 사용자 인터페이스와 같은 인터페이스(460)를 포함하는 컴퓨터 제어 시스템(425)의 비-제한적인 구현예를 제공하여 다양한 입력, 시뮬레이션 실행 등을 제공한다.
- [0119] 각 구성 부품 중 하나만이 도 12에 도시되어 있지만, 각 구성 부품의 임의의 개수는 컴퓨터 제어 시스템(425)을 포함할 수 있다. 예를 들면, 컴퓨터는 통상적으로 다수의 상이한 정보 저장 매체를 포함한다. 또한, 버스(402)가 모든 구성 부품 사이에 단일 접속으로서 도시되어 있지만, 버스(402)가 하나 이상의 회로, 장치 또는 2개 이상의 구성 부품을 연결하는 통신 채널을 나타낼 수 있다는 것을 이해해야 할 것이다. 예를 들면, 개인 컴퓨터에 있어서, 버스(402)는 종종 마더 보드를 포함하거나 마더 보드이다.
- [0120] 하나의 실시형태에 있어서, 컴퓨터 제어 시스템(425)은 다용도의 컴퓨터 또는 공간에서의 작동을 위해 구성된 임의의 다른 하드웨어 등가물일 수 있거나 그것을 포함할 수 있다. 컴퓨터 제어 시스템(425)은 하나 이상의 통신 채널 또는 인터페이스를 통해 프로세서(430)와 결합된 하나 이상의 물리적 장치로서 구현될 수도 있다. 예를 들면, 컴퓨터 제어 시스템(425)은 응용 주문형 직접 회로(ASIC)를 사용하여 구현될 수 있다. 또한, 소프트웨어가 메모리로부터 또는 네트워크 접속을 통해 프로세서에 로드되는 경우, 컴퓨터 제어 시스템(425)은 하드웨어 및 소프트웨어의 조합으로서 구현될 수 있다.
- [0121] 또 다른 예시 실시형태에 있어서, 수직 슬릿 또는 초점은 현미경에 일반적으로 사용되는 공초점형 광학 설계를 사용하여 비디오 내시경에 의해 영상화될 수 있다(도시되지 않음). 스폿 또는 슬릿은 매우 민감한 초분광 촬상 시스템을 생성하기 위해서 광전자 증배관에 영상화될 수 있다. 초점은 스캐닝 기구를 사용하여 시료 표면에 걸쳐 스위프될 수 있다. 일반적으로 사용되는 스캐닝 기구는 검류계 미러 시스템이다.
- [0122] 상술한 구체적인 실시형태는 예로서 나타내었고, 이러한 실시형태가 다양한 변경 및 대안의 형태로 받아들일 수 있다는 것을 이해해야 한다. 청구항이 개시된 특정 형태로 제한되도록 의도되지 않지만, 본 발명의 사상 및 범위 내에 속하는 모든 변경, 등가물, 및 대안을 상당히 커버하는 것으로 더 이해해야 한다.
- [0123] 본원에 기재된 출원인의 교시가 예시의 목적을 위해 다양한 실시형태와 함께일 수 있지만, 출원인의 교시가 이러한 실시형태에 제한되는 것을 아니다. 반대로, 본원에 기재되고 도시된 출원인의 교시는 실시형태, 첨부되는 청구항에 정의되는 일반적인 범위로부터 벗어나는 것 없이, 다양한 대안, 변경, 및 등가물을 포함한다.

도면

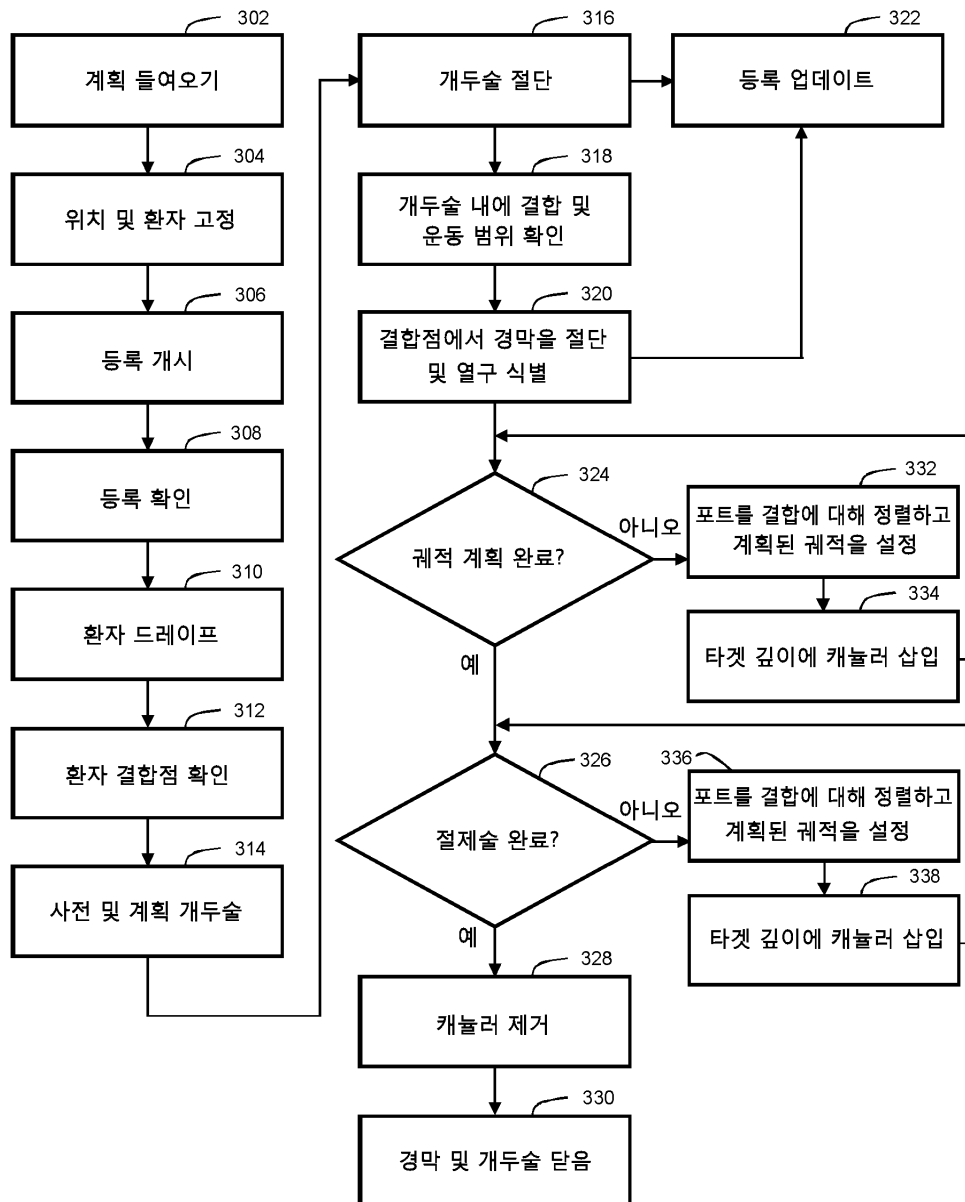
도면1



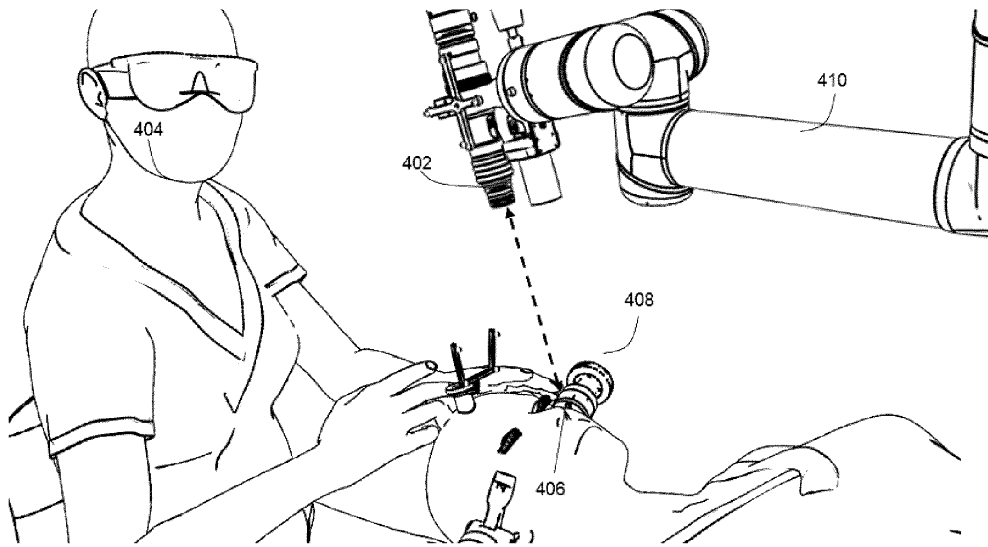
도면2



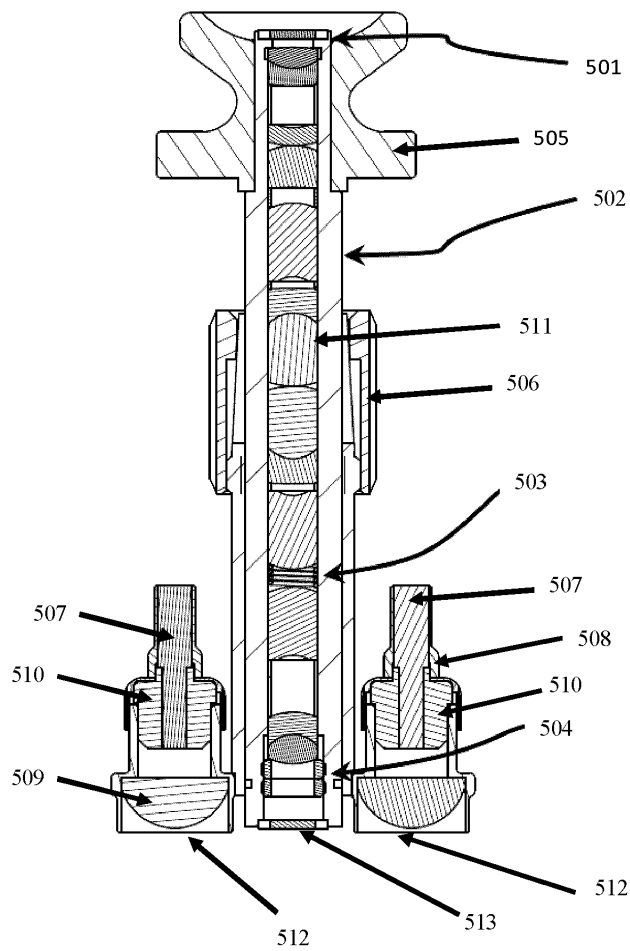
도면3



도면4

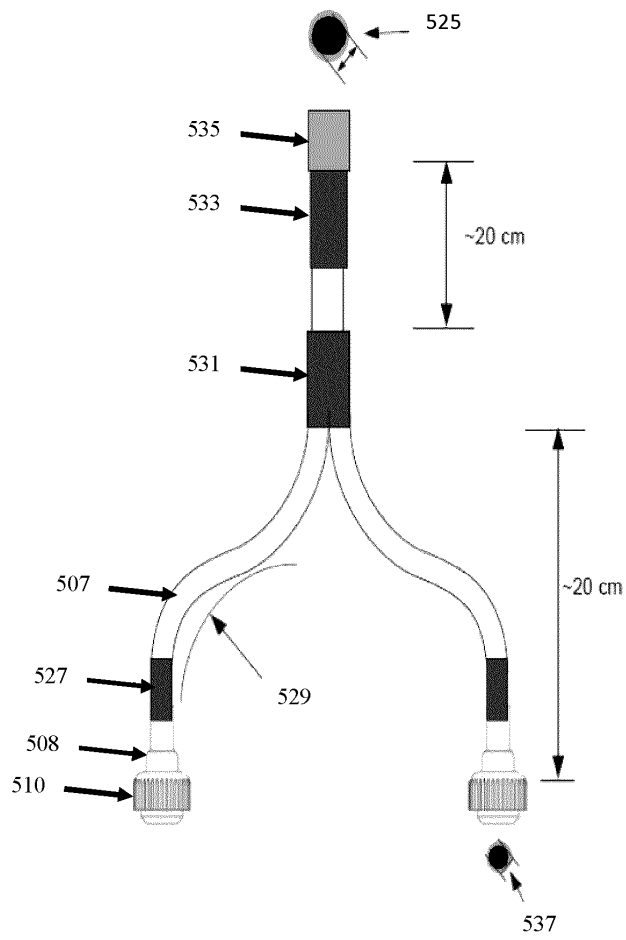


도면5a

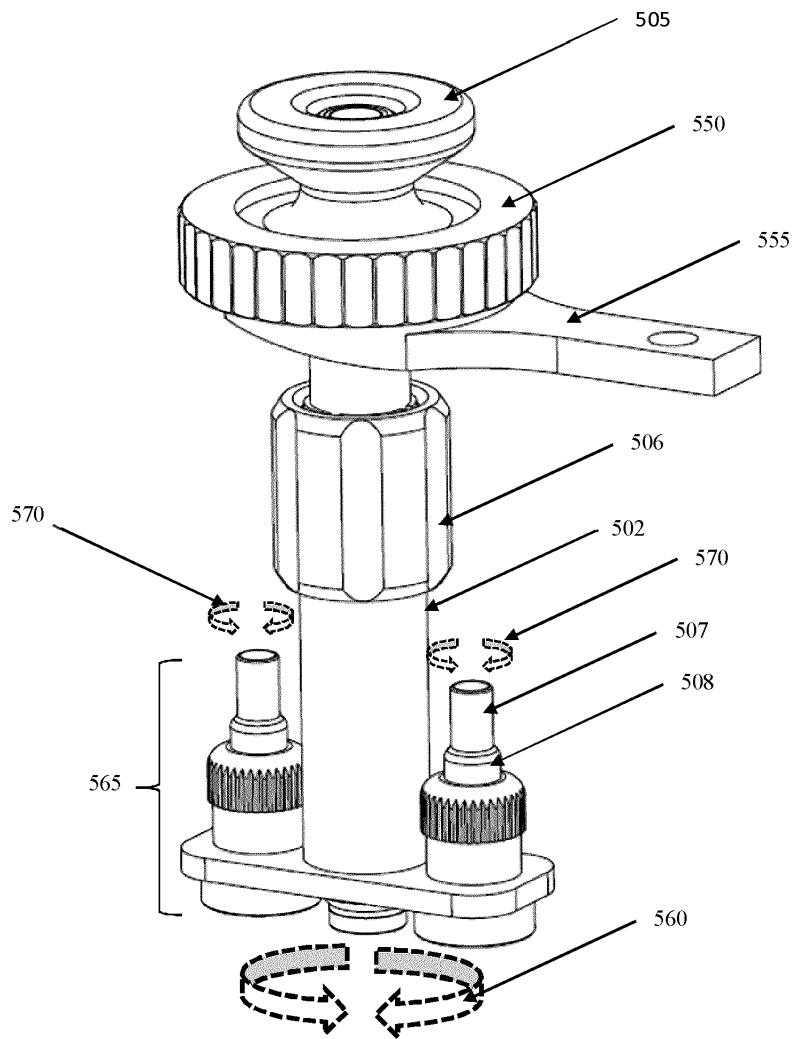




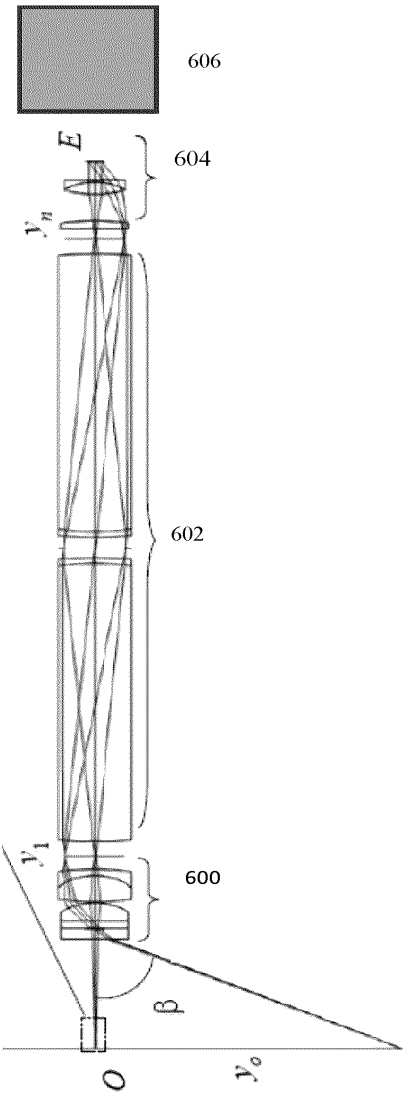
도면5b



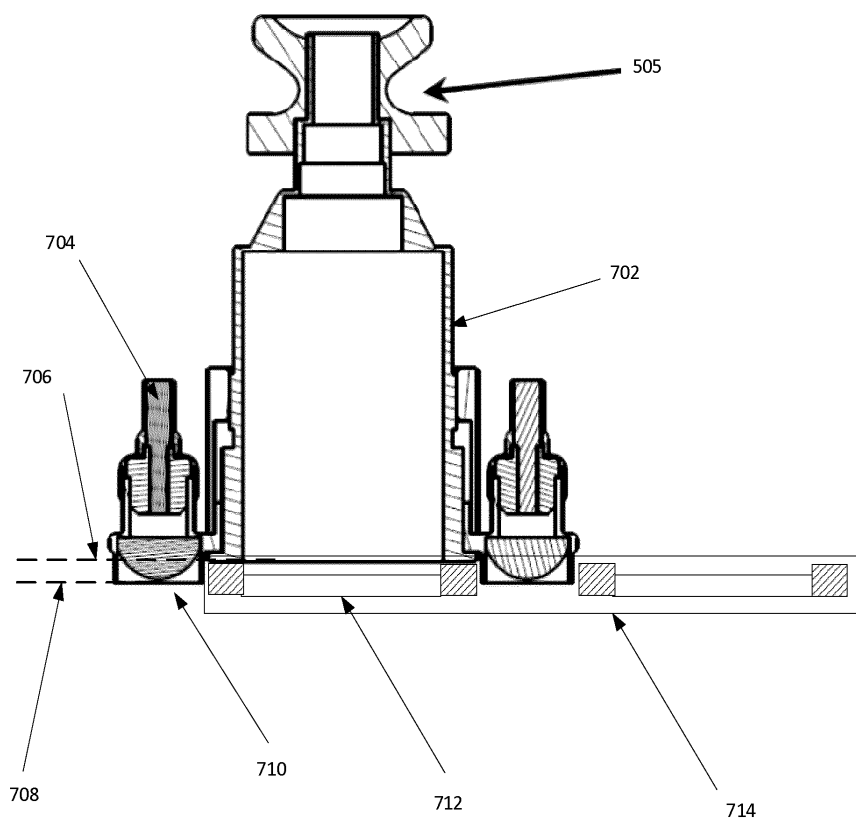
도면5c



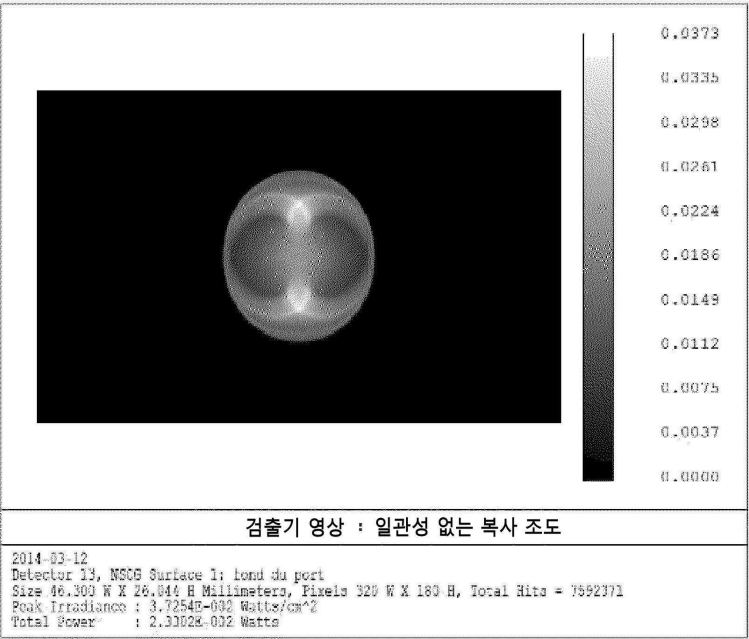
도면6



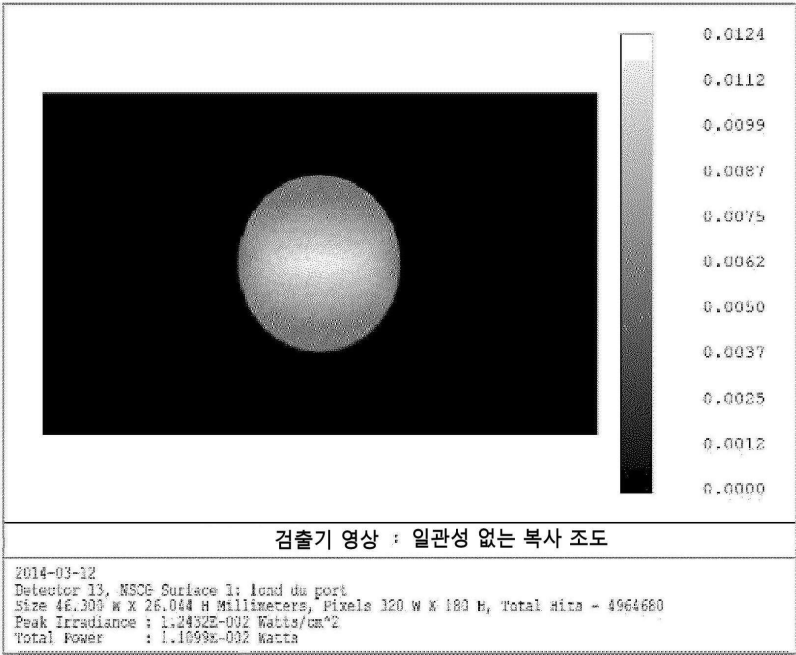
도면7



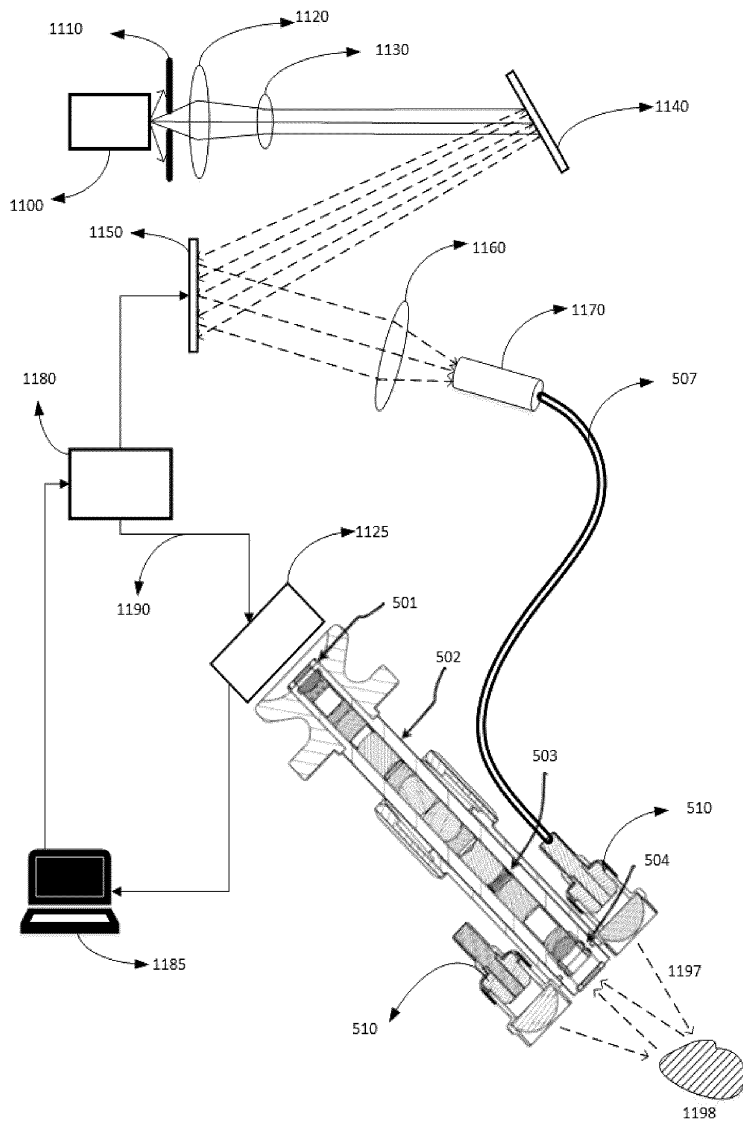
도면8a



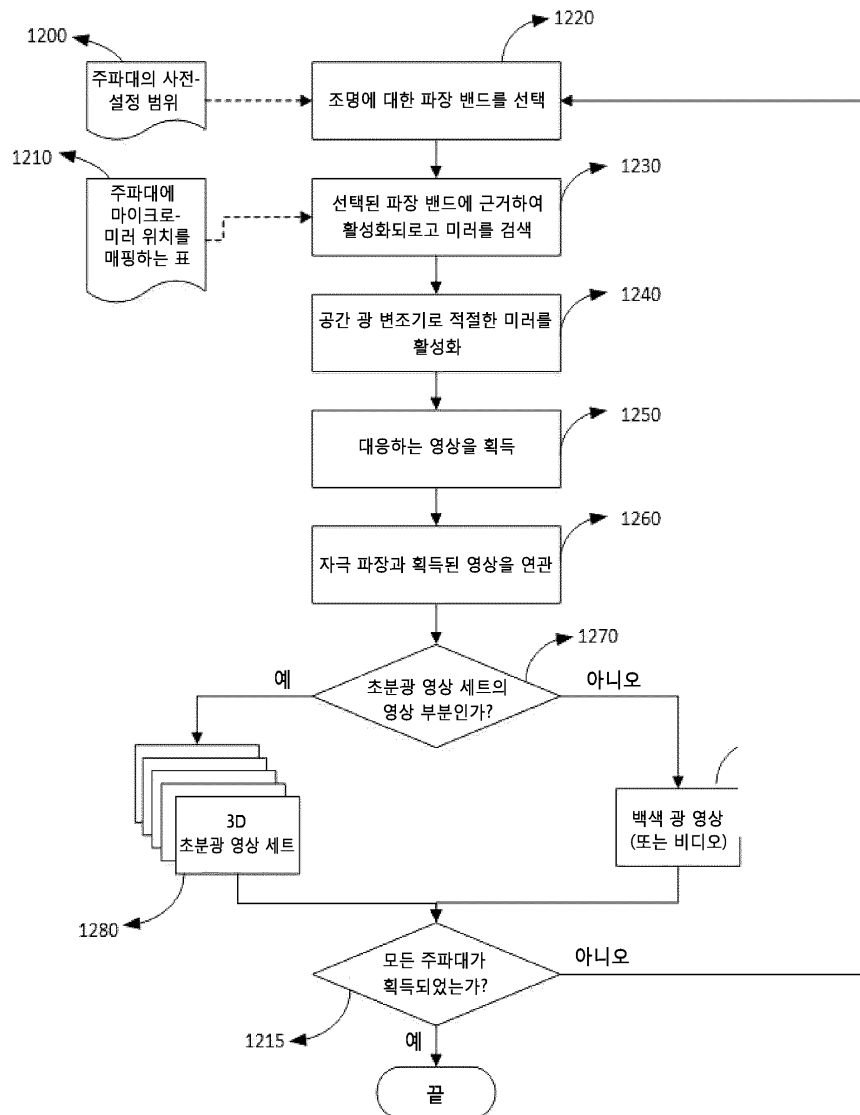
도면8b



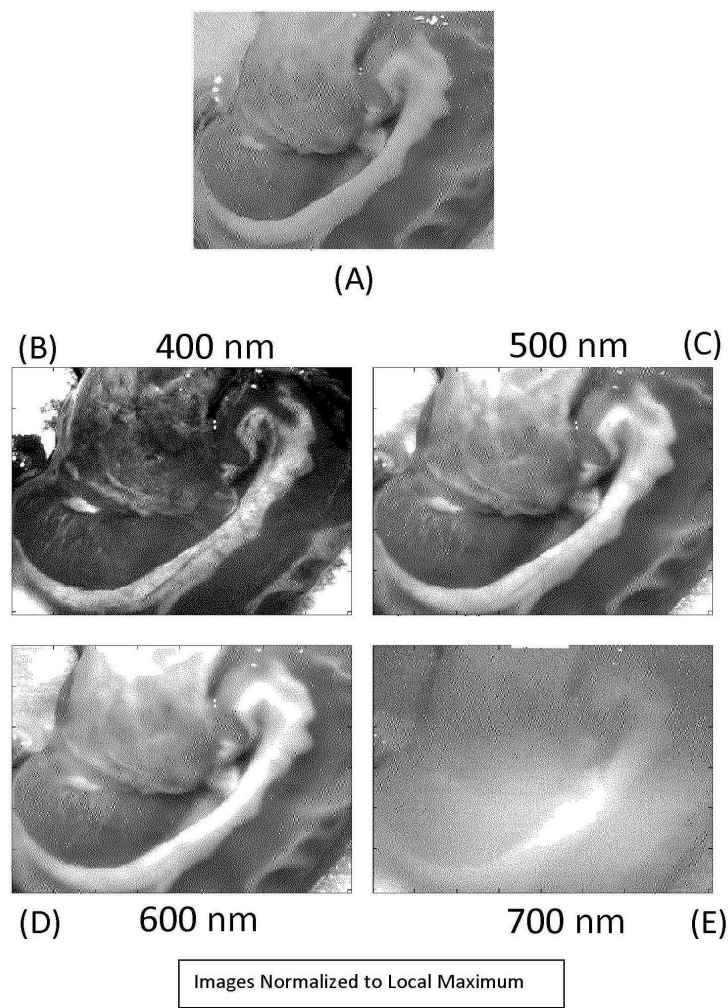
도면9



도면10



도면11



도면12

