(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2018-0036160
(43) 공개일자 2018년04월09일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/00 (2006.01) *G02B 5/28* (2006.01)
G03B 19/12 (2006.01) *H04N 5/372* (2011.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/0071 (2013.01)
G02B 5/288 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2016-0126404
(22) 출원일자 2016년09월30일
심사청구일자 2016년09월30일
기술이전 희망 : **기술양도**

(71) 출원인
부경대학교 산학협력단
부산광역시 남구 신선로 365 (용당동, 부경대학교)
(72) 발명자
안예찬
부산광역시 남구 용소로 45, 부경대학교 대연캠퍼스 융비관 의공학과(대연동)
김성원
부산광역시 서구 감천로 262 , 고신대복음병원 3동 1층 이비인후과(암남동)
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인충정

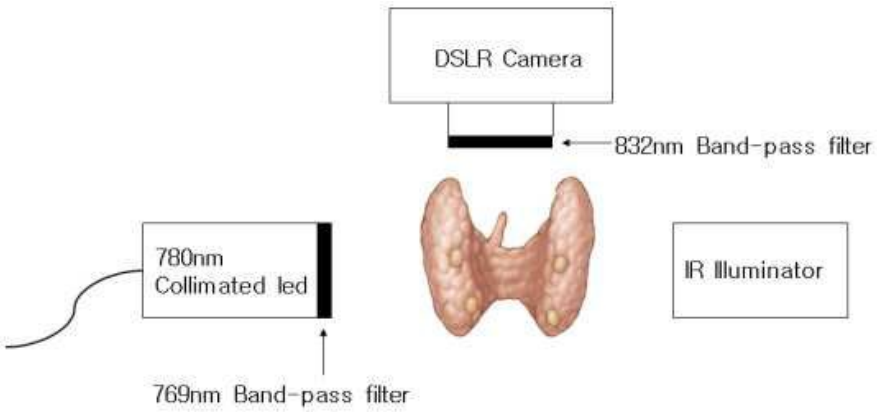
전체 청구항 수 : 총 13 항

(54) 발명의 명칭 **부갑상선 실시간 이미징 장치**

(57) 요 약

본 발명은 부갑상선 실시간 이미징 장치에 관한 것으로서, 상선 내의 부갑상선만을 별도의 표식으로 표시하기 위한 실시간 이미징 장치에 있어서, 상기 갑상선에 빛을 조사하여 부갑상선을 여기하는 광원; 상기 광원에 의해 여기되어 방출하는 부갑상선의 방출 스펙트럼을 검출하는 검출기; 상기 광원의 앞에 배치되는 여기 필터; 및 상기 검출기 앞에 배치되는 방사 필터를 포함하여 구성되며, 갑상선 절제를 위한 중심 경부 림프 절 절제술을 시행할 때 부갑상선을 자가 형광 이미지에 의해 확실하게 표시하여 나타냄으로써, 상기 부갑상선을 제외한 중심 경부 림프 절의 절제가 시술자에 의해 더욱 간편하고도 안전하게 이루어지는 효과가 있다.

대 표 도 - 도3



(52) CPC특허분류
G03B 19/12 (2013.01)
H04N 5/372 (2013.01)
(72) 발명자
이강대
부산광역시 서구 감천로 262 , 고신대복음병원 3동 1층 이비인후과(암남동)
옥철호
부산광역시 서구 감천로 262 ,고신대복음병원 3동 1층 내과(암남동)
강현욱
부산광역시 남구 분포로 111, 103동 304호(용호동, 엘지메트로시티)
유준식
미국, 캘리포니아 92677, 라구나 니구엘, 예거 드라이브 28631
이형신
부산광역시 서구 감천로 262 , 고신대복음병원 3동 1층 이비인후과(암남동)
송서현
부산광역시 남구 용소로 45, 부경대학교 대연캠퍼스 웅비관 의공학과(대연동)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 1525004400
부처명 해양수산부
연구관리전문기관 한국해양과학기술진흥원
연구사업명 해양수산생명공학기술개발
연구과제명 해양 융복합 바이오닉스 소재 상용화 기술 개발
기 여 율 1/1
주관기관 부경대학교산학협력단
연구기간 2015.05.01 ~ 2019.12.31

명 세 서

청구범위

청구항 1

갑상선 내의 부갑상선만을 별도의 표식으로 표시하기 위한 실시간 이미징 장치에 있어서,

상기 갑상선에 빛을 조사하여 부갑상선을 여기하는 광원;

상기 광원에 의해 여기되어 방출하는 부갑상선의 방출 스펙트럼을 검출하는 검출기;

상기 광원의 앞에 배치되는 여기 필터; 및

상기 검출기 앞에 배치되는 방사 필터를 포함하는 것을 특징으로 하는 부갑상선 실시간 이미징 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 광원은 LED 광원인 것을 특징으로 하는 부갑상선 실시간 이미징 장치.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 LED 광원은 중심파장 780nm, 200mW 콜리메이티드 LED 광원인 것을 특징으로 하는 부갑상선 실시간 이미징 장치.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 검출기는 DSLR 카메라 또는 CCD 카메라인 것을 특징으로 하는 부갑상선 실시간 이미징 장치.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 여기 필터 및 방사 필터는 밴드 패스-필터(band-pass filter)인 것을 특징으로 하는 부갑상선 실시간 이미징 장치.

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 여기 필터의 밴드 패스-필터는 중심파장이 769㎚이고, 대역폭이 41㎚인 것을 특징으로 하는 부갑상선 실시간 이미징 장치.

청구항 7

제5항에 있어서,

상기 방사 필터의 밴드 패스-필터는 중심파장이 832㎚이고, 대역폭이 37㎚인 것을 특징으로 하는 부갑상선 실시간 이미징 장치.

청구항 8

제1항 내지 제7항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 갑상선을 향해 적외선을 조사하는 적외선 조사기를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 부갑상선 실시간 이미징 장치.

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 광원에 의한 부갑상선의 방출 스펙트럼을 검출기로 검출하여 표시하는 표식은 자가 형광 이미지인 것을 특징으로 하는 부갑상선 실시간 이미징 장치.

청구항 10

제9항에 있어서,

상기 광원은 3㎚의 협대역을 가진 785㎚의 레이저 다이오드 광원이며, 상기 레이저 다이오드 광원에 의한 협대역 광원 스펙트럼만을 제외한 모든 자가 형광 스텍트럼이 검출기에 도달할 수 있도록 검출기의 전면에 배치된 노치(notch) 필터를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 부갑상선 실시간 이미징 장치.

청구항 11

제10항에 있어서,

가시광선 이미지와 자가 형광 이미지를 중첩시켜 검출기에 가시광선이 도달할 수 있도록 상기 노치 필터의 가시광선 투과율을 제한하고 근적외선 투과율을 크게 한 것을 특징으로 하는 부갑상선 자가 형광 실시간 이미징 장치.

청구항 12

제10항에 있어서,

가시광선 이미지와 자가 형광 이미지를 중첩시켜 검출기에 가시광선이 도달할 수 있도록 상기 노치 필터는 로우-패스 필터와 하이-패스 필터로 분할한 것을 특징으로 하는 부갑상선 자가 형광 실시간 이미징 장치.

청구항 13

광량이 많은 가시광선 이미지에서 광량이 적은 자가 형광 이미지를 효과적으로 분리하여 강조하기 위해 부갑상선을 여기시키는 근적외선 광원에만 광량의 세기에 변조(modulation) 또는 온/오프(ON/OF)를 가하고, 실시간으로 획득되는 도 16과 같은 영상을 분석(예를 들어 difference image, Fourier 해석, MTF 해석)하여 자가 형광 부분만을 강조하는 이미징 장치.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 부갑상선 실시간 이미징 장치에 관한 것으로서, 상세히는 광원과 검출기 및 필터를 이용하여 상기 광원에 의해 여기되어 방출되는 부갑상선(parathyroid)의 자가 형광을 검출기에 의해 검출함으로써, 갑상선 절제술을 시행할 때 상기 부갑상선만 남겨놓고 절제할 수 있도록 한 부갑상선 실시간 이미징 장치에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 근래 갑상선 암의 발병이 증가하는 추세에 있어 상기 갑상선의 종양을 갑상선과 함께 제거하는 갑상선 절제술이 많이 시술되고 있으나, 이러한 갑상선 절제술에는 특히 주의해야 할 점이 있다. 즉 갑상선 종양을 제거하기 위한 갑상선 절제술에서는 상기 갑상선 내에 있는 부갑상선(parathyroid)을 보존하는 것이 매우 중요하다. 왜냐하면 부갑상선은 우리 몸의 칼슘 항상성을 유지하는 중요한 조직이어서 절제하여 제거하면 되지 않기 때문이다. 그런데 이러한 부갑상선은 무게가 35~45㎎, 크기가 5㎜ 3㎜ 1㎝ 정도의 대단히 작고 섬세한 장기이기 때문에 육안으로 부갑상선을 갑상선 및 림프절과 같은 주위 조직과 구별하는 것이 쉽지 않다.

[0003] 도 1은 부갑상선의 위치를 나타낸 것으로서, 상기 부갑상선은 목 앞쪽 중앙에 위치한 갑상선의 뒤편에 위치한다. 부갑상선은 보통 총 4개로 좌측 상하부에 각 1개, 우측 상하부에 각 1개가 있다.

[0004] 한편 갑상선 종양의 제거를 위한 갑상선 절제술 시에 암의 전이 가능성을 고려하여 주변 림프 절(레벨 6)을 동시에 절제한다. 이를 중심 경부 림프 절 절제술(Central Compartment Neck Dissection, CCND)이라 한다. 또한 도 2에 도시한 바와 같이, 림프 절을 위치에 따라 서브그룹으로 나눈 것을 레벨 시스템(level system)이라고 한

다. 이 레벨 시스템은 총 7개로 분류되어있다. 그런데 이 7개 레벨중 갑상선은 레벨 6 구역에 있고 갑상선 유두상암은 주로 레벨 6 림프 절에 잘 전이되는 것이 특징이다. 이러한 특징으로 인해 중심 경부 림프 절 절제술을 시행할 때, 정상 림프 절은 매우 작기 때문에 육안으로 확인하는 것은 거의 불가능하다. 따라서 림프 절 절제술 시에 림프 절이 포함되어 있는 지방조직이나 결체조직을 모두 함께 제거한다. 여기서 부갑상선의 위치를 파악하는 것이 중요해진다. 그 이유는 레벨 6 구역에서 숙련된 시술자가 아닌 이상, 부갑상선을 주변 지방조직이나 결체조직과 구별하기가 쉽지 않다는 것이다.

[0005] 이로 인해 중심 경부 림프 절 절제술을 시행할 때 부갑상선을 안전하게 남겨 놓고 시술하기 위해, 중심 경부 림프 절 절제술에 능숙하게 숙련된 시술자만이 제한적으로 시술에 참여하고 있다.

선행기술문헌

특허문헌

[0006] (특허문헌 0001) 한국 공개특허공보 제10-2014-0034124호

(특허문헌 0002) 일본 공개특허공보 제2012-037472호

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 본 발명은 상기한 바와 같은 제반 문제점을 개선하기 위해 안출된 것으로서, 그 목적은 부갑상선이 갑상선 및 주위조직보다 강한 자가 형광을 방출함을 이용하여, 광원과 검출기 및 필터를 통해 상기 부갑상선의 자가 형광을 검출하고 이를 실시간으로 이미지화 하여 화면에 표시함으로써 갑상선 절제술시 시술자의 편의성을 제공하도록 한 부갑상선 실시간 이미징 장치를 제공함에 있다.

과제의 해결 수단

[0008] 상기한 바와 같은 목적을 달성하기 위해 본 발명의 부갑상선 실시간 이미징 장치는, 갑상선 내의 부갑상선만을 별도의 표식으로 표시하기 위한 실시간 이미징 장치에 있어서, 상기 갑상선에 빛을 조사하여 부갑상선을 여기하는 광원; 상기 광원에 의해 여기되어 방출하는 부갑상선의 방출 스펙트럼을 검출하는 검출기; 상기 광원의 앞에 배치되는 여기 필터; 및 상기 검출기 앞에 배치되는 방사 필터를 포함하는 것을 특징으로 하고 있다.

[0009] 또 상기 광원은 LED 광원이며, 중심파장 780nm, 200mW 콜리메이티드 LED 광원인 것이 바람직하다.

[0010] 또 상기 검출기는 DSLR 카메라 또는 CCD 카메라인 것이 바람직하다.

[0011] 또 상기 여기 필터 및 방사 필터는 밴드 패스-필터(band-pass filter)이며, 중심파장이 769nm이고, 대역폭이 41nm이거나 중심파장이 832nm이고, 대역폭이 37nm인 것이 바람직하다.

[0012] 또 상기 갑상선을 향해 적외선을 조사하는 적외선 조사기를 더 포함하는 것이 바람직하다.

[0013] 또 상기 광원에 의한 부갑상선의 방출 스펙트럼을 검출기로 검출하여 표시하는 표식은 자가 형광 이미지인 것이 바람직하다.

[0014] 또 상기 광원은 3nm의 협대역을 가진 785nm의 레이저 다이오드 광원이며, 상기 레이저 다이오드 광원에 의한 협대역 광원 스펙트럼만을 제외한 모든 자가 형광 스텍트럼이 검출기에 도달할 수 있도록 검출기의 전면에 배치된 노치(notch) 필터를 더 포함하는 것이 바람직하다.

[0015] 또 가시광선 이미지와 자가 형광 이미지를 중첩시켜 검출기에 가시광선이 도달할 수 있도록 상기 노치 필터의 가시광선 투과율을 제한하고 근적외선 투과율을 크게 하는 것이 바람직하다.

[0016] 또 가시광선 이미지와 자가 형광 이미지를 중첩시켜 검출기에 가시광선이 도달할 수 있도록 상기 노치 필터는 로우-패스 필터와 하이-패스 필터로 분할하는 것이 바람직하다.

[0017] 또 광량이 많은 가시광선 이미지에서 광량이 적은 자가 형광 이미지를 효과적으로 분리하여 강조하기 위해 부갑상선을 여기시키는 근적외선 광원에만 광량의 세기에 변조(modulation) 또는 온/오프(ON/OF)를 가하고, 실시간으로 획득되는 영상을 분석(예를 들어 difference image, Fourier 해석, MTF 해석)하여 자가 형광 부분만을 강

조하는 것이 바람직하다.

발명의 효과

[0018] 본 발명의 부갑상선 실시간 이미징 장치에 의하면, 갑상선 절제를 위한 중심 경부 림프 절 절제술을 시행할 때 부갑상선을 자가 형광 이미지에 의해 확실하게 표시하여 나타냄으로써, 상기 부갑상선을 제외한 중심 경부 림프 절의 절제가 시술자에 의해 더욱 간편하고도 안전하게 이루어지는 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

[0019] 도 1은 부갑상선의 위치를 나타낸 그림으로써, 좌측 그림은 우측 상하부 부갑상선의 위치, 우측 그림은 목 부분의 정면에서 나타낸 부갑상선의 위치

도 2는 목 부분의 림프 절의 서브그룹의 보여주는 그림

도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 부갑상선 실시간 이미징 장치의 실시예 도면

도 4는 중심파장이 780nm인 LED 광원의 스펙트럼 그래프

도 5는 중심파장이 769nm이고, 41nm의 대역 폭을 갖는 여기 필터의 스펙트럼 그래프

도 6은 중심파장이 832nm이고, 37nm의 밴드 폭을 갖는 방출 필터의 스펙트럼 그래프

도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 부갑상선 실시간 이미징 장치 중 검출기인 CCD 카메라의 파장에 따른 민감도를 나타낸 그래프

도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 부갑상선 실시간 이미징 장치를 수술실에 설치한 실시예를 보여주는 사진

도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 부갑상선 실시간 이미징 장치에 의한 부갑상선 자가 형광 이미지

도 10은 적외선 조사기에 의해 부갑상선의 위치를 주변 조직과 비교하여 보여주는 이미지

도 11은 부갑상선과 갑상선의 자가형광의 비율 그래프

도 12는 본 발명의 다른 실시예에 따른 부갑상선 실시간 이미징 장치의 실시예 도면

도 13은 3nm 협대역을 가진 785nm 레이저 다이오드 광원의 스펙트럼 그래프

도 14는 785nm 파장을 제외한 파장을 투과시키는 노치 필터(투과도 350~400 nm : T>80, 400~1200 nm: T>90)의 투과도 스펙트럼 그래프

도 15는 본 발명의 다른 실시예에 따른 부갑상선 실시간 이미징 장치 중 검출기인 CCD 카메라의 파장에 따른 민감도를 나타낸 그래프

도 16은 본 발명의 다른 실시예에 따른 부갑상선 실시간 이미징 장치에 의한 가시광선 이미지와 자가 형광 이미지를 중첩시킨 사진

도 17은 본 발명의 다른 실시예에 따른 부갑상선 실시간 이미징 장치의 노치 필터에 의해 파장에 따라 투과도 정도의 다름을 보여주는 그래프

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0020] 이하, 본 발명에 따른 부갑상선 실시간 이미징 장치의 바람직한 실시예를 첨부한 도면을 참조로 하여 상세히 설명한다. 본 발명은 이하에서 개시되는 실시예에 한정되는 것이 아니라 서로 다른 다양한 형태로 구현될 수 있으며, 단지 본 실시예는 본 발명의 개시가 완전하도록 하며 통상의 지식을 가진 자에게 발명의 범주를 완전하게 알려주기 위하여 제공되는 것이다.

[0021] 본원발명의 부갑상선 실시간 이미징 장치에 의해 갑상선 내에서 별도의 표식으로 나타내고자 하는 부갑상선의 자가 형광 이미지를 획득하려면 기본적으로 부갑상선을 여기(excitation)할 수 있는 광원, 자가 형광 방출(emission)을 검출할 수 있는 검출기가 있어야 한다. 그런데 부갑상선은 특별한 흡수 스펙트럼과 방출 스펙트럼을 가지기 때문에 그에 맞는 광원과 검출기가 있어야 한다.

[0022] 또한 여기 스펙트럼과 방출 스펙트럼은 보통 중첩되기 때문에 광원 앞에는 여기 필터를, 검출기 앞에는 방출 필터를 사용하여야 한다. 따라서 도 3에서 보는 바와 같이, 본 발명에서는 광원으로 중심파장이 780nm인 200mW 콜

리메이티드(collimated) LED 광원을 사용하고, 광원 앞에 여기 필터로 중심파장이 769nm이고 41nm의 대역폭을 갖는 밴드-패스 필터(band-pass filter)를 배치한다. 또한 검출기로는 DSLR 카메라 또는 CCD 카메라를 사용하고, 상기 검출기 앞에 중심파장이 832nm이고 37nm의 대역폭을 갖는 밴드-패스 필터(band-pass filter)를 배치한다.

[0023] 도 4는 중심파장이 780nm인 LED 광원의 스펙트럼 그래프이고, 도 5는 중심파장이 769nm이고, 41nm의 대역 폭을 갖는 여기 필터의 스펙트럼 그래프이며, 도 6은 중심파장이 832nm이고, 37nm의 밴드 폭을 갖는 방출 필터의 스펙트럼 그래프이고, 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 부갑상선 실시간 이미징 장치 중 검출기인 CCD 카메라의 파장에 따른 민감도를 나타낸 그래프의 예를 보여준다. 상기한 모든 그래프는 200nm의 파장부터 시작되며, 중심파장에서 LED 광원 스펙트럼의 normalized intensity가 높고, 각 중심파장에서 여기 필터와 방출 필터의 스펙트럼의 투과도(transmission)가 높으며, 특정 파장에서 CCD 카메라의 민감도가 높아 본 발명의 일 실시예의 이미징 장치에서 이를 적절하게 활용하여 부갑상선의 자가 형광 이미지를 나타낸다.

[0024] 이와 같은 부갑상선의 자가 형광 이미지만을 얻기 위해서는 수술방의 조명(특히 무영등)을 전부 소등시켜야 한다. 따라서 본 발명에서는 부갑상선의 자가 형광 이미지뿐만 아니라 주변조직 이미지를 함께 얻어 부갑상선의 위치를 확인하기 위해 도 4에서 보는 바와 같이, 적외선 조사기(IR Illuminator)를 사용한다.

[0025] 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 부갑상선 실시간 이미징 장치를 수술실에 설치한 실시예를 보여주는 사진이다. 도 8에서 보는 바와 같이, 갑상선을 향해 광원으로 780nm의 콜리메이티드 LED가 빛을 조사하고, 검출기로 상기 갑상선의 위에 배치된 DSLR 카메라에 의해 광원에 의해 부갑상선으로부터 방출되는 자가 형광 스펙트럼을 검출하여 상기 부갑상선의 자가 형광 이미지를 촬영하며, 이때 상기 DSLR 카메라의 옆에 배치된 적외선 조사기로 갑상선을 향해 적외선을 조사함으로써 부갑상선의 자가 형광 이미지뿐만 아니라 주변조직 이미지를 함께 촬영하여 나타낸다.

[0026] 도 9는 도 3의 적외선 조사기를 사용하지 않고 오직 부갑상선(화살표)의 자가 형광만을 얻은 사진이다. 부갑상선 주변에 존재하는 갑상선도 자가 형광을 희미하게 발생하고 있지만 부갑상선의 자가 형광이 두드러지게 나타나고 있음을 알 수 있다. 도 10은 적외선 조사기의 세기를 약하게 하여 적외선 이미지와 자가 형광 이미지를 함께 얻어 부갑상선과 그것 주위의 배경을 한꺼번에 이미징하여 나타낸 사진이다. 도 9와 같은 이미지에서는 부갑상선이 확인은 되지만 실제 수술 시야에서 주변구조물과의 관계가 파악되지 않기 때문에 시술자에게 큰 도움이 되지 않는다. 그래서 도 10과 같이 실제 수술 시야에서 부갑상선이 확인이 되면서 어디에 있는지를 시술자가 알 수 있게끔 해주는 이미지가 필요한 것이다.

[0027] 도 11은 갑상선의 자가 형광 중 가장 밝은 것과 부갑상선의 자가 형광 중 가장 밝은 것의 밝기 비율(P/T ratio)을 나타낸다. 총 18개의 부갑상선을 테스트 하였는데 모두 부갑상선이 갑상선에 비해 밝게 나왔다(P/T ratio > 1). 한편 실제로 부갑상선인데 자가 형광 기법으로도 부갑상선으로 확인된 것의 비를 의미하는 민감도는 100%, 실제로 부갑상선이 아닌 조직인데 자가 형광 기법으로도 부갑상선이 아니라고 확인된 비율을 의미하는 특이도는 80%로 나타났다.

[0028] 도 3과 같은 실시예에서는 부갑상선 자가 형광을 선명하게 획득하기 위해서 카메라의 노출이 상당히 길어야 한다. 예비 실험에서는 4초 또는 8초였으므로 부갑상선 실시간 이미징을 위하여, 자가 형광을 여기시키는 광원의 파워를 충분히 공급하고, 방출된 자가 형광의 스펙트럼을 최대로 검출기로 보내기 위하여 도 12에 도시한 바와 같이, 여기 광원을 785nm 레이저 다이오드(laser diode)을 이용한 협대역 광원으로 제작하고, 협대역 광원 스펙트럼만을 제외한 모든 자가 형광 스텍트럼이 검출기에 도달할 수 있도록 노치(notch) 필터(785nm 제거용 notch 필터)를 사용하는 본 발명의 다른 실시 예를 제안한다. 도 13은 3nm 협대역을 가진 785nm 레이저 다이오드 광원의 스펙트럼 그래프이고, 도 14는 785nm 파장을 제외한 파장을 투과시키는 노치 필터(투과도 350~400 nm : T>80, 400~1200 nm: T>90)의 투과도 스펙트럼 그래프이며, 도 15는 본 발명의 다른 실시예에 따른 부갑상선 자가 형광 실시간 이미징 장치 중 검출기인 CCD 카메라의 파장에 따른 민감도를 나타낸 그래프의 예를 보여준다. 중심파장에서 레이저 다이오드 광원의 스펙트럼 intensity가 높고, 특정 파장에서 CCD 카메라의 민감도가 높아 본 발명의 다른 실시예의 이미징 장치에서 이를 적절하게 활용하여 부갑상선의 자가 형광 이미지를 나타낸다.

[0029] 또한 도 10에서와 같이 부갑상선과 그 주변을 함께 영상화할 때 근적외선 영역에서만 영상 이미지를 획득하면, 사람이 인식하는 가시광선 영역에서의 영상과 달라서 시술자가 수술 중 부갑상선의 위치를 인식하는데 불편함이 있다. 따라서 도 10의 영상 이미지 대신에 도 16 같이 가시광선 이미지와 자가 형광 이미지를 중첩시킨 결과를 제공하기 위하여 CCD 카메라에 가시광선도 도달할 수 있도록 한다. 그러나 부갑상선 자가 형광의 세기에 대비해 부갑상선 주변에서 반사되는 가시광선의 세기가 월등히 세기 때문에, 도 17에 도시한 바와 같이, 노치 필터의

가시광선 투과율을 매우 제한하고 근적외선 투과율은 크게 하는 조작이 필요하다.

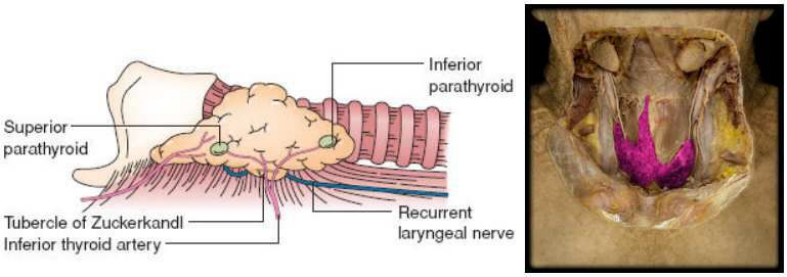
[0030] 한편 필요에 따라서 그림 17의 노치 필터를 로우-패스(low-pass) 및 하이-패스(high-pass) 필터 두 개로 나누고, 필요하면 적외선 조사기도 사용하여 도 9 또는 도 10의 부갑상선 자가 형광 이미지를 도 16의 부갑상선 자가 형광 이미지로 전환시킬 수 있는 방법을 제안한다.

[0031] 또한 광량이 많은 가시광선 이미지에서 광량이 적은 자가 형광 이미지를 효과적으로 분리하여 강조하기 위해 부갑상선을 여기시키는 근적외선 광원에만 광량의 세기에 변조(modulation) 또는 온/오프(ON/OF)를 가하고, 실시간으로 획득되는 도 16과 같은 영상을 분석(예를 들어 difference image, Fourier 해석, MTF 해석)하여 자가 형광 부분만을 강조하는 방법도 제시할 수 있다.

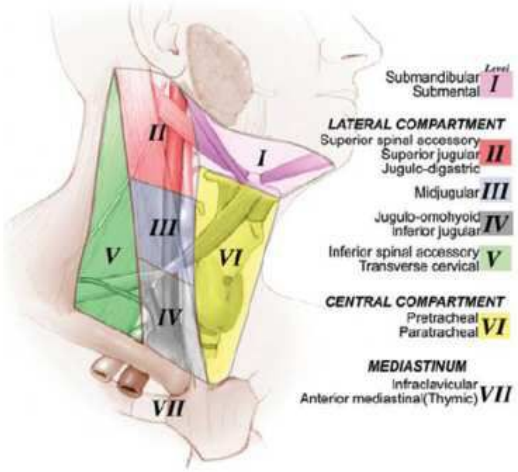
[0032] 이상과 같이 본 발명에 따른 부갑상선 실시간 이미징 장치에 대해서 예시한 도면을 참조로 하여 설명하였으나, 본 명세서에 개시된 실시예와 도면에 의해 본 발명이 한정되는 것은 아니며, 본 발명의 기술사상의 범위 내에서 당업자에 의해 다양한 변형이 이루어질 수 있음은 물론이다.

도면

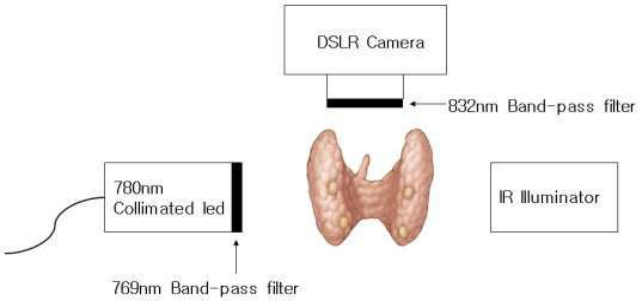
도면1



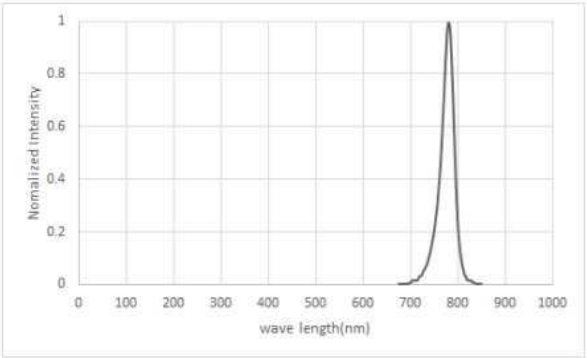
도면2



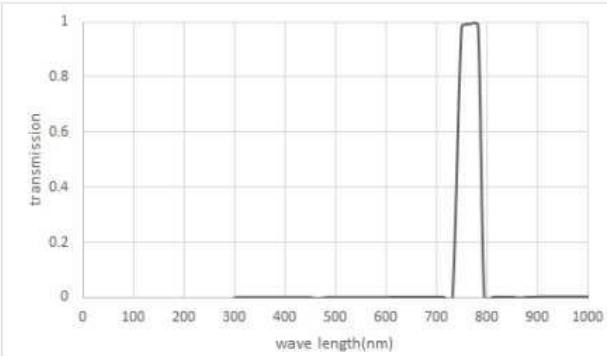
도면3


DSLR Camera
832nm Band-pass filter
780nm
Collimated led
IR Illuminator
769nm Band-pass filter

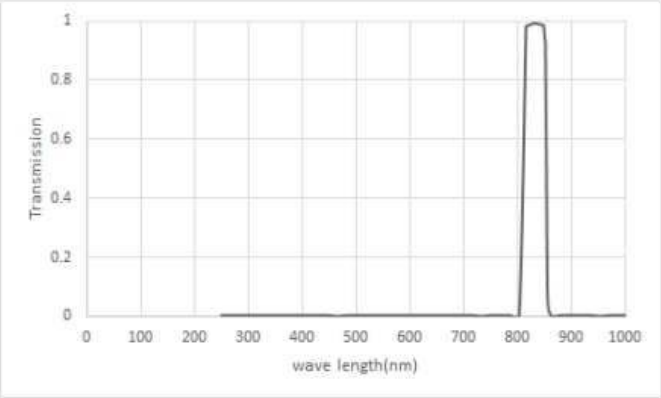
도면4


Nomalized intensity
1
0.8
0.6
0.4
0.2
0
0
100
200
300
400
500
600
700
800
900
1000
wave length(nm)

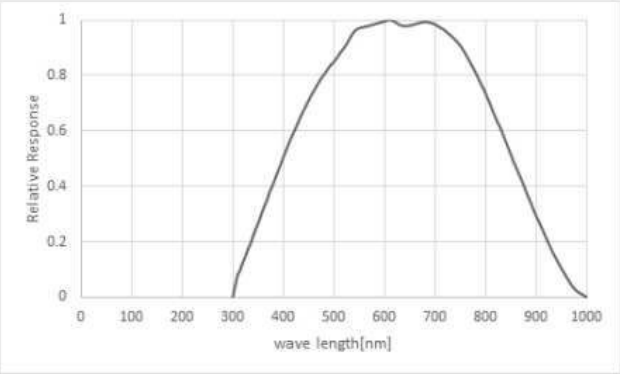
도면5


transmission
1
0.8
0.6
0.4
0.2
0
0
100
200
300
400
500
600
700
800
900
1000
wave length(nm)

도면6


Transmission
1
0.8
0.6
0.4
0.2
0
0 100 200 300 400 500 600 700 800 900 1000
wave length(nm)

도면7


Relative Response
1
0.8
0.6
0.4
0.2
0
0 100 200 300 400 500 600 700 800 900 1000
wave length[nm]

도면8


DSLR Camera
IR Illuminator
780nm
Collimated led

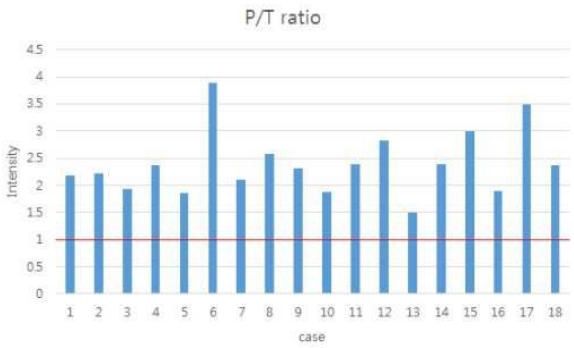
도면9



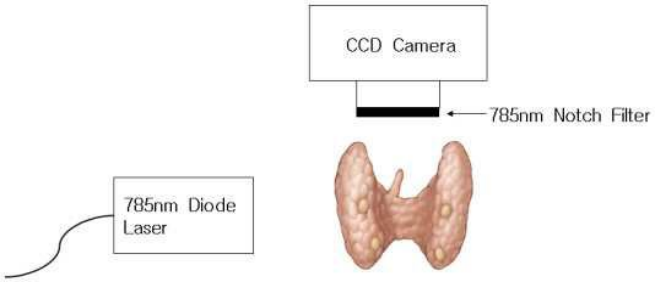
도면10



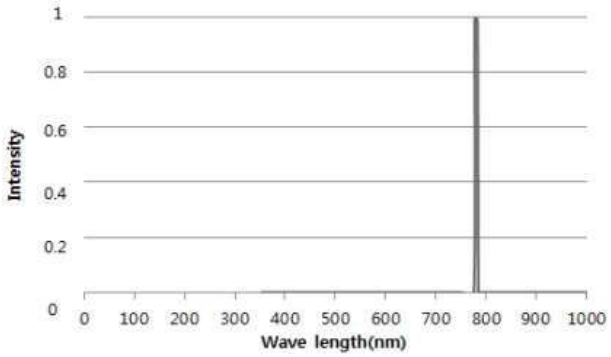
도면11



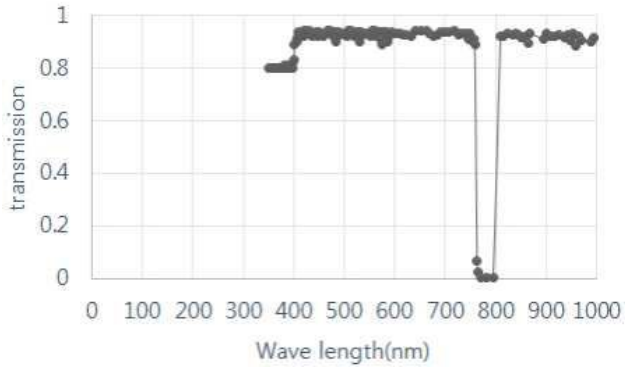
도면12



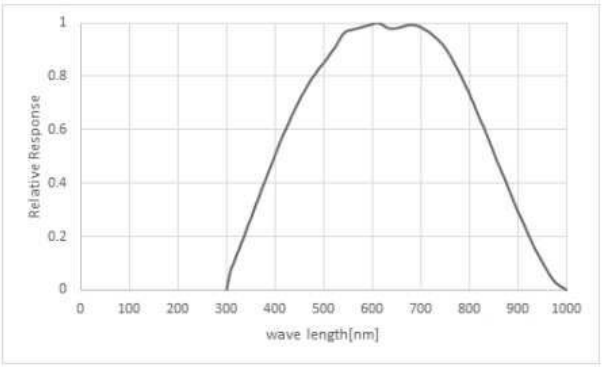
도면13



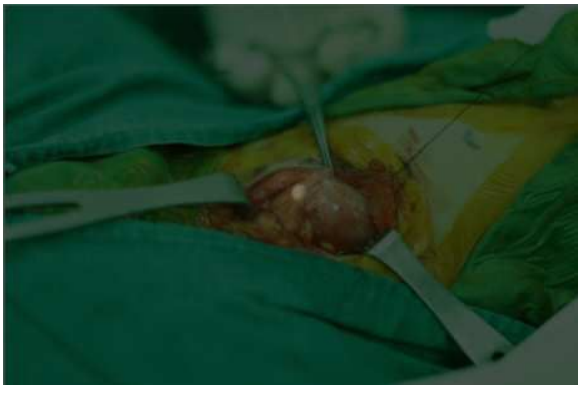
도면14



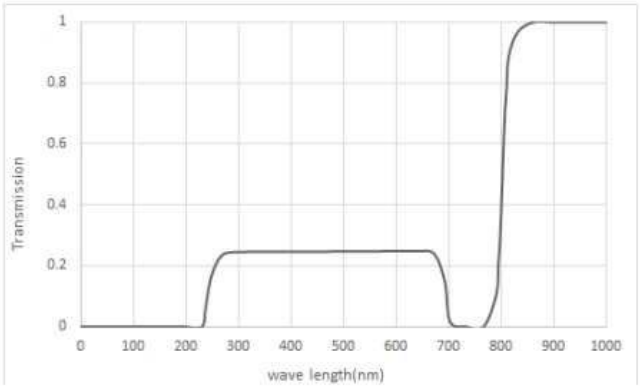
도면15



도면16



도면17


1
0.8
0.6
0.4
0.2
0
Transmission
0
100
200
300
400
500
600
700
800
900
1000
wave length(nm)