

(12) 특허협력조약에 의하여 공개된 국제출원

(19) 세계지식재산권기구
국제사무국

(43) 국제공개일
2019년 5월 23일 (23.05.2019) **WIPO | PCT**



(10) 국제공개번호

WO 2019/098581 A1

(51) 국제특허분류:

A61B 5/00 (2006.01)

(21) 국제출원번호:

PCT/KR2018/013287

(22) 국제출원일:

2018년 11월 5일 (05.11.2018)

(25) 출원언어:

한국어

(26) 공개언어:

한국어

(30) 우선권정보:

10-2017-0154266 2017년 11월 17일 (17.11.2017) KR

(71) 출원인: 부경대학교 산학협력단 (PUKYONG

NATIONAL UNIVERSITY INDUSTRY-UNIVERSITY COOPERATION FOUNDATION) [KR/KR]; 48547 부산시 남구 신선로 365, Busan (KR). 울산과학기술원 (UNIST (ULSAN NATIONAL INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY)) [KR/KR]; 44919 울산시 울주군 언양읍 유니스트길 50, Ulsan (KR).

(72) 발명자: 안예찬 (AHN, Yeh Chan); 48513 부산시 남구 용소로 45 부경대학교 응비관 의공학과, Busan (KR). 배성철 (BAE, Sung Chul); 44919 울산시 울주군 언양읍 유니스트길 50, 울산과학기술대학교 생명과학부, Ulsan (KR).

(74) 대리인: 특허법인 충정 (HMP IP GROUP); 06251 서울시 강남구 역삼로 120, 5층 (역삼동, 성보역삼빌딩), Seoul (KR).

(81) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 국내 권리의 보호를 위하여): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

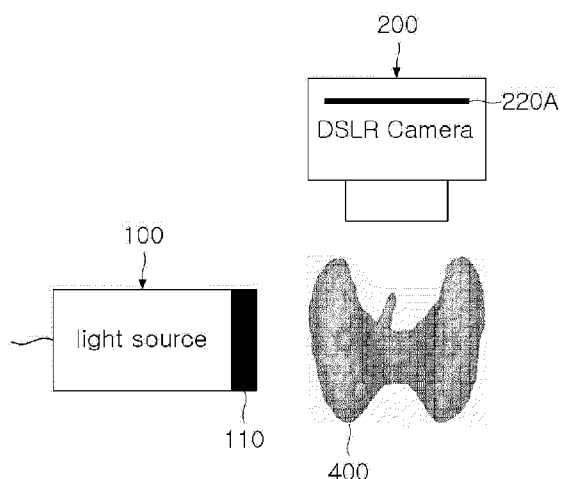
(84) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 국내 권리의 보호를 위하여): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 유라시아 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 유럽 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

공개:

— 국제조사보고서와 함께 (조약 제21조(3))

(54) Title: REAL-TIME PARATHYROID IMAGING SYSTEM

(54) 발명의 명칭: 부갑상선 실시간 이미징 시스템



(57) Abstract: The present invention relates to a real-time parathyroid imaging apparatus comprising: a light source comprising an excitation filter capable of exciting the parathyroid glands; and a camera comprising an image sensor, and an emission filter of which the transmissivity ratio between a visible light region and a near-infrared emission wavelength region is N:1 (Here, $N < 1$). By means of the present invention, a system may be implemented whereby a surgeon may acquire, in real-time during an operation, an autofluorescence image of the parathyroid glands by using a near-infrared light source, and an auto focus function may be used, and a visible light and near-infrared autofluorescence image may be simultaneously fused and acquired without having to turn off the lights in an operating room.

(57) 요약서: 본 발명은 부갑상선 실시간 이미징 장치에 관한 것으로, 부갑상선을 여기할 수 있는 여기필터(excitation filter)를 포함하는 광원, 가시광선 영역과 근적외선 방출 파장 영역의 투과율 비가 N:1(여기서 $N < 1$)인 방출필터(emission filter) 및 이미지 센서를 포함하는 카메라를 포함한다. 본 발명을 통하여 수술자가 수술 중에 실시간으로 근적외선 광원을 사용하여 부갑상선의 자가형광 이미지를 획득할 수 있고, 자동초점 기능을 사용하며, 수술실의 소등없이, 가시광선 및 근적외선 자가형광 영상이 동시에 융합되어 획득되는 시스템을 구현할 수 있다.

WO 2019/098581 A1

명세서

발명의 명칭: 부갑상선 실시간 이미징 시스템

기술분야

- [1] 본 발명은 부갑상선 실시간 이미징 시스템에 관한 것으로, 상세하게는 실시간으로 근적외선 광원을 사용하여 부갑상선의 자가형광 이미지를 획득할 수 있는 이미징 시스템에 관한 것이다.

배경기술

- [2] 갑상선 종양을 제거하기 위한 갑상선 절제술에서는 우리 몸의 칼슘 항상성을 유지하는 부갑상선을 보존하는 것이 매우 중요하다. 부갑상선은 무게가 35-45 mg, 크기가 5x3x1 cm 정도의 대단히 작고 섬세한 장기이기 때문에 육안으로 부갑상선을 갑상선 및 림프절과 같은 주위 조직과 구별하는 것이 쉽지 않다.
- [3] 도 1의 (a)는 부갑상선의 위치를 도시한 것이고, 도 1의 (b)는 림프절의 서브그룹(subgroup)을 나타낸 것이다.
- [4] 도 1의 (a)를 참조하면, 부갑상선은 목 앞쪽 중앙에 위치한 갑상선의 뒷편에 위치하는 것을 알 수 있다. 부갑상선은 보통 총 4개로 좌측 상하부에 각 1개, 우측 상하부에 각 1개가 있다.
- [5] 한편, 도 1의 (b)에는 림프절의 서브그룹이 도시되어 있는데, 갑상선 종양의 제거를 위한 갑상선 절제술 시에 암의 전이 가능성을 고려하여 주변 림프절(level VI)을 동시에 절제한다. 이를 중심 경부 림프절 절제술(Central Compartment Neck Dissection, CCND)이라 한다. 림프절을 위치에 따라 서브그룹으로 나눈 것을 레벨 시스템(level system)이라고 한다. 이 레벨 시스템은 총 7개로 분류되어 있다. 7개의 레벨 중 갑상선은 level VI 구역에 있고, 갑상선 유두상암(papillary thyroid carcinoma)은 주로 level VI 림프절에 잘 전이되는 것이 특징이다.
- [6] 중심 경부 림프절 절제술을 시행할 때, 정상 림프절은 매우 작기 때문에 육안으로 확인하는 것이 거의 불가능하다. 따라서 림프절 절제술시에 림프절이 포함되어 있는 지방조직이나 결체조직을 모두 함께 제거한다.
- [7] 여기서 부갑상선의 위치를 파악하는 것이 중요해 진다. 이는 숙련된 술자가 아닌 이상 level VI 구역에서 주변 지방조직이나 결체조직과 부갑상선을 구별하기 쉽지 않기 때문이다.
- [8] 도 2는 종래의 부갑상선 이미징 시스템을 도시한 것이고, 도 3은 도 2에 따르는 종래의 부갑상선 이미징 시스템에서 (a)는 중심파장이 780 nm인 LED 광원의 스펙트럼 그래프, (b)는 중심파장이 769 nm이고, 41 nm의 대역폭을 가지는 여기필터의 스펙트럼 그래프, (c)는 중심파장이 832 nm이고, 37 nm의 밴드 폭을 가지는 여기필터의 스펙트럼 그래프, (d)는 검출기인 카메라 센서의 파장에 따른 민감도를 나타낸 그래프이다.
- [9] 종래의 부갑상선 실시간 이미징 시스템은 부갑상선을 여기(excitation)할 수

있는 광원, 부갑상선이 방출(emission)하는 자가형광을 검출할 수 있는 카메라(또는 검출기), 부갑상선 주위를 조명하여 카메라가 부갑상선 자가형광에 더하여 부갑상선 주위영상을 함께 얻도록 하는 근적외선 조명부(IR Illuminator)를 포함한다.

[10] 상기 광원에는 여기필터가 포함될 수 있고, 카메라에는 방출필터가 포함될 수 있다.

[11] 부갑상선은 특별한 여기 스펙트럼(excitation spectrum)과 방출 스펙트럼(emission spectrum)을 가지기 때문에 이에 맞는 광원(light source)(도 3의 (a))과 카메라(도 3의 (d))가 있어야 한다. 이 때, 여기 스펙트럼과 방출 스펙트럼이 보통 중첩되기 때문에 적당한 여기필터(excitation filter)(도 3의 (b))와 방출필터(emission filter)(도 3의 (c))를 사용하여야 한다.

[12] 이 때, 여기필터를 통과한 여기광이 부갑상선을 충분히 여기시키도록 하되 방출필터마저도 통과하여 자가형광과 함께 카메라에 검출되지 않도록 여기필터의 투과파장대를 적절히 선정하여야 하며, 부갑상선에서 방출되는 형광이 충분히 카메라에 검출되도록 하되 여기광이 카메라에 검출되지 못하도록 방출필터의 투과파장대도 적절히 선정하여야 한다.

발명의 상세한 설명

기술적 과제

[13] 본 발명의 목적은 부갑상선이 갑상선 및 주위조직보다 강한 자가형광을 방출함을 이용하여 갑상선 절제술시 술자의 편의성을 제공하는 이미징 시스템을 제공 하는데 있다.

과제 해결 수단

[14] 상기 기술적 과제를 해결하기 위하여 본 발명은 부갑상선 이미징 시스템에 있어서, 부갑상선을 여기할 수 있는 여기필터(excitation filter)를 포함하는 광원, 가시광선 영역과 근적외선 방출 파장 영역의 투과율 비가 $N:1$ (여기서 $N < 1$ 임.)인 방출필터(emission filter) 및 이미지 센서를 포함하는 카메라를 포함한다.

[15] 또한 상기 N 은 0.01 내지 0.0001 인 것을 특징으로 한다.

[16] 또한 상기 방출필터는 근적외선 영역 중 여기 파장대의 OD(Optical Density)가 6 이상인 것을 특징으로 한다.

[17] 또한 상기 방출필터는 상기 이미지 센서에 인접하여 위치하는 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

[18] 본 발명의 실시 예들에 따른 부갑상선 실시간 이미징 장치의 효과에 대해 설명하면 다음과 같다.

[19] 본 발명을 통하여 술자가 수술 중에 실시간으로 근적외선 광원을 사용하여 부갑상선의 자가형광 이미지를 획득할 수 있다.

[20] 또한 자동초점 기능을 사용하며, 수술실 소등이 필요 없고, 가시광선 및

근적외선 자가형광 영상이 동시에 융합되어 획득되는 시스템을 구현할 수 있다.

[21] 또한 복잡한 다채널 시스템을 복수의 카메라를 사용하지 않고 하나의 카메라로 구현할 수 있다.

[22] 다만, 본 발명의 실시 예들에 따른 부갑상선 실시간 이미징 시스템이 달성할 수 있는 효과는 이상에서 언급한 것들로 제한되지 않으며, 언급하지 않은 또 다른 효과들은 아래의 기재로부터 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

도면의 간단한 설명

[23] 본 발명에 관한 이해를 돕기 위해 상세한 설명의 일부로 포함되는, 첨부도면은 본 발명에 대한 실시예를 제공하고, 상세한 설명과 함께 본 발명의 기술적 사상을 설명한다.

[24] 도 1의 (a)는 부갑상선의 위치를 도시한 것이고, 도 1의 (b)는 림프절의 서브그룹(subgroup)을 나타낸 것이다.

[25] 도 2는 종래의 부갑상선 이미징 시스템을 도시한 것이다.

[26] 도 3은 도 2에 따르는 종래의 부갑상선 이미징 시스템에서 (a)는 중심파장이 780 nm인 LED 광원의 스펙트럼 그래프, (b)는 중심파장이 769 nm이고, 41 nm의 대역폭을 가지는 여기필터의 스펙트럼 그래프, (c)는 중심파장이 832 nm이고, 37 nm의 밴드 폭을 가지는 여기필터의 스펙트럼 그래프, (d)는 검출기인 카메라 센서의 파장에 따른 민감도를 나타낸 그래프이다.

[27] 도 4는 본 발명에 따른 부갑상선 실시간 이미징 시스템의 구성을 도시한 것이다.

[28] 도 5의 (a)는 종래의 DSLR 카메라 구조를 도시한 것이고, (b)는 본 발명에 따른 DSLR 카메라 구조를 도시한 것이다.

[29] 도 6은 본 발명에 따른 자가형광 및 가시광용 방출필터(220A)가 구비된 DSLR 카메라 구조를 도시한 것이다.

[30] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 방출필터(220A)의 파장대비 광학 밀도(Optical Density, OD)를 나타낸 그래프이다.

[31] 도 8은 본 발명에 따른 방출필터(220A)를 포함하는 근적외선에서의 감도를 높인 소형 IR 카메라를 이용하여 실시간 자가형광 및 가시광선이 융합된 이미지를 얻는 과정을 개략적으로 도시한 것이다.

[32] 도 9는 도 8의 시스템을 통해 부갑상선을 촬영한 이미지로, (a)는 가시광선 이미지, (b)는 근적외선 자가형광 이미지, (c)는 이를 융합한 이미지를 도시한 것이다.

발명의 실시를 위한 최선의 형태

[33] 도 6은 본 발명에 따른 자가형광 및 가시광용 방출필터(220A)가 구비된 DSLR 카메라 구조를 도시한 것이고, 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 방출필터(220A)의 파장대비 광학 밀도(Optical Density, OD)를 나타낸

그래프이다.

- [34] 도 5의 (a)나 (b)와 같은 카메라를 통해서는 부갑상선의 근적외선 자가형광 이미지만을 얻을 수 있다. 근적외선 조명을 사용하면 부갑상선뿐 아니라 그 주변도 함께 영상화할 수는 있지만, 근적외선 영역의 영상만을 획득하면, 사람이 인식하는 가시광선 영역에서의 영상과의 상당한 차이로 인하여 술자가 수술 중 부갑상선의 위치를 인식하는데 불편함이 있다.
- [35] 본 발명에서는 이를 보완하고자 카메라에, 근적외선 자가형광 이미지와 가시광선 이미지를 하나의 영상으로 융합하여 수술장에서 부갑상선의 위치를 주변 구조물 속에서 인식할 수 있도록 하는 자가형광 및 가시광용 방출필터(emission filter)(220A)를 도입하였다.
- [36] 도 6에는 본 발명에 따르는 카메라는 자동초점 기능에 더하여 융합영상을 획득하기 위한 자가형광 및 가시광용 방출필터(220A)가 구비된 카메라를 확인할 수 있다.
- [37] 자가형광 및 가시광용 방출필터(220A)의 투과 스펙트럼을 조절하여 가시광선 또한 근적외선 자가형광의 세기와 비슷하게 통과하도록 하였고, 이를 이미지 센서(210) 바로 앞에 인접하게 설치하였다. 가시광선의 세기는 근적외선 자가형광의 세기보다 센 빛이므로 투과도를 적절히 줄일 필요가 있는데, 구체적인 필터 디자인은 아래 도 7을 통하여 설명한다.
- [38] 도 7에는 본 발명의 일 실시예에 따른 광학밀도(OD) 스펙트럼을 조절한 자가형광 및 가시광용 방출필터(220A)의 디자인이 도시되어 있다.
- [39] 본 발명의 일 실시예에 따르는 자가형광 및 가시광용 방출필터(220A)는 가시광선 영역은 OD를 약 2 정도로(a 영역), 780 nm 파장의 광원 빛은 들어오지 못하도록 광원 파장부근에서는 OD를 6 이상으로(b 영역), 자가형광 파장인 832 nm 부근에서는 OD가 0의 값을 가지도록(c 영역) 디자인 될 수 있다.
- [40] 여기서 a 영역은 가시광선 영역, b 영역은 근적외선 영역 중 여기파장 영역, c 영역은 근적외선 영역 중 방출파장 영역이다. 도 7과 같이 디자인 된 경우, a 영역의 OD 값이 약 2로 설계되고, c 영역의 OD 값이 0으로 설계되어 가시광선 영역과 상기 방출파장 영역의 투과율 비가 약 0.01:1 이 된다.
- [41] 이 때, 가시광선 영역(a 영역) 보다 방출파장(c 영역)의 투과율이 높게 설계되는 것이 바람직하며, a 와 c 영역에서 상기 투과율의 비 또는 OD 값의 차이는 수술실 가시광 조명의 세기 및 방출되는 자가형광의 세기에 따라 적절히 조절될 수 있다. 바람직하게는 0.01 내지 0.0001:1 로 설계될 수 있다.
- [42] b 영역은 근적외선 영역 중 여기파장의 영역으로, 광원(100)의 빛을 차단하기 위해 투과율이 극히 낮도록 설계되어야 한다. 상기 여기파장의 OD는 바람직하게는 6 이상으로 설계될 수 있다.
- [43] 한편, 상기 가시광선 영역과 방출파장 영역의 투과율 비 및 여기파장의 투과율은 술자의 개인차 및 수술실의 환경등에 따라 적절히 조절될 수 있다. 또한 OD 값을 전기적으로나 기타 다른 방식으로 자동 조절하는 필터를 사용할

수도 있다.

발명의 실시를 위한 형태

- [44] 본 명세서 및 특허청구범위에 사용된 용어나 단어는 통상적이거나 사전적인 의미로 한정하여 해석되어서는 아니되며, 발명자는 그 자신의 발명을 가장 최선의 방법으로 설명하기 위해서 용어의 개념을 적절하게 정의할 수 있다는 원칙에 입각하여, 본 발명의 기술적 사상에 부합되는 의미와 개념으로 해석되어야만 한다. 따라서 본 명세서에 기재된 실시예와 도면에 도시된 구성은 본 발명의 가장 바람직한 하나의 실시예에 불과할 뿐이고, 본 발명의 기술적 사상을 모두 대변하는 것은 아니므로, 본 출원시점에 있어서 이들을 대체할 수 있는 다양한 균등물과 변형예들이 있을 수 있음을 이해하여야 한다. 이하에서는, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예에 따른 부갑상선 실시간 이미징 시스템을 상세하게 설명하기로 한다.
- [45]
- [46] 도 4는 본 발명에 따른 부갑상선 실시간 이미징 시스템의 구성을 도시한 것이다.
- [47] 부갑상선은 특별한 여기 스펙트럼(excitation spectrum)과 방출 스펙트럼(emission spectrum)을 가지기 때문에 이에 맞는 광원(light source)과 카메라가 있어야 한다. 이 때, 여기 스펙트럼과 방광 스펙트럼이 보통 중첩되기 때문에 여기필터(excitation filter)와 방출필터(emission filter)를 사용하여야 한다.
- [48] 본 발명에 따른 부갑상선 실시간 이미징 시스템은 부갑상선을 여기(excitation)할 수 있는 광원(100), 부갑상선이 방출(emission)하는 자가형광을 검출할 수 있는 카메라(또는 검출기)(200)를 포함한다. 상기 광원(100)에는 여기필터(110)가 포함될 수 있고, 카메라에는 특별한 방출필터(220A)가 포함될 수 있다. 본 발명의 핵심이 되는 방출필터에 대해서는 도 6 및 도 7을 설명하는 부분에서 상세히 설명한다.
- [49]
- [50] 도 5의 (a)는 종래의 DSLR 카메라 구조를 도시한 것이고, (b)는 본 발명에 따른 DSLR 카메라 구조를 도시한 것이다.
- [51] 종래에는 도 5의 (a)와 같이 이미지 센서(210')바로 앞에 있던 DSLR 적외선 필터를 제거하고, 그 자리에 유리판을 삽입하였으며, 방출필터(emission filter)(220')는 렌즈 전방에 설치하였다.
- [52] 상기 이러한 구조에서는 이미지 센서(210')와 뷰파인더(205')에 동일한 부갑상선 근적외선 자가형광 이미지가 들어오게 되는데, 이 때 광량이 매우 부족하여 자동초점장치(230')가 작동하지 않아 수동으로 초점을 조절해야 하는 불편함이 있다. 또한 부족한 광량 때문에 뷰파인더(205')에서도 자가형광 영상이 보이지 않아 블라인드 상황에서 수동으로 초점을 조절해야 한다.
- [53] 반면, 본 발명은 도 5의 (b)와 같이 방출필터(emission filter)(220)를 이미지

센서(210) 바로 앞쪽으로 인접하게 위치하는 구조를 가진다. 이와 같은 구조를 통하여 오토 포커싱(autofocusing) 기능이 수행되도록 할 수 있다.

[54] 본 발명에 따른 카메라 구조는, 이미지 센서(210)에는 자가형광 이미지가, 뷰파인더(205)에서는 가시광선 이미지가 인식되기 때문에 뷰파인더(205)를 이용하는 촬영자 입장에서 부갑상선을 조준하기가 쉽고 자동초점 장치(230)도 광량이 충분한 가시광선을 감지하기 때문에 원활하게 작동할 수 있다.

[55] 한편, 자가형광의 배경잡음을 줄이기 위하여 수술실의 소등이 추천되나, 술자의 편의상 점등이 선호되기 때문에, 수술실 내 형광등 점등시에 배경잡음을 최대한 줄일 필요가 있다.

[56] 수술실 내의 형광등의 스펙트럼을 측정한 결과, 방출필터(emission filter)(220)를 통과하는 빛이 미량 나오고 있음을 확인하였다. 따라서 방출필터(emission filter)(220)의 대역폭 및 가시광선 영역에서의 광학밀도(Optical Density, OD)를 적절히 조절하는 것이 필요하다.

[57]

[58] 도 6은 본 발명에 따른 자가형광 및 가시광용 방출필터(220A)가 구비된 DSLR 카메라 구조를 도시한 것이고, 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 방출필터(220A)의 파장대비 광학 밀도(Optical Density, OD)를 나타낸 그래프이다.

[59] 도 5의 (a)나 (b)와 같은 카메라를 통해서는 부갑상선의 근적외선 자가형광 이미지만을 얻을 수 있다. 근적외선 조명을 사용하면 부갑상선뿐 아니라 그 주변도 함께 영상화할 수는 있지만, 근적외선 영역의 영상만을 획득하면, 사람이 인식하는 가시광선 영역에서의 영상과의 상당한 차이로 인하여 술자가 수술 중 부갑상선의 위치를 인식하는데 불편함이 있다.

[60] 본 발명에서는 이를 보완하고자 카메라에, 근적외선 자가형광 이미지와 가시광선 이미지를 하나의 영상으로 융합하여 수술장에서 부갑상선의 위치를 주변 구조물 속에서 인식할 수 있도록 하는 자가형광 및 가시광용 방출필터(emission filter)(220A)를 도입하였다.

[61] 도 6에는 본 발명에 따르는 카메라는 자동초점 기능에 더하여 융합영상을 획득하기 위한 자가형광 및 가시광용 방출필터(220A)가 구비된 카메라를 확인할 수 있다.

[62] 자가형광 및 가시광용 방출필터(220A)의 투과 스펙트럼을 조절하여 가시광선 또한 근적외선 자가형광의 세기와 비슷하게 통과하도록 하였고, 이를 이미지 센서(210) 바로 앞에 인접하게 설치하였다. 가시광선의 세기는 근적외선 자가형광의 세기보다 센 빛이므로 투과도를 적절히 줄일 필요가 있는데, 구체적인 필터 디자인은 아래 도 7을 통하여 설명한다.

[63] 도 7에는 본 발명의 일 실시예에 따른 광학밀도(OD) 스펙트럼을 조절한 자가형광 및 가시광용 방출필터(220A)의 디자인이 도시되어 있다.

[64] 본 발명의 일 실시예에 따르는 자가형광 및 가시광용 방출필터(220A)는

가시광선 영역은 OD를 약 2 정도로(a 영역), 780 nm 파장의 광원 빛은 들어오지 못하도록 광원 파장부근에서는 OD를 6 이상으로(b 영역), 자가형광 파장인 832 nm 부근에서는 OD가 0의 값을 가지도록(c 영역) 디자인 될 수 있다.

[65] 여기서 a 영역은 가시광선 영역, b 영역은 근적외선 영역 중 여기파장 영역, c 영역은 근적외선 영역 중 방출파장 영역이다. 도 7과 같이 디자인 된 경우, a 영역의 OD 값이 약 2로 설계되고, c 영역의 OD 값이 0으로 설계되어 가시광선 영역과 상기 방출파장 영역의 투과율 비가 약 0.01:1 이 된다.

[66] 이 때, 가시광선 영역(a 영역) 보다 방출파장(c 영역)의 투과율이 높게 설계되는 것이 바람직하며, a 와 c 영역에서 상기 투과율의 비 또는 OD 값의 차이는 수술실 가시광 조명의 세기 및 방출되는 자가형광의 세기에 따라 적절히 조절될 수 있다. 바람직하게는 0.01 내지 0.0001:1 로 설계될 수 있다.

[67] b 영역은 근적외선 영역 중 여기파장의 영역으로, 광원(100)의 빛을 차단하기 위해 투과율이 극히 낮도록 설계되어야 한다. 상기 여기파장의 OD는 바람직하게는 6 이상으로 설계될 수 있다.

[68] 한편, 상기 가시광선 영역과 방출파장 영역의 투과율 비 및 여기파장의 투과율은 술자의 개인차 및 수술실의 환경등에 따라 적절히 조절될 수 있다. 또한 OD 값을 전기적으로나 기타 다른 방식으로 자동 조절하는 필터를 사용할 수도 있다.

[69]

[70] 도 8은 본 발명에 따른 방출필터(220A)를 포함하는 근적외선에서의 감도를 높인 소형 IR 카메라를 이용하여 실시간 자가형광 및 가시광선이 융합된 이미지를 얻는 과정을 개략적으로 도시한 것이다.

[71] 부갑상선 자가형광을 실시간 동영상으로 획득하기 위해, 근적외선에서 감도가 높은 IR 전용 카메라를 사용할 수도 있지만, 이는 매우 고가이므로, 본 발명에서는 IR 전용 카메라 외에도 저가이면서도 소형인 휴대폰용 카메라를 사용하였다.

[72] 앞에서 설명한대로, 부갑상선과 그 주변을 함께 영상화할 때, 근적외선 영역의 영상만을 획득하면, 술자가 수술 중 부갑상선의 위치를 인식하는데 불편함이 있어, 종래에는 이를 해결하고자 가시광선 영상을 획득하는 카메라를 추가로 설치하여, 두 개의 영상을 획득하고, 이를 융합하는 방식을 채택하였다.

[73] 그러나 본 발명에 따른 자가형광 및 가시광용 방출필터(220A)를 사용하면 여러 대의 카메라를 사용하는 복잡한 다채널 시스템을 하나의 카메라를 통해 구현하는 것이 가능하다.

[74]

[75] 도 9는 도 8의 시스템을 통해 부갑상선을 촬영한 이미지로, (a)는 가시광선 이미지, (b)는 근적외선 자가형광 이미지, (c)는 이를 융합한 이미지를 도시한 것이다.

[76] 도 9의 (a)에 도시된 영상인 가시광선 영상만으로는 술자가 부갑상선을

용이하게 식별할 수 없고, 도 9의 (b)에 도시된 영상인 근적외선 부갑상선 자가형광의 영상만으로는 사람이 실제로 인식하는 가시광선 영역과는 이질감이 존재하며, 부갑상선 주변 영상이 없어 수술 시 부갑상선의 위치를 식별하는 것이 용이하지 않다.

[77] 따라서 도 9의 (c)와 같은 영상, 즉, 양자를 융합한 영상을 획득하는 것이 필요하다. 본 발명에서는 자가형광 및 가시광용 방출필터(220A)를 도입하여 이를 구현하였다. 도 7의 (c)와 같은 이미지(또는 영상)를 통해 술자가 부갑상선의 위치를 보다 명확히 파악할 수 있다.

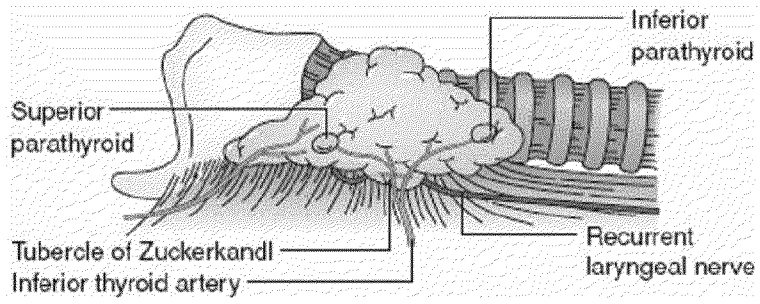
[78]

[79] 이상에서 본 발명의 대표적인 실시예들을 상세하게 설명하였으나, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자는 상술한 실시예에 대하여 본 발명의 범주에서 벗어나지 않는 한도 내에서 다양한 변형이 가능함을 이해할 것이다. 그러므로 본 발명의 권리범위는 설명된 실시예에 국한되어 정해져서는 안되며, 후술하는 특허청구범위뿐만 아니라 이 특허청구범위와 균등한 것들에 의해 정해져야 한다.

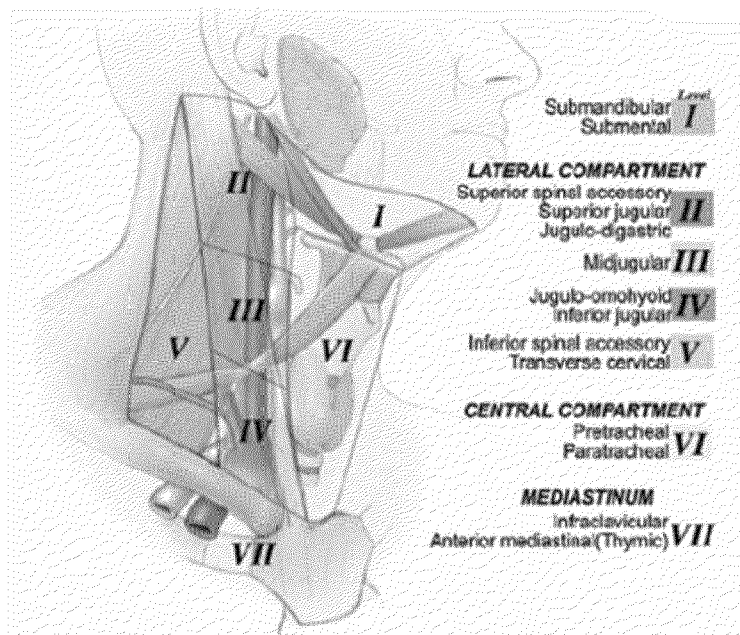
청구범위

- [청구항 1] 부압상선 이미징 시스템에 있어서,
부압상선을 여기할 수 있는 여기필터(excitation filter)를 포함하는 광원;
가시광선 영역과 근적외선 방출 파장 영역의 투과율 비가 $N:1$ (여기서 $N < 1$ 임.)인 방출필터(emission filter) 및 이미지 센서를 포함하는 카메라;
를 포함하는 부압상선 이미징 시스템.
- [청구항 2] 제1항에 있어서,
상기 N 은 0.01 내지 0.0001 인 것을 특징으로 하는 부압상선 이미징 시스템.
- [청구항 3] 제1항에 있어서,
상기 방출필터는 근적외선 영역 중 여기 파장대의 OD(Optical Density) 가 6 이상인 것을 특징으로 하는 부압상선 이미징 시스템.
- [청구항 4] 제1항에 있어서,
상기 방출필터는 상기 이미지 센서에 인접하여 위치하는 것을 특징으로 하는 부압상선 이미징 시스템.

[도1]

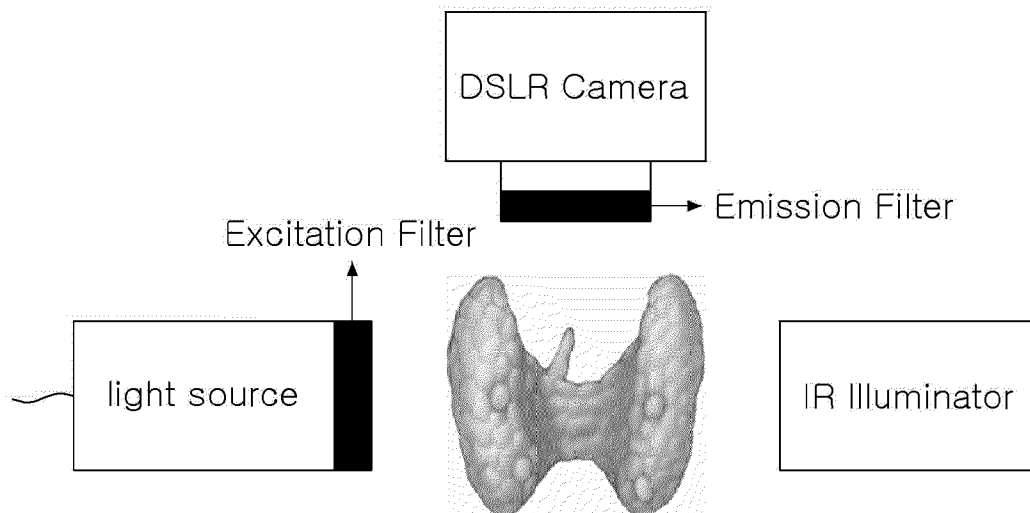


(a)

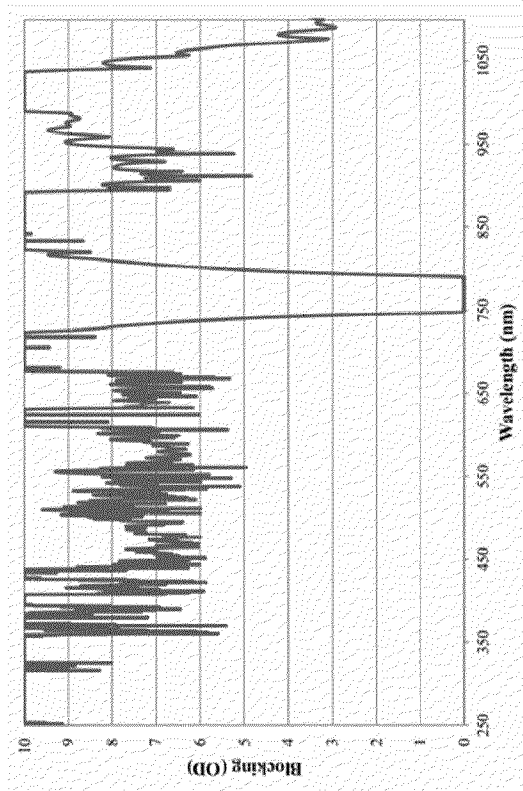


(b)

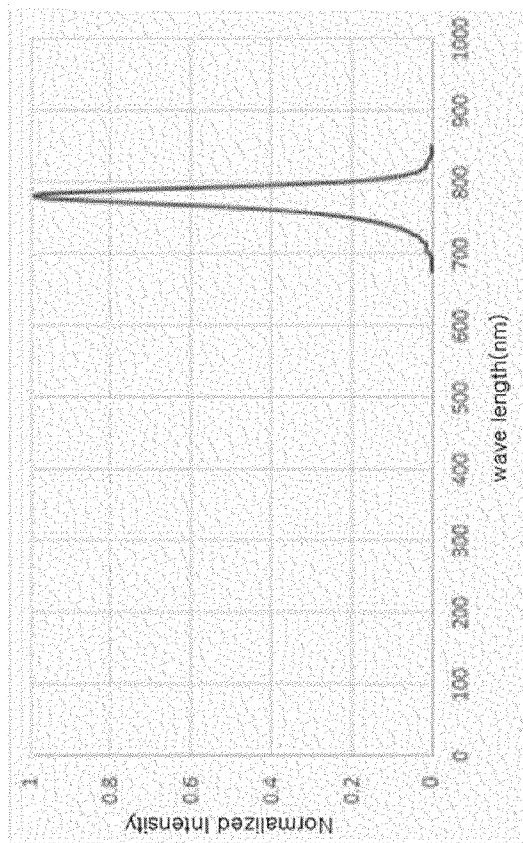
[도2]



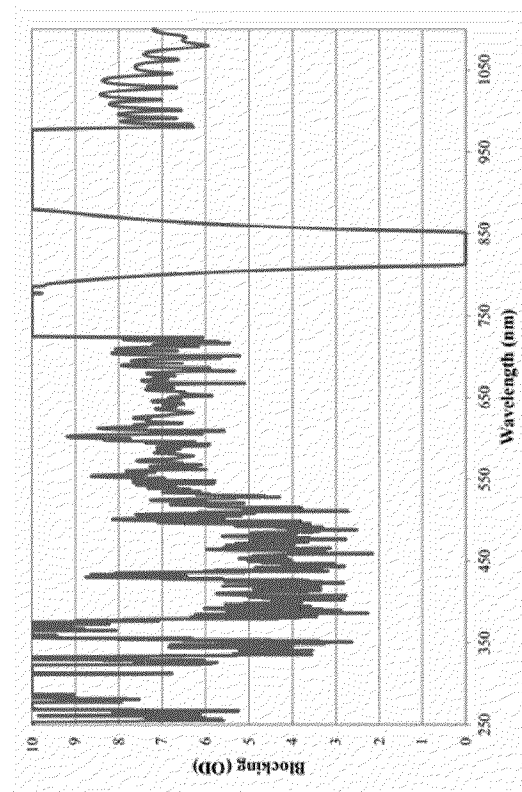
[도3]



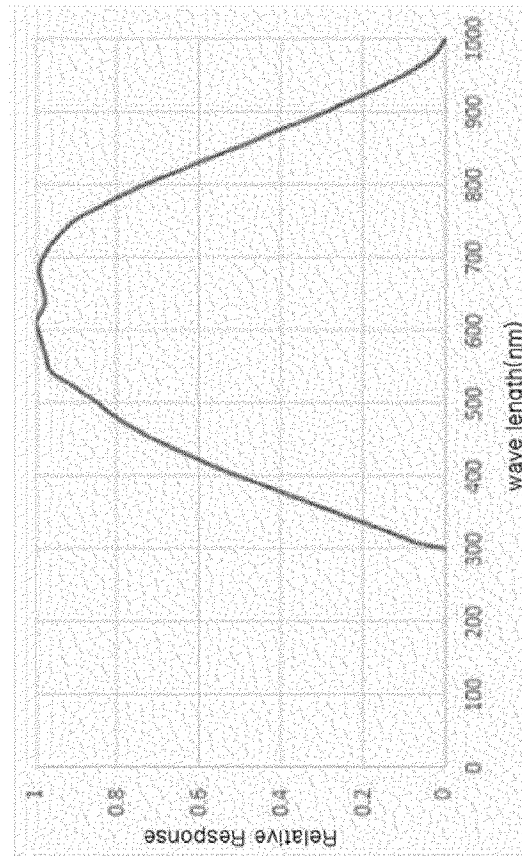
(a)



(b)

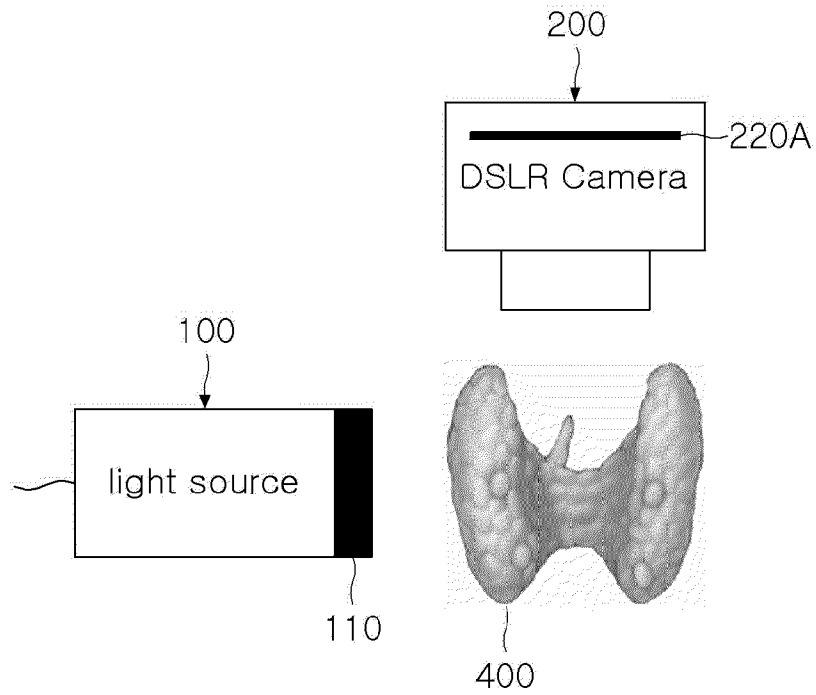


(c)

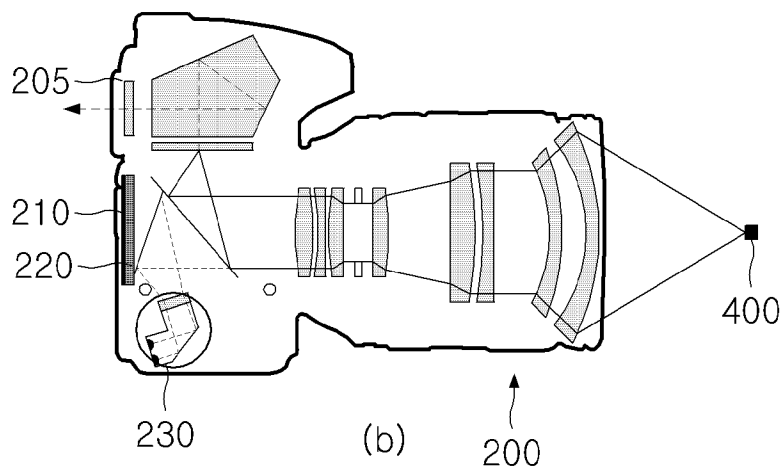
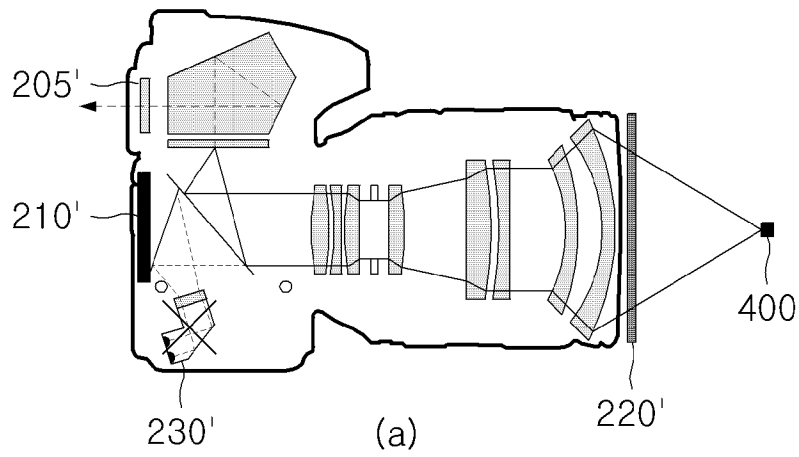


(d)

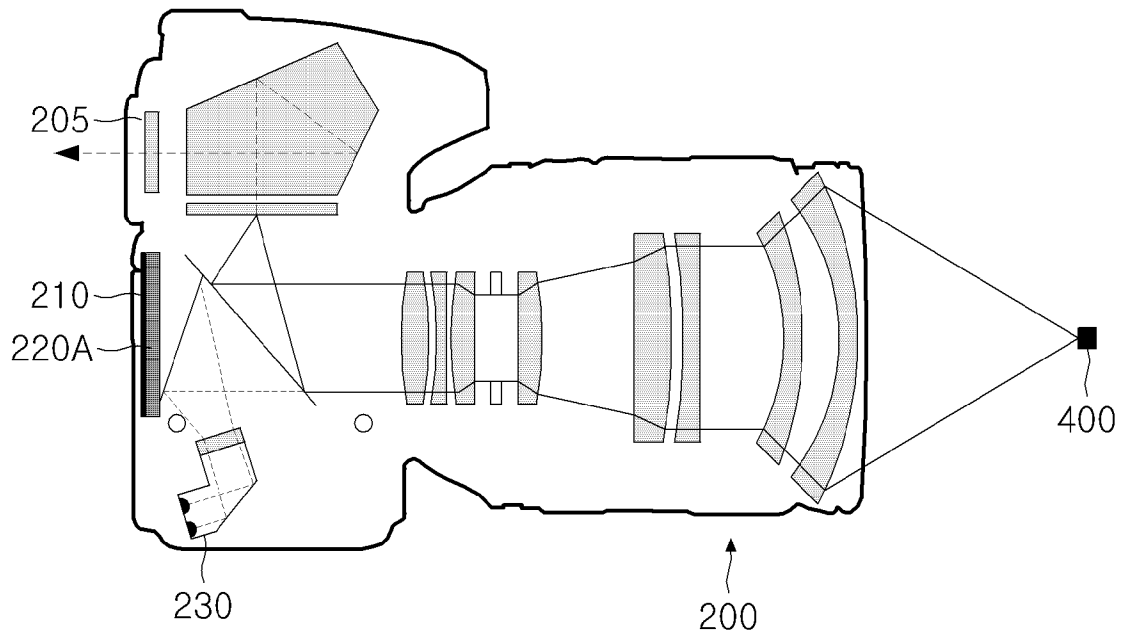
[도4]



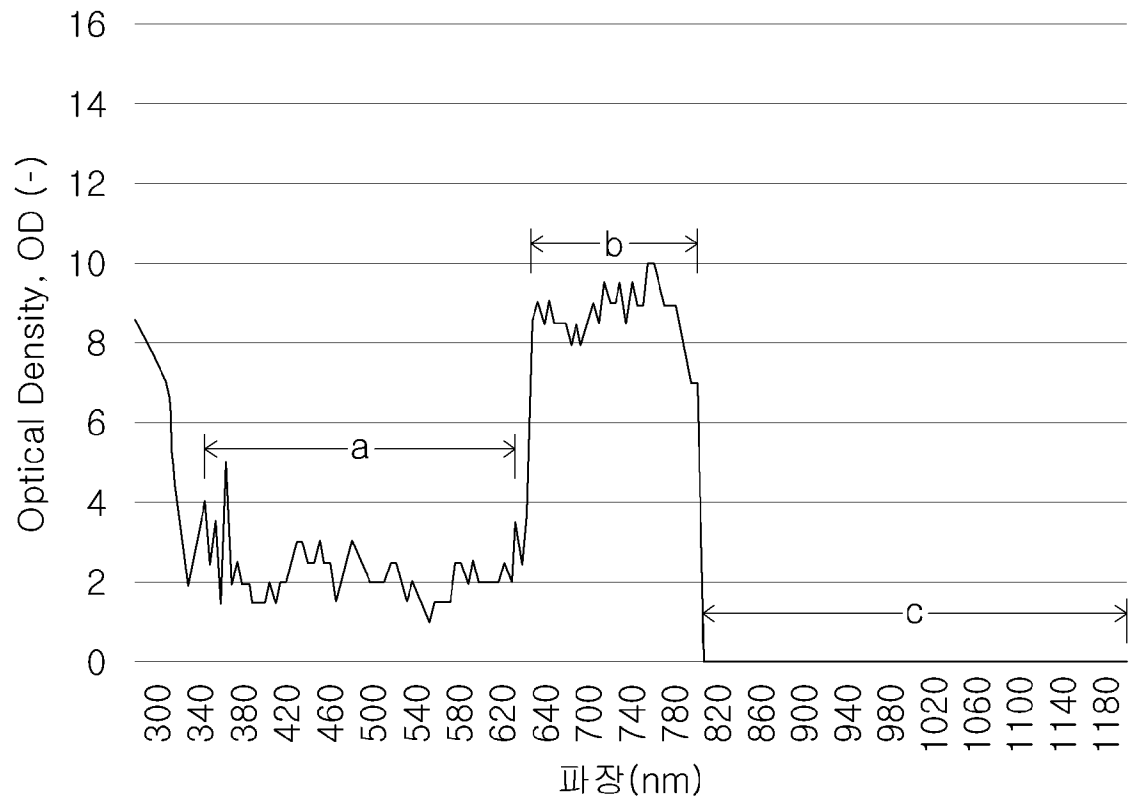
[도5]



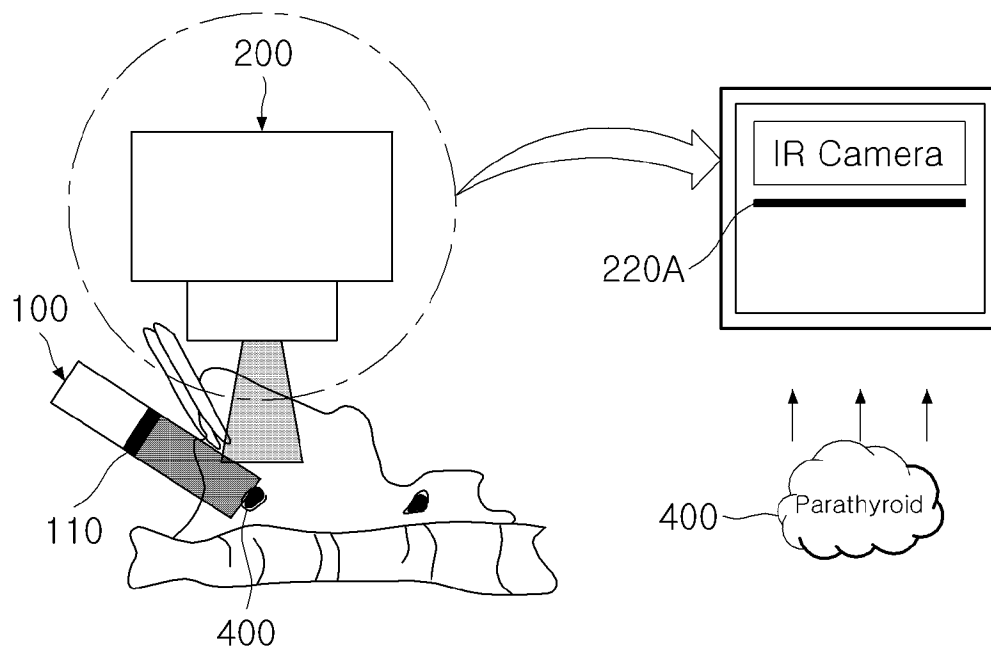
[도6]



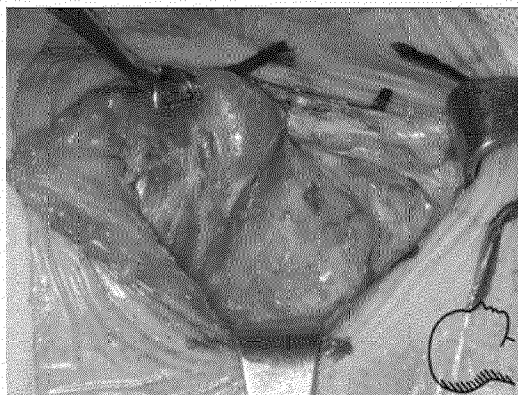
[도7]



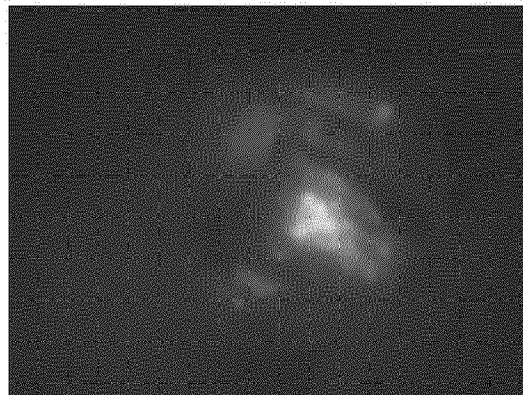
[도8]



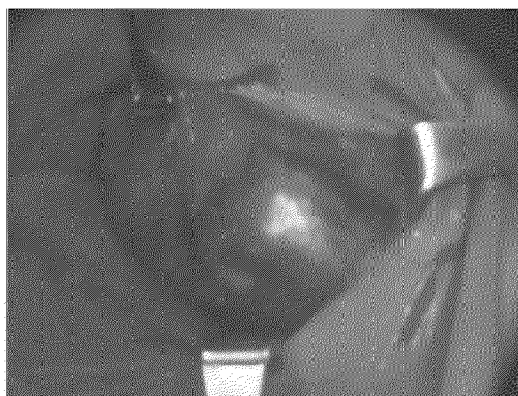
[도9]



(a)



(b)



(c)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/KR2018/013287

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 5/00(2006.01)ï

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B 5/00; A61B 1/06; A61B 19/00; A61B 5/02; A61B 6/03

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Korean Utility models and applications for Utility models: IPC as above

Japanese Utility models and applications for Utility models: IPC as above

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

eKOMPASS (KIPO internal) & Keywords: parathyroid gland, excitation filter, emission filter, photographing

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	AHN, Yeh-Chan et al., Intraoperative Localizing of Parathyroid Glands Using Near-infrared Autofluorescence Imaging, November 2015, The Korean Society of Mechanical Engineers, pages 2235-2237 See page 2236.	1-4
Y	KR 10-2014-0101930 A (THE INDUSTRY & ACADEMIC COOPERATION IN CHUNGNAM NATIONAL UNIVERSITY) 21 August 2014 See claim 1.	1-4
A	KR 10-2016-0008196 A (CEDARS-SINAI MEDICAL CENTER) 21 January 2016 See paragraphs [0032], [0033].	1-4
A	US 2015-0182118 A1 (MEMORIAL SLOAN KETTERING CANCER CENTER et al.) 02 July 2015 See paragraph [0178].	1-4
A	US 2010-0036203 A1 (NAKAOKA, Masaya et al.) 11 February 2010 See claims 1-3.	1-4



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

11 FEBRUARY 2019 (11.02.2019)

Date of mailing of the international search report

12 FEBRUARY 2019 (12.02.2019)

Name and mailing address of the ISA/KR

Korean Intellectual Property Office
Government Complex Daejeon Building 4, 189, Cheongsu-ro, Seo-gu,
Daejeon, 35208, Republic of Korea

Facsimile No. +82-42-481-8578

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/KR2018/013287

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member	Publication date
KR 10-2014-0101930 A	21/08/2014	NONE	
KR 10-2016-0008196 A	21/01/2016	AU 2014-257125 A1 CA 2909734 A1 CN 105263390 A EP 2988654 A2 JP 2016-518197 A US 2015-0381909 A1 US 2016-0364858 A1 US 9407838 B2 WO 2014-176375 A2 WO 2014-176375 A3	12/11/2015 30/10/2014 20/01/2016 02/03/2016 23/06/2016 31/12/2015 15/12/2016 02/08/2016 30/10/2014 26/02/2015
US 2015-0182118 A1	02/07/2015	AU 2014-373656 A1 CA 2935690 A1 CN 106455979 A EP 3089653 A1 JP 2017-504019 A KR 10-2016-0117440 A RU 2016127260 A WO 2015-103420 A1	07/07/2016 09/07/2015 22/02/2017 09/11/2016 02/02/2017 10/10/2016 06/02/2018 09/07/2015
US 2010-0036203 A1	11/02/2010	JP 2008-148791 A WO 2008-072444 A1	03/07/2008 19/06/2008

A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC))

A61B 5/00(2006.01)i

B. 조사된 분야

조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재)

A61B 5/00; A61B 1/06; A61B 19/00; A61B 5/02; A61B 6/03

조사된 기술분야에 속하는 최소문헌 이외의 문헌

한국등록실용신안공보 및 한국공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC

일본등록실용신안공보 및 일본공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC

국제조사에 이용된 전산 데이터베이스(데이터베이스의 명칭 및 검색어(해당하는 경우))

eKOMPASS(특허청 내부 검색시스템) & 키워드: 부갑상선, 여기필터, 방출필터, 촬영

C. 관련 문헌

카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
Y	안예찬 등, 적외선 자가형광 이미징을 이용한 수술 중의 부갑상선 위치확인, 2015.11, 대한기계학회, 페이지 2235-2237 페이지 2236 참조.	1-4
Y	KR 10-2014-0101930 A (충남대학교산학협력단) 2014.08.21 청구항 1 참조.	1-4
A	KR 10-2016-0008196 A (세다르스-신나이 메디칼 센터) 2016.01.21 단락 [0032], [0033] 참조.	1-4
A	US 2015-0182118 A1 (MEMORIAL SLOAN KETTERING CANCER CENTER 등) 2015.07.02 단락 [0178] 참조.	1-4
A	US 2010-0036203 A1 (MASAYA NAKAOKA 등) 2010.02.11 청구항 1-3 참조.	1-4

☐ 추가 문헌이 C(계속)에 기재되어 있습니다.

☒ 대응특허에 관한 별지를 참조하십시오.

* 인용된 문헌의 특별 카테고리:

“A” 특별히 관련이 없는 것으로 보이는 일반적인 기술수준을 정의한 문헌

“T” 국제출원일 또는 우선일 후에 공개된 문헌으로, 출원과 상충하지 않으며 발명의 기초가 되는 원리나 이론을 이해하기 위해 인용된 문헌

“E” 국제출원일보다 빠른 출원일 또는 우선일을 가지나 국제출원일 이후에 공개된 선출원 또는 특허 문헌

“X” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌 하나만으로 청구된 발명의 신규성 또는 진보성이 없는 것으로 본다.

“L” 우선권 주장에 의문을 제기하는 문헌 또는 다른 인용문헌의 공개일 또는 다른 특별한 이유(이유를 명시)를 밝히기 위하여 인용된 문헌

“Y” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌이 하나 이상의 다른 문헌과 조합하는 경우로 그 조합이 당업자에게 자명한 경우 청구된 발명은 진보성이 없는 것으로 본다.

“O” 구두 개시, 사용, 전시 또는 기타 수단을 언급하고 있는 문헌

“&” 동일한 대응특허문헌에 속하는 문헌

“P” 우선일 이후에 공개되었으나 국제출원일 이전에 공개된 문헌

국제조사의 실제 완료일

2019년 02월 11일 (11.02.2019)

국제조사보고서 발송일

2019년 02월 12일 (12.02.2019)

ISA/KR의 명칭 및 우편주소



대한민국 특허청
(35208) 대전광역시 서구 청사로 189,
4동 (둔산동, 정부대전청사)

팩스 번호 +82-42-481-8578

심사관

김연정

전화번호 +82-42-481-3325



국제조사보고서에서 인용된 특허문헌	공개일	대응특허문헌	공개일
KR 10-2014-0101930 A	2014/08/21	없음	
KR 10-2016-0008196 A	2016/01/21	AU 2014-257125 A1 CA 2909734 A1 CN 105263390 A EP 2988654 A2 JP 2016-518197 A US 2015-0381909 A1 US 2016-0364858 A1 US 9407838 B2 WO 2014-176375 A2 WO 2014-176375 A3	2015/11/12 2014/10/30 2016/01/20 2016/03/02 2016/06/23 2015/12/31 2016/12/15 2016/08/02 2014/10/30 2015/02/26
US 2015-0182118 A1	2015/07/02	AU 2014-373656 A1 CA 2935690 A1 CN 106455979 A EP 3089653 A1 JP 2017-504019 A KR 10-2016-0117440 A RU 2016127260 A WO 2015-103420 A1	2016/07/07 2015/07/09 2017/02/22 2016/11/09 2017/02/02 2016/10/10 2018/02/06 2015/07/09
US 2010-0036203 A1	2010/02/11	JP 2008-148791 A WO 2008-072444 A1	2008/07/03 2008/06/19