(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2017-0020186
(43) 공개일자 2017년02월22일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/00 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/0075 (2013.01)
A61B 5/0059 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2015-0143883
(22) 출원일자 2015년10월15일
심사청구일자 2015년10월15일
(30) 우선권주장
1020150114272 2015년08월13일 대한민국(KR)

(71) 출원인
고려대학교 산학협력단
서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암동5가)
(72) 발명자
김법민
서울특별시 성북구 길음로 33, 220동 1301호(길음뉴타운 대우푸르지오아파트)
김현구
서울특별시 서초구 반포대로39길 63-8, A-402(반포동, 반포서래월드메르디앙라스칼라)
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인남촌

전체 청구항 수 : 총 6 항

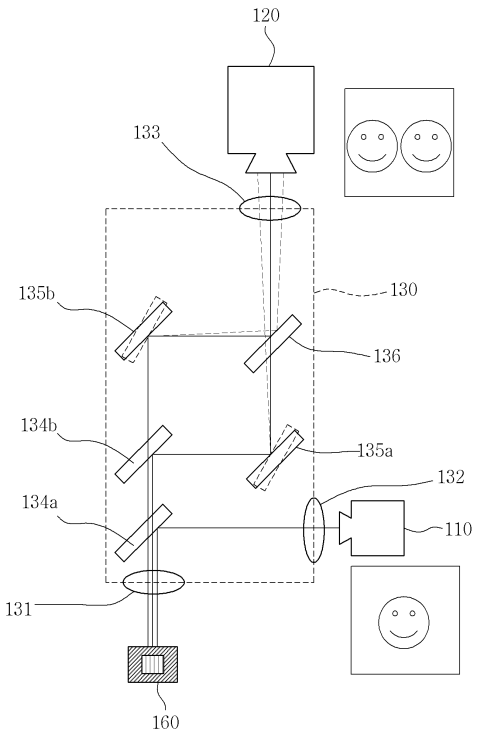
(54) 발명의 명칭 **듀얼 채널 근적외선 영상을 촬영하는 의료용 복합 영상 시스템**

(57) 요 약

본 발명은 듀얼 채널 근적외선 영상을 촬영하는 의료용 복합 영상 시스템에 관한 것으로, 제1 광 경로 상에 배치되는 가시광 카메라와, 상기 제1 광 경로와 교차하는 제2 광 경로 상에 배치되는 근적외선 카메라와, 생체로부터 반사되는 가시광과 근적외선을 분리하여 각각 상기 제1 광 경로 및 상기 제2 광 경로로 향하게 하는 광 분할 광

(뒷면에 계속)

대 표 도 - 도3



학계를 포함하며; 상기 광 분할 광학계는 생체로부터 반사되는 가시광과 근적외선을 분리하여, 가시광을 상기 제1 광 경로로 향하게 하고, 근적외선을 상기 제2 광 경로로 향하게 하는 제1 이색성 광 분할기와, 상기 제1 이색성 광 분할기로부터 출력된 근적외선을 파장에 따라 제1 파장 근적외선과 제2 파장 근적외선으로 분할하되, 상기 제1 파장 근적외선은 반사시키고 상기 제2 파장 근적외선은 투과시키는 제2 이색성 광 분할기와, 상기 제2 이색성 광 분할기로부터 반사된 상기 제1 파장 근적외선을 반사시켜 상기 근적외선 카메라로 향하게 하는 제1 반사 미러와, 상기 제2 이색성 광 분할기를 투과한 상기 제2 파장 근적외선을 반사시켜 상기 근적외선 카메라와 상기 제1 반사 미러 사이의 광 경로 상으로 향하게 하는 제2 반사 미러와, 상기 제1 반사 미러에 의해 반사된 상기 제1 파장 근적외선을 투과시켜 상기 근적외선 카메라로 향하게 하고, 상기 제2 반사 미러에 의해 반사된 상기 제2 파장 근적외선을 반사시켜 상기 근적외선 카메라로 향하게 하는 광 분할기를 포함하며; 상기 근적외선 카메라에 의해 촬영되는 상기 제1 파장 근적외선과 상기 제2 파장 근적외선이 상기 근적외선 카메라에 공간적으로 분할된 영역에서 촬영되도록 상기 제1 반사 미러와 상기 제2 반사 미러의 반사 각도가 조절되어 배치되는 것을 특징으로 한다.

(52) CPC특허분류
A61B 5/0077 (2013.01)

(72) 발명자
김민지
경기도 안산시 상록구 중보로 22, 104-1204 (사동, 늘푸른아파트)

강용국
서울특별시 동대문구 약령시로21길 30, 3동103호 (청량리동, 현대아파트)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 HI12C0979020014
부처명 보건복지부
연구관리전문기관 한국보건산업진흥원
연구사업명 질환극복기술개발사업
연구과제명 감시림프절 탐색용 흉광경 근적외선 형광영상 시스템개발
기 여 율 1/2
주관기관 고려대학교산학협력단
연구기간 2014.11.01 ~ 2015.10.31이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 HI13C1501
부처명 보건복지부
연구관리전문기관 보건복지부
연구사업명 질환극복기술개발
연구과제명 00 kHz급 초고속 SS-OCT 시스템 개발 및 WL/FL 통합 시스템 개발
기 여 율 1/2
주관기관 고려대학교산학협력단
연구기간 2013.11.01 ~ 2019.10.31

명 세 서

청구범위

청구항 1

듀얼 채널 근적외선 영상을 촬영하는 의료용 복합 영상 시스템에 있어서,

제1 광 경로 상에 배치되는 가시광 카메라와,

상기 제1 광 경로와 교차하는 제2 광 경로 상에 배치되는 근적외선 카메라와,

생체로부터 반사되는 가시광과 근적외선을 분리하여 각각 상기 제1 광 경로 및 상기 제2 광 경로로 향하게 하는 광 분할 광학계를 포함하며;

상기 광 분할 광학계는

생체로부터 반사되는 가시광과 근적외선을 분리하여, 가시광을 상기 제1 광 경로로 향하게 하고, 근적외선을 상기 제2 광 경로로 향하게 하는 제1 이색성 광 분할기와,

상기 제1 이색성 광 분할기로부터 출력된 근적외선을 파장에 따라 제1 파장 근적외선과 제2 파장 근적외선으로 분할하되, 상기 제1 파장 근적외선은 반사시키고 상기 제2 파장 근적외선은 투과시키는 제2 이색성 광 분할기와,

상기 제2 이색성 광 분할기로부터 반사된 상기 제1 파장 근적외선을 반사시켜 상기 근적외선 카메라로 향하게 하는 제1 반사 미러와,

상기 제2 이색성 광 분할기를 투과한 상기 제2 파장 근적외선을 반사시켜 상기 근적외선 카메라와 상기 제1 반사 미러 사이의 광 경로 상으로 향하게 하는 제2 반사 미러와,

상기 제1 반사 미러에 의해 반사된 상기 제1 파장 근적외선을 투과시켜 상기 근적외선 카메라로 향하게 하고, 상기 제2 반사 미러에 의해 반사된 상기 제2 파장 근적외선을 반사시켜 상기 근적외선 카메라로 향하게 하는 광 분할기를 포함하며;

상기 근적외선 카메라에 의해 촬영되는 상기 제1 파장 근적외선과 상기 제2 파장 근적외선이 상기 근적외선 카메라에 공간적으로 분할된 영역에서 촬영되도록 상기 제1 반사 미러와 상기 제2 반사 미러의 반사 각도가 조절되어 배치되는 것을 특징으로 하는 듀얼 채널 근적외선 영상을 촬영하는 의료용 복합 영상 시스템.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 제1 파장 근적외선과 상기 제2 파장 근적외선 중 어느 하나는 780 nm 파장대를 가지고, 상기 제1 파장 근적외선과 상기 제2 파장 근적외선 중 다른 하나는 810 nm 파장대를 갖는 것을 특징으로 하는 듀얼 채널 근적외선 영상을 촬영하는 의료용 복합 영상 시스템.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 제1 이색성 광 분할기와 상기 생체 사이에 배치되는 대물 렌즈와,

상기 광 분할기와 상기 근적외선 카메라 사이에 배치되는 접안 렌즈를 더 포함하고;

상기 제1 반사 미러는 상기 대물 렌즈와 상기 접안 렌즈 사이의 상기 제1 파장 근적외선의 광 경로 상에서 상기 대물 렌즈와 상기 접안 렌즈 사이의 푸리에 평면(Fourier plane) 상에 위치하며;

상기 제2 반사 미러는 상기 대물 렌즈와 상기 접안 렌즈 사이의 상기 제2 파장 근적외선의 광 경로 상에서 상기 대물 렌즈와 상기 접안 렌즈 사이의 푸리에 평면(Fourier plane) 상에 위치하는 것을 특징으로 듀얼 채널 근적외선 영상을 촬영하는 의료용 복합 영상 시스템.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 광 분할 광학계의 전단에 배치되어 상기 광 분할 광학계로 입사되는 영상의 사이즈를 제한하기 위한 광 투과공이 형성된 영상 제한 조리개를 더 포함하며;

상기 영상 제한 조리개의 상기 광 투과공을 통과한 제1 파장 근적외선이 상기 근적외선 카메라의 공간적으로 분할된 일 영역에 촬상되고, 상기 영상 제한 조리개의 상기 광 투과공을 통과한 제2 파장 근적외선이 상기 근적외선 카메라의 공간적으로 분할된 타 영역에 촬상되는 것을 특징으로 하는 듀얼 채널 근적외선 영상을 촬영하는 의료용 복합 영상 시스템.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 가시광 카메라에 의해 촬영된 가시광과, 상기 근적외선 카메라에 의해 촬영된 제1 파장 근적외선 및 제2 파장 근적외선을 정합하는 복합 영상 제어부를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 듀얼 채널 근적외선 영상을 촬영하는 의료용 복합 영상 시스템.

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 복합 영상 제어부는

상기 가시광 카메라에 의해 촬영된 영상으로부터 상기 광 투과공을 통과한 가시광에 대응하는 가시광 영상 영역을 추출하고;

상기 근적외선 카메라에 의해 촬영된 영상으로부터 상기 광 투과공을 통과한 제1 파장 근적외선 및 제2 파장 근적외선에 각각 대응하는 제1 파장 근적외선 영상 영역 및 제2 파장 근적외선 영상 영역을 추출하며;

상기 가시광 영상 영역, 상기 제1 파장 근적외선 영상 영역 및 상기 제2 파장 근적외선 영상 영역을 정합하는 것을 특징으로 하는 듀얼 채널 근적외선 영상을 촬영하는 의료용 복합 영상 시스템.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 듀얼 채널 근적외선 영상을 촬영하는 의료용 복합 영상 시스템에 관한 것으로서, 보다 상세하게는 영상 유도 수술을 위한 영상을 제공하는데 있어 듀얼 채널의 근적외선 형광 영상과 가시광 영상을 정합하여 보다 명확한 영상을 제공할 수 있는 듀얼 채널 근적외선 영상을 촬영하는 의료용 복합 영상 시스템에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 개흉 또는 개복 하에 암수술을 진행하는 경우, 외과의사의 눈과 촉감에 의해서만 암의 위치와 정상조직과의 경계면을 확인하였다. 외과의사는 수술 전에 시행된 CT나 PET 등과 같은 여러 가지 영상 자료를 분석한 후 수술을 진행하지만 실제 수술 중에 살아 움직이는 인체 장기 내에서 정확한 암의 위치 및 정상조직과의 경계면을 확인하는 것이 쉽지 않다.

[0003] 특히, 암 주위에 염증이나 해부학적 변이가 있는 경우, 또는 수술 전 항암 치료나 방사선 치료를 받는 경우, 암과 정상조직과의 경계면을 확인하기 더욱 어려워진다. 따라서, 수술 중에 실시간으로 암의 위치와 그 경계면을 확인할 수 있는 실시간 영상 기술의 필요성이 꾸준히 제기되고 있다.

[0004] 암을 포함한 주위 조직을 완전 절제하지 못할 경우 발생할 재발 및 후유증을 피하기 위해 암을 포함한 주위 정상 조직을 광범위하게 절제하는 것이 현재 암 절제 수술의 원칙이다. 하지만, 과도한 주위 정상 조직의 절제는 재발 가능성을 막은 효과가 있으나, 정상 장기 기능의 손실을 초래하기 때문에 재발 가능성과 기능 손실의 가능성 사이의 상호 관계를 충분히 고려하여야 하며, 이러한 이유로 종양 부위만을 정확히 절제할 수 있도록 하는 기술이 필요하다.

[0005] 상기와 같은 요구로 인해, 근래에 형광물질을 주입하고, 이로부터 근적외선 형광 영상을 취득하는 기술이 제안되고 있다. 이러한 형광물질의 대표적인 예로 유기 염료(organic dye)와 Inorganic quantum dots(QDs)가 있는데, 이 물질들은 현재 감시림프절 탐색을 위한 동물 실험 및 임상실험에 사용되고 있다.

[0006] Inorganic QDs은 독특한 광학적 특성을 갖고 있으나 내부의 코어(core)가 중독성 요소(toxic element)로 구성되어 있기 때문에 아직 인체 내 안정성의 문제가 있어 동물 실험에만 사용되고 실제 임상적으로 적용되지 못하고 있다. 이에 형광물질로는 유기 염료(organic dye)가 주로 사용되며, 대표적으로 인도시아닌 그린(Indocyanine green : ICG)과 메틸렌 블루(Methylene blue)가 임상적으로 널리 사용되고 있다.

[0007] 이 중, 인도시아닌 그린은 근적외선 대역대의 파장대를 가지므로 인체 내 투과율이 좋아 탐색 깊이가 메틸렌 블루보다 깊어 임상에서 간 기능의 평가, 형광 혈관조영술, 그리고 염색약을 이용한 감시림프절 탐색 등에 사용되고 있다.

[0008] 여기서, 인도시아닌 그린의 여기광(Excitation light) 및 방출광(Emission light)의 파장은 600 nm에서 800 nm로 매우 넓은 스펙트럼을 지니고 있으며 각각 780 nm와 810 nm에서 최고치를 나타낸다.

[0009] 형광물질은 기본적으로 여기광(Excitation light)을 흡수한 뒤 에너지 변환을 통해 방출광(Emission light)을 방출한다. 도 1은 인도시아닌 그린의 여기광(Excitation light)과 방출광의 방출광(Emission light)의 파장 분포를 나타낸 도면이다. 도 1에서 실선이 여기광(Excitation light)의 파장 분포를 나타낸 것이고, 일점 쇄선이 방출광(Emission light)의 파장 분포를 나타내고 있다.

[0010] 그런데, 주변부에 감쇠(Attenuation)를 유발하는 구조 또는 분자가 많이 분포할 경우, 형광물질에 의한 형광신호는 감소하거나 형광 분자가 빛을 흡수하여 방출하므로, 그 부위의 780 nm 파장의 흡수도가 높아지기 된다.

[0011] 따라서, 형광신호를 대표하는 810 nm 이미지가 향상될 경우 흡수(Absorption) 정도를 대표하는 780 nm 파장대역의 이미지의 강도(Intensity)가 감소하게 된다.

[0012] 상술한 두 파장대에 비추어볼 때, 흡수(Absorption) 이미지와, 방출(Emission) 이미지를 동시에 획득하여 이미지 프로세싱을 통해 정합하게 되면, 형광 이미지의 강도 및 대조도의 향상이 가능하며, Vasilis 등의 논문 'Real-time intraoperative fluorescence imaging system using light-absorption correction (Journal of Biomedical Optics 14(6), 064012, November/December 2009)'에서 형광 신호를 증폭하는 방법이 제안되었다.

[0013] 상기 논문에서는 두 대의 근적외선 카메라를 통해 두 개의 각각 다른 파장대의 근적외선 영상을 취득하여 이를 정합하는 방법을 제안하고 있다.

[0014] 그런데, 강도가 약한 형광 신호의 특성상 근적외선 대역대의 양자효율(Quantum Efficiency :QE)이 강화된 고성능의 근적외선 카메라를 사용하여야 하는데, 상기 논문에서 제안하는 시스템의 경우 고가의 근적외선 카메라 두 대를 사용하게 되고, 이에 더하여 백색광 카메라, 즉 가시광 카메라까지 사용하여 최소 3대의 카메라를 사용하게 되어, 시스템 구축에 필요한 비용을 크게 증가시키는 단점이 있다.

[0015] 또한, 한국등록특허공보 제10-0952853호에 개시된 '다중 적외선 영상 시스템 및 영상화 방법'에서는 서로 다른 파장대의 근적외선을 통과시키는 필터를 필터휠에 설치하고 필터휠의 회전을 통해 한 대의 근적외선 카메라로 두 개의 서로 다른 파장대의 근적외선 영상을 획득하는 방법을 제안하고 있다. 즉, 상기 한국등록특허공보에 개시된 기술은 하나의 근적외선 카메라로 들어오는 다수 파장의 근적외선을 시간적으로 분할하는 방법을 제안하고 있다.

[0016] 그런데, 상기 한국등록특허공보에 개시된 방법은 필터휠의 회전에 따라 근적외선 카메라로 취득되는 근적외선 영상을 시간으로 분할하고 있어, 시간 해상도를 희생하게 되어 실시간 영상처리 작업에 불필요한 지연과 연산 자원의 소모를 야기하는 문제가 있다.

[0017] 또한, 필터휠의 회전과 근적외선 카메라에 의해 취득된 영상의 분할을 정확히 동기시켜야 하고, 필터휠을 회전시키기 위한 기구적 구조와 모터 등의 구성으로 인해 제품 사이즈가 커지는 단점이 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0018] 이에, 본 발명은 상기와 같은 문제점을 해소하기 위해 안출된 것으로서, 한 대의 근적외선 카메라를 이용하여 듀얼 채널의 근적외선 형광 영상을 취득함에 있어 간단한 광학적 구조의 설계만으로 듀얼 채널의 근적외선 형광

영상의 취득이 가능한 듀얼 채널 근적외선 영상을 촬영하는 의료용 복합 영상 시스템을 제공하는데 그 목적이 있다.

과제의 해결 수단

[0019] 상기 목적은 본 발명에 따라, 듀얼 채널 근적외선 영상을 촬영하는 의료용 복합 영상 시스템에 있어서, 제1 광 경로 상에 배치되는 가시광 카메라와, 상기 제1 광 경로와 교차하는 제2 광 경로 상에 배치되는 근적외선 카메라와, 생체로부터 반사되는 가시광과 근적외선을 분리하여 각각 상기 제1 광 경로 및 상기 제2 광 경로로 향하게 하는 광 분할 광학계를 포함하며; 상기 광 분할 광학계는 생체로부터 반사되는 가시광과 근적외선을 분리하여, 가시광을 상기 제1 광 경로로 향하게 하고, 근적외선을 상기 제2 광 경로로 향하게 하는 제1 이색성 광 분할기와, 상기 제1 이색성 광 분할기로부터 출력된 근적외선을 파장에 따라 제1 파장 근적외선과 제2 파장 근적외선으로 분할하되, 상기 제1 파장 근적외선은 반사시키고 상기 제2 파장 근적외선은 투과시키는 제2 이색성 광 분할기와, 상기 제2 이색성 광 분할기로부터 반사된 상기 제1 파장 근적외선을 반사시켜 상기 근적외선 카메라로 향하게 하는 제1 반사 미러와, 상기 제2 이색성 광 분할기를 투과한 상기 제2 파장 근적외선을 반사시켜 상기 근적외선 카메라와 상기 제1 반사 미러 사이의 광 경로 상으로 향하게 하는 제2 반사 미러와, 상기 제1 반사 미러에 의해 반사된 상기 제1 파장 근적외선을 투과시켜 상기 근적외선 카메라로 향하게 하고, 상기 제2 반사 미러에 의해 반사된 상기 제2 파장 근적외선을 반사시켜 상기 근적외선 카메라로 향하게 하는 광 분할기를 포함하며; 상기 근적외선 카메라에 의해 촬영되는 상기 제1 파장 근적외선과 상기 제2 파장 근적외선이 상기 근적외선 카메라에 공간적으로 분할된 영역에서 촬영되도록 상기 제1 반사 미러와 상기 제2 반사 미러의 반사 각도가 조절되어 배치되는 것을 특징으로 하는 듀얼 채널 근적외선 영상을 촬영하는 의료용 복합 영상 시스템에 의해서 달성된다.

[0020] 여기서, 상기 제1 파장 근적외선과 상기 제2 파장 근적외선 중 어느 하나는 780 nm 파장대를 가지고, 상기 제1 파장 근적외선과 상기 제2 파장 근적외선 중 다른 하나는 810 nm 파장대를 갖는 것을 특징으로 한다.

[0021] 또한, 상기 제1 이색성 광 분할기와 상기 생체 사이에 배치되는 대물 렌즈와, 상기 광 분할기와 상기 근적외선 카메라 사이에 배치되는 접안 렌즈를 더 포함하고; 상기 제1 반사 미러는 상기 대물 렌즈와 상기 접안 렌즈 사이의 상기 제1 파장 근적외선의 광 경로 상에서 상기 대물 렌즈와 상기 접안 렌즈 사이의 푸리에 평면(Fourier plane) 상에 위치하며; 상기 제2 반사 미러는 상기 대물 렌즈와 상기 접안 렌즈 사이의 상기 제2 파장 근적외선의 광 경로 상에서 상기 대물 렌즈와 상기 접안 렌즈 사이의 푸리에 평면(Fourier plane) 상에 위치할 수 있다.

[0022] 그리고, 상기 광 분할 광학계의 전단에 배치되어 상기 광 분할 광학계로 입사되는 영상의 사이즈를 제한하기 위한 광 투과공이 형성된 영상 제한 조리개를 더 포함하며; 상기 영상 제한 조리개의 상기 광 투과공을 통과한 제1 파장 근적외선이 상기 근적외선 카메라의 공간적으로 분할된 일 영역에 촬상되고, 상기 영상 제한 조리개의 상기 광 투과공을 통과한 제2 파장 근적외선이 상기 근적외선 카메라의 공간적으로 분할된 타 영역에 촬상될 수 있다.

[0023] 그리고, 상기 가시광 카메라에 의해 촬영된 가시광과, 상기 근적외선 카메라에 의해 촬영된 제1 파장 근적외선 및 제2 파장 근적외선을 정합하는 복합 영상 제어부를 더 포함할 수 있다.

[0024] 여기서, 상기 복합 영상 제어부는 상기 가시광 카메라에 의해 촬영된 영상으로부터 상기 광 투과공을 통과한 가시광에 대응하는 가시광 영상 영역을 추출하고; 상기 근적외선 카메라에 의해 촬영된 영상으로부터 상기 광 투과공을 통과한 제1 파장 근적외선 및 제2 파장 근적외선에 각각 대응하는 제1 파장 근적외선 영상 영역 및 제2 파장 근적외선 영상 영역을 추출하며; 상기 가시광 영상 영역, 상기 제1 파장 근적외선 영상 영역 및 상기 제2 파장 근적외선 영상 영역을 정합할 수 있다.

발명의 효과

[0025] 상기와 같은 구성에 따라 본 발명에 따르면, 한 대의 근적외선 카메라를 이용하여 듀얼 채널의 근적외선 형광 영상을 취득함에 있어 간단한 광학적 구조의 설계만으로 듀얼 채널의 근적외선 형광 영상의 취득이 가능한 듀얼 채널 근적외선 영상을 촬영하는 의료용 복합 영상 시스템이 제공된다.

도면의 간단한 설명

[0026] 도 1은 인도시아닌 그린의 여기광(Excitation light)과 방출광의 방출광(Emission light)의 파장 분포를 나타낸 도면이고,

도 2는 본 발명에 따른 듀얼 채널 근적외선 영상을 촬영하는 의료용 복합 영상 시스템의 구성을 나타낸 도면이고,

도 3은 도 2의 듀얼 채널 근적외선 영상을 촬영하는 의료용 복합 영상 시스템의 광 분할 광학계의 구성의 예를 나타낸 도면이고,

도 4는 도 3의 광 분할 광학계의 제1 반사 미러와 제2 반사 미러의 배치 원리를 설명하기 위한 도면이고,

도 5는 본 발명에 따른 듀얼 채널 근적외선 영상을 촬영하는 의료용 복합 영상 시스템의 제어 블록도이고,

도 6 및 도 7은 본 발명에 따른 듀얼 채널 근적외선 영상을 촬영하는 의료용 복합 영상 시스템에서 가시광 영상, 제1 파장 근적외선 영상, 및 제2 파장 근적외선 영상이 정합되는 원리를 설명하기 위한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0027] 이하에서는 첨부된 도면을 참조하여 본 발명에 따른 실시예들을 상세히 설명한다.

[0028] 도 2는 본 발명에 따른 듀얼 채널 근적외선 영상을 촬영하는 의료용 복합 영상 시스템(100)의 구성을 나타낸 도면이다. 도 2에 도시된 바와 같이, 본 발명에 따른 의료용 복합 영상 시스템(100)은 가시광 카메라(110), 근적외선 카메라(120) 및 광 분할 광학계(130)를 포함한다. 여기서, 본 발명에 따른 의료용 복합 영상 시스템(100)은 사용 안정성과 임상의의 시술의 편의성을 고려하여 관절형 암 기반의 스탠드-얼론(Stand-alone) 장비(50) 형태로 마련된다.

[0029] 가시광 카메라(110)는 제1 광 경로 상에 배치되어 제1 광 경로를 따라 들어오는 가시광을 촬영하여 가시광 영상을 취득한다.

[0030] 근적외선 카메라(120)는 제1 광 경로와 교차하는 제2 광 경로 상에 배치되어, 제2 광 경로를 따라 들어오는 근적외선 영상을 취득한다. 여기서, 본 발명에 따른 근적외선 카메라(120)에 의해 촬영된 영상에는 서로 다른 근적외선 파장대를 갖는 제1 파장 근적외선 영상과 제2 파장 근적외선 영상이 하나의 프레임에 공간적으로 분리되어 촬영되는데, 이에 대한 상세한 설명은 후술한다.

[0031] 생체로부터 반사되는 가시광과 근적외선을 분리하여, 가시광을 제1 광 경로로 향하게 하고, 근적외선을 제2 광 경로로 향하게 함으로써, 가시광 카메라(110)가 가시광 영상을, 근적외선 카메라(120)가 근적외선 영상을 촬영 가능하도록 한다.

[0032] 이하에서는, 도 3을 참조하여 본 발명에 따른 광 분할 광학계(130)의 구성의 예에 대해 상세히 설명한다.

[0033] 본 발명에 따른 광 분할 광학계(130)는 제1 이색성 광 분할기(134a), 제2 이색성 광 분할기(134b), 제1 반사 미러(135a), 제2 반사 미러(135b) 및 광 분할기(136)를 포함한다.

[0034] 제1 이색성 광 분할기(134a)는 생체로부터 반사되는 가시광과 근적외선을 분리한다. 본 발명에서는 제1 이색성 광 분할기(134a)가 가시광선을 반사시키고, 근적외선을 투과시켜 가시광과 근적외선을 분리하는 것을 예로 한다.

[0035] 여기서, 제1 이색성 광 분할기(134a)에 의해 분리된 가시광과 근적외선은 각각 제1 광 경로 방향과 제2 광 경로 방향으로 향하게 되는데, 제1 이색성 광 분할기(134a)에 의해 분리된 가시광은 가시광 카메라(110)에 의해 촬상된다.

[0036] 제2 이색성 광 분할기(134b)는 제1 이색성 광 분할기(134a)로부터 출력된 근적외선의 광 경로 상에 배치된다. 그리고, 제2 이색성 광 분할기(134b)는 제1 이색성 광 분할기(134a)로부터 출력된 근적외선을 파장에 따라 제1 파장 근적외선과 제2 파장 근적외선을 분할한다. 여기서, 제2 이색성 광 분할기(134b)는 제1 파장 근적외선을 반사하여 출력하고, 제2 파장 근적외선을 투과시켜 출력하는 것을 예로 한다.

[0037] 제2 이색성 광 분할기(134b)로부터 출력된 제1 파장 근적외선은 제1 반사 미러(135a)에 의해 반사되어 근적외선 카메라(120)로 향하게 된다. 그리고, 제2 이색성 광 분할기(134b)로부터 출력된 제2 파장 근적외선은 제1 반사 미러(135a)에 의해 반사되어 근적외선 카메라(120)와 제1 반사 미러(135a) 사이의 광 경로 상으로 향하게 된다.

[0038] 광 분할기(136)는 제1 반사 미러(135a)에 의해 반사된 제1 파장 근적외선과 제2 반사 미러(135b)에 의해 반사된 제2 파장 근적외선이 교차하는 위치에 배치된다. 그리고, 광 분할기(136)는 제1 반사 미러(135a)로부터 반사된 제1 파장 근적외선을 투과시켜 근적외선 카메라(120)로 향하게 하고, 제2 반사 미러(135b)로부터 반사된 제2 파

장 근적외선을 반사시켜 근적외선 카메라(120)로 향하게 한다.

[0039] 여기서, 제1 반사 미러(135a)와 제2 반사 미러(135b)의 반사 각도는, 도 3에 도시된 바와 같이, 제2 이색성 광 분할기(134b)로부터 각각 출력된 제1 파장 근적외선과 제2 파장 근적외선을 직각(90°)으로 반사시키는 반사 각도(도 3의 실선 참조)로부터 일정 각도로 조절된 상태(도 3의 점선 참조)로 배치된다. 이 때, 광 분할기(136)는 제1 반사 미러(135a) 및 제2 반사 미러(135b)에서 직각으로 반사될 때 교차하는 영역에 배치된다.

[0040] 이를 통해, 제1 반사 미러(135a)로부터 일정 각도로 반사되는 제1 파장 근적외선은 직각으로 반사될 때의 광 경로(도 3의 실선 참조)로부터 일정 각도로 치우친 상태(도 3의 점선 참조)로 광 분할기(136)를 투과하게 되고, 근적외선 카메라(120)의 내부 이미지 센서(미도시)의 한 쪽 영역에 치우쳐 촬상된다.

[0041] 마찬가지로, 제2 반사 미러(135b)로부터 일정 각도록 반사되는 제2 파장 근적외선은 직각을 반사될 때의 광 경로(도 3의 실선 참조)로부터 일정 각도로 치우친 상태(도 3의 점선 참조)로 광 분할기(136)로 입사되고, 입사각과 반사각의 관계에 따라 근적외선 카메라(120)의 초점 위치로부터 치우친 상태로 근적외선 카메라(120)의 이미지 센서의 다른 쪽 영역에 치우쳐 촬상된다.

[0042] 이를 통해, 하나의 근적외선 카메라(120)의 이미지 센서에 제1 파장 근적외선과 제2 파장 근적외선이 공간적으로 분할된 영역에 촬상됨으로써, 하나의 근적외선 카메라(120)를 이용하여 상호 상이한 파장의 두 장의 근적외선 형광 영상이 동시에 촬영 가능하게 된다.

[0043] 예컨대, 제1 파증 근적외선과 제2 파장 근적외선 중 어느 하나를 780 nm 파장대로 구성하고, 제1 파장 근적외선과 제2 파장 근적외선 중 다른 하나는 810 nm 파장대로 구성하게 되면, 도 1에 도시된 바와 같이, 안도시아닌 그린의 두 파장 특성을 모두 만족하는 근적외선 형광 이미지의 촬상이 가능하게 되고, 가시광 영상과 두장의 근적외선 영상을 정합하여 보다 명확한 영상, 즉 암 조직과 일반 조직의 경계가 보다 명확해진 정합 영상을 획득할 수 있게 된다.

[0044] 다시 도 3을 참조하여 설명하면, 제1 이색성 광 분할기(134a)와 생체 사이에는 대물 렌즈(131)가 배치되고, 광 분할기(136)와 근적외선 카메라(120) 사이에는 접안 렌즈(133)가 배치될 수 있다.

[0045] 여기서, 대물 렌즈(131)는 본 발명에 따른 의료용 복합 영상 시스템(100)이 오픈 수술에 적용되는 경우 도 2에 도시된 바와 같이, 광 분할 광학계(130)의 입사면 측(141)에 설치되고, 본 발명에 따른 의료용 복합 영상 시스템(100)이 내시경 수술이나 복강경 수술에 적용되는 경우 인체에 삽입되는 내시경 등의 전단(142)에 설치될 수 있다.

[0046] 이 때, 제1 반사 미러(135a)는 대물 렌즈(131)와 접안 렌즈(133) 사이의 제1 파장 근적외선의 광 경로 상에서 대물 렌즈(131)와 접안 렌즈(133) 사이의 제1 파장 근적외선의 광 경로 상의 푸리에 평면(Fourier plane) 상에 위치할 수 있다.

[0047] 마찬가지로, 제2 반사 미러(135b)는 대물 렌즈(131)와 접안 렌즈(133) 사이의 제2 파장 근적외선의 광 경로 상에서 대물 렌즈(131)와 접안 렌즈(133) 사이의 제2 파장 근적외선의 광 경로 상의 푸리에 평면(Fourier plane) 상에 위치할 수 있다.

[0048] 도 4를 참조하여 설명하면, 두 개의 렌즈(L1,L2) 사이에서, 각각의 렌즈(L1,L2)의 초점 거리 만큼 공간을 두고 있는 광학 구조를 4f 시스템이라 하는데, 이 때 두 렌즈(L1,L2) 사이에서 두 렌즈(L1,L2)의 초점이 만나는 곳을 푸리에 평면(Fourier plane)이라 한다.

[0049] 여기서, 제1 반사 미러(135a)와 제2 반사 미러(135b)가 각각 대물 렌즈(131)와 접안 렌즈(133) 사이의 광 경로 상에서 푸리에 평면(Fourier plane)에 위치하는 경우, 반사 각도의 변화는 단지 영상의 쉬프트(Shift)를 의미하고, 각도 변화에 따른 영상 자체의 왜곡은 발생하기 않게 된다.

[0050] 따라서, 제1 파장 근적외선 영상과 제2 파장 근적외선 영상의 정합, 그리고 가시광 영상과의 정합에 있어 영상 왜곡에 따른 문제는 발생하기 않게 된다.

[0051] 도 3의 미설명 참조번호 132는 가시광 카메라의 전단에 위치하는 접안 렌즈이다.

[0052] 도 5는 본 발명에 따른 듀얼 채널 근적외선 영상을 촬영하는 의료용 복합 영상 시스템(100)의 제어 블록도이다. 도 5를 참조하여 설명하면, 본 발명에 따른 의료용 복합 영상 시스템(100)은 복합 영상 제어부(210)를 포함할 수 있다.

[0053] 복합 영상 제어부(210)는 광원부(220)로부터 가시광과 근적외선이 조사되도록 제어하고, 가시광 카메라(110)에 의해 촬영된 가시광 영상과, 근적외선 카메라(120)에 의해 촬영된 제1 파장 근적외선 영상 및 제2 파장 근적외선 영상을 정합하여, 복합 영상을 생성한다.

[0054] 여기서, 본 발명에 따른 의료용 복합 영상 시스템(100)은, 도 3에 도시된 바와 같이, 영상 제한 조리개(160)를 포함할 수 있다.

[0055] 영상 제한 조리개(160)는 광 분할 광학계(130)의 전단에 배치되는데, 생체로부터 반사되어 입사되는 빛, 즉 영상의 사이즈를 제한하는 광 투과공(161)이 형성된다. 본 발명에서는 광 투과공(161)이 도 3에 도시된 바와 같이, 사각 형상을 갖는 것을 예로 한다.

[0056] 이와 같은 구성을 통해, 영상 제한 조리개(160)의 광 투과공(161)을 통과한 제1 파장 근적외선이 근적외선 카메라(120)의 공간적으로 분할된 일 영역에 촬상되고, 영상 제한 조리개(160)의 광 투과공(161)을 통과한 제2 파장 근적외선이 근적외선 카메라(120)의 공간적으로 분할된 타 영역에 촬상되어 하나의 근적외선 카메라(120)에 두 개의 근적외선 영상이 동시에 촬영 가능하게 된다.

[0057] 도 6 및 도 7은 본 발명에 따른 듀얼 채널 근적외선 영상을 촬영하는 의료용 복합 영상 시스템(100)에서 가시광 영상, 제1 파장 근적외선 영상, 및 제2 파장 근적외선 영상이 정합되는 원리를 설명하기 위한 도면으로, 도 3에 도시된 영상 제한 조리개(160)를 이용하여 촬영되는 원리를 설명하기 위한 도면이다.

[0058] 도 6 및 도 7을 참조하여 설명하면, 생체 중 관심 대상이 되는 특정 조직(ROI)의 영상을 정합하고자 할 때, 영상 제한 조리개(160)의 광 투과공(161) 이외의 차단 영역(SA)의 전체 영상의 가장자리에 위치하고 특정 조직(ROI)이 전체 영상의 중앙에 위치하도록 배치시킨다.

[0059] 이와 같이 배치된 상태에서 영상을 촬영하게 되면, 도 6의 (a)에 도시된 바와 같이, 가시광 카메라(110)에 의해 촬영된 가시광 영상의 경우, 광 투과공(161)을 통과한 특정 조직의 영상이 중앙에 위치하게 되고, 차단 영역은 블랙으로 나타나게 된다.

[0060] 반면, 근적외선 카메라(120)의 경우, 도 6의 (b)에 도시된 바와 같이, 제1 반사 미러(135a)에 의해 제1 파장 근적외선이 촬영된 영상을 기준으로 좌측으로 쉬프트된 상태로 촬영되는데, 이 때 제1 반사 미러(135a)의 반사 각도가 특정 조직(ROI)이 도 6의 (b)에 도시된 바와 같이, 근적외선 카메라(120)의 전체 영역을 좌우로 분할할 때 좌측에 위치하도록 조절됨으로써, 도 6의 (b)와 같은 형태로 촬영된다.

[0061] 이 때, 제1 파장 근적외선의 특정 조직(ROI) 이외의 영역은 영상 제한 조리개(160)에 의해 근적외선 카메라(120)로의 입사가 차단되어 차단 영역(SA)으로 블랙으로 나타나게 된다.

[0062] 마찬가지로, 제2 반사 미러(135b)에 의해 제2 파장 근적외선이 촬영된 영상을 기준으로 우측으로 쉬프트된 상태로 촬영되고, 이 때 제2 반사 미러(135b)의 반사 각도가 특정 조직(ROI)이 도 6의 (c)에 도시된 바와 같이, 근적외선 카메라(120)의 우측에 위치하도록 조절된다.

[0063] 이 때, 제2 파장 근적외선의 특정 조직(ROI) 이외의 영역은 영상 제한 조리개(160)에 의해 근적외선 카메라(120)로의 입사가 차단되어 차단 영역(SA)으로 블랙으로 나타나게 된다.

[0064] 즉, 도 6의 (b)와 (c)에 도시된 바와 같이, 동시에 촬영되는 제1 파장 근적외선과 제2 파장 근적외선이 제1 반사 미러(135a) 및 제2 반사 미러(135b)에 의해 쉬프트될 때, 제1 파장 근적외선이 촬영되는 근적외선 카메라(120)의 영역에 제2 파장 근적외선이 영상을 미치는 것을 방지(그 반대의 경우도 동일함)할 수 있어, 도 7에 도시된 바와 같은 근적외선 영상의 획득이 가능하게 된다.

[0065] 여기서, 복합 영상 제어부(210)는 가시광 영상에서 해당 영역만을 추출하고, 근적외선 영상에서 좌우 각각의 해당 영역만을 추출하여 이를 정합함으로써 보다 간단하게 복합 영상을 획득할 수 있게 된다.

[0066] 비록 본 발명의 몇몇 실시예들이 도시되고 설명되었지만, 본 발명이 속하는 기술분야의 통상의 지식을 가진 당업자라면 본 발명의 원칙이나 정신에서 벗어나지 않으면서 본 실시예를 변형할 수 있음을 알 수 있을 것이다. 발명의 범위는 첨부된 청구항과 그 균등물에 의해 정해질 것이다.

부호의 설명

[0067] 100 : 의료용 복합 영상 시스템 110 : 가시광 카메라

120 : 근적외선 카메라 130 : 광 분할 광학계

131 : 대물 렌즈 132,133 : 접안 렌즈

134a : 제1 이색성 광 분할기 134b : 제2 이색성 광 분할기

135a : 제1 반사 미러 135b : 제2 반사 미러

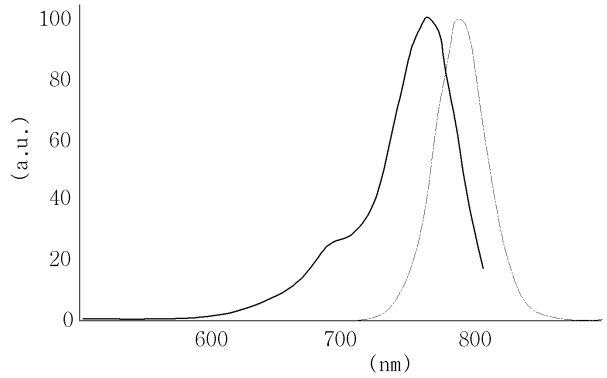
136 : 광 분할기 150 : 스탠드-얼론 장비

160 : 영상 제한 조리개 161 : 광 투과공

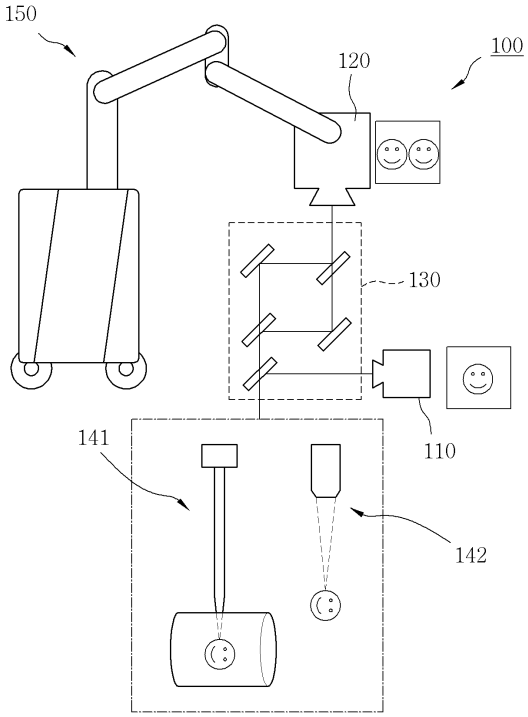
210 : 복합 영상 제어부 220 : 광원부

도면

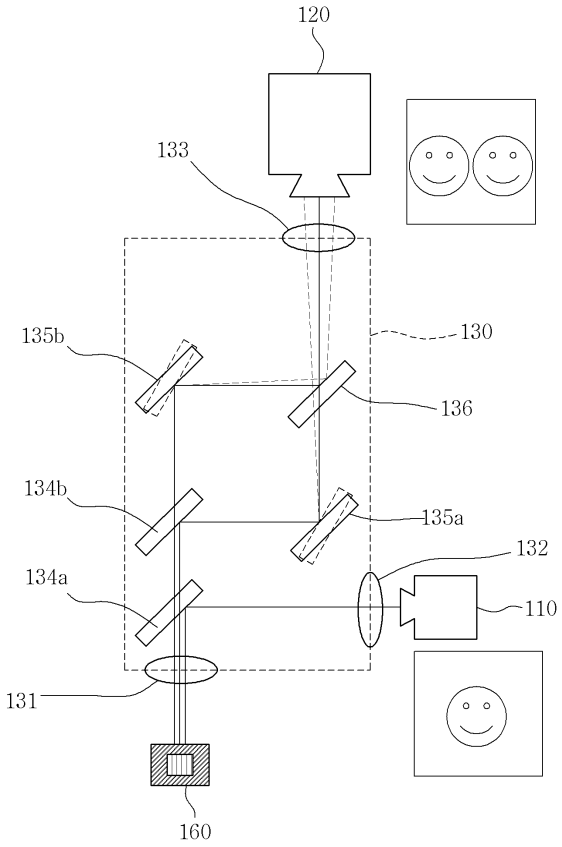
도면1



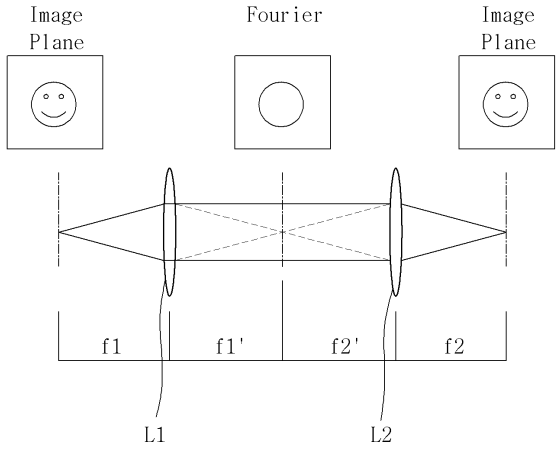
도면2



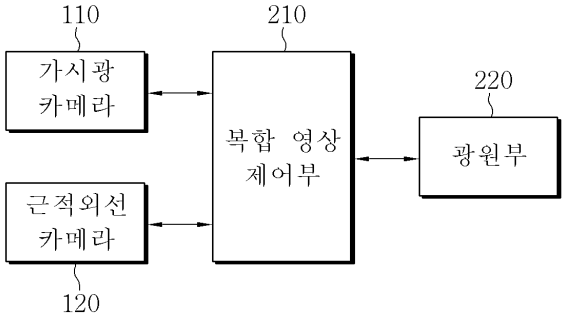
도면3


120
133
135b
130
136
134b
135a
132
134a
110
131
160

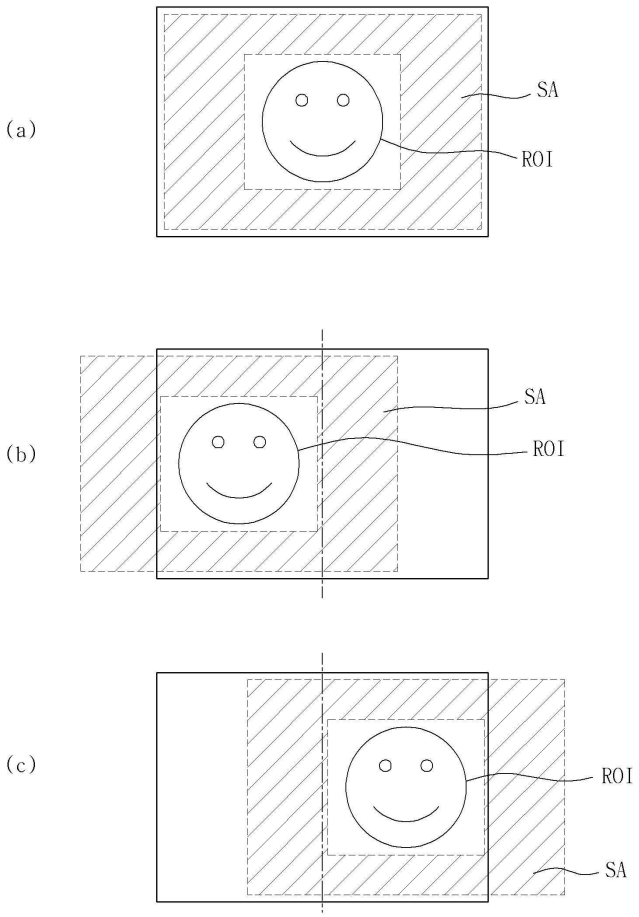
도면4


Image Plane
Fourier
Image Plane
f1
f1'
f2'
f2
L1
L2

도면5


110
210
220
가시광
카메라
복합 영상
제어부
광원부
근적외선
카메라
120

도면6


(a)
SA
ROI
(b)
SA
ROI
(c)
ROI
SA

도면7

