



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2012-0097237
(43) 공개일자 2012년09월03일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 5/00 (2006.01) *G01N 21/17* (2006.01)

(21) 출원번호 10-2011-0016707

(22) 출원일자 2011년02월24일

심사청구일자 2011년02월24일

(71) 출원인

고려대학교 산학협력단

서울 성북구 안암동5가 1

(72) 발명자

김범민

서울특별시 성북구 성북로4길 52, 한진아파트
207동 801호 (돈암동)

정현우

서울특별시 노원구 마들로 111, 삼호아파트 28동
1206호 (월계동)

(74) 대리인

홍동우

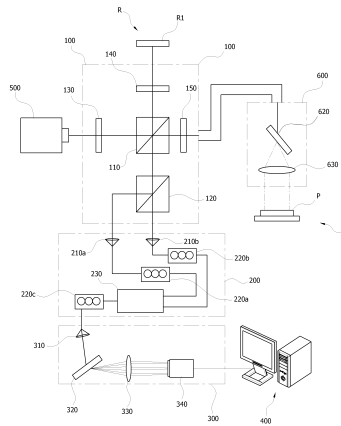
전체 청구항 수 : 총 13 항

(54) 발명의 명칭 **편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치**

(57) 요약

본 발명은 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치에 관한 것으로, 검사 대상물의 광신호에 대한 수직과 수평 성분 신호를 광대역의 고속 광스위치를 사용하여 각각 한번씩 순차적으로 하나의 검출기로 전송함으로써 단일 검출기 기반의 장치를 구성할 수 있으며, 다양한 운동 자유도를 가짐과 동시에 내부에 일정한 광 경로가 형성되는 레이저 암 유닛을 통해 프로브를 연결함으로써, 광섬유 방식의 프로브와 동일한 유동성을 확보하여 사용자와 피검자에게 매우 우수한 사용 편리성을 제공할 수 있고, 아울러 광섬유 방식의 프로브와는 달리 다양한 신호값을 측정할 수 있는 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치를 제공한다.

대표도 - 도4



특허청구의 범위

청구항 1

검사 대상물의 내부를 비침습적으로 검사할 수 있는 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치에 있어서,

광원으로부터 발생된 빛이 편광 상태로 분배되어 일부는 프로브를 통해 샘플단의 검사 대상으로 진행하고 일부는 기준단으로 진행한 후 상기 기준단 및 샘플단으로부터 각각 반사된 빛이 다시 모여 상호 간섭되고, 상호 간섭된 빛이 수직 및 수평 성분으로 분리되는 광학부;

상기 광학부를 통과하며 분리된 수직 및 수평 성분의 빛을 순차적으로 수광하여 검출하는 하나의 검출부;

상기 광학부를 통과하며 분리된 수직 및 수평 성분의 빛이 각각 순차적으로 상기 검출부에 입사되도록 스위칭 동작하는 광 스위칭부; 및

상기 검출부에 의한 검출 신호를 전송받아 연산 처리하여 상기 샘플단의 검사 대상물에 대한 영상 신호로 출력하는 컴퓨터

를 포함하는 것을 특징으로 하는 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 광 스위칭부는

상기 광학부를 통과하며 분리된 수직 및 수평 성분의 빛이 각각 별도로 통과하도록 구비되는 제 1 및 제 2 평행광 렌즈;

상기 제 1 및 제 2 평행광 렌즈를 각각 통과한 빛의 편광 상태를 조절하는 제 1 및 제 2 편광 조절기; 및

상기 제 1 및 제 2 편광 조절기를 통과한 빛이 각각 순차적으로 진행하도록 스위칭 동작하는 광 스위치

를 포함하는 것을 특징으로 하는 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 광 스위치부는

상기 광 스위치를 통과한 빛의 편광 상태를 조절하는 제 3 편광 조절기를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 검출부는 하나의 분광기로 적용되는 것을 특징으로 하는 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 광학부는

상기 광원으로부터 발생된 빛을 수평 편광 상태로 변환시키는 선형 편광기;

상기 선형 편광기를 통과한 빛이 상기 기준단 및 샘플단으로 진행하도록 분배하고, 상기 기준단 및 샘플단으로부터 재반사된 빛이 다시 모여 상호 간섭되는 광 분배기;

상기 광 분배기로부터 상기 기준단으로 진행하는 빛과 상기 기준단으로부터 반사되어 상기 광 분배기로 진행하는 빛이 통과하며 선형 편광되도록 배치되는 제1의 1/4 파장판;

상기 광 분배기로부터 상기 샘플단으로 진행하는 빛과 상기 샘플단으로부터 반사되어 상기 광 분배기로 진행하는 빛이 통과하며 원형 편광되도록 배치되는 제2의 1/4 파장판; 및

상기 광 분배기에서 상호 간섭된 빛을 수직 및 수평 성분으로 분리하는 편광 분배기

를 포함하는 것을 특징으로 하는 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치.

청구항 6

제 5 항에 있어서,

상기 기준단은 완전 반사체인 기준 미러로 적용되는 것을 특징으로 하는 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치.

청구항 7

제 1 항 내지 제 6 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 프로브는 상기 광학부와 독립적으로 자유 이동할 수 있도록 별도의 레이저 암 유닛을 통해 상기 광학부와 연결 결합되는 것을 특징으로 하는 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치.

청구항 8

제 7 항에 있어서,

상기 레이저 암 유닛은 내부 공간에 상기 광학부와 상기 프로브 사이의 광 경로가 형성되도록 구성되는 것을 특징으로 하는 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치.

청구항 9

제 8 항에 있어서,

상기 레이저 암 유닛은

각각 중공 파이프 형태로 형성되어 상호 회전 가능하게 순차적으로 결합되는 다수개의 관절암; 및

상기 관절암의 내부에 각각 결합되며 상기 관절암 내부 공간을 통해 빛이 진행하도록 빛을 반사하는 반사 미러

를 포함하는 것을 특징으로 하는 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 다수개의 관절암은 상호 인접한 관절암이 직각을 이루며 배치되도록 순차적으로 결합되고, 상호 인접한 관절암 중 어느 하나에 대한 길이 방향 회전축을 중심으로 회전 가능하게 결합되는 것을 특징으로 하는 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치.

청구항 11

제 10 항에 있어서,

상기 다수개의 관절암 중 상기 광학부와 연결되는 관절암과 상기 프로브와 연결되는 관절암에는 각각 상기 광학부 및 프로브에 탈착 가능하게 연결되도록 별도의 연결관이 결합되는 것을 특징으로 하는 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치.

청구항 12

제 8 항에 있어서,

상기 프로브는

상기 레이저 암 유닛의 일단에 결합되는 프로브 케이스;

상기 프로브 케이스 내부에 장착되어 빛을 상기 레이저 암 유닛 또는 상기 검사 대상물로 반사하는 광학 스캐너; 및

상기 프로브 케이스의 일측에 결합되는 대물 렌즈

를 포함하고, 상기 광학부로부터 상기 레이저 암 유닛을 통해 출사되는 빛은 상기 광학 스캐너에 의해 반사되어 상기 대물 렌즈를 통해 상기 검사 대상물로 조사되고, 상기 검사 대상물로부터 반사되는 빛은 상기 대물 렌즈를 통해 상기 광학 스캐너로 입사된 후 상기 레이저 암 유닛으로 반사되어 상기 광학부로 진행하는 것을 특징으로 하는 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치.

청구항 13

제 1 항에 있어서,

상기 광 스위칭부는

상기 광학부를 통과하며 분리된 수직 및 수평 성분의 빛이 각각 별도로 통과하도록 구비되는 제 1 및 제 2 평행광 렌즈;

상기 수직 및 수평 성분의 빛이 순차적으로 출력되도록 스위칭 동작하는 광 스위치; 및

상기 광스위치의 전단 및 후단 중의 하나 이상에 배치되고 입력되는 빛의 편광 상태를 조정하는 편광 조절기를 구비하고,

상기 편광 조절기는, 상기 수직 및 수평 성분 빛의 스펙트럼과, 상기 수직 및 수평 성분 빛의 신호를 상기 컴퓨터를 통한 고속 푸리에 변환을 통한 깊이 성분이 0이 되도록 조정되는 것을 특징으로 하는 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치.

명세서

기술 분야

[0001]

본 발명은 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치에 관한 것이다. 보다 상세하게는 검사 대상물의 광신호에 대한 수직과 수평 성분 신호를 광대역의 고속 광스위치를 사용하여 각각 한번씩 순차적으로 하나의 검출기로 전송함으로써 단일 검출기 기반의 장치를 구성할 수 있으며, 다양한 운동 자유도를 가짐과 동시에 내부에 일정한 광 경로가 형성되는 레이저 암 유닛을 통해 프로브를 연결함으로써, 광섬유 방식의 프로브와 동일한 유동성을 확보하여 사용자와 피검자에게 매우 우수한 사용 편리성을 제공할 수 있고, 아울러 광섬유 방식의 프로브와는 달리 다양한 신호값을 측정할 수 있는 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치에 관한 것이다.

배경 기술

- [0002] 최근 광학 및 광기술은 의료용 중이온 가속기, 적응 광학을 이용한 안과 시술, 각종 레이저 시술, 형광을 이용한 암세포의 조기 진단 등 생체 과학 및 의료 공학에 널리 응용되고 있다. 특히, 바이오 포토닉스 영상기술은 생체 분자, 세포 및 생체에서 일어나는 다양한 생명현상을 영상으로 기록하고 분석하는 기술로서, 생명 공학뿐만 아니라 정보기술, 나노기술 및 광학기술 등의 다학제간 연구를 필요로 하는 융합기술로 관련 학문의 발전뿐만 아니라 차세대 국가 성장 동력으로 여겨지고 있다.
- [0003] 광결맞음 단층 영상 장치(OCT: Optical Coherence Tomography)는 인체에 무해한 빛을 이용하여 실시간으로 살아 있는 조직 또는 세포를 고해상도로 촬영하는 장치로서, 생체의 내부를 비접촉, 비침습적으로 관찰할 수 있을 뿐만 아니라 부드러운 조직 간의 차이를 구분 해낼 수 있어 보다 정밀한 영상을 얻을 수 있다.
- [0004] 이러한 광결맞음 단층 영상 장치(OCT)는 넓은 대역의 광원과 마이켈슨 간섭계를 기반으로 구성되어 있으며 현재 광원과 기술의 발달로 인해 안과학, 피부학, 소화기학, 치과학 등 응용 범위가 계속 확장되고 있는 기술이다.
- [0005] 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치(PS-OCT: Polarization Sensitive-Optical Coherence Tomography)는 최근에 크게 각광받고 있는 첨단 바이오 영상 기술로 OCT 시스템처럼 생체 조직 내부 구조를 비침습적으로 단층 이미징할 수 있으며, 편광에 민감하게 반응하는 콜라겐 섬유와 같은 비대칭 물질에서 반사 또는 산란되어 나오는 빛의 편광 변화, 복굴절에 의한 위상차이, 광 축 정보 등을 얻을 수 있는 기술이다. 인체 대부분의 조직과 기관이 콜라겐으로 이루어져 있으므로 의학 진단에 매우 유용한 기술이다.
- [0006] 이 기술은 최근 피부에서 열손상(thermal damage), 손상 치료(wound healing), 광노화(photo-aging)에 관한 연구, 치아에서 충치, 안구에서 망막신경섬유층 및 각막에 관한 연구, 자궁경부암, 대장암, 인후두암 진단 등 의학적으로 다양한 분야에 응용되고 있다. 또한, 임상 적용을 위해서 영상 획득 속도를 빠르게 하는 기술, 고해상도의 영상 획득을 위한 기술, 제작 비용 절감을 위한 기술, 노이즈 영향을 최소화하기 위한 기술 등이 매우 활발하게 진행 중에 있다.
- [0007] 광결맞음 단층 영상 장치(OCT)와는 다르게 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치(PS-OCT)는 검출단에서 편광 분배기(PBS: polarization beam splitter)를 사용하여 2 개의 검출기로 조직 샘플에 대한 편광 정보를 획득한다.
- [0008] 도 1은 종래 기술에 따른 일반적인 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치의 구성을 개략적으로 도시한 블록도이다.
- [0009] 종래 기술에 따른 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치(PS-OCT)는 일반적으로 광원(50), 광학부(10), 프로브(60), 2개의 검출부(30a,30b) 및 컴퓨터(40) 등을 하나의 시스템으로 묶어서 구성된다. 광학부(10)에는 선형 편광기(Linear Polarizer, 13), 광분배기(11), 편광 분배기(12) 및 2개의 1/4 파장판(QWP: quarter wave plate, 14,15)이 구비되며, 프로브(60)는 일반적으로 광학 스캐너(62)와 대물 렌즈(63)로 구성된다.
- [0010] 광원(50)으로부터 발생된 빛은 광학부(10)의 선형 편광기(13)를 통과하여 수평 편광된 빛만 광 분배기(11)를 통과하면서 기준 거울(R1)이 있는 기준단(R)과 검사 대상물(P)이 있는 샘플단(T)으로 분배된다. 기준단(R)으로 가는 빛은 22.5° 기울어진 제1의 1/4 파장판(QWP)(14)을 통과한 후 기준 거울(R1)에서 반사되어 다시 제1의 1/4 파장판(QWP)(14)을 통과하여 45° 선형 편광된다. 이때, 빛의 수직 성분과 수평 성분의 크기는 같다. 샘플단(T)으로 향하는 빛은 45° 기울어진 제2의 1/4 파장판(QWP)(15)을 통과하여 원형 편광되고, 프로브(60)의 광학스캐너(62)와 대물렌즈(63)를 지나 검사 대상물(P)로 조사된다. 검사 대상물(P)이 완벽한 반사체인 거울이라면 원형 편광된 빛은 다시 반사되어 대물렌즈(63)와 광학스캐너(62)를 지나 제2의 1/4 파장판(QWP)(15)을 통과하게 되고, 빛은 수직 성분만 존재하게 된다. 광 분배기(11)에서부터 기준단(R)의 기준 거울(R1)까지의 광의 이동거리와 광 분배기(11)에서부터 샘플단(T)의 검사 대상물(P)까지의 광의 이동거리가 같을 때 기준 거울(R1)에서 반사되어 나온 빛과 검사 대상물(P)에서 반사되어 나온 빛은 광분배기(11)에서 다시 만나 간섭신호를 생성하게 된다. 생성된 간섭신호는 편광 분배기(PBS)(12)를 지나면서 수직과 수평 성분으로 분리되고, 수직 성분의 빛은 제 1 검출기(30a)로 수평 성분의 빛은 제 2 검출기(30b)로 수광되어 각각 최종 검출된다. 스펙트럼 영역 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치(PS-OCT)의 경우 검출기(30a,30b)는 투과회절격자

(transmission grating), 렌즈 및 선주사카메라(Line scan camera)로 이루어진 분광기(spectrometer)가 적용된다. 검출기(30a,30b)에 의해 검출된 검출 신호는 컴퓨터(40)로 전송되어 컴퓨터(40) 내의 연산 프로그램에 의해 연산 처리되어 실시간 영상 정보로 구현된다.

- [0011] 종래 기술에 따른 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치(PS-OCT)는 이와 같은 기본 시스템으로 구성되며, 검출단에서 2개의 검출기(30a,30b)를 통해 검사 대상물(P) 내부로부터 나오는 빛의 수직과 수평 성분을 각각 검출하여 검사 대상물(P)에 대한 편광 정보를 획득하게 되는데, 2개의 검출기를 사용함에 따라 다음과 같은 심각한 문제점이 발생하게 된다.
- [0012] 1) 두 개의 검출기(분광기) 제작에 대한 고비용의 문제
- [0013] 2) 두 개의 검출기가 완벽하게 일치하지 않는 것에 의한 검출 신호의 왜곡 문제
- [0014] 3) 검출 신호의 왜곡에 대한 소프트웨어 기반의 보정 알고리즘의 필요성으로 인한 영상구현의 시간 지연 및 알고리즘의 복잡성 문제
- [0015] 4) 하드웨어 시스템 구성 및 얼라인먼트, 트리거 구성의 어려움 등

[0016] 한편, 종래 기술에 따른 일반적인 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치(PS-OCT)의 프로브(60)는 샘플단(T)이 고정된 현미경 타입으로 구성되거나 또는 의료 진단 및 바이오 샘플 측정의 용이성을 위해 자유 이동이 가능한 형태의 유동성이 큰 광섬유 기반의 프로브로 구성된다. 그러나 현미경 타입의 프로브는 고정된 형태로 유동성이 없어 사용 범위가 매우 제한적이고, 광섬유 기반의 프로브는 광섬유의 특성상 편광에 민감하여 샘플단(T)에 사용하기가 어렵고, 그 특성상 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치(PS-OCT)의 신호인 복굴절 신호에 대한 절대값이 아닌 상대값만을 측정할 수밖에 없으며, 진단의 유용한 정보 중 하나인 편광 소멸도(DOP) 역시 측정할 수 없다는 문제점이 있었다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0017] 본 발명은 종래 기술의 문제점을 해결하기 위해 발명한 것으로서, 본 발명의 목적은 검사 대상물의 광신호에 대한 수직과 수평 성분 신호를 광대역의 고속 광스위치를 사용하여 각각 한번씩 순차적으로 하나의 검출기로 전송함으로써 단일 검출기 기반의 장치를 구성할 수 있고, 이에 따라 검출기 1개 제거에 따른 비용 절감을 달성할 수 있고, 두 개의 검출기 제작으로 인한 영상 신호의 왜곡 현상을 극복할 수 있으며, 트리거 신호를 간편화할 수 있고, 소프트웨어/하드웨어 기반의 영상 신호 보정 알고리즘이 불필요하다는 점에서 측정 시간을 최소화할 수 있는 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치를 제공하는 것이다.
- [0018] 본 발명의 다른 목적은 다양한 운동 자유도를 가짐과 동시에 내부에 일정한 광 경로가 형성되는 레이저 암 유닛을 통해 프로브를 연결함으로써, 광섬유 방식의 프로브와 동일한 유동성을 확보하여 프로브를 자유 이동시킬 수 있어 사용자와 피검자에게 매우 우수한 사용 편의성을 제공할 수 있고, 아울러 광섬유 방식의 프로브와는 달리 편광 소멸도(DOP) 및 원형 편광 소멸도(DOCP)와, 복굴절 신호의 절대값을 측정할 수 있는 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치를 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

- [0019] 본 발명은, 검사 대상물의 내부를 비침습적으로 검사할 수 있는 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치에 있어서, 광원으로부터 발생된 빛이 편광 상태로 분배되어 일부는 프로브를 통해 샘플단의 검사 대상으로 진행하고 일부는 기준단으로 진행한 후 상기 기준단 및 샘플단으로부터 각각 반사된 빛이 다시 모여 상호 간섭되고, 상호 간섭된 빛이 수직 및 수평 성분으로 분리되는 광학부; 상기 광학부를 통과하며 분리된 수직 및 수평 성분의 빛을 순차적으로 수광하여 검출하는 하나의 검출부; 상기 광학부를 통과하며 분리된 수직 및 수평 성분의 빛이 각각 순차적으로 상기 검출부에 입사되도록 스위칭 동작하는 광 스위칭부; 및 상기 검출부에 의한 검출 신호를 전송받아 연산 처리하여 상기 샘플단의 검사 대상물에 대한 영상 신호로 출력하는 컴퓨터를 포함하는 것을 특징으로 하는 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치를 제공한다.

- [0020] 이때, 상기 광 스위칭부는 상기 광학부를 통과하며 분리된 수직 및 수평 성분의 빛이 각각 별도로 통과하도록 구비되는 제 1 및 제 2 평행광 렌즈; 상기 제 1 및 제 2 평행광 렌즈를 각각 통과한 빛의 편광 상태를 조절하는 제 1 및 제 2 편광 조절기; 및 상기 제 1 및 제 2 편광 조절기를 통과한 빛이 각각 순차적으로 진행하도록 스위칭 동작하는 광 스위치를 포함하여 구성될 수 있다.
- [0021] 또한, 상기 광 스위치부는 상기 광 스위치를 통과한 빛의 편광 상태를 조절하는 제 3 편광 조절기를 더 포함하여 구성될 수 있다.
- [0022] 또한, 상기 검출부는 하나의 분광기로 적용될 수 있다.
- [0023] 또한, 상기 광학부는 상기 광원으로부터 발생된 빛을 수평 편광 상태로 변환시키는 선형 편광기; 상기 선형 편광기를 통과한 빛이 상기 기준단 및 샘플단으로 진행하도록 분배하고, 상기 기준단 및 샘플단으로부터 재반사된 빛이 다시 모여 상호 간섭되는 광 분배기; 상기 광 분배기로부터 상기 기준단으로 진행하는 빛과 상기 기준단으로부터 반사되어 상기 광 분배기로 진행하는 빛이 통과하며 선형 편광되도록 배치되는 제1의 1/4 파장판; 상기 광 분배기로부터 상기 샘플단으로 진행하는 빛과 상기 샘플단으로부터 반사되어 상기 광 분배기로 진행하는 빛이 통과하며 원형 편광되도록 배치되는 제2의 1/4 파장판; 및 상기 광 분배기에서 상호 간섭된 빛을 수직 및 수평 성분으로 분리하는 편광 분배기를 포함하여 구성될 수 있다.
- [0024] 또한, 상기 기준단은 완전 반사체인 기준 미러로 적용될 수 있다.
- [0025] 한편, 상기 프로브는 상기 광학부와 독립적으로 자유 이동할 수 있도록 별도의 레이저 암 유닛을 통해 상기 광학부와 연결 결합될 수 있다.
- [0026] 이때, 상기 레이저 암 유닛은 내부 공간에 상기 광학부와 상기 프로브 사이의 광 경로가 형성되도록 구성될 수 있다.
- [0027] 또한, 상기 레이저 암 유닛은 각각 중공 파이프 형태로 형성되어 상호 회전 가능하게 순차적으로 결합되는 다수개의 관절암; 및 상기 관절암의 내부에 각각 결합되며 상기 관절암 내부 공간을 통해 빛이 진행하도록 빛을 반사하는 반사 미러를 포함하여 구성될 수 있다.
- [0028] 이때, 상기 다수개의 관절암은 상호 인접한 관절암이 직각을 이루며 배치되도록 순차적으로 결합되고, 상호 인접한 관절암 중 어느 하나에 대한 길이 방향 회전축을 중심으로 회전 가능하게 결합될 수 있다.
- [0029] 또한, 상기 다수개의 관절암 중 상기 광학부와 연결되는 관절암과 상기 프로브와 연결되는 관절암에는 각각 상기 광학부 및 프로브에 탈착 가능하게 연결되도록 별도의 연결관이 결합될 수 있다.
- [0030] 또한, 상기 프로브는 상기 레이저 암 유닛의 일단에 결합되는 프로브 케이스; 상기 프로브 케이스 내부에 장착되어 빛을 상기 레이저 암 유닛 또는 상기 검사 대상물로 반사하는 광학 스캐너; 및 상기 프로브 케이스의 일측에 결합되는 대물 렌즈를 포함하고, 상기 광학부로부터 상기 레이저 암 유닛을 통해 출사되는 빛은 상기 광학 스캐너에 의해 반사되어 상기 대물 렌즈를 통해 상기 검사 대상물로 조사되고, 상기 검사 대상물로부터 반사되는 빛은 상기 대물 렌즈를 통해 상기 광학 스캐너로 입사된 후 상기 레이저 암 유닛으로 반사되어 상기 광학부로 진행하도록 구성될 수 있다.
- [0031] 또한, 상기 광 스위칭부는 상기 광학부를 통과하며 분리된 수직 및 수평 성분의 빛이 각각 별도로 통과하도록 구비되는 제 1 및 제 2 평행광 렌즈; 상기 수직 및 수평 성분의 빛이 순차적으로 출력되도록 스위칭 동작하는 광 스위치; 상기 광스위치의 전단 및 후단 중의 하나 이상에 배치되고 입력되는 빛의 편광 상태를 조정하는 편광 조절기를 구비하고, 상기 편광 조절기는, 상기 수직 및 수평 성분 빛의 스펙트럼과, 상기 수직 및 수평 성분 빛의 신호를 상기 컴퓨터를 통한 고속 퓨리에 변환을 통한 깊이 성분이 0이 되도록 조정될 수도 있다.

발명의 효과

- [0032] 본 발명에 의하면, 검사 대상물의 광신호에 대한 수직과 수평 성분 신호를 광대역의 고속 광스위치를 사용하여 각각 한번씩 순차적으로 하나의 검출기로 전송하도록 구성함으로써 단일 검출기 기반의 장치를 구성할 수 있으며, 이에 따라 검출기를 1개 제거할 수 있어 현저한 비용 절감 효과를 달성할 수 있고, 두 개의 검출기 제작으로 인한 영상 신호의 왜곡 현상을 극복할 수 있으며, 트리거 신호를 간편화할 수 있고, 소프트웨어/하드웨어 기반의 영상 신호 보정 알고리즘이 불필요하다는 점에서 측정 시간을 최소화할 수 있는 효과가 있다.

[0033] 또한, 다양한 운동 자유도를 가짐과 동시에 내부에 일정한 광 경로가 형성되는 레이저 암 유닛을 통해 프로브를 연결함으로써, 광섬유 방식의 프로브와 동일한 유동성을 확보하여 프로브를 자유 이동시킬 수 있고, 이에 따라 사용자와 피검자에게 매우 우수한 사용 편리성을 제공할 수 있으며, 아울러 광섬유 방식의 프로브와는 달리 편광 소멸도(DOP) 및 원형 편광 소멸도(DOCP)와, 복굴절 신호의 절대값을 측정할 수 있어 검사 대상물에 대한 더욱 정확하고 다양한 특성을 파악할 수 있는 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

[0034] 도 1은 종래 기술에 따른 일반적인 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치의 구성을 개략적으로 도시한 블록도, 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치의 구성을 개략적으로 도시한 블록도, 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 광스위치부 및 검출부의 상세한 구성을 개략적으로 도시한 블록도, 도 4는 본 발명의 또 다른 일 실시예에 따른 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치의 구성을 개략적으로 도시한 블록도, 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 레이저 암 유닛 및 프로브의 구성을 개략적으로 도시한 개념도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0035] 이하, 본 발명의 바람직한 실시예를 첨부된 도면들을 참조하여 상세히 설명한다. 우선 각 도면의 구성요소들에 참조부호를 부가함에 있어서, 동일한 구성요소들에 대해서는 비록 다른 도면상에 표시되더라도 가능한 한 동일한 부호를 가지도록 하고 있음에 유의해야 한다. 또한, 본 발명을 설명함에 있어, 관련된 공지 구성 또는 기능에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는 그 상세한 설명은 생략한다.

[0036] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치의 구성을 개략적으로 도시한 블록도이고, 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 광 스위치부 및 검출부의 상세한 구성을 개략적으로 도시한 블록도이다.

[0037] 본 발명의 일 실시예에 따른 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치(PS-OCT)는 광 스위치를 이용하여 수직 및 수평 성분으로 분리된 빛을 순차적으로 하나의 검출기에서 모두 검출할 수 있도록 구성되며, 광원(500)으로부터 발생된 빛을 분배하는 광학부(100)와, 하나의 검출부(300)와, 광 스위칭부(200)와, 컴퓨터(400)를 포함하여 구성된다. 또한, 검사 대상물(P)이 있는 샘플단(T)에는 검사 대상물(P)로부터 편광 정보를 획득할 수 있도록 프로브(600)가 광학부(100)와 연결되게 장착된다.

[0038] 광학부(100)에는 광원(500)으로부터 발생된 빛을 편광 상태로 변환하는 선형 편광기(130)와, 편광된 빛을 기준단(R) 및 샘플단(T)으로 분배하는 광 분배기(110)와, 광 분배기(110)로부터 분배되어 진행되는 빛이 각각 통과하도록 배치되는 제1의 1/4 파장판(140) 및 제2의 1/4 파장판(150)과, 기준단(R) 및 샘플단(T)으로부터 반사된 후 다시 모여 상호 간섭된 빛을 수직 및 수평 성분으로 분리하는 편광 분배기(110)가 구비된다. 따라서, 광학부(100)에서는 광원(500)으로부터 발생된 빛이 편광 상태로 분배되어 일부는 프로브(600)를 통해 샘플단(T)의 검사 대상물(P)로 진행하고 일부는 기준단(R)으로 진행하며, 각각 기준단(R) 및 샘플단(T)으로 진행한 빛은 기준단(R) 및 샘플단(T)으로부터 반사되어 다시 광학부(100)에서 모여 상호 간섭되며, 상호 간섭된 빛은 수직 및 수평 성분의 빛으로 분리된다.

[0039] 이와 같이 광학부(100)를 통과하며 분리된 수직 및 수평 성분의 빛은 광 스위칭부(200)의 스위칭 동작에 의해 각각 순차적으로 하나의 검출부(300)에 입사되어 검출되고, 검출부(300)에 의한 검출 신호는 컴퓨터(400)로 전송되어 컴퓨터(400)에 의해 연산 처리되어 검사 대상물(P)에 대한 영상 신호로 출력된다.

[0040] 이하에서는 이러한 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치에 대한 세부 구성 및 동작 흐름에 대해 상세히 살펴본다.

[0041] 빛을 발생시키는 광원(500)은 고속 파장변환 저결맞음(low coherence) 광원이 적용되어 광학부(100)로 빛을 전송한다. 임의의 공간상의 한점에 도달하는 광파가 예측 가능하게 진동하여 위상 변화없이 사인함수 형태를 유지하는 평균 시간간격을 가간섭시간(coherence time)이라고 하는데, 이것은 광파의 시간 가간섭성(temporal

coherence)을 결정하는 척도가 된다. 공간상에 고정된 한 점에서 관찰하면 진행되는 광파는 위상이 일정하게 유지되는 시간간격 동안만 사인함수 형태로 진동한다. 임의대로 위상이 변화하기 전까지 규칙적으로 진동하는 광파의 공간적 길이를 가간섭거리(coherence length)라고 하고 광파가 분광학적으로 얼마나 순수한가를 나타내는 척도가 된다. 저 결맞음 광원은 광파의 가간섭거리가 짧은 광원으로 넓은 스펙트럼 대역을 갖는 이유로 최근 광결맞음 단층 영상 장치에서 널리 사용되고 있다.

[0042] 이러한 광원(500)으로부터 발생된 빛은 광학부(100)의 선형 편광기(LP)(130)(또는 편광 분배기(PBS))를 통과하여 수평 방향으로 편광된 빛으로 변환된다.

[0043] 순수하게 수평 편광된 빛은 광분배기(Beam Splitter, BS)(110)를 통과하면서 분배되어 한쪽 경로로는 기준단(R)으로 다른 한쪽 경로로는 샘플단(T)으로 각각 진행하게 된다. 여기서, 기준단(R)은 완전 반사체인 기준 미러(R1)로 적용될 수 있다.

[0044] 기준단(R)으로 진행되는 빛은 수평에 대해 22.5° 경사진 제1의 1/4 파장판(QWP)(140)을 통과한다. 22.5° 경사진 제1의 1/4 파장판(140)을 통과한 빛은 기준 미러(R1)에 의해 반사되어 다시 22.5° 의 1/4 파장판(140)를 통과하여 광 분배기(110)로 돌아오게 된다. 이때, 광분배기(110)로 돌아온 빛은 45° 선형 편광된 상태로 수직 성분과 수평 성분의 크기 및 위상이 같게 되는데, 이는 광학 분야에서 이론적으로 실험적으로 증명된 것이므로, 이에 대한 상세한 설명은 생략한다.

[0045] 샘플단(T)으로 진행되는 빛은 수평에 대해 45° 경사진 제2의 1/4 파장판(QWP)(150)을 통과하여 프로브(600)를 통해 샘플단(T)의 검사 대상물(P)에 입사하게 된다. 이때, 프로브(600)에는 입사되는 빛을 반사하는 광학 스캐너(620)와, 빛을 집속하는 대물 렌즈(630)가 구비되며, 광 분배기(110)로부터 분배되어 샘플단(T)으로 진행되는 빛은 광학 스캐너(620)에 의해 반사되어 대물 렌즈(630)에 의해 집속된 후 샘플단(T)의 검사 대상물(P)로 입사된다. 이때, 빛은 수평성분을 기준으로 우원형 편광되어 있으며, 우원형 편광 성분의 빛은 검사 대상물(P)에서 산란되거나 역반사되고 검사 대상물(P)의 광학적 특성에 따라 타원 편광으로 변화를 일으키게 된다. 검사 대상물(P) 조직에서 산란되거나 역반사된 빛은 다시 같은 경로로 되돌아가며, 다시 45° 경사진 제2의 1/4 파장판(150)을 통과하여 광 분배기(110)로 돌아오게 된다. 이때, 광 분배기(110)로 돌아오는 빛은 수직 성분만 존재하게 된다. 이때, 샘플이 콜라겐과 같은 복굴절 물질이 없는 반사체라면 광 분배기(110)로 돌아오는 빛은 수직 성분만 존재하게 된다.

[0046] 이때, 광 분배기(110)에서부터 기준단(R)의 기준 미러(R1)까지의 광의 이동거리와 광 분배기(110)에서부터 샘플단(T)의 검사 대상물(P)까지의 광의 이동거리가 같을 때 기준 미러(R1)에서 반사되어 나온 빛과 검사 대상물(P)에서부터 반사되어 나온 빛은 광 분배기(110)에서 다시 만나 간섭신호를 생성하게 된다. 이렇게 생성된 간섭신호는 편광 분배기(110)를 통과하면서 수직과 수평 성분으로 분리된다.

[0047] 이와 같이 수직과 수평 성분으로 분리된 빛은 광 스위칭부(200)를 통해 순차적으로 검출부(300)로 입사되어 검출되는데, 광 스위칭부(200)는 도 3에 도시된 바와 같이 편광 분배기(110)를 통과하며 분리된 수직 및 수평 성분의 빛이 각각 별도로 통과하도록 구비되는 제 1 및 제 2 평행광 렌즈(210a, 210b)와, 제 1 및 제 2 평행광 렌즈(210a, 210b)를 각각 통과한 빛의 편광 상태를 조절하는 제 1 및 제 2 편광 조절기(220a, 220b)와, 제 1 및 제 2 편광 조절기(220a, 220b)를 통과한 빛이 각각 순차적으로 진행하도록 스위칭 동작하는 광 스위치(230)를 포함하여 구성된다. 이때, 광 스위치(230)는 신속한 동작이 가능한 고속 광 스위치가 적용되는 것이 바람직하다. 또한, 광 스위칭부(200)에는 광 스위치(230)를 통과한 빛의 편광 상태를 조절할 수 있도록 별도의 제 3 편광 조절기(220c)가 더 구비될 수 있다.

[0048] 따라서, 광학부(100)의 편광 분배기(110)를 통해 분리된 수직 및 수평 성분의 빛은 각각 제 1 및 제 2 평행광 렌즈(210a, 210b)와 제 1 및 제 2 편광 조절기(220a, 220b)를 통과한 후, 광 스위치(230)에 의해 순차적으로 검출부(300)로 입사된다.

[0049] 검출부(300)는 수직 및 수평 분리된 빛을 순차적으로 검출하기 때문에 종래 기술과 달리 1개만 구비되는데, 사용 환경에 따라 포토 다이오드로 적용될 수도 있고 분광기로 적용될 수도 있다. 분광기로 적용되는 경우, 분광기는 도 3에 도시된 바와 같이 콜리메이터(310), 투과회절격자(320), 렌즈(330) 및 선주사카메라(340)로 구성될 수 있으며, 이에 따라 광 스위치(230)를 통과한 빛은 콜리메이터(310)에 의해 평행광이 되고, 투과회절격자(320)에 의해 파장에 대한 스펙트럼 정보로 변환되고, 렌즈(330)에 의해 선주사카메라(340)로 초점 입사된 후, 컴퓨터(400)로 전송된다.

[0050] 이때, 검출부(300)에서 검출된 수직 및 수평 성분의 광신호 정보는 광 스위칭부(200)의 편광 조절기

(220a, 220b, 220c) 및 검출부 시스템의 기술적인 보정을 통해 최대한 일치하도록 조절되어야 한다. 즉, 수직과 수평 성분의 빛에 대해 고속 푸리에 변환(FFT: Fast Fourier Transform)을 통한 깊이 정보로의 변환시 깊이 0인 지점에서 두 신호가 모두 깊이 0인 신호가 되도록 조절되어야 하며, 이는 광 스위칭부(200)에 구비된 편광 조절기(220a, 220b, 220c)의 보정을 통해 수행될 수 있다.

[0051] 즉, 수직과 수평 성분의 빛에 대한 스펙트럼의 위상과 크기를 일치시키고, 고속 푸리에 변환을 통하여 얻어진 깊이 정보를 이용하여 수직과 수평 성분의 신호의 깊이 위치값인 깊이 정보가 깊이 0이 되도록 편광 조절기 내지 검출단을 조정한다.

[0052] 컴퓨터(400)는 검출부(300)의 검출 신호를 디지털 신호로 변환하여 수신하며, 수신된 디지털 신호를 컴퓨터(400) 내의 연산 프로그램에 의해 K-도메인 보정(K-domain Calibration) 및 IFFT(Inverse fast fourier transform) 등을 거쳐 실시간 영상 정보로 구현한다. 또한, 고속 푸리에 변환을 통해 수직 및 수평 성분의 빛에 대한 크기와 위상 값을 구하고, 고속 푸리에 변환에 의해 얻은 값들로부터 스톡스 변수값을 구하여 이로부터 편광 소멸도(DOP: Degree of polarization) 및 원형 편광 소멸도(DOCP: Degree of circular polarization)를 측정할 수 있다.

[0053] 검사 대상물(P)로부터 나오는 광신호인 빛을 전자기장에서 E_x 를 수평 성분, E_y 를 수직 성분이라 할 때, 각 성분은 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$E_x(t) = i E_{0x}(t) \cos[(kz - \omega t) + \varepsilon_x(t)]$$

$$E_y(t) = i E_{0y}(t) \cos[(kz - \omega t) + \varepsilon_y(t)]$$

[0054]

[0055] 이를 이용하여 스톡스 변수(S_0, S_1, S_2, S_3) 값을 다음과 같이 구할 수 있다.

$$S_0 = \langle E_{0x}^2 \rangle + \langle E_{0y}^2 \rangle$$

$$S_1 = \langle E_{0x}^2 \rangle - \langle E_{0y}^2 \rangle$$

$$S_2 = \langle 2E_{0x}E_{0y} \cos \varepsilon \rangle$$

$$S_3 = \langle 2E_{0x}E_{0y} \sin \varepsilon \rangle, \quad \varepsilon = \varepsilon_y - \varepsilon_x$$

[0056]

[0057] 이때, 편광 소멸도(DOP) 및 원형 편광 소멸도(DOCP)는 다음 식을 통해 구할 수 있다.

$$DOP = \frac{\sqrt{S_1^2 + S_2^2 + S_3^2}}{S_0}, \quad DOCP = \frac{\sqrt{S_3^2}}{S_0}$$

[0058]

[0059] 이때, 편광 소멸도(DOP)는 빛에 대한 편광 성분의 변화 상태를 나타내는 것이고, 원형 편광 소멸도(DOCP)는 원형 편광된 빛의 편광 변화를 나타내는 것으로, 이를 이용하여 검사 대상물(P)의 조직 내부 상태를 파악할 수 있다.

- [0060] 즉, 일정하게 편광된 빛이 콜라겐과 같이 비대칭 분자구조를 갖는 생체 조직과 같은 산란계수가 높은 매질을 통과하게 되면 물질의 분산정도 그리고 밀도의 요소들에 의해 편광성분이 변하게 된다. 편광성분의 변화는 생체조직의 광학적 이미징 방법에서 우수한 대조 메커니즘의 하나로 간주된다. 일반적으로 편광의 변화는 입사된 빛의 파장과 매질의 크기와 상관관계가 있다. 산란자의 크기가 파장의 범위보다 크면 선형편광의 성질이 원형편광보다 길게 유지되며 파장의 범위가 산란자보다 크면 원형 편광된 빛이 선형 편광된 빛보다 더 오래 편광 성분을 유지하게 된다.
- [0061] 이와 같은 편광 소멸도(DOP)와 원형 편광 소멸도(DOCP)는 예를 들어 생체 조직 내부에 종양과 같은 세포 변화가 발생하게 되면, 입사된 빛에 대한 산란 계수가 변화하게 되어 결국 편광 소멸도(DOP) 및 원형 편광 소멸도(DOCP)에 변화를 발생시키므로, 이는 생체 조직의 특성을 구분할 수 있는 중요한 근거로 작용한다.
- [0062] 이러한 편광 소멸도(DOP) 및 원형 편광 소멸도(DOCP)는 광학부(100)와 프로브(600)가 광섬유를 통해 연결된 경우에는 광섬유의 특성상 그 값을 측정할 수 없으나, 본 발명의 일 실시예에 따른 프로브(600)는 광섬유를 통해 광학부(100)와 연결된 방식이 아니므로, 이러한 편광 소멸도(DOP) 및 원형 편광 소멸도(DOCP)를 구할 수 있다. 또한, 본 발명의 일 실시예에 따른 프로브(600)는 광섬유를 이용하지 않는 방식임에도 유동성이 크게 유지될 수 있는 방식으로 구성되는데, 이에 대한 설명은 도 4 및 도 5를 중심으로 설명한다.
- [0063] 한편, 본 발명의 일 실시예에 따른 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치는 이상에서 설명한 바와 같이 광학부(100)를 통해 수직 및 수평 성분으로 분리된 빛을 광 스위치(230)를 이용하여 순차적으로 검출부(300)에 입사되도록 함으로써, 종래 기술과 달리 2개의 검출기가 필요하지 않고 1개의 검출기만으로 전체 시스템을 구성할 수 있다. 따라서, 종래 기술에 비해 약 2배의 비용 절감 효과가 있고, 두 개의 검출기 제작으로 인한 영상 신호의 왜곡 현상을 극복할 수 있으며, 트리거 신호를 간편화할 수 있고, 소프트웨어/하드웨어 기반의 영상 신호 보정 알고리즘이 불필요하다는 점에서 측정 시간을 최소화할 수 있는 장점이 있다.
- [0064] 도 4는 본 발명의 또 다른 일 실시예에 따른 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치의 구성을 개략적으로 도시한 블록도이고, 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 레이저 암 유닛 및 프로브의 구성을 개략적으로 도시한 개념도이다.
- [0065] 본 발명의 일 실시예에 따른 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치는 전술한 바와 같이 프로브(600)가 광학부(100)와 독립적으로 자유 이동할 수 있도록 유동성이 큰 방식으로 구성되는데, 이러한 프로브(600)는 광섬유를 이용하여 광학부(100)와 연결되는 구조가 아니라 별도의 레이저 암 유닛(700)을 통해 광학부(100)와 연결되는 구조로 구성된다.
- [0066] 이때, 레이저 암 유닛(700)은 내부 공간에 광학부(100)와 프로브(600) 사이의 광 경로가 형성되도록 구성되며, 따라서, 광학부(100)와 프로브(600) 사이를 흐르는 빛이 광섬유를 통해 이동하지 않고 레이저 암 유닛(700)의 내부 공간을 통과하도록 구성되기 때문에, 전술한 바와 같이 광섬유 방식의 프로브를 통해서 측정할 수 없는 편광 소멸도(DOP) 및 원형 편광 소멸도(DOCP)를 측정할 수 있을 뿐만 아니라 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치의 신호인 복굴절 신호의 절대값을 측정할 수 있다. 아울러, 레이저 암 유닛(700)을 통해 프로브(600)의 유동성이 확보되므로 프로브(600)가 광섬유 방식의 프로브와 거의 동일한 정도로 자유 이동할 수 있어 사용자 및 피검자에게 우수한 사용 편리성을 제공한다.
- [0067] 다시 말하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 프로브(600)는 내부에 광 경로가 형성되는 레이저 암 유닛(700)을 통해 광섬유 방식의 프로브와 동일한 유동성을 확보함과 동시에 광섬유 방식의 프로브를 통해서 측정할 수 없는 다양한 신호값을 측정할 수 있다.
- [0068] 좀 더 자세히 살펴보면, 레이저 암 유닛(700)은 도 5에 도시된 바와 같이 상호 회전 가능하게 순차적으로 결합되는 다수개의 관절암(710)과, 관절암(710)의 내부에 각각 결합되는 반사 미러(720)를 포함하여 구성된다.
- [0069] 관절암(710)은 내부 공간으로 빛이 통과할 수 있도록 중공 파이프 형태로 형성되며, 다수개가 서로 절곡된 형태로 배치되어 상호 회전 가능하게 순차적으로 결합된다. 이때, 다수개의 관절암(710)은 상호 인접한 관절암(710)이 직각을 이루며 배치되도록 순차적으로 결합될 수 있고, 상호 인접한 관절암(710) 중 어느 하나에 대한 길이 방향 회전축을 중심으로 회전 가능하게 결합될 수 있다. 또한, 다수개의 관절암(710) 중 어느 하나는 광학부(100)와 연결되고 또 다른 하나는 프로브(600)와 연결되는데, 광학부(100) 및 프로브(600)와 연결되는 관절암(710)에는 각각 광학부(100)와 프로브(600)에 연결되도록 별도의 연결관(701)이 장착되며, 연결관(701)은 광학부(100) 및 프로브(600)에 탈착 가능하게 연결되도록 나사산(S)이 형성되어 나사 결합될 수 있다.

- [0070] 반사 미러(720)는 이러한 관절암(710) 내부에 각각 장착되며 서로 절곡된 형태로 배치되는 다수개의 관절암(710) 내부 공간을 통해 연속적으로 빛이 통과할 수 있도록 빛을 광 경로에 따라 반사한다. 따라서, 반사 미러(720)는 관절암(710)의 배치 형태에 따라 그 배치 각도가 다르게 형성되는데, 관절암(710)이 상호 회전하며 그 배치 상태가 변화하더라도 연속적으로 빛이 통과할 수 있도록 관절암(710) 내부에 장착된다.
- [0071] 예를 들면, 레이저 암 유닛(700)은 도 5에 도시된 바와 같이 6개의 관절암(710a, 710b, 710c, 710d, 710e, 710f)이 서로 직각을 이루도록 순차적으로 결합되고, 각 관절암(710a, 710b, 710c, 710d, 710e, 710f)은 상호 연결부위에 별도의 관절 회전링(702)을 통해 상호 회전하도록 결합될 수 있다. 제 1 관절암(710a)은 광학부(100)와 연결되도록 일측에 연결관(701)이 결합되어 광학부(100)와 나사 결합되고, 제 1 관절암(710a)은 연결관(701)에 대해 회전축 C1을 중심으로 회전하도록 결합된다. 이때, 제 1 관절암(710a)의 내부에는 연결관(701)을 통해 입사된 빛이 제 1 관절암(710a)의 내부 공간에서 길이 방향을 따라 진행하도록 빛을 반사하는 각도로 반사 미러(720a)가 장착된다. 제 2 관절암(710b)은 제 1 관절암(710a)의 일단에 직각 방향으로 배치되고, 제 1 관절암(710a)의 길이 방향 회전축 C2를 중심으로 회전하도록 결합된다. 제 2 관절암(710b)의 내부에는 제 1 관절암(710a)을 통과한 빛이 제 2 관절암(710b)의 내부 공간에서 길이 방향으로 진행하도록 빛을 반사하는 각도로 반사 미러(720b)가 장착된다. 마찬가지로 방식으로, 제 3 관절암(710c)은 빛을 길이 방향으로 반사하도록 내부에 반사 미러(720c)가 장착되어 제 2 관절암(710b)의 일단에 직각 방향으로 결합되며, 회전축 C3을 중심으로 회전하도록 결합되고, 계속해서, 내부에 각각 반사 미러(720d, 720e, 720f)가 장착된 제 4 관절암(710d), 제 5 관절암(710e) 및 제 6 관절암(710f)가 마찬가지로 순차적으로 결합되며, 각각 회전축 C4, C5, C6를 중심으로 회전하도록 결합된다. 제 6 관절암(710f)의 일측에는 프로브(600)와 연결 결합되도록 연결관(701)이 결합되며, 이를 통해 프로브(600)와 탈착 가능하게 연결 결합된다.
- [0072] 이러한 구조에 따라 레이저 암 유닛(700)은 각 관절암(710)이 다수개의 회전축을 중심으로 회전할 수 있기 때문에, 제 6 관절암(710f)에 연결된 프로브(600)는 다양한 방향의 자유도를 가지며 자유 이동할 수 있다. 또한, 이와 같이 다수개 관절암(710)의 회전에 의해 프로브(600)를 자유 이동시키더라도, 각 관절암(710)을 통한 빛의 광 경로는 반사 미러(720)를 통해 계속해서 각 관절암(710)을 통과하도록 구성되기 때문에, 광학부(100)와 프로브(600) 사이의 광 경로는 일정하게 유지된다.
- [0073] 따라서, 본 발명의 일 실시예에 따른 편광 민감 광결맞음 단층 영상 장치의 프로브(600)는 광섬유를 이용하지 않는 방식으로 전술한 바와 같이 편광 소멸도(DOP) 및 원형 편광 소멸도(DOCP)와, 복굴절 신호의 절대값을 측정할 수 있을 뿐만 아니라 프로브(600)를 자유 이동시킬 수 있어 사용자와 피검사에게 매우 우수한 사용 편리성을 제공할 수 있다.
- [0074] 한편, 이러한 레이저 암 유닛(700)에 결합되는 프로브(600)는 도 5에 도시된 바와 같이 레이저 암 유닛(700)의 일단에 결합되는 프로브 케이스(610)와, 프로브 케이스(610) 내부에 장착되어 빛을 레이저 암 유닛(700) 및 검사 대상물(P)로 반사하는 광학 스캐너(620)와, 프로브 케이스(610)의 일측에 결합되는 대물 렌즈(630)를 포함하여 구성될 수 있다. 이때, 프로브 케이스(610)는 레이저 암 유닛(700)의 제 6 관절암(710f)에 결합된 연결관(701)과 나사 결합되도록 일측에 나사홀(611)이 형성되고, 또 다른 일측에는 대물 렌즈(630)가 결합되도록 결합홀(612)이 형성된다.
- [0075] 이러한 구조에 따라, 광학부(100)의 광 분배기(110)로부터 분배되어 샘플단(T)으로 진행하는 빛은 레이저 암 유닛(700)을 통해 프로브(600)의 광학 스캐너(620)로 입사되어 반사되고, 이는 대물 렌즈(630)를 통해 집속되어 검사 대상물(P)로 조사된다. 검사 대상물(P)로 조사된 빛은 다시 반사되어 대물 렌즈(630)를 통과한 후 광학 스캐너(620)로 입사되어 반사되고, 이는 레이저 암 유닛(700)을 통과하여 광학부(100)의 광 분배기(110)로 다시 입사되며, 기준단(R)으로부터 반사된 빛과 간섭되어 편광 분배기(110)를 통해 수직 및 수평 성분으로 분리된다. 수직 및 수평 성분으로 분리된 빛은 전술한 바와 같이 광 스위칭부(200)를 통해 순차적으로 하나의 검출부(300)로 입사되어 최종 검출되며, 검출부(300)에 의한 검출 신호는 컴퓨터(400)로 전송되어 연산 처리된 후 영상 정보로 구현된다.
- [0076] 이상의 설명은 본 발명의 기술 사상을 예시적으로 설명한 것에 불과한 것으로서, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 다양한 수정 및 변형이 가능할 것이다. 따라서, 본 발명에 개시된 실시예들은 본 발명의 기술 사상을 한정하기 위한 것이 아니라 설명하기 위한 것이고, 이러한 실시예에 의하여 본 발명의 기술 사상의 범위가 한정되는 것은 아니다. 본 발명의 보호 범위는 아래의 청구범위에 의하여 해석되어야 하며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 기술 사상은

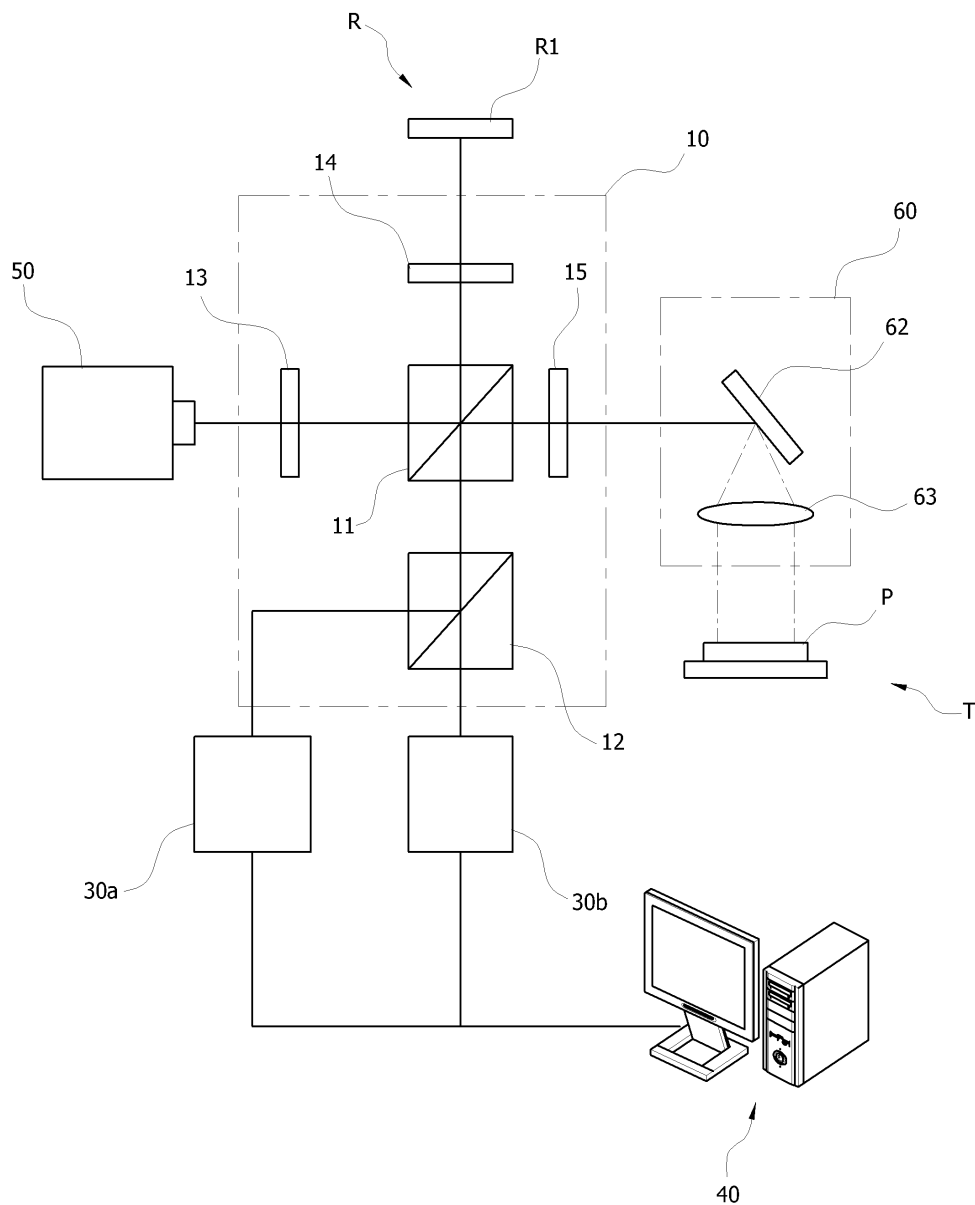
본 발명의 권리범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

부호의 설명

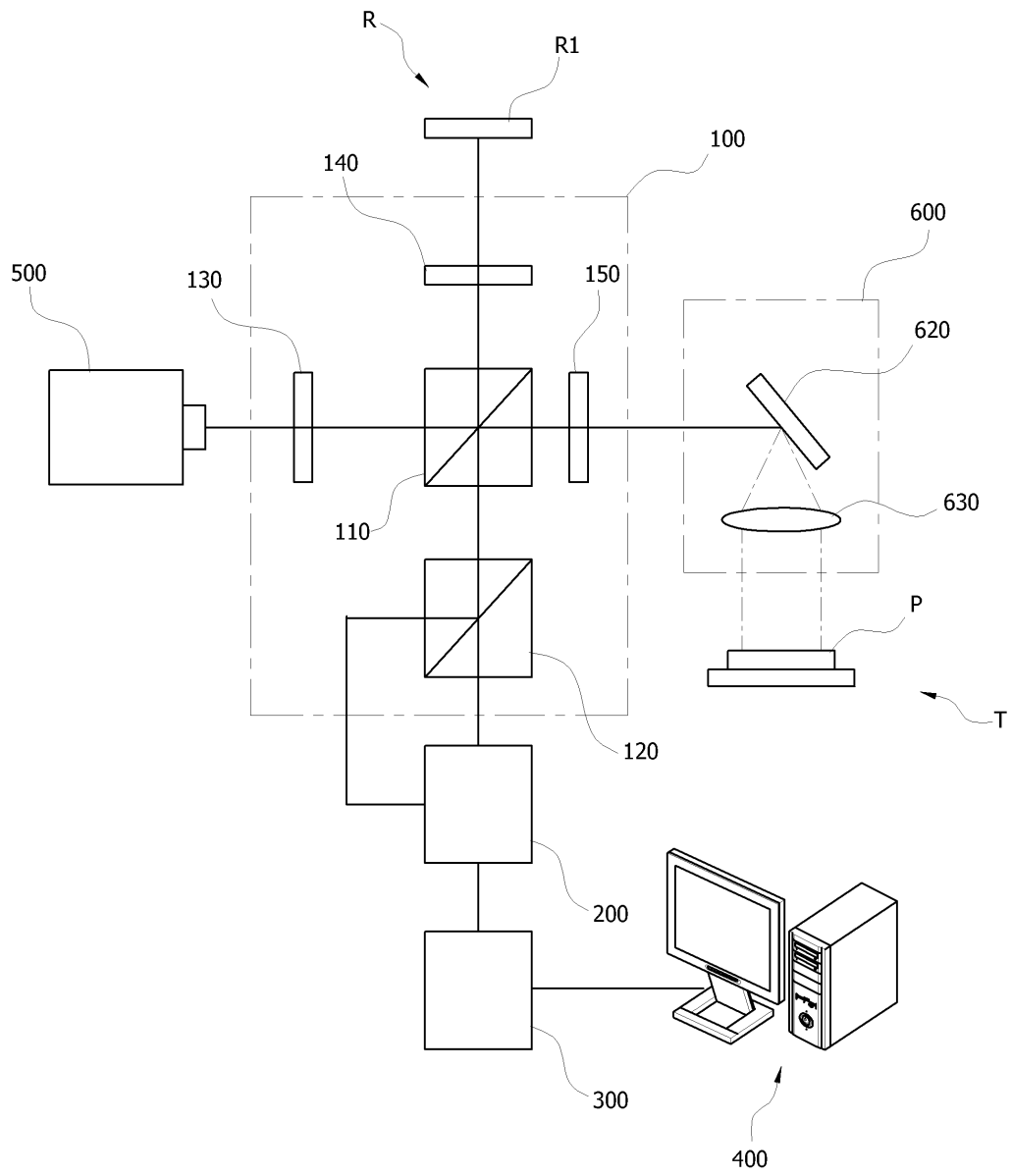
100: 광학부	110: 광 분배기
120: 편광 분배기	200: 광 스위칭부
220a, 220b, 220c: 편광 조절기	230: 광 스위치
300: 검출부	400: 컴퓨터
500: 광원	600: 프로브
700: 레이저 암 유닛	710: 관절암
720: 반사 미러	

도면

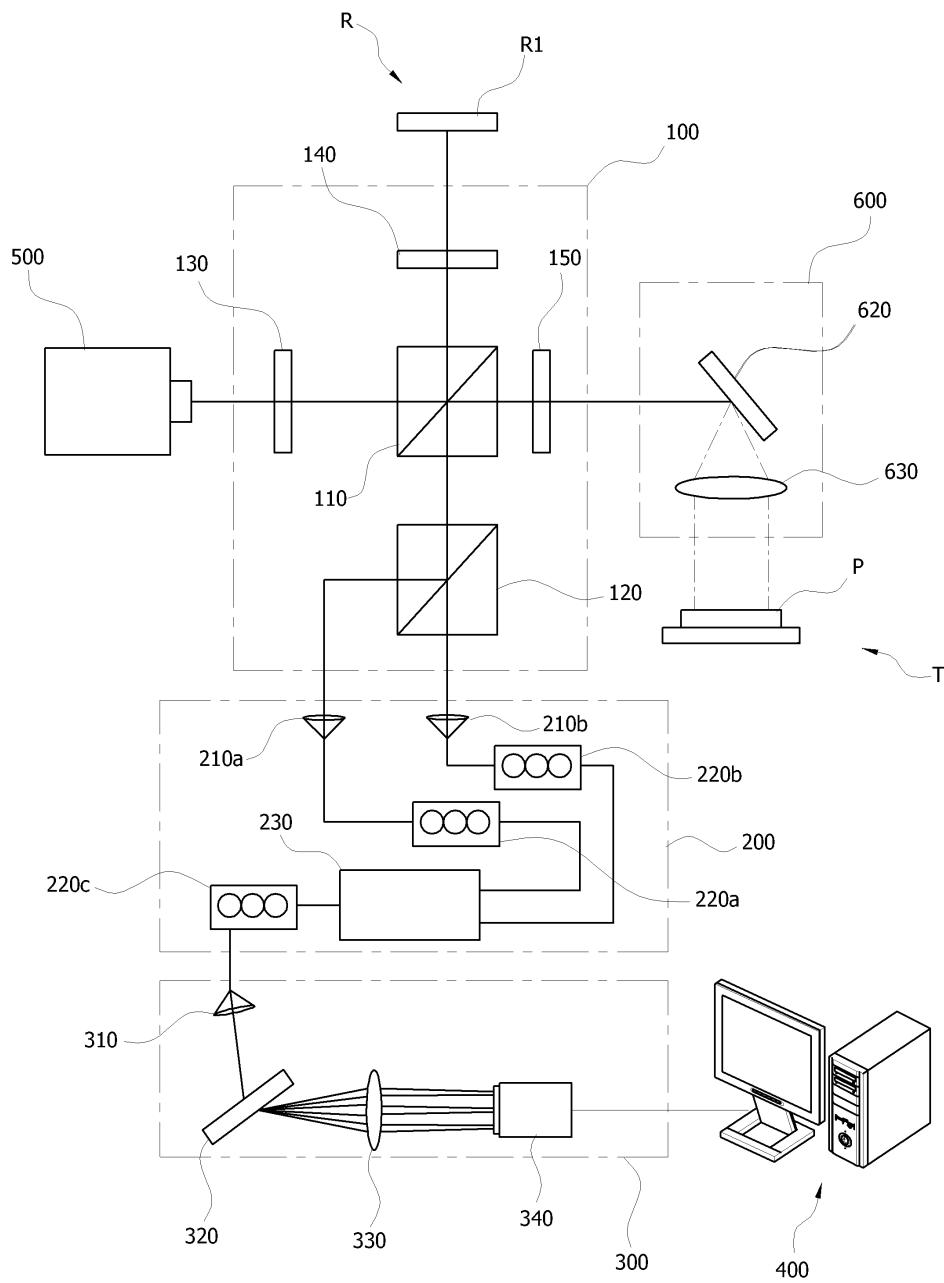
도면1



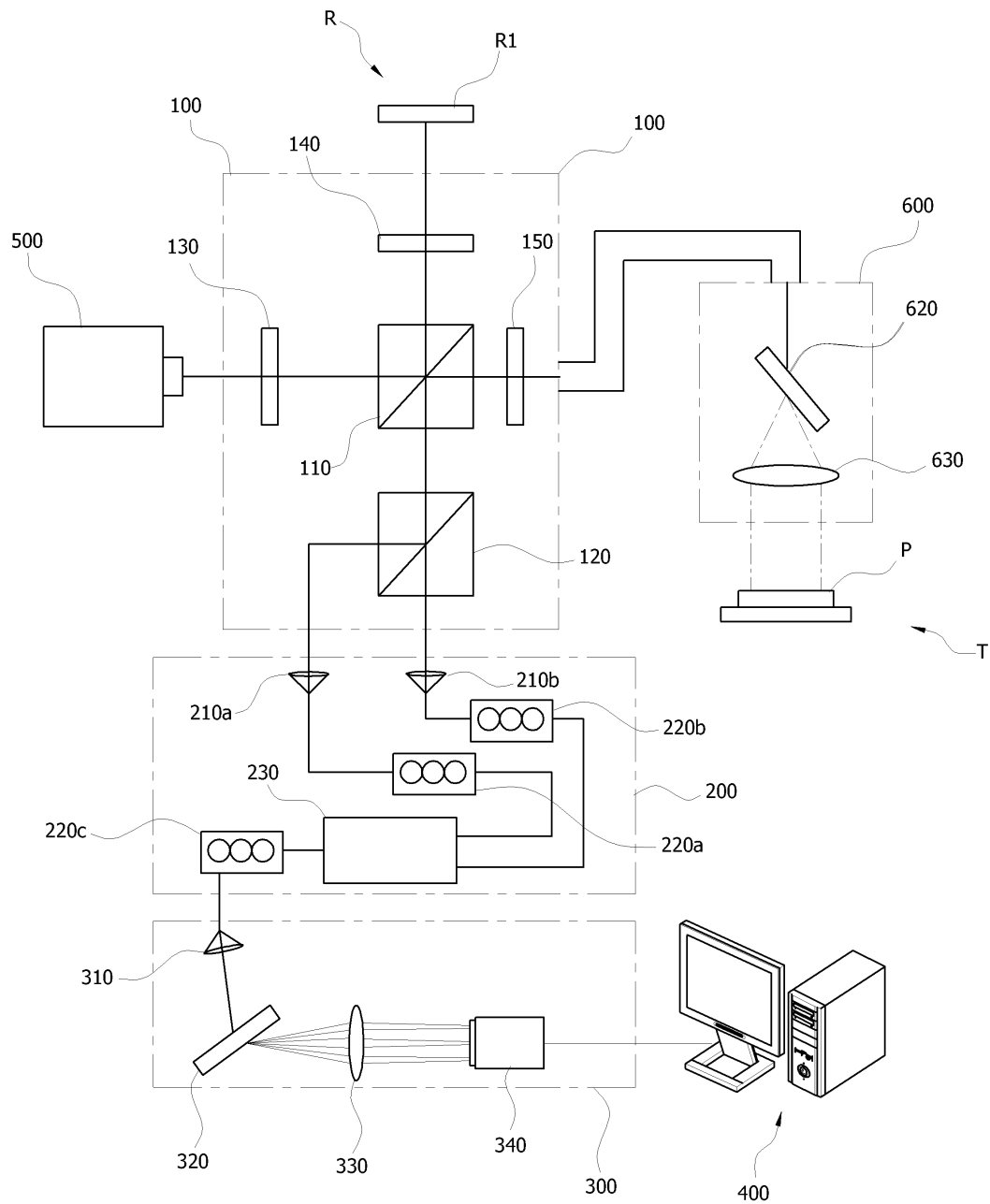
도면2



도면3



도면4



도면5

