



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2021-0094830
(43) 공개일자 2021년07월30일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 3/10 (2006.01) A61B 3/00 (2006.01)

A61B 3/14 (2006.01) A61B 5/00 (2021.01)

(52) CPC특허분류

A61B 3/102 (2013.01)

A61B 3/0025 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2020-0008557

(22) 출원일자 2020년01월22일

심사청구일자 2020년01월22일

(71) 출원인

고려대학교 산학협력단

서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암동5가)

(72) 발명자

김범민

서울특별시 은평구 진흥로 267, 105동 1005호

김형진

경기도 안양시 동안구 시민대로327번길 55, 104동 803호

송병주

서울특별시 노원구 노원로22길 34, 103동 802호

(74) 대리인

정은열, 김태훈

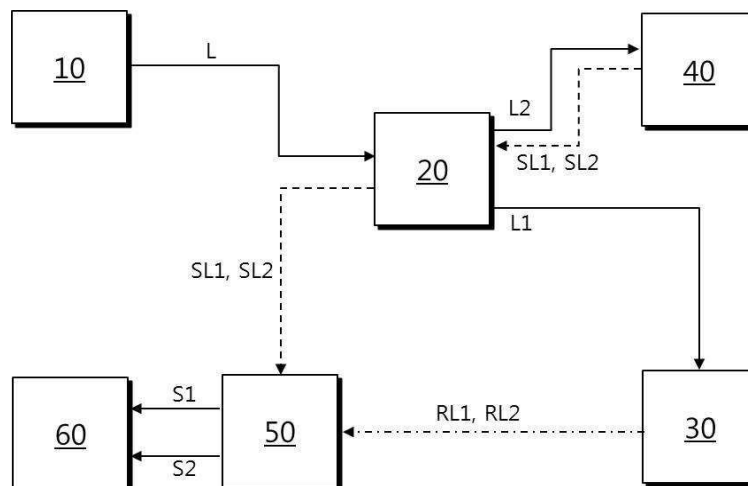
전체 청구항 수 : 총 8 항

(54) 발명의 명칭 안구 진단용 광 결맞음 영상 시스템

(57) 요약

본 발명은 안구 진단용 광 결맞음 영상 시스템에 관한 것으로, 본 발명의 실시예에 따른 안구 진단용 광 결맞음 영상 시스템은 광(light, L)을 생성하고 전송하는 광원부(10), 전송된 광(L)을 제1 광(L1), 및 제2 광(L2)으로 분배하는 광분배부(20), 제1 광(L1)으로부터, 제1 기준광(RL1), 및 상기 제1 기준광(RL1)보다 상대적으로 광경로 길이가 긴 제2 기준광(RL2)을 생성하는 기준단(30), 안구 수정체(EL)의 중심부를 향하는 중심 광축(OA)으로 제2 광(L2)을 조사하여 제1 측정광(SL1)을 생성하며, 제1 측정광(SL1)의 생성 시점과 시차를 두고 중심 광축(OA)에 대해 기울어진 사선 방향으로 수정체(EL)를 향해 제2 광(L2)을 조사하여 제2 측정광(SL2)을 생성하는 샘플단(40), 제1 기준광(RL1)과 제1 측정광(SL1)이 간섭되거나, 또는 제2 기준광(RL2)과 제2 측정광(SL2)을 간섭시켜, 각각에 대한 간섭신호를 생성하는 간섭부(50), 및 간섭신호를 전기적 신호로 변환하는 검출부(60)를 포함한다.

대표도 - 도2



(52) CPC특허분류

A61B 3/14 (2013.01)

A61B 5/0066 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1415162528
부처명	산업통상자원부
과제관리(전문)기관명	한국산업기술평가관리원
연구사업명	전자시스템산업핵심기술개발(R&D)
연구과제명	망막질환 진단 및 맞춤형 치료를 위한 Angio OCT 응용 스마트 레이저 시스템 개발
기 여 율	1/1
과제수행기관명	주식회사 루트로닉
연구기간	2019.01.01 ~ 2020.04.30

명세서

청구범위

청구항 1

광(light)을 생성하고 전송하는 광원부;

전송된 상기 광을 제1 광, 및 제2 광으로 분배하는 광분배부;

상기 제1 광으로부터, 제1 기준광, 및 상기 제1 기준광보다 상대적으로 광경로 길이가 긴 제2 기준광을 생성하는 기준단;

안구 수정체의 중심부를 향하는 중심 광축으로 상기 제2 광을 조사하여 제1 측정광을 생성하며, 상기 제1 측정광의 생성 시점과 시차를 두고 상기 중심 광축에 대해 기울어진 사선 방향으로 상기 수정체를 향해 상기 제2 광을 조사하여 제2 측정광을 생성하는 샘플단;

상기 제1 기준광과 상기 제1 측정광이 간섭되거나, 또는 상기 제2 기준광과 상기 제2 측정광을 간섭시켜, 각각에 대한 간섭신호를 생성하는 간섭부; 및

상기 간섭신호를 전기적 신호로 변환하는 검출부;를 포함하는 안구 진단용 광 결맞음 영상 시스템.

청구항 2

청구항 1에 있어서,

상기 기준단은,

상기 광분배부에서 전송된 상기 제1 광을 제3 광, 및 제4 광으로 분배하는 제1 기준단 광 커플러;

상기 제1 기준단 광 커플러와 연결되어 상기 제3 광을 전송하는 제1 기준단 광섬유, 상기 제1 기준단 광섬유의 말단에 배치되는 제1 기준단 콜리메이터, 상기 제1 기준단 콜리메이터와 소정의 제1 간격으로 이격되는 제2 기준단 콜리메이터, 및 일단이 상기 제2 기준단 콜리메이터와 연결된 제2 기준단 광섬유를 포함하여, 상기 제3 광으로부터 상기 제1 기준광을 생성하고 출력하는 제1 기준광 출력부; 및

상기 제1 기준단 광 커플러와 연결되어 상기 제4 광을 전송하는 제3 기준단 광섬유, 상기 제3 기준단 광섬유의 말단에 배치되는 제3 기준단 콜리메이터, 상기 제3 기준단 콜리메이터와 상기 제1 간격보다 더 긴 제2 간격으로 이격되는 제4 기준단 콜리메이터, 및 일단이 상기 제4 기준단 콜리메이터와 연결된 제4 기준단 광섬유를 포함하여, 상기 제4 광으로부터 상기 제2 기준광을 생성하고 출력하는 제2 기준광 출력부;를 포함하는 안구 진단용 광 결맞음 영상 시스템.

청구항 3

청구항 2에 있어서,

상기 기준단은,

상기 제2 기준단 광섬유의 타단, 및 상기 제4 기준단 광섬유의 타단과 연결되는 제2 기준단 광 커플러;를 더 포함하는 안구 진단용 광 결맞음 영상 시스템.

청구항 4

청구항 1에 있어서,

상기 기준단은,

상기 광분배부로부터 상기 제1 광을 전달받는 광 서큘레이터, 일단이 상기 광학 서큘레이터에 연결되는 제1 기준단 광섬유, 및 상기 제1 기준단 광섬유의 타단에 연결되는 기준단 콜리메이터를 포함하는 광 전달부;

상기 기준단 콜리메이터로부터 출사된 상기 제1 광의 진행 방향을 변경하는 기준단 스캔 미러;

상기 기준단 스캔 미러와 소정의 제1 간격으로 이격되고, 상기 기준단 스캔 미러로부터 입사된 상기 제1 광을 상기 기준단 스캔 미러로 반사하는 제1 반사 미러; 및

상기 기준단 스캔 미러와 상기 제1 간격보다 더 긴 제2 간격으로 이격되고, 상기 기준단 스캔 미러로부터 입사된 상기 제1 광을 상기 기준단 스캔 미러로 반사하는 제2 반사 미러;를 포함하는 안구 진단용 광 결맞음 영상 시스템.

청구항 5

청구항 1에 있어서,

상기 샘플단은,

상기 광분배부로부터 상기 제2 광을 전송하는 광섬유의 말단에 연결되는 샘플단 콜리메이터;

상기 샘플단 콜리메이터에서 출사된 상기 제2 광의 진행 방향을 연속적으로 변경하는 샘플단 스캔 미러;

상기 샘플단 스캔 미러에서 반사된 상기 제2 광을 투과시키고, 곡면 중심부가 상기 중심 광축 상에 배치되는 제1 스캔 렌즈;

상기 제1 스캔 렌즈의 상기 곡면 중심부를 둘러싸는 곡면 주변부와 상기 수정체 사이에 배치되어, 상기 곡면 주변부를 투과하는 상기 제2 광을 상기 수정체의 외곽 일측으로 반사하는 제1 외측 반사 미러; 및

상기 제1 외측 반사 미러에서 반사된 상기 제2 광을, 상기 수정체의 외곽 일측에서 상기 수정체를 향하는 제1 사선 방향으로 반사하는 제1 반사 시스템;을 포함하는 안구 진단용 광 결맞음 영상 시스템.

청구항 6

청구항 5에 있어서,

상기 제1 반사 시스템은,

상기 제1 외측 반사 미러에서 반사된 상기 제2 광을 반사하는 제1 시스템 제1 미러;

상기 제1 시스템 제1 미러에서 반사된 상기 제2 광을 투과시키는 제1 시스템 제1 렌즈;

상기 제1 시스템 제1 렌즈를 투과한 상기 제2 광을 반사하는 제1 시스템 제2 미러;

상기 제1 시스템 제2 미러에서 반사된 상기 제2 광을 반사하는 제1 시스템 제3 미러;

상기 제1 시스템 제3 미러에서 반사된 상기 제2 광을 상기 제1 사선 방향으로 반사하는 제1 시스템 제4 미러; 및

상기 제1 시스템 제4 미러에서 반사된 상기 제2 광을 투과시키는 제1 시스템 제2 렌즈;를 포함하는 안구 진단용 결맞음 영상 시스템.

청구항 7

청구항 5에 있어서,

상기 샘플단은,

상기 중심 광축을 중심으로 상기 제1 외측 반사 미러와 대칭이 되도록 배치되고, 상기 곡면 주변부를 투과하는 상기 제2 광을 상기 수정체의 외곽 타측으로 반사하는 제2 외측 반사 미러; 및

상기 제2 외측 반사 미러에서 반사된 상기 제2 광을, 상기 수정체의 외곽 타측에서 상기 수정체를 향하는 제2 사선 방향으로 반사하는 제2 반사 시스템;을 더 포함하는 안구 진단용 광 결맞음 영상 시스템.

청구항 8

청구항 7에 있어서,

상기 제2 반사 시스템은,

상기 제2 외측 반사 미러에서 반사된 상기 제2 광을 반사하는 제2 시스템 제1 미러;

상기 제2 시스템 제1 미러에서 반사된 상기 제2 광을 투과시키는 제2 시스템 제1 렌즈;

상기 제2 시스템 제1 렌즈를 투과한 상기 제2 광을 반사하는 제2 시스템 제2 미러;

상기 제2 시스템 제2 미러에서 반사된 상기 제2 광을 반사하는 제2 시스템 제3 미러;

상기 제2 시스템 제3 미러에서 반사된 상기 제2 광을 상기 제2 사선 방향으로 반사하는 제2 시스템 제4 미러;
및

상기 제2 시스템 제4 미러에서 반사된 상기 제2 광을 투과시키는 제2 시스템 제2 렌즈;를 포함하는 안구 진단용 결맞음 영상 시스템.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 안구 진단용 광 결맞음 영상 시스템에 관한 것으로, 보다 상세하게는 안구 수정체의 2차원 및 3차원 영상을 획득할 수 있는 광 결맞음 영상 시스템에 관한 것이다.

배경 기술

[0003] 최근 들어 광학의료기기산업 분야에서 광 결맞음 영상시스템(Optical Coherence Tomography, OCT)이 각광받고 있다. OCT는 높은 분해능을 가지는 영상 진단 기기로서, 광의 간섭현상 이용하여 생체조직 내부의 미세 구조를 영상화한다. 비침습적으로 고해상도의 생체조직 단면 영상을 얻을 수 있기 때문에, 하기 선행기술문헌의 특허문헌에 개시된 바와 같이, 피부과, 안과, 내과, 치과 등에서 임상 또는 치료 목적으로 OCT를 사용하고 있다.

[0004] 특히 안과 분야에서는 OCT를 활용한 안구 전안부(Anterior segment of eye)의 형태 및 Biometry 측정에 관한 연구가 활발히 진행되고 있다. 각막 굴절 수술이나 백내장 치료목적의 수정체 삽입 수술과 같이 환자의 부담이 수반되는 치료 전 정확한 진단 및 수술 예후 관찰에 OCT가 큰 역할을 할 수 있다. 또한, OCT를 기반으로 하는 적응 간 수정체의 기하학적 변화에 관한 연구는 적응의 정확한 작용기전 파악과 더불어 노안(presbyopia)의 핵심적인 치료방향을 제시할 수 있다.

[0005] 도 1에서 종래 OCT에 의해 얻어진 안구 영상 이미지를 나타냈는데, 안구 수정체의 주변부가 홍채에 의해 가려지기 때문에, 종래 OCT를 활용한 전안부 및 수정체에 관한 연구는 홍채에 의해 가려진 부분을 제외한 영역에 한하여 진행되고 있다. 이는 홍채에 의해 가려진 부분에서 생긴 질환 모니터링과 안구 수정체의 전체적인 형태 및 모양 변화를 관찰하는데 한계로 작용한다. 또한, 백내장 등을 치료하기 위한 인공 수정체 삽입술의 경우, 수정체의 최대 폭융부(equatorial diameter)에 인공 수정체의 올바른 파지가 환자의 시력 향상에 상당히 큰 영향을 미치지만, 상기 한계로 인해 OCT 사용이 제한적이고, 인공 수정체의 파지 위치에 대한 정량적 수치를 나타내는 기술이 미비하기 때문에, 대부분 안과 의사가 직접 눈으로 확인하는 불완전한 방법을 채택하고 있다.

[0006] 이에 종래 OCT의 문제점을 해결하기 위한 방안이 절실히 요구되고 있다.

선행기술문헌

특허문헌

[0008] (특허문헌 0001) KR 2017-0039784 A

발명의 내용

해결하려는 과제

[0009] 본 발명은 상술한 종래기술의 문제점을 해결하기 위한 것으로, 본 발명의 일 측면은 안구 수정체에 대해 수직 방향뿐만 아니라 사선 방향으로 광을 조사하여 안구 수정체 전체에 대한 광 결맞음 단층영상을 얻을 수 있는 안구 진단용 광 결맞음 영상 시스템을 제공하는 데 있다.

과제의 해결 수단

[0011] 본 발명의 실시예에 따른 안구 진단용 광 결맞음 영상 시스템은 광(light)을 생성하고 전송하는 광원부; 전송된 상기 광을 제1 광, 및 제2 광으로 분배하는 광분배부; 상기 제1 광으로부터, 제1 기준광, 및 상기 제1 기준광보다 상대적으로 광경로 길이가 긴 제2 기준광을 생성하는 기준단; 안구 수정체의 중심부를 향하는 중심 광축으로 상기 제2 광을 조사하여 제1 측정광을 생성하며, 상기 제1 측정광의 생성 시점과 시차를 두고 상기 중심 광축에 대해 기울어진 사선 방향으로 상기 수정체를 향해 상기 제2 광을 조사하여 제2 측정광을 생성하는 샘플단; 상기 제1 기준광과 상기 제1 측정광이 간섭되거나, 또는 상기 제2 기준광과 상기 제2 측정광을 간섭시켜, 각각에 대한 간섭신호를 생성하는 간섭부; 및 상기 간섭신호를 전기적 신호로 변환하는 검출부;를 포함한다.

[0012] 또한, 본 발명의 실시예에 따른 안구 진단용 광 결맞음 영상 시스템에 있어서, 상기 기준단은, 상기 광분배부에서 전송된 상기 제1 광을 제3 광, 및 제4 광으로 분배하는 제1 기준단 광 커플러; 상기 제1 기준단 광 커플러와 연결되어 상기 제3 광을 전송하는 제1 기준단 광섬유, 상기 제1 기준단 광섬유의 말단에 배치되는 제1 기준단 콜리메이터, 상기 제1 기준단 콜리메이터와 소정의 제1 간격으로 이격되는 제2 기준단 콜리메이터, 및 일단이 상기 제2 기준단 콜리메이터와 연결된 제2 기준단 광섬유를 포함하여, 상기 제3 광으로부터 상기 제1 기준광을 생성하고 출력하는 제1 기준광 출력부; 및 상기 제1 기준단 광 커플러와 연결되어 상기 제4 광을 전송하는 제3 기준단 광섬유, 상기 제3 기준단 광섬유의 말단에 배치되는 제3 기준단 콜리메이터, 상기 제3 기준단 콜리메이터와 상기 제1 간격보다 더 긴 제2 간격으로 이격되는 제4 기준단 콜리메이터, 및 일단이 상기 제4 기준단 콜리메이터와 연결된 제4 기준단 광섬유를 포함하여, 상기 제4 광으로부터 상기 제2 기준광을 생성하고 출력하는 제2 기준광 출력부;를 포함할 수 있다.

[0013] 또한, 본 발명의 실시예에 따른 안구 진단용 광 결맞음 영상 시스템에 있어서, 상기 기준단은, 상기 제2 기준단 광섬유의 타단, 및 상기 제4 기준단 광섬유의 타단과 연결되는 제2 기준단 광 커플러;를 더 포함할 수 있다.

[0014] 또한, 본 발명의 실시예에 따른 안구 진단용 광 결맞음 영상 시스템에 있어서, 상기 기준단은, 상기 광분배부로부터 상기 제1 광을 전달받는 광 서큘레이터, 일단이 상기 광학 서큘레이터에 연결되는 제1 기준단 광섬유, 및 상기 제1 기준단 광섬유의 타단에 연결되는 기준단 콜리메이터를 포함하는 광 전달부; 상기 기준단 콜리메이터로부터 출사된 상기 제1 광의 진행 방향을 변경하는 기준단 스캔 미러; 상기 기준단 스캔 미러와 소정의 제1 간격으로 이격되고, 상기 기준단 스캔 미러로부터 입사된 상기 제1 광을 상기 기준단 스캔 미러로 반사하는 제1 반사 미러; 및 상기 기준단 스캔 미러와 상기 제1 간격보다 더 긴 제2 간격으로 이격되고, 상기 기준단 스캔 미러로부터 입사된 상기 제1 광을 상기 기준단 스캔 미러로 반사하는 제2 반사 미러;를 포함할 수 있다.

[0015] 또한, 본 발명의 실시예에 따른 안구 진단용 광 결맞음 영상 시스템에 있어서, 상기 샘플단은, 상기 광분배부로부터 상기 제2 광을 전송하는 광섬유의 말단에 연결되는 샘플단 콜리메이터; 상기 샘플단 콜리메이터에서 출사된 상기 제2 광의 진행 방향을 연속적으로 변경하는 샘플단 스캔 미러; 상기 샘플단 스캔 미러에서 반사된 상기 제2 광을 투과시키고, 곡면 중심부가 상기 중심 광축 상에 배치되는 제1 스캔 렌즈; 상기 제1 스캔 렌즈의 상기 곡면 중심부를 둘러싸는 곡면 주변부와 상기 수정체 사이에 배치되어, 상기 곡면 주변부를 투과하는 상기 제2 광을 상기 수정체의 외곽 일측으로 반사하는 제1 외측 반사 미러; 및 상기 제1 외측 반사 미러에서 반사된 상기

제2 광을, 상기 수정체의 외곽 일측에서 상기 수정체를 향하는 제1 사선 방향으로 반사하는 제1 반사 시스템;을 포함할 수 있다.

[0016] 또한, 본 발명의 실시예에 따른 안구 진단용 광 결맞음 영상 시스템에 있어서, 상기 제1 반사 시스템은, 상기 제1 외측 반사 미러에서 반사된 상기 제2 광을 반사하는 제1 시스템 제1 미러; 상기 제1 시스템 제1 미러에서 반사된 상기 제2 광을 투과시키는 제1 시스템 제1 렌즈; 상기 제1 시스템 제1 렌즈를 투과한 상기 제2 광을 반사하는 제1 시스템 제2 미러; 상기 제1 시스템 제2 미러에서 반사된 상기 제2 광을 반사하는 제1 시스템 제3 미러; 상기 제1 시스템 제3 미러에서 반사된 상기 제2 광을 상기 제1 사선 방향으로 반사하는 제1 시스템 제4 미러; 및 상기 제1 시스템 제4 미러에서 반사된 상기 제2 광을 투과시키는 제1 시스템 제2 렌즈;를 포함할 수 있다.

[0017] 또한, 본 발명의 실시예에 따른 안구 진단용 광 결맞음 영상 시스템에 있어서, 상기 샘플단은, 상기 중심 광축을 중심으로 상기 제1 외측 반사 미러와 대칭이 되도록 배치되고, 상기 곡면 주변부를 투과하는 상기 제2 광을 상기 수정체의 외곽 타측으로 반사하는 제2 외측 반사 미러; 및 상기 제2 외측 반사 미러에서 반사된 상기 제2 광을, 상기 수정체의 외곽 타측에서 상기 수정체를 향하는 제2 사선 방향으로 반사하는 제2 반사 시스템;을 더 포함할 수 있다.

[0018] 또한, 본 발명의 실시예에 따른 안구 진단용 광 결맞음 영상 시스템에 있어서, 상기 제2 반사 시스템은, 상기 제2 외측 반사 미러에서 반사된 상기 제2 광을 반사하는 제2 시스템 제1 미러; 상기 제2 시스템 제1 미러에서 반사된 상기 제2 광을 투과시키는 제2 시스템 제1 렌즈; 상기 제2 시스템 제1 렌즈를 투과한 상기 제2 광을 반사하는 제2 시스템 제2 미러; 상기 제2 시스템 제2 미러에서 반사된 상기 제2 광을 반사하는 제2 시스템 제3 미러; 상기 제2 시스템 제3 미러에서 반사된 상기 제2 광을 상기 제2 사선 방향으로 반사하는 제2 시스템 제4 미러; 및 상기 제2 시스템 제4 미러에서 반사된 상기 제2 광을 투과시키는 제2 시스템 제2 렌즈;를 포함할 수 있다.

[0020] 본 발명의 특징 및 이점들은 첨부도면에 의거한 다음의 상세한 설명으로 더욱 명백해질 것이다.

[0021] 이에 앞서 본 명세서 및 청구범위에 사용된 용어나 단어는 통상적이고 사전적인 의미로 해석되어서는 아니 되며, 발명자가 그 자신의 발명을 가장 최선의 방법으로 설명하기 위해 용어의 개념을 적절하게 정의할 수 있다는 원칙에 입각하여 본 발명의 기술적 사상에 부합하는 의미와 개념으로 해석되어야만 한다.

발명의 효과

[0023] 본 발명에 따르면, 한 번의 스캐닝으로써 안구 수정체에 대한 수직 방향뿐만 아니라 사선 방향으로 광을 조사하여 측정광을 생성하므로, 홍채에 의해 가려진 주변부 영역을 포함한 전안부 전체의 광 결맞음 단층영상을 생성할 수 있다.

[0024] 이로써, 전안부의 질환을 정확하게 진단할 수 있고, 수정체 전체의 형태를 보여주고 실시간 모니터링이 가능하게 함으로써 인공 수정체 삽입술의 예후 관찰에 강력한 진단 도구로 활용될 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0026] 도 1은 종래 광 결맞음 영상 시스템(OCT)에 의해 얻어진 안구 영상 이미지이다.

도 2 내지 도 3은 본 발명의 실시예에 따른 안구 진단용 광 결맞음 영상 시스템의 구성도이다.

도 4는 도 2 내지 도 3에 도시된 기준단의 일 실시예를 나타내는 구성도이다.

도 5는 도 2 내지 도 3에 도시된 기준단의 다른 실시예를 나타내는 구성도이다.

도 6은 도 2 내지 도 3에 도시된 샘플단의 실시예를 나타내는 구성도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0027] 본 발명의 목적, 특정한 장점들 및 신규한 특징들은 첨부된 도면들과 연관되어지는 이하의 상세한 설명과 바람

직한 실시예들로부터 더욱 명백해질 것이다. 본 명세서에서 각 도면의 구성요소들에 참조번호를 부가함에 있어서, 동일한 구성 요소들에 한해서는 비록 다른 도면상에 표시되더라도 가능한 한 동일한 번호를 가지도록 하고 있음에 유의하여야 한다. 이하, 본 발명을 설명함에 있어서, 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있는 관련된 공지 기술에 대한 상세한 설명은 생략한다.

[0028] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시형태를 상세히 설명하기로 한다.

[0030] 도 2 내지 도 3은 본 발명의 실시예에 따른 안구 진단용 광 결맞음 영상 시스템의 구성도이다.

[0031] 도 2 내지 도 3에 도시된 바와 같이, 본 발명의 실시예에 따른 안구 진단용 광 결맞음 영상 시스템은 광(light, L)을 생성하고 전송하는 광원부(10), 전송된 광(L)을 제1 광(L1), 및 제2 광(L2)으로 분배하는 광분배부(20), 제1 광(L1)으로부터, 제1 기준광(RL1), 및 상기 제1 기준광(RL1)보다 상대적으로 광경로 길이가 긴 제2 기준광(RL2)을 생성하는 기준단(30), 안구 수정체(EL)의 중심부를 향하는 중심 광축(OA)으로 제2 광(L2)을 조사하여 제1 측정광(SL1)을 생성하며, 제1 측정광(SL1)의 생성 시점과 시차를 두고 중심 광축(OA)에 대해 기울어진 사선 방향으로 수정체(EL)를 향해 제2 광(L2)을 조사하여 제2 측정광(SL2)을 생성하는 샘플단(40), 제1 기준광(RL1)과 제1 측정광(SL1)이 간섭되거나, 또는 제2 기준광(RL2)과 제2 측정광(SL2)을 간섭시켜, 각각에 대한 간섭신호를 생성하는 간섭부(50), 및 간섭신호를 전기적 신호로 변환하는 검출부(60)를 포함한다.

[0033] 본 발명은 안과 분야에서 사용할 수 있는 광 결맞음 영상시스템(Optical Coherence Tomography, OCT)에 관한 것이다. OCT는 높은 분해능을 가지는 영상 진단 기기로서, 광의 간섭현상을 이용하여 생체조직 내부의 미세 구조를 영상화한다. 비침습적으로 고해상도의 생체조직 단면 영상을 얻을 수 있기 때문에, 피부과, 안과, 내과, 치과 등에서 임상 또는 치료 목적으로 OCT를 사용하고 있다. 안과 분야에서 OCT는 전안부의 질환 진단 및 인공 수정체 삽입술 등에 활용되는데, 전안부의 구조상 수정체의 주변부 전방에 홍채가 있기 때문에, 종래 OCT에 의해서는 홍채에 의해 가려진 주변부 영역에 대한 직접적인 단층 영상 취득이 불가능하다. 이에 종래 OCT로써는 전안부 질환에 대한 신뢰성 있는 진단이 어렵고, 인공 수정체 삽입 및 예후 관찰을 위한 수정체의 지름, 부피, 표면적, 곡률, 비구면성, 기울기, 중심이탈정도, 내부 구조 등을 정확히 파악할 수 없는 문제가 있는바, 이에 대한 해결방안으로서 본 발명이 안출되었다.

[0034] 구체적으로, 본 발명에 따른 안구 진단용 광 결맞음 영상시스템은 광원부(10), 광분배부(20), 기준단(30), 샘플단(40), 간섭부(50), 및 검출부(60)를 포함한다.

[0036] 광원부(10)는 결맞음 광원(11)을 구비함으로써 광 대역의 광(light, L)을 생성하고 출력한다. 이러한 광원(11)의 일례로 파장 가변 레이저(swept source laser)를 사용할 수 있는데, 반드시 이에 한정되는 것은 아니고 안구의 단층 영상 촬영이 가능한 파장 영역대의 광을 생성 및 출력할 수 있지만 하면 특별한 제한은 없다. 또한, 광원부(10)는 광섬유(12)를 이용해 출력된 광(L)을 광분배부(20)로 전송한다.

[0038] 광분배부(20)는 광원부(10)의 광섬유를 따라 전송된 광(L)을 제1 광(L1), 및 제2 광(L2)으로 분배한다. 여기서, 광(L)을 분배하는 수단으로서 비율 조절이 가능한 광 커플러(tunable optical coupler, 21)를 사용할 수 있다. 다만, 반드시 광 커플러(21)가 사용되어야 하는 것은 아니고, 입력되는 광(L)을 여러 갈래로 분배하여 출력할 수 있는 수단이지만 하면 특별한 제한은 없다. 분배된 광 중 어느 하나인 제1 광(L1)은 기준단(30)으로 전송되고, 다른 하나인 제2 광(L2)은 샘플단(40)으로 전송된다. 이때, 제1 광(L1)은 광 커플러(21)와 기준단(30)을 연결하는 광섬유(22)를 따라, 제2 광(L2)은 광 커플러(21)와 샘플단(40)을 연결하는 광섬유(23)를 따라 각각 전달될 수 있다. 또한, 광 커플러(21)와 기준단(30)을 연결하는 상기 광섬유(22)에는 음향 광학 주파수 변조기(acousto optical frequency shifter, AOFs, 26)가 배치됨으로써, 제1 광(L1)의 주파수를 선택적으로 변조할 수 있다.

[0040] 기준단(30)은 광분배부(20)에서 분배되고 전송된 제1 광(L1)을 전달받아, 제1 기준광(RL1), 및 제2 기준광(RL2)을 생성한다. 여기서, 제1 기준광(RL1)과 제2 기준광(RL2)은 광경로 길이의 차에 의해 구별되는데, 제2 기준

광(RL2)이 상대적으로 더 긴 광경로 길이를 갖는다. 이렇게 생성된 제1 기준광(RL1), 및 제2 기준광(RL2)은 간섭부(50)로 전송된다.

[0042] 샘플단(40)은 광분배부(20)에서 분배되고 전송된 제2 광(L2)을 전달받아, 제1 측정광(SL1), 및 제2 측정광(SL2)을 생성한다. 여기서, 샘플단(40)은 안구 수정체(EL)를 향해 제2 광(L2)을 조사하는데, 조사 방향을 변경할 수 있다. 제2 광(L2)은 안구 수정체(EL)의 중심부를 향하는 중심 광축(OA)으로 조사될 수 있고, 또한 중심 광축(OA)에 대해 소정의 각도로 기울어진 사선 방향으로 조사될 수도 있다. 여기서, 중심 광축(OA)은 안구 수정체(EL)의 중심부 두께 방향에 대응된다. 이러한 중심 광축(OA)을 따라 제2 광(L2)이 조사되어 반사되는 경우에 제1 측정광(SL1)이 생성되고, 상기 사선 방향을 따라 제2 광(L2)이 조사되어 반사되는 경우에 제2 측정광(SL2)이 생성된다. 이때, 제1 측정광(SL1)과 제2 측정광(SL2)이 동시에 생성되는 것은 아니고, 샘플단(40)이 진행 방향을 바꾸면서 제2 광(L2)을 조사하기 때문에, 제1 측정광(SL1)과 제2 측정광(SL2)의 생성 시점에 시차가 생긴다. 또한, 제2 광(L2)은 단속적이 아니라, 연속적으로 조사될 수 있다. 즉, 중심 광축(OA)을 기준으로, 중심 광축(OA)과 사선 방향 사이의 각이 점점 벌어지고 좁아지는 방식으로 제2 광(L2)이 조사될 수 있다. 따라서, 제2 광(L2)이 연속적으로 조사되는 경우, 제2 광(L2)은 수정체(EL)의 일측단에서 중심을 지나 반대쪽 타측단에 이르는 방향을 따라 이동될 수 있다. 여기서, 제2 광(L2)이 중심 광축(OA)에 대해 기울어진 사선 방향으로 조사될 때에, 제2 광(L2)은 홍채에 대해서도 기울어진 방향으로 수정체(EL)에 접근하므로, 수정체(EL)의 측단에까지 다다를 수 있다. 따라서, 제2 광(L2)이 수정체(EL)의 전체 영역을 스캔하므로, 수정체(EL) 전체에 대한 영상을 취득할 수 있다.

[0043] 한편, 제2 광(L2)이 안구(EB)에 입사된 후 반사되어 생성된 제1 측정광(SL1) 및 제2 측정광(SL2)은, 제2 광(L2)의 진행했던 경로의 역순으로 광분배부(20)에 전달된다. 이 경우, 광분배부(20)의 광섬유(23)를 따라 광 커플러(21)로 유입될 수 있다.

[0045] 간섭부(50)는 제1 측정광(SL1), 제2 측정광(SL2), 제1 기준광(RL1), 및 제2 기준광(RL2)으로부터 간섭신호를 생성한다. 이때, 간섭신호는 광경로의 길이가 서로 다른 제1 기준광(RL1)과 제1 측정광(SL1)의 간섭에 의해서, 또는 제2 기준광(RL2)과 제2 측정광(SL2)의 간섭에 의해서 일어난다. 여기서, 간섭부(50)는 광 커플러(51), 및 광 커플러(51)와 기준단(30)을 연결하는 광섬유(52), 및 광 커플러(51)와 광분배부(20)를 연결하는 광섬유(53)로 구현될 수 있다. 이때, 제1 기준광(RL1) 및 제2 기준광(RL2)이 기준단(30)으로부터 광섬유(52)를 통해 광 커플러(51)에 전달되고, 제1 측정광(SL1) 및 제2 측정광(SL2)이 광분배부(20)의 광 커플러(21)와 광섬유(53)를 거쳐 광 커플러(51)에 전달됨으로써, 광 커플러(51)에서 간섭이 일어날 수 있다. 한편, 측정광(SL1, SL2), 및 기준광(RL1, RL2)이 만나서 간섭할 때에 간섭세기를 조절하기 위해서, 간섭부(50)는 다수의 편광 조절기(polarization controller, 54, 55, 56, 57)를 포함할 수 있다. 여기서, 그 중 일부의 편광 조절기(54, 55)는 간섭부(50)의 광섬유(52, 53) 각각에 하나씩 배치되고, 다른 일부의 편광 조절기(56, 57)는 광분배부(20)의 광섬유(22, 23) 각각에 하나씩 배치될 수 있다. 이러한 편광 조절기(54, 55, 56, 57)를 통해 간섭세기가 최대가 되도록 제어할 수 있다.

[0047] 검출부(60)는 전안부에 대한 결맞음 단층 영상을 생성하기 위해서, 간섭신호를 수신하여 전기적 신호로 변환한다. 여기서, 검출부(60)는 밸런스 광 검출기(balanced photodetector, BPD, 61)가 광섬유(62, 63)를 통해 간섭부(50)와 연결됨으로써, 간섭부(50)로부터 간섭신호를 전달받아 간섭신호를 검출할 수 있다.

[0049] 종합적으로, 본 발명에 따르면, 한 번의 스캐닝으로써 안구 수정체에 대한 수직 방향뿐만 아니라 사선 방향으로 광을 조사하여 측정광을 생성하므로, 홍채에 의해 가려진 주변부 영역을 포함한 전안부 전체의 광 결맞음 단층 영상을 생성할 수 있다. 이로써, 전안부의 질환을 정확하게 진단할 수 있고, 수정체 전체의 형태를 보여주고 실시간 모니터링이 가능하게 함으로써 인공 수정체 삽입술의 예후 관찰에 강력한 진단도구로 활용될 수 있다.

[0051] 이하에서는 기술한 기준단(30) 및 샘플단(40)의 실시예를 들어 본 발명을 상세하게 설명한다.

- [0052] 도 4는 도 2 내지 도 3에 도시된 기준단의 일실시예를 나타내는 구성도이다.
- [0053] 도 4에 도시된 바와 같이, 본 발명에 따른 안구 진단용 광 결맞음 영상시스템의 일실시예에 따른 기준단(30, 30a)은 제1 기준단 광 커플러(31), 제1 기준광 출력부(32), 및 제2 기준광 출력부(33)를 포함할 수 있다.
- [0054] 여기서, 제1 기준단 광 커플러(31)는 광분배부(20)로부터 제1 광(L1)을 입력받아 이를 제3 광(L3), 및 제4 광(L4)으로 분배한다. 일례로, 광분배부(20)의 광 커플러(21, 도 3 참조)와 연결된 광섬유(22)가 제1 기준단 광 커플러(31)와 연결되어, 제1 광(L1)이 입력되고 분배될 수 있다.
- [0055] 제1 기준광 출력부(32)는 제3 광(L3)으로부터 제1 기준광(RL1)을 생성하고 출력한다. 이를 위해서, 제1 기준광 출력부(32)는, 제1 기준단 광섬유(32a), 제1 기준단 콜리메이터(32b), 제2 기준단 콜리메이터(32c), 및 제2 기준단 광섬유(32d)를 포함할 수 있다. 여기서, 제1 기준단 광섬유(32a)의 일단은 제1 기준단 광 커플러(31)와 연결되고, 반대쪽 말단(타단)은 제1 기준단 콜리메이터(32b)와 연결된다. 따라서, 제1 기준단 광 커플러(31)에서 분배된 제3 광(L3)은 제1 기준단 광섬유(32a)를 통해 제1 기준단 콜리메이터(32b)로 입사되고, 제1 기준단 콜리메이터(32b)에서 평행광으로 변환되어 출사된다. 이때, 제2 기준단 콜리메이터(32c)는 제1 기준단 콜리메이터(32b)와 소정의 제1 간격으로 이격 배치된다. 따라서, 제1 기준단 콜리메이터(32b)에서 출사된 평행광은 제2 기준단 콜리메이터(32c)로 입사되면서, 제1 기준광(RL1)이 생성되고, 제1 기준단 콜리메이터(32b)와 제2 기준단 콜리메이터(32c) 사이의 간격에 따라 제1 기준광(RL1)의 광경로 길이가 정해진다. 이렇게 생성된 제1 기준광(RL1)은, 일단이 제2 기준단 콜리메이터(32c)와 연결된 제2 기준단 광섬유(32d)를 따라 출력된다.
- [0056] 한편, 제2 기준광 출력부(33)는 제4 광(L4)으로부터 제2 기준광(RL2)을 생성하고 출력한다. 구체적으로, 제2 기준광 출력부(33)는 제3 기준단 광섬유(33a), 제3 기준단 콜리메이터(33b), 제4 기준단 콜리메이터(33c), 및 제4 기준단 광섬유(33d)를 포함할 수 있다. 여기서, 제3 기준단 광섬유(33a)의 일단은 제1 기준단 광 커플러(31)와 연결되고, 반대쪽 말단(타단)은 제3 기준단 콜리메이터(33b)와 연결되므로, 제1 기준단 광 커플러(31)에서 분배된 제4 광(L4)은 제3 기준단 광섬유(33a)를 통해 제3 기준단 콜리메이터(33b)로 입사되고, 제3 기준단 콜리메이터(33b)에서 평행광으로 변환되어 출사된다. 이때, 제4 기준단 콜리메이터(33c)는 제3 기준단 콜리메이터(33b)와 소정의 제2 간격으로 이격 배치된다. 따라서, 제3 기준단 콜리메이터(33b)에서 출사된 평행광은 제4 기준단 콜리메이터(33c)로 입사되면서, 제2 기준광(RL2)이 생성된다. 이때, 제3 기준단 콜리메이터(33b)와 제4 기준단 콜리메이터(33c) 사이의 제2 간격에 의해 제2 기준광(RL2)의 광경로 길이가 정해지는데, 제2 간격이 상기 제1 간격보다 더 길게 형성됨으로써, 제2 기준광(RL2)이 제1 기준광(RL1)에 비해 광경로 길이가 더 길게 된다. 이렇게 생성된 제2 기준광(RL2)은, 일단이 제4 기준단 콜리메이터(33c)와 연결된 제4 기준단 광섬유(33d)를 따라 출력된다.
- [0057] 출력된 상기 제1 기준광(RL1), 및 제2 기준광(RL2)은 간섭부(50)로 전달되는데, 이때 제2 기준단 광 커플러(34)에서 하나로 합쳐져 간섭부(50)(예를 들어, 도 3에 도시된 간섭부(50)의 광 커플러(51)와 연결된 광섬유(52))로 전달될 수 있다.
- [0059] 도 5는 도 2 내지 도 3에 도시된 기준단의 다른 실시예를 나타내는 구성도이다.
- [0060] 도 5를 참고로, 본 발명에 따른 안구 진단용 광 결맞음 영상시스템의 다른 실시예에 따른 기준단(30, 30b)은, 광 전달부(35), 기준단 스캔 미러(36), 제1 반사 미러(37), 및 제2 반사 미러(38)를 포함할 수 있다.
- [0061] 광 전달부(35)는 제1 광(L1)을 전달받아 제1 광(L1) 내지 기준광(RL1, RL2)의 전달을 제어한다. 이를 위해서, 광 전달부(35)는 광 서큘레이터(35a), 제1 기준단 광섬유(35b), 및 기준단 콜리메이터(35c)를 포함할 수 있다. 광 서큘레이터(optical circulator, 35a)는 광분배부(20), 일례로는 도 3에 도시된 광 커플러(21)와 연결된 광섬유(23)로부터 제1 광(L1)을 전달받아, 광전달을 제어한다. 광 서큘레이터(35a)는 원하는 어느 측으로 광을 전달하고, 원하지 않는 다른 측으로 광전달을 차단할 수 있기 때문에, 광 서큘레이터(35a)로 유입되는 제1 광(L1) 내지 기준광(RL1, RL2)의 전달을 제어할 수 있다. 제1 기준단 광섬유(35b)는 일단이 광 서큘레이터(35a)와 연결되어, 광 서큘레이터(35a)를 통과한 제1 광(L1)이 전송되는 전송로를 제공한다. 여기서 제1 기준단 광섬유(35b)의 타단에는 기준단 콜리메이터(35c)가 연결되므로, 제1 광(L1)은 기준단 콜리메이터(35c)에 의해 평행광으로 변환되어 출사된다.
- [0062] 기준단 스캔 미러(36)는 기준단 콜리메이터(35c)로부터 출사된 제1 광(L1)의 진행 방향을 변경한다. 기준단 스캔 미러(36)는 회전을 통해 제1 광(L1)의 반사각을 조절함으로써 제1 광(L1)의 진행 방향을 바꿀 수 있다.

- [0063] 제1 반사 미러(37)는, 기준단 스캔 미러(36)의 소정의 제1 회전 각도에서 반사된 제1 광(L1)이 수직으로 입사되는 위치에 배치되어, 기준단 스캔 미러(36)에서 반사된 제1 광(L1)을 다시 기준단 스캔 미러(36)로 반사한다. 이에 의해, 제1 기준광(RL1)이 생성된다. 이때, 제1 반사 미러(37)는 기준단 스캔 미러(36)와 소정의 제1 간격으로 이격되는데, 그 제1 간격에 의해 제1 기준광(RL1)의 광경로 길이가 결정된다.
- [0064] 제2 반사 미러(38)는, 기준단 스캔 미러(36)의 소정의 제2 회전 각도에서 반사된 제1 광(L1)이 수직으로 입사되는 위치에 배치된다. 따라서, 제2 반사 미러(38)에 입사된 제1 광(L1)은 반사되어 기준단 스캔 미러(36)로 입사되고, 이에 의해 제2 기준광(RL2)이 생성된다. 여기서, 제2 반사 미러(38)는 기준단 스캔 미러(36)와 소정의 제2 간격으로 이격되고, 제2 간격은 제1 간격보다 상대적으로 더 길기 때문에, 제2 기준광(RL2)의 광경로 길이가 제1 기준광(RL1)보다 더 길게 생성된다.
- [0065] 한편, 기준단 스캔 미러(36)에 입사된 제1 기준광(RL1), 및 제2 기준광(RL2)은 반사되어, 기준단 콜리메이터(35c)로 입사되고, 제1 기준단 광섬유(35b), 및 광 서클레이터(35a)를 통과해 간섭부(50)로 전달된다. 여기서, 제1 광(L1)이 진행하는 광분배부(20)의 광섬유(23, 도 3 참조)의 말단과, 광 서클레이터(35a)와 연결되는 광섬유(35d)의 말단에 서로 마주보도록 한 쌍의 콜리메이터(35f)가 배치될 수 있다. 또한, 제1 기준광(RL1) 및 제2 기준광(RL2)이 진행하도록 광 서클레이터(35a)와 연결된 광섬유(35e)의 말단과, 간섭부(50)의 광섬유(52) 말단에 서로 마주보도록 한 쌍의 콜리메이터(35g)가 배치될 수 있다.
- [0067] 도 6은 도 2 내지 도 3에 도시된 샘플단의 실시예를 나타내는 구성도이다.
- [0068] 도 6에 도시된 바와 같이, 본 발명에 따른 안구 진단용 광 결맞음 영상시스템의 일실시예에 따른 샘플단(40)은, 샘플단 콜리메이터(41), 샘플단 스캔 미러(42), 제1 스캔 렌즈(43), 제1 외측 반사 미러(44), 및 제1 반사 시스템(45)을 포함할 수 있다.
- [0069] 여기서, 샘플단 콜리메이터(41)는 제2 광(L2)을 전달하는 광분배부(20)의 광섬유(22)의 말단에 연결되어, 제2 광(L2)을 평행광으로 변환하여 출사한다.
- [0070] 샘플단 스캔 미러(42)는 출사된 제2 광(L2)의 진행 방향을 연속적으로 변경한다. 샘플단 스캔 미러(42)는 회전하는 미러의 회전 각도를 제어하는 방식으로 제2 광(L2)의 진행 방향을 변경할 수 있다.
- [0071] 제1 스캔 렌즈(43)는 샘플단 스캔 미러(42)에서 반사된 제2 광(L2)을 투과시키면서 집광한다. 여기서, 제1 스캔 렌즈(43)의 곡면 중심부가, 안구(EB)의 수정체(EL)의 중심부를 향하는 중심 광축(OA, 도 3 참조) 상에 배치된다. 따라서, 샘플단 스캔 미러(42)에 의해 진행 방향이 제어되어, 제1 스캔 렌즈(43)의 곡면 중심부를 투과하는 제2 광(L2)이 수정체(EL)의 중심부로 조사되고, 반사되므로, 제1 측정광이 생성될 수 있다.
- [0072] 제1 외측 반사 미러(44)는, 제1 스캔 렌즈(43)의 곡면 중심부를 둘러싸는 곡면 주변부와, 수정체(EL) 사이에 배치된다. 따라서, 샘플단 스캔 미러(42)에 의해 진행 방향이 조절되어 제1 스캔 렌즈(43)의 곡면 주변부를 투과한 제2 광(L2)은 제1 외측 반사 미러(44)에 입사된다. 여기서, 제1 외측 반사 미러(44)는 반사면이 제2 광(L2)의 입사면에 대해 기울어지게 배치되어, 제2 광(L2)을 수정체(EL)의 외곽 일측으로 반사한다.
- [0073] 제1 반사 시스템(45)은 제1 외측 반사 미러(44)에서 반사된 제2 광(L2)을 전달받아, 수정체(EL)의 외곽 일측에서 수정체(EL)를 향하는 제1 사선 방향으로 반사한다. 여기서, 샘플단 스캔 미러(42)가 회전함에 따라, 제1 사선 방향으로 조사되는 제2 광(L2)이 수정체(EL)를 스캔하게 되고, 이때 제2 광(L2)이 반사되어 제2 기준광을 생성한다.
- [0075] 일실시예에 따른 제1 반사 시스템(45)은, 제1 시스템 제1 미러(45a), 제1 시스템 제1 렌즈(45b), 제1 시스템 제2 미러(45c), 제1 시스템 제3 미러(45d), 제1 시스템 제4 미러(45e), 및 제1 시스템 제2 렌즈(45f)를 포함할 수 있다.
- [0076] 여기서, 제1 외측 반사 미러(44)에서 반사된 제2 광(L2)은 제1 시스템 제1 미러(45a)에 입사되어 반사된 후에, 제1 시스템 제1 렌즈(45b)를 투과하면서 집광된다. 다음, 집광된 제2 광(L2)은 제1 시스템 제2 미러(45c)에 입사되어 반사되면서 진행 방향이 변경된다. 제1 시스템 제2 미러(45c)에서 반사된 제2 광(L2)은 제1 시스템 제3 미러(45d)에 입사되어 반사된 후, 제1 시스템 제4 미러(45e)에 입사된다. 여기서, 제1 시스템 제4 미러(45e)에서 반사된 제2 광(L2)이 제1 사선 방향으로 진행하게 된다. 이때, 제1 사선 방향으로 진행하는 제2 광(L2)이 제

1 시스템 제2 렌즈(45f)를 투과하면서 집광되어, 전안부로 조사된다. 여기서, 제1 사선 방향으로 제2 광(L2)이 조사되기 때문에, 수직 방향(중심 광축)으로 제2 광(L2)이 조사될 때에 홍채(Ir)에 의해 가려진 수정체 영역에 대해서까지 스캔이 가능하다.

- [0078] 한편, 다른 실시예에 따른 샘플단(40)은 제2 외측 반사 미러(46), 및 제2 반사 시스템(47)을 더 포함할 수 있다.
- [0079] 여기서, 제2 외측 반사 미러(46)는 중심 광축을 중심으로 제1 외측 반사 미러(44)와 대칭이 되도록 배치됨으로써, 곡면 주변부를 투과하는 제2 광(L2)을 수정체(EL)의 외곽 타측으로 반사할 수 있다.
- [0080] 제2 반사 시스템(47)은 제2 외측 반사 미러(46)에서 반사된 제2 광(L2)을 수정체(EL)의 외곽 타측에서 수정체(EL)를 향하는 제2 사선 방향으로 반사할 수 있다.
- [0082] 제2 반사 시스템(47)은 전술한 제1 반사 시스템(45)과 대응되도록 구현될 수 있다. 구체적으로, 일실시예에 따른 제2 반사 시스템(47)은, 제2 시스템 제1 미러(47a), 제2 시스템 제1 렌즈(47b), 제2 시스템 제2 미러(47c), 제2 시스템 제3 미러(47d), 제2 시스템 제4 미러(47e), 및 제2 시스템 제2 렌즈(47f)를 포함할 수 있다.
- [0083] 여기서, 제2 외측 반사 미러(46)에서 반사된 제2 광(L2)은 제2 시스템 제1 미러(47a)에 입사되어 반사되고, 제2 시스템 제1 렌즈(47b)를 투과하면서 집광된다. 집광된 제2 광(L2)은 제2 시스템 제2 미러(47c)에서 반사되면서 진행 방향이 변경되며, 제2 시스템 제3 미러(47d)에 입사되어 반사되고, 제2 시스템 제4 미러(47e)에 입사되는데, 제2 시스템 제4 미러(47e)에서 반사된 제2 광(L2)이 제2 사선 방향으로 진행하게 된다. 이때, 제2 사선 방향으로 진행하는 제2 광(L2)이 제2 시스템 제2 렌즈(47f)를 투과하면서 집광되어, 전안부로 조사된다. 여기서, 제2 사선 방향으로 제2 광(L2)이 조사되므로, 수직 방향(중심 광축)으로 제2 광(L2)이 조사될 때에 홍채(Ir)에 의해 가려진 수정체(EL) 영역이나, 제1 사선 방향으로 조사될 때에 스캔되지 않은 수정체(EL) 영역까지 스캔할 수 있다.
- [0085] 이상 본 발명을 구체적인 실시예를 통하여 상세히 설명하였으나, 이는 본 발명을 구체적으로 설명하기 위한 것으로, 본 발명은 이에 한정되지 않으며, 본 발명의 기술적 사상 내에서 당 분야의 통상의 지식을 가진 자에 의해 그 변형이나 개량이 가능함이 명백하다.
- [0086] 본 발명의 단순한 변형 내지 변경은 모두 본 발명의 영역에 속한 것으로 본 발명의 구체적인 보호 범위는 첨부된 특허청구범위에 의하여 명확해질 것이다.

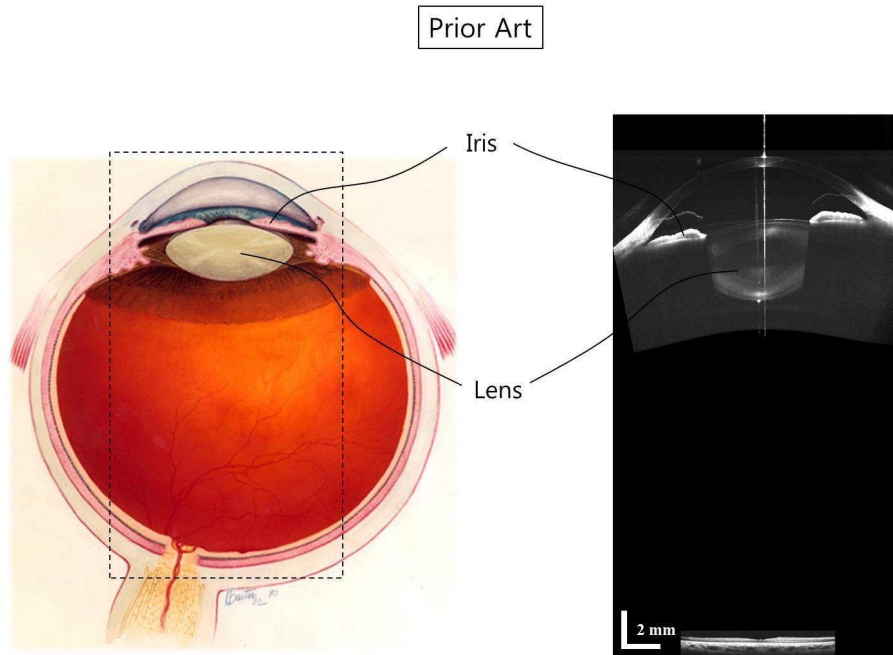
부호의 설명

- [0088] 10: 광원부 11: 광원
12: 광섬유 20: 광분배부
21: 광 커플러 22, 23: 광섬유
24, 25: 편광 조절기 26: 음향 광학 주파수 변조기
30: 기준단 31: 제1 기준단 광 커플러
32: 제1 기준광 출력부 33: 제2 기준광 출력부
34: 제2 기준단 광 커플러 35: 광 전달부
36: 기준단 스캔 미러 37: 제1 반사 미러
38: 제2 반사 미러 40: 샘플단
41: 샘플단 콜리메이터 42: 샘플단 스캔 미러

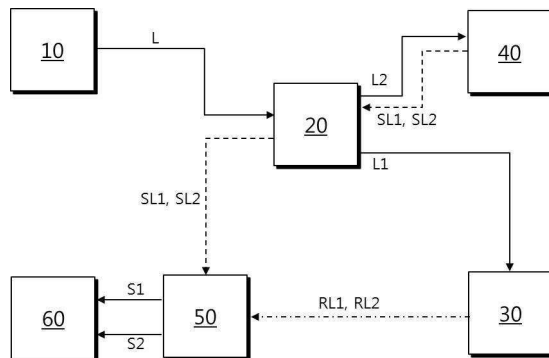
- 43: 제1 스캔 렌즈 44: 제1 외측 반사 미러
 45: 제1 반사 시스템 46: 제2 외측 반사 미러
 47: 제2 반사 시스템 50: 간섭부
 60: 검출부

도면

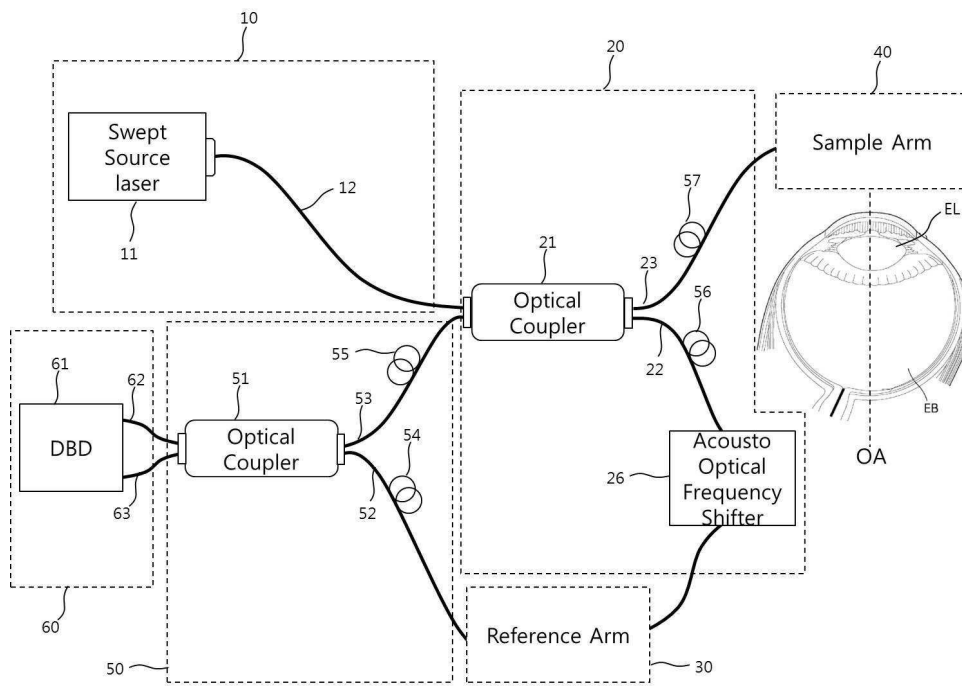
도면1



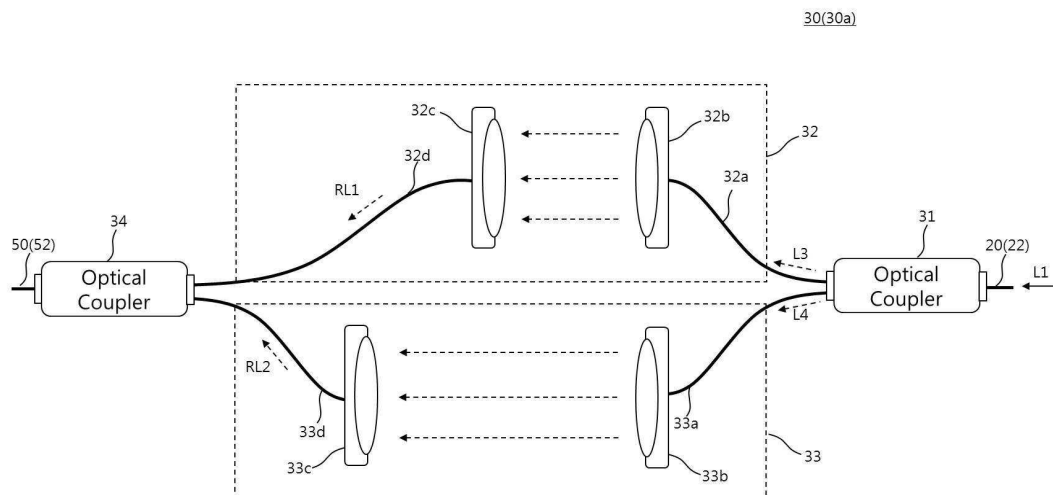
도면2



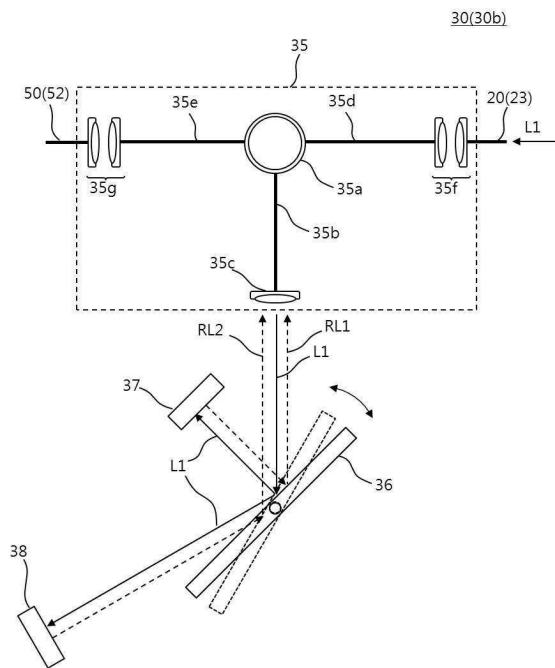
도면3



도면4



도면5



도면6

