

상기 간섭부(제 1 간섭부와 상기 제 2 간섭부)에 공통적으로 연결되고 상기 간섭부(제 1 간섭부 및 상기 제 2 간섭부)의 조사되는 빛의 피검체의 하나 이상의 초점 영역에 대한 광 경로 차이를 형성하는 커먼 샘플암(203)과, 상기 간섭부로부터 전달된 신호가 상기 메인 광분배기의 적어도 일부를 거쳐 형성 분배되는 간섭 신호를 교번 스위칭 출력하는 밸런싱 스위칭부(300)를 구비하는 간섭 유닛(200); 상기 밸런싱 스위칭부로부터 출력되는 상기 간섭 신호를 전기적 신호로 변환하는 검출 유닛(400);를 구비하는 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치를 제공한다.

(52) CPC특허분류

A61B 3/14 (2013.01)

A61B 5/0066 (2013.01)

G01N 21/17 (2013.01)

(72) 발명자

김형진

서울특별시 마포구 독막로19길 45 - 6 (상수동)

현민규

서울특별시 성북구 안암로 45 (안암동5가) E&I
403호

명세서

청구범위

청구항 1

광 대역의 빛을 생성하는 광원부(100);

상기 광원부로부터 생성된 빛을 분배하여 진행시키는 하나 이상의 밸런싱 광분배기를 포함하는 메인 광분배기(120);

상기 메인 광분배기로부터 분배된 빛을 각각 사용하여 피검체의 하나 이상의 초점 영역에 대한 간섭 신호를 형성하기 위한 간섭부(201)와, 상기 간섭부에 공통적으로 연결되고 상기 간섭부의 조사되는 빛의 피검체의 하나 이상의 초점 영역에 대한 광 경로 차이를 형성하는 커먼 샘플암(203)과, 상기 간섭부로부터 전달된 신호가 상기 메인 광분배기의 적어도 일부를 거쳐 형성 분배되는 간섭 신호를 교번 스위칭 출력하는 밸런싱 스위칭부(300)를 구비하는 간섭 유니트(200);

상기 밸런싱 스위칭부로부터 출력되는 상기 간섭 신호를 전기적 신호로 변환하는 검출 유니트(400);를 구비하는 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치.

청구항 2

제 1항에 있어서,

상기 밸런싱 스위칭부(300)는:

상기 메인 광분배기의 적어도 일부로부터 분배 전달되는 간섭 신호를 입력받고, 상기 검출 유니트로 교번 출력하는 밸런싱 광 스위치(310)와,

상기 메인 광분배기의 적어도 일부와 상기 밸런싱 광 스위치의 사이의 두 개의 광경로 중 어느 하나에 배치되어 상기 메인 광분배기로부터 상기 밸런싱 광 스위치로 전달되는 간섭 신호의 전달을 지연시키는 밸런싱 딜레이부(320)를 포함하는 것을 특징으로 하는 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치.

청구항 3

제 2항에 있어서,

상기 밸런싱 딜레이부(320)는 사전 설정 길이를 갖는 광섬유인 것을 특징으로 하는 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치.

청구항 4

제 2항에 있어서,

상기 메인 광분배기(120)는:

상기 광원부로부터 전달받은 빛을 분배하여 진행시키는 제 1 밸런싱 광분배기(121)와,

상기 간섭부로부터 전달된 신호를 입력받아 상기 간섭 신호를 형성하고 재분배하여 출력 진행시키는 제 2 밸런싱 광분배기(123)를 구비하는 것을 특징으로 하는 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치.

청구항 5

제 4항에 있어서,

상기 간섭계(201)는:

상기 메인 광분배기로부터 분배된 빛을 전달받는 샘플암 코리메이터를 구비하는 샘플암(220)과,

상기 샘플암으로 분배되는 빛 이외 상기 메인 광분배기로부터 분배된 빛을 전달받아 사전 설정 방식으로 교번 스위칭되는 레퍼런스 광 스위치(234)와, 상기 레퍼런스 광 스위치로부터 각각 빛을 교번적으로 전달받는 제 1

레퍼런스암 콜리메이터 및 제 2 레퍼런스암 콜리메이터, 상기 제 1 레퍼런스암 콜리메이터 및 상기 제 2 레퍼런스암 콜리메이터로부터 각각 전달되는 빛을 반사시켜 상기 제 1 레퍼런스암 콜리메이터 및 상기 제 2 레퍼런스암 콜리메이터로 복귀시키는 제 1 레퍼런스 미러 및 제 2 레퍼런스 미러를 각각 포함하는 제 1 레퍼런스암(230a) 및 제2레퍼런스암(230b)을 포함하는 레퍼런스암(230)을 구비하는 것을 특징으로 하는 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치.

청구항 6

제 5항에 있어서,

상기 커먼 샘플암은:

상기 샘플암 콜리메이터를 통하여 전달되는 빛을 상기 피검체의 상이한 초점 영역을 향하여 조사시키는 커먼암 광학 스캐너(204)와,

상기 커먼암 광학 스캐너로부터 조사된 빛을 상기 피검체의 상이한 초점 영역에 각각 조사시키고 상기 피검체의 상이한 초점 영역으로부터 반사된 빛을 다시 상기 커먼암 광학 스캐너로 전달하되, 상기 피검체의 상이한 초점 영역에 각각 조사되는 빛의 광 경로 차이를 형성하도록 상기 피검체와 상기 커먼암 광학 스캐너 사이에 배치되는 커먼암 광경로 분산부(206)를 포함하는 것을 특징으로 하는 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치.

청구항 7

제 6항에 있어서,

상기 커먼암 광경로 분산부(206)는:

상기 광학 스캐너로부터 조사되는 빛을 분배하여, 상기 광학 스캐너로부터 조사되는 빛의 진행 방향과 동일한 방향으로 형성되는 제 1 샘플 광경로(PathP) 및 상기 광학 스캐너로부터 조사되는 빛의 진행 방향과 수직한 방향으로 형성되는 제 2 샘플 광경로(PathS)를 형성하는 분산 제1광분배기(2061)와,

상기 분산 제1광분배기와 마주하여 상기 피검체 사이에 배치되고 상기 제 1 샘플 광경로(PathP) 및 상기 제 2 샘플 광경로(PathS) 상에 배치되는 분산 제2광분배기(2062)와,

상기 분산 제2광분배기(2062)와 상기 피검체 사이에 배치되고, 상기 분산 제 2광분배기(2062)를 통하여 전달되는 빛을 상기 피검체의 상이한 초점 영역에 각각 조사시키고 상기 피검체의 상이한 초점 영역으로부터 반사된 빛을 다시 상기 분산 제2광분배기(2062)로 전달하는 분산 대물 렌즈(2069)와,

상기 제 2 샘플 광경로(PathS) 상에 배치되어 상기 제 2 샘플 광경로(PathS)를 상기 제 1 샘플 광경로(PathP)와 상이하게 형성하는 분산 제 2 샘플 광경로 미러(2065,2067)와,

상기 제 2 샘플 광경로(PathS) 중 상기 제 1 샘플 광경로(PathP)와 교차되지 않는 광경로 상에 배치되는 분산 제 2 샘플 광경로 초점 렌즈(2063)를 구비하는 것을 특징으로 하는 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치.

청구항 8

제 7항에 있어서,

상기 분산 제 2 샘플 광경로 초점 렌즈(2063)는, 상기 분산 제1광분배기(2061)와 상기 분산 제 2 샘플 광경로 미러(2065) 사이에 배치되는 것을 특징으로 하는 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치.

청구항 9

제 5항에 있어서,

상기 제 1 레퍼런스암(230a)은, 상기 제 1 레퍼런스암 콜리메이터(233a)와 상기 제 1 레퍼런스 미러(235a) 사이에 형성되는 제 1 레퍼런스 광경로(PathRP)를 구비하고,

상기 제 2 레퍼런스암(230b)은, 상기 제 2 레퍼런스암 콜리메이터(233b)와 상기 제 2 레퍼런스 미러(235b) 사이에 형성되는 제 2 레퍼런스 광경로(PathRS)를 구비하고,

상기 제 1 레퍼런스 광경로(PathRP) 및 상기 제 2 레퍼런스 광경로(PathRS) 상의 빛이 공통 경유하는 커먼 레퍼런스 광분배기(241,243)가 구비되는 것을 특징으로 하는 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치.

청구항 10

제 9항에 있어서,

상기 제 1 레퍼런스암(230a)의 상기 제 1 레퍼런스 미러는, 상기 커먼 레퍼런스 광분배기(241,243)를 통하여 입력되는 빛을 반사 전달하는 분산 제 1 레퍼런스 광경로 미러(235a)이고,

상기 제 2 레퍼런스암(230b)의 상기 제 2 레퍼런스 미러는, 상기 커먼 레퍼런스 광분배기(241,243)를 통하여 입력되는 빛을 반사 전달하는 분산 제 2 레퍼런스 광경로 미러(235b)인 것을 특징으로 하는 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치.

청구항 11

제 9항에 있어서,

상기 레퍼런스 광 스위치(234)와 상기 제 1 레퍼런스암 콜리메이터(233a) 및 상기 제 2 레퍼런스암 콜리메이터(233b) 사이에 제 1 레퍼런스 편광 조절기(236a) 및 제 2 레퍼런스 편광 조절기(236b)가 각각 구비되는 것을 특징으로 하는 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치.

청구항 12

제 5항에 있어서,

상기 제 1 밸런싱 광분배기(121)와 상기 제 2 밸런싱 광분배기(123)에 광 서큘레이터(110;111,113)가 각각 배치되고,

상기 각각의 광 서큘레이터(110)는 상기 샘플암(220) 및 상기 레퍼런스암(230)과 연결되어, 상기 제 1 밸런싱 광분배기(121)로부터 전달되는 빛을 각각 상기 샘플암(220) 및 상기 레퍼런스암(230)으로 전달하고, 상기 샘플암(220) 및 상기 레퍼런스암(230)으로부터 반사 전달되는 빛을 상기 제 2 밸런싱 광분배기(123)로 전달하는 것을 특징으로 하는 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치.

청구항 13

제 2항에 있어서,

상기 메인 광분배기(120)의 밸런싱 광분기는:

상기 광원부로부터 전달받은 빛을 분배하여 상기 간섭계의 적어도 일부로 진행시키고, 상기 간섭계로부터 반사 전달된 신호를 입력받아 상기 간섭계의 다른 일부로 진행시키는 제 1 밸런싱 광분배기(121)인 것을 특징으로 하는 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치.

청구항 14

제 13항에 있어서,

상기 간섭계는:

상기 메인 광분배기로부터 분배된 빛을 전달받는 샘플암 콜리메이터(223)를 구비하는 샘플암(220)과,

상기 샘플암(220)으로 분배되는 빛 이외 상기 메인 광분배기(120)로부터 분배된 빛을 전달받아 사전 설정 방식으로 교번 스위칭되는 레퍼런스 광 스위치(234)와, 상기 레퍼런스 광 스위치로부터 각각 빛을 교번적으로 전달받는 제 1 레퍼런스암 콜리메이터(233a) 및 제 2 레퍼런스암 콜리메이터(233b), 상기 제 1 레퍼런스암 콜리메이터(233a) 및 상기 제 2 레퍼런스암 콜리메이터(233b)로부터 각각 전달되는 빛을 반사시켜 상기 제 1 레퍼런스암 콜리메이터(233a) 및 상기 제 2 레퍼런스암 콜리메이터(233b)로 복귀시키는 제 1 레퍼런스 미러(235a) 및 제 2 레퍼런스 미러(235b)를 각각 포함하는 제 1 레퍼런스암(230a) 및 제 2 레퍼런스암(230b)을 포함하는 레퍼런스암(230)을 구비하는 것을 특징으로 하는 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치.

청구항 15

제 14항에 있어서,

상기 커먼 샘플암(202)은:

상기 샘플암 콜리메이터를 통하여 전달되는 빛을 상기 피검체의 상이한 초점 영역을 향하여 조사시키는 커먼암 광학 스캐너(204)와,

상기 커먼암 광학 스캐너로부터 조사된 빛을 상기 피검체의 상이한 초점 영역에 각각 조사시키고 상기 피검체의 상이한 초점 영역으로부터 반사된 빛을 다시 상기 커먼암 광학 스캐너로 전달하되, 상기 피검체의 상이한 초점 영역에 각각 조사되는 빛의 광 경로 차이를 형성하도록 상기 피검체와 상기 커먼암 광학 스캐너 사이에 배치되는 커먼암 광경로 분산부(206)를 포함하는 것을 특징으로 하는 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치.

청구항 16

제 15항에 있어서,

상기 커먼암 광경로 분산부(206)는:

상기 광학 스캐너로부터 조사되는 빛을 분배하여, 상기 광학 스캐너로부터 조사되는 빛의 진행 방향과 동일한 방향으로 형성되는 제 1 샘플 광경로(PathP) 및 상기 광학 스캐너로부터 조사되는 빛의 진행 방향과 수직한 방향으로 형성되는 제 2 샘플 광경로(PathS)를 형성하는 분산 제1광분배기(2061)와,

상기 분산 제1광분배기와 마주하여 상기 피검체 사이에 배치되고 상기 제 1 샘플 광경로(PathP) 및 상기 제 2 샘플 광경로(PathS) 상에 배치되는 분산 제2광분배기(2062)와,

상기 분산 제2광분배기(2062)와 상기 피검체 사이에 배치되고, 상기 분산 제 2광분배기(2062)를 통하여 전달되는 빛을 상기 피검체의 상이한 초점 영역에 각각 조사시키고 상기 피검체의 상이한 초점 영역으로부터 반사된 빛을 다시 상기 분산 제2광분배기(2062)로 전달하는 분산 대물 렌즈(2069)와,

상기 제 2 샘플 광경로(PathS) 상에 배치되어 상기 제 2 샘플 광경로(PathS)를 상기 제 1 샘플 광경로(PathP)와 상이하게 형성하는 분산 제 2 샘플 광경로 미러(2065,2067)와,

상기 제 2 샘플 광경로(PathS) 중 상기 제 1 샘플 광경로(PathP)와 교차되지 않는 광경로 상에 배치되는 분산 제 2 샘플 광경로 초점 렌즈(2063)를 구비하는 것을 특징으로 하는 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치.

청구항 17

제 16항에 있어서,

상기 분산 제 2 샘플 광경로 초점 렌즈(2063)는, 상기 분산 제1광분배기(2061)와 상기 분산 제 2 샘플 광경로 미러(2065) 사이에 배치되는 것을 특징으로 하는 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치.

청구항 18

제 14항에 있어서,

상기 제 1 레퍼런스암(230a)은, 상기 제 1 레퍼런스암 콜리메이터(233a)와 상기 제 1 레퍼런스 미러(235a) 사이에 형성되는 제 1 레퍼런스 광경로(PathRP)를 구비하고,

상기 제 2 레퍼런스암(230b)은, 상기 제 2 레퍼런스암 콜리메이터(233b)와 상기 제 2 레퍼런스 미러(235b) 사이에 형성되는 제 2 레퍼런스 광경로(PathRS)를 구비하고,

상기 제 1 레퍼런스 광경로(PathRP) 및 상기 제 2 레퍼런스 광경로(PathRS) 상의 빛이 공통 경유하는 커먼 레퍼런스 광분배기(241,243)가 구비되는 것을 특징으로 하는 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치.

청구항 19

제 18항에 있어서,

상기 제 1 레퍼런스암(230a)의 상기 제 1 레퍼런스 미러는, 상기 커먼 레퍼런스 광분배기(241,243)를 통하여 입력되는 빛을 반사 전달하는 분산 제 1 레퍼런스 광경로 미러(235a)이고,

상기 제 2 레퍼런스암(230b)의 상기 제 2 레퍼런스 미러는, 상기 커먼 레퍼런스 광분배기(241,243)를 통하여 입력되는 빛을 반사 전달하는 분산 제 2 레퍼런스 광경로 미러(235b)인 것을 특징으로 하는 밸런싱 디텍팅 광 결

맞음 영상 장치.

청구항 20

제 18항에 있어서,

상기 레퍼런스 광 스위치(234)와 상기 제 1 레퍼런스암 콜리메이터(233a) 및 상기 제 2 레퍼런스암 콜리메이터(233b) 사이에 제 1 레퍼런스 편광 조절기(236a) 및 제 2 레퍼런스 편광 조절기(236b)가 각각 구비되는 것을 특징으로 하는 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치.

청구항 21

제 14항에 있어서,

상기 광원부와 상기 제 1 밸런싱 광분배기의 광 서큘레이터가 배치되고,

상기 광 서큘레이터는 상기 밸런싱 스위칭부와 연결되어, 상기 광원부로부터 전달되는 빛을 상기 제 1 밸런싱 광분배기로 전달하고, 상기 제 1 밸런싱 광분배기로부터 전달되는 빛을 상기 밸런싱 스위칭부로 전달하는 것을 특징으로 하는 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치.

청구항 22

제 1항에 있어서,

상기 검출 유닛은:

상기 밸런싱 스위칭부에서 선택된 간섭 신호를 평행광으로 출사시키는 검출 콜리메이터와,

상기 검출 콜리메이터로부터 입사되는 빛을 회절시키는 검출 회절격자와,

상기 검출 회절격자에서 회절된 빛을 초점 전달시키는 검출 렌즈와,

상기 검출 렌즈로부터 초점 입사되는 회절된 빛을 전기적 신호로 변환하는 검출기를 구비하는 것을 특징으로 하는 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치.

청구항 23

제 1항에 있어서,

상기 메인 광분배기 중의 하나 이상은 광섬유 분배기를 구비하는 것을 특징으로 하는 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치.

청구항 24

제 1항에 있어서,

상기 검출 유닛으로부터 전기적 신호를 입력받는 제어부와,

상기 제어부와 연결되고 사전 설정 데이터를 저장하는 저장부와,

상기 검출 유닛으로부터 전달된 전기적 신호와 상기 저장부의 사전 설정 데이터에 기초하여, 상기 제어부의 제어 신호에 따라 연산을 실행하여 영상 정보를 산출하는 연산부와,

상기 제어부의 영상 제어 신호에 따라 상기 영상 정보를 화상 표시하는 디스플레이부를 구비하는 것을 특징으로 하는 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 광 결맞음 영상 장치에 관한 것으로, 보다 상세하게는 단일 스캔 동작을 통하여 복수 영역에 대한 영

상 정보 취득을 가능하게 하는 컴팩트한 구조의 광 결맞음 영상 장치에 관한 것이다.

배경 기술

- [0002] 최근 의광학 연구 및 의료기기산업 분야에서 각광 받고 있는 광 결맞음 영상시스템(Optical Coherence Tomography, OCT)은 근적외선 대역의 빛을 사용하여 생체 조직 내부 마이크로 구조를 비침습적으로 단층영상화할 수 있는 기술로, 전안부 및 망막 영상화를 위한 안과용 광 결맞음 단층영상장치가 상품화에 성공한 이후, 세계적으로 내시경 OCT, 피부 진단을 위한 OCT, 종양진단을 위한 OCT 등 다양한 OCT 관련 상품화에 활발한 연구가 진행 중에 있으며, 주된 개발 분야는 임상 적용을 위한 영상 획득 속도 향상, 고해상도의 영상 획득, 제작비용 절감을 위한 기술 등이다. 광 결맞음 단층영상장치는 샘플의 깊이 정보를 얻는 방식에 따라, 시간영역 광 결맞음 단층영상장치(TD-OCT), 스펙트럼영역 광 결맞음 단층 영상장치(SD-OCT), 파장가변광원 광 결맞음 단층영상장치(SS-OCT)로 나뉜다. 본 발명에서 개발된 시스템은 스펙트럼 영역 광 결맞음 단층영상장치(SD-OCT)에 기반으로 개발되었으며, 기본적으로 스펙트럼 영역 광 결맞음 단층영상장치는 마이켈슨 간섭계를 사용한다. 넓은 파장대역을 갖는 근적외선 광원에서 나온 빛이 광 분배기를 통과하여 샘플단과 기준단으로 나누어진다.
- [0003] 샘플에 입사된 빛은 샘플 내부 구조의 서로 다른 깊이에서 역산란되고, 기준단으로 입사된 빛은 기준단의 고정되어 있는 거울에 반사된다. 각각 샘플단과 기준단에서 반사되어 돌아오는 빛은 다시 광분배기에서 만나게 되고, 이때 분리된 두 빛의 광경로차가 광원의 가간섭길이 보다 작을 때 간섭을 일으키게 된다. 생성된 간섭신호는 분광기를 통해 주파수 영역의 신호로 검출되고, 푸리에 역변환을 통해 샘플의 깊이를 영상화 할 수 있다.
- [0004] 하지만, 종래 기술에 따른 OCT의 경우, 특히 기존의 스펙트럼 영역 광 결맞음 단층영상장치(SD-OCT)는 DC 노이즈와 샘플 내부 구조 사이에서 발생하는 자기상관 노이즈(Auto-Correlation, AC)에 노출되어 있고, 이는 단층영상의 왜곡을 야기한다.
- [0005] 또한, 밸런스 검출기를 사용하여 밸런스 검출을 하는 파장가변광원 광 결맞음 장치에 비해 민감도가 떨어진다는 단점이 있다. 이를 보완하기 위하여 멀티라인 카메라 사용 또는 두 개의 분광계를 이용하는 등 SD-OCT 에서도 밸런스 검출을 적용하기 위해 많은 연구가 진행 되어왔다. 하지만 위의 언급한 방법들은 느린 검출 시간, 추가적으로 소요되는 비용, 두 분광계 사이의 오정렬로 유발되는 고주파 신호대역에서의 검출 오류 등의 문제점이 발생한다.
- [0006] 또한, 안구와 같이 서로 상이한 초점 영역에 대한 영상 정보를 얻기 위하여 OCT가 사용될 수 있는데, 종래 기술에 따른 OCT 시스템은 하나 또는 두 개의 광원과 두 개의 분광기(spectrometer)를 사용하여 두 개의 간섭계를 구성하고 이를 하나로 결합한 시스템이 보편적이다. 전안부와 망막을 영상화하기 위해서는 각각의 위치에 빛의 초점이 위치해야하기 때문에 하나의 빛은 대물렌즈(objective lens)에 의해 전안부에 초점이 맺히고 다른 하나의 빛은 대물렌즈(objective lens)에 의해 평행광이 되어 안구의 수정체를 통해 망막에 초점이 맺히도록 한다. 이 방식은 OCT 시스템에서 가장 비싼 부품인 광원과 분광기를 두 개씩 사용하여 가격의 증가를 피할 수 없다. 또한 두 개의 분광기를 사용하는 것은 카메라로 획득한 깊이 정보를 컴퓨터로 전송해주는 프레임 그라버(frame grabber) 또한 두 개를 사용하여야하며, 하나의 소프트웨어로 동시에 두 개의 스펙트로미터를 컨트롤해야하기 때문에 많은 어려움이 따른다.
- [0007] 안구 전체를 영상화하기 위한 또 다른 방식으로서는 하나의 빛만을 이용해서 전안부와 망막을 영상화하기도 한다. 빔 사이즈(beam size)를 1 ~ 1.5mm 정도로 가늘게 형성하고 초점거리가 긴 대물렌즈를 사용하여 초점심도(depth of focus)를 크게 증가시켜 망막까지의 영상을 획득한다. 그러나 이 방식은 망막에서 초점이 맺히지 않기 때문에 영상의 질이 매우 떨어져 임상에서 사용할 수 없다.
- [0008] 본 출원인은 특허출원 제10-2012-0005919호에서 전안부와 망막을 포함하는 안구 전체의 영상을 획득하는 방법을 제시하였다. 하지만, 종래 기술의 경우 선명한 영상을 얻는데 문제점이 있다. 전안부의 경우 각막 표면에서 수정체 렌즈의 밑면까지의 길이가 길어 수정체 윗면을 기준으로 바깥쪽과 안쪽으로 갈수록 민감도(sensitivity)가 저하되어 선명하지 못한 영상을 얻는다. 이를 해결하기 위해서는 민감도를 향상시키기 위해 카메라의 노출시간을 증가시켜하나, 이는 영상 획득 속도의 저하를 야기하고 영상 획득 속도의 저하로 인해 공액 복소(complex conjugate) 영상이 다시 살아나게 된다. 공액 복소(complex conjugate) 영상이 나타나게 되면 이는 원고자하는 영상과 겹치기 때문에 노이즈로 작용하게 되고 3D 영상으로 재구성할 시 상당히 큰 영향을 미친다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0009] 따라서, 본 발명은 노이즈를 제거하여 양질의 영상 획득을 가능하게 하고, 시스템 안정성을 향상시키며, 샘플의 깊은 영역까지 영상화를 이루고, 신속한 영상 획득을 가능하게 하고, 간결한 구성을 제조 원가를 절감시키는 구조의 광 결맞음 영상 장치를 제공하는 것을 목적으로 한다.
- [0010] 또한, 본 발명은 서로 상이한 초점 영역에 대한 영상 정보를 선택 내지 실질적으로 동시에 취득하되 광학요소를 최소화하여 영상 정보의 정밀도를 향상시키고, 제조 원가를 절감시키는 간결한 구조의 광 결맞음 영상 장치를 제공하는 것을 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

- [0011] 전술한 목적을 달성하기 위한 본 발명은, 광 대역의 빛을 생성하는 광원부(100); 상기 광원부로부터 생성된 빛을 분배하여 진행시키는 하나 이상의 밸런싱 광분배기를 포함하는 메인 광분배기(120); 상기 메인 광분배기로부터 분배된 빛을 각각 사용하여 피검체의 초점 영역에 대한 간섭 신호를 형성하기 위한 간섭부와, 상기 간섭부에 공통적으로 연결되고 상기 간섭부의 조사되는 빛의 피검체의 초점 영역에 대한 광 경로를 형성하는 커먼 샘플암과, 상기 간섭부로부터 전달된 신호가 상기 메인 광분배기의 적어도 일부를 거쳐 형성 분배되는 간섭 신호를 교번 스위칭 출력하는 밸런싱 스위칭부를 구비하는 간섭 유니트(200); 상기 밸런싱 스위칭부로부터 출력되는 상기 간섭 신호를 전기적 신호로 변환하는 검출 유니트;를 구비하는 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치를 제공한다.
- [0012] 상기 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치에 있어서, 상기 밸런싱 스위칭부(300)는: 상기 메인 광분배기의 적어도 일부로부터 분배 전달되는 간섭 신호를 입력받고, 상기 검출 유니트로 교번 출력하는 밸런싱 광 스위치(310)와, 상기 메인 광분배기의 적어도 일부와 상기 밸런싱 광 스위치의 사이의 두 개의 광경로 중 어느 하나에 배치되어 상기 메인 광분배기로부터 상기 밸런싱 광 스위치로 전달되는 간섭 신호의 전달을 지연시키는 밸런싱 딜레이부(320)를 포함할 수도 있다.
- [0013] 상기 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치에 있어서, 상기 밸런싱 딜레이부는 사전 설정 길이를 갖는 광섬유일 수도 있다.
- [0014] 상기 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치에 있어서, 상기 메인 광분배기는: 상기 광원부로부터 전달받은 빛을 분배하여 진행시키는 제 1 밸런싱 광분배기(121)와, 상기 간섭부로부터 전달된 신호를 입력받아 상기 간섭 신호를 형성하고 재분배하여 출력 진행시키는 제 2 밸런싱 광분배기(123)를 구비할 수도 있다.
- [0015] 상기 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치에 있어서, 상기 간섭계(201)는: 상기 메인 광분배기로부터 분배된 빛을 전달받는 샘플암 콜리메이터를 구비하는 샘플암(220)과, 상기 샘플암으로 분배되는 빛 이외 상기 메인 광분배기로부터 분배된 빛을 전달받는 레퍼런스암 콜리메이터와, 상기 레퍼런스암 콜리메이터로부터 전달되는 빛을 반사시켜 상기 레퍼런스암 콜리메이터로 복귀시키는 레퍼런스 미러를 포함하는 레퍼런스암(230)을 구비할 수도 있다.
- [0016] 상기 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치에 있어서, 상기 커먼 샘플암(202)은: 상기 샘플암 콜리메이터를 통하여 전달되는 빛을 상기 피검체의 초점 영역을 향하여 조사시키는 커먼암 광학 스캐너(204)와, 상기 커먼암 광학 스캐너로부터 조사된 빛을 집속하여 상기 피검체의 초점 영역에 조사시키고 상기 피검체의 초점 영역으로부터 반사된 빛을 다시 상기 커먼암 광학 스캐너로 전달하는 커먼암 대물 렌즈(205)를 구비할 수도 있다.
- [0017] 상기 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치에 있어서, 상기 제 1 밸런싱 광분배기와 상기 제 2 밸런싱 광분배기에 광 서클레이터(110)가 각각 연결 배치되고, 상기 각각의 광 서클레이터는 상기 샘플암 및 상기 레퍼런스암과 연결되어, 상기 제 1 밸런싱 광분배기로부터 전달되는 빛을 각각 상기 샘플암 및 상기 레퍼런스암으로 전달하고, 상기 샘플암 및 상기 레퍼런스암으로부터 반사 전달되는 빛을 상기 제 2 밸런싱 광분배기로 전달할 수도 있다.
- [0018] 상기 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치에 있어서, 상기 밸런싱 광분배기(120)는: 상기 광원부로부터 전달받은 빛을 분배하여 상기 간섭계의 적어도 일부로 진행시키고, 상기 간섭계로부터 반사 전달된 신호를 입력받아 상기 간섭계의 다른 일부로 진행시키는 제 1 밸런싱 광분배기(121)일 수도 있다.
- [0019] 상기 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치에 있어서, 상기 간섭계(201)는: 상기 메인 광분배기로부터 분배된 빛을 전달받는 샘플암 콜리메이터를 구비하는 샘플암(220)과, 상기 샘플암으로 분배되는 빛 이외 상기 메인 광분배기로부터 분배된 빛을 전달받는 레퍼런스암 콜리메이터와, 상기 레퍼런스암 콜리메이터로부터 전달되는 빛을 반사시켜 상기 레퍼런스암 콜리메이터로 복귀시키는 레퍼런스 미러를 포함하는 레퍼런스암(230)을 구비할 수도

있다.

- [0020] 상기 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치에 있어서, 상기 커먼 샘플암(202)은: 상기 샘플암 콜리메이터를 통하여 전달되는 빛을 상기 피검체의 초점 영역을 향하여 조사시키는 커먼암 광학 스캐너(204)와, 상기 커먼암 광학 스캐너로부터 조사된 빛을 집속하여 상기 피검체의 초점 영역에 조사시키고 상기 피검체의 초점 영역으로부터 반사된 빛을 다시 상기 커먼암 광학 스캐너로 전달하는 커먼암 대물 렌즈(205)를 구비할 수도 있다.
- [0021] 상기 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치에 있어서, 상기 광원부와 상기 제 1 밸런싱 광분배기에 광 서큘레이터(110)가 연결 배치되고, 상기 광 서큘레이터는 상기 밸런싱 스위칭부와 연결되어, 상기 광원부로부터 전달되는 빛을 상기 제 1 밸런싱 광분배기로 전달하고, 상기 제 1 밸런싱 광분배기로부터 전달되는 빛을 상기 밸런싱 스위칭부로 전달할 수도 있다.
- [0022] 상기 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치에 있어서, 상기 검출 유니트(400)는: 상기 밸런싱 스위칭부에서 선택된 간섭 신호를 평행광으로 출사시키는 검출 콜리메이터(410)와, 상기 검출 콜리메이터로부터 입사되는 빛을 회절시키는 검출 회절격자(420)와, 상기 검출 회절격자에서 회절된 빛을 초점 전달시키는 검출 렌즈(430)와, 상기 검출 렌즈로부터 초점 입사되는 회절된 빛을 전기적 신호로 변환하는 검출기(440)를 구비할 수도 있다.
- [0023] 상기 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치에 있어서, 상기 메인 광분배기 중의 하나 이상은 광섬유 분배기를 구비할 수도 있다.
- [0024] 상기 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치에 있어서, 상기 검출 유니트로부터 전기적 신호를 입력받는 제어부(20)와, 상기 제어부와 연결되고 사전 설정 데이터를 저장하는 저장부(30)와, 상기 검출 유니트로부터 전달된 전기적 신호와 상기 저장부의 사전 설정 데이터에 기초하여, 상기 제어부의 제어 신호에 따라 연산을 실행하여 영상 정보를 산출하는 연산부(40)와, 상기 제어부의 영상 제어 신호에 따라 상기 영상 정보를 화상 표시하는 디스플레이부(50)를 구비할 수도 있다.
- [0025] 본 발명의 다른 일면에 따르면, 본 발명은 광 대역의 빛을 생성하는 광원부(100); 상기 광원부로부터 생성된 빛을 분배하여 진행시키는 하나 이상의 밸런싱 광분배기를 포함하는 메인 광분배기(120); 상기 메인 광분배기로부터 분배된 빛을 각각 사용하여 피검체의 하나 이상의 초점 영역에 대한 간섭 신호를 형성하기 위한 간섭부(201)와, 상기 간섭부에 공통적으로 연결되고 상기 간섭부의 조사되는 빛의 피검체의 하나 이상의 초점 영역에 대한 광 경로 차이를 형성하는 커먼 샘플암(203)과, 상기 간섭부로부터 전달된 신호가 상기 메인 광분배기의 적어도 일부를 거쳐 형성 분배되는 간섭 신호를 교번 스위칭 출력하는 밸런싱 스위칭부(300)를 구비하는 간섭 유니트(200); 상기 밸런싱 스위칭부로부터 출력되는 상기 간섭 신호를 전기적 신호로 변환하는 검출 유니트(400);를 구비하는 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치를 제공한다.
- [0026] 상기 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치에 있어서, 상기 밸런싱 스위칭부(300)는: 상기 메인 광분배기의 적어도 일부로부터 분배 전달되는 간섭 신호를 입력받고, 상기 검출 유니트로 교번 출력하는 밸런싱 광 스위치(310)와, 상기 메인 광분배기의 적어도 일부와 상기 밸런싱 광 스위치의 사이의 두 개의 광경로 중 어느 하나에 배치되어 상기 메인 광분배기로부터 상기 밸런싱 광 스위치로 전달되는 간섭 신호의 전달을 지연시키는 밸런싱 딜레이부(320)를 포함할 수도 있다.
- [0027] 상기 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치에 있어서, 상기 밸런싱 딜레이부(320)는 사전 설정 길이를 갖는 광섬유일 수도 있다.
- [0028] 상기 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치에 있어서, 상기 메인 광분배기(120)는: 상기 광원부로부터 전달받은 빛을 분배하여 진행시키는 제 1 밸런싱 광분배기(121)와, 상기 간섭부로부터 전달된 신호를 입력받아 상기 간섭 신호를 형성하고 재분배하여 출력 진행시키는 제 2 밸런싱 광분배기(123)를 구비할 수도 있다.
- [0029] 상기 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치에 있어서, 상기 간섭계(201)는: 상기 메인 광분배기로부터 분배된 빛을 전달받는 샘플암 콜리메이터를 구비하는 샘플암(220)과, 상기 샘플암으로 분배되는 빛 이외 상기 메인 광분배기로부터 분배된 빛을 전달받아 사전 설정 방식으로 교번 스위칭되는 레퍼런스 광 스위치(234)와, 상기 레퍼런스 광 스위치로부터 각각 빛을 교번적으로 전달받는 제 1 레퍼런스암 콜리메이터 및 제 2 레퍼런스암 콜리메이터, 상기 제 1 레퍼런스암 콜리메이터 및 상기 제 2 레퍼런스암 콜리메이터로부터 각각 전달되는 빛을 반사시켜 상기 제 1 레퍼런스암 콜리메이터 및 상기 제 2 레퍼런스암 콜리메이터로 복귀시키는 제 1 레퍼런스 미러 및 제 2 레퍼런스 미러를 각각 포함하는 제 1 레퍼런스암(230a) 및 제2레퍼런스암(230b)을 포함하는 레퍼런스암(230)을 구비할 수도 있다.

- [0030] 상기 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치에 있어서, 상기 커먼 샘플암은: 상기 샘플암 콜리메이터를 통하여 전달되는 빛을 상기 피검체의 상이한 초점 영역을 향하여 조사시키는 커먼암 광학 스캐너(204)와, 상기 커먼암 광학 스캐너로부터 조사된 빛을 상기 피검체의 상이한 초점 영역에 각각 조사시키고 상기 피검체의 상이한 초점 영역으로부터 반사된 빛을 다시 상기 커먼암 광학 스캐너로 전달하되, 상기 피검체의 상이한 초점 영역에 각각 조사되는 빛의 광 경로 차이를 형성하도록 상기 피검체와 상기 커먼암 광학 스캐너 사이에 배치되는 커먼암 광 경로 분산부(206)를 포함할 수도 있다.
- [0031] 상기 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치에 있어서, 상기 커먼암 광 경로 분산부(206)는: 상기 광학 스캐너로부터 조사되는 빛을 분배하여, 상기 광학 스캐너로부터 조사되는 빛의 진행 방향과 동일한 방향으로 형성되는 제 1 샘플 광경로(PathP) 및 상기 광학 스캐너로부터 조사되는 빛의 진행 방향과 수직한 방향으로 형성되는 제 2 샘플 광경로(PathS)를 형성하는 분산 제1광분배기(2061)와, 상기 분산 제1광분배기와 마주하여 상기 피검체 사이에 배치되고 상기 제 1 샘플 광경로(PathP) 및 상기 제 2 샘플 광경로(PathS) 상에 배치되는 분산 제2광분배기(2062)와, 상기 분산 제2광분배기(2062)와 상기 피검체 사이에 배치되고, 상기 분산 제 2광분배기(2062)를 통하여 전달되는 빛을 상기 피검체의 상이한 초점 영역에 각각 조사시키고 상기 피검체의 상이한 초점 영역으로부터 반사된 빛을 다시 상기 분산 제2광분배기(2062)로 전달하는 분산 대물 렌즈(2069)와, 상기 제 2 샘플 광경로(PathS) 상에 배치되어 상기 제 2 샘플 광경로(PathS)를 상기 제 1 샘플 광경로(PathP)와 상이하게 형성하는 분산 제 2 샘플 광경로 미러(2065,2067)와, 상기 제 2 샘플 광경로(PathS) 중 상기 제 1 샘플 광경로(PathP)와 교차되지 않는 광경로 상에 배치되는 분산 제 2 샘플 광경로 초점 렌즈(2063)를 구비할 수도 있다.
- [0032] 상기 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치에 있어서, 상기 분산 제 2 샘플 광경로 초점 렌즈(2063)는, 상기 분산 제1광분배기(2061)와 상기 분산 제 2 샘플 광경로 미러(2065) 사이에 배치될 수도 있다.
- [0033] 상기 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치에 있어서, 상기 제 1 레퍼런스암(230a)은, 상기 제 1 레퍼런스암 콜리메이터(233a)와 상기 제 1 레퍼런스 미러(235a) 사이에 형성되는 제 1 레퍼런스 광경로(PathRP)를 구비하고, 상기 제 2 레퍼런스암(230b)은, 상기 제 2 레퍼런스암 콜리메이터(233b)와 상기 제 2 레퍼런스 미러(235b) 사이에 형성되는 제 2 레퍼런스 광경로(PathRS)를 구비하고, 상기 제 1 레퍼런스 광경로(PathRP) 및 상기 제 2 레퍼런스 광경로(PathRS) 상의 빛이 공통 경유하는 커먼 레퍼런스 광분배기(241,243)가 구비될 수도 있다.
- [0034] 상기 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치에 있어서, 상기 제 1 레퍼런스암(230a)의 상기 제 1 레퍼런스 미러는, 상기 커먼 레퍼런스 광분배기(241,243)를 통하여 입력되는 빛을 반사 전달하는 분산 제 1 레퍼런스 광경로 미러(235a)이고, 상기 제 2 레퍼런스암(230b)의 상기 제 2 레퍼런스 미러는, 상기 커먼 레퍼런스 광분배기(241,243)를 통하여 입력되는 빛을 반사 전달하는 분산 제 2 레퍼런스 광경로 미러(235b)일 수도 있다.
- [0035] 상기 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치에 있어서, 상기 레퍼런스 광 스위치(234)와 상기 제 1 레퍼런스암 콜리메이터(233a) 및 상기 제 2 레퍼런스암 콜리메이터(233b) 사이에 제 1 레퍼런스 편광 조절기(236a) 및 제 2 레퍼런스 편광 조절기(236b)가 각각 구비될 수도 있다.
- [0036] 상기 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치에 있어서, 상기 제 1 밸런싱 광분배기(121)와 상기 제 2 밸런싱 광분배기(123)에 광 서큘레이터(110;111,113)가 각각 배치되고, 상기 각각의 광 서큘레이터(110)는 상기 샘플암(220) 및 상기 레퍼런스암(230)과 연결되어, 상기 제 1 밸런싱 광분배기(121)로부터 전달되는 빛을 각각 상기 샘플암(220) 및 상기 레퍼런스암(230)으로 전달하고, 상기 샘플암(220) 및 상기 레퍼런스암(230)으로부터 반사 전달되는 빛을 상기 제 2 밸런싱 광분배기(123)로 전달할 수도 있다.
- [0037] 상기 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치에 있어서, 상기 메인 광분배기(120)의 밸런싱 광분기는: 상기 광원부로부터 전달받은 빛을 분배하여 상기 간섭계의 적어도 일부로 진행시키고, 상기 간섭계로부터 반사 전달된 신호를 입력받아 상기 간섭계의 다른 일부로 진행시키는 제 1 밸런싱 광분배기(121)일 수도 있다.
- [0038] 상기 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치에 있어서, 상기 간섭계는: 상기 메인 광분배기로부터 분배된 빛을 전달받는 샘플암 콜리메이터(223)를 구비하는 샘플암(220)과, 상기 샘플암(220)으로 분배되는 빛 이외 상기 메인 광분배기(120)로부터 분배된 빛을 전달받아 사전 설정 방식으로 교번 스위칭되는 레퍼런스 광 스위치(234)와, 상기 레퍼런스 광 스위치로부터 각각 빛을 교번적으로 전달받는 제 1 레퍼런스암 콜리메이터(233a) 및 제 2 레퍼런스암 콜리메이터(233b), 상기 제 1 레퍼런스암 콜리메이터(233a) 및 상기 제 2 레퍼런스암 콜리메이터(233b)로부터 각각 전달되는 빛을 반사시켜 상기 제 1 레퍼런스암 콜리메이터(233a) 및 상기 제 2 레퍼런스암 콜리메이터(233b)로 복귀시키는 제 1 레퍼런스 미러(235a) 및 제 2 레퍼런스 미러(235b)를 각각 포함하는 제 1 레퍼런스암(230a) 및 제2레퍼런스암(230b)을 포함하는 레퍼런스암(230)을 구비할 수도 있다.

- [0039] 상기 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치에 있어서, 상기 커먼 샘플암(202)은: 상기 샘플암 콜리메이터를 통하여 전달되는 빛을 상기 피검체의 상이한 초점 영역을 향하여 조사시키는 커먼암 광학 스캐너(204)와, 상기 커먼암 광학 스캐너로부터 조사된 빛을 상기 피검체의 상이한 초점 영역에 각각 조사시키고 상기 피검체의 상이한 초점 영역으로부터 반사된 빛을 다시 상기 커먼암 광학 스캐너로 전달하되, 상기 피검체의 상이한 초점 영역에 각각 조사되는 빛의 광 경로 차이를 형성하도록 상기 피검체와 상기 커먼암 광학 스캐너 사이에 배치되는 커먼암 광경로 분산부(206)를 포함할 수도 있다.
- [0040] 상기 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치에 있어서, 상기 커먼암 광경로 분산부(206)는: 상기 광학 스캐너로부터 조사되는 빛을 분배하여, 상기 광학 스캐너로부터 조사되는 빛의 진행 방향과 동일한 방향으로 형성되는 제 1 샘플 광경로(PathP) 및 상기 광학 스캐너로부터 조사되는 빛의 진행 방향과 수직한 방향으로 형성되는 제 2 샘플 광경로(PathS)를 형성하는 분산 제1광분배기(2061)와, 상기 분산 제1광분배기와 마주하여 상기 피검체 사이에 배치되고 상기 제 1 샘플 광경로(PathP) 및 상기 제 2 샘플 광경로(PathS) 상에 배치되는 분산 제2광분배기(2062)와, 상기 분산 제2광분배기(2062)와 상기 피검체 사이에 배치되고, 상기 분산 제 2광분배기(2062)를 통하여 전달되는 빛을 상기 피검체의 상이한 초점 영역에 각각 조사시키고 상기 피검체의 상이한 초점 영역으로부터 반사된 빛을 다시 상기 분산 제2광분배기(2062)로 전달하는 분산 대물 렌즈(2069)와, 상기 제 2 샘플 광경로(PathS) 상에 배치되어 상기 제 2 샘플 광경로(PathS)를 상기 제 1 샘플 광경로(PathP)와 상이하게 형성하는 분산 제 2 샘플 광경로 미러(2065,2067)와, 상기 제 2 샘플 광경로(PathS) 중 상기 제 1 샘플 광경로(PathP)와 교차되지 않는 광경로 상에 배치되는 분산 제 2 샘플 광경로 초점 렌즈(2063)를 구비할 수도 있다.
- [0041] 상기 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치에 있어서, 상기 분산 제 2 샘플 광경로 초점 렌즈(2063)는, 상기 분산 제1광분배기(2061)와 상기 분산 제 2 샘플 광경로 미러(2065) 사이에 배치될 수도 있다.
- [0042] 상기 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치에 있어서, 상기 제 1 레퍼런스암(230a)은, 상기 제 1 레퍼런스암 콜리메이터(233a)와 상기 제 1 레퍼런스 미러(235a) 사이에 형성되는 제 1 레퍼런스 광경로(PathRP)를 구비하고, 상기 제 2 레퍼런스암(230b)은, 상기 제 2 레퍼런스암 콜리메이터(233b)와 상기 제 2 레퍼런스 미러(235b) 사이에 형성되는 제 2 레퍼런스 광경로(PathRS)를 구비하고, 상기 제 1 레퍼런스 광경로(PathRP) 및 상기 제 2 레퍼런스 광경로(PathRS) 상의 빛이 공통 경유하는 커먼 레퍼런스 광분배기(241,243)가 구비될 수도 있다.
- [0043] 상기 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치에 있어서, 상기 제 1 레퍼런스암(230a)의 상기 제 1 레퍼런스 미러는, 상기 커먼 레퍼런스 광분배기(241,243)를 통하여 입력되는 빛을 반사 전달하는 분산 제 1 레퍼런스 광경로 미러(235a)이고, 상기 제 2 레퍼런스암(230b)의 상기 제 2 레퍼런스 미러는, 상기 커먼 레퍼런스 광분배기(241,243)를 통하여 입력되는 빛을 반사 전달하는 분산 제 2 레퍼런스 광경로 미러(235b)일 수도 있다.
- [0044] 상기 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치에 있어서, 상기 레퍼런스 광 스위치(234)와 상기 제 1 레퍼런스암 콜리메이터(233a) 및 상기 제 2 레퍼런스암 콜리메이터(233b) 사이에 제 1 레퍼런스 편광 조절기(236a) 및 제 2 레퍼런스 편광 조절기(236b)가 각각 구비될 수도 있다.
- [0045] 상기 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치에 있어서, 상기 광원부와 상기 제 1 밸런싱 광분배기의 광 서큘레이터가 배치되고, 상기 광 서큘레이터는 상기 밸런싱 스위칭부와 연결되어, 상기 광원부로부터 저널되는 빛을 상기 제 1 밸런싱 광분배기로 전달하고, 상기 제 1 밸런싱 광분배기로부터 전달되는 빛을 상기 밸런싱 스위칭부로 전달할 수도 있다.
- [0046] 상기 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치에 있어서, 상기 검출 유닛은: 상기 밸런싱 스위칭부에서 선택된 간섭 신호를 평행광으로 출사시키는 검출 콜리메이터와, 상기 검출 콜리메이터로부터 입사되는 빛을 회절시키는 검출 회절격자와, 상기 검출 회절격자에서 회절된 빛을 초점 전달시키는 검출 렌즈와, 상기 검출 렌즈로부터 초점 입사되는 회절된 빛을 전기적 신호로 변환하는 검출기를 구비할 수도 있다.
- [0047] 상기 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치에 있어서, 상기 메인 광분배기 중의 하나 이상은 광섬유 분배기를 구비할 수도 있다.
- [0048] 상기 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치에 있어서, 상기 검출 유닛으로부터 전기적 신호를 입력받는 제어부와, 상기 제어부와 연결되고 사전 설정 데이터를 저장하는 저장부와, 상기 검출 유닛으로부터 전달된 전기적 신호와 상기 저장부의 사전 설정 데이터에 기초하여, 상기 제어부의 제어 신호에 따라 연산을 실행하여 영상 정보를 산출하는 연산부와, 상기 제어부의 영상 제어 신호에 따라 상기 영상 정보를 화상 표시하는 디스플레이부를 구비할 수도 있다.

발명의 효과

- [0049] 상기한 바와 같은 구성을 갖는 본 발명에 따른 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치는 다음과 같은 효과를 갖는다.
- [0050] 첫째, 본 발명에 따른 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치는, 노이즈를 제거하여 양질의 영상 획득을 가능하게 하고, 시스템 안정성을 향상시키며, 샘플의 깊은 영역까지 영상화를 이루고, 신속한 영상 획득을 가능하게 하고, 간결한 구성을 제조 원가를 절감시킬 수 있다.
- [0051] 특히, 본 발명은 DC 노이즈와 AC 노이즈를 제거하여 양질의 영상을 획득할 수 있다. 또한, 시변(時變)에 따른 광원 파워의 변동으로 생성되는 가로줄의 정형(fixed-pattern) 노이즈를 잡아, 시스템의 안정도를 높일 수 있고, 시스템의 민감도를 향상시켜 샘플의 깊은 영역까지 영상화 할 수 있으며, 비용 절감 구조로 시스템의 크기 감소, 내구성 향상, 고주파 신호 대역에서도 완벽하게 밸런스 검출을 할 수도 있다.
- [0052] 둘째, 단일 피검체에 대한 단일 스캔을 통하여 동시 내지는 택일적 영상 취득을 가능하게 하고, 광학부품을 최소화 하여 빛의 세기가 높은 광원의 필요성을 절감시키고 빛이 부품을 통과할 때마다 빛의 세기가 감소하는 문제를 해소하고 간섭신호가 절반의 세기로 약해지는 문제를 해소하고, 고주파 영역의 간섭신호를 밸런스 검출할 시 동일한 분광기가 아닌 이상 오차가 발생하여 성능이 저하됨을 방지하는 구조를 제공할 수도 있다.
- [0053] 본 발명은 도면에 도시된 일실시예들을 참고로 설명되었으나 이는 예시적인 것에 불과하며, 본 기술 분야의 통상의 지식을 가진 자라면 이로부터 다양한 변형 및 균등한 다른 실시예가 가능하다는 점을 이해할 것이다. 따라서, 본 발명의 진정한 기술적 보호 범위는 첨부된 특허 청구 범위의 기술적 사상에 의해 정해져야 할 것이다.

도면의 간단한 설명

- [0054] 도 1은 본 발명의 일실시예에 따른 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치의 개략적인 블록선도이다.
- 도 2는 도 1의 변형예에 대한 개략적인 블록선도이다.
- 도 3은 본 발명의 일실시예에 따른 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치의 피검체인 안구에 대한 상이 초점 영역 영상 취득을 가능하게 하는 구조의 개략적인 블록선도이다.
- 도 4는 도 3의 변형예에 대한 개략적인 블록선도이다.
- 도 5 및 도 6은 밸런싱 검출을 설명하는 개략적인 설명도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0055] 이하에서는 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치에 대하여 도면을 참조하여 설명하기로 한다.
- [0056] 도 1에는 본 발명의 일실시예에 따른 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치의 개략적인 블록선도가 도시되고, 도 2에는 본 발명의 다른 일실시예에 따른 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치의 개략적인 블록선도가 도시되고, 도 3에는 본 발명의 또 다른 일실시예에 따른 서로 상이한 초점 영역에 대한 영상 정보를 취득하는 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치의 개략적인 블록선도가 도시되고, 도 4에는 본 발명의 또 다른 일실시예에 따른 서로 상이한 초점 영역에 대한 영상 정보를 취득하는 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치의 개략적인 블록선도가 도시된다.
- [0057] 본 발명의 일실시예에 따른 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치(10)는 광원(100)과, 간섭부(201) 및 커먼 샘플암(202)을 구비하는 간섭 유니트(200)와, 밸런싱 스위치부(300)와, 검출 유니트(400)를 구비한다.
- [0058] 광원부(100)는 광 대역의 빛을 생성하는데, 광원부(100)는 본 실시예에서 저 결맞음(low coherence) 광원을 구비한다. 이하에서는, 먼저 저결맞음 광원의 광원부와 검출기로 라인스캔카메라를 구비하고 분광 기능을 구현하는 분광 유니트로서의 검출 유니트를 구비하는 경우에 대하여 설명한다.
- [0059] 임의의 공간 상의 한 점에 도달하는 광파가 예측 가능하게 진동하여 위상 변화없이 사인 함수 형태를 유지하는

평균 시간 간격을 가간섭시간(coherence time)이라 하고, 이는 광파의 시간 가간섭성을 결정하는 척도이다. 공간 상에 고정된 한 점에서 관찰하면 진행되는 광파는 위상이 일정하게 유지되는 시간 간격 동안만 사인 함수 형태로 진동하는데, 임의로 위상이 변화하기 전까지 규칙적으로 진동하는 광파의 공간적 거리를 가간섭 거리(coherence length)라 하고 광파가 분광학적으로 순수한 정도를 파악하기 위한 척도로 사용된다. 저 결맞음 광원은 광파의 가간섭 거리가 짧은 광원으로 넓은 스펙트럼 대역을 구비하게 된다. 광원(100)로부터 생성된 광대역의 빛을 전달하기 위한 구성요소들 간의 전송로는 광섬유로 구현된다.

[0060] 광원부(100)로부터 생성된 광 대역의 빛은 메인 광분배기(120)로 전달되는데, 메인 광분배기(120)는 광원부(100)로부터 생성된 빛을 분배하여 진행시키는 하나 이상의 밸런싱 광분배기를 포함한다. 도 1의 본 실시예에서 메인 광분배기(120)는 제 1 밸런싱 광분배기(121)와 제 2 밸런싱 광분배기(123)를 포함하는데, 제 1 밸런싱 광분배기(121)는 광원부(100)로부터 전달받은 빛을 분배하여 진행시키고, 제 2 밸런싱 광분배기(123)는 간섭부(201)로부터 전달된 신호를 입력받아 간섭 신호를 형성하고 재분배하여 출력 진행시킨다. 즉, 메인 광분배기(120)의 제 1 밸런싱 광분배기(121) 및 제 2 밸런싱 광분배기(123)는 간섭 유니트(200)의 간섭부(201)와 연결되어 광원부로부터의 빛을 전달하거나 간섭부(201)에서 반사된 빛을 입력받아 간섭 신호를 형성 재분배하여 밸런싱 스위칭부(300)로 출력 진행시켜 밸런싱 스위칭부(300)를 통하여 검출 유니트(400)로 간섭 신호가 전달되도록 한다. 메인 광분배기(120)의 밸런싱 광분배기(121, 123)는 광섬유 분배기로 구현되고, 제 1 밸런싱 광분배기(121) 및 제 2 밸런싱 광분배기(123)를 통과하여 출력되는 빛 간에는 $\pi/2$ 만큼의 위상차가 형성된다. 따라서, 도 1의 본 실시예에서 제 1 밸런싱 광분배기(121)와 제 2 밸런싱 광분배기(123)는 서로 간섭부(201)를 사이에 두고 연결 배치되는데, 광원부(100)로부터 제 1 밸런싱 광분배기(121)를 거쳐 출력되는 빛간에 $\pi/2$ 만큼의 위상차가 형성되고, 제 2 밸런싱 광분배기(123)를 거쳐 출력되는 빛 간에 $\pi/2$ 만큼의 위상차가 형성됨으로써, 광원부(100)로부터 출력되어 간섭부(201)의 샘플암(220) 및 레퍼런스암(230)을 거쳐 메인 광분배기의 제 2 밸런싱 광분배기(123)를 거쳐 출력되는 간섭 신호로서의 빛 간에는 π 만큼의 위상차가 형성된다.

[0061] 즉, 도 5 및 도 6에는 메인 광분배기(120) 및 간섭부(201)를 통하여 형성되는 두 개의 간섭 신호 1(a) 및 간섭 신호 2(b)에 대한 개략적인 설명 선도가 도시되는데, 각각의 간섭 신호는 DC 성분과 AC 성분으로 분리될 수 있다. 간섭 신호 1(a)(DC+AC)와 간섭 신호 2(b)(DC+AC(π shift))를 DC 성분과 AC 성분으로 분리하는 경우, 양자 간에는 서로 동일한 DC 성분과 π 만큼 위상 전이된 AC 성분이 구비된다. 따라서, 메인 광분배기를 거쳐 하기는 밸런싱 스위칭부 및 검출 유니트를 거쳐 출력되는 두 개의 간섭 신호를 서로 빼는 경우, DC 성분이 제거되어 샘플부(S)의 내부 정보를 나타내는 AC 성분으로 나타나는 간섭 신호의 크기는 두 배($2AC=AC-AC(\pi \text{ shift})$)가 되어 밸런스 검출이 이루어질 수 있다.

[0062] 또한, 본 실시예에서와 같이 메인 광분배기(120)가 두 개의 밸런싱 광분배기(121, 123)를 구비하는 경우, 최종적으로 하기는 밸런싱 스위칭부(300)로 빛을 전달하는 제 2 밸런싱 광분배기(123)의 경우 빛의 분배 비율을 50:50으로 설정하는 것이 바람직하다. 반면, 광원부(100)로부터 입력되는 빛을 분할하여 간섭계(201)로 전달하는 제 1 밸런싱 광분배기(121)의 경우 분할하는 빛의 크기 비율을 균등하게 분할할 수도 있으나, 사전 설정 범위에서 비균등 분할 구조를 이루어 하기는 간섭계(201)의 어느 한 측, 예를 들어 샘플암 측으로의 빛의 전달 비율을 크게 하여 보다 정확한 영상 정보 취득을 가능하게 할 수도 있는 등 다양한 변형이 가능하다.

[0063] 한편, 제 2 밸런싱 광분배기(123)를 거쳐 출력되는 신호는 밸런싱 스위칭부(300)로 전달된다. 본 발명의 밸런싱 스위칭부(300)는 밸런싱 광 스위치(310)와 밸런싱 딜레이부(320)를 구비하는데, 밸런싱 광 스위치(310)는 메인 광분배기(120)의 적어도 일부, 즉 도 1의 실시예에서 제 2 밸런싱 광분배기(123)로부터 분배 전달되는 간섭 신호를 입력받아 검출 유니트(400)로 교번 출력하고, 밸런싱 딜레이부(320)는 메인 광분배기(120)의 적어도 일부, 즉 도 1의 실시예에서 제 2 밸런싱 광분배기(123)와 밸런싱 광 스위치(310) 사이의 광경로인 두 개의 광섬유 중 어느 하나에 배치되어 메인 광분배기(120)의 제 2 밸런싱 광분배기(123)로부터 밸런싱 광 스위치(310)로 전달되는 간섭 신호의 전달을 지연시킨다.

[0064] 본 발명의 밸런싱 딜레이부(320)는 메인 광분배기, 즉 제 2 밸런싱 광분배기(123)로부터 입력되는 빛의 신호를 밸런싱 광 스위치(310)로의 전달 시간을 지연시키는 기능을 이루는 범위에서 다양한 구성이 가능하나, 본 실시예에서 밸런싱 딜레이부(320)는 사전 설정 길이를 갖는 광섬유로 구현된다. 본 실시예에서 밸런싱 딜레이부(320)는 대략 2km의 길이를 갖는 광섬유로 구현되었으나, 이는 일례로서 설계 사양에 따라 다양한 변형이 가능하다.

[0065] 또 한편, 본 발명은, 광원부(100)로부터 생성된 빛을 메인 광분배기(120)로 전달하고 간섭계(201)로 전달하고 간섭계(201)의 샘플암 및 레퍼런스암에서 반사된 빛을 밸런싱 스위칭부(300)로 전달하는 과정에서 광학 요소의

사용을 최소화하여 광학 요소를 거치는 과정에서 발생하는 빛의 전달 감소율을 최소화시키는 구성을 취할 수도 있다. 즉, 본 발명의 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치(10)는 광 서큘레이터(110, optical circulator)가 구비되는데, 광 서큘레이터(110)는 원하는 측으로의 광전달을 이루고 원치 않는 측으로의 광전달을 차단하는 기능을 실행한다. 본 실시예에서 광 서큘레이터(110)는 메인 광분배기(120)의 사이, 즉 제 1 밸런싱 광분배기(121) 및 제 2 밸런싱 광분배기(123)의 사이에 배치되고 각각 레퍼런스암(230) 및 샘플암(220)과 연결되는 구조를 취한다. 광서큘레이터(110; 112, 113)는 각각 샘플암(220) 및 레퍼런스암(230)과 연결되어, 제 1 밸런싱 광분배기로부터 전달되는 빛을 각각 샘플암(220) 및 레퍼런스암(230)으로 전달하고, 샘플암(220) 및 레퍼런스암(230)으로부터 반사 전달되는 빛을 다시 제 1 밸런싱 광분배기(121) 측으로 전달하지 않고 제 2 밸런싱 광분배기(123) 및 밸런싱 스위칭부(300) 측으로 전달한다.

[0066] 본 실시예에서 도시되지는 않았으나, 메인 광분배기(120)의 제 1 밸런싱 광분배기(121)와 광원부(100) 사이에 광 아이솔레이터(optical isolator)가 배치되어 광원부(100)로부터 생성된 광대역의 빛을 메인 광분배기(120)로 전달하는 과정에서 반대로 광원부(100) 측으로 반사광의 전달을 차단하여 광원부(100)를 보호하고 광손실을 줄이는 구성요소를 더 구비할 수도 있다.

[0067] 메인 광분배기(120)의 제 1 밸런싱 광분배기(121)는 광원부(100)로부터 전달된 광 대역의 빛을 분할하여 간섭 유닛(200)로 전달한다. 간섭 유닛(200)은 간섭부(201)와 커먼 샘플암(202)을 구비하는데, 간섭부(201)는 메인 광분배기(120), 즉 본 실시예에서 제 1 밸런싱 광분배기(121)에서 분할 전달된 빛을 각각 사용하여 피검체(S)의 초점 영역에 대한 간섭 신호를 형성하기 위한 빛의 전달과 반사 경로를 형성하고, 커먼 샘플암(202)은 간섭부(201)에 연결되어 간섭부(201)의 조사되는 빛의 피검체의 초점 영역에 대한 광 경로를 형성한다.

[0068] 간섭부(201)는 샘플암(220)과 레퍼런스암(230)을 구비하는데, 샘플암(220)은 샘플암 콜리메이터(223)를 구비하는데, 샘플암 콜리메이터(223)는 샘플암 광섬유(221)를 통하여 제 1 밸런싱 광분배기(121) 측, 보다 구체적으로 제 1 밸런싱 광분배기(121)와 연결되는 광 서큘레이터(112)와 연결되어, 광원부(100)로부터 제 1 밸런싱 광분배기(121)를 거쳐 분할되어 광 서큘레이터(112)로 전달 입력된 빛을 평행광으로 형성하는데, 평행광으로 형성된 빛은 샘플암 콜리메이터(223)로부터 하기되는 커먼 샘플암(202)을 거쳐 피검체(S)의 초점 영역으로 조사된다.

[0069] 또한, 광원부(100)로부터 제 1 밸런싱 광분배기(121)를 거쳐 분할된 빛 중 다른 하나는 광 서큘레이터(113)을 거쳐 레퍼런스암(230)으로 전달되는데, 레퍼런스암(230)은 레퍼런스암 콜리메이터(232)와 레퍼런스 미러(235)를 포함한다. 레퍼런스암 콜리메이터(233)는 레퍼런스암 광섬유(231)를 통하여 제 1 밸런싱 광분배기(121) 및 광 서큘레이터(113)와 연결된다. 이와 같은 레퍼런스암 광섬유(231)의 구조를 통하여 레퍼런스암 콜리메이터(233)와 하기되는 레퍼런스 미러(235) 간의 평행 상태를 원활하게 형성하도록 할 수 있는데, 레퍼런스암 광섬유(231)로 인한 빛의 광각도에 영향을 미칠 수 있기 때문에 이러한 영향을 줄이기 위하여 광 서큘레이터(113)와 레퍼런스암 콜리메이터(233)의 사이에 레퍼런스 편광 조절기(237)가 배치될 수도 있다. 레퍼런스 편광 조절기(237)는 광원부로부터의 광대역 빛의 광각도를 최대화하면서 빛의 모양을 가우시안에 가깝게 형성할 수도 있다.

[0070] 레퍼런스암 콜리메이터(233)도 앞선 샘플암 콜리메이터(231a)와 동일하게 광 대역의 빛을 평행광을 이루도록 한다. 레퍼런스암 콜리메이터(233)로부터 출사되는 평행광은 레퍼런스 미러(235)로 조사된다. 조사된 빛은 레퍼런스 미러(235)에서 반사되어 레퍼런스암 콜리메이터(233)를 거쳐 광 서큘레이터(113)로 복귀되고, 광서큘레이터(113)는 복귀된 빛을 메인 광분배기(120)의 제 2 밸런싱 광분배기(123)로 전달하는데, 레퍼런스 미러(235)에서 반사되어 광서큘레이터(113)로 복귀된 빛은 샘플암(220)을 거쳐 하기되는 커먼 샘플암(202)을 거친 후 피검체(S)로부터 반사되어 다른 광 서큘레이터(112)로 복귀되는 피검체의 초점 영역에 대한 빛과 메인 광분배기(120), 즉 제 2 밸런싱 광분배기(123)에서 만나 간섭 현상을 형성함으로써 피검체의 초점 영역에 대한 영상 획득을 위한 간섭 신호를 형성하게 된다.

[0071] 앞서 기술한 바와 같이 메인 광분배기는 광섬유 분배기(fiber coupler)로 구현되어 빛의 입사각도와 상관없이 안정적인 일정한 빛의 배분 및 출력을 이루고 간결하고 컴팩트한 구성을 이루도록 할 수도 있다.

[0072] 커먼 샘플암(202)은 커먼암 광학 스캐너(204)와 커먼암 대물 렌즈(205)를 포함한다. 커먼암 광학 스캐너(204)는 샘플암 콜리메이터(223)를 통하여 전달되는 빛을 입력받는데, 커먼암 광학 스캐너(204)는 갈바노미터 타입으로 구현될 수 있고, 갈바노미터에 거울이 장착된 구조로서 사전 설정된 각도와 속도로 회동한다. 커먼암 광학 스캐너(204)를 거친 빛은 커먼암 대물렌즈(205)를 거쳐 피검체(S), 보다 구체적으로 피검체(S)의 초점 영역(P)으로 조사된다. 커먼암 대물 렌즈(205)는 본 실시예에서 한 개가 구비되는데, 커먼암 대물렌즈의 개수 내지 유

형 등은 이에 국한되지 않고 설계 사양과 측정 대상인 피검체의 초점 영역과의 관계에 따라 다양한 구성이 가능하다.

[0073] 따라서, 메인 광분배기(120)의 제 1 밸런싱 광분배기(121)를 통하여 간섭 유니트(200)의 간섭계(201)의 샘플암(220)과 레퍼런스암(230) 및 커먼 샘플암(202)을 통하여 각각 분배 전달된 광 대역의 빛 중, 샘플암(220)을 거친 빛은 커먼 샘플암(202)을 전달되어 피검체(P)의 각각의 초점 영역(P1,P2)으로 조사된후, 초점 영역(P)에 대한 영상 신호를 취득할 수 있게 하는 반사된 빛이 입사시와는 반대로 커먼 샘플암(202) 및 샘플암(220)을 거쳐 광 서큘레이터(112)로 복귀 전달된다. 이와 동시에 레퍼런스암(230)으로 전달된 빛이 레퍼런스 미러(235)에서 반사되어 역경로를 거쳐 각각 다른 광 서큘레이터(113)로 복귀한다. 따라서, 샘플암(220) 및 커먼 샘플암(202)을 거친 피검체(S)의 초점 영역(P)에 대한 영상 취득을 위한 반사된 빛과, 레퍼런스암(230)을 거쳐 레퍼런스 미러(235)에서 반사된 빛은 메인 광분배기(120)의 제 2 밸런싱 광분배기(123)로 전달되고, 제 2 밸런싱 광분배기(123)에 유입된 샘플암을 거친 빛과 레퍼런스암을 거친 빛 간에 간섭 현상으로 인한 간섭 신호가 제 2 밸런싱 광분배기(123)에서 형성될 수 있다.

[0074] 메인 광분배기(120)의 제 2 밸런싱 광분배기(123)에서 형성된 간섭 신호는 밸런싱 스위칭부(400)로 전달되는데, 앞서 기술한 바와 같이 밸런싱 스위칭부(300)는 밸런싱 광스위치(310)와 밸런싱 딜레이부(320)를 구비한다. 즉, 제 2 밸런싱 광분배기(123)에서 분배되는 빛이 모두 밸런싱 광스위치(310)로 유입되는데, 밸런싱 광스위치(310)는 스위칭 동작을 이루어 간섭 신호로서의 빛을 순차적으로, 즉 제 2 밸런싱 광분배기(123)에서 분할된 초점 영역(P)에 대한 간섭된 빛, 즉 간섭 신호 중의 하나와, 제 2 간섭부(201b)를 통한 제 2 초점 영역(P2)에 대한 간섭된 빛, 즉 간섭 신호 중의 다른 하나를 검출 유니트(400)로 전달한다. 한편, 제 1 밸런싱 광분배기(121)에서 분할되는 빛 간에는 $\pi/2$ 만큼의 위상차가 발생하고, 제 2 밸런싱 광분배기(123)에서 분할되는 간섭 신호로서의 빛 간에는 $\pi/2$ 만큼의 위상차가 추가 발생하여, 궁극적으로 제 2 밸런싱 광분배기(121)로부터 밸런싱 스위칭부(300)의 밸런싱 광스위치(310)로 전달되는 간섭 신호로서의 빛 간에는 π 만큼의 위상차가 형성된다. 밸런싱 딜레이부(320)는 제 2 밸런싱 광분배기(121)로부터 밸런싱 스위칭부(300)의 밸런싱 광스위치(310)로 전달되는 간섭 신호의 경로 중 하나에 배치되어 사전 설정 시간만큼 신호 전달을 지연시킴으로써, 밸런싱 광스위치(310)의 스위칭시 초점 영역에 대한 동일 시간에 취득한 영상을 지속적으로 출력 전달을 가능하게 할 수도 있다.

[0075] 밸런싱 광스위치(310)는 본 실시예에서 800~1300nm 광영역에 대한 고속 광스위치가 사용되는데, 밸런싱 광스위치(310)는 제어 신호를 통한 선택적 동작을 이루어 π 만큼의 위상차가 발생하는 빛을 순차적으로 검출 유니트(400)로 전달하여 도 5 및 도 6에서와 같은 DC 성분을 배제하는 밸런싱 검출을 이루어 최종적으로 초점 영역에 대한 보다 선명한 영상화를 이룰 수 있다.

[0076] 또한, 제 2 밸런싱 광분배기(123)와 밸런싱 광스위치(310)의 사이에 적어도 하나의 스위칭 편광 조절기(330)가 배치될 수도 있다. 즉, 본 실시예에서 스위칭 편광 조절기(330)는 전달되는 간섭 신호의 강도의 손실을 최소화 시키도록 하여 안정적인 간섭 신호의 전달을 이루도록 할 수 있다.

[0077] 검출 유니트(400)는 밸런싱 스위칭부(300)로부터 전달되는 간섭 신호를 전기적 신호로 변환한다. 분광 유니트로 구현되는 검출 유니트(400, 도 3 참조)는 검출 콜리메이터(410)와 검출 회절격자(420)와 검출 렌즈(430)와 검출기(440)를 구비한다. 검출 콜리메이터(410)는 광스위치(300)로부터 선택되어 전달되는 간섭 신호를 평행광으로 변환하여 검출 회절격자(420)로 출사시켜 전달한다.

[0078] 검출 회절격자(420)는 입사된 평행광으로서의 간섭 신호를 회절시키는데, 본 실시예에서 검출 회절격자(420)는 1800grooves/mm의 투과 회절격자(transmission grating)가 사용되었는데, 검출 회절격자는 사양에 따라 다양한 선택이 가능하다.

[0079] 검출 회절격자(420)에서 회절된 빛은 검출 렌즈(430)를 통하여 검출기(440)로 전달된다. 본 실시예에서 검출기(440)는 70000lines/s의 주사율을 갖는 라인스캔 카메라로 구현되었다.

[0080] 경우에 따라, 검출 렌즈(430)와 검출기(440)의 사이에는 프리즘이 배치될 수도 있다. 이와 같이, 검출 렌즈(430)와 검출기(440)의 사이에 배치되는 프리즘은 파장에 대해 선형적으로 증가하는 값을 카메라로 획득하는 통상적인 분광기와 달리, 파수에 선형적인 값을 검출기(440)에서 획득 가능하게 함으로써, 이를 소프트웨어적으로 처리하여 파수에 대해 선형적으로 값을 변경하는 함수를 대체 가능하여 보다 정확한 영상 정보 취득을 가능하게

할 수도 있다.

- [0081] 검출 유니트(400)를 통하여 간섭 신호로부터 변환된 전기적 신호는 제어부(20)로 전달되는데, 이 과정에서 디지털 신호로 변환된다. 본 발명의 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치(10)는 도 1에 도시된 바와 같이 제어부(20)와, 저장부(30)와, 연산부(40)와, 디스플레이부(50)를 구비하는데, 제어부(20)는 저장부(30) 및 연산부(40)와 전기적으로 연결된다. 저장부(30)는 검출 유니트(400)로부터의 전기적 신호를 영상 신호로 변환하기 위하여 필요한 사전 설정 영상 변환 데이터를 포함하는 사전 설정 데이터를 사전 설정 저장할 수 있다. 연산부(40)는 제어부(20)의 연산 제어 신호에 따라 소정의 연산 과정, 즉 검출 유니트로부터 수신되어 디지털 변환된 신호를 수직 수평 성분에 대해 역고속 푸리에 변환(IFFT) 및/또는 k-도메인 보정(k-domain calibration)과 같은 연산 과정을 거치는데, 제어부(20)는 연산 결과에 따라 저장부(30)에 저장된 사전 설정 영상 변환 데이터 등을 사용하여 디스플레이부(50)로 하여금 영상 제어 신호를 인가하여 실시간 영상 정보의 화상 표시를 이루도록 할 수도 있다.
- [0082] 한편, 저장부(30)의 사전 설정 데이터에는 광스위치를 스위칭하기 위한 모드에 대한 사전 설정 모드 데이터가 포함될 수도 있다. 즉, 본 발명의 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치(10)는 입력부(60)를 더 구비할 수 있고, 사용자에게 의하여 입력부(60)를 통한 사용자의 의도를 포함하는 입력 신호가 입력될 수 있는데, 저장부(30)에 사전 설정된 사전 설정 모드 데이터를 통한 사전 설정 모드가 디스플레이부(50)에 화상 표시될 수 있고 사용자에게 의하여 입력부(60)를 통한 선택이 이루어지는 경우 선택 입력 신호가 제어부(20)로 전송되고 제어부(20)는 갈바노미터로 구현되는 광스캐너(204)와 검출 유니트(400) 및 밸런싱 스위치부(300)의 밸런싱 광스위치(310)를 제어함으로써 피검체의 원하는 영역에 대한 영상 정보를 취득하여 디스플레이부(50)에 화상 표시할 수도 있다.
- [0083] 또 한편, 앞선 실시예에서 본 발명의 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치는 일체형 장치로 기술되었으나, 본 발명의 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치는 이에 국한되지 않고 핸드 헬드형 프루브 타입으로 구현될 수도 있음은 본 발명으로부터 명백하다.
- [0084] 이와 같은 구조를 통하여 복잡한 분광 유니트 구조를 배제하고 간결하고 컴팩트한 구성을 이룰 수 있는데, 이는 상기한 핸드헬드형과 맞물리어 이동형 영상 장치를 구현성을 향상시킬 수도 있고, 안구의 각막 내지 망막의 영상 정보 취득 장치, 광도플러 광 결맞음 영상장치(Doppler optical coherence tomography) 알고리즘을 적용하여 조직 내 혈관 구조, 혈류 방향 및 속도에 대한 정보 획득 가능. 동일한 시스템 구성을 이용하여 혈관 구조에 대한 영상을 획득할 수 있을 뿐만 아니라, 혈류 흐름에 따른 빛의 phase 변화를 소프트웨어 내에서 계산하여 혈류 방향 및 속도에 대한 정보도 획득할 수 있는 혈관 영상 장치로 구현될 수도 있는 등 소정의 구성을 취하는 범위에서 다양한 영상 정보 취득 장치로 구현될 수 있다.
- [0085] 한편, 본 발명의 메인 광분배기(120)는 도 1의 실시예에 국한되지 않고 단수 개의 밸런싱 광분배기를 구비하여 설비 원가를 절감시키는 구조를 취할 수도 있는데, 이에 대하여는 앞선 실시예에서와 동일한 구성에 대하여 동일한 도면 부호 및 명칭을 사용하고 중복된 설명은 생략하여 차이점을 중심으로 설명한다.
- [0086] 본 발명의 일실시예의 변형예가 도 2에 도시되는데, 본 발명의 메인 광분배기(120)는 단수 개의 밸런싱 광분배가를 구비할 수 있는데, 밸런싱 광분배기는 제 1 밸런싱 광분배기(121)로 형성된다. 이 경우, 제 1 밸런싱 광분배기(121)는 광원부(100) 측과 광섬유로 연결되어 광원부(100)로부터 전달받은 빛을 분배하여 간섭 유니트(200)의 간섭계(201)로 진행시키고, 간섭계로부터 반사 전달된 신호를 입력받아 밸런싱 스위치부(300)로 진행시킨다.
- [0087] 여기서, 광원부(100)로부터 생성된 빛이 메인 광분배기(120)의 제 1 밸런싱 광분배기(121)에서 분배되어 간섭계(201)의 샘플암(220), 레퍼런스암(230)과 커먼 샘플암(202)로 전달되고, 커먼 샘플암(202) 및 간섭계(201)의 샘플암 및 레퍼런스암에서 반사된 빛을 밸런싱 스위치부(300)로 전달하는 과정은 앞서 기술된 바와 동일하다. 다만, 도 2의 본 실시예의 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치(10)는 광 서큘레이터(110, optical circulator)가 구비되되, 광 서큘레이터(110)는 광원부(100)와 메인 광분배기(120)의 사이, 즉 광원부(100)와 제 1 밸런싱 광분배기(121)의 사이에 배치되어 광원부(100) 및 제 1 밸런싱 광분배기(121)와 연결되고, 동시에 밸런싱 스위치부(300)의 밸런싱 광스위치(310)와도 연결되는 구조를 취한다. 이때, 제 1 밸런싱 광분배기(121)는 광 서큘레이터(110)를 통하여 광원부(100) 및 밸런싱 스위치부(300)의 밸런싱 광스위치(310)와 연결되고, 동시에 간섭계(201)의 샘플암(220) 및 레퍼런스암(230)과 연결되어 빛의 전달 및 반사된 빛의 복귀를 허용한다.

- [0088] 즉, 광원부(100)에서 생성된 빛은 광 서큘레이터(110)를 거쳐 밸런싱 스위칭부(300)가 아닌 제 1 밸런싱 광분배기(121)로 전달되고, 제 1 밸런싱 광분배기(121)는 입력된 빛을 간섭계(201)의 샘플암(220) 및 레퍼런스암(230)으로 전달한다. 간섭계(201) 및 커먼 샘플암(202)의 간섭 유니트(200)로 전달된 빛은 피검체(S) 및 레퍼런스미러(235)를 거쳐 다시 제 1 밸런싱 광분배기(121)로 복귀된다.
- [0089] 제 1 밸런싱 광분배기(121)로 전달된 빛은 간섭 현상으로 간섭 신호가 형성되고, 간섭 신호는 각각 분할되어 제 1 밸런싱 광분배기(121)로부터 밸런싱 스위칭부(300)로 전달되고, 이후의 과정은 상기 실시예의 경우와 동일하다. 이러한 광 경로 진행 중, 광원부(100)로부터 광 서큘레이터(110)를 거쳐 메인 광분배기(120)의 제 1 밸런싱 광분배기(121)로 입력된 빛이 다시 분배되어 간섭계(201)로 전달될 때 분배되는 빛 간에는 $\pi/2$ 만큼의 위상차가 형성되고, 간섭계(201)로부터 다시 제 1 밸런싱 광분배기(121)로 복귀어 간섭 신호가 형성된후 간섭 신호가 재분배 전송되는 과정에서 $\pi/2$ 만큼의 위상차가 추가 발생하여, 최종적으로 밸런싱 스위칭부(300)로 분배 전송되는 빛 간에는 π 만큼의 위상차가 형성된다. 이와 같은 구성을 통하여 광학 요소를 최소화시켜 영상 저하 발생 가능성을 최소화시킬 수도 있다.
- [0090] 한편, 상기 실시예에서는 단수 개의 초점 영역에 대한 영상 정보 취득 기능을 구현하는 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치를 기술하였으나, 본 발명의 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치는 서로 상이한 초점 영역에 대한 영상 정보를 선택적 취득 내지 실질적으로 동시 취득을 가능하는 구성을 취할 수도 있다. 이에 대하여는 앞선 실시예에서와 동일한 구성에 대하여 동일한 도면 부호 및 명칭을 사용하고 중복된 설명은 생략하여 간섭계의 차이점을 중심으로 설명한다.
- [0091] 도 3에는 본 발명의 또 다른 일실시예에 따른 서로 상이한 초점 영역에 대한 영상 정보 취득을 가능하게 하는 밸런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치의 개략적인 블록 선도가 도시된다.
- [0092] 메인 광분배기(120)의 제 1 밸런싱 광분배기(121)는 광원부(100)로부터 전달된 광 대역의 빛을 분할하여 간섭계(201)의 샘플암(220)과 레퍼런스암(230)으로 전달한다.
- [0093] 샘플암(220)은 샘플암 콜리메이터(223)를 구비하는데, 샘플암 콜리메이터(223)는 샘플암 광섬유(221)를 통하여 제 1 밸런싱 광분배기(121) 측, 보다 구체적으로 제 1 밸런싱 광분배기(121)와 연결되는 광 서큘레이터(112)와 연결되어, 광원부(100)로부터 제 1 밸런싱 광분배기(121)를 거쳐 분할되어 광 서큘레이터(112)로 전달 입력된 빛을 평행광으로 형성하는데, 평행광으로 형성된 빛은 샘플암 콜리메이터(223)로부터 하기되는 커먼 샘플암(202)을 거쳐 피검체(S)의 초점 영역으로 조사된다.
- [0094] 또한, 광원부(100)로부터 제 1 밸런싱 광분배기(121)를 거쳐 분할된 빛 중 다른 하나는 광 서큘레이터(113)을 거쳐 레퍼런스암(230)으로 전달되는데, 레퍼런스암(230)은 레퍼런스 광 스위치(234)와, 제 1 및 제 2 레퍼런스암 콜리메이터(232a,b)와 제 1 및 제 2 레퍼런스 미러(235a,b)를 포함한다. 레퍼런스 광 스위치(234)는 레퍼런스암 광섬유(231)를 통하여 제 1 밸런싱 광분배기(121) 및 광 서큘레이터(113)와 연결되고 제어부(20)의 스위칭 제어 신호에 따라 스위칭되어 제 1 레퍼런스암 콜리메이터(233a) 및 제 2 레퍼런스암 콜리메이터(233b) 측의 연결을 단속시킨다. 제 1 레퍼런스암 콜리메이터(233a) 및 제 2 레퍼런스암 콜리메이터(233b)는 레퍼런스암 광섬유(231)를 통하여 레퍼런스 광 스위치(234)와 연결된다. 이와 같은 레퍼런스암 광섬유(231)의 구조를 통하여 제 1 및 제 2 레퍼런스암 콜리메이터(233a,b)와 하기되는 제 1 및 제 2 레퍼런스 미러(235a,b), 즉 각각의 제 1 레퍼런스암(230a) 및 제 2 레퍼런스암(230b) 간의 평행 상태가 원활하게 형성되도록 할 수 있는데, 레퍼런스암 광섬유(231)로 인한 빛의 광강도에 영향을 미칠 수 있기 때문에 이러한 영향을 줄이기 위하여 광 서큘레이터(113)와 레퍼런스 광 스위치(234) 및/또는 레퍼런스 광 스위치(234)와 제 1 및 제 2 레퍼런스암 콜리메이터(233a,b)의 사이에 레퍼런스 편광 조절기(236a,b)가 배치될 수도 있다. 레퍼런스 편광 조절기(236a,b)는 광원부로부터의 광대역 빛의 광강도를 최대화하면서 빛의 모양을 가우시안에 가깝게 형성할 수도 있다.
- [0095] 제 1 및 제 2 레퍼런스암 콜리메이터(233ab)도 앞선 샘플암 콜리메이터(231)와 동일하게 광 대역의 빛을 평행광을 이루도록 한다. 제 1 및 레퍼런스암 콜리메이터(233a,b)로부터 출사되는 평행광은 제 1 및 제 2 레퍼런스 미러(235a,b)로 조사된다. 조사된 빛은 제 1 및 제 2 레퍼런스 미러(235a,b)에서 반사되어 제 1 및 제 2 레퍼런스암 콜리메이터(233a,b)를 거쳐 레퍼런스 광 스위치(234)로 복귀시킨다.

- [0096] 제 1 레퍼런스 미러(235a)에서 반사되어 레퍼런스 광 스위치(234)를 거쳐 제 2 밸런싱 광분배기(123)로 전달되는 빛은 샘플암(220)을 거쳐 하기되는 커먼 샘플암(202)을 거친 후 피검체(S)로부터 반사되어 제 2 밸런싱 광분배기(123)로 전달되는 피검체의 제 1 초점 영역에 대한 빛과 만나 간섭 현상을 형성함으로써 피검체의 제 1 초점 영역(P1)에 대한 영상 획득을 위한 간섭 신호를 형성하게 된다.
- [0097] 또한, 제 2 레퍼런스 미러(235b)에서 반사되어 레퍼런스 광 스위치(234)를 거쳐 제 2 밸런싱 광분배기(123)로 전달되는 빛은 샘플암(220)을 거쳐 하기되는 커먼 샘플암(202)을 거친 후 피검체(S)로부터 반사되어 제 2 밸런싱 광분배기(123)로 전달되는 피검체의 제 2 초점 영역(P2)에 대한 빛과 만나 간섭 현상을 형성함으로써 피검체의 제 2 초점 영역(P2)에 대한 영상 획득을 위한 간섭 신호를 형성하게 된다.
- [0098] 커먼 샘플암(202)은 커먼암 광학 스캐너(204)와 커먼암 대물 렌즈(205)를 포함한다. 커먼암 광학 스캐너(204)는 샘플암 콜리메이터(223)를 통하여 전달되는 빛을 전달시켜 커먼암 대물 렌즈(205)로 전달한다. 커먼암 광학 스캐너(204)는 갈바노미터 타입으로 구현될 수 있는데, 갈바노미터에 거울이 장착된 구조로서 사전 설정된 각도와 속도로 회동한다. 커먼암 광학 스캐너(204)를 거친 빛은 커먼암 대물렌즈(205)를 거쳐 피검체(S), 보다 구체적으로 피검체(S)의 초점 영역(P1,P2)으로 조사된다. 커먼암 대물 렌즈(205)는 본 실시예에서 두 개의 커먼암 제 1 대물 렌즈(205-1)와 커먼암 제 2 대물 렌즈(205-2)를 구비하는데, 커먼암 대물렌즈의 개수 내지 유형 등은 이에 국한되지 않고 설계 사양과 측정 대상인 피검체의 초점 영역과의 관계에 따라 다양한 구성이 가능하다.
- [0099] 따라서, 메인 광분배기(120)를 통하여 간섭 유니트(200)의 제 1 간섭계(201a) 및 제 2 간섭계(201b)를 통하여 각각 분배된 광 대역의 빛은, 다시 각각의 제 1 광분배기(210a)/제 2 광분배기(210b)를 거쳐 각각의 제 1 샘플암(220a)/제 2 샘플암(220b) 및 제 1 레퍼런스암(230a)/제 2 레퍼런스암(230b)으로 전달된다. 제 1 샘플암(220a)/제 2 샘플암(220b)을 거친 빛은 공통의 커먼 샘플암(202)을 전달되어 피검체(P)의 각각의 초점 영역(P1,P2)으로 조사된다. 그후, 각각의 초점 영역(P1,P2)에 대한 영상 신호를 취득할 수 있게 하는 반사된 빛이 입사시와는 반대로 커먼 샘플암(202) 및 제 1 샘플암(220a)/제 2 샘플암(220b)을 거쳐 각각의 제 1 광분배기(210a)/제 2 광분배기(210b)로 복귀 전달되는데, 이와 동시에 제 1 광분배기(210a)/제 2 광분배기(210b)에서 배분되어 각각 제 1 레퍼런스암(230a)/제 2 레퍼런스암(230b)으로 전달된 빛이 제 1 레퍼런스 미러(235a)/제 2 레퍼런스 미러(235b)에서 반사되어 역경로를 거쳐 각각 제 1 광분배기(210a)/제 2 광분배기(210b)로 복귀된다. 따라서, 제 1 샘플암(220a)/제 2 샘플암(220b) 및 커먼 샘플암(202)을 거친 피검체(S)의 초점 영역(P1,P2)에 대한 영상 취득을 위한 반사된 빛과, 제 1 레퍼런스암(230a)/제 2 레퍼런스암(230b)을 거쳐 제 1 레퍼런스 미러(235a)/제 2 레퍼런스 미러(235b)에서 반사된 빛과의 간섭 현상으로 간섭 신호가 생성된다.
- [0100] 제 1 레퍼런스암(230a)과 제 2 레퍼런스암(230b)는 동일한 구조를 취하는데, 제 1 레퍼런스암(230a)은 제 1 레퍼런스암 콜리메이터(233a)와 제 1 레퍼런스 미러(235a) 사이에 형성되는 제 1 레퍼런스 광경로(PathRP)를 구비하고, 제 2 레퍼런스암(230b)은 제 2 레퍼런스암 콜리메이터(233b)와 제 2 레퍼런스 미러(235b) 사이에 형성되는 제 2 레퍼런스 광경로(PathRS)를 구비한다. 제 1 레퍼런스 광경로(PathRP)와 제 2 레퍼런스 광경로(PathRS)상의 빛이 공통 경유되는 커먼 레퍼런스 광분배기(241,243)이 더 구비될 수 있는데, 제 1 레퍼런스 미러(235a)는 제 1 레퍼런스암 콜리메이터(233a)로부터 커먼 레퍼런스 광분배기(241,243)를 통하여 입력되는 빛을 반사 전달하는 분산 제 1 레퍼런스 광경로 미러(235a)이고 제 2 레퍼런스 미러(235b)는 제 2 레퍼런스암 콜리메이터(233b)로부터 커먼 레퍼런스 광분배기(241,243)를 통하여 입력되는 빛을 반사 전달하는 분산 제 2 레퍼런스 광경로 미러(235b)이다.
- [0101] 도 3에 도시된 바와 같이, 제 1 레퍼런스 광경로는 제 1 레퍼런스암 콜리메이터(233a)와 제 1 레퍼런스 미러(235a) 사이에, 그리고 제 2 레퍼런스 광경로는 제 2 레퍼런스암 콜리메이터(233b)와 제 2 레퍼런스 미러(235b) 사이에 형성되는데, 제 1 레퍼런스암 콜리메이터(233a)와 제 1 레퍼런스 미러(235a) 사이 및 제 2 레퍼런스암 콜리메이터(233b)와 제 2 레퍼런스 미러(235b) 사이, 즉 제 1 레퍼런스 광경로 및 제 2 레퍼런스 광경로 상에는 각각의 빛이 공통 경유하는 커먼 레퍼런스 광분배기(241,243)가 배치된다. 커먼 레퍼런스 광분배기(241,243)는 각각 하기되는 커먼암 광분배기(203) 및 커먼암 광경로 분산부(206)의 분산 제 1 광분배기(2061)에 대응된다.
- [0102] 커먼 레퍼런스 광분배기(241,243)는 두 개가 구비되는데, 도면 부호 241로 지시되는 커먼 레퍼런스 광분배기

(241)는 제 1 레퍼런스암 콜리메이터(233a)/제 2 레퍼런스암 콜리메이터(233b)로부터 전달되는 빛을 각각 취합하여 도면 부호 243으로 지시되는 다른 커먼 레퍼런스 광분배기(243)로 전달하고, 도면 부호 243으로 지시되는 커먼 레퍼런스 광분배기(243)는 전달된 빛을 다시 분할하여 각각의 제 1 레퍼런스 미러(235a), 즉 분산 제 1 레퍼런스 광경로 미러(235a) 및 제 2 레퍼런스 미러, 즉 분산 제 2 레퍼런스 광경로 미러(235b)로 전달한다. 반대로, 제 1 레퍼런스 미러(235a) 및 제 2 레퍼런스 미러(235b)에서 반사된 빛은 역경로를 따라 이동하는데, 도면 부호 243으로 지시되는 커먼 레퍼런스 광분배기(243)로 전달된 빛은 취합되어 도면 부호 241로 지시되는 커먼 레퍼런스 광분배기(241)로 전달되고, 커먼 레퍼런스 광분배기(241)로 입력된 반사광은 각각의 제 1 레퍼런스암 콜리메이터(233a)/제 2 레퍼런스암 콜리메이터(233b)를 거쳐 레퍼런스 광 스위치(234)로 전달된다. 이 경우, 커먼 레퍼런스 광분배기(241,243)의 사이에는 커먼 레퍼런스 렌즈가 더 구비될 수 있는데, 커먼 레퍼런스 광경로 렌즈(244)는 에이크로매틱 렌즈(achromatic lens)로 형성될 수 있고, 또한 제 2 레퍼런스 광경로(PathRS) 상으로 커먼 레퍼런스 광분배기(243)과 제 2 레퍼런스 미러, 즉 분산 제 2 레퍼런스암 광경로 미러(235b)와의 사이에는 광량을 조절하기 위한 ND필터(Neutral Density filter)로서의 분산 제 2 레퍼런스 광경로 필터(247b)가 더 구비될 수도 있는 등 설계 사양에 따라 다양한 구성이 가능하다.

[0103] 여기서, 커먼 레퍼런스 광분배기(241,243)는 편광 분배기(PBS;Polarized Beam Splitter)로 구현되는데, 커먼 레퍼런스 광분배(241,243)를 거쳐 제 1 레퍼런스 광경로 및 제 2 레퍼런스 광경로를 형성하는 빛은 각각 편광된 수평광(LP) 및 수직광(LS) 중 중복되지 않도록 택일적으로 하기되는 커먼 샘플암에서의 편광되는 구조와 매칭되어 선택 형성된다.

[0104] 즉, 본 실시예에서 제 1 레퍼런스 광경로 상의 빛은 수평광(LP)으로, 그리고 제 2 레퍼런스 광경로 상의 빛은 수직광(LS)으로 형성되어 각각 자신의 편광 성분 이외의 다른 성분은 해당 레퍼런스 광경로 상에서 배제되는 구조를 취한다. 이는 일례로서 서로 반대되는 구성을 취할 수도 있음은 상기로 명백하다.

[0105] 제 1 레퍼런스암 콜리메이터(233a)로부터 도면 부호 241로 지시되는 커먼 레퍼런스 광분배기(241)로 전달 입력되는 빛은 커먼 레퍼런스 광분배기(241)로 입력 전달되고, 제 1 레퍼런스암 콜리메이터(233a)로부터 커먼 레퍼런스 광분배기(241)로 입력되는 빛 중 수평광(LP) 성분만이 투과되어 도면 부호 243으로 지시되는 커먼 레퍼런스 광분배기(243)를 투과하여 제 1 레퍼런스 미러(235a)로 전달 반사되어 다시 제 1 레퍼런스암 콜리메이터(233a)를 거쳐 레퍼런스 광 스위치(234)로 전달되어 샘플암 측으로부터 반사되는 빛과의 간섭이 발생한다. 즉, 제 1 레퍼런스 광경로 상의 커먼 레퍼런스 광분배기(241,243)를 적절히 조정하여 수평광(LP) 성분만 사용할 수 있다.

[0106] 또한, 제 2 레퍼런스암 콜리메이터(233b)로부터 도면 부호 241로 지시되는 커먼 레퍼런스 광분배기(241)로 전달 입력되는 빛은 커먼 레퍼런스 광분배기(241)로 입력 전달되고, 제 2 레퍼런스암 콜리메이터(233b)로부터 커먼 레퍼런스 광분배기(241)로 입력되는 빛 중 수직광(LS) 성분만이 투과되어 도면 부호 243으로 지시되는 커먼 레퍼런스 광분배기(243)를 통하여 제 2 레퍼런스 미러(235b)로 전달 반사되어 다시 도면 부호 243,241로 지시되는 커먼 레퍼런스 광분배기의 순서로 투과되어 제 2 레퍼런스암 콜리메이터(233b)를 거쳐 레퍼런스 광 스위치(234)로 전달되어 샘플암 측으로부터 반사되는 빛과의 간섭이 발생한다. 즉, 제 2 레퍼런스 광경로 상의 커먼 레퍼런스 광분배기(241,243)를 적절히 조정하여 수직광(LS) 성분만 사용할 수 있다.

[0107] 커먼 샘플암(202)은 커먼암 광학 스캐너(204)와 커먼암 광경로 분산부(206)를 포함한다. 샘플암 콜리메이터(223)를 통하여 전달되는 빛은 커먼암 광학 스캐너(204)로 전달된다. 커먼암 광학 스캐너(204)는 갈바노미터 타입으로 구현될 수 있는데, 갈바노미터에 거울이 장착된 구조로서 사전 설정된 각도와 속도로 회동한다. 커먼암 광학 스캐너(204)를 거친 빛은 커먼암 광경로 분산부(206)를 거쳐 피검체(S), 보다 구체적으로 피검체(S)의 초점 영역(P1,P2)으로 조사된다. 커먼암 광경로 분산부(206)로 입력되는 빛은 수평광 성분인지 아니면 수직광 성분인지의 편광 여부에 따라 상이한 광경로, 즉, 제 1 샘플 광경로와 제 2 샘플 광경로를 형성한다. 도면에서 각각은 도면 부호 PathP,PathS로 지시되는 점선으로 표시되는데, 제 1 샘플 광경로(PathP)를 이루는 수평광 성분(LP)은 PBS로 구현되는 분산 제 1 광분배기(2061)와 분산 제 2 광분배기(2062)를 투과 전달되고, 제 2 샘플 광경로(PathS)를 이루는 수직광 성분(LS)은 분산 제 1 광분배기(2061) 및 분산 제 2 광분배기(2062)에서 광경로 반사 전달되는 구조를 이룬다.

[0108] 보다 상세하게, 커먼암 광경로 분산부(206)는 분산 제 1 광분배기(2061)와, 분산 제 2 광분배기(2062)와, 분산

대물 렌즈(2069)와, 분산 제 2 샘플 광경로 미러(2065,2067)과, 분산 제 2 샘플 광경로 초점 렌즈(2063)를 포함한다. 분산 제 1 광분배기(2061)와 분산 제 2 광분배기(2062)는 상기한 바와 같이 PBS로 구현된다. 분산 제 1 광분배기(2061)과 분산 제 2 광분배기(2062)는 빛의 편광 성분 여부에 따라 상이한 광경로를 형성하도록 한다. 즉, 커먼암 광학 스캐너(204)를 거친 빛은 수평광 성분(LP)인지 수직광 성분(LS)인지 여부에 따라 광경로가 결정되는데, 분산 제 1 광분배기(2061)는 광학 스캐너(204)로부터 조사되는 빛을 분해하여, 광학 스캐너로부터 조사되는 빛의 진행 방향과 동일한 방향으로 형성되는 제 1 샘플 광경로(PathP) 및 광학 스캐너(204)로부터 조사되는 빛의 진행 방향과 수직한 방향으로 형성되는 제 2 샘플 광경로(PathS)를 형성한다. 분산 제 2 광분배기(2062)는 분산 제 1 광분배기(2061)와 마주하여 피검체와의 사이에 배치되고 제 1 샘플 광경로(PathP) 및 제 2 샘플 광경로(PathS) 상에 배치되어, 제 1 샘플 광경로(PathP)와 제 2 샘플 광경로(PathS)는 분산 제 1 및 2 광분배기(2061,2062)를 모두 경유한다.

[0109] 분산 제 2 샘플 광경로 미러(2065,2067)는 제 2 샘플 광경로(PathS) 상에 배치되어 분산 제 1 광분배기(2061)에서 분기되는 빛이 분산 제 2 광분배기(2062)에서 합류되도록 제 2 샘플 광경로(PathS)를 형성한다. 빛이 피검체에서 반사되어 반대 방향으로 진행하는 경우 분산 제 2 샘플 광경로 미러(2065,2067)는 분산 제 2 광분배기에서 분기된 반사된 수직광 성분을 분산 제 1 광분배기로 전달할 수 있다. 제 2 샘플 광경로(PathS)는 제 1 샘플 광경로(PathP)와 상이하게 형성하는데, 본 실시예에서 분산 제 2 샘플 광경로 미러(2065,2067)는 두 개가 구비되는 구조를 이루나 이는 일례로서 미러의 개수에 본 발명이 한정되는 것은 아니다.

[0110] 분산 대물 렌즈(2069)는 분산 제 2 광분배기(2062)와 피검체(S) 사이에 배치되고, 분산 제 2 광분배기(2062)를 통하여 투과 내지 반사 전달되는 빛을 피검체(S)의 상이한 초점 영역에 각각 조사시키고, 피검체(S)의 상이한 초점 영역(P1,P2)로부터 반사된 빛을 다시 분산 제 2 광분배기(2062)로 전달한다.

[0111] 또한, 분산 제 2 샘플 광경로 초점 렌즈(2063)는 분산 제 1 광분배기(2061)와 분산 제 2 샘플 광경로 미러(2065) 사이로 제 2 샘플 광경로(PathP) 상에 배치되는데, 이는 본 실시예의 분산 대물 렌즈(2069)가 피검체(S)와 분산 제 2 광분배기(2061) 사이에 배치되기 때문에 분산 제 2 샘플 광경로 초점 렌즈(2063)를 통하여 제 2 초점 영역(P2)으로 빛이 정확하게 초점화되도록 하기 위함이다. 즉, 본 실시예에서 분산 대물 렌즈(2069)는 제 1 샘플 광경로(PathP)와 제 2 샘플 광경로(PathS) 상에 배치되고, 예를 들어 피검체(S)가 안구인 경우 안구의 수정체는 또 다른 렌즈의 역할을 하는바, 분산 대물 렌즈(2069)를 거친 제 1 샘플 광경로(PathP) 상의 빛은 각막인 제 1 초점 영역(P1)에 정확하게 초점화되고, 분산 제 2 샘플 광경로 초점 렌즈(2063)를 거친 제 2 샘플 광경로(PathS)는 분산 대물 렌즈(2069)를 거침으로써 평행광으로 전환되어 피검체(S)인 안구에 조사되고, 안구의 수정체가 별도의 렌즈 역할을 담당하여 제 2 샘플 광경로(PathS)의 수직광 성분은 피검체(S)의 제 2 초점 위치(Ps)인 망막에 정확하게 초점화 조사됨으로써 소정의 정확한 이미징 영상을 취득 가능하게 한다.

[0112] 즉, 이와 같은 커먼암 광경로 분산부(206)를 통하여, 제 1 샘플암 콜리메이터(223a)를 거친 신호는 제 1 샘플 광경로(PathP)를 따라 분산 제 1 및 2 광분배기(2061,2062)를 투과 전달되고 분산 대물 렌즈(2069)를 통하여 피검체(S)의 제 1 초점 영역(P1)으로 전달 반사된 후, 다시 역경로를 따라 제 1 샘플암 콜리메이터(223a)로 반사 전달되어 광 서클레이터 및 제 2 밸런싱 광분배기(123)로 전달되어 제 1 레퍼런스암 측으로부터 반사되는 광신호에 함께 간섭 신호를 형성한다.

[0113] 또한, 제 2 샘플암 콜리메이터(223b)를 거친 신호는 제 2 샘플 광경로(PathS)를 따라 분산 제 1 광분배기(2061)를 통하여 반사 전달되어 분산 제 2 샘플 광경로 초점 렌즈(2063) 및 분산 제 2 샘플 광경로 미러(2065,2067)를 거쳐 분산 제 2 광분배기(2062)에 전달되고 분산 제 2 광분배기(2062)에서 반사 전달되어 분산 대물 렌즈(2069)를 통하여 피검체(S)로 전달되는데, 분산 제 2 샘플 광경로 초점 렌즈(2063) 및 분산 대물 렌즈(2069)를 통하여 평행광이 입력되고, 안구인 피검체(S)의 수정체를 통하여 제 2 초점 영역(P2)인 망막에 초점화된 후, 다시 역경로를 따라 제 2 샘플암 콜리메이터(223b)로 반사 전달되어 광 서클레이터 및 제 2 밸런싱 광분배기로 전달되어 제 2 레퍼런스암 측으로부터 반사되는 광신호와 함께 간섭 신호를 형성한다.

[0114] 이와 같은 커먼암 광경로 분산부를 구비하는 간섭 유닛의 커먼 샘플암(202), 레퍼런스암 및 샘플암을 구비하는 간섭계(210)를 통하여 피검체(S)의 각각의 상이한 초점 영역(P1,P2)에 대한 보다 정확한 영상 정보를 형성하기 위한 간섭 신호를 형성하기 위한 신호를 형성할 수 있다.

[0115] 본 실시예에 따른 피검체(S)는 앞선 실시예와 동일하게 안구(眼球)일 수 있고, 초점 영역(P1,P2)는 각각 각막(角膜, cornea)과 망막(網膜, retina)으로 지시될 수 있고 이에 대한 취득되는 영상 정보는 영상 품질이 향상된 점을 추가하면 앞선 실시예에서 설명된 내용에 언급된 바와 동일하다.

[0116] 본 발명의 뱀런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치는 안구 영상 정보 취득 장치이외에, 광도플러 광 결맞음 영상장치(Doppler optical coherence tomography) 알고리즘을 적용하여 조직 내 혈관 구조, 혈류 방향 및 속도에 대한 정보 획득 가능. 동일한 시스템 구성을 이용하여 혈관 구조에 대한 영상을 획득할 수 있을 뿐만 아니라, 혈류 흐름에 따른 빛의 phase 변화를 소프트웨어 내에서 계산하여 혈류 방향 및 속도에 대한 정보도 획득할 수 있는 혈관 영상 장치로 구현될 수도 있는 등 소정의 구성을 취하는 범위에서 다양한 영상 정보 취득 장치로 구현될 수 있다.

[0117] 이 밖의 나머지 구성은 앞선 도 1의 실시예에서 언급된 구성과 동일하다.

[0118] 또 한편, 본 발명은 서로 상이한 초점 영역에 대한 영상 정보 취득을 이룸과 동시에 구성요소의 간결함을 위하여 도 2의 실시예와 마찬가지로의 구성을 취하는 실시할 수도 있다. 즉, 도 4에는 본 발명의 또 다른 일실시예에 따른 서로 상이한 초점 영역에 대한 영상 정보 취득을 가능하게 하고 메인 광분배기가 단수 개의 뱀런싱 광분배기를 구비하는 뱀런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치의 개략적인 블록 선도가 도시된다. 여기서, 간섭 유니트의 간섭계(201)는 앞선 도 3의 경우와 동일한 레퍼런스 스위치(234)를 구비하는 레퍼런스암(230), 샘플암(220)을 구비할 수 있고, 메인 광분배기(120)는 단수 개의 뱀런싱 광분배기(121)를 구비하고 뱀런싱 스위칭부(300) 및 검출 유니트(400) 등을 구비하되, 광 서큘레이터(110)가 광원부(100)와 간섭 유니트(200)의 간섭계(201)의 사이에 배치되고 광 서큘레이터(110)는 뱀런싱 광분배기(121)와 뱀런싱 스위칭부(300)의 일측과도 연결되는 구조를 취함은 앞선 실시예에서의 도 3의 경우와 동일하다.

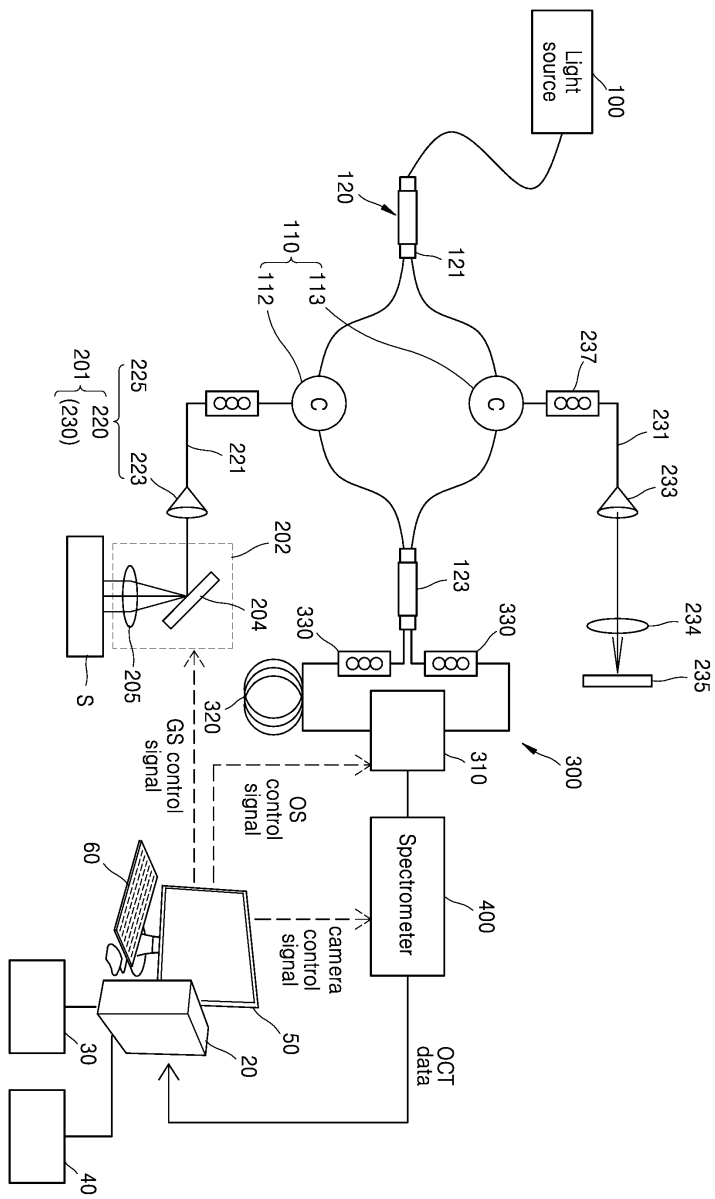
[0119] 상기 실시예들은 본 발명을 설명하기 위한 일례들로, 본 발명이 이에 국한되지 않고, 다양한 변형이 가능하다.

부호의 설명

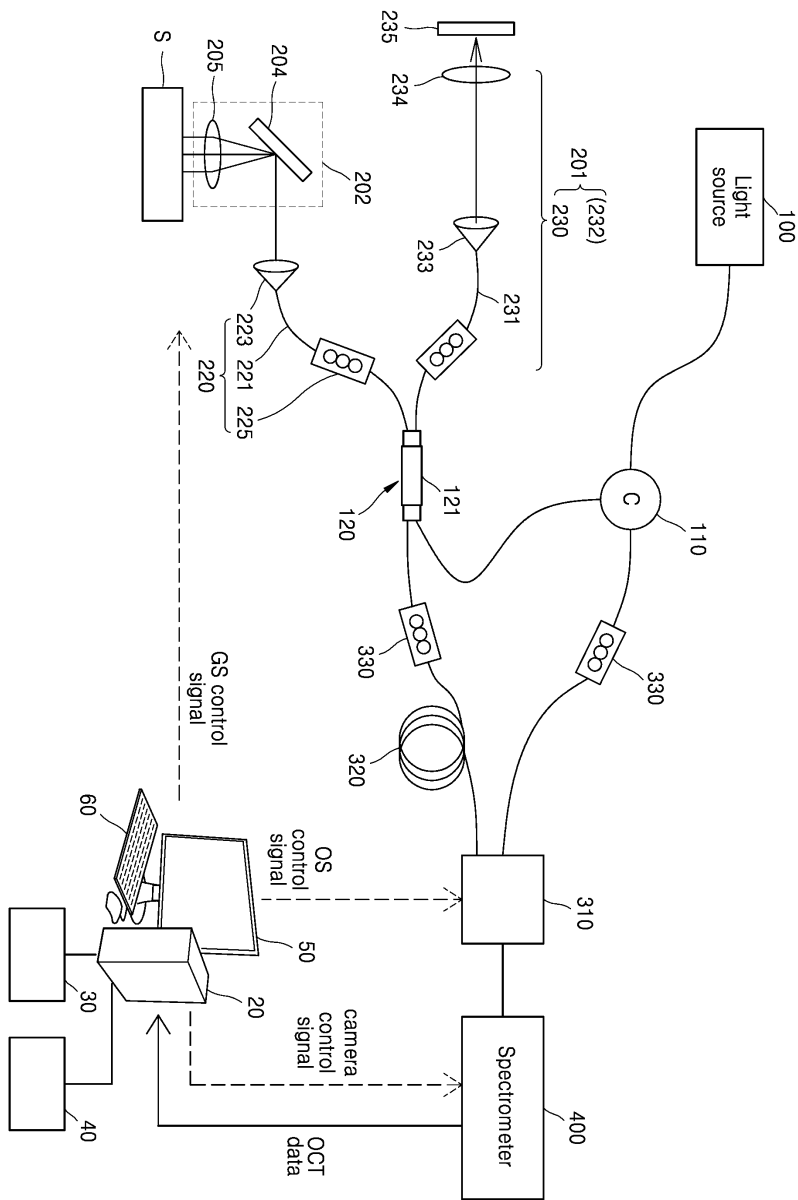
[0120] 10...뱀런싱 디텍팅 광 결맞음 영상 장치 20...제어부
30...저장부 40...연산부
50...디스플레이부 100...광원부
200...간섭 유니트 300...뱀런싱 스위칭부
400...검출 유니트

도면

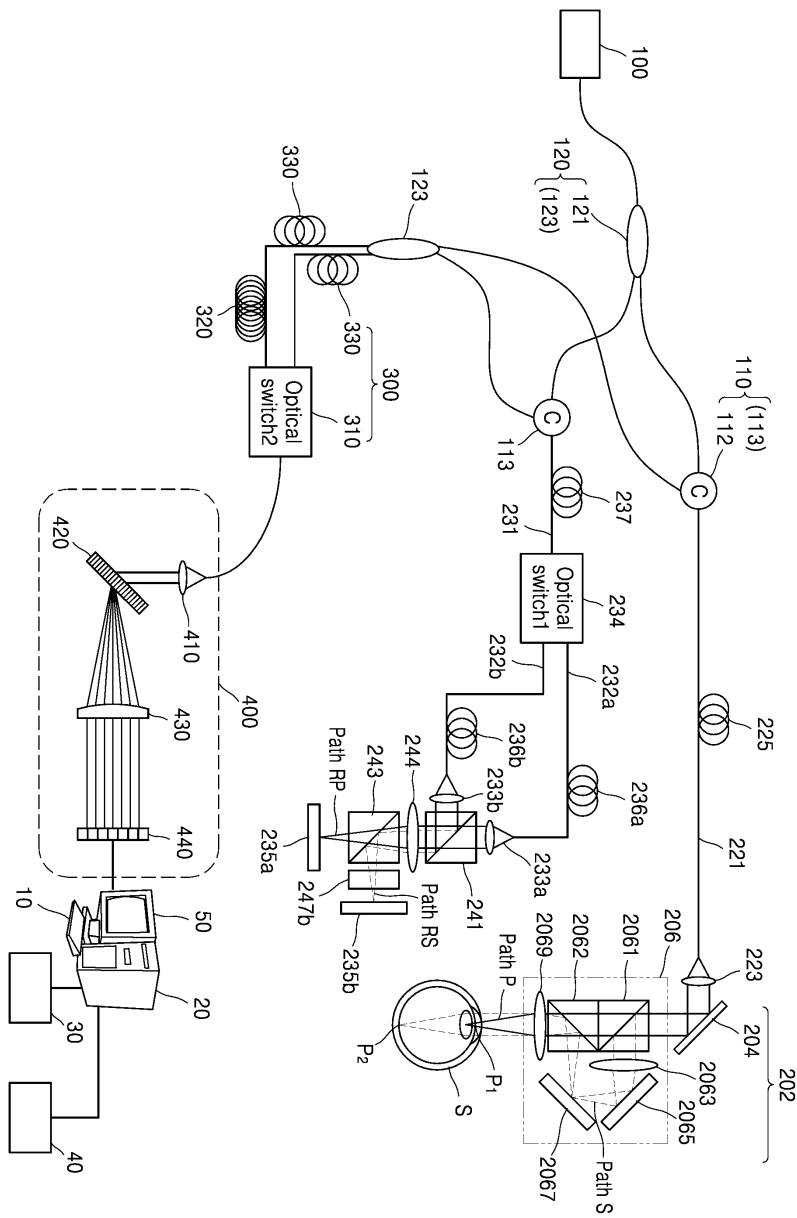
도면1



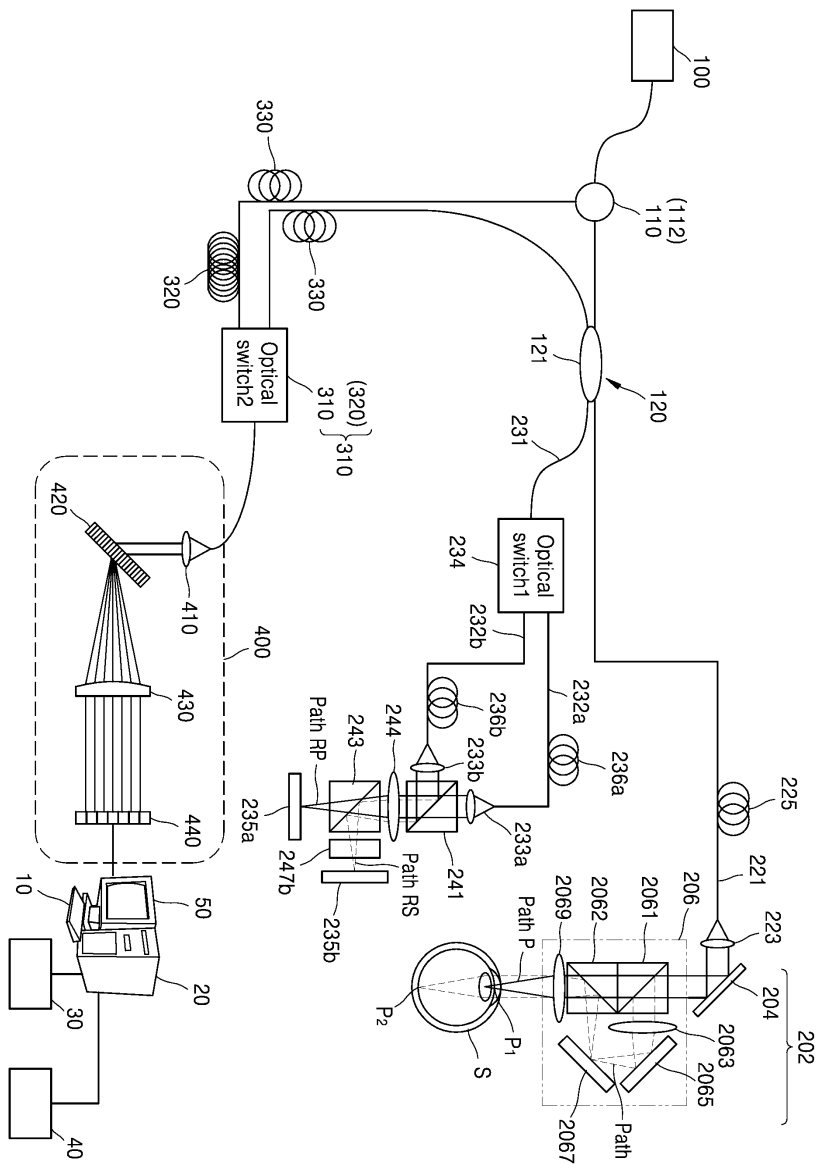
도면2



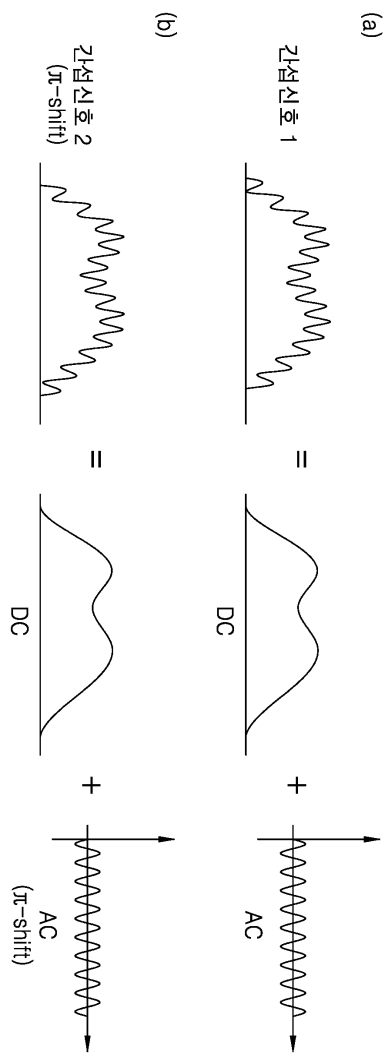
도면3



도면4



도면5



도면6

