(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2013년11월22일
(11) 등록번호 10-1332222
(24) 등록일자 2013년11월18일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
G01B 9/02 (2006.01) *G01B 11/24* (2006.01)
A61B 3/12 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2007-7005318
(22) 출원일자(국제) 2005년08월08일
심사청구일자 2010년07월23일
(85) 번역문제출일자 2007년03월06일
(65) 공개번호 10-2007-0062513
(43) 공개일자 2007년06월15일
(86) 국제출원번호 PCT/US2005/028194
(87) 국제공개번호 WO 2006/017837
국제공개일자 2006년02월16일
(30) 우선권주장
60/599,809 2004년08월06일 미국(US)
(56) 선행기술조사문헌
JP08252256 A
JP2003254898 A
전체 청구항 수 : 총 45 항

(73) 특허권자
더 제너럴 하스피탈 코포레이션
미국, 메사추세츠 02114, 보스톤 프룻트 스트리트 55
(72) 발명자
데보어,요한,피츠제랄드
60씨 마샬 스트리트, 소머빌, 메사추세츠주 02145, 미국
박, 보리스, 헤일
353 소머빌 애베뉴 #1, 소머빌, 메사추세츠주 02143, 미국
(74) 대리인
특허법인다래

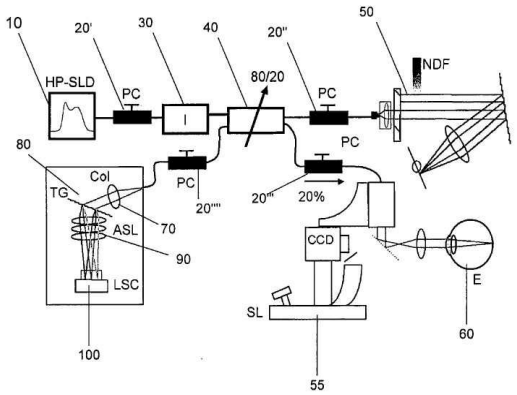
심사관 : 이달경

(54) 발명의 명칭 **광간섭 단층촬영법을 이용해서 샘플 내에서 적어도 하나의 위치를 결정하는 방법, 시스템 및 그 방법을 구현하기 위한 소프트웨어가 저장되어 컴퓨터로 판독 가능한 매체**

(57) 요 약

샘플의 적어도 일부분에 대한 적어도 하나의 위치를 결정하기 위한 시스템, 공정 및 소프트웨어 배열이 제공된다. 특히, 샘플의 일부분에 관련된 정보가 획득된다. 이러한 부분은 샘플로부터 수신된 제1 전자기 방사선과 기준으로부터 수신된 제2 전자기 방사선을 포함하는 간섭 신호에 관련될 수 있다. 또한, 샘플의 일부분에 대한 심도 정보 및/또는 측방향 정보가 획득될 수 있다. 결과 정보를 생성하기 위해서 심도 정보 및/또는 측방향 정보에 적어도 하나의 가중치 함수가 적용될 수 있다. 또한, 샘플의 일부분에 대한 표면 위치, 측방향 위치 및/또는 심도 위치가 결과적인 정보에 기초해서 확인될 수 있다.

대 표 도 - 도1



특허청구의 범위

청구항 1

샘플에 대한 위치를 결정하는 시스템에 있어서,

상기 샘플로부터 수신된 제1 전자기 방사선과 기준 아암으로부터 수신된 제2 전자기 방사선을 포함하는 간섭신호와 관련된 상기 샘플에 대한 정보를 얻도록 구성되는 컴퓨터 처리장치를 포함하되,

그 컴퓨터 처리장치는 상기 샘플의 일부분에 대한 심도 정보 또는 측방향 정보 중 적어도 하나를 획득하고,

획득된 상기 심도 정보 또는 측방향 정보 중 적어도 하나에 적어도 하나의 가중치 함수를 적용하여 결과 정보를 생성하며,

생성된 상기 결과 정보에 기초하여 상기 샘플의 일부분에 대한 표면 위치, 측방향 위치 또는 심도 위치 중 적어도 하나인 위치 정보를 확인하는 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하는 시스템.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 심도 정보 또는 상기 측방향 정보 중 적어도 하나는 상기 샘플 안에서의 흐름에 관한 정보인 유동 정보를 포함하는 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하는 시스템.

청구항 3

제1항에 있어서, 상기 심도 정보 또는 상기 측방향 정보 중 적어도 하나는 상기 샘플에 대한 복굴절 정보와 편광 정보 중 적어도 하나를 포함하는 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하는 시스템.

청구항 4

제1항에 있어서, 상기 심도 정보 또는 상기 측방향 정보 중 적어도 하나는 상기 샘플에 대한 스펙트럼 정보를 포함하는 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하는 시스템.

청구항 5

제1항에 있어서, 상기 위치 정보를 확인한 이후에, 상기 컴퓨터 처리장치는,

표면 위치, 측방향 위치와 심도 위치 중 적어도 하나를 위치 정보의 함수로서 추정하거나 예측하도록 설정됨을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하는 시스템.

청구항 6

제5항에 있어서, 상기 컴퓨터 처리장치는,

위치 정보에 대한 데이타 세트를 획득하도록 상기 샘플의 일부분에 대한 심도 정보 또는 측방향 정보 중 적어도 하나를 획득하거나, 결과 정보를 생성하도록 심도 정보 또는 측방향 정보 중 적어도 하나에 적어도 하나의 가중치 함수를 적용하거나, 상기 결과 정보에 기초하여 샘플의 일부분에 대한 표면 위치, 측방향 위치 또는 심도 위치 중 적어도 하나인 위치 정보를 확인하고,

데이타 세트에 기초해서 표면 위치, 측방향 위치와 심도 위치 중 적어도 하나를 위치 정보의 함수로서 추정하거나 예측하는 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하는 시스템.

청구항 7

제1항에 있어서, 상기 심도 정보 또는 상기 측방향 정보 중 적어도 하나는 상기 샘플에 대한 강도 정보를 포함하는 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하는 시스템.

청구항 8

제1항에 있어서, 상기 샘플과 상기 기준 아암 중 적어도 하나에 대하여 가변 투과형 광 경로를 설정하기 위한 지연 장치를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하는 시스템.

청구항 9

제1항에 있어서, 상기 샘플과 상기 기준 아암 중 적어도 하나에 대한 경로에 대한 섹션은 역방향이 아닌(non-reciprocal) 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하는 시스템.

청구항 10

제1항에 있어서, 상기 기준 아암은 상기 기준 아암으로부터 방사선이 송신되는 경로와는 다른 경로를 통해 방사선을 수신하는 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하는 시스템.

청구항 11

제9항에 있어서, 상기 기준 아암은 투과형 기준 아암인 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하는 시스템.

청구항 12

제1항에 있어서, 상기 컴퓨터 처리장치는 상기 표면 위치와 상기 심도 위치 중 적어도 하나에 기초하여 상기 기준 아암의 길이를 추가로 수정할 수 있는 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하는 시스템.

청구항 13

제12항에 있어서, 상기 길이를 수정한 후에, 상기 컴퓨터 처리장치는 상기 기준 아암의 신규 위치에 기초해서 상기 샘플의 일부분에 대한 심도 정보 또는 측방향 정보 중 적어도 하나를 획득하거나, 결과 정보를 생성하도록 심도 정보 또는 측방향 정보 중 적어도 하나에 적어도 하나의 가중치 함수를 적용하거나, 상기 결과 정보에 기초하여 샘플의 일부분에 대한 표면 위치, 측방향 위치 또는 심도 위치 중 적어도 하나인 위치 정보를 확인하는 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하는 시스템.

청구항 14

제12항에 있어서, 상기 컴퓨터 처리장치는 제어 가능한 매개 변수를 이용하여 상기 기준 아암의 길이를 수정함을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하는 시스템.

청구항 15

제14항에 있어서, 상기 제어 가능한 매개 변수는 상기 기준 아암의 길이의 수정 레벨을 동적으로 제어하는데 사용되는 응답 매개 변수인 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하는 시스템.

청구항 16

제1항에 있어서, 상기 일부분은 샘플의 특징을 포함하며, 또한 상기 컴퓨터 처리장치는 상기 특징의 측방향 위치를 결정하는 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하는 시스템.

청구항 17

제1항에 있어서, 상기 측방향 정보는 상기 샘플의 일부분 안에서의 흐름에 관한 정보인 유동 정보를 포함하는 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하는 시스템.

청구항 18

제1항에 있어서, 상기 측방향 정보는 상기 샘플에 대한 복굴절 정보와 편광 정보 중 적어도 하나를 포함하는 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하는 시스템.

청구항 19

제1항에 있어서, 상기 측방향 정보는 상기 샘플에 대한 스펙트럼 정보를 포함하는 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하는 시스템.

청구항 20

제1항에 있어서, 상기 측방향 정보는 상기 샘플에 대한 강도 정보를 포함하는 것을 특징으로 하는 샘플에 대한

위치를 결정하는 시스템.

청구항 21

제1항에 있어서, 상기 컴퓨터 처리장치는 상기 측방향 위치에 기초해서 상기 샘플의 측방향 주사 범위를 수정하는 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하는 시스템.

청구항 22

제21항에 있어서, 상기 측방향 주사 범위를 수정한 후에, 상기 컴퓨터 처리장치는 신규 측방향 주사 범위에 기초하여 상기 샘플의 일부분에 대한 심도 정보 또는 측방향 정보 중 적어도 하나를 획득하거나, 결과 정보를 생성하도록 심도 정보 또는 측방향 정보 중 적어도 하나에 적어도 하나의 가중치 함수를 적용하거나, 상기 결과 정보에 기초하여 샘플의 일부분에 대한 표면 위치, 측방향 위치 또는 심도 위치 중 적어도 하나인 위치 정보를 확인하는 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하는 시스템.

청구항 23

제15항에 있어서, 상기 컴퓨터 처리장치는 제어 가능한 매개 변수를 이용하여 상기 측방향 주사 범위를 수정하는 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하는 시스템.

청구항 24

제23항에 있어서, 상기 제어 가능한 매개 변수는 상기 측방향 주사 범위의 수정 레벨을 동적으로 제어하는데 사용되는 응답 매개 변수인 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하는 시스템.

청구항 25

광간섭 단층촬영법을 이용해서 샘플에 대한 위치를 결정하는 방법에 있어서,

샘플로부터 수신된 제1 전자기 방사선과 기준 아암으로부터 수신된 제2 전자기 방사선을 포함하는 간섭 신호와 관련된 상기 샘플에 대한 정보를 획득하는 단계,

상기 샘플의 적어도 일부분에 대한 심도 정보 또는 측방향 정보 중 적어도 하나를 획득하는 단계,

결과 정보를 생성하기 위해서 상기 심도 정보 및 상기 측방향 정보 중 적어도 하나에 적어도 하나의 가중치 함수를 적용하는 단계,

상기 결과 정보에 기초해서 상기 샘플의 일부분에 대한 표면 위치, 측방향 위치 또는 심도 위치 중 적어도 하나인 위치 정보를 확인하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하는 방법.

청구항 26

샘플에 대한 위치를 결정하도록 구성된 소프트웨어가 저장되어 컴퓨터로 판독 가능한 매체에 있어서,

상기 소프트웨어는,

상기 컴퓨터에 의해 실행될 때, 상기 샘플로부터 수신된 제1 전자기 방사선과 기준 아암으로부터 수신된 제2 전자기 방사선을 포함하는 간섭신호와 관련된 상기 샘플에 대한 정보를 얻기 위한 제1 명령어 세트와;

상기 컴퓨터에 의해 실행될 때, 상기 샘플의 일부분에 대한 심도 정보 또는 측방향 정보 중 적어도 하나를 획득하기 위한 제2 명령어 세트와;

상기 컴퓨터에 의해 실행될 때, 획득된 상기 심도 정보 또는 상기 측방향 정보 중 적어도 하나에 적어도 하나의 가중치 함수를 적용하여 결과 정보를 생성하기 위한 제3 명령어 세트와;

상기 컴퓨터에 의해 실행될 때, 생성된 상기 결과 정보에 기초하여 상기 샘플의 일부분에 대한 표면 위치, 측방향 위치 또는 심도 위치 중 적어도 하나인 위치 정보를 획득하기 위한 제4 명령어 세트;를 포함하는 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하도록 구성된 소프트웨어가 저장되어 컴퓨터로 판독 가능한 매체.

청구항 27

제26항에 있어서, 상기 심도 정보 또는 상기 측방향 정보 중 적어도 하나는 상기 샘플 안에서의 흐름에 관한 정

보인 유동 정보를 포함하는 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하도록 구성된 소프트웨어가 저장되어 컴퓨터로 판독 가능한 매체.

청구항 28

제26항에 있어서, 상기 심도 정보 또는 상기 측방향 정보 중 적어도 하나는 상기 샘플에 대한 복굴절 정보와 편광 정보 중 적어도 하나를 포함하는 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하도록 구성된 소프트웨어가 저장되어 컴퓨터로 판독 가능한 매체.

청구항 29

제26항에 있어서, 상기 심도 정보 또는 상기 측방향 정보 중 적어도 하나는 상기 샘플에 대한 스펙트럼 정보를 포함하는 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하도록 구성된 소프트웨어가 저장되어 컴퓨터로 판독 가능한 매체.

청구항 30

제26항에 있어서, 상기 심도 정보는 상기 샘플에 대한 강도 정보를 포함하는 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하도록 구성된 소프트웨어가 저장되어 컴퓨터로 판독 가능한 매체.

청구항 31

제26항에 있어서, 상기 컴퓨터에 의해 실행될 때, 상기 위치 정보를 확인한 이후에, 상기 표면 위치, 상기 측방향 위치와 상기 심도 위치 중 적어도 하나를 상기 위치 정보의 함수로서 추정하거나 예측하도록 하기 위한 제5 명령어 세트;를 더 포함함을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하도록 구성된 소프트웨어가 저장되어 컴퓨터로 판독 가능한 매체.

청구항 32

제31항에 있어서, 상기 제2 명령어 세트 내지 상기 제4 명령어 세트 중 적어도 하나는 상기 위치 정보에 대한 데이타 세트를 획득하도록 실행되며, 또한 상기 제4 명령어 세트는 상기 데이타 세트에 기초하여 실행되는 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하도록 구성된 소프트웨어가 저장되어 컴퓨터로 판독 가능한 매체.

청구항 33

제26항에 있어서, 상기 심도 정보 또는 상기 측방향 정보 중 적어도 하나는 상기 샘플에 대한 강도 정보를 포함하는 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하도록 구성된 소프트웨어가 저장되어 컴퓨터로 판독 가능한 매체.

청구항 34

삭제

청구항 35

삭제

청구항 36

삭제

청구항 37

삭제

청구항 38

제26항에 있어서, 상기 컴퓨터에 의해 실행될 때, 상기 표면 위치와 상기 심도 위치 중 적어도 하나에 기초하여 상기 기준 아암의 길이를 추가로 수정하기 위한 제7 명령어 세트;를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하도록 구성된 소프트웨어가 저장되어 컴퓨터로 판독 가능한 매체.

청구항 39

제38항에 있어서, 상기 길이를 수정한 후에, 상기 제2 명령어 세트 내지 상기 제4 명령어 세트 중 적어도 하나는 상기 기준 아암의 신규 위치에 기초해서 실행되는 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하도록 구성된 소프트웨어가 저장되어 컴퓨터로 판독 가능한 매체.

청구항 40

제38항에 있어서, 상기 컴퓨터에 의해 실행될 때, 제어 가능한 매개 변수를 이용하여 상기 기준 아암의 길이를 수정하는 제8 명령어 세트;를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하도록 구성된 소프트웨어가 저장되어 컴퓨터로 판독 가능한 매체.

청구항 41

제40항에 있어서, 상기 제어 가능한 매개 변수는 상기 기준 아암의 길이의 수정 레벨을 동적으로 제어하는데 사용되는 응답 매개 변수인 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하도록 구성된 소프트웨어가 저장되어 컴퓨터로 판독 가능한 매체.

청구항 42

삭제

청구항 43

제26항에 있어서, 상기 측방향 정보는 상기 샘플의 일부분 안에서의 흐름에 관한 정보인 유동 정보를 포함하는 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하도록 구성된 소프트웨어가 저장되어 컴퓨터로 판독 가능한 매체.

청구항 44

제26항에 있어서, 상기 측방향 정보는 상기 샘플에 대한 복굴절 정보와 편광 정보 중 적어도 하나를 포함하는 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하도록 구성된 소프트웨어가 저장되어 컴퓨터로 판독 가능한 매체.

청구항 45

제26항에 있어서, 상기 측방향 정보는 상기 샘플에 대한 스펙트럼 정보를 포함하는 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하도록 구성된 소프트웨어가 저장되어 컴퓨터로 판독 가능한 매체.

청구항 46

제26항에 있어서, 상기 측방향 정보는 상기 샘플에 대한 강도 정보를 포함하는 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하도록 구성된 소프트웨어가 저장되어 컴퓨터로 판독 가능한 매체.

청구항 47

제26항에 있어서, 상기 컴퓨터에 의해 실행될 때, 상기 측방향 위치에 기초해서 상기 샘플의 측방향 주사 범위를 수정하기 위한 제9 명령어 세트;를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하도록 구성된 소프트웨어가 저장되어 컴퓨터로 판독 가능한 매체.

청구항 48

제47항에 있어서, 상기 측방향 주사 범위를 수정한 후에, 상기 제2 명령어 세트 내지 제4 명령어 세트 중 어느 하나는 신규 측방향 주사 범위에 기초해서 실행되는 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하도록 구성된 소프트웨어가 저장되어 컴퓨터로 판독 가능한 매체.

청구항 49

제26항에 있어서, 상기 컴퓨터에 의해 실행될 때, 제어 가능한 매개 변수를 이용하여 상기 측방향 주사 범위를 수정하는 제10 명령어 세트;를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하도록 구성된 소프트웨어가 저장되어 컴퓨터로 판독 가능한 매체.

청구항 50

제49항에 있어서, 상기 제어 가능한 매개 변수는 상기 측방향 주사 범위의 수정 레벨을 동적으로 제어하는데 사용되는 응답 매개 변수인 것을 특징으로 하는 샘플에 대한 위치를 결정하도록 구성된 소프트웨어가 저장되어 컴퓨터로 판독 가능한 매체.

명 세 서

기 술 분 야

[0001] 삭제

[0002] 삭제

[0003] 관련 출원에 대한 교차 참조

본 출원은 2004년 8월 6일자로 출원되었으며 또한 전체 내용이 본 명세서내에 참조되는 미합중국 특허출원 제60/599,809호에 기초한 우선권을 주장한다. 또한, 본 출원은 전체 내용이 본 명세서내에 참조되는 미합중국 특허공고 제2002/0198457호에 관한 것이다.

본 발명은 일반적으로 광간섭 단층촬영법(optical coherence tomography: OCT)을 이용하는 영상화에 관한 것이며, 특히 OCT 기법을 이용해서 샘플 내에서 적어도 하나의 위치를 결정할 수 있는 방법, 시스템 및 그 방법을 구현하기 위한 소프트웨어가 저장되어 컴퓨터로 판독 가능한 매체에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0004] 광간섭 단층촬영법(optical coherence tomography: OCT)은 광의 기준 빔과 샘플로부터 반사된 검출 빔 사이의 간섭을 측정할 수 있는 영상화 기법이다. 통상적인 시간 도메인 OCT에 대한 상세한 시스템 설명은 황(Haung) 등의 "광간섭 단층촬영법(Optical coherence tomography)" 사이언스(Science) 254(5035), 1178-81(1991)에 제시되어 있다. 스펙트럼 도메인 광간섭 단층촬영법(spectral-domain OCT: SD-OCT)으로 지칭되는 광간섭 단층촬영법(OCT)의 스펙트럼 도메인 변형은 초고 해상도 안과용 영상화에 적합한 기법이다. 이러한 기법은 센스, 비.(Cense, B.) 등의 "스펙트럼 도메인 광간섭 단층촬영법을 이용한 초고 해상도 고속 망막 영상화(Ultrahigh-resolution high-speed retinal imaging using spectral-domain optical coherence tomography)" 옵틱스 익스프레스(Optics Express), 2004와 국제특허공고 제WO 03/062802호에 기재되어 있다. 또한, 2002년 10월 16일자에 출원된 미합중국 특허 출원 제10/272,171호, 워츠코프스키(Wojtkowski) 등의 "푸리에 도메인 광간섭 단층촬영법에 의한 생체내 인간 망막 영상화(In Vivo Human Retinal Imaging by Fourier Domain Optical Cohernece Tomography)" 저널 오브 바이오메디칼 옵틱스(Journal of Biomedical Optics), 2002, 7(3), pp. 457-463, 나시프, 엔.(Nassif, N.) 등의 "초고속 스펙트럼 도메인 광간섭 단층촬영법에 의한 생체내 인간 망막 영상화(In Vivo Human Retinal Imaging by Ultrahigh-Speed Spetral Domain Optical Coherence Tomography)" 옵틱스 레터스(Optics Letters), 2004, 29(5), pp. 480-482도 또한 이러한 주제에 관한 것이다. 또한, 광 주파수 도메인 간섭 측정(optical frequency domain interferometry: OFDI) 배치(윤, 에스.에이치.(Yun, S.H.) 등의 "고속 광 주파수 도메인 영상화(High-Speed Optical Frequency-Domain Imaging)" 옵틱스 익스프레스, 2003, 11(22), pp. 2953-2963, 국제 공고 제WO 03/062802호, 2004년 10월 27일자로 출원된 미합중국 특허 출원 제60/514,769호에 기재된 바와 같은)도 또한 본 발명의 주제에 관한 것이다.

[0005] SD-OCT 및 OFDI에서 영상화 범위(예를 들어, 화상의 심도)는 일반적으로 분광계의 매개 변수에 의해 고정된다. 통상적인 시간 도메인 OCT 시스템에서 영상화 범위는 기준 아암 길이에서의 이동(sweep)의 크기에 의해 결정될 수 있다. 이러한 시스템에서 전체 기준 아암 길이는 일반적으로 샘플의 영상화 영역의 위치를 결정한다. 기준 아암 길이를 증가시키거나 또는 기준 아암 이동(sweep)을 더 깊게 하면 영상화 영역은 더 깊어질 수 있는 반면, 기준 아암 길이를 줄이면 영상화 영역을 샘플의 더 얕은 지역으로 이동시킬 수 있다.

[0006] 이들 기법들은 생물학적 샘플의 영상화에 성공적으로 적용되어 왔다. 그러나, 이러한 생물학적 샘플들은 종종 영상화에 문제를 야기할 수 있는 불규칙한 표면과 구조를 포함할 수 있다. 예를 들어, 망막의 곡선 토폴로지

(curved topology)는 일반적으로 망막 표면이 측방향 위치에서 하나의 주사에 대해 특정한 심도에 나타남과 아울러 다른 주사에 대해 또 다른 심도에 나타날 수 있다는 것을 표시한다. 또한, 샘플의 움직임(motion)은 이러한 문제를 더 가중시킬 수 있다. 이러한 기법을 이용하는 위에서 참조된 영상화 기법 및 시스템의 장점 중 하나는 그들이 샘플과 접촉하지 않으며 또한 비침범성(non-invasive)을 가진다는 점이다. 그러나, 이것은 종종 영상 장치에 대한 샘플의 움직임(motion)을 제거하거나 상당히 감소시키는 것이 불가능하다는 것을 의미한다. 망막 영상화의 예를 참조하면, 그 망막이 영상화되는 피사체의 일부에서의 약간의 움직임(motion)이 발생하면 눈 자체에 고유한 토폴로지 변화는 물론 전체 눈의 위치에서 바람직하지 않은 변화를 초래할 수 있다. 움직임(motion) 및 토폴로지 변화를 안정화시키는 한편 고려하는 기법은 전술한 움직임(motion) 문제를 처리함으로써 이들 영상화 기법의 응용을 상당히 용이하게 할 수 있다는 점이 이해되어야 한다.

[0007] 이들 변화를 해결하기 위한 하나의 가능한 접근방법은 움직임(motion) 또는 토폴로지에 의한 이들 변화를 보상하기 위해 영상화 범위를 증가시키는 것일 수 있다. 또한, 일예로 망막 샘플을 이용할 때, 망막 표면의 위치의 범위가 10 mm이면, 12 mm의 전체 영상 심도를 제공하는 시스템을 이용하는 것이 가능하다. 이러한 시스템을 사용함으로써, 망막이 항상 적절한 범위 내에 있을 것이기 때문에, 화상으로부터 화상으로의 표면의 움직임(motion)에 대한 고려는 필수적이지 않다. 그러나, 이러한 접근방법을 이용하면, 화상의 신호 대 잡음비와 민감성을 떨어뜨리는 역효과가 있을 수 있다.

[0008] 따라서, 가장 적절한 영상화 위치 및 범위를 결정할 목적으로 샘플 내에서 특징의 위치를 트래킹하는 방법이 바람직할 것이다. 이전의 기법은 구조적인 (강도) 화상(예를 들어, 교차 상관(crossed-correlation) 기법 또는 피크 신호)으로부터 결정되어 범위 설정(ranging) 위치를 적용하기 위해 제공된 바와 같은 샘플의 표면의 위치를 전형적으로 이용한다(미합중국 특허 제6,191,862호 및 제6,552,796호 참조). 그러나, 이러한 종래 기법에 따른 검출은 견고하지 않았다.

발명의 상세한 설명

[0009] 통상적인 기법에 비해, 본 발명에 따른 시스템, 방법 및 그 방법을 구현하기 위한 소프트웨어가 저장되어 컴퓨터로 판독 가능한 매체의 예시적인 실시예는 샘플 내에서 특징의 축방향 위치를 검출하며 또한 그에 따라 주사 위치 및 범위를 조정하기 위해서 실시간 동적 피드백을 이용할 수 있다. 예를 들어, 광간섭 단층촬영법 주사의 심도 프로파일 내에서의 표면의 대략적인 위치가 설정될 수 있다. 기준 아암 내에서 예를 들어 범위 설정 소자에 피드백 신호를 생성하기 위해 표면의 대략적인 위치의 결정이 이용될 수 있다. 또한, 피드백 루프의 응답성을 결정하기 위해 동적으로 조절 가능한 매개 변수가 이용될 수 있다.

[0010] 예를 들어, 이전에 구현된 시스템에 비해, 본 발명의 예시적인 실시예는 샘플 내에서 상이한 유형의 특징을 위치 설정하는 기법을 제공한다. 이들은 유동(flow), 복굴절 또는 스펙트럼 데이타의 특징 뿐만 아니라 트래킹 기법에 전통적으로 이용된 구조적인 (또는 강도) 특징 및 그들의 조합을 포함하지만, 이에 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 유동(flow)은 제트. 첸(Z. Chen) 등의 "광 도플러 단층 촬영을 이용한 생체내 혈류 속도의 비침범성 영상화(Noninvasive imaging of in vivo blood flow velocity using optical Doppler tomography)" 옵틱스 레터스 22, 1119-21 (1997), 와이. 쯔하오(Y. Zhao) 등의 "급속 주사 속도 및 고속 민감성을 갖는 인간 피부에서 영상 혈류를 위한 위상 분해 광간섭 단층촬영법 및 광 도플러 단층 촬영법(Phase-Resolved Optical Coherence Tomography and Optical Doppler Tomography for Imaging blood flow in human skin with fast scanning speed and high velocity sensitivity)" 옵틱스 레터스 25, 114-6 (2000)에 기재되어 있다. 복굴절은 제이.에프. 드 보어(J.F. de Boer) 등의 "편광 민감형 광간섭 단층촬영법에 의한 생물학적 조직 내에서의 2차원 복굴절 영상화 기법(Two dimensional birefringence imaging in biological tissue by polarization-sensitive optical coherence tomography)" 옵틱스 레터스 22, 934-6 (1997), 제이.에프. 드 보어(J.F. de Boer) 등의 "편광 민감형 광간섭 단층촬영법을 이용해서 흐린 매체로부터 산란된 광의 심도 분해 스토크스 매개 변수의 결정(Determination of the depth-resolved Stokes parameters of light backscattered from turbid media by use of polarization-sensitive optical coherence tomography)" 옵틱스 레터스 24, 300-2(1999), 시. 이. 삭서(C. E. Saxer) 등의 "생체내 인간 피부의 고속 섬유 기반 편광 민감형 광간섭 단층촬영법(High-speed fiber-based polarization-sensitive optical coherence tomography of in vivo human skin)" 옵틱스 레터스 25, 1355-7 (2000), 비. 에이치 박(B.H. Park) 등의 "실시간 다기능 광간섭 단층촬영법(Real-time multi-functional optical cohernece tomography)" 옵틱스 익스프레스 11, 782 (2003)에 기재되어 있다. 또한, 스펙트럼 데이타는 유. 모르거(U. Morger) 등의 "스펙트럼 광간섭 단층촬영법(Spectroscopic optical coherence tomography)" 옵틱스 레터스 25(2), 111-3 (2000), 비. 헤르만(B. Hermann) 등의 "스펙트럼 시간 도메인 광간

섭 단층촬영법으로 약하게 산란하는 매체로부터 흡수 프로파일을 추출하는 정밀도(Precision of extracting absorption profiles from weakly scattering media with spectroscopic time-domain optical coherence tomography)" 옵틱스 익스프레스 12(8), 1677-88 (2004)에 기재되어 있다. 또한, 이들 특징의 진화 방법에 영향을 미치는 반응성 매개 변수가 획득중에 시스템 획득 매개 변수(예를 들어, 영상화 위치, 윈도우, 범위)를 변화시키기 위해 사용될 수 있다.

[0011] 본 발명의 하나의 예시적인 실시예에 따라, 샘플의 적어도 일부분에 대한 적어도 하나의 위치를 결정하기 위한 시스템, 방법 및 그 방법을 구현하기 위한 소프트웨어가 저장되어 컴퓨터로 판독 가능한 매체가 제공된다. 특히, 샘플의 일부분에 관련된 정보가 획득된다. 이러한 부분은 샘플로부터 수신된 제1 전자기 방사선(radiation)과 기준 아암으로부터 수신된 제2 전자기 방사선을 포함하는 간섭 신호와 관련될 수 있다. 또한, 샘플의 일부분에 대한 심도 정보 및 측방향(lateral) 정보 중 적어도 하나가 획득될 수 있다. 결과 정보를 생성하기 위해 심도 정보 및 측방향 정보 중 적어도 하나에 적어도 하나의 가중치 함수가 적용될 수 있다. 또한, 상기 샘플의 일부분에 대한 표면 위치, 측방향 위치 및 심도 위치 중 적어도 하나는 상기 결과 정보에 기초하여 확인될 수 있다.

[0012] 본 발명의 또 다른 예시적인 실시예에서, 심도 정보는 (i) 상기 샘플의 적어도 일부분 내의 유동 정보 (ii) 상기 샘플의 적어도 일부분에 대한 복굴절 정보 및 편광 정보 (iii) 상기 샘플의 적어도 일부분에 대한 스펙트럼 정보와 (iv) 샘플의 일부분에 대한 강도 정보를 포함할 수 있다. 또한, 상기 기준 아암의 길이는 표면 위치 및 심도 위치 중 적어도 하나에 기초하여 수정될 수 있다. 상기 길이가 수정된 이후에, 상기 심도 정보 또는 상기 측방향 정보 중 적어도 하나가 상기 기준 아암의 신규 위치에 기초하여 획득될 수 있다. 또한, 상기 기준 아암의 길이는 제어 가능한 매개 변수를 이용하여 수정될 수 있다. 상기 제어 가능한 매개 변수는 상기 기준 아암 길이의 수정 레벨을 동적으로 제어하기 위해 이용되는 응답 매개 변수일 수 있다.

[0013] 본 발명의 또다른 예시적인 실시예에 따라, 위치 정보를 확인한 이후에, 표면 위치, 측방향 위치 및 심도 위치 중 적어도 하나를 위치 정보의 함수로서 추정하거나 예측할 수 있다. 또한, 상기 과정은 상기 위치 정보에 관련된 데이타 세트를 획득하기 위해 여러 차례 수행될 수 있으며, 또한 상기 추정 또는 예측은 데이타 세트에 기초할 수 있다(또는 데이타 세트를 이용할 수 있다).

[0014] 본 발명의 또 다른 예시적인 실시예로서, 샘플 및 기준 아암 중 적어도 하나에 대하여 가변 투과형 광 경로를 설정하기 위한 지연 장치가 더 제공될 수 있다. 또한, 적어도 상기 샘플 및 기준 아암 중 하나의 특정 경로의 일부 섹션은 역방향이 아닐 수(non-reciprocal) 있다. 상기 기준 아암은 상기 기준 아암으로부터 방사선(radiation)이 송신되는 경로와는 다른 경로를 통해 방사선을 수신할 수 있다.

[0015] 본 발명의 또 다른 예시적인 실시예를 따르면, 상기 일부분은 샘플의 특징을 포함할 수 있으며, 상기 특징의 측방향 위치가 결정될 수 있다. 상기 측방향 정보는 (i) 상기 샘플의 적어도 일부분 내의 유동 정보 (ii) 상기 샘플의 적어도 일부분에 관련된 복굴절 정보 및 편광 정보 (iii) 상기 샘플의 적어도 일부분에 대한 스펙트럼 정보와 (iv) 상기 샘플의 일부분에 대한 강도 정보를 포함할 수 있다. 또한, 상기 샘플의 측방향 주사 범위는 측방향 위치에 기초하여 수정될 수 있다. 상기 측방향 주사 범위를 수정한 후에, 심도 정보 또는 측방향 정보 중 적어도 하나가 신규 측방향 주사 범위에 기초하여 획득될 수 있다. 상기 측방향 주사 범위는 제어 가능한 매개 변수(예를 들어 측방향 주사 범위의 수정 레벨을 동적으로 제어하기 위해 이용되는 응답성 매개 변수)를 이용하여 수정될 수 있다.

[0016] 본 발명의 이러한 그리고 다른 목적, 특징과 장점들은 첨부된 특허청구범위와 관련하여 기술된 본 발명의 실시예에 대해 이하의 상세한 설명을 읽어봄으로써 명백해질 것이다.

실 시 예

[0032] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 시스템 및 공정의 예시적인 실시예를 구현하기 위해 사용될 수 있는 스펙트럼 도메인 광간섭 단층촬영(spectral domain optical coherence tomography: SD-OCT) 장치의 예시적 배치에 대한 예시적인 실시예를 도시한다. 이러한 장치의 동작에 대한 상세한 설명은 국제특허공고 제WO 03/062802호에 기재되어 있다. 특히, 도 1에 도시된 바와 같이, 고출력 고휘도 다이오드 소스(high-powered superluminescent diode source: HP-SLD)(10)는 전자기 방사 또는 광신호를 생성하고, 상기 전자기 방사 또는 광신호는 전자기 에너지의 일방향 전파가 신호 분리기(40)에 용이하게 도달하도록 하기 위해 제1 편광 제어기(polarization controller: PC)(20') 및 광 차폐기(optical isolator)(30)를 통해 전송된다. 상기 신호 분리기(40)는 분리된 신호의 일부분을 기준 아암(제2 PC(20''), 기준, 특정 광학기기(optics) 및 뉴트럴 덴서티 필터(neutral

density filter: NDF)(50)를 포함하는)로 전송하며, 분리된 신호의 또 다른 부분을 샘플 아암(제3 PC(20'''), 특정 광학기기 및 눈과 같은 샘플(60)을 포함하는)으로 전송한다. 그 이후에, 전자기 신호는 상기 샘플(60)로부터 반사되며, 또한 간섭 신호를 형성하기 위해 상기 기준 아암으로부터 출력되는 광신호와 결합된다. 이러한 간섭 신호는 제4 PC(20'''')로 전송되고, 검출 장치(detecting arrangement)(예를 들어, 라인 주사 카메라 내에 제공된)에 의해 검출되도록 시준기(collimator: Col)(70), 투과 격자(transmission grating: TG)(80), 공기층 초점 렌즈(air-spaced focusing lens: ASL)(90) 및 라인 주사 카메라(linescan camera: LSC)(100)로 전송되며, 그런 다음 예를 들어, 컴퓨터(미도시)와 같은 처리장치(processing arrangement:컴퓨터 처리장치라 함)에 의해 분석된다.

[0033] 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 광 영상 주파수 도메인 간섭 측정(optical imaging frequency domain intereferometry: OFDI) 장치의 예시적인 실시예를 도시한 것이다. OFDI 장치의 다양한 실시예에 대한 상세한 설명은 미합중국 특허 출원 제60/514,769호에 기재되어 있다. 예를 들어, 광원은 파장 이동 소스(wavelength-swept source)(110)일 수 있다. 동기 신호를 생성하기 위해 상기 레이저 출력의 일부분(예를 들어, 20%)이 획득되며 또한 협대역 고정 파장 필터를 통해 고속 InGaAs 광검출기를 이용해서 검출된다. 상기 레이저의 출력 스펙트럼이 상기 필터의 협소 통과 대역을 통해 이동(sweep)하는 동안, 상기 검출기는 펄스를 생성한다. 상기 검출기 펄스는 결과 신호를 TTL 펄스 트레인으로 변환시키는 디지탈 회로(120), 예를 들어 동기식 TTL 펄스 발생기에 공급된다. 신호 샘플링을 위한 게이팅 펄스들(gating pulses)을 생성하기 위해 상기 TTL 펄스가 이용된다. 나머지 광의 90%는 샘플 아암으로 보내지며, 그 10%는 기준 미러(130)로 보내진다. 이러한 예시적인 장치는 갈바노미터 미러(예를 들어, 스캐너)(140)와 영상 렌즈에 기반한 광 프로브(optical probe)를 이용할 수 있다. 상기 갈바노미터에 장착된 미러(140)는 샘플(60)에 횡으로 프로브 광(probe light)을 주사하도록 갈바-구동기(145)에 의해 제어된다. 샘플(60) 상에 조사된 전체 광출력은 약 3.5 mW일 수 있다. 상기 기준 미러(130)와 상기 샘플(60)로부터 반사된 광은 자기 광학 서큘레이터(magneto-optic circulator)(150', 150'')를 통해 수신되며 50/50 커플러(160)에 의해 결합된다. 광섬유 편광 제어기가 기준 아암과 샘플 아암의 편광 상태를 정렬하기 위해 상기 기준 아암에 이용될 수 있다.

[0034] 일반적으로, 수신된 광 신호의 상대 강도 잡음(relative intensity noise: RIN)은 라인폭의 역수에 비례할 수 있으며, 상대적으로 높은 RIN은 이중 밸런싱 검출(예를 들어, 이중 밸런싱 수신기(170)를 이용하여)에 의해 감소될 수 있다. 상기 수신기(170)에서 두 InGaAs 검출기(D1 및 D2)의 미분(differential) 전류는 56 dB의 전체 이득을 갖는 트랜스-임피던스 증폭기(trans-impedance amplifier: TIA)를 이용하여 증폭될 수 있으며, 또한 샘플링 속도의 약 절반의 속도에서 3dB 차단 주파수를 갖는 저역 통과 필터(low pass filter: LPF)를 통과하게 된다. 상기 수신기(170)의 공통 잡음 제거 효율은 통상 20 dB보다 클 수 있다. RIN 감소와 아울러, 밸런싱 검출은 다른 중요한 장점들, 즉 상기 샘플 및 광 구성 요소 내의 다중 반사로부터 초래되는 자기 간섭 잡음(self-interference noise)의 억제, 동적 범위에서의 향상, 및 기준광으로부터의 강한 배경 신호에 대한 대폭적인 감소를 통한 고정 패턴 잡음의 감소를 제공할 수 있다. 그 이후, 검출 장치(180)는 이러한 신호들을 수신하고, 분산을 감소시키기 위해 본 발명의 실시예에 따른 컴퓨터 처리장치(190)에 그들을 전송하며, 또한 본래의 화상 및 분산의 감소에 기초한 결과적인 화상을 디스플레이하도록 돕는다.

[0035] 이 두개의 예시적인 장치들, 예를 들어 도 1을 참조하여 전술한 SD-OCT 장치와 도 2를 참조하여 전술한 OFDI 장치는 샘플 내에서의 특징들의 축방향 위치를 검출하며 이에 따라 주사 위치 및 범위를 조절하기 위해서 실시간 동적 피드백을 이용할 수 있다. 예를 들어, OCT 주사의 심도 프로파일 내에서 표면의 대략적인 위치가 결정될 수 있다. 이들 시스템들의 기준 아암에서 예를 들어 범위 설정 디바이스로 피드백 신호를 생성하도록 표면의 대략적인 위치를 결정하는 것이 이용될 수 있다. 또한, 피드백 루프의 응답성을 결정하기 위해서 동적으로 조절 가능한 매개 변수가 이들 예시적인 시스템에 의해 이용될 수 있다.

[0036] 도 3은 본 발명에 따른 시스템 및 방법의 예시적인 실시예를 구현할 수 있는 시스템 다이어그램으로서, 분리기에 연결된 광대역 소스와 투과형 지연 라인을 포함하는 또 다른 예시적인 SD-OCT 시스템의 고 레벨 다이어그램이다. 특히, 도 3의 예시적인 시스템은 광대역 소스(210)(예를 들어 고출력 고휘도 다이오드)가 광(fiber) 분리기(220)에 연결되어 있는 것을 도시하며, 이 광 분리기(220)는 특정 분리비(예를 들어, 50/50, 80/20, 90/10 또는 99/1)를 가질 수 있다. 분리 신호의 일부분은 상기 분리기(220)로부터 샘플(230)로 전송되며, 분리 신호의 나머지 부분은 상기 분리기(220)로부터 기준 아암으로 전송된다. 예시적인 기준 아암은 정지 미러(240)와 가변 길이 투과 지연 장치(250)를 포함할 수 있다. 이러한 예시적인 실시예에서의 기준 아암의 이러한 구성은 전체 기준 광 경로 길이가 일반적으로 상기 미러 자체를 이동시킴으로써 조절되는 지연 라인과 구별될 수 있다. 샘플 아암(230)과 기준 아암(240, 250)으로 부터 복귀되는 광신호는 분리기(220)를 통해서 그들의 복귀 경로 상에서

간섭하며, 또한 전술된 바와 같이 분광계(260)에 의해 검출된다.

[0037] 도 4는 본 발명에 따른 시스템 및 방법의 예시적인 실시예를 구현할 수 있는 시스템 다이어그램으로서, 분리기로 연결된 투과형 지연 라인과 이동 소스(swept source)를 포함하는 또 다른 예시적인 OFDI 시스템의 고 레벨 다이어그램이다. 특히, 도 4의 예시적인 시스템은 이동 소스(swept)(310)가 상기 광 분리기(220)와 유사한 광 분리기(320)에 연결되어 있는 것을 도시하며, 이 광 분리기(320)는 특정 분리비(예를 들어, 50/50, 80/20, 90/10 또는 99/1)를 가질 수 있다. 도 3에 도시된 시스템의 설명과 유사하게, 분리 신호의 일부분은 분리기(320)로부터 샘플(330)로 전송되며, 또한 분리 신호의 나머지 부분은 상기 분리기(320)로부터 기준 아암으로 전송된다. 다시, 예시적인 기준 아암은 정지 미러(340)와 가변 길이 투과형 지연 장치(350)를 포함할 수 있다. 상기 샘플 아암(330)과 기준 아암(340, 350)으로부터 복귀하는 광신호는 분리기(320)를 통해 그들의 복귀 경로 상에서 간섭한다. 그러나, 도 3에 도시된 시스템과 비교할 때, 도 4의 시스템은 간섭 신호의 검출을 위해 이용되는 광 다이오드(360)를 포함한다.

[0038] 도 5는 또 다른 예시적인 SD-OCT 시스템(200')의 고 레벨 다이어그램을 도시한 것으로, 이 시스템(200')은 본 발명에 따른 시스템 및 방법의 예시적인 실시예를 구현할 수 있다. 이러한 예시적인 실시예에서, 투과형 기준 아암은 미러를 배제한다. 그러나, 도 5에 도시된 바와 같이, 분리기(220)는 투과형 지연장치(250) 뿐만 아니라 또 다른 분리기(255)에 연결된다. 또한, 광은 샘플(230)과 기준 아암으로 부터 반사되어, 신호를 분리해서 반사된 신호의 분리된 부분들을 두 개의 별개인 분광계(260', 260'')로 전송하는 제2 분리기(255)로 전송된다.

[0039] 도 6은 도 5에 도시된 바와 같은 유사한 변경을 가진 또 다른 예시적인 OFDI 시스템(300')의 고 레벨 다이어그램을 도시한다. 다시 말하면, 투과형 기준 아암은 미러를 배제하며, 또 다른 분리기(355)는 제1 분리기(320) 및 투과형 지연 장치(350)로부터 반사된 신호를 수신한다. 또한, 제2 분리기(355)로부터 분리 신호들을 검출하기 위해 두 개의 별개인 다이오드(260', 260'')가 구비된다.

[0040] 도 7 및 도 8은 도 5 및 도 6의 시스템과 유사한 추가적인 또 다른 예시적인 시스템들(200'', 300''), 즉 SD-OCT와 OFDI의 고 레벨 다이어그램을 각각 도시한다. 도 7 및 도 8에 도시된 예시적인 실시예와 도 5 및 도 6에 도시된 예시적인 실시예 사이의 주된 차이점은 소스(210, 310)와 제1 분리기(220, 320) 사이에 각각 연결된 서큘레이터(215, 315)가 도 7 및 도 8의 시스템에 존재한다는 점이다. 이점은 응용예에 따라 각각의 제1 분리기(220, 320)에 이용되는 분리비의 선택에 영향을 미친다. 예를 들어, 샘플 반사도가 대체로 매우 낮은 생물학적 조직을 영상화하기 위해 이러한 시스템을 이용할 때, (분리비가 90/10 또는 99/1인 분리기(220, 230)를 갖는) 도 7 및 도 8에 도시된 시스템의 구성을 이용하는 것이 샘플(230, 330)로부터 복귀되는 광을 더 많이 검출하기 위해 바람직할 수 있다. 도 5 및 도 6에 도시된 시스템의 구성을 위해서 이러한 분리비를 이용하면 아마 샘플(230, 330)로부터 복귀되는 광의 상당히 더 적은 부분을 검출하게 될 것이다. 또한, 도 7 및 도 8의 시스템은 하나의 검출 장치(즉, 분광계(260)와 다이오드(360))를 갖는다.

[0041] 도 9는 본 발명에 따른 실시간 편광 민감형 데이타 획득 및 처리(processing) 방법(software)의 예시적인 실시예에 대한 흐름도를 도시한 것이다. 예를 들어, 예시적인 상기 방법(software)은 데이타의 청크(chunk)(405)를 획득함으로써 주 스레드(thread)를 시작하며, 이 데이타 청크는 획득되는 즉시 처리(410)된다. 이러한 과정은 강도 화상을 갱신하는 것뿐만 아니라 각각 검출된 간섭 패턴을 스토크스(Stokes) 매개 변수 및 위상 정보로 변환하기 위해 짝수 및 홀수 A 라인 프로세싱 스레드(460, 430)를 활성화하는 것을 포함할 수 있다. 데이타의 초기 프로세싱이 완료될 때, 복굴절 및 유동 스레드(450, 440)는 각각의 분석 및 화상 갱신을 각각 수행할 수 있다. 화상이 완전하게 획득되면, 저장 스레드(420)는 가공되지 않은 데이타를 디스크에 기록할 수 있다.

[0042] 도 10은 편광 민감형 OCT(polarization-sensitive OCT: PS-OCT) 시스템(500)(및 소스에 의해 생성된 신호를 위해 이용된 파형)의 예시적인 실시예를 도시하며, 이 실시예는 본 발명에 따른 시스템 및 방법의 예시적인 실시예를 구현할 수 있다. 예를 들어, 1310 nm의 중심 파장, 70 nm의 FWHM 대역폭, 9 mW의 전체 출력을 갖는 저간섭 소스(502)(예를 들어, AFC BBS1310)가 선형 편광되며, 또한 동일한 크기의 파 성분들이 전기 광학 편광 변조기(electro-optic polarization modulator)(505)의 광축에 평행으로 그리고 수직으로 정렬되도록 이 시스템에서 이용될 수 있다. 광은 표준 단일 모드 섬유를 통해 편광-독립형 광 서큘레이터(510)로 연결되고, 그 후 광섬유 분리기(515)에 의해서 90/10의 비율로 샘플 아암 및 기준 아암으로 분할된다.

[0043] 예를 들어, 2.5 mW의 소스광이 예를 들어 30 nm 직경의 포커싱된 스폿형태로 샘플의 표면 상에 입사될 수 있다. 약 800 kHz에서 캐리어 주파수를 생성하도록 군(group) 지연 주사 및 위상 지연 주사를 제공하기 위해 주사 미러에 대한 소스 스펙트럼 오프셋과 함께 격자 기반 급속 주사 광지연 라인(rapid scanning optical delay line: RSOD)(520)이 이용될 수 있다. 편광 변조기(505)가 RSOD(520)의 1 kHz 삼각형 주사 파형에 동기되어 그

결과 입력 및 출력 A 라인 주사 시에 샘플에 입사되는 편광 상태가 포앙카레(Poincare) 구면 표현상 직교될 수 있도록 하기 위해서, 편광 변조기(505)를 구동하기 위해 2 단계 전압 함수가 이용될 수 있다. 샘플에서의 편광 상태에 무관하게 RSOD(520) 내의 광이 실질적으로 동일한 선형 상태로 제공되는 것을 보장하기 위해서, 편광 입방체가 기준 아암에 삽입될 수 있다. 두 개의 입력 편광 상태를 위한 수평 및 수직 검출 채널에 걸쳐서 기준 아암 광을 균등하게 분배하기 위해서 검출 및 기준 아암에서 정적 편광 제어기가 정렬될 수 있다. 각각의 검출기로부터 전자 신호가 증폭되고, 필터링되며, 또한 12 비트 5-M샘플(5-Msample_s) 아날로그/디지탈 보드(예를 들어, 내셔널 인스트루먼츠 NI 6110)를 통해 디지탈화될 수 있다.

[0044] 본 발명에 따라 본 명세서에서 후술되는 예시적인 기법(예를 들어, 적응적 범위 설정 기법)은 도 1 내지 도 9를 참조하여 전술된 예시적인 시스템, 본 발명의 범위 내에 있는 다른 시스템, 및 당업계에서 통상의 지식을 갖는 당업자에게 공지되고 이해되는 다른 시스템을 이용하여 구현될 수 있다. 간섭계의 검출기 아암으로부터 데이타를 획득하는 것을 물론 시스템의 다양한 구성 요소로의 제어 파형 출력을 제어하기 위해서, 예를 들어, 도 2 및 도 9에 도시된 각각의 컴퓨터(190, 550))가 이용될 수 있다. 이러한 기법은 비. 에이치. 박(B.H. Park) 등의 "실시간 다기능 광간섭 단층촬영법(Real-Time Multi-Functional Optical Coherence Tomography)" 옵틱스 익스프레스 11(7), 782(2003)에 기재되어 있다. 전술되었으며 또한 지. 제이. 티어니(G.J. Tearney) 등의 "격자 기반 위상제어 지연라인에 의한 고속 위상 및 군 지연 주사(High-Speed Phase- and Group-Delay Scanning with a Grating-Based Phase Control Delay Line)" 옵틱스 레터스 22(23), 1811(1997)에서 논의된 바와 같은 기준 아암에서의 주사 광 지연 라인(RSOD)은 예를 들어 두 함수, 즉 (i) 심도 범위 및 주사 속도에 관련된 진폭 및 주파수를 갖는 삼각형 파와 (ii) 심도 범위를 편이시키는 오프셋 전압의 합에 의해 제어될 수 있다. 단일 화상은 데이타 청크들로 분할될 수 있으며, 또한 각각의 데이타 청크는 길이 N 포인트로 된 작은 수 D번의 연속적인 심도 주사로 이루어진다.

[0045] 위치 함수, 예를 들어 제1 가중치 모멘트는 다음식에 의해 계산될 수 있다:

수학식 1

$$P=\frac{\sum_{d=1}^{D}\sum_{n=1}^{N} nW_{d,n}}{\sum_{d=1}^{D}\sum_{n=1}^{N} W_{d,n}}$$

[0046]

[0047] 여기서 d와 n은 각각 심도 주사 내에서의 심도 주사 및 포인트이며, 따라서 $W_{d,n}$은 화상 내의 특정 위치에 대한 가중치를 나타낸다. 예를 들어, 이러한 가중치는 소프트웨어 초기화중에 사용자의 선호에 따라 선형 또는 로그 축척상 반사광 강도와 동일하게 될 수 있다. 강도 화상 자체도 또한 로그 축척으로 도시되므로, 대부분의 경우에 강도의 로그값을 이용하는 것이 더 직관적인 결과를 준다.

[0048] 획득 시에 이러한 기법과 함께 이용될 수 있는 본 발명에 따른 예시적인 그래픽 사용자 인터페이스(700)는 도 12에 도시된 바와 같이 적응적 범위 설정에 관련된 두 개의 제어 대상을 갖는다. 예를 들어, RSOD 오프셋 전압 V_{offset}은 초기에 0으로 설정될 수 있다. 활성화/로킹 체크마크 제어가 활성화될 때, 소프트웨어는 가장 최근의 제1 모멘트를 별개의 변수 P_L로서 저장할 수 있다. 슬라이드 바 제어는 응답도 매개 변수 R을 결정한다. 다음의 각 데이타 청크(data chunk)에 대해서, 오프셋 전압에서의 변화 ΔV_{offset}은 응답도 R 및 현재 데이타 청크에 대한 계산된 제1 모멘트 P와 로킹값 P_L 사이의 차이의 곱에 의해 결정될 수 있다.

수학식 2

$$\Delta V_{\text{오프셋}} = -R \cdot (P - P_L)$$

[0049]

[0050] 이 값은 오프셋 전압에 가산될 수 있으며, 갱신값은 데이타 청크의 획득 사이에 RSOD로 전송될 수 있다. 수학식 2는 스프링에 적용되는 후크(Hooke) 법칙과 유사한데, 여기서 R은 스프링 계수와 동일시될 수 있다. 그러면, 획득 시에 R이 동적으로 제어될 수 있다는 사실은 환자 이동의 최적 댐핑(dmaping)을 위한 적절한 매개변수의 결정을 허용한다. 체크마크 제어가 비활성화될 때까지, 범위 설정 과정이 각각의 데이타 청크에 대해

계속되며, 소프트웨어는 그것이 다시 활성화될 때 신규 위치로 재로킹한다.

[0051] 전술한 설명은 본 발명에 따른 기법의 예시적인 실시예에 대한 단지 예시적인 구현이다. 당업계에서 통상의 지식을 가진 자라면 본 명세서에 기재된 개념에 따라 본 발명을 용이하게 수정하고 맞춤화할 수 있다. 예를 들어, 응용예에 따라, 화상 내의 주사 범위를 일정하게(예를 들어, 주기적으로) 갱신할 수 있다. 택일적으로 또는 추가적으로, 화상 사이에 또는 화상 세트 사이에서 단지 위치를 갱신하는 것이 유리할 수 있다. 데이타 청크의 크기를 단일 심도 프로파일부터 화상의 특정 부분 또는 몇 개의 화상에 이르는 사이에 있도록 변화시킴으로써, 이러한 예시적인 변형들이 용이하게 달성될 수 있다.

[0052] 전술한 바와 같이, 주사되고 있는 조직의 유형에 따라, 가중치 함수는 선형 축척 또는 로그 축척의 반사 강도에 기초할 수 있다. 트래킹을 이용하는 약 반사 특징을 개선하기 위해 강도에 기반하는 다른 함수들의 폭넓은 어레이도 또한 이용될 수 있으며, 예를 들어 강도의 지수, (분수) 제곱 또는 고차 다항식과 같은 것들이 이용될 수 있다. 다시 말해서, 가중치 함수를 전적으로 상이한 것에 기초하게 하는 것이 특정 상황을 위해서 유리할 수 있다. 편광 민감형 OCT(polarization-sensitive OCT: PS-OCT)와 광 도플러 단층 촬영(optical Doppler tomography: ODT)과 같은 OCT의 다양한 확장예는 위상 지체와 유동의 화상을 각각 제공함으로써 콘트라스트를 개선할 수 있다.

[0053] 샘플의 강도, 유동(flow), 편광 특성의 전 범위 및 심지어 스펙트럼을 측정할 수 있는 다기능 기법들도 또한 공개되어 왔다. 전술한 가중치 함수를 이러한 특징 중 어느 하나에 기초를 두게 하는 것도 또한 가능할 수 있다. 예를 들어, 혈관의 위치를 트래킹하는 것이 특히 중요하다면, 가중치 함수를 유동(flow)에 기초를 두는 것이 가능할 수 있다. 가중치 함수의 유형에서의 유연성은 심지어 임의로 데이타의 다양한 유형을 결합하는 것도 허용한다. 유동(flow)에 관련된 어떤 함수와 위상 지연에 관련된 다른 어떤 함수의 조합인 가중치는 근육 외피(muscular sheath)에 의해 둘러싸인 도관의 트래킹을 허용할 수 있다. 상이한 수학적 함수가 추가로 이용될 수 있다는 사실은 특정 정보의 강조(emphasis) 또는 경시(de-emphasis)를 가능하게 한다. 예를 들어, 특정 특징을 포함하는 피를 구별하고 로킹하기 위해 유동(flow)을 중시하면서 스펙트럼 데이타와 유동(flow)의 결합을 이용할 수 있으며, 바람직하게는 유동 요소(flow component)를 이용해서 이들에 포커싱할 수 있을 것이다.

[0054] 위치 함수 P도 또한 분석될 조직의 유형으로 구성될 수 있다. 예를 들어, 포인트의 심도 n가 상승하는 거듭제곱을 변화시킴으로써 트래킹을 표피에 있는 또는 더 깊은 구조의 위치로 포커싱할 수 있다.

수학식 3

$$p = \frac{\sum_{d=1}^{D}\sum_{n=1}^{N} n^{x} W_{d,n}}{\sum_{d=1}^{D}\sum_{n=1}^{N} W_{d,n}}$$

[0055]

[0056] x를 증가시키는 것은 중요한 더 깊은 구조에 대해 더 많은 강조를 둘 수 있는 반면, x를 감소시키는 것은 더 표피적인 층을 강조하게 될 것이다. 이와 달리, 고차 모멘트의 선형 결합을 이용할 수 있으며, 예를 들어 유동(flow)에 기초한 가중치와 결합된 위치의 제2 모멘트를 이용하면 변화하는 유동 프로파일(flow profile)의 위치를 트래킹할 수 있다. 또 다른 잠재적으로 유용한 응용예는 특징이 위상 래핑(phase wrapping)을 가질 수 있는 트래킹 위치들과 관련된다. 이러한 것의 몇 가지 예는 누적적 위상 지연에 의해 결정되는 바와 같은 위상 편이 또는 복굴절에 의해 결정된 유동(flow)과 관련된다. 이들 두 경우에서, 콘트라스트 소스의 단순한 존재는 잠재적으로 오해를 초래할 수 있으며, 단지 그들의 공간적인 분포를 관찰함으로써 우리는 조직의 더 정확한 설명을 획득할 수 있다. 위치와 가중치 함수의 결합이 고유한 특성(강도, 위상 지연, 유동 등) 및 그들의 공간적인 특성의 측면에서 아주 다양한 특징의 위치를 트래킹하도록 구성될 수 있다는 것이 용이하게 이해될 수 있다.

[0057] 또한, 피드백 루프의 본질도 또한 특정 응용으로 구성될 수 있다. 피드백 루프를 가시화하는 한 방법은 퍼텐셜 우물(potential well)로서 달성될 수 있다. 전술한 수학식 2는 스프링의 움직임(motion)을 관장하는 후크 법칙과 동일시될 수 있으며, 이것은 2차 퍼텐셜 우물을 작동시킨다. 응답도 매개 변수를 변화시키면, 일반적으로 우물의 폭이 변화되며 또한 움직임 아티팩트(motion artifact)의 과도 댐핑(over-damping)과 부족 댐핑(under-damping)에 대한 신속한 정정이 가능해진다. 또한, 예를 들어 정사각형 우물을 생성하거나 또는 현재 위치와 로킹 위치 사이의 차이에 기초한 또 다른 함수를 이용하여 퍼텐셜 우물 그 자체의 성질을 수정할 수도 있다. 다시 말해서, 문제가 되는 조직의 속도 또는 가속도에 응답하는 피드백 루프를 설계하기 위해서 위치에서의 차

이 뿐만 아니라 위치의 미분값의 고차 다항식을 이용할 수 있다. 또한, 오프셋 전압의 변화를 수정하기 위해 이러한 함수를 이용하는 대신에, 함수는 가속도와 같은 오프셋 전압의 다른 통계치를 수정할 수도 있다. 또한, 본 발명에 따른 예시적인 기법이 조직에 대한 음향 자극, 광열 자극 또는 다른 외적 자극에 따라서 조직의 변위를 고정적으로 추적할 수 있는 로킹 방안이 이용될 수 있다. 도 13은 트래킹 없는 기법을 이용하여 획득된 망막의 일부분의 예시적인 화상(800)을 보여준다. 본 발명의 장점은 도 13의 화상(800)에 디스플레이된 망막에 대응하는 도 14에 도시된 화상(900)을 검토함으로써 확인될 수 있다. 그러나, 도 14의 화상(900)은 본 발명의 예시적인 실시예에 따른 움직임 트래킹(motion tracking)을 이용하여 획득된다.

[0058] 동적인 응답도 매개 변수의 효과를 가시화하는 또 다른 방식에서는, 사용자가 시스템이 영상화될 특징의 위치에서의 변화에 반응하고 그 변화를 예측하는 방법을 제어하기 위해서 이러한 매개 변수를 이용할 수 있다. 이러한 예시적인 특징의 유용성에 대한 예는 다음과 같다: 특징이 일정한 속도로 움직이고 있다고 가정한다. 때때로 단순히 위치를 취하는 자동 범위 설정 과정은 대상의 진정한 위치를 적어도 약간 지날 수 있다. 이것은 과정이 특정 위치에 대해 반응한 시간에 기인하며, 따라서 대상은 새로운 위치로 이미 이동되었을 것이다. 본 발명에 따라 예시적인 반응도 매개 변수를 이용하여, 시스템은 현재 위치와 로킹된 위치 사이의 차이를 과도 보상할 수 있으며, 따라서 흥미 있는 특징이 나타날 것 같은 위치를 예측할 수 있다. 이것이 동적으로 제어 가능한 매개 변수라는 사실 때문에, 사용자는 영상 피사체에 적합하도록 재빨리 응답을 조정하기 위해서 그것을 이용할 수 있다.

[0059] 전술한 본 발명에 따른 예시적인 트래킹 기법은 축방향 자유도로 제한되지 않는다. 측방향 움직임 제어기에 피드백 루프, 예를 들어 x-y 갈바노 세트를 제공함으로써, 예시적인 트래킹 기법은 예를 들어 도플러 편이를 이용해서 구조, 편광 특성 또는 속도를 통해 구별될 수 있는 혈관 또는 다른 조직에 대한 횡단 로킹을 또한 제공할 수 있다. 흥미 있는 영역의 경계를 트래킹함으로써 화상의 범위를 제어하기 위해서 유사한 피드백 루프가 적용될 수 있다.

[0060] 도 11은 동적 응답도 매개 변수를 이용하는 트래킹 기법을 구현하는 본 발명에 따른 방법의 예시적인 실시예에 대한 흐름도이다. 이러한 예시적인 기법은 도 1 내지 도 8에 도시된 한편 본 명세서에 기재된 예시적인 시스템을 이용하여 구현될 수 있다. 특히, 단계 610에서 RSOD 오프셋 전압은 초기에 0으로 설정되며, 또한 단계 620에서 연속적인 데이타 획득 루프가 시작된다. 그 다음, 위치 함수 P가 각각의 새로 획득된 데이타 청크에 대해서 평가될 수 있다. 예를 들어, 단계 630에서 루프로부터 데이타 청크가 획득될 수 있다. 예를 들어, 단계 630에서 제공된 데이타 청크 획득은 도 9에 도시된 바와 같이 블록 410 내지 블록 460으로부터 달성될 수 있다.

[0061] 그 다음, 단계 640에서 위치 함수 P가 평가될 수 있다. 트래킹이 활성화되지 않으면, 프로그램은 단계 660에서 로킹 위치 P_L의 값을 갱신한다. 그렇지 않으면, 과정은 활성화/반응 매개 변수 R이 인터페이스로부터 획득되는 단계 670으로 이어진다. 트래킹 과정의 목표 중 하나는, 활성화될 때, 이 로킹값에 최대한 근사하도록 가장 최근에 획득된 데이타 청크의 위치를 유지하는 것이다. 이는 단계 680에서 주어진 응답도 값에 대한 가장 적절한 RSOD 오프셋 전압에서의 변화를 결정함에 의해 수행되며, 또한 단계 690에서 오프셋 전압 V_{offset}이 갱신된다. 마지막으로, 단계 695에서 신규 전압이 전송되며, 또한 공정은 단계 630으로 복귀된다. 따라서, 이러한 예시적인 기법은 위치 함수에 대한 가장 최신의 평가를 용이하게 한다.

[0062] 전술한 기재는 단지 본 발명의 원리를 설명한다. 본 명세서의 기재를 참조하면 전술한 실시예들에 대한 다양한 수정과 변형들이 당업자들에게 명백하게 될 것이다. 예를 들면 본 발명의 실시예에서는 광간섭 단층촬영법을 이용해서 샘플 내에서 적어도 하나의 위치를 결정하는 시스템 및 방법에 대해서 설명하였다. 그러나 상기 방법을 구현하기 위한 소프트웨어가 저장되어 컴퓨터로 판독 가능한 매체 역시 본 발명의 범위 내에 포함됨은 당업자에게 있어 자명하다 할 것이다. 컴퓨터로 판독 가능한 매체에 저장되는 소프트웨어는 여러 기능을 각각 수행하기 위한 프로그램 데이터들의 집합체들로 분리 가능하며, 이러한 프로그램 데이터 집합체 각각을 명령어 세트로 명명할 수 있다.

따라서 본 발명의 실시예에 따른 광간섭 단층촬영법을 이용해서 샘플 내에서 적어도 하나의 위치를 결정하는 방법을 구현하기 위한 소프트웨어는,

컴퓨터에 의해 실행될 때, 상기 샘플로부터 수신된 제1 전자기 방사선과 기준 아암으로부터 수신된 제2 전자기 방사선을 포함하는 간섭신호와 관련된 상기 샘플에 대한 정보를 얻기 위한 제1 명령어 세트와; 상기 컴퓨터에 의해 실행될 때, 상기 샘플의 일부분에 대한 심도 정보 또는 측방향 정보 중 적어도 하나를 획득하기 위한 제2 명령어 세트와; 상기 컴퓨터에 의해 실행될 때, 획득된 상기 심도 정보 또는 상기 측방향 정보 중 적어도 하나

에 적어도 하나의 가중치 함수를 적용하여 결과 정보를 생성하기 위한 제3 명령어 세트와; 상기 컴퓨터에 의해 실행될 때, 생성된 상기 결과 정보에 기초하여 상기 샘플의 일부분에 대한 표면 위치, 측방향 위치 또는 심도 위치 중 적어도 하나인 위치 정보를 획득하기 위한 제4 명령어 세트;를 포함하며,

더 나아가 상기 컴퓨터에 의해 실행될 때, 상기 위치 정보를 확인한 이후에, 상기 표면 위치, 상기 측방향 위치와 상기 심도 위치 중 적어도 하나를 상기 위치 정보의 함수로서 추정하거나 예측하도록 하기 위한 제5 명령어 세트와, 상기 컴퓨터에 의해 실행될 때, 상기 표면 위치와 상기 심도 위치 중 적어도 하나에 기초하여 상기 기준 아암의 길이를 추가로 수정하기 위한 제7 명령어 세트와, 상기 컴퓨터에 의해 실행될 때, 상기 제어 가능한 매개 변수를 이용하여 상기 기준 아암의 길이를 수정하는 제8 명령어 세트와, 상기 측방향 위치에 기초해서 상기 샘플의 측방향 주사 범위를 수정하기 위한 제9 명령어 세트와, 상기 컴퓨터에 의해 실행될 때, 제어 가능한 매개 변수를 이용하여 상기 측방향 주사 범위를 수정하는 제10 명령어 세트를 선택적으로 더 포함할 수 있다. 이러한 명령어 세트들이 모여 하나의 소프트웨어를 구성하며, 그러한 소프트웨어는 CD 혹은 DVD 혹은 USB 메모리와 같은 컴퓨터로 판독 가능한 매체에 저장되어 배포될 수 있다.

한편 본 명세서에 기재된 발명은 미국 특허 출원 제60/514,769호에 기재된 예시적인 방법, 시스템 및 장치와 함께 이용할 수 있다. 따라서, 당업자라면 본 명세서에 명백하게 도시되거나 기재되지 않더라도 본 발명의 원리를 구현하여 본 발명의 사상과 범위에 속하는 다양한 시스템, 배열 및 방법을 개발할 수 있다는 점이 이해될 수 있다. 또한, 위에서 참조된 모든 공고, 특허, 및 특허 출원은 그 전체 내용이 본 명세서내에서 참조된다.

도면의 간단한 설명

[0017] 본 발명의 추가적인 목적, 특성 및 장점은 본 발명의 예시적인 실시예를 도시하는 첨부된 도면과 관련하여 기재된 이하의 상세한 설명으로부터 명백해질 것이다.

[0018] 도 1은 본 발명에 따른 시스템 및 방법의 예시적인 실시예를 구현할 수 있는 스펙트럼 도메인 광간섭 단층촬영(spectral domain optical coherence tomography: SD-OCT) 장치의 예시적인 실시예에 대한 블록 다이어그램이고,

[0019] 도 2는 본 발명에 따른 시스템 및 방법의 예시적인 실시예를 구현할 수 있는 광 주파수 도메인 간섭 측정(optical frequency domain interferometry: OFDI) 장치의 예시적인 실시예에 대한 블록 다이어그램이고,

[0020] 도 3은 본 발명에 따른 시스템 및 방법의 예시적인 실시예를 구현할 수 있는 시스템 다이어그램으로서, 분리기로 연결된 광대역 소스와 투과 지연 라인을 포함하는 또 다른 예시적인 SD-OCT 시스템의 고 레벨 다이어그램이며,

[0021] 도 4는 본 발명에 따른 시스템 및 방법의 예시적인 실시예를 구현할 수 있는 시스템 다이어그램으로서, 분리기로 연결된 투과형 지연 라인과 이동 소스(swept source)를 포함하는 또 다른 예시적인 OFDI 시스템의 고 레벨 다이어그램이며,

[0022] 도 5는 본 발명에 따른 시스템 및 방법의 예시적인 실시예를 구현할 수 있는 시스템 다이어그램으로서, 두 분리기 중 하나에 결합된 전송 기준 아암에서 미러를 배제한 또 다른 예시적인 SD-ODT 시스템의 고 레벨 다이어그램이며,

[0023] 도 6은 본 발명에 따른 시스템 및 방법의 예시적인 실시예를 구현할 수 있는 시스템 다이어그램으로서, 두 분리기 중 하나에 결합된 전송 기준 아암에서 미러를 배제한 또 다른 예시적인 OFDI 시스템의 고 레벨 다이어그램이며,

[0024] 도 7은 본 발명에 따른 시스템 및 방법의 예시적인 실시예를 구현할 수 있는 시스템 다이어그램으로서, 소스와 제1 분리기 사이에 서큘레이터가 구비된 것을 제외하면 도 5의 SD-OCT 시스템과 유사한 또 다른 예시적인 SD-OCT 시스템의 고 레벨 다이어그램이며,

[0025] 도 8은 본 발명에 따른 시스템 및 방법의 예시적인 실시예를 구현할 수 있는 시스템 다이어그램으로서, 소스와 제1 분리기 사이에 서큘레이터가 구비된 것을 제외하면 도 6의 OFDI 시스템과 유사한 또 다른 예시적인 OFDI 시스템의 고 레벨 다이어그램이며,

[0026] 도 9는 본 발명에 따른 실시간 편광 민감형 데이타 획득 및 처리(processing) 방법(software)의 예시적인 실시예의 흐름도이고,

[0027] 도 10은 본 발명에 따른 시스템 및 방법의 예시적인 실시예를 구현할 수 있는 시스템 다이어그램으로서, 편광

민감형 OCT(polarization-sensitive OCT: PS-OCT) 시스템(및 소스에 의해 생성된 신호에 대해 이용되는 파형)의 예시적인 시스템 다이어그램이며,

[0028] 도 11은 동적 반응도 매개 변수를 이용하는 트래킹 기법을 구현하는 본 발명에 따른 방법의 예시적인 실시예의 흐름도이고,

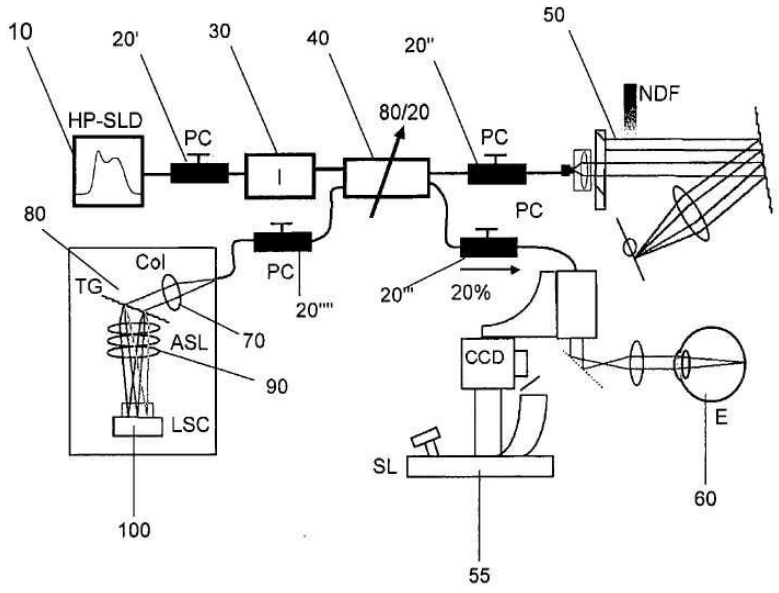
[0029] 도 12는 적응 범위 설정 활성화/로킹 체크마크 제어 및 반응도 슬라이드 바 제어를 포함하는 본 발명에 따른 시스템 및 방법과 함께 동작하는 소프트웨어 인터페이스의 예시적인 도면이고,

[0030] 도 13은 트래킹이 없는 기법을 이용하여 획득된 망막의 일부분에 대한 예시적인 화상이며, 또한

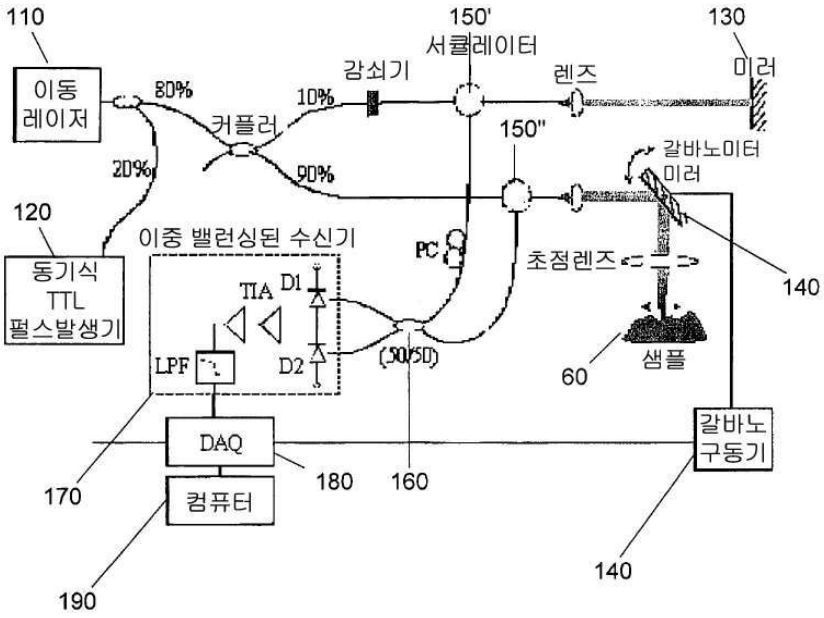
[0031] 도 14는 본 발명의 예시적인 실시예에 따른 움직임 트래킹(motion tracking)을 이용하여 획득된 망막의 일부분에 대한 예시적인 화상이다.

도면

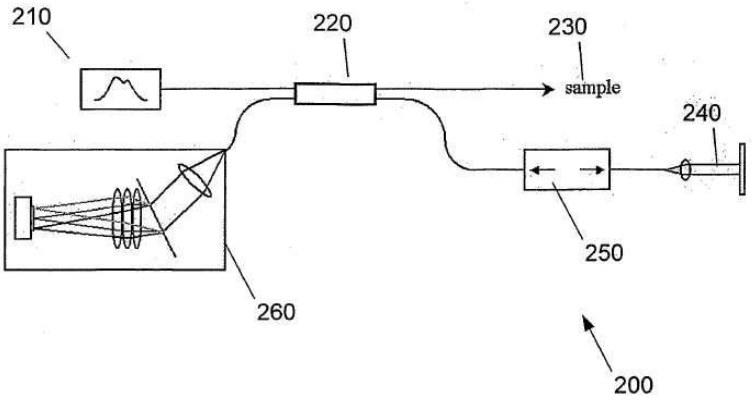
도면1



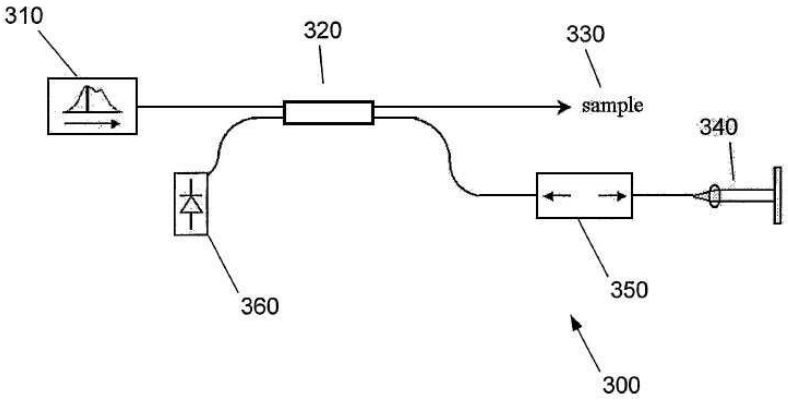
도면2


110
이동
레이저
80%
20%
커플러
10%
90%
감쇠기
150'
서큘레이터
렌즈
130
미러
150"
갈바노미터
미러
120
동기식
TTL
펄스발생기
이중 밸런싱된 수신기
PC
초점렌즈
140
TIA
D1
D2
LPF
(50/50)
60
샘플
DAQ
갈바노
구동기
180
160
170
컴퓨터
140
190

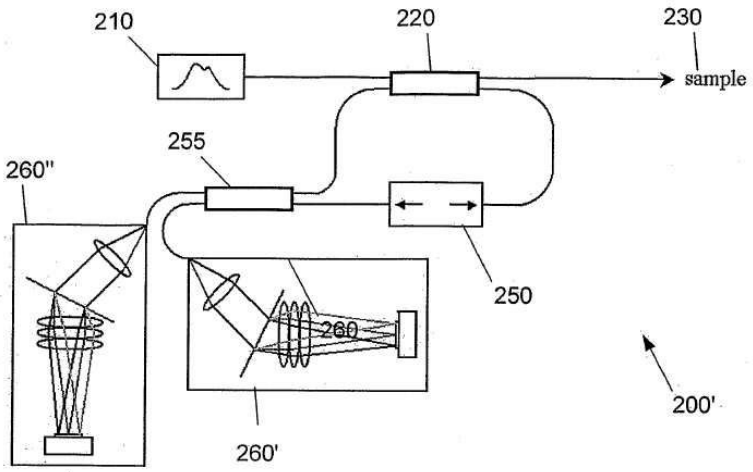
도면3


210
220
230
sample
240
250
260
200

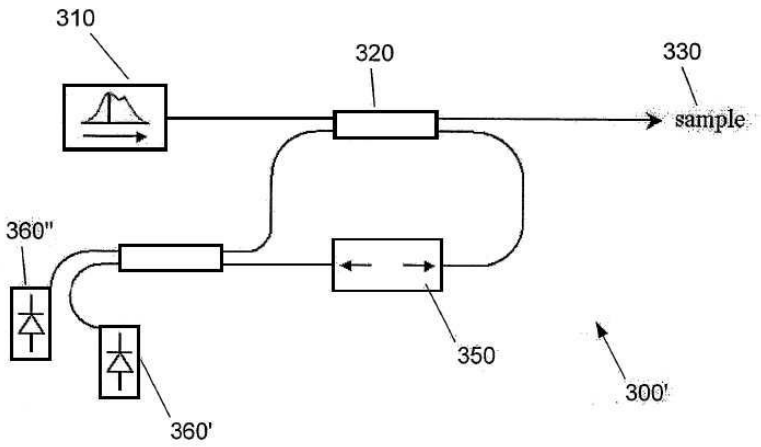
도면4


310
320
330
sample
340
360
350
300

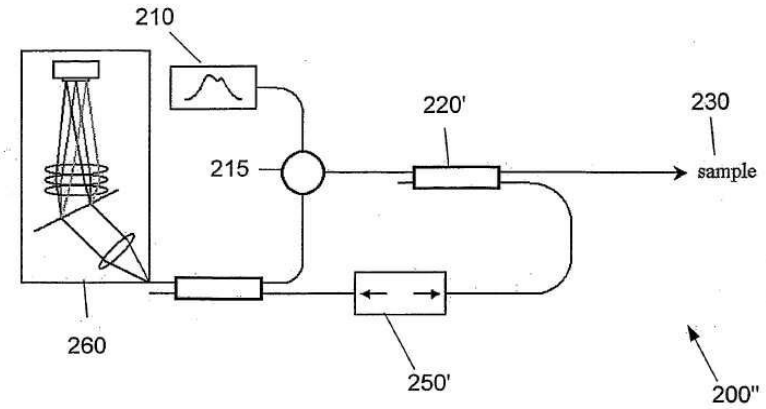
도면5


210
220
230
sample
255
260"
250
260
260'
200'

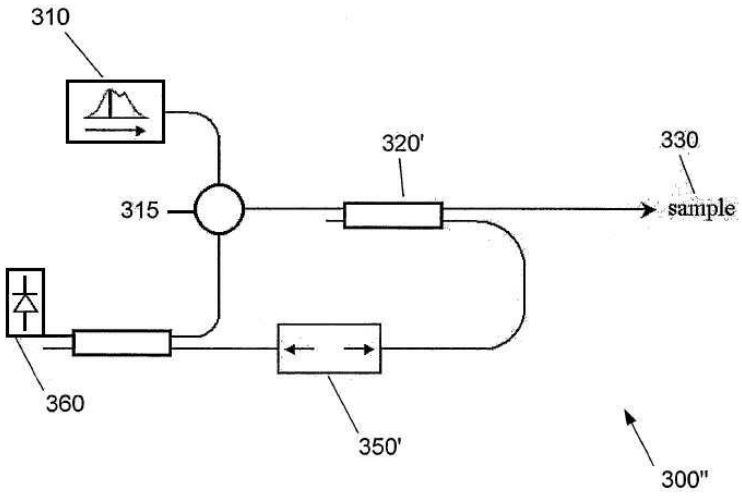
도면6


310
320
330
sample
360"
350
300'
360'

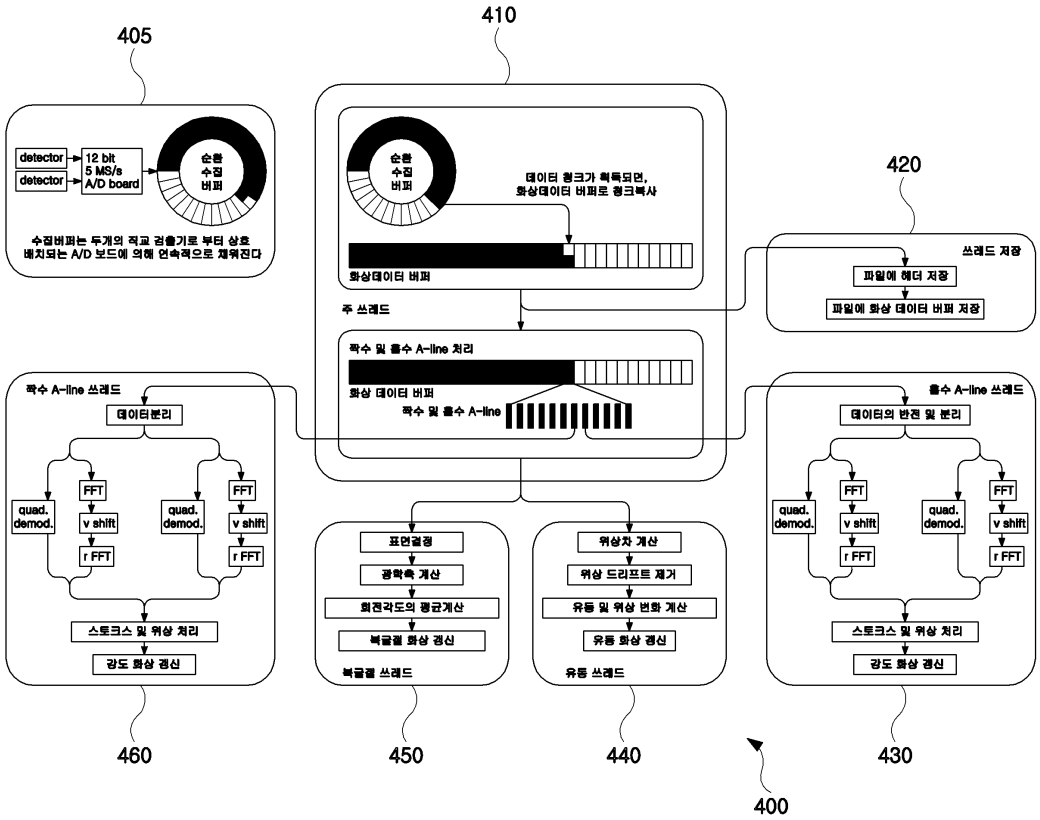
도면7


210
220'
230
215
sample
260
250'
200"

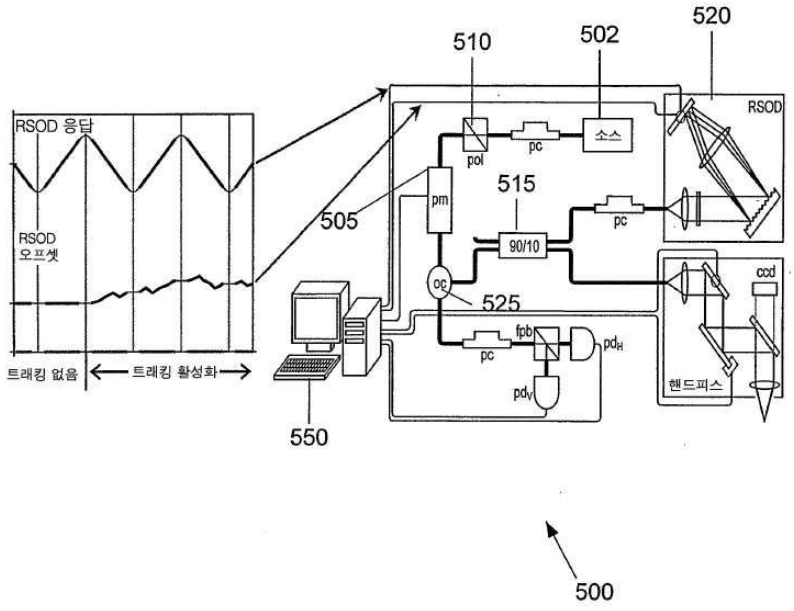
도면8


310
320'
330
315
sample
360
350'
300"

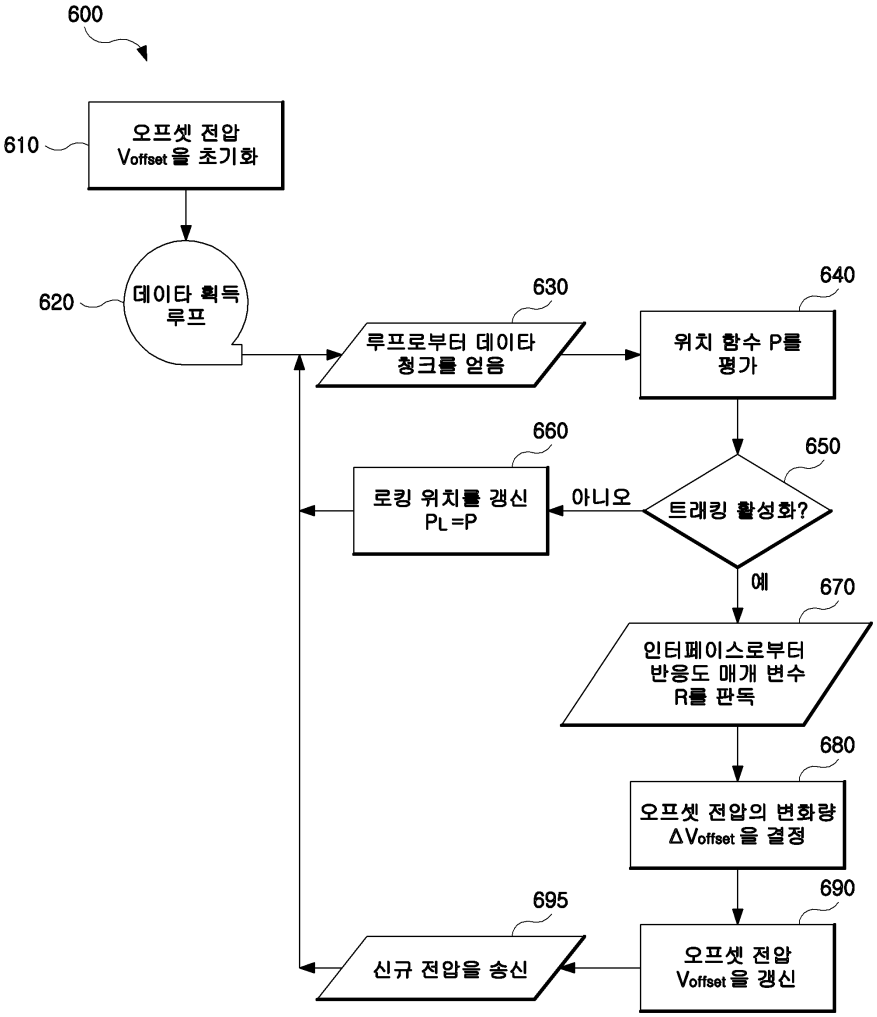
도면9


405
410
420
detector
detector
12 bit
5 MS/s
A/D board
순환
수집
버퍼
수집버퍼는 두개의 적교 검출기로 부터 상호
배치되는 A/D 보드에 의해 연속적으로 채워진다
데이터 청크가 획득되면,
화상데이터 버퍼로 청크복사
화상데이터 버퍼
주 쓰레드
쓰레드 저장
파일에 헤더 저장
파일에 화상 데이터 버퍼 저장
짝수 및 홀수 A-line 처리
화상 데이터 버퍼
짝수 및 홀수 A-line
짝수 A-line 쓰레드
데이터분리
FFT
v shift
r FFT
quad.
demod.
스토크스 및 위상 처리
강도 화상 갱신
홀수 A-line 쓰레드
데이터의 반전 및 분리
표면결정
광학축 계산
회전각도의 평균계산
복굴절 화상 갱신
복굴절 쓰레드
위상차 계산
위상 드리프트 제거
유동 및 위상 변화 계산
유동 화상 갱신
유동 쓰레드
460
450
440
430
400

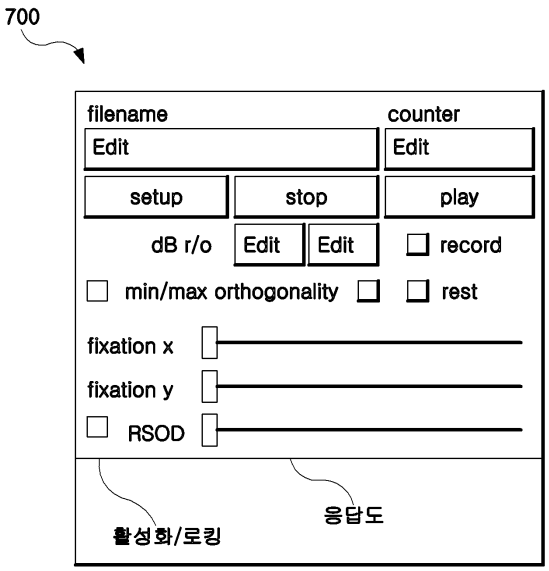
도면10


510
502
520
RSOD 응답
RSOD
오프셋
트래킹 없음
트래킹 활성화
505
pol
pc
소스
RSOD
pm
515
90/10
oc
525
ccd
fpb
pd_H
pd_V
핸드피스
550
500

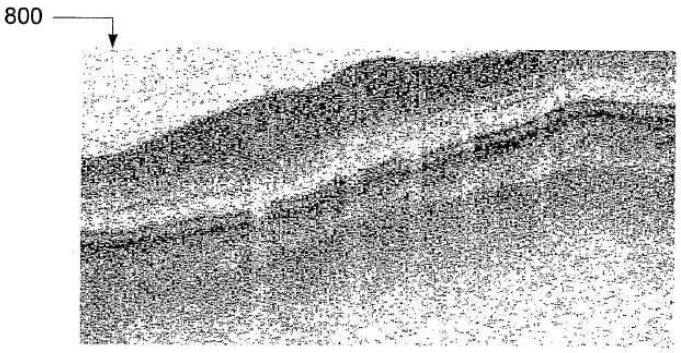
도면11


600
610
오프셋 전압 Voffset을 초기화
620
데이타 획득 루프
630
루프로부터 데이타 청크를 얻음
640
위치 함수 P를 평가
650
트래킹 활성화?
660
로킹 위치를 갱신 PL=P
아니오
예
670
인터페이스로부터 반응도 매개 변수 R를 판독
680
오프셋 전압의 변화량 ΔVoffset을 결정
690
오프셋 전압 Voffset을 갱신
695
신규 전압을 송신

도면12



도면13



도면14

