



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2013년03월05일
(11) 등록번호 10-1239250
(24) 등록일자 2013년02월26일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
G01B 9/02 (2006.01) G01N 21/17 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2006-7027699
(22) 출원일자(국제) 2004년07월23일
심사청구일자 2009년07월01일
(85) 번역문제출일자 2006년12월28일
(65) 공개번호 10-2007-0062456
(43) 공개일자 2007년06월15일
(86) 국제출원번호 PCT/US2004/023585
(87) 국제공개번호 WO 2005/117534
국제공개일자 2005년12월15일
(30) 우선권주장
60/575,773 2004년05월29일 미국(US)
(56) 선행기술조사문헌
JP05269135 A
JP06165784 A
JP07005100 A
KR1019970700857 A*
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
더 제너럴 하스피탈 코퍼레이션
미국, 메사추세츠 02114, 보스턴 프룻트 스트리트 55
(72) 발명자
데보어, 요한
미국, 02145 메사추세츠주, 슌머빌, 60썸 마살 스트리트
윤석현
미국, 02140 메사추세츠주, 캠프리지, #4128
아파트, 캠프리지 파크드라이브 30
셴스, 아브라함, 주니어
미국, 2478 메사추세츠주, 벨몬트, 127슬레이드 스트리트
(74) 대리인
특허법인다래

전체 청구항 수 : 총 69 항

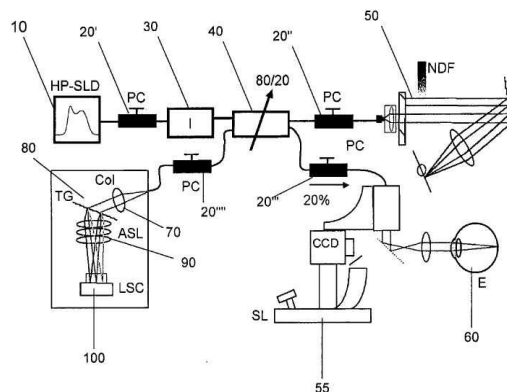
심사관 : 이달경

(54) 발명의 명칭 **광간섭 단층촬영 화상 진단에서 반사층을 이용한 색 분산보상을 위한 프로세스, 시스템 및 소프트웨어 배열**

(57) 요약

영상의 적어도 일부 내의 분산을 보상하기 위한 시스템, 공정 및 소프트웨어 배열이 제공된다. 특히, 영상의 일부에 연관된 정보가 획득된다. 영상의 일부는 샘플로부터 수신된 제1 전자기 방사선과 기준으로부터 수신된 제2 전자기 방사선을 포함하는 간섭 신호에 연관될 수 있다. 영상의 적어도 일부 내의 분산은 간섭 신호의 적어도 하나의 스펙트럼 성분의 위상을 제어함으로써 보상될 수 있다.

대표도 - 도1



특허청구의 범위

청구항 1

영상의 적어도 일부에 연관된 정보를 획득하는 프로세싱 배열을 포함하되,

영상의 적어도 일부는 샘플 아암(arm)로부터 수신된 제1 전자기 방사선 및 기준 아암(arm)으로부터 수신된 제2 전자기 방사선을 포함하는 간섭 신호에 연관되며,

상기 프로세싱 배열은 (i)상기 간섭신호의 기반이 되는 복소 스펙트럼 데이터와 (ii)상기 복소 스펙트럼 데이터의 적어도 하나의 스펙트럼 성분의 위상을 결정하고, 상기 스펙트럼 성분의 위상을 제어함을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상을 위한 시스템.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 분산은 상기 제1 및 제2 전자기 방사선 사이의 차이를 나타내는 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상을 위한 시스템.

청구항 3

제1항에 있어서, 상기 프로세싱 배열은 영상의 적어도 일부에서의 분산을 감소시키는 것과 제거시키는 것 중 적어도 하나에 의해 분산을 제어하는 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상을 위한 시스템.

청구항 4

제1항에 있어서, 상기 프로세싱 배열은 간섭 신호로부터 샘플의 조직 내의 반사층에 연관된 데이터를 결정하며, 또한 데이터 내에 제공된 분산에 연관된 정보를 결정하는 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상을 위한 시스템.

청구항 5

제4항에 있어서, 상기 프로세싱 배열은 데이터로부터 분산을 감소시키는 것과 제거시키는 것 중 적어도 하나를 위해 정보를 이용하는 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상을 위한 시스템.

청구항 6

제1항에 있어서, 상기 프로세싱 배열이 소프트웨어 명령을 수행할 때, 프로세싱 배열은 간섭 신호의 적어도 하나의 스펙트럼 성분의 위상을 제어하도록 구성되는 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상을 위한 시스템.

청구항 7

제1항에 있어서, 상기 간섭 신호의 적어도 하나의 스펙트럼 성분의 위상을 제어하기 전에, 프로세싱 배열은 상기 분산을 정량화하고, 정량화에 근거하여 영상 내의 분산을 정정하는 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상을 위한 시스템.

청구항 8

제1항에 있어서, 상기 분산은 색 분산인 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상을 위한 시스템.

청구항 9

제1항에 있어서, 상기 프로세싱 배열은 영상의 분산에 연관된 데이터를 결정하고, 데이터를 이용하여 분산을 정량화하며, 또한 정량화에 근거하여 영상 내의 분산을 정정하는 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상을 위한 시스템.

청구항 10

제9항에 있어서, 상기 샘플은 눈의 망막인 것을 특징으로 하는 영상의 적어도 일부 내의 분산을 보상하는 시스템.

청구항 11

제10항에 있어서, 상기 정보는 망막으로부터 획득된 스펙트럼 반사에 연관된 데이터를 포함하는 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상을 위한 시스템.

청구항 12

제11항에 있어서, 상기 프로세싱 배열은 조작자가 스펙트럼 반사 중 적어도 하나의 분산 스펙트럼 반사를 선택하는 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상을 위한 시스템.

청구항 13

제12항에 있어서, 상기 적어도 하나의 분산 스펙트럼 반사는 그래픽 사용자 인터페이스를 이용하여 선택되는 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상을 위한 시스템.

청구항 14

제12항에 있어서, 상기 적어도 하나의 분산 스펙트럼 반사는 영상의 수집 동안 및 영상의 수집 이후 중 적어도 하나에서 선택되는 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상을 위한 시스템.

청구항 15

제12항에 있어서, 상기 프로세싱 배열은 적어도 하나의 분산 스펙트럼 반사를 이용하여 분산을 정량화하며, 또한 정량화에 근거하여 영상 내의 분산을 정정하도록 구성되는 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상을 위한 시스템.

청구항 16

제12항에 있어서, 상기 프로세싱 배열은 스펙트럼 반사 중 가장 밝은 반사를 상호 작용적으로 탐색하고, 스펙트럼 반사 중 가장 밝은 반사를 이용하여 상기 분산을 정량화하며, 또한 정량화에 근거하여 영상 내의 분산을 정정하도록 구성되는 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상을 위한 시스템.

청구항 17

제1항에 있어서, 상기 분산은 깊이 의존성 색 분산인 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상을 위한 시스템.

청구항 18

제17항에 있어서, 상기 정보는 분산된 영상 데이터를 포함하며, 또한 상기 프로세싱 배열은 분산된 영상 데이터를 이용하여 분산을 정량화하는 한편 상기 정량화에 근거하여 영상 내의 분산을 정정하도록 구성되는 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상을 위한 시스템.

청구항 19

제18항에 있어서, 상기 샘플은 눈의 망막인 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상을 위한 시스템.

청구항 20

제17항에 있어서, 상기 분산된 영상 데이터는 스펙트럼 반사를 포함하며, 또한 상기 프로세싱 배열은 스펙트럼 반사를 이용하여 분산을 정량화하도록 구성되는 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상을 위한 시스템.

청구항 21

제1항에 있어서, 상기 프로세싱 배열은 미리 결정된 일정한 색 분산 변수를 이용하여 영상 내의 분산을 정정함으로써 분산을 제어하도록 구성되는 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상을 위한 시스템.

청구항 22

제21항에 있어서, 상기 분산은 축방향 눈 길이의 개산에 근거하여 보상되는 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상을 위한 시스템.

청구항 23

제1항에 있어서, 상기 분산은 축방향 눈 길이의 개산에 근거하여 보상되는 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상을 위한 시스템.

청구항 24

프로세싱 배열이 샘플 아암(arm)로부터 수신된 제1 전자기 방사선과 기준 아암(arm)으로부터 수신된 제2 전자기 방사선을 포함하는 간섭 신호에 연관된 영상의 적어도 일부에 연관된 정보를 얻는 단계;

상기 프로세싱 배열이 (i)상기 간섭신호의 기반이 되는 복소 스펙트럼 데이터와 (ii)상기 복소 스펙트럼 데이터의 적어도 하나의 스펙트럼 성분의 위상을 결정하는 단계; 및

상기 프로세싱 배열이 상기 스펙트럼 성분의 위상을 제어함으로써 상기 영상의 적어도 일부에 대한 분산을 보상하는 단계를 포함하여 이루어진 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 방법.

청구항 25

제24항에 있어서, 상기 분산은 제1 및 제2 전자기 방사선 사이의 차이를 나타내는 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 방법.

청구항 26

제24항에 있어서, 상기 제어 단계는 영상의 적어도 일부에 대한 분산을 감소시키는 것과 제거시키는 것 중에서 적어도 하나를 행하는 부단계(substep)를 포함하는 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 방법.

청구항 27

제24항에 있어서,

간섭 신호로부터 샘플의 조직 내의 반사층에 연관된 데이터를 결정하는 단계, 및

데이터 내에 제공된 분산에 연관된 정보를 결정하는 단계를 더 포함하여 이루어지는 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 방법.

청구항 28

제27항에 있어서, 데이터로부터 분산을 감소시키는 것과 제거시키는 것 중 적어도 하나를 위해 정보를 이용하는 단계를 더 포함하여 이루어지는 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 방법.

청구항 29

제24항에 있어서, 상기 제어 단계는 소프트웨어 명령을 이용하여 수행되는 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 방법.

청구항 30

제24항에 있어서, 상기 제어 단계 이전에,

분산을 정량화하는 단계, 및

정량화에 근거하여 영상 내의 분산을 정정하는 단계를 더 포함하여 이루어지는 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 방법.

청구항 31

제24항에 있어서, 상기 분산은 색 분산인 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 방법.

청구항 32

제24항에 있어서,

영상의 분산에 연관된 데이터를 결정하는 단계,

데이터를 이용하여 분산을 정량화하는 단계, 및

정량화에 근거하여 영상 내의 분산을 정정하는 단계를 더 포함하여 이루어지는 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 방법.

청구항 33

제32항에 있어서, 상기 샘플은 눈의 망막인 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 방법.

청구항 34

제33항에 있어서, 상기 정보는 상기 망막으로부터 획득된 스펙트럼 반사에 연관된 데이터를 포함하는 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 방법.

청구항 35

제33항에 있어서, 조작자가 스펙트럼 반사 중 적어도 하나의 분산 스펙트럼 반사를 선택하는 단계를 더 포함하여 이루어지는 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 방법.

청구항 36

제35항에 있어서, 상기 적어도 하나의 분산 스펙트럼 반사는 그래픽 사용자 인터페이스를 이용하여 선택되는 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 방법.

청구항 37

제35항에 있어서, 상기 적어도 하나의 분산 스펙트럼 반사는 영상의 수집 동안 및 영상의 수집 이후 중 적어도 하나에서 선택되는 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 방법.

청구항 38

제35항에 있어서,

적어도 하나의 분산 스펙트럼 반사를 이용하여 분산을 정량화하는 단계, 및

정량화에 근거하여 상기 영상 내의 분산을 정정하는 단계를 더 포함하여 이루어지는 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 방법.

청구항 39

제35항에 있어서,

스펙트럼 반사 중 가장 밝은 스펙트럼 반사를 상호 작용적으로 탐색하는 단계,

스펙트럼 반사 중 가장 밝은 스펙트럼 반사를 이용하여 분산을 정량화하는 단계, 및

정량화에 근거하여 영상 내의 분산을 정정하는 단계를 더 포함하여 이루어지는 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 방법.

청구항 40

제24항에 있어서, 상기 분산은 깊이 의존성 색 분산인 것을 특징으로 하는 광간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 방법.

청구항 41

제40항에 있어서, 상기 정보는 분산된 영상 데이터를 포함하되,
 분산된 영상 데이터를 이용하여 분산을 정량화하는 단계, 및
 정량화에 근거하여 영상 내의 분산을 정정하는 단계를 더 포함하여 이루어지는 것을 특징으로 하는 광간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 방법.

청구항 42

제41항에 있어서, 상기 샘플은 눈의 망막인 것을 특징으로 하는 광간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 방법.

청구항 43

제40항에 있어서, 상기 분산된 영상 데이터는 스펙트럼 반사를 포함하며, 또한 상기 프로세싱 배열은 스펙트럼 반사를 이용하여 분산을 정량화하도록 구성되는 것을 특징으로 하는 광간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 방법.

청구항 44

제43항에 있어서, 미리 결정된 일정한 색 분산 변수를 이용하여 영상 내의 분산을 정정함으로써 분산을 제어하는 단계를 더 포함하여 이루어지는 것을 특징으로 하는 광간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 방법.

청구항 45

제44항에 있어서, 상기 분산은 축방향 눈 길이의 개산에 근거하여 보상되는 것을 특징으로 하는 광간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 방법.

청구항 46

제24항에 있어서, 상기 분산은 축방향 눈 길이의 개산에 근거하여 보상되는 것을 특징으로 하는 광간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 방법.

청구항 47

샘플 아암(arm)로부터 수신된 제1 전자기 방사선과 기준 아암(arm)으로부터 수신된 제2 전자기 방사선을 포함하는 간섭 신호에 연관된 영상의 적어도 일부에 연관된 정보를 얻는 제1 명령 집합;
 (i)상기 간섭신호의 기반이 되는 복소 스펙트럼 데이터와 (ii)상기 복소 스펙트럼 데이터의 적어도 하나의 스펙트럼 성분의 위상을 결정하는 명령 집합; 및
 상기 스펙트럼 성분의 위상을 제어함으로써 상기 영상의 적어도 일부에 대한 분산을 보상하는 제2 명령 집합;를 포함하고, 광간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 컴퓨터 프로그램이 저장된 장치.

청구항 48

제47항에 있어서, 상기 분산은 제1 및 제2 전자기 방사선 사이의 차이를 나타내는 것을 특징으로 하는 광간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 컴퓨터 프로그램이 저장된 장치.

청구항 49

제47항에 있어서, 상기 제2 명령 집합은 영상의 적어도 일부에 대한 분산을 감소시키는 것과 제거시키는 것 중 적어도 하나를 위해 실행하는 것을 특징으로 하는 광간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는

컴퓨터 프로그램이 저장된 장치.

청구항 50

제47항에 있어서,

프로세싱 배열에 의해 실행될 때, 간섭 신호로부터 샘플의 조직 내의 반사층에 연관된 데이터를 결정하는 제3 명령 집합, 및

프로세싱 배열에 의해 실행될 때, 데이터 내에 제공된 분산에 연관된 정보를 결정하는 제4 명령 집합을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 광간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 컴퓨터 프로그램이 저장된 장치.

청구항 51

제50항에 있어서, 프로세싱 배열에 의해 실행될 때, 데이터로부터 분산을 감소시키는 것과 제거시키는 것 중 적어도 하나를 위해 정보를 이용하는 제5 명령 집합을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 광간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 컴퓨터 프로그램이 저장된 장치.

청구항 52

제47항에 있어서, 상기 제2 명령 집합은 소프트웨어 명령을 이용하여 제어 과정을 수행하는 것을 특징으로 하는 광간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 컴퓨터 프로그램이 저장된 장치.

청구항 53

제47항에 있어서,

프로세싱 배열에 의해 실행될 때, 분산을 정량화하는 제6 명령 집합, 및

프로세싱 배열에 의해 실행될 때, 정량화에 근거하여 영상 내의 분산을 정정하는 제7 명령 집합을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 광간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 컴퓨터 프로그램이 저장된 장치.

청구항 54

제47항에 있어서, 상기 분산은 색 분산인 것을 특징으로 하는 광간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 컴퓨터 프로그램이 저장된 장치.

청구항 55

제47항에 있어서,

프로세싱 배열에 의해 실행될 때, 영상의 분산에 연관된 데이터를 결정하는 제8 명령 집합,

프로세싱 배열에 의해 실행될 때, 데이터를 이용하여 분산을 정량화하는 제9 명령 집합, 및

프로세싱 배열에 의해 실행될 때, 정량화에 기초하여 영상 내의 분산을 정정하는 제10 명령 집합을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 광간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 컴퓨터 프로그램이 저장된 장치.

청구항 56

제55항에 있어서, 상기 샘플은 눈의 망막인 것을 특징으로 하는 광간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 컴퓨터 프로그램이 저장된 장치.

청구항 57

제56항에 있어서, 상기 정보는 망막으로부터 획득한 스펙트럼 반사에 연관된 데이터를 포함하는 것을 특징으로 하는 광간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 컴퓨터 프로그램이 저장된 장치.

청구항 58

제56항에 있어서,

프로세싱 배열에 의해 실행될 때, 조작자가 스펙트럼 반사 중 적어도 하나의 분산 스펙트럼 반사를 선택하게 하는 제11 명령 집합을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 컴퓨터 프로그램이 저장된 장치.

청구항 59

제58항에 있어서, 상기 적어도 하나의 분산 스펙트럼 반사는 그래픽 사용자 인터페이스를 이용하여 선택되는 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 컴퓨터 프로그램이 저장된 장치.

청구항 60

제58항에 있어서, 상기 적어도 하나의 분산 스펙트럼 반사는 영상의 수집 동안 및 영상의 수집 이후 중 적어도 하나에서 선택되는 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 컴퓨터 프로그램이 저장된 장치.

청구항 61

제58항에 있어서,

프로세싱 배열에 의해 실행될 때, 적어도 하나의 분산 스펙트럼 반사를 이용하여 분산을 정량화하는 제12 명령 집합, 및

프로세싱 배열에 의해 실행될 때, 정량화에 근거하여 영상 내의 분산을 정정하는 제13 명령 집합을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 컴퓨터 프로그램이 저장된 장치.

청구항 62

제58항에 있어서,

프로세싱 배열에 의해 실행될 때, 스펙트럼 반사 중 가장 밝은 스펙트럼 반사를 상호 작용적으로 탐색하는 제14 명령 집합,

프로세싱 배열에 의해 실행될 때, 스펙트럼 반사 중 가장 밝은 스펙트럼 반사를 이용하여 분산을 정량화하는 제15 명령 집합, 및

프로세싱 배열에 의해 실행될 때, 정량화를 근거로 하여 영상 내의 분산을 정정하는 제16 명령 집합을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 컴퓨터 프로그램이 저장된 장치.

청구항 63

제47항에 있어서, 상기 분산은 깊이 의존성 색 분산인 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 컴퓨터 프로그램이 저장된 장치.

청구항 64

제63항에 있어서, 상기 정보는 분산된 영상 데이터를 포함하되,

프로세싱 배열에 의해 실행될 때, 분산된 영상 데이터를 이용하여 분산을 정량화하는 제17 명령 집합, 및

프로세싱 배열에 의해 실행될 때, 정량화에 근거하여 영상 내의 분산을 정정하는 제18 명령 집합을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 컴퓨터 프로그램이 저장된 장치.

청구항 65

제64항에 있어서, 상기 샘플은 눈의 망막인 것을 특징으로 하는 공간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분

산 보상하는 컴퓨터 프로그램이 저장된 장치.

청구항 66

제63항에 있어서,

분산된 영상 데이터는 스펙트럼 반사를 포함하며, 또한 프로세싱 배열은 스펙트럼 반사를 이용하여 분산을 정량화하도록 구성되는 것을 특징으로 하는 광간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 컴퓨터 프로그램이 저장된 장치.

청구항 67

제66항에 있어서,

프로세싱 배열에 의해 실행될 때, 미리 결정된 일정한 색 분산 변수를 이용하여 영상 내의 분산을 정정함으로써 분산을 제어하는 제19 명령 집합을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 광간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 컴퓨터 프로그램이 저장된 장치.

청구항 68

제67항에 있어서,

상기 분산은 축방향 눈 길이의 개산에 근거하여 보상되는 것을 특징으로 하는 광간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 컴퓨터 프로그램이 저장된 장치.

청구항 69

제47항에 있어서, 상기 분산은 축방향 눈 길이의 개산에 근거하여 보상되는 것을 특징으로 하는 광간섭 단층촬영 화상 진단에서 색 분산 보상하는 컴퓨터 프로그램이 저장된 장치.

명세서

기술분야

[0001] 관련 출원에 대한 상호 참조

[0002] 본 출원은 2004년 5월 29일자로 출원된 미국 특허 출원 제60/575,773호에 기초한 우선권을 주장하며, 이 출원의 전체적인 개시 사항이 본 명세서에 참조로서 통합된다.

[0003] 본 발명은 일반적으로 광간섭 단층촬영(optical coherence tomography: OCT) 영상화에서의 색 분산 보상에 관한 것이며, 더욱 상세하게는 OCT 영상화에서 분산을 보상할 수 있는 프로세스, 시스템 및 소프트웨어 배열에 관한 것이다.

배경 기술

[0004] 스펙트럼 영역 광간섭 단층촬영(spectral-domain optical coherence tomography: SD-OCT)이라 지칭되는 광간섭 단층촬영(OCT)의 스펙트럼 영역 변화는 극초-해상도 안과 영상화에 적합한 기법 또는 기술이다. 이러한 기법은 센스 비.(Cense B.) 등의 "스펙트럼 영역 광간섭 단층촬영을 이용한 극초-해상도 고속 망막 화상 진단(Ultrahigh-resolution high-speed retinal imaging using spectral-domain optical coherence tomography)", 옵틱스 익스프레스(Optics Express), 2004 및 국제 특허 공개 번호 제WO 03/062802호에 설명되어 있다. 또한, 2002년 10월 16일자로 출원된 미국 특허 출원 제10/272,171호도 또한 이러한 주제에 관한 것이다. 스완슨 이. 에이.(Swanson, E.A.) 등의 "고속 광간섭 영역 반사 측정(High-Speed Optical Coherence Domain Reflectometry)", 옵틱스 레터스(Optics Letters), 1992, 17(2), 151면 내지 153면에 상술된 바와 같이, OCT 시스템의 축방향 해상도는 소스의 중심 파장 및 대역폭과 매질의 굴절율에 의해 결정될 수 있는 가간섭성 길이($L_{\text{가간섭성}}$)에 의해 정의될 수 있다. 드렉슬러 더블유.(Drexler, W.) 등의 "극초 해상도 광간섭 단층촬영을 이용한 망막 병상의 개선된 가시화(Enhanced Visualization of Macular Pathology with the Use of Ultrahigh-Resolution Optical Coherence Tomography)", 아카이브스 오브 오프탈몰로지(Archives of Ophthalmology), 2003, 121(5), 695면 내지 706면에 추가로 상술된 바와 같이, OCT 시스템의 축방향 해상도는

초 광대역 소스를 이용함으로써 개선될 수 있다.

[0005]

섬유 기저 OCT 장치, 예를 들어, 안과용 화상진단에서 초 광대역 소스를 이용함으로써 발생할 수 있는 잠재적인 단점은 유리, 조직 및 물과 같은 광학적 소멸 재료 내에서의 색 분산의 존재이다. 색 분산은 가간섭성 함수 및/또는 점 확산 함수의 축방향으로의 변형을 유발할 수 있고, 이는 화질에 상당한 영향을 미칠 수 있다. 간섭계의 두 암(arm)에서 분산이 밸런싱되면 상당한 양의 분산이 허용될 수 있고, 그에 따라 분산 인공물(artifacts)이 제거될 수 있는 가간섭성 함수를 생성한다. 그러나, 샘플 암과 기준 암이 상이한 길이의 광섬유 또는 다른 분산 매질로 이루어질 때, 분산 불일치가 발생할 수 있다. 예를 들어, OCT 시스템의 샘플 암에서, 미지의 축방향 길이를 갖는 샘플로서의 눈의 분석은 미지의 양의 색 분산을 도입할 수 있다. 그러므로, 가간섭성 함수는 밸런싱되지 않은 분산에 의해 광역화될 수 있으며, 또한 가간섭성 함수의 피크 강도는 마찬가지로 감소할 수 있다. 2차 또는 그룹속도(group-velocity) 분산은 하드웨어를 이용하여, 예를 들면, 고감도 스캐닝 광학 지연선(rapid scanning optical delay line)에서 렌즈 대 격자 거리를 변화시킴으로써 보상될 수 있다. 상기 사항은 티어니지.제이.(Tearney, G.J.) 등의 "격자 기저 위상 제어 지연선을 갖는 고속 위상지연 및 그룹지연 스캐닝(High-Speed Phase- and Group-Delay Scanning with a Grating-Based Phase Control Delay line)" 옵틱스 레터스, 1997, 22(23), 1811면 내지 1813면에 상술되어 있다. 그러나, 이러한 기법은 일반적으로 고차의 분산에 대해 보상하지 않는다. 이와 달리, 기준 암 또는 샘플 암의 경로에 (BK7 및 용융된 실리카 프리즘과 같은) 상이한 분산 특성을 갖는 가변 두께 광학 재료를 삽입함으로써 OCT 시스템에서 분산을 밸런싱될 수 있다. 기준 암 또는 샘플 암의 경로에 삽입된 상이한 광학 특성을 갖는 재료의 개수는 보상할 수 있는 분산의 차수를 결정할 수 있다. 눈의 축방향 길이는 사람마다 변할 수 있으며, 그에 따라 환자들 사이의 분산의 양을 변화시킨다. 그러므로, 분산 보상에 대한 신축적인 기법이 바람직할 수 있다.

[0006]

이러한 보상을 위해 하드웨어를 이용하는 대신에, 소프트웨어를 이용하는 것이 가능하며, 그에 따라 보다 신축적인 보상이 상이한 눈들에 대해 용이하게 적용될 수 있다. 또 다른 공개 문헌은 광증폭기 기저 소스(예를 들어, AFC 기법, $\lambda_0=1310$ nm, $\Delta \lambda=75$ nm)를 구비하고, 또한 양파에서 획득된 유기조직 강도의 영상에서 분산 인공물을 보상하는 시간 영역 OCT 시스템의 지연 라인에서 유도 분산을 제공하는 기법을 설명한다. 드 보어 제이.에프.(de Boer, J.F.) 등의 "공간적 단층촬영에서 안정적인 캐리어 생성 및 위상 분해된 디지털 데이터 프로세싱(Stable Carrier Generation and Phase-Resolved Digital Data Processing in Optical Coherence Tomography)", 어플라이드 옵틱스(Applied Optics), 2001, 40(31), 5787면 내지 5790면 참조. 또 다른 공개 문헌은 유리 샘플에 의해 유도된 분산 보상을 설명한다. 페처 에이.에프.(Fercher, A.F.) 등의 "수치적 기법에 의한 공간적 단층촬영 깊이-스캔 신호를 위한 분산 보상(Dispersion Compensation For Optical Coherence Tomography Depth-Scan Signals By A Numerical Technique)", 옵틱스 커뮤니케이션스(Optics Communications), 2002, 204(1-6), 67면 내지 74면 참조. 이들 광대역 스펙트럼은 고압 수은등을 이용하여 생성된다. 다른 분산 보상 기법, 마크스 디.엘.(Marks D.L.) 등의 "공간적 단층촬영에서 분산 정정을 위한 자동 초점 알고리즘(Autofocus Algorithm for Dispersion Correction in Optical Coherence Tomography)", 어플라이드 옵틱스, 2003, 42(16), 3038면 내지 3046면, 마크스 디.엘.(Marks D.L.) 등의 "균질 및 계층화 매체를 위한 공간적 단층촬영에서 분산 정정을 위한 디지털 알고리즘(Digital Algorithm for Dispersion Correction in Optical Coherence Tomography for Homogeneous and Stratified Media)", 어플라이드 옵틱스, 2003, 42(2), 204면 내지 217면, 및 영상 데이터를 정정하기 위해 자기 상관 함수를 이용하는 알고리즘을 설명하는 미국 특허 번호 제5,994,690호에 설명되어 있다. 그러나, 전술한 문제는 충분히 해결되지 않고 있다. 따라서, 이러한 결점을 극복할 필요가 있다.

발명의 상세한 설명

[0007]

종래의 기법에 비하여, 본 발명에 따른 시스템, 프로세스 및 소프트웨어 배열의 예시적인 실시예는 색 분산을 보상하기 위한 매개변수를 유도하기 위해 생물학적 샘플(예를 들어, 망막, 피부, 관상 동맥) 내에서 층 또는 구조의 분산 광역화된 반사를 이용할 수 있다. 본 발명에 따른 예시적인 시스템, 프로세스 및 소프트웨어 배열의 장점 중 하나는 구현의 용이성, 신축성, 및 색 분산을 보상하기 위해 하드웨어를 변화시킬 필요없는 각각의 환자 또는 샘플 위치에 대한 응용성이다.

[0008]

본 발명의 예시적인 실시예에 따라, 수치적 기법을 이용하여 (예를 들어, 하드웨어를 수정할 필요없이) 분산을 보상할 수 있으며, 또한 OCT 영상으로부터 인공물을 제거하도록 구성될 수 있는 프로세스, 시스템 및 소프트웨어 배열이 제공된다.

[0009] 일반적으로, 간섭계의 샘플 압과 기준 압 사이의 분산 불일치는 파장 벡터 $k(k=2\pi/\lambda)$ 의 함수로서 크로스 스펙트럼 밀도(cross-spectral density) $I(k)$ 내에 위상 편이 $e^{i\theta(k)}$ 를 도입할 수 있다. 스펙트럼 영역 OCT 또는 광 주파수 영역 간섭계(optical frequency domain interferometry: OFDI) 장치 {워즈트코프스키(Wojtkowski) 등의 "푸리에 영역 광간섭 단층촬영에 의한 생체 내 인간 망막 화상 진단(In Vivo Human Retinal Imaging by Fourier Domain Optical Coherence Tomography)", 저널 오브 바이오메디칼 옵틱스(Journal of Biomedical Optics), 2002, 7(3), 457면 내지 463면, 나시프 엔.(Nassif, N.) 등의 "초고속 스펙트럼 영역 광간섭 단층촬영에 의한 생체내 인간 망막 화상 진단(In Vivo Human Retinal Imaging by Ultrahigh-Speed Spectral Domain Optical Coherence Tomography)", 옵틱스 레터스, 2004, 29(5), 480면 내지 482면, 윤 에스. 에이치.(Yun S.H.) 등의 "고속 광 주파수 영역 화상 진단(High-Speed Optical Frequency-Domain Imaging)", 옵틱스 익스프레스, 2003, 11(22), 2953면 내지 2963면, 국제 특허 출원 공개 번호 제 WO 03/062802호, 2004년 10월 27일자로 출원된 미국 특허 출원 제 60/514,769호에 설명된 바와 같음}에서, 분광기 데이터는 파장의 함수로써 획득될 수 있다. 이러한 데이터는 k-공간으로 변환될 수 있다. 위상 $\theta(k)$ 와 분산의 다중차수 사이의 관계는 테일러 급수 전개식인

수학식 1

[0010]
$$\theta(k)=\theta(k_0)+\left.\frac{\partial \theta(k)}{\partial k}\right|_{k_0}(k_0-k)+\frac{1}{2}\cdot\left.\frac{\partial^2 \theta(k)}{\partial k^2}\right|_{k_0}(k_0-k)^2+\dots+\frac{1}{n!}\cdot\left.\frac{\partial^n \theta(k)}{\partial k^n}\right|_{k_0}(k_0-k)^n$$
에 의해 설명될

수 있으며, λ_0 는 중심 파장이고, k_0 는 $2\pi/\lambda_0$ 이다. 맨 처음 두 항은 일반적으로 상수 오프셋과 그룹 속도를 각각 설명하며, 분산 광역화에 관련되지 않는다. 세번째 항은 제2 차수 또는 그룹속도 분산을 나타낸다. 샘플 압과 기준 압에서 분산 불일치는 주로 이러한 항에 기인한다. 그러나, 예를 들어, 초광대역 소스가 이용될 때, 고차 분산항이 마찬가지로 분산 불일치에 기여할 수 있다.

[0011] 분산은 분산된 크로스 스펙트럼 밀도 함수(cross-spectral density function) $I(k)$ 와 위상항 $e^{-i\theta(k)}$ 를 곱함으로써 제거될 수 있다. 색 분산 및 그에 따른 가간섭성 함수의 광역화를 제거하기 위한 위상항 $e^{-i\theta(k)}$ 을 결정하기 위해, 데이터는 반사광을 갖는 샘플 압 내의 물체를 이용하여 간섭계에 의해 얻을 수 있다. 이러한 물체는 미러 또는 전혀 다른 반사광(distinct reflection)을 갖는 생물학적 샘플일 수 있다. 스펙트럼 영역 OCT 시스템에 의해 수집된 스펙트럼 $I(k)$ 는 z 공간으로 푸리에 변환되어, 샘플 반사율의 깊이 프로파일이 된다. 단일 반사 피크는 깊이 프로파일 내에서 결정되고, 깊이 프로파일의 나머지 지점들은 0으로 설정된다. 이러한 단일 반사 피크에 대한 크로스 스펙트럼 밀도를 얻기 위해 역변환이 수행될 수 있다. 위상항 $\theta(k)$ 는 실수 성분으로 나눈 허수 성분의 역탄젠트(arctangent)와 대략 같을 수 있다.

[0012] 위상 함수에 대한 잡음을 줄이기 위해, 그리고 위상에 그룹속도 및/또는 오프셋을 도입함으로써 영상 내의 왜곡을 피하기 위해, 이러한 함수는 N개의 계수 $\alpha_1-\alpha_N$ 집합을 산출하는 다항식 표현으로 피팅된다. 각각의 스펙트럼은 다항식 계수로부터 결정된 위상 $e^{-i\theta(k)}$ 와 곱해질 수 있으며, 여기서, 위상 오프셋과 그룹속도에 해당하는 다항식의 첫 번째 두 개의 계수는 생략된다. 그런 다음, 색 분산 정정 스펙트럼을 z 공간의 A 라인으로 푸리에 변환되어, A 라인 또는 깊이 프로파일이 될 수 있으며, 여기서 분산은 실제로 제거되어 있다.

[0013] 본 발명의 예시적인 실시예에서, 영상의 적어도 일부 내의 분산을 보상하기 위한 시스템, 프로세스 및 소프트웨어 배열이 제공될 수 있다. 예를 들어, 영상의 일부에 연관된 정보가 획득된다. 영상의 일부는 샘플로부터 수신된 제1 전자기 방사선과 기준으로부터 수신된 제2 전자기 방사선을 포함하는 간섭 신호에 연관될 수 있다. 영상의 적어도 일부 내의 분산은 간섭 신호의 적어도 하나의 스펙트럼 성분의 위상을 제어함으로써 보상될 수 있다.

분산은 제1 전자기 방사선과 제2 전자기 방사선 사이의 차이의 지표일 수 있다. 또한, 분산은 영상의 일부 내의 분산을 감소시킴 및/또는 제거시킴으로써 보상될 수 있다. 또한, 샘플의 조직 내의 반사층에 연관된 데이터는 간접 신호로부터 결정될 수 있으며, 데이터 내에 제공된 분산에 연관된 정보가 획득될 수 있다. 이러한 정보는 데이터로부터 분산을 감소시키는 것 및/또는 제거시키는 것에 이용될 수 있다. 영상의 일부의 스펙트럼 성분의 위상은 소프트웨어를 이용하여 제어될 수 있다.

또한 본 발명의 예시적인 실시 예에서, 영상의 적어도 일부 내의 분산을 보상하기 위한 시스템, 프로세스 및 소프트웨어 배열은 영상의 적어도 일부에 연관된 정보를 획득할 수 있는 프로세싱 배열을 포함하되, 영상의 적어도 일부는 샘플로부터 수신된 제1 전자기 방사선 및 기준으로부터 수신된 제2 전자기 방사선을 포함하는 간접 신호에 연관되며, 상기 프로세싱 배열은 (i)상기 간접신호의 기반이 되는 복잡한 스펙트럼 데이터와 (ii)상기 복잡한 스펙트럼 데이터의 적어도 하나의 스펙트럼 성분의 위상을 결정하고, 상기 복잡한 스펙트럼 데이터의 적어도 하나의 스펙트럼 성분의 위상을 제어함으로써 영상의 적어도 일부 내의 분산을 보상할 수 있다.

또한 본 발명의 예시적인 실시 예에서, 영상의 적어도 일부 내의 분산을 보상하기 위한 시스템, 프로세스 및 소프트웨어 배열은 샘플로부터 수신된 제1 전자기 방사선과 기준으로부터 수신된 제2 전자기 방사선을 포함하는 간접 신호에 연관된 영상의 적어도 일부에 연관된 정보를 얻는 단계; (i)상기 간접신호의 기반이 되는 복잡한 스펙트럼 데이터와 (ii)상기 복잡한 스펙트럼 데이터의 적어도 하나의 스펙트럼 성분의 위상을 결정하는 단계; 및 상기 복잡한 스펙트럼 데이터의 적어도 하나의 스펙트럼 성분의 위상을 제어함으로써 상기 영상의 적어도 일부 내의 분산을 보상하는 단계를 포함할 수 있다.

[0014] 본 발명의 또 다른 예시적인 실시예에 따라, 간접 신호의 적어도 하나의 스펙트럼 성분의 위상을 제어하기 전에, 분산이 정량화될 수 있으며 그리고 정량화에 근거하여 영상 내의 분산이 정정될 수 있다. 분산은 색 분산일 수 있다. 영상의 분산에 연관된 데이터도 결정될 수 있으며, 분산은 데이터를 이용하여 정량화되고, 영상 내의 분산은 정량화에 근거하여 정정된다. 샘플은 눈의 망막일 수 있으며, 정보는 망막으로부터 획득된 스펙트럼 반사에 연관된 데이터를 포함할 수 있다. 또한, 조작자가 스펙트럼 반사의 적어도 하나의 분산 스펙트럼 반사를 선택하게 할 수 있다. 분산 스펙트럼 반사는, 예를 들어, 영상의 수집 동안 및/또는 영상의 수집 후, 그래픽 사용자 인터페이스를 이용하여 선택될 수 있다. 분산은 분산 스펙트럼 반사를 이용하여 정량화될 수 있으며, 정량화에 근거하여 영상 내에서 정정될 수 있다. 스펙트럼 반사 중 가장 밝은 스펙트럼 반사는 상호 작용적으로 탐색될 수 있으며, 분산은 스펙트럼 반사 중 가장 밝은 스펙트럼 반사를 이용하여 정량화되며 또한 정량화에 근거하여 영상 내에서 정정될 수 있다.

[0015] 본 발명의 또 다른 예시적인 실시예에 따라, 분산은 깊이 의존성 색 분산일 수 있다. 정보는 분산된 영상 데이터를 포함할 수 있으며, 또한 분산은 분산된 영상 데이터를 이용하여 정량화됨과 아울러 정량화에 근거하여 영상 내에서 정정될 수 있다. 샘플은 눈의 망막일 수 있으며, 분산된 영상 데이터는 스펙트럼 반사를 포함할 수 있다. 분산은 스펙트럼 반사를 이용하여 정량화될 수 있다.

[0016] 본 발명의 또 다른 예시적인 실시예에서, 분산은, 예를 들어, 축방향 눈 길이의 개산 및/또는 축방향 눈 길이의 개산에 근거하여, 사전 결정된 일정한 색 분산 변수를 이용하여 영상 내의 분산을 정정함으로써 보상될 수 있다.

[0017] 본 발명의 다른 특징 및 장점들은 첨부된 청구항과 관련하여 본 발명의 실시예를 살펴볼 때 명백해질 것이다.

실시예

[0030] 도 1은 본 발명에 따른 시스템, 프로세스 및 소프트웨어 배열의 예시적인 실시예를 구현하기 위해 이용될 수 있는 스펙트럼 영역 광간섭 단층촬영(spectral domain optical coherence tomography: SD-OCT) 배열의 견본 구성의 예시적인 실시예를 도시한다. 이러한 배열의 기능에 대한 상세한 설명은 국제 특허 출원 공개 제WO 03/062802호에 상술되어 있다. 특히, 도 1에 도시된 바와 같이, 고풍출력 고회도 다이오드 소스(high-powered superluminescent diode source: HP-SLD)(10)는 전자기 방사선 또는 광 신호를 생성하며, 전자기 방사선 또는 광 신호는 전자기 에너지의 일방향 전파를 용이하게 하기 위한 제1 편광 제어기(polarization controller: PC)(20')와 광 분리기(30)를 통해 전송되어 신호 분리기(40)에 도달한다. 신호 분리기(40)는 분리 신호의 일부분을 기준 암{제2 PC(20'')}, 기준, 특정 광학기기 및 중성 농도 필터(neutral density filter: NFD)(50)를 포함하는}으로 전달하고, 분리 신호의 다른 부분을 샘플 암{제3 PC(20''')}, 특정 광학기기 및 눈과 같은 샘플(60)을 포함하는}으로 전달한다. 그 이후에, 전자기 신호는 샘플(60)로부터 반사되며, 간접 신호를 형성하도록 기준 암으로부터의 광에 결합된다. 이러한 간접 신호는 제4 PC(20''''')로 전달되며, 시준기(collimator:

Col)(70), 전송 격자(transmission grating: TG)(80), 공기층 초점 렌즈(air-spaced focusing lens: ASL)(90) 및 라인스캔 카메라(linescan camera: LSC)(100)로 전달되어, 검출 배열(예를 들어, 라인스캔 카메라 내에 구비된)에 의해 검출된 다음에, 예를 들어, 컴퓨터(미도시)와 같은 프로세싱 배열에 의해 분석된다. 이러한 프로세싱 배열은 본 발명에 따른 시스템, 프로세스 및 소프트웨어 배열의 다양한 예시적인 실시예를 구현할 수 있다.

[0031] 도 2는 본 발명에 따른 시스템, 프로세스 및 소프트웨어 배열의 예시적인 실시예를 구현할 수 있는 본 발명에 따른 광 화상 진단 주파수 영역 간섭계(optical imaging frequency domain intereferometry: OFDI) 배열의 예시적인 실시예를 도시한다. OFDI 배열의 다양한 실시예의 상세한 설명은 미국 특허 출원 제60/514,769호에 제공되어 있다. 예를 들어, 광원은 파장 가변 소스(wavelength-swept source)(110)일 수 있다. 동기 신호를 생성하기 위해, 레이저 출력의 일부(예를 들어 20%)가 협대역 고정 파장 필터를 통과하여 고속 InGaAs 광검출기를 이용하여 획득되고 검출된다. 레이저의 출력 스펙트럼이 필터의 협소 통과 대역을 통과할 때, 검출기는 펄스를 생성한다. 검출기 펄스는, 결과 신호를 TTL 펄스 트레인으로 변환시키는, 예를 들어, 동기 TTL 펄스 발생기와 같은 디지털 회로(120)에 공급된다. TTL 펄스는 신호 샘플링을 위한 격자 펄스를 생성하기 위해 이용된다. 나머지 광의 90%는 샘플 암으로 보내지고, 10%는 기준 미러(130)에 보내진다. 이러한 예시적인 배열은 갈바노미터 미러(예를 들어, 스캐너)(140)와 화상 진단 렌즈에 기초한 광 프로브(optical probe)를 이용할 수 있다. 갈바노미터가 장착된 미러(140)는 샘플(60) 상에 횡으로 프로브 광(probe light)을 주사하도록 갈바-구동기(145)에 의해 제어된다. 샘플(60) 상에 조사되는 전체 광출력은 대략 3.5 mW일 수 있다. 기준 미러(130) 및 샘플(60)로부터 반사된 광은 자기 광학 서클레이터(magneto-optic circulator)(150', 150'')를 통해 수신되고 50/50 커플러(160)에 의해 결합된다. 광섬유 편광 제어기가 기준 암과 샘플 암의 편광 상태를 정렬하기 위해 기준 암에 이용될 수 있다.

[0032] 일반적으로, 수신된 광 신호의 상대 강도 잡음(relative intensity noise: RIN)은 라인폭의 역수에 비례할 수 있으며, 상대적으로 높은 RIN은 이중 밸런싱된 검출(예를 들어, 이중 밸런싱된 수신기(170)를 이용하여)에 의해 감소될 수 있다. 수신기(170) 내의 두 개의 InGaAs 검출기(D1 및 D2)의 미분 전류는 56 dB의 전체 이득을 갖는 트랜스임피던스 증폭기(trans-impedance amplifier: TIA)를 이용하여 증폭될 수 있고, 샘플링 속도의 대략 절반에서 3 dB 차단 주파수를 갖는 저역 통과 필터(low pass filter: LPF)를 통해 통과된다. 수신기(170)의 공통 잡음 제거 효율은 대개 20 dB보다 클 수 있다. RIN 감소에 추가하여, 밸런싱된 검출이 다른 중요한 장점, 즉, 샘플 및 광학 성분 내의 다중 반사로부터 유래하는 자기 간섭 잡음(self interference noise)의 억제, 동적 범위에서의 개선 및 기준 광으로부터 강한 배경 신호를 크게 감소시킴으로써 고정 패턴형 잡음의 감소를 제공할 수 있다. 그 이후에, 검출 배열(180)은 이러한 신호들을 수신하며, 분산을 감소시키기 위해 본 발명에 따른 시스템, 프로세스 및 소프트웨어 배열의 예시적인 실시예를 구현하는 프로세싱 배열(190)(예를 들어 컴퓨터)에 이들을 전달하고, 본래의 영상 및 분산의 감소에 기초하는 결과적인 영상을 디스플레이하는 것을 돕는다.

[0033] 이들 두 개의 예시적인 배열은, 즉, 도 1을 참조하여 기술된 SD-OCT 배열 및 도 2를 참조하여 기술된 OFDI 배열은, 파동 벡터(k)의 함수로서 스펙트럼 $I(k)$ 을 생성할 수 있다. 위상항을 결정하기 위해, 스펙트럼 $I(k)$ 은 z 공간으로 푸리에 변환될 수 있다. 도 3은 $I(z)=FFT(I(k))$ 인 상태에서 푸리에 변환 스펙트럼 $I(k)$ 대 깊이의 $z>0$ 에 대한 절대값 $Abs(I(z))$ 의 곡선의 도시를 제공하는 예시적인 그래프(200)를 도시한다. 도 3에 도시된 바와 같이, 분산 광역화된 피크는 대략 0.6 mm의 깊이에서 관측될 수 있다. 함수 $I(z)$ 는 가간섭성 함수가 원점에 중심을 두도록 편이될 수 있다. 깊이 프로파일 내의 다른 반사 구조로부터 가간섭성 함수를 가능한 제거하기 위해 가간섭성 함수 주위에 윈도우가 선택될 수 있으며, 윈도우 외부의 모든 값은 0과 동일하게 설정될 수 있다. k 공간에서 복소 스펙트럼은 역 푸리에 변환 이후에 획득될 수 있다. 위상항 $\theta(k)$ 은 실수 성분으로 나눈 허수 성분의 역탄젠트와 동일할 수 있다. 이러한 항은 후속하는 파수(k)들이 서로 위상 반전된(out of phase) 정도를 나타낼 수 있다. 일 실시예에 따라, 이러한 함수는 계수 α_{1-9} 의 집합을 산출하면서 9차의 다항식 표현으로 제공될 수 있다.

[0034] 본 발명의 일 실시예에 따라, 개별적인 스펙트럼이 이전의 7개의 다항식 계수들로부터 결정된 위상 $e^{-i\theta(k)}$ 에 의해 곱해질 수 있으며, 여기서 맨 처음 두 개의 다항식 계수는 0으로 설정될 수 있고 그런 다음 A 라인으로 역

푸리에 변환됨으로써 분산을 제거할 수 있다. 원래의 예시적인 가간섭성 함수와 결과로서 얻은 예시적인 가간섭성 함수가 도 4에 도시되어 있다. 특히, 도 4에서, 점선으로 도시되고 도면 부호(210)에 의해 참조되는 곡선은 분산 보상이 없는 결과를 도시하며, 실선으로 도시되고 도면 부호(220)에 의해 참조되는 곡선은 분산 보상이 성공적으로 적용된 이후의 결과를 도시한다.

[0035] 도 5는 위상 함수에 대한 9차의 다항식 피팅을 차분하는 위상 함수는 물론 본 발명의 예시적인 실시예에 따른 특정 측정에 기초한 위상 함수 $\theta(k)$ 의 결정을 돕는 도면을 도시한다. 위상 $\theta(k)$ 은 모델 눈 내의 미러로부터 그리고 와(窩)(예를 들어, 좌측 측) 내의 스펙트럼 반사로부터 획득될 수 있다.

[0036] 본 발명에 따른 또 다른 예에서, 최적 분산 보상을 위한 위상 함수를 결정하기 위해 생체내 인간 데이터가 이용될 수 있다. 도 6은 인간 피실형체의 예시적인 망막 영상을 도시하며, 여기서 세 개의 스펙트럼 반사(300, 310 및 320)가 화살표로 표시되어 있다. 이들 예시적인 반사(300, 310 및 320)는 망막 신경 섬유층 및 와(窩) 돌기(foveolar umbo)의 상부의 내부 경계 맴브레인으로부터 그리고 외부 경계 맴브레인으로부터 유래한다. 외부 경계 맴브레인 바로 아래에 광수용층(photoreceptor layer)의 내부 세그먼트와 외부 세그먼트 사이의 인터페이스 상의 예시적인 스펙트럼 반사가 표시되지 않았지만 여전히 가시적이다. 도 6은 최적 분산 보상을 위한 위상 함수를 결정하기 위해 이용될 수 있는 영상 내의 강한 반사의 전형적인 예를 도시한다.

[0037] 생체 내 샘플(예를 들어, 인간 눈) 내에서 획득된 데이터의 분산 보상을 위한 이러한 위상항을 결정하기 위해, 눈 내의 양호한 반사 기준점으로부터 획득된 가간섭성 함수를 이용하는 것이 바람직할 수 있다. 이 예에서, 와(窩) 돌기의 반사가 이용될 수 있다. 눈 내의 다른 영역도 또한 스펙트럼 반사를 생성할 수 있다. 스펙트럼 반사는 광수용층의 내부 세그먼트와 외부 세그먼트 사이의 인터페이스(interface between inner and outer segments of the photoreceptor layer: IPRL)와 망막 색소 상피(retinal pigmented epithelium: RPE)로부터 존재할 수 있다. 또한, 스펙트럼 반사도 또한 내부 경계 맴브레인 상에서, 즉, 망막 신경 섬유층의 상부에서 발견될 수 있다. 예를 들어, 와(窩) 돌기로부터 강한 반사를 도시할 수 있는 5개의 깊이 프로파일이 선택될 수 있다. 하나의 윈도우가 이들 강한 반사에서 중심 설정되도록 선택될 수 있으며, 나머지 지점들은 0으로 설정될 수 있다. 그런 다음, 위상 함수 $\theta(k)$ 가 본 명세서에서 기술된 바와 같이 결정될 수 있다. 특히, 도 5에 도시된 바와 같은 위상 함수 $\theta(k)$ 는 위상 함수와 위상 함수에 대한 9차의 다항식 피팅의 차분에 기초하는 것은 물론 이러한 측정으로부터 결정될 수 있다.

[0038] 영상의 개별적인 스펙트럼은 먼저 마지막 7개의 다항식 계수로부터 결정된 바와 같은 위상 $e^{-i\theta(k)}$ 에 의해 곱해진 다음에, A 라인으로 역 푸리에 변환됨으로써 분산을 제거할 수 있다. 눈에서 양호한 반사의 기준 지점으로부터 결정된 바와 같은 분산 데이터로의 피팅은 임의의 차수의 다항식일 수 있다. 9차 다항식의 이용이 결정되었다. 다항식을 이용하는 대신에, 데이터는 계수의 집합을 결정하기 위해 푸리에 급수 또는 임의의 다른 공지된 함수 집합으로 피팅될 수 있다. 예를 들어, 분산 곡선을 필터링하기 위해 제한된 차수의 다항식을 이용하는 장점 중 하나는 결정된 위상 정정 함수의 잡음에 대한 보다 양호한 면역성이다.

[0039] 도 7은 분산 보상 이후의 와(窩)를 도시하는 인간 피실형체로부터 획득될 수 있는 예시적인 영상을 도시한다. R로 표시된 스펙트럼 반사는 먼저 (전술한 바와 같은) 색 분산의 양을 결정하기 위해 그리고 색 분산을 제거하기 위해 이용될 수 있다. 도 7에 도시된 영상의 차원은 3.1 mm x 0.61 mm이다. 이 영상 내의 층들은 망막 신경 섬유층(retinal nerve fiber layer: RNFL), 신경절 세포층(ganglion cell layer: GCL), 내부 망상층(inner plexiform layer: IPL), 내부 핵층(inner nuclear layer: INL), 외부 망상층(outer plexiform layer: OPL), 외부 핵층(outer nuclear layer: ONL), 외부 경계 맴브레인(external limiting membrane: ELM), (광수용층의 내부 세그먼트와 외부 세그먼트 사이의 인터페이스(interface between the inner and outer segments of the photoreceptor layer: IPRL), 망막 색소 상피(retinal pigmented epithelium: RPE), 맥락막 모세혈관층 및 맥락막(choriocapillaris and choroid: C)으로 표시된다. 와(窩)의 중심 내의 고반사 지점은 R로 표시된다. 혈관(blood vessel: BV)은 큰 원으로 표시되며, 외부 망상층 내의 구조는 작은 원으로 표시된다. 도 8은 와(窩) 내의 반사 지점으로부터 획득된 가간섭성 함수의 그래프를 도시한다. 예를 들어, 가간섭성 길이는 공기 중에서 4.8 μm 와 같다.

[0040] 요약하면, 도 5에 도시된 그래프에서, 물이 채워진 모델 눈 내의 미러로부터 획득된 (평균 100개의 A-라인을 초

과하는) 위상항 $\theta(k)$ 과 인간 와(窩) 내의 스펙트럼 반사 지점으로부터 획득된 (평균 5개의 A-라인을 초과하는, 도 7 참조) 위상항 $\theta(k)$ 이 도시되어 있다. 측정된 위상항과 데이터에 대한 다항식 피팅(9차) 사이의 차이는 또한 상응하는 축이 그 우측 상에 제공된 상태에서 도시되어 있다. 두 위상은 대략 동일한 패턴을 도시하며, 이는 모델 눈과 실제 눈이 대체로 유사한 양의 분산을 경험한다는 것을 의미한다. 와(窩)의 스펙트럼 반사로부터 획득된 위상항(예를 들어 도 5의 곡선(270))은 도 7의 그래프에 도시되고 도 8의 그래프 내에 정량화된 바와 같이 생체내 인간 피실험체로부터 획득된 데이터 내의 색 분산 인공물을 제거하기 위해 이용될 수 있다.

[0041] 가간섭성 길이는, 평균 5개의 A-라인을 초과하는, 도 7 내에 R로 표시된 와(窩)의 중심 내의 스펙트럼 반사로부터 생체 내에서 결정될 수 있다. 이러한 가간섭성 함수는 도 8에서 그래프로서 도시되며, 도 8에 도시된 바와 같이 분산 보상 이후의 가간섭성 길이는 공기 중에서 $4.8\mu\text{m}$ 이고 조직($n=1.38$) 내에서 $3.5\mu\text{m}$ 이다. 분산 보상이 없다면, 가간섭성 길이는 (예를 들어, 2배 내지 3배 만큼) 상당히 더 길어지며, 그에 따라 축방향 해상도를 상당히 감소시킨다. 특히, (도 4의 그래프와 유사한) 도 8에서, 점선으로 도시되고 도면 부호(410)로 참조되는 곡선은 분산 보상이 없는 결과를 도시하고, 실선으로 도시되고 도면 부호(420)로 참조되는 곡선은 분산 보상이 성공적으로 적용된 이후의 결과를 도시한다.

[0042] 실제로, 본 발명에 따른 시스템, 프로세스 및 소프트웨어 배열의 예시적인 실시예는 본 발명의 예시적인 실시예에 따른 흐름도를 도시하는 도 9를 참조하여 또한 설명될 수 있다. 이전에 설명된 바와 같이, 스펙트럼 반사를 포함하는 영상 내의 영역이 선택된다(단계 510). 이러한 선택 이후에, 기존의 알고리즘은 색 분산의 양을 결정하며(단계 520), 또한 영상으로부터 이러한 분산을 제거한다(단계 530). 이전에 설명된 바와 같이, 분산은 위상 $e^{-i\theta(k)}$ 에 의해 k 공간 내의 스펙트럼을 곱함으로써 제거될 수 있다. 먼저 설명된 다항식 피팅이 이용될 수 있다. 다항식 피팅과 본래의 위상이 (도 5에 도시된 바와 같이) 대략 유사하므로, 측정된 위상 곡선을 이용하는 것도 가능할 수 있다. 스펙트럼 반사의 위치를 선택하기 위한 선택 과정은 수동 과정일 수도 있고 자동 과정일 수도 있다. 그 이후에, 새로운 영상은 본래 선택된 영상을 기초로 생성되지만 본 발명의 예시적인 기법에 따라 제거된 분산에 의해 생성될 수 있다(단계 540).

[0043] 이전에 설명된 예시적인 결과는 단순한 수동 과정을 이용하여 획득될 수 있으며, 여기서 조작자는 대체로 예를 들어, 반사 지점의 좌표를 결정함으로써 손으로 영상의 특정 부분을 선택한다. 이러한 과정은 예를 들어, 매트랩 소프트웨어(MatLab software)에 의해 단순화될 수 있으며, 여기서 조작자는 반사 지점 주위에 직사각형 형상을 유도하도록 요구될 수 있으며(도 10 내의 도면 부호 600 참조), 그에 따라 특정 지점의 위치를 선택할 수 있다. 영상의 일부의 이러한 예시적인 선택을 이용하여, 분산이 전술된 보상을 이용하여 보상될 수 있다.

[0044] 본 발명의 또 다른 예시적인 실시예에 따라, 스펙트럼 반사도 또한 특정 기법을 이용하여 자동적으로 위치 설정될 수도 있다. 이러한 예시적인 기법은 최대 신호를 발견하는 알고리즘을 기초로 할 수 있다. 예를 들어, 와(窩)의 중심 내의 스펙트럼 반사로부터 되돌아오는 신호는 일반적으로 다른 반사 중 임의의 반사보다 높은 값을 갖는다. 이러한 예시적인 기법을 이용하여, 이러한 반사 지점을 자동적으로 선택하는 것이 가능하며, 그에 따라 조작자로부터 수동 입력이 필요하지 않을 것이다. 이러한 기법에 의해, 제한 신호는 주사 장치로 전달될 수 있고 따라서 이러한 장치는 샘플(60)(예를 들어, 눈) 내의 가장 밝은 스펙트럼 반사를 모니터링한다. 와(窩)의 중심이 위치 설정될 때까지, 예를 들어, 일련의 점점 더 작은 3차원 래스터 주사가 수집될 수 있다. 피실험체가 이러한 동작 동안에 이동되면, 래스터 주사는 표적 영상을 팽창시키고 다시 한정할 수 있다. 또 다른 공개 문헌에서, 망막의 표면을 추적하고 움직임 인공물을 보상하기 위해 이용되는 예시적인 기법이 설명되어 있다. 센스비.(Cense, B.) 등의 "편광 민감 광간섭 단층촬영을 이용한 인간 망막 신경 섬유층의 생체내 복굴절 및 두께 측정(In Vivo Birefringence and Thickness Measurements of the Human Retinal Nerve Fiber Layer Using Polarization-Sensitive Optical Coherence Tomography)", 저널 어브 바이오메디칼 옵틱스(Journal of Biomedical Optics), 2004, 9(1), 121면 내지 125면 참조.

[0045] 본 발명의 또 다른 예시적인 실시예는 깊이 의존하는 보상된 분산을 이용한다. 전술한 본 발명의 예시적인 실시예에 따른 기법은 샘플 암과 기준 암 사이의 일정한 분산 불일치를 보상할 수 있다. 그러나, 증가하는 대역폭이 OCT 화상 진단에서 이용 가능함에 따라, 영상 내의 피상층과 심층 사이의 분산 광역화가 더 중요해질 수 있다. 분산 광역화는 피상층과 심층 사이의 측정된 분산에 기인할 수 있다.

[0046] 깊이 의존성 분산 보상, 즉, 깊이에 따라 변하는 분산에 대한 보상을 구현할 수 있는 본 발명의 또 다른 예시적

인 실시예에 따른 기법이 본 명세서에서 후술된다. 잘 알려진 바와 같이, SD-OCT와 OFDI 내에서 신호는

수학식 2

$$I(k) = I_r(k) + 2\sqrt{I_s(k)I_r(k)} \sum_n \alpha_n \cos(kz_n) + I_s(k) \tag{0047}$$

으로 정의되며, 여기서 $I_r(k)$ 와

$I_s(k)$ 는 기준 압과 샘플 압으로부터 각각 반사된 파장 의존성 강도이며, k는 파동수이다. 수학식 2에서 우측의 두 번째 항은 기준 압과 샘플 압으로부터 되돌아오는 광 신호 사이의 간섭을 표시한다. α_n 은 깊이 z_n 에서 샘플 반사도의 제공근이다. 하우스슬러 지.(Hausler G.) 등의 "가간섭성 레이더 및 스펙트럼 레이더 - 피부학 진단을 위한 새로운 수단(Coherence Radar and Spectral Radar - New Tools for Dermatological Diagnosis)", 저널 어브 바이오메디칼 옵틱스, 1998, 3(1), 21면 내지 31면에 설명된 바와 같이, 수학식 2의 역 푸리에 변환을 수행함으로써 깊이 정보가 획득될 수 있어서 다음과 같은 컨볼루션(convolution)

수학식 3

$$|FT^{-1}[I(k)]|^2 = \Gamma^2(z) \otimes \left\{ \delta(0) + \sum_n \alpha_n^2 \delta(z-z_n) + \sum_n \alpha_n^2 \delta(z+z_n) + O[I_s^2/I_r^2] \right\} \tag{0048}$$

를 얻을 수 있으며,

$\Gamma(z)$ 는 가간섭성 함수의 포락선을 나타낸다. 우측의 대괄호 내의 첫 번째 항은 기준 압으로부터 자기 상관 신호를 지칭하며, 크기 1을 갖는다. 둘째 항과 셋째 항은 기준 압과 샘플 압으로부터 그리고 두 영상으로부터 되돌아오는 광 사이의 간섭을 반영하는데, 여기서, 각각 I_s/I_r 차수에 대한 크기를 갖는다. 이들 두 항들은 미리 영상을 제공한다. I_s^2/I_r^2 의 차수에 대한 크기를 갖는 마지막 항은 샘플 압 내의 간섭에 기인하는 자기 상관 잡음을 설명한다. I_s 와 I_r 는 샘플 압과 기준 압으로부터 반사된 전체 강도를 각각 나타낸다.

단지 $2\sqrt{I_s(k)I_r(k)} \sum_n \alpha_n \cos(kz_n)$ 간섭항 만들 보유하면, \cos 인항 $2\sqrt{I_s(k)I_r(k)} \sum_n \alpha_n \cos(kz_n + \theta(k))$ 에 위상항 $\theta(k)$ 을 도입함으로써, 일정한 분산 불일치가 설명될 수 있다. 일정한 분산 불일치는 진술한 방법에 의해 보상될 수 있다. 깊이 의존성 분산항은 \cos 인항 $2\sqrt{I_s(k)I_r(k)} \sum_n \alpha_n \cos(kz_n + f(k)z_n)$ 에 깊이 의존성 위상항 $f(k)z_n$ 을 도입함으로써 설명될 수 있다. 깊이 의존성 분산항은 k 공간 내에서 데이터의 재배치 동작에 의해 보상될 수 있다. \cos 인항은 $2\sqrt{I_s(k)I_r(k)} \sum_n \alpha_n \cos(k'z_n)$, $k'=k+f(k)$ 로 다시 쓸 수 있다. 재배치 동작 이후에, 데이터는 푸리에 변환이 수학식 3을 야기하기 전에 k 공간 내에 선형화될 수 있다.

함수 $f(k)$ 는 일정한 분산항을 위해 설명된 방법을 이용하여 두 개의 상이한 위치 z_n 와 z_m 에서의 분산 $F(k)_n$ 와 $F(k)_m$ 를 측정함으로써 결정될 수 있으며, 여기서 함수 $f(k)$ 는 $f(k) = \frac{F(k)_m - F(k)_n}{z_m - z_n}$ 로 주어진다. $F(k)_n$ 와 $F(k)_m$ 을 결정하기 위한 위치는 바람직하게는 강한 반사를 갖는 재료(조직, 비트리우스

(vitrious), 망막, 관상 동맥 등) 내의 위치이다. 잡음을 제거하기 위해 함수 $f(k)$ 를 필터링하는 것은 데이터에 대한 다항식 또는 푸리에 급수 피팅으로부터 제한된 또는 미리 결정된 개수의 계수만을 보유함으로써 수행될 수 있다. 이러한 예시적인 기법은, 다양한 재료 또는 생물학적 조직 내의 분산을 미리 결정하기 위해 그리고 SD-

OCT 및 OFDI 데이터의 화상 진단 동안에 또는 그의 프로세싱 이후에 깊이 의존성 분산 보상을 구현하기 위해 결정된 값을 이용하기 위해 이용될 수 있다. 망막 데이터를 이용하기 위해서, 몇 가지 위치는, 와(窩)(와 돌기), 외부 경계 멤브레인, 광수용층의 내부 세그먼트와 외부 세그먼트 사이의 간섭(IPRL) 및 망막 색소 상피(RPE)의 중심과 같이, 분산을 결정하기 위해 이용될 수 있는 강한 반사를 제공할 수 있다. 스펙트럼 반사도 또한 망막 신경 섬유층의 상부에 내부 경계 멤브레인 상에 위치될 수 있다. 이들 반사를 보기 위해, 샘플(예를 들어, 눈)은 그 표면이 빔에 정확하게 수직이도록 경사져야 한다.

[0051] 본 발명의 또 다른 예시적인 실시예에 따른 또 다른 기법이 일정한 그리고 깊이 의존성 분산을 결정하기 위해 이용될 수 있다. 예를 들어, 일정한 그리고 깊이 의존성 분산의 존재 하에서, 샘플 내의 n차 반사 지점에 연관된 간섭 신호는,

수학식 4

[0052]
$$I(k, z_{s,n}, z_r) = 2\sqrt{I_s(k)I_r(k)}\alpha_n \cos[k(z_{s,n} - z_r) + f(k)z_{s,n} + \theta(k)]$$
 로 정의되며, $z_{s,n}$ 은 샘플의 표면으

로부터 반사 지점의 거리를 지칭하고, z_r 은 샘플 표면에 대한 기준 미러의 위치를 지칭한다. 기준 미러의 위치를 $z'_r = 2z_{s,n} - z_r$ 로 편이시키면,

수학식 5

[0053]
$$I(k, z_{s,n}, z'_r) = 2\sqrt{I_s(k)I_r(k)}\alpha_n \cos[-k(z_{s,n} - z'_r) + f(k)z_{s,n} + \theta(k) + \delta]$$

$$= 2\sqrt{I_s(k)I_r(k)}\alpha_n \cos[k(z_{s,n} - z_r) - f(k)z_{s,n} - \theta(k) - \delta]$$
 을 제공하는데, δ 는 측정

에서 도입된 임의의 가능한 위상 오차를 지칭한다. 수학식 4 및 수학식 5에서 간섭 신호의 위상 함수 $\phi(k, z_{s,n}, z_r)$ 와 $\phi(k, z_{s,n}, z'_r)$ 를 각각 결정하는 것이 가능하다. 그에 따라,

수학식 6

[0054]
$$\phi(k, z_{s,n}, z_r) - \phi(k, z_{s,n}, z'_r) = 2f(k)z_{s,n} + 2\theta(k) + \delta$$
 로 된다.

[0055] 우측의 세번째 항인, 일정한 위상 오차는, 모두 k에 의존하는 첫번째 항과 두번째 항으로부터 미분될 수 있다. 샘플 내의 다중 반사 지점 또는 다중 $z_{s,n}$ (n=1 내지 N)에 대한 미분 위상을 측정함으로써, $f(k)$ 와 $\theta(k)$ 를 결정하는 것이 가능하다.

[0056] 일정한 분산이 무시될 수 있거나 또는 삭제되면, 기준 미러의 각각의 위치에 대한 변환-제한된 위치 확산 함수를 유도하는 최상의 또는 바람직한 매핑 함수를 위치시키는 것이 가능하다. 바람직한 매핑 함수는 수학식 4에 표시된 신호에 대해 $k' = k + f(k)$ 로 수학식 5에 대해 $k' = k - f(k)$ 로 정의될 수 있다. 그러므로, 두 개의 매핑

함수를 차분하는 것은 깊이 의존성 분산 $f(k)$ 을 산출할 수 있다. 기준 미러를 편이시키는 대신에, 미러는 0 지연(zero delay)이 샘플 내의 두 개의 반사 지점의 (대략 또는 정확하게) 중간에 상응하도록 위치 설정될 수 있다. 두 개의 반사에 연관된 간섭 신호는 분산을 결정하기 위해 동시에 측정되고 분석될 수 있다.

[0057] 도 11은 기준 암과 샘플 암으로부터 획득된 영상에 연관된 데이터의 분산을 제어하기 위해 이용될 수 있는 본 발명에 따른 프로세스의 또 다른 예시적인 실시예를 도시한다. 예를 들어, 검출기(예를 들어, 도 1 및/또는 도 2에 도시된 배열의 검출기)는 샘플 암과 기준 암으로부터 수신된 전자기 방사선에 연관된 데이터를 포함하는 기준 신호를 수신하고 검출하며(단계 605), 그런 다음에 검출된 간섭 신호에 근거하여, 스펙트럼 신호 $I(k)$ 를 생

성한다(단계 610). 이러한 스펙트럼 신호 $I(k)$ 는 스펙트럼 신호 $I(k)$ 에 대한 고속 푸리에 변환(fast fourier transform: FFT)을 수행하는 프로세싱 배열에 예를 들어, 데이터로서 전달된다(단계 615). 그런 다음, 스펙트럼 신호 $I(k)$ 에 연관된 초기 신호 $I(z)$ 는 $z>0$ 및 $z<0$ 에 대해 0으로 설정되며(단계 620), 단계 625에서 초기 신호 $I(z)$ 에 대한 절대값이 설정된다. 단계 630에서, 신호 $I(k)$ 는 검출된 신호에 근거하여 발생되며, 영상의 관심 윈도우는 단계 635에서 결정될 수 있다. 이러한 관심 윈도우는 절대값 신호 $(ABS(I(z)))$ 의 피크 영역일 수 있으며, 중심 피크는 신호 등을 편이시킴으로써 $z=0$ 주위에 있다. 윈도우는 프로세싱 배열에 의해 자동 및/또는 조작자에 의해 수동으로 획득될 수 있다.

[0058] 단계 640에서, 역 FFT는 신호 $I(z)$ 상에 수행되며, 변환된 $I(z)$ 신호의 위상항 $\theta(k)$ 이 결정된다(단계 645). 단계 650에서, 본 발명에 따른 예시적인 프로세스에 따라, 위상 함수는, 예를 들어 9차의 다항식 피팅을 차분함으로써 한 집합의 계수 α_{1-9} 를 산출하면서, 위상 함수 $\theta(k)$ 에 N 차수의 다항식을 적용할 있다. 명세서에서 설명된 바와 같이, 위상 $\theta(k)$ 은 모델 눈 내의 미러로부터 그리고 와(窩) 내의 스펙트럼 분산으로부터 획득될 수 있다. 그런 다음, 필터링된 위상항은 예를 들어, 맨 처음 두 개의 다항식 계수를 0으로 설정함으로써, 다항식 피팅 변수/계수로부터 결정될 수 있다. 단계 260에서, 신호 $e^{-i\theta(k)}$ 의 필터링된 위상은 복수의 영상에서 이용하기 위해 저장될 수 있다. 그런 다음, 단계 665에서 예를 들어, 영상의 모든 스펙트럼을 곱함으로써 적용될 수 있는 필터링된 위상 $\theta(k)$ 의 정정 곡선은 $e^{-i\theta(k)}$ 에 의해 곱해질 수 있다. 마지막으로, 단계 S670에서 영상 강도, 복굴절 및/또는 유동 정보를 계산하기 위해, 스펙트럼 $S'(k)=S(k)e^{-i\theta(k)}$ 이 이용될 수 있다.

[0059] 전술한 사항은 단지 본 발명의 원리를 도시한다. 설명된 실시예에 대한 다양한 수정과 변경은 본 명세서에 기재된 사항을 참조하여 당업자에게 명백할 것이다. 예를 들어, 본 명세서에 기재된 본 발명은 미국 특허 출원 제 60/514,769호에 기재된 예시적인 방법, 시스템 및 장치와 함께 사용될 수 있다. 그러므로, 당업자라면 본 명세서에서 명백하게 도시되지 않거나 설명되지 않았지만 본 발명의 원리를 구체화하고 그에 따라 본 발명의 사상과 범위 내에 있는 다양한 시스템, 배열 및 프로세스를 고안할 수 있을 것이라는 것이 명백할 것이다. 또한, 위에서 참조된 모든 공개 문헌, 특허 및 특허 출원은 그들 전체적으로 참조로서 본 명세서에 통합된다.

도면의 간단한 설명

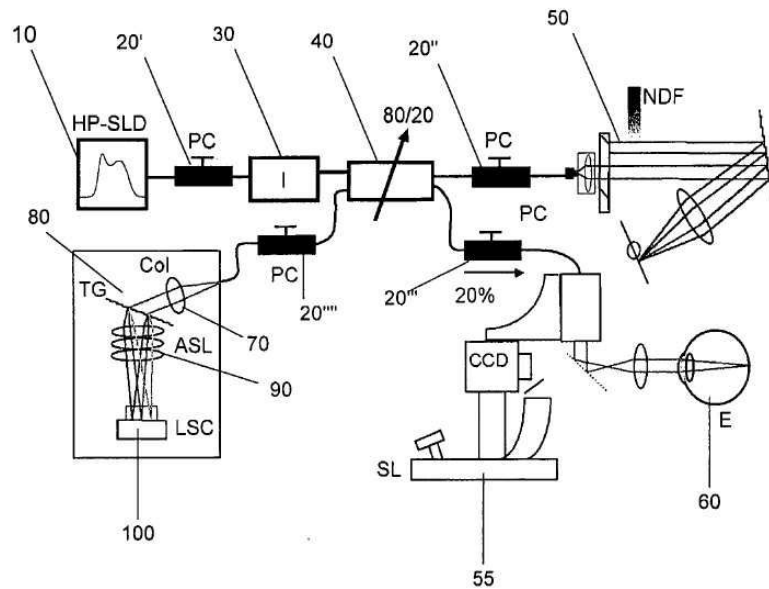
- [0018] 본 발명의 또 다른 목적, 특징 및 장점들은 본 발명의 예시적인 실시예를 도시하는 첨부된 도면과 관련하여 이루어진 후술된 상세한 설명으로부터 명백해질 것이다.
- [0019] 도 1은 본 발명에 따른 시스템, 프로세스 및 소프트웨어 배열의 예시적인 실시예를 구현할 수 있는 본 발명에 따른 스펙트럼 영역 광간섭 단층촬영(spectral domain optical coherence tomography: SD-OCT)의 예시적인 실시예에 대한 블록 다이어그램이다.
- [0020] 도 2는 본 발명에 따른 시스템, 프로세스 및 소프트웨어 배열의 예시적인 실시예를 구현할 수 있는 본 발명에 따른 광 주파수 영역 간섭계(optical frequency domain interferometry: OFDI)의 예시적인 실시예에 대한 블록 다이어그램이다.
- [0021] 도 3은 본 발명에 따른 시스템, 프로세스 및 소프트웨어 배열의 예시적인 실시예를 위해 이용될 수 있는 절대값/깊이를 도시하는 예시적인 그래프이다.
- [0022] 도 4는 분산 보상이 없는 곡선과 본 발명의 예시적인 실시예에 따라 분산 보정이 적용된 곡선을 도시하는 예시적인 그래프이다.
- [0023] 도 5는 모델 눈으로부터 그리고 와(窩) 내의 스펙트럼 반사로부터 본 발명의 예시적인 실시예에 따라 획득된 위

상 $\theta(k)$ 의 예시적인 그래프이다.

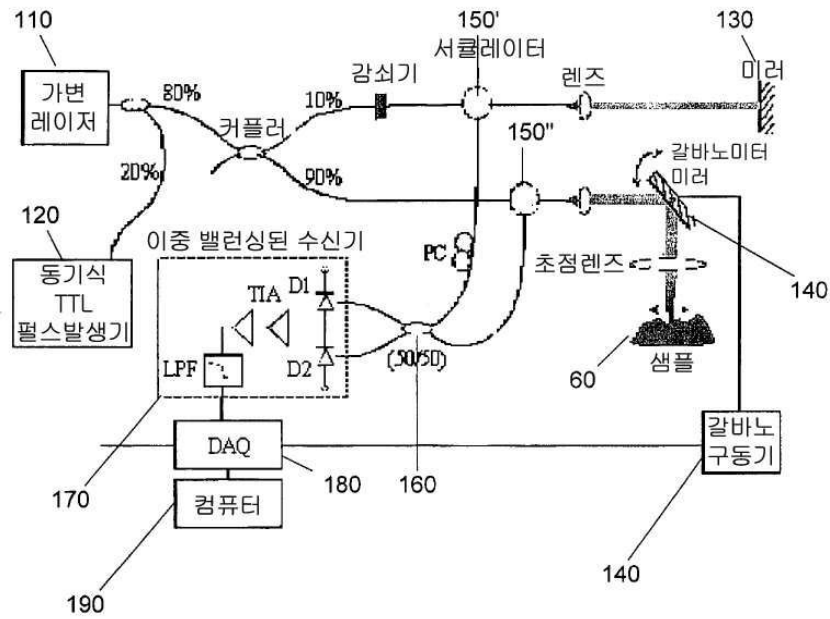
- [0024] 도 6은 본 발명의 예시적인 실시예에 따라 이용될 수 있는 스펙트럼 반사를 포함하는 인간 피실험체의 망막 영상이다.
- [0025] 도 7은 본 발명의 예시적인 실시예에 따른 분산 보상이 적용된 이후에 와(窩)를 도시하는 인간 피실험체로부터 획득될 수 있는 예시적인 영상이다.
- [0026] 도 8은 본 발명의 예시적인 실시예를 이용하여 획득된 와(窩) 내의 반사 지점으로부터 획득된 가간섭성 함수의 예시적인 그래프이다.
- [0027] 도 9는 본 발명의 예시적인 실시예에 따른 프로세스의 고차원 흐름도이다.
- [0028] 도 10은 분산의 일부가 조작자에 의해 소프트웨어를 통해 선택될 수 있는 인간 피실험체로부터 획득될 수 있는 또 다른 예시적인 영상이다.
- [0029] 도 11은 본 발명의 또 다른 예시적인 실시예에 따른 프로세스의 상세 흐름도이다.

도면

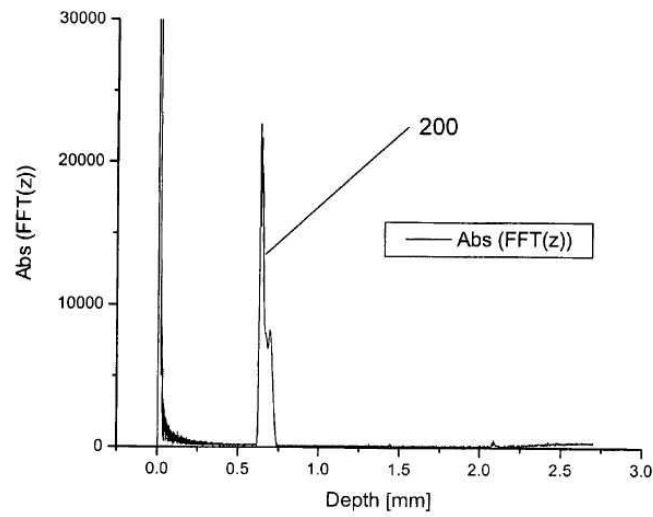
도면1



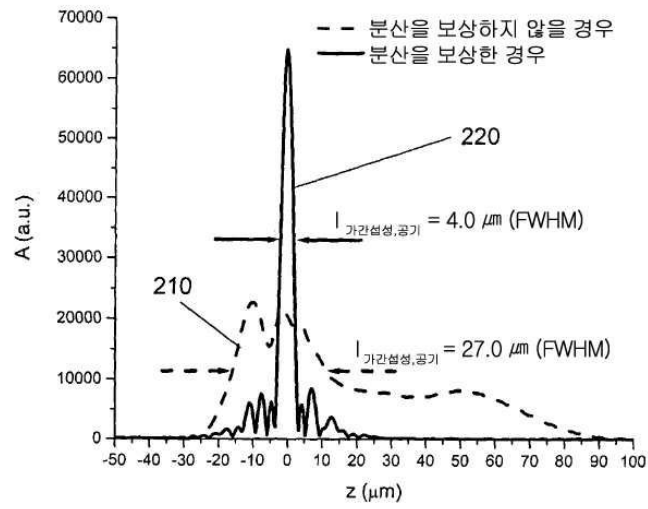
도면2



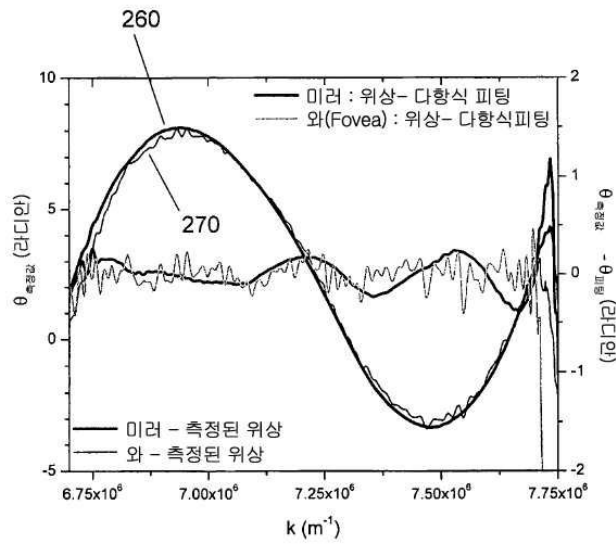
도면3



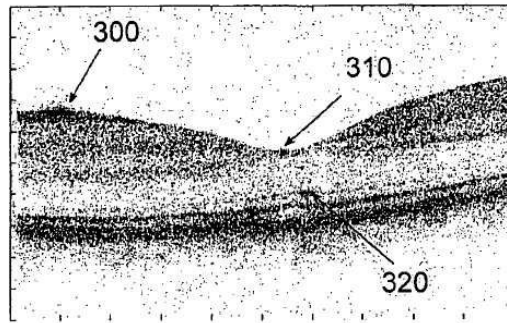
도면4



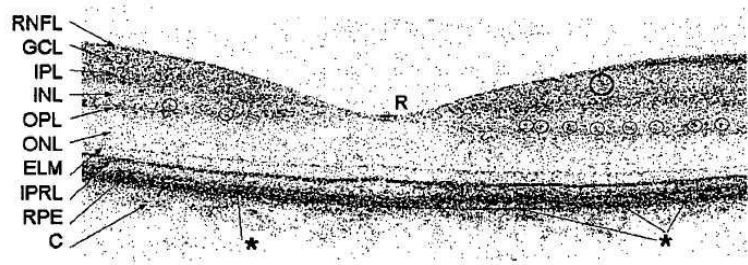
도면5



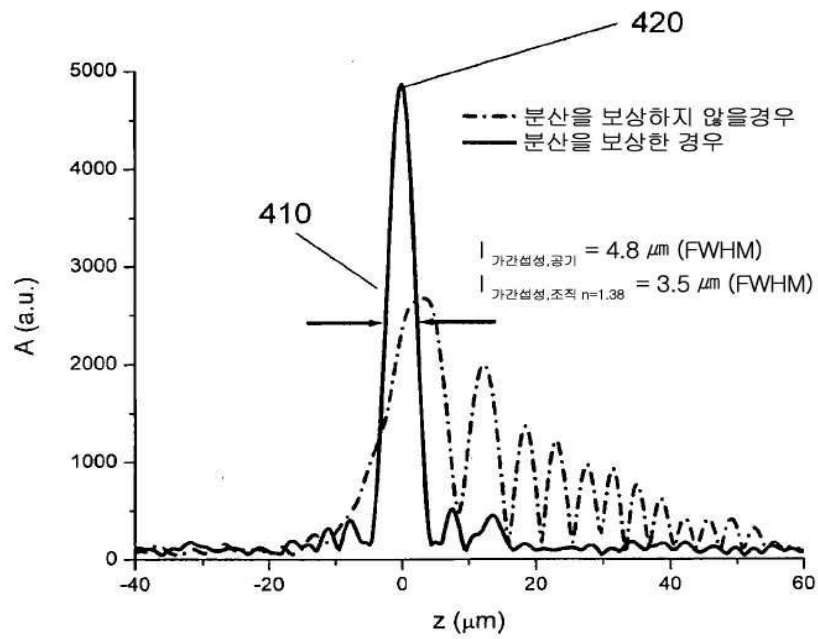
도면6



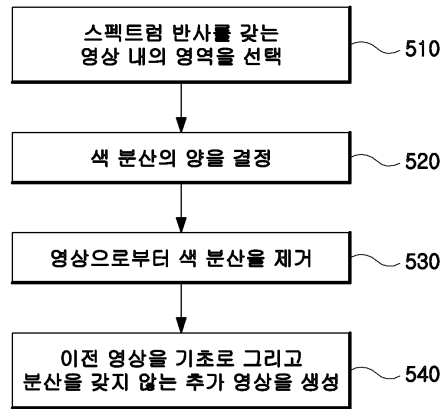
도면7



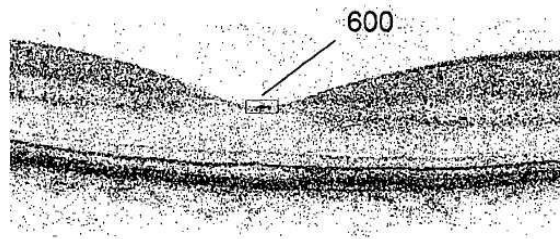
도면8



도면9



도면10



도면11

