



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2015년02월26일

(11) 등록번호 10-1496245

(24) 등록일자 2015년02월17일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 3/12 (2006.01) G01N 21/17 (2006.01)

G01B 9/02 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2013-7024141(분할)

(22) 출원일자(국제) 2010년05월20일

심사청구일자 2013년09월12일

(85) 번역문제출일자 2013년09월12일

(65) 공개번호 10-2013-0108490

(43) 공개일자 2013년10월02일

(62) 원출원 특허 10-2011-7029782

원출원일자(국제) 2010년05월20일

심사청구일자 2011년12월13일

(86) 국제출원번호 PCT/JP2010/058944

(87) 국제공개번호 WO 2010/134641

국제공개일자 2010년11월25일

(30) 우선권주장

JP-P-2009-123908 2009년05월22일 일본(JP)

JP-P-2010-068281 2010년03월24일 일본(JP)

(56) 선행기술조사문헌

JP2004105708 A

전체 청구항 수 : 총 18 항

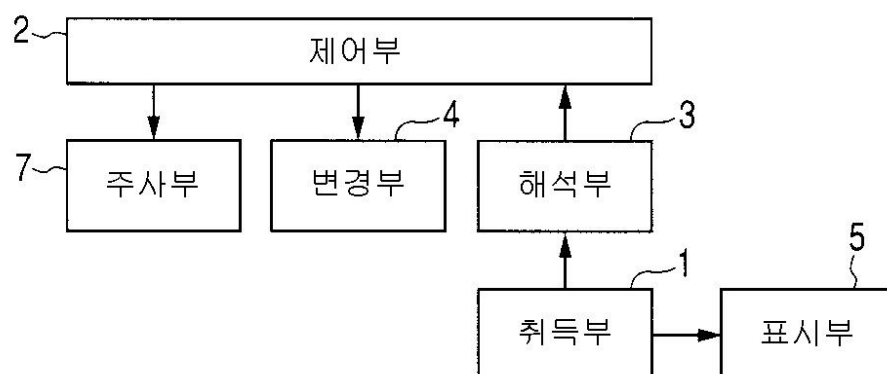
심사관 : 이재균

(54) 발명의 명칭 **활상장치 및 활상방법**

(57) 요약

활상장치는, 피검사물에 조사되는 복수의 측정 빔의 조사 위치 간의 위치 관계를 변경하는 변경 유닛을 포함한다. 또한, 활상장치는, 상기 변경 유닛에 의해 변경된 상기 위치 관계로 복수의 측정 빔을 조사하는 주사 유닛과, 복수의 측정 빔에 근거하여 피검사물의 광간섭 단층 화상을 취득하는 취득 유닛을 포함한다.

대표도



특허청구의 범위

청구항 1

복수의 측정 빔을 피검사물에 조사하는 조사 유닛과,
 상기 복수의 측정 빔을 상기 피검사물에 대하여 주사하는 주사 유닛과,
 상기 복수의 주사된 측정 빔에 근거하여 상기 피검사물의 광간섭 단층 화상을 취득하는 취득 유닛과,
 상기 복수의 측정 빔의 조사 위치의 배열을 변경하는 변경 유닛, 및
 상기 광간섭 단층 화상을 취득할 때에는 상기 배열을 상기 주사 유닛의 주주사선에 따라 방향을 변경하도록 상기 광간섭 단층 화상의 광역 화상을 취득할 때보다도 주사 영역에서 취득된 상기 피검사물의 상기 광역 화상이 넓게 되도록 상기 변경 유닛을 제어하는 제어 유닛을 구비하는 촬상장치.

청구항 2

복수의 측정 빔을 피검사물에 조사하는 단계와,
 상기 복수의 측정 빔을 상기 피검사물에 대하여 주사하는 단계와,
 상기 복수의 주사된 측정 빔에 근거하여 상기 피검사물의 광간섭 단층 화상을 취득하는 단계와,
 상기 복수의 측정 빔의 조사 위치의 배열을 변경하는 단계, 및
 상기 광간섭 단층 화상을 취득할 때에는 상기 배열을 상기 주사하는 단계의 주주사선에 따라 방향을 변경하도록 상기 광간섭 단층 화상의 광역 화상을 취득할 때보다도 주사 영역에서 취득된 상기 피검사물의 상기 광역 화상이 넓게 되도록 상기 변경하는 단계를 제어하는 단계를 구비하는 촬상방법.

청구항 3

청구항 2에 따른 촬상방법을 촬상장치에 실행시키는 프로그램을 기억하는 컴퓨터 판독가능한 기억매체.

청구항 4

복수의 측정 빔을 피검사물에 조사하는 조사 유닛과,
 상기 복수의 측정 빔을 상기 피검사물에 대하여 주사하는 주사 유닛과,
 상기 복수의 주사된 측정 빔에 근거하여 상기 피검사물의 광간섭 단층 화상을 취득하는 취득 유닛과,
 상기 주사 유닛의 주사 방향으로 상기 복수의 측정 빔의 주사 위치 간의 적어도 하나의 간격을 변경하는 변경 유닛과,
 상기 광간섭 단층 화상을 취득할 때에는 상기 간격을 상기 주사 유닛의 주주사선에 따라 방향을 변경하도록 상기 광간섭 단층 화상의 광역 화상을 취득할 때보다도 주사 영역에서 취득된 상기 피검사물의 상기 광역 화상이 넓게 되도록 상기 변경 유닛을 제어하는 제어 유닛을 구비하는 촬상장치.

청구항 5

복수의 측정 빔을 피검사물에 조사하는 단계와,
 상기 복수의 측정 빔을 상기 피검사물에 대하여 주사하는 단계와,
 상기 복수의 주사된 측정 빔에 근거하여 상기 피검사물의 광간섭 단층 화상을 취득하는 단계와,

상기 주사하는 단계에서의 주사 방향으로 상기 복수의 측정 빔의 주사 위치 간의 적어도 하나의 간격을 변경하는 단계와,

상기 광간섭 단층 화상을 취득할 때에는 상기 간격을 상기 주사하는 단계에서의 주주사선에 따라 방향을 변경하도록 상기 광간섭 단층 화상의 광역 화상을 취득할 때보다도 주사 영역에서 취득된 상기 피검사물의 상기 광역 화상이 넓게 되도록 상기 변경하는 단계를 제어하는 단계를 구비하는 촬상방법.

청구항 6

청구항 5에 따른 촬상방법을 촬상장치에 실행시키는 프로그램을 기억하는 컴퓨터 판독가능한 기억매체.

청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 피검사물은 피검안이고,

상기 변경 유닛은 상기 피검안의 안저 표면에 대한 상기 조사 위치의 배열을 변경하는 것을 특징으로 하는 촬상장치.

청구항 8

제 1 항에 있어서,

상기 변경 유닛은 상기 광역화상을 취득한 후에, 상기 주사 유닛의 부주사방향으로부터 주주사방향으로 상기 복수의 측정 빔의 상기 조사 위치의 배열을 변경하는 것을 특징으로 하는 촬상장치.

청구항 9

제 1 항에 있어서,

상기 피검사물에 상기 복수의 측정 빔을 방출하는 복수의 파이버 단부를 더 구비하고,

상기 변경 유닛은 상기 복수의 측정 빔의 방출 방향 주위의 상기 복수의 파이버 단부를 축으로 회전하거나, 상기 복수의 파이버 단부의 일부를 선택하는 촬상장치.

청구항 10

제 1 항에 있어서,

상기 광역 화상을 해석하는 해석 유닛을 더 구비하고,

상기 제어 유닛은 상기 해석 유닛의 해석 결과를 이용하여 상기 변경 유닛을 제어하는 촬상장치.

청구항 11

제 10 항에 있어서,

상기 해석 유닛은 상기 광역 화상으로부터 상기 피검사물의 감시 영역을 판정하고,

상기 취득 유닛은 상기 변경 유닛에 의해 변경된 간격의 감시 영역에서 상기 광간섭 단층 화상을 취득하는 촬상장치.

청구항 12

제 1 항에 있어서,

상기 광역 화상에 상기 광간섭 단층 화상을 겹쳐 표시 유닛에 표시시키는 표시제어유닛을 더 구비하는 것을 특징으로 하는 촬상장치.

청구항 13

제 2 항에 있어서,

상기 피검사물은 피검안이고,

상기 변경하는 단계는 상기 피검안의 안저 표면에 대한 상기 조사 위치의 배열을 변경하는 것을 특징으로 하는 촬상방법.

청구항 14

제 2 항에 있어서,

상기 변경하는 단계는 상기 광역화상을 취득한 후에, 상기 주사 유닛의 부주사방향으로부터 주주사방향으로 상기 복수의 측정 빔의 상기 조사 위치의 배열을 변경하는 것을 특징으로 하는 촬상방법.

청구항 15

제 2 항에 있어서,

상기 피검사물에 상기 복수의 측정 빔을 방출하는 복수의 파이버 단부를 더 구비하고,

상기 변경하는 단계는 상기 복수의 측정 빔의 방출 방향 주위의 상기 복수의 파이버 단부를 축으로 회전하거나, 상기 복수의 파이버 단부의 일부를 선택하는 촬상방법.

청구항 16

제 2 항에 있어서,

상기 광역 화상을 해석하는 단계를 더 구비하고,

상기 제어하는 단계는 상기 해석하는 단계의 해석 결과를 이용하여 상기 변경하는 단계를 제어하는 촬상방법.

청구항 17

제 16 항에 있어서,

상기 해석하는 단계는 상기 광역 화상으로부터 상기 피검사물의 감시 영역을 판정하고,

상기 취득하는 단계는 상기 변경하는 단계에 의해 변경된 간격의 감시 영역에서 상기 광간섭 단층 화상을 취득하는 촬상방법.

청구항 18

제 2 항에 있어서,

상기 광역 화상에 상기 광간섭 단층 화상을 겹쳐 표시 유닛에 표시시키는 단계를 더 구비하는 것을 특징으로 하

는 촬상방법.

명세서

기술분야

[0001] 본 발명은, 광간섭 단층법을 사용해서 피검사물을 촬상하기 위한 촬상장치 및 촬상방법에 관한 것으로, 특히 측정 빔의 조사 방법에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 최근, 저코히런스광(low coherence light)에 의한 간섭을 이용한 광간섭 단층법(OCT:Optical Coherence Tomography)을 사용해서 피검사물을 촬상하기 위한 촬상장치(이하, OCT 장치라고도 부른다)가, 의료분야, 특히 안과영역에서 이용되고 있다. OCT 장치는, 빛의 성질을 이용하기 때문에, OCT 장치는 빛의 파장의 오더인 마이크로미터 정도의 고분해능으로서 단층 화상을 취득할 수 있다. 여기에서, 안저(fundus) 등의 피검안을 측정할 경우, 측정 중에 피험자는 때로는 움직임이거나 깜박이거나, 또는 랜덤하게 미동(고시(固視) 미동)한다. 이 때문에, OCT 장치로 취득한 피검안의 단층 화상이 왜곡된다고 하는 문제가 있다.

[0003] 이 문제를 해결하기 위해서, 피검사물의 동일 위치에서의 단층 화상을 복수회 취득하고, 이들 단층 화상을 서로 얼라인한 후, 단층 화상을 평균화해서 1개의 단층 화상을 취득하는 것이, Thomas M. Jorgensen et al., "Enhancing the signal-to-noise ratio in ophthalmic optical coherence tomography by image registration-method and clinical examples," Journal of Biomedical Optics, 12(4), 041208, July/August 2007에 개시되어 있다. 이에 따라 SN비가 높은 고화질의 단층 화상을 취득할 수 있다. 이때, 단층 화상을 복수회 취득하고 있는 중에, 최초로 취득한 단층 화상과, 최후에 취득한 단층 화상과의 위치 어긋남이 커져 버릴 가능성이 있다. 이것은, 단층 화상을 얼라인하는 것을 곤란하게 하고, 결과적으로, 상기 평균화를 행해도 단층 화상의 화질을 향상시킬 수 없을 가능성이 있다. 이 때문에, 피검안을 촬상할 경우, 단층 화상의 고화질화의 관점에서 고속으로 촬상하는 것이 바람직하다고 말할 수가 있다.

[0004] 또한, 동공의 3차원 구조를 취득하기 위해서, 복수 점의 빛을 동공에 조사하는 OCT가, 일본국 공개특허공보 특개2008-508068호에 개시되어 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 복수의 광을 피검안에 조사하는 OCT 장치는, 단일의 광을 피검안에 조사하는 OCT 장치보다 고속으로 피검안을 촬상하는 것이 가능하다. 이때, 복수의 광을 피검안에 조사하는 OCT장치를, 피검안 등의 피검사물의 촬상 영역에 따라, 촬상의 속도 혹은 촬상의 화질을 다른 것보다 우선권을 가질 수 있게 구성하는 것이 바람직하다.

과제의 해결 수단

[0006] 본 발명에 따른 촬상장치는, 복수의 측정 빔을 피검사물에 조사하는 조사 유닛과, 상기 복수의 측정 빔을 상기 피검사물에 대하여 주사하는 주사 유닛과, 상기 복수의 주사된 측정 빔에 근거하여 상기 피검사물의 광간섭 단층 화상을 취득하는 취득 유닛과, 상기 복수의 측정 빔의 조사 위치의 배열을 변경하는 변경 유닛, 및 상기 광간섭 단층 화상을 취득할 때에는 상기 배열을 상기 주사 유닛의 주주사선에 따라 방향을 변경하도록 상기 광간섭 단층 화상의 광역 화상을 취득할 때보다도 주사 영역에서 취득된 상기 피검사물의 상기 광역 화상이 넓게 되도록 상기 변경 유닛을 제어하는 제어 유닛을 구비한다.

[0007] 또한, 본 발명에 따른 촬상방법은, 복수의 측정 빔을 피검사물에 조사하는 단계와, 상기 복수의 측정 빔을 상기 피검사물에 대하여 주사하는 단계와, 상기 복수의 주사된 측정 빔에 근거하여 상기 피검사물의 광간섭 단층 화상을 취득하는 단계와, 상기 복수의 측정 빔의 조사 위치의 배열을 변경하는 단계, 및 상기 광간섭 단층 화상을 취득할 때에는 상기 배열을 상기 주사하는 단계의 주주사선에 따라 방향을 변경하도록 상기 광간섭 단층 화상의 광역 화상을 취득할 때보다도 주사 영역에서 취득된 상기 피검사물의 상기 광역 화상이 넓게 되도록 상기 변경하는 단계를 제어하는 단계를 구비한다.

[0008] 또한, 별도의 본 발명에 따른 촬상장치는, 복수의 측정 빔을 피검사물에 조사하는 조사 유닛과, 상기 복수의 측정 빔을 상기 피검사물에 대하여 주사하는 주사 유닛과, 상기 복수의 주사된 측정 빔에 근거하여 상기 피검사물

의 공간섭 단층 화상을 취득하는 취득 유닛과, 상기 주사 유닛의 주사 방향으로 상기 복수의 측정 빔의 주사 위치 간의 적어도 하나의 간격을 변경하는 변경 유닛과, 상기 공간섭 단층 화상을 취득할 때에는 상기 배열을 상기 주사 유닛의 주주사선에 따라 방향을 변경하도록 상기 공간섭 단층 화상의 광역 화상을 취득할 때보다도 주사 영역에서 취득된 상기 피검사물의 상기 광역 화상이 넓게 되도록 상기 변경 유닛을 제어하는 제어 유닛을 구비한다.

[0009]

또한, 본 발명에 따른 촬상방법은 복수의 측정 빔을 피검사물에 조사하는 단계와, 상기 복수의 측정 빔을 상기 피검사물에 대하여 주사하는 단계와, 상기 복수의 주사된 측정 빔에 근거하여 상기 피검사물의 공간섭 단층 화상을 취득하는 단계와, 상기 주사하는 단계에서의 주사 방향으로 상기 복수의 측정 빔의 주사 위치 간의 적어도 하나의 간격을 변경하는 단계와, 상기 공간섭 단층 화상을 취득할 때에는 상기 배열을 상기 주사하는 단계에서의 주주사선에 따라 방향을 변경하도록 상기 공간섭 단층 화상의 광역 화상을 취득할 때보다도 주사 영역에서 취득된 상기 피검사물의 상기 광역 화상이 넓게 되도록 상기 변경하는 단계를 제어하는 단계를 포함한다.

발명의 효과

[0010]

본 발명에 따른 OCT장치는, 피검안 등의 피검사물에 조사되는 복수의 측정빔의 조사 위치 간의 위치 관계를 변경할 수 있다. 이에 따라, OCT장치는, 특히 피검사물의 촬상 영역에 따라 촬상의 고속성을 우선하거나 혹은 촬상의 고화질성을 우선할 수 있게 구성할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0011]

도 1a, 1b, 및 1c는 본 발명의 제1의 실시예에 있어서의 촬상장치의 구성을 설명하는 도면이다.
 도 2a, 2b, 2c, 및 2d는 본 발명의 제1의 실시예에 있어서의 측정 빔의 배열을 설명하는 도면이다.
 도 3a, 3b, 3c 및 3d는 본 발명의 제1의 실시예에 있어서의 단층 화상의 취득 영역을 설명하는 도면이다.
 도 4a 및 4b는 본 발명의 제1의 실시예에 있어서의 수평배열의 단층 화상의 취득을 설명하는 도면이다.
 도 5a 및 5b는 본 발명의 제1의 실시예에 있어서의 촬상장치의 동작을 설명하는 플로차트이다
 도 6a, 6b, 6c, 6d 및 6e는 본 발명의 제1의 실시예에 있어서의 촬상장치의 구성을 설명하는 도면이다.
 도 7a, 7b, 7c, 및 7d는 본 발명의 제2의 실시예에 있어서의 촬상장치의 구성을 설명하는 도면이다.
 도 8a, 8b, 8c, 및 8d는 본 발명의 각 실시예에 있어서의 촬상장치의 구성을 설명하는 도면이다.
 도 9a 및 9b는 본 발명의 각 실시예에 있어서의 촬상장치의 동작을 설명하는 플로차트이다
 도 10a, 10b, 10c, 10d, 10e, 및 10f는 본 발명의 제6의 실시예에 있어서의 촬상장치의 구성을 설명하는 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0012]

본 실시예에 따른 촬상장치에 대해서, 이하의 도면을 참조해서 상세하게 설명한다.

[0013]

또한, 본 발명에 따른 촬상장치(혹은 복수의 측정 빔을 피검사물에 조사해서 상기 피검사물의 공간섭 단층 화상을 촬상하기 위한 촬상장치라고도 부른다.)는, 피검안 등의 피검사물(특히, 피검안의 안저 표면 등의 소정의 동일 층)에 조사되는 복수의 측정 빔의 조사 위치의 위치 관계를 변경하는 것을 특징으로 한다. 이에 따라, 피검안의 촬상 영역에 따라, 촬상의 고속성을 우선하거나 혹은 촬상의 고화질성을 우선할 수 있게 구성할 수 있다.

[0014]

여기에서, 본 발명에 따른 촬상장치(OCT 장치(100))는, 상기 위치 관계를 변경하는 변경 유닛(변경부(4))과, 상기 변경된 상기 위치 관계로 복수의 측정 빔을 주사하는 주사 유닛(주사부(7))과, 복수의 측정 빔에 근거하는 피검사물의 공간섭 단층 화상을 취득하는 취득 유닛(취득부(1))을 포함하고 있다.

[0015]

이때, 변경 유닛(변경부(4))이, 복수의 조사 위치의 간격을 변경하는 수단인 것이 바람직하다. 이것은, 복수의 조사 위치의 밀도를 간단하게 변경할 수 있는 것을 의미하고 있다. 이에 따라, 주사 유닛(주사부(7))에 의해 주사 영역에 조사되는 단위 시간당의 회수(조사 회수)를 증가 혹은 감소할 수 있다. 예를 들면, 진단에 유용한 주목 영역(황반이나 시신경 유두 등)에 대하여, 상기 회수를 증가(예를 들면, 상기 조사 위치를 상기 주사 유닛의 대략 주주사 방향으로 배열)하도록 상기 위치 관계를 변경함으로써, 상기 주목 영역에 있어서의 고화질의 단층 화상을 촬상할 수 있다. 또한, 취득한 단층 화상을 해석부에 의해 해석한 결과, SN비가 좋지 않은 촬상 영역에

대하여, 상기 회수를 증가시켜도 된다.

- [0016] 또한, 변경 유닛(변경부(4))이, 복수의 조사 위치에 있어서의 부주사 방향으로의 주사유닛(주사부(7))의 폭을 변경하는 것이 바람직하다. 이것은, 예를 들면 변경 유닛(변경부(4))이, 복수의 조사 위치의 배열을, 주사 유닛(주사부(7))의 주주사 방향으로부터 그것의 부주사 방향으로 변경하거나 혹은 부주사 방향으로부터 주주사 방향으로 변경하는 것에 의해 실현될 수 있다.
- [0017] 또한, 피검안에 복수의 측정 빔을 조사하고 있으므로, 동일 장소에서 촬상한 각각의 단층 화상을 평균화하면, 고화질의 단층 화상을 취득할 수 있다. 단일의 측정 빔을 조사하는 OCT 장치의 경우에, 고화질의 단층 화상을 취득하기 위해서는, 복수 회의 촬상을 행하거나, 광마다의 광량을 크게 해서 촬상을 행할 필요가 있기 때문에, 피험자에 대하여 부담이 되어 버린다.
- [0018] [제1의 실시예]
- [0019] 본 실시예의 촬상장치는, 피검사물, 특히 안저(망막)를 측정하도록 구성되어 있다. 특히, 녹내장 진단에 유효한 단층 화상을 얻기 위해서, 첫 번째의 단층 화상을 취득한 결과에 의거하여 주목 영역을 결정한다. 그리고, 그 주목 영역에 있어서 보다 고화질의 단층 화상을 취득하기 위해서, 복수의 측정 빔을 안저에 조사해서 얻는 복수의 조사 위치의 위치 관계(복수의 조사 위치의 배열)를 변경한다.
- [0020] 우선, 본 실시예에 따른 OCT 장치에 대해서, 블록도인 도 1a와, OCT 장치의 구성을 설명하기 위한 모식도인 도 1b를 참조하여 설명한다. 여기에서는, 안구 EB의 망막부분 RT에 대하여 복수의 측정 빔을 주사해서 단층 화상을 취득한다. 본 실시예에 있어서의 취득부(1)는, 간섭광을 분광해서 검출한 신호를 푸리에 변환을 행해서 단층 화상을 생성한다. 이것은, FD-OCT(푸리에 domain system in OCT)의 하나인 SD-OCT(spectral domain system in OCT라고도 칭한다.)이다. 다만, 본 발명에 따른 OCT 장치는 이 방식에 한정하지 않고, SS-OCT나 TD-OCT를 적용할 수도 있다. 또한, 도 1b의 지면에 수직한 방향을 X축이라고 하고, X축과 직교하는 상기 안구 EB의 깊이 방향을 Z축이라고 하며, Z축과 동일 평면에서 X축과 직교하는 방향을 Y축이라고 한다. 그리고, X축 방향의 측정 빔의 주사를 주주사라고 칭하고, Y축 방향의 측정 빔의 주사를 부주사라고 칭한다. 본 실시예의 촬상장치는, 복수의 측정 빔의 피검사물에서의 조사에 의한 복수의 리턴광의 각각과, 참조광을 간섭시킨 합성광을 사용하여, 피검사물의 단층 화상을 촬상하는 OCT에 의한 촬상장치로서 구성되어 있다.
- [0021] 구체적으로는, 도 1b에 나타나 있는 바와 같이, 저코히런스 광원인 SLD(101)로부터 발생한 빛은 빔 스플리터(102)에 있어서 3개의 광속으로 분할되어, 파이버 커플러(103)에 입사한다. 파이버 커플러(103)는 입사한 광속을 측정 광속 Bm과 참조 광속 Br로 분리하고, 측정 광속 Bm을 광파이버를 통해서 주사 광학계(104)에 출력하고, 참조 광속 Br을 참조 빔 콜리메이터(108)에 출력한다. 주사 광학계(104)(주사부(7)라고도 부른다)는 입력한 측정 광속 Bm을 갈바노미터 미러(galvanometer mirror)(106)에 집광해서 측정 빔의 주사를 행한다.
- [0022] 도 2a 내지 2d는 주사 광학계(104)에 있어서의 측정 빔의 상기 조사 위치의 배열을 나타낸 것이며, 도 2a는 측정 광속 Bm을 구성하는 3개의 측정 빔 p1, p2 및 p3을 주주사 방향에 대하여 대략 수직(부주사 방향)으로 입사시키는 경우를 나타내고 있다. 또한, 도 2c는 3개의 측정 빔 p1, p2 및 p3을 거의 수평으로 입력시키는 경우를 나타내고 있다. 또한, 도 2b 및 도 2d는 망막 RT 상에서의 각 측정 빔의 주주사 방향에 대한 배열을 도시한 것이다. 도 2b에서는, 측정 빔 p1, p2 및 p3이 주주사 방향에 대하여 수직으로 배열되고, 도 2d에서는, 측정 빔 p1, p2 및 p3이 수평으로 배열된다. 이때, 변경부(4)가, 주사부(7)의 복수의 조사 위치의 배열을, 주주사 방향으로부터 부주사 방향으로 변경하거나 혹은 부주사 방향으로부터 주주사 방향으로 변경한다.
- [0023] 여기에서, 갈바노미터 미러(106)는 2축으로 구동 가능하고, 스캐너 제어부(105)는 망막 RT에 측정 빔을 주주사 및 부주사 방향으로 주사하도록 미러의 구동 제어를 행한다. 주사에 사용된 측정 광속 Bm은 대물 광학계(107)를 거쳐서 피검정물인 망막 RT에 도달하고, 여기에서 반사해서 다시 대물 광학계(107) 및 주사 광학계(104)를 통해서 파이버 커플러(103)에 도달한다.
- [0024] 한편, 파이버 커플러(103)로부터 출력된 참조 광속 Br은 광파이버 및 참조 빔 콜리메이터(108)를 통해서 참조 미러(109)에 의해 반사되고, 다시 파이버 커플러(103)에 도달한다. 여기에서 참조 광속 Br이 측정 광속 Bm과 간섭해서 간섭광이 생성되고, 생성된 간섭광은 신호 검출부(110)에 입력된다.
- [0025] 즉, 3개의 측정 빔은 참조 광속 Br과 간섭해서 3개의 간섭광이 신호 검출부(110)에 입력되게 된다. 신호 검출부(110)는 각 간섭광을 검출하고, 전기적인 3개의 간섭 신호로서 신호 처리부(111)에 출력한다. 신호 처리부(111)는 푸리에 변환 등의 신호 처리에 의해 망막 RT의 Z방향에 따른 반사율에 대응하는 각 간섭 신호로부터 3개의

신호(이후 스캔 A라고 칭한다)를 생성하고, 생성한 3개의 신호를 출력한다.

- [0026] 도 4a 및 4b는, 도 2c 및 2d에 나타낸 수평배열에 있어서의 3개의 스캔 A AS1, AS2 및 AS3을 망막 RT와 함께 도시한 것이다.
- [0027] 이상에서 설명한 바와 같이, 본 실시예에 따른 촬상장치는, 망막 RT에 있어서의 복수의 조사 위치의 위치 관계(배열)를 변경하는 변경부(4)를 포함한다. 이에 따라, 촬상장치는 고해상도에 의한 촬상이 필요한 영역에 있어서는 측정 빔의 입사배열을 변경하여, 고화질의 촬상을 행하도록 구성되어 있다. 즉, 이하에 상세하게 설명한 바와 같이, 촬상장치는 측정 빔 p1, p2 및 p3의 배열을, 고해상도에 의한 촬상이 필요한 영역에 있어서는 도 2d에 표시되는 수평 배열로 변경하여 단층 화상을 촬상하도록, 그리고 그 이외의 영역에서는 도 2b에 표시되는 수직배열로 측정 빔 p1, p2 및 p3을 주사하도록 구성되어 있다.
- [0028] 다음에, 상기 망막 RT에 대하여 측정 빔의 입사배열을 변경해서 촬상을 행하는, 본 실시예에 따른 촬상장치의 전체적인 동작에 대해서, 도 5a에 나타내는 플로차트를 참조해서 설명한다.
- [0029] 우선, 촬상장치는 제1의 단층 화상을 취득하는 제1의 취득 공정인 S100의 스텝에 있어서, 도 2a에 나타내는 수직배열로 배열된 측정 빔을 주사하여, 취득부(1)로 단층 화상을 취득한다. 여기에서, 도 3a와 도 3c에 있어서의 W1 및 D1은, 안저에 있어서의 측정 영역 R1에 대응하는 단층 화상의 X방향 및 Y방향의 샘플 수다. 이 샘플 수는 본 실시예에 따른 촬상장치의 오퍼레이터에 의해 설정되어 있다. 한층 더, 측정 영역 R1은, 안저의 시신경 유두 OP 및 황반 MF를 포함하는 넓은 범위(광역 영역이라고도 부른다.)로 설정되어 있다. 또한, 측정 영역 R1의 화상을 광역화상이라고도 부른다.
- [0030] 상기 S100의 스텝에 있어서는, 도 3c에 나타나 있는 바와 같이, 수직배열로 측정 빔을 주사하기 위해 사용하고, 각 측정 빔에 의한 스캔 A를 X축 방향으로 W1 배열되어 XZ면에 대응하는 단층 화상이 된다. 이 단층 화상을 스캔 B이라고 칭하는 것으로 하면, 1회의 주주사만으로 3개의 스캔 B을 취득할 수 있게 되고, 1개의 측정 빔을 사용할 경우와 비교하면 약 3배의 속도로, 측정 영역 R1(광역 영역)의 단층 화상을 취득할 수 있다. 이하의 설명에서는, 이 S100의 스텝에서 취득한 단층 화상을 광역 단층 화상이라고 칭한다. 취득부(1)는 이상과 같이 해서 취득한 광역 단층 화상을 해석부(3) 및 표시부(5)에 출력하고, 표시부(5)는 도면에 나타내지 않은 메모리에 광역 단층 화상을 저장한다.
- [0031] 다음에, S200의 스텝에 있어서, 다음과 같이 광역 단층 화상을 해석해서 측정 영역을 결정한다. 해석부(3)는, 상기한 바와 같이 취득된 광역 단층 화상을 해석하여, 진단에 중요한 영역을 한층 더 특정해서 그 위치를 제어부(2)에 출력한다. 즉, 해석부(3)는, 상기한 바와 같이 선행해서 취득된 광역 단층 화상을 해석하여, 단층 화상이 후속해서 취득되는 진단에 있어서 중요한 단층 화상의 촬상 범위를 결정한다. 본 실시예에서는, 전술한 바와 같이, 녹내장의 진단에 필요한 영역으로서, 도 3a에 나타나 있는 바와 같이 시신경 유두 OP와 황반 MF 사이의 부분을 중심으로 한 영역 R2를 결정한다. 이것은, 녹내장의 진단에 있어서는 이 부분의 망막층의 상태를 상세하게 관찰할 필요가 있기 때문이다.
- [0032] 해석부(3)는 도 6a에 나타나 있는 바와 같이, 광역 단층 화상의 측정 영역 R1을 해석해서 시신경 유두부 OP와 황반 MF의 중심에 각각 대응하는 CMF 및 COP를 검출하고, 이 COP와 CMP를 포함하는, 그 주위에 소정의 폭을 사이를 둔 경계를 가지는 측정 영역 R2를 결정한다. CMF 및 COP의 검출 방법에 관해서는 후술한다. 해석부(3)는 측정 영역 R2의 좌 상측 코너의 좌표(x0, y0)와 영역의 X 및 Y축 방향의 화소수 W2, D2을, 제어부(2)에 출력한다.
- [0033] 또한, S300의 스텝에 있어서, 이하와 같이 복수의 측정 빔을 피검사물에 조사해서 얻는 복수의 조사 위치의 위치 관계(복수의 조사 위치의 배열)를 변경한다. 우선, 해석부(3)로부터 제어부(2)에 대하여, 측정 영역 R2의 위치 및 화소수에 관한 신호가 입력된다. 다음에, 제어부(2)로부터 변경부(4)에 대하여, 3개의 조사 위치를, 도 2a에 나타내는 수직 배열로부터, 도 2c에 나타내는 수평배열로 변경하는 코멘드(신호)가 출력된다. 그리고, 변경부(4)는, 수평배열이 되도록, 측정 광속 Bm을 도광하는 3개의 광파이버를 90도 회전시킨다. 본 실시예에 있어서는, 변경부(4)로서, 예를 들면 모터 및 솔레노이드(solenoid) 등의 액추에이터를 사용할 수 있고, 도면에 나타내지 않은 구동기구를 조작함으로써 광파이버를 회전시킨다. 상세하게 설명하면, 복수의 측정 빔이 복수의 파이버 단부(fiber end)로부터 피검사물에 사출되고, 변경부(4)는, 이 복수의 파이버 단부를 회전시키도록 구성된다. 이 회전은, 복수의 측정 빔의 사출 방향을 회전 축으로 한 것이다.
- [0034] 다음에, 제2의 단층 화상을 취득하는 제2의 취득 공정인 S400의 스텝에 있어서, 다음과 같이 단층 화상을 취득한다. 제어부(2)는, 먼저 해석부(3)로부터 입력한 측정 영역 R2의 위치 및 화소 수를 취득부(1)에 출력하고, 취

특부(1)는 해당 영역에 대한 측정을 행한다.

- [0035] 도 4a 및 4b는 측정 빔을 수평배열로 바꾸었을 때의 스캔 A의 취득에 관하여 설명한 것이다. 도 4a에 나타나 있는 바와 같이, 각각의 측정 빔 p1, p2, 및 p3에 의해 취득한 스캔 A를 AS1, AS2 및 AS3로 각각 나타내면, 신호 검출부(110)는, 도 4b에 나타내는 타이밍에서 간섭광의 검출을 행한다. 즉, 본 실시예에 있어서 각 측정 빔의 간격은 Δx 로 동일한 간격으로 하고 측정 빔이 등속도로 주주사 방향으로 이동하면, 그 측정 빔의 궤적은 도 4b에 나타난 것이 된다. 여기에서 신호 검출부(110)가 시간적으로 Δt 의 간격으로 간섭 신호를 샘플링하면, 각 측정 빔의 간섭 신호는 같은 도면에 있어서의 흑구(black dots))로 나타내는 타이밍에서 취득되게 된다. 한층 더, 신호 처리부(111)는 검출된 간섭 신호를 처리하고, 생성한 3개의 스캔 A AS1, AS2 및 AS3을 도면에 나타내지 않은 메모리에 1차 기억시킨다. 마찬가지로 샘플링을 행하면, 1회의 주주사로 다음(식 1)에 나타내는 3개의 스캔 A군을 취득한다.
- [0036] $AS1 = \{AS1(0), AS1(1), AS1(2), \dots\}$
- [0037] $AS2 = \{AS2(0), AS2(1), AS2(2), \dots\}$
- [0038] $AS3 = \{AS3(0), AS3(1), AS3(2), \dots\}$ (식1)
- [0039] 다음에, 신호 처리부(111)는 X축 상에서 동일한 위치에 대응하는 3개의 스캔 A를 평균하여 1개의 스캔 A를 산출한다. 즉, X축 방향의 위치 x에 있어서의 스캔 A AS(x)은 다음(식 2)으로 계산된다.
- [0040] $AS(x) = (AS3(x-2) + AS2(x-1) + AS1(x))/3$ (식2)
- [0041] 이렇게 하여, 새롭게 스캔 A를 생성하여 단층 화상을 구성하고, 표시부(5)에 이 단층 화상을 출력한다. 그렇지만, $x = 0, 1$ 및 $x = W2-2, W2-1$ 에 있어서의 스캔 A AS(x)의 스캔 A의 스캔 수는 충분하지 않기 때문에 실질적으로 1개 또는 2개의 스캔 A에 근거해서 스캔 A AS(x)을 산출한다.
- [0042] 또한, 이하의 설명에서는, 이 S400의 스텝에서 생성되는 단층 화상을, 주목 단층 화상이라고 칭한다. 이렇게 3개의 스캔 A를 평균화하고 있기 때문에, 랜덤 노이즈가 억제되고, 주목 단층 화상의 SN비 또는 분해능은 S100의 스텝에서 취득된 광역 단층 화상과 비교하여 향상해서, 이 주목 단층 화상은 보다 상세한 관찰에 적합한 단층 화상이 된다. 한층 더, 본 스텝에 있어서 간섭 신호의 샘플링 간격을 S100의 스텝의 것보다 짧게 설정하면, 보다 해상도가 높은 단층 화상을 얻을 수도 있다.
- [0043] 다음에, 표시 공정인 S500의 스텝에 있어서, 다음과 같이 단층 화상을 표시한다. 표시부(5)는, 취득부(1)로부터 입력된 2개의 단층 화상을 배열하여 표시한다. 도 6e는, 표시의 형태를 도시한 것이다. 같은 도면에 있어서, 표시부(5)는 액정 모니터 M이며, 표시부(5)는 광역 단층 화상 T1 및 주목 단층 화상 T2을 나란히 표시한다. 이렇게 함으로써, 넓은 범위의 망막 상태를 관찰하면서, 보다 진단에 중요한 영역에 관해서도 상세한 단층 화상을 관찰할 수 있다.
- [0044] 다음에, 상기의 S200의 스텝에 있어서의 해석부(3)의 동작의 상세에 대해서, 도 5b의 플로차트를 참조해서 설명한다.
- [0045] 우선, S201의 스텝에 있어서, 다음과 같이 스캔 B를 선택한다. 해석부(3)는, 입력한 광역 단층 화상으로부터 1장의 스캔 B를 해석 대상으로서 선택한다. 이것은, 예를 들면 도 3b에 나타내는 단층 화상을 Y좌표의 으뜸차순으로 선택하도록 하면 된다.
- [0046] 다음에, S202의 스텝에 있어서, 해석부(3)는 상기 선택한 스캔 B로부터 내경계막을 검출한다. 내경계막은, 망막층에 있어서 유리체(vitreous body)에 접하는 층이며, 도 6b에 있어서 ILM로 표시되는 부분이다. 우선, 해석부(3)는 스캔 B에 대하여 로페스 필터를 적용하고, 다음에 처리 후의 스캔 B를 구성하는 각 스캔 A에 대하여, 인접하는 화소 간의 차분이 스레숄드 T1이상이고 그 Z좌표가 Z방향으로 가장 작은 화소의 위치를 취득한다. 즉, 도 6b에 있어서의 스캔 A AS의 화소값의 프로파일이 도 6c에 나타난 것일 때, 해석부(3)는 Z방향에서 인접하는 화소값의 차분이 T1을 넘는 가장 작은 z좌표인 z0를 검출한다. 여기에서, 스레숄드 T1으로서 미리 복수의 단층 화상으로부터 내경계막을 검출하기 위한 적절한 값이 선택되어서, 해석부(3) 내의 도면에 나타내지 않은 메모리에 기억되어 있다. 상기한 처리는 스캔 B를 구성하는 모든 스캔 A에 대하여 행해진다. 광역 단층 화상의 X축 방향의 화소 수는 W1이기 때문에, 결과적으로 각 스캔 B에 대하여, 다음(식3)에 의해 표시되는 W1개의 Z축 방향의 좌표값 PILM을 취득한다.
- [0047] $PILM = \{z0, z1, z2, \dots, zw1 - 1\}$ (식3)

- [0048] 다음에, S203의 스텝에 있어서, 해석부(3)는 Z축 방향으로 상기 좌표값 P1LM으로부터 황반 MF 및 시신경 유두 OP가 현재 대상으로 삼고 있는 스캔 B 내에 존재하는지 아닌지를 검출한다. 구체적으로는, 도 6d에 나타나 있는 바와 같이, 해석부(3)는 황반 MF 및 시신경 유두 OP에 각각 대응하는 Z축 방향의 좌표값 P1LM의 2개의 피크(xf, zf)와 (xp, zp)를 검출한다. 여기에서, 2개의 피크가 검출되지 않았을 경우, 해석부(3)의 처리는 S205의 스텝으로 이동한다. 2개의 피크가 검출된 경우에는, 해석부(3)의 처리는 S204의 스텝으로 이동한다.
- [0049] 다음에, S204의 스텝에 있어서, 다음과 같이 내경계 위치를 기억한다. 해석부(3)는, S203의 스텝에서 검출한 2개의 피크 좌표(xf, zf)와 (xp, zp)을, 이 피크 좌표(xf, zf)와 (xp, zp)를 검출한 스캔 B의 Y축 방향의 좌표값과 함께 해석부(3) 내의 도면에 나타내지 않은 메모리에 기억한다.
- [0050] 다음에, S205의 스텝에 있어서, 다음과 같이 최후의 스캔 B를 행한다. 해석부(3)는, 현재 대상으로서 설정되어 있는 스캔 B가 광역 단층 화상의 최후의 스캔 B인지 아닌지를 판단한다. 그러면, 처리는 S206의 스텝으로 이동한다. 그렇지 않으면, 처리는 S201의 스텝으로 이동한다.
- [0051] 상기 S206의 스텝에 있어서, 다음과 같이 황반 MF 및 시신경 유두 OP의 중심좌표를 결정한다. 해석부(3)는, S204의 스텝에서 기억한 피크값으로부터 황반 MF 및 시신경 유두 OP의 중심위치를 검출한다. 구체적으로는, 예를 들면, 기억된 황반 MF에 대응하는 피크값에 대응하는 데이터가 (xf_max, zf_max)라고 하면, 황반 MF의 X축 방향의 좌표값을, xf_max로 설정하고, Y축 방향의 좌표값을, 해당 피크값을 검출한 스캔 B의 Y축 방향의 좌표값으로서 설정한다. 즉, 황반 MF의 중심 CMF의 좌표는, 스캔 B의 Y축 방향의 좌표값을 yf로 설정하면, (xf_max, yf)이 된다. 시신경 유두에 대하여도 같은 처리가 행해지고, 중심 COP의 위치가 취득된다.
- [0052] 다음에, 해석부(3)는 CMF 및 COP에 대하여 일정한 오프셋을 가산한 범위로서 측정 영역 R2을 결정한다. 이 오프셋값은, 촬상장치의 장치 파라미터로서 일반적인 피검사물(피사체)을 촬상할 때에 필요한 값으로서 해당 촬상장치에 기억해 두면 된다. 또는, 촬상에 앞서 도면에 나타내지 않은 유저 인터페이스에 의해 장치의 오퍼레이터가 오프셋값을 입력해도 된다.
- [0053] 이상에서 설명한 바와 같이, 본 실시예에 의한 촬상장치는, 복수의 측정 빔을 수직배열로 주사해서 고속으로 광범위 단층 화상을 취득할 수 있다. 그리고, 측정 빔을 고 SN비 또는 고분해능이 취득 가능한 수평배열로 변경해서 피검사물로서의 단층 화상을 해석해서 얻은 주목 영역의 측정을 행함으로써, 측정 시간의 증가를 억제하면서 고화질의 단층 화상을 얻는 것이 가능해 진다. 따라서, 촬상 범위의 일부의 영역에 있어서 고화질의 단층 화상을 촬상하는 경우, 고화질화하기 위해서 설정된 조건 하에서, 해당 부분만을 비교적 조밀하게 시간을 들여서 촬상할 수 있다. 이에 따라, 전체의 측정 시간을 길게 하는 일없이, 주목 영역을 효율적으로 촬상할 수 있다.
- [0054] 또한, 본 실시예에 있어서 3개의 측정 빔을 전제로 해서 설명했지만, 본 발명은 이것에 한정되는 것이 아니고, 2이상의 임의의 수의 측정 광을 사용할 수 있다. 또한, 본 실시예에서는 광역 단층 화상과 주목 단층 화상은 각각 1회 촬상되었지만, 본 발명은 이것에 한정되는 것이 아니다. 예를 들면, 주목 단층 화상을 복수 회 촬상하고, 측정 범위를 서서히 좁히면서 보다 정교하게 스캔 A을 취득해도 된다.
- [0055] 한층 더, 본 실시예는 피검사물로서 안저 망막을 설정하고 특히 녹내장 진단에 유효한 단층 화상을 취득하지만, 본 발명은 이것에 한정되는 것은 아니다. 본 발명은 피검사물로서의 안저 망막의 다른 질환의 진단에 사용된 OCT에 의한 측정뿐만 아니라, 물론, 다른 진료과와 의료 이외의 분야에 사용된 OCT에 의한 측정에 대하여도, 측정을 전체적으로 고속화하고, 중요한 부분에 대해서는, 보다 고화질의 단층 화상을 취득할 수 있는 촬상장치를 실현할 수 있다.
- [0056] 여기에서, 다른 실시예로서, 상기의 실시예에 따른 촬상 방법을, 컴퓨터에 실행시키기 위한 프로그램으로서, 컴퓨터가 판독 가능한 기억매체(예를 들면, 플렉서블 디스크, 하드 디스크, 광디스크, 광자기 디스크, CD-ROM, CD-R, 자기 테이프, 비휘발성의 메모리 카드, ROM, EEPROM, 블루 레이 디스크 등)에 촬상 방법이 기억되어 있어도 된다. 또한, 또 다른 실시예로서, 본 발명은 상기의 촬상 방법을 컴퓨터에 실행시키기 위한 프로그램이어도 된다.
- [0057] [제2의 실시예]
- [0058] 상기 제1 실시예는, 광역 단층 화상과 주목 단층 화상을 도 6e에 나타나 있는 바와 같이 나란히 표시하도록 구성되어 있었지만, 본 발명은 이러한 구성에 한정되는 것은 아니다. 이하에, 광역 단층 화상과 주목 단층 화상을 합성해서 표시하는 모드에 관하여 설명한다.
- [0059] 도 7a는, 본 실시예에 있어서의 촬상장치의 구성을 도시한 것이다. 도 7a의 구성은, 화상 합성부(6)가 추가되어

있는 것 이외는 도 1a에 나타내는 제1의 실시예에서의 구성과 같으므로 중복하는 부분의 설명은 생략한다. 본 실시예에서는, S500의 스텝에 있어서의 표시부(5)와 화상 합성부(6)의 동작을 중심으로, 도 7b에 나타내는 플로 차트를 참조해서 설명한다.

[0060] 우선, S501의 스텝에 있어서, 다음과 같이 단층 화상을 취득한다. 화상 합성부(6)는, 취득부(1)로부터 광역 단층 화상 및 주목 단층 화상의 쌍방을 입력한다. 또한, 화상 합성부(6)는 광역 단층 화상을 기준으로 했을 경우의 주목 단층 화상의 오프셋 좌표값(x_0 , y_0)을 취득부(1)로부터 입력한다. 도 7c는 오프셋 좌표값이 의미하는 광역 단층 화상의 측정 영역 R1과 주목 단층 화상의 측정 영역 R2의 관계를 도시한 것이다. 이 오프셋 좌표값(x_0 , y_0)은 도 5a에 나타내는 플로차트의 S200에 있어서 해석부(3)가 측정 영역 R2를 결정했을 때에 취득부(1)에 의해 산출될 수 있고, 이 오프셋 좌표값(x_0 , y_0)은 취득부(1)에 기억되어 있다.

[0061] 다음에, S502의 스텝에 있어서, 화상 합성부(6)는 상기 입력한 광역 단층 화상과 주목 단층 화상을 1개의 단층 화상에 합성한다. 또한, 이후의 설명에서는 이 합성한 단층 화상을 합성 단층 화상이라고 칭한다. 단층 화상의 합성은, 도 7c에 나타나 있는 바와 같이 광역 단층 화상에 있어서 오프셋 좌표값(x_0 , y_0)이 나타내는 위치의 화소를 주목 단층 화상의 화소로 치환함으로써 행해지고, 생성된 합성 단층 화상은 표시부(5)에 출력된다.

[0062] 다음에, S503의 스텝에 있어서, 다음과 같이 상기의 합성한 단층 화상을 표시한다. 표시부(5)는, 입력한 합성 단층 화상을 모니터 M에 표시한다. 도 7d는 이때의 표시 모드의 예이며, 합성 단층 화상 내의 1개의 스캔 B이 표시되어 있다. 도 7d에 있어서, T1'은 합성 단층 화상이며, 거기에 해당하는 영역이 파선으로 도시한 바와 같이 주목 단층 화상 T2의 테이터로 치환되어 있다.

[0063] 이와 같이, 처음에는 측정 빔을 수직배열로 고속으로 주사해서 취득한 단층 화상의 일부를, 측정 빔을 수평배열로 주사해서 생성한 단층 화상으로 치환함으로써, 넓은 측정 영역을 커버하는 한편, 필요한 부분에 있어서는 보다 고화질의 단층 화상을 표시하는 것이 가능해진다.

[0064] 또한, 전술한 표시 모드에서는 합성 단층 화상 T1'의 스캔 B 화상을 2차원의 화상으로서 표시하고 있지만, 본 발명은 이것에 한정되는 것이 아니고, 합성 단층 화상 T1'을 볼륨 렌더링(volume rendering)에 의해 3차원으로 표시해도 된다.

[0065] 한층 더, 도 7d에 나타내는 표시 모드에 있어서, 주목 단층 화상의 경계가 시인 가능하게 경계선을 단층 화상에 중첩시켜서 표시해도 된다. 예를 들면, 도 7d에 나타나 있는 바와 같이 경계부분을 파선으로 표시함으로써, 관찰자가 어느 부분이 주목 단층 화상에 의한 것인가를 용이하게 인식할 수 있다.

[0066] [제3의 실시예]

[0067] 상기의 실시예에 있어서는, 2개의 단층 화상을 취득할 때에 측정 빔을 수직배열로부터 수평배열로 그것의 주사 방향을 변경하도록 구성되어 있었지만, 본 발명은 이러한 구성에 한정되는 것은 아니다. 이하에는, 측정 빔의 배열을 수평배열로만 설정하고, 측정 빔 간의 거리를 실질적으로 변경하는 제3의 실시예에 관하여 설명한다.

[0068] 본 실시예에 있어서, 촬상장치의 구성 및 기본적인 동작의 플로우는 도 1a 및 도 5a와 동일하기 때문에, 중복하는 부분의 설명은 생략한다. 본 실시예의 특징적인 부분인 S300 및 S400의 스텝의 내용에 대해서, 이하에 상세하게 설명한다.

[0069] 우선, S300의 스텝에 있어서, 다음과 같이 측정 빔 간의 간격을 변경한다. 제1의 실시예와 마찬가지로, 제어부(2)는 해석부(3)로부터 측정 영역 R2의 위치 및 화소수의 입력을 받으면, 제어부(2)는 변경부(4)에 대하여 3개의 측정 빔 간의 간격을 변경하는 코멘드를 출력한다. 변경부(4)는, 이 코멘드에 응답해서 피검사물인 안저 망막 상에 있어서의 3개의 측정 빔 간의 간격이 S100의 스텝의 것과 비교해서 상대적으로 좁아지도록 배열을 변경한다. 구체적으로는, 변경부(4)는 망막 상에서 도 8a에 나타내는 측정 빔 간격 d의 길이가 상대적으로 작아지도록 배열을 변경한다. 이것은 기계적으로 3개의 광파이버 간의 거리를 변경해서 실현되어도 되지만, 본 실시예에서는 실제의 측정 빔 간의 간격을 물리적으로 변경하는 것이 아니고, 측정 빔의 주주사 속도를 제어하는 것으로 실현한다.

[0070] 다음에, S400의 스텝에 있어서, 아래와 같이 주목 단층 화상을 취득한다. 우선, 변경부(4)는, 상기한 주주사의 속도를 변경하는 신호를, 취득부(1)에 있어서의 스캐너 제어부(105)에 출력한다. 다음에, 주사부(7)는, 스캐너 제어부(105)에 의해 주주사의 속도를 변경하도록 제어된다. 그리고, 취득부(1)는, 고화질의 주목 단층 화상을 취득한다. 도 8b는 본 실시예에 있어서의 측정 빔의 주사시의 궤적을 나타낸 도면이다. 도 8b에 있어서, 파선은 S100의 스텝에서 광역 단층 화상을 취득할 때의 각 측정 빔의 궤적을 나타내고, 한편 실선은 S400의 스텝에서

취득한 주목 단층 화상의 궤적을 나타낸다. 도 8b에 나타나 있는 바와 같이, 광역 단층 화상을 취득할 때는, 1 샘플링 주기로 각 측정 빔이 $2\Delta x$ 만큼 이동하고, 한편, 주목 단층 화상을 취득할 때는 각 측정 빔이 Δx 만큼 이동한다. 결과적으로, 망막 상에서는 실질적으로 측정 빔 간의 간격이 2배가 되고, 광역 단층 화상의 X축 방향의 샘플 수는 1/2이 되지만, 반 정도의 시간에서 단층 화상의 취득이 가능해진다.

[0071] 또한, 본 실시예에서는 광역 단층 화상의 화소 수가 X축 방향에 관해서 1/2이 되기 때문에, 제2의 실시예에 나타나 있는 바와 같이, 단층 화상을 합성하기 전에 광역 단층 화상을 해당 X축 방향으로 업 샘플링(up-sampling)하고, 내삽보간(interpolation)을 행한다. 내삽보간에 관해서는 최근방(nearest neighbor) 보간 혹은 스플라인(spline) 보간 등의 공지 기술을 사용하면 된다.

[0072] 이상에서 설명한 바와 같이, 본 실시예에 의하면, 측정 빔의 배열을 기계적으로 변경하는 않고, 간이한 구성으로서 본 발명에 의한 촬상장치를 실현할 수 있다. 한층 더, 광역 단층 화상을 취득할 때에 있어서도 수평 배열을 사용하고 있기 때문에, 3개의 스캔 A를 평균화함으로써 촬상장치의 SN비 또는 분해능을 향상시킬 수 있다.

[0073] [제4의 실시예]

[0074] 각 실시예에 있어서, 해석부(3)는 광역 단층 화상을 해석함으로써 주목 단층 화상의 측정 영역을 결정하도록 구성되어 있었지만, 본 발명은 이러한 구성에 한정되는 것은 아니다. 이하에, 과거의 동일한 피검사물(피사체)에 관한 촬상 정보에 의거하여 주목 단층 화상의 측정 영역을 결정하는 방법에 관하여 설명한다.

[0075] 본 실시예에 의한 촬상장치의 구성은 도 1a의 것과 같지만, 해석부(3)가 동일한 피검사물(피사체)에 관한 과거의 촬상 정보를 입력하는 기능을 가지고 있다는 점이 다르다. 구체적으로는, 이 촬상 정보는 과거의 촬상에 있어서 주목해야 할 영역이라고 간주한 부분에 대응한다. 즉, 상기한 바와 같이, 촬상장치가 안과 촬상장치인 경우에는, 촬상 정보로서 동일한 환자의 과거의 진단 정보가 해석부(3)에 의해 판독된다. 여기에서, 이 진단 정보는 과거의 검사에서 진단된 병변 부위에 관한 정보다. 구체적으로는, 예를 들면, 도 6a 내지 6e에 있어서 취득한 주목 단층 화상의 측정 영역 R2은, 과거의 진단 정보로서 보존되어 있고, 해석부(3)는 도 1c에 있어서의 진단 정보 취득부(303)를 통해서 측정 영역 R2을 판독할 수 있다.

[0076] 도 9a는, 본 실시예에 있어서의 촬상장치의 동작을 나타내는 플로차트다. 도 9a에 있어서, 상기한 각 실시예의 플로차트와 처리가 동일한 부분에 관해서는 전술한 실시예의 것과 동일한 부호를 부착하고, 전술한 실시예의 것과 다른 부분은 S600 및 S700의 스텝이 추가되어 있다는 점이다. 따라서, 동일한 부분에 관해서는 설명은 생략하고, 이하에서는 추가된 부분을 중심으로 설명한다.

[0077] S600의 스텝에 있어서는, 다음과 같이 과거의 진단 정보가 존재하는지 아닌지를 확인한다. 그때, S100의 스텝에 있어서 광역 단층 화상의 취득의 종료 후, 해석부(3)는 동일한 피검사물(피사체)에 관한 진단 정보가 존재하는지 아닌지를 확인한다. 이것은 피검사물(피사체)인 환자마다 고유 ID 번호를 사용하여, 동일한 ID번호를 가지는 단층 화상이 존재하는지 아닌지를 검색하면 된다. 이 진단 정보는, 도 1a에 나타내는 촬상장치의 도면에 나타내지 않은 기억장치에 보존되어 있고, 한층 더 촬상에 앞서 현재의 측정 대상이 되는 환자의 ID 번호는, 도면에 나타내지 않은 유저 인터페이스에 의해 해석부(3)에 판독되어 있는 것으로 한다. 여기에서 과거의 진단 정보가 존재하는 경우에는, 처리가 S700의 스텝으로 이동한다. 과거의 진단 정보가 존재하지 않는 경우에는, 처리가 S200의 스텝으로 이동한다.

[0078] 또한, 상기 S700의 스텝에 있어서는, 다음과 같이 과거의 진단 정보로부터 측정 영역을 결정한다. 해석부(3)는, 전술한 바와 같이 과거의 진단 정보로서 기억된 측정 영역 R2을 새로운 측정의 영역으로서 결정한다. 또한, 이상의 설명에 있어서는 과거의 진단 정보로서 주목 단층 화상의 측정 영역 R2이 보존되어 있다고 했지만, 이 과거의 진단 정보는 이것에 한정되는 것이 아니고, 과거의 진단 정보는 과거의 진단에서 병변 영역으로서 보존된 영역이라고 해도 된다.

[0079] 이와 같이 촬상장치를 구성함으로써, 특히 진단상 주목해야 할 영역에 있어서 측정 빔의 배열을 변경하여, 보다 고화질의 단층 화상을 취득할 수 있다.

[0080] [제5의 실시예]

[0081] 전술의 각 실시예의 촬상장치는, 광역 단층 화상 혹은 과거의 진단 정보로부터 주목 단층 화상의 측정 영역을 결정하여, 측정 빔의 배열을 변경하고, 주목 단층 화상을 취득하도록 구성되어 있었지만, 본 발명은 이러한 구성에 한정되는 것은 아니다. 이하에서는, 본 실시예의 해석부는, 단층 화상 내에 피사체의 비정상 구조가 포함되어 있는지 아닌지를 해석한다. 또한, 본 실시예에 따른 제어부는, 상기 비정상 구조의 유무에 따라 단층 화상

을 다시 취득할 것인지 아닌지를 결정 가능하게 구성되어 있다.

[0082] 도 9b는, 본 실시예에 있어서의 촬상장치의 동작을 나타내는 플로차트이다. 도 9b에 있어서, 지금까지 동일한 동작을 행하는 부분에 관해서는 설명을 생략하고, 이하에 본 실시예에 특유한 부분에 관해서 설명을 한다.

[0083] S800의 스텝에 있어서는, 다음과 같이 광역 단층 화상을 해석한다. 그때, 해석부(3)는 광역 단층 화상을 해석하여 정상인 것과는 다른 구조물이 포함되어 있는지는 아닌지를 검출한다. 예를 들면, 도 8c에 나타나 있는 바와 같이 안저에 백반 L이 존재할 경우, 다른 영역의 것보다도 백반 L의 영역에 있어서의 화소값이 커진다. 이것은, 백반 L에 있어서의 반사율이, 안저에 있어서의 다른 영역보다도 크기 때문이다. 이에 따라, 해석부(3)는, 스캔 B를 구성하는 각 스캔 A을 해석해서 화소값이 정상인 구조의 영역의 화소값을 크게 초과하는 부분의 유무를 조사함으로써, 백반 L의 유무를 판정할 수 있다. 또한, 백반은, 망막에 있어서의 신경섬유의 일부의 부풀어오름(연성 백반), 혹은 망막에 있어서의 혈관의 혈액 성분의 덩어리(경성 백반)이다.

[0084] 구체적으로는, 우선, 소정의 스레숄드 TL을 초과하고 있는 화소의 유무를 조사한다. 다음에, 소정의 스레숄드 TL을 초과하는 화소가, 연속하고 있는지 아닌지를 조사한다. 그리고, 연속하고 있는 화소의 수를 카운트한다. 한층 더, 상기 카운트된 화소의 수가, 소정의 수 이상인 경우, 백반 L 등의 비정상 구조가 존재한다고 판정한다. 이 S900의 스텝에서 비정상 구조가 존재한다고 판정되었을 경우, 처리는 S300의 스텝으로 진행된다. 비정상 구조가 존재하지 않는 경우에는, 처리가 S1000의 스텝으로 진행된다.

[0085] S1000의 스텝에 있어서는, 다음과 같이 단층 화상을 표시 및 보존한다. 이 S1000의 스텝은, 기본적으로는 S500의 스텝과 같지만, S900의 스텝은, S900의 스텝에서 비정상 구조가 없다고 판정되었을 경우에, 광역 단층 화상만이 표시되는 점이 S500의 스텝과 다르다. 한층 더, 표시된 단층 화상은 도면에 나타내지 않은 기억장치, 예를 들면 하드 디스크, MO 등의 기억매체에 파일로서 보존된다. 도 8d는 보존된 파일의 포맷을 나타낸 것이다. 이 파일은 환자를 특정가능한 ID 번호와, 촬상 일시 등의 정보와, S800의 스텝에서의 해석 결과와, 단층 화상 데이터로 구성된다. 여기에서, 해석의 결과 비정상 구조가 없다고 판단되었을 경우, 단층 화상 데이터의 부분에는 광역 단층 화상만이 포함된다. 1개 이상의 비정상 구조가 있다고 판단된 경우에는, 광역 단층 화상 및 주목 단층 화상의 데이터가 포함된다.

[0086] 이상에서 설명한 바와 같이, 본 실시예에 의하면, 광역 단층 화상을 해석해 1개 이상의 비정상 구조가 존재할 경우에만, 측정 빔의 배열을 변경하여, 주목 단층 화상을 취득할 수 있다. 결과적으로, 건강 진단과 같이 촬상 대상이 거의 모두 정상이고 모든 경우에 주목 단층 화상을 취득할 필요가 없는 경우에도, 효율적인 촬상을 행하는 것이 가능해진다.

[0087] [제6의 실시예]

[0088] 전술한 제1의 실시예에 있어서, 변경부(4)는, 광파이버의 회전에 의해 측정 빔의 배열을 수직배열로부터 수평배열로 변경했지만, 본 발명은 이러한 구성에 한정되는 것은 아니다. 이하에, 기계적인 광파이버의 회전을 행하지 않고 광역 단층 화상과 주목 단층 화상을 취득하는 모드에 관하여 설명한다. 또한, 본 실시예는 도 5a의 실시예와는 S300의 스텝에 있어서 측정 빔의 배열을 변경하는 방법이 다르기 때문에, 이 부분을 중심으로 설명하고, 다른 부분의 상세한 설명은 생략한다.

[0089] 도 10a 내지 10f는 본 실시예에 있어서의 주사 광학계(104)의 측정 빔의 배열을 나타낸 것이며, 총 5개의 광파이버가 설치된다. 5개의 광파이버 중의 3개의 광파이버를 선택해서 측정 빔을 조사하는 것이 가능하다. 이 때문에, 본 실시예에 있어서는 도 1b에 나타내는 빔 스플리터(102)가 SLD(101)의 출력을 5개로 분할하는 것으로 한다. 한층 더, 빔 스플리터(102)와 파이버 커플러(103)와의 사이에 도면에 나타내지 않은 셔터 기구가 설치되어 있어, 피검안에 입사하는 측정 빔의 배열을 변경할 수 있게 되어 있다.

[0090] 이러한 구성에 근거하여, 본 발명에 의한 촬상 장치는, 광역 단층 화상을 취득하는 S100의 스텝에 있어서, 도 10a에 나타나 있는 바와 같이 p4 및 p5을 셔터로 차단해서 수직배열의 측정 광속을 형성한다. S200의 스텝에 있어서, 광역 단층 화상을 해석해서 주목 단층 화상의 측정 영역을 결정한다. 그 후, S300의 스텝에서 측정 빔의 배열을 변경할 때는 도 10d에 나타나 있는 바와 같이 p1 및 p3을 차단하고, p4 및 p5을 개방함으로써, 도 10c에 나타나 있는 바와 같이 수평 배열의 측정 광속을 형성할 수 있다. 이후의 처리에 관해서는 제1 실시예와 같으므로, 그 설명은 생략한다.

[0091] 또한, 제3의 실시예에서 설명한 바와 같이, 수평방향으로 배열한 측정 빔의 간격을 변경할 때는, 예를 들면, 도 10e 또는 10f와 같이 수평방향으로 배열한 측정 빔의 간격이 변하도록 셔터를 제어하면 된다. 즉, 광역 단층 화상을 취득할 때는 도 10e에 나타낸 바와 같이, 주목 단층 화상을 취득할 때는 도 10f에 나타낸 바와 같이 측정

범을 선택함으로써 측정 광속을 형성할 수 있다.

[0092] 이상에서 설명한 바와 같이, 본 발명에 있어서는 광파이버를 회전시키지 않고 복수의 측정 범의 조사 패턴을 변경함으로써, 동일한 효과를 얻을 수 있다. 또한, 본 발명에 있어서, 조사하는 측정 범의 수는 도 10a 및 10f에 나타난 것에 한정되지 않는 것은 말할 필요도 없다.

[0093] [기타의 실시예]

[0094] 본 발명은 전술한 모드에 한정되는 않고 다양한 모드에서 실현 가능하다.

[0095] 즉, 도 1a에 나타내는 촬상장치는 하드웨어 혹은 하드웨어와 소프트웨어의 조합에 의해 실현 가능하다. 그 경우, 도 1a에 있어서 취득부(1) 이외의 각부는 하드웨어의 경우에는 특정한 기능을 실현하는 회로나 ASIC에 대응하고, 혹은 소프트웨어의 경우에는 모듈에 대응한다. 또한, 모든 구성소자를 소프트웨어로 실현하는 경우에는, 소프트웨어를 범용의 PC 상에서 동작하는 모듈로 하는 것이 가능하다.

[0096] 또한, 제5의 실시예에 있어서는 단층 화상의 기억장치를 촬상장치 내에 있도록 설명했지만, 해당 기억장치를 네트워크를 통해서 촬상장치에 접속된 화상 서버로서 구성하는 것도 가능하다.

[0097] 한층 더, 취득부(1)가 다른 부분에 네트워크를 통해서 접속되고, 다른 부분은 범용 PC 상에서 동작하는 소프트웨어로서 실현되도록 촬상장치를 구성하는 것도 가능하다.

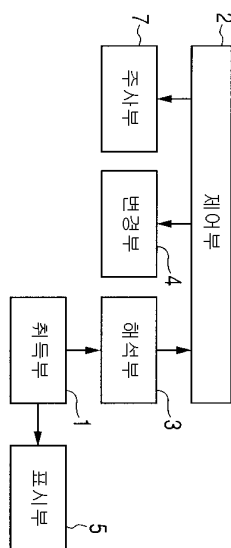
[0098] 본 발명의 국면들은, 상술한 실시예(들)의 기능들을 행하도록 메모리 디바이스 상에 기록된 프로그램을 판독 및 실행하는 시스템 또는 장치의 컴퓨터(또는 CPU 혹은 MPU와 같은 디바이스)에 의해서도 실현될 수 있고, 또 예를 들면 상술한 실시예의 기능을 행하도록 메모리 디바이스 상에 기록된 프로그램을 판독 및 실행함으로써 시스템 또는 장치의 컴퓨터에 의해 행해지는 방법의 스텝들에 의해 실현될 수 있다. 이 목적을 위해서, 이 프로그램을, 예를 들면 메모리 디바이스(예를 들면, 컴퓨터 판독가능한 매체)로서 기능을 하는 다양한 형태의 기록매체로부터 또는 네트워크를 통해서 컴퓨터에 제공한다.

[0099] 본 발명은 예시적인 실시 예를 참조하면서 설명되었지만, 본 발명은 이 개시된 예시적인 실시 예에 한정되는 것이 아니라는 것이 이해될 것이다. 이하의 특허청구범위의 범주는 모든 변형 및 균등구조 및 기능을 포함하도록 가장 넓게 해석되어야 할 것이다.

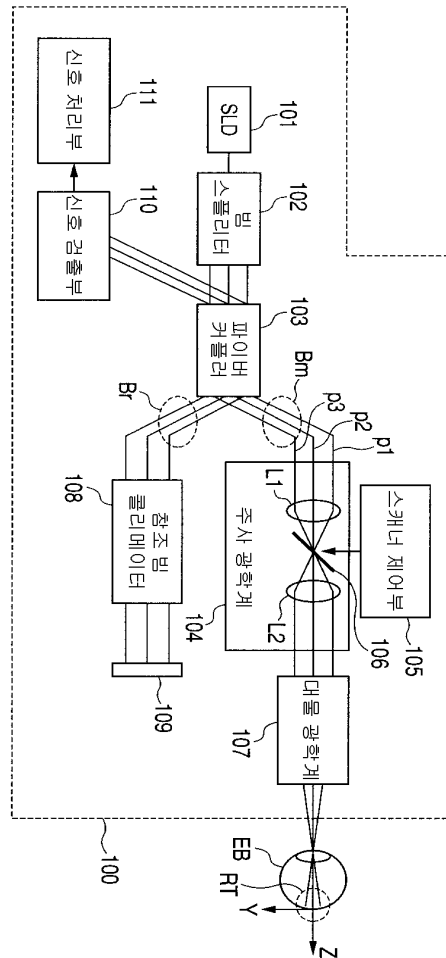
[0100] 본 출원은 전체 내용이 본 명세서에 참고로 포함되어 있는 2009년 5월 22일에 제출된 일본국 공개특허공보 2009-123908호 및 2010년 3월 24일에 제출된 일본국 공개특허공보 2010-068281호로부터 우선권을 주장한다.

도면

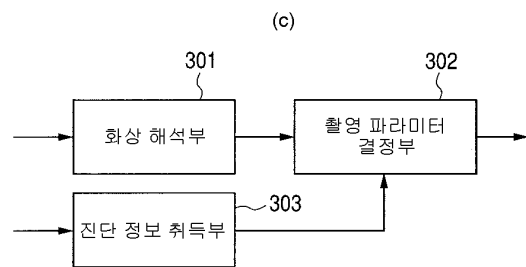
도면1a



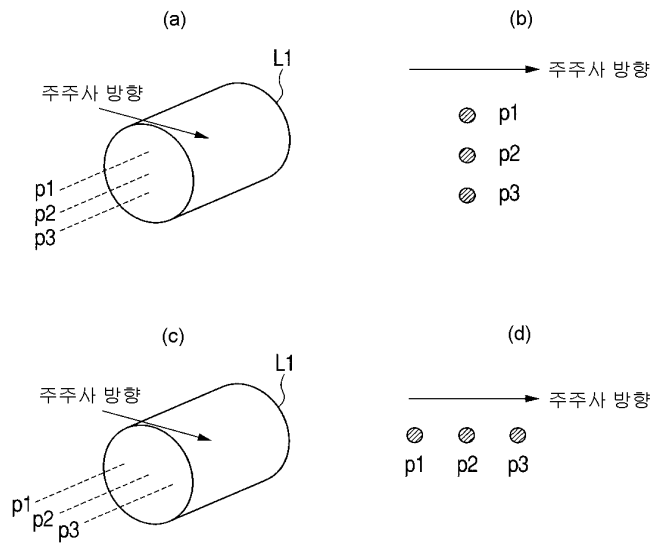
도면1b



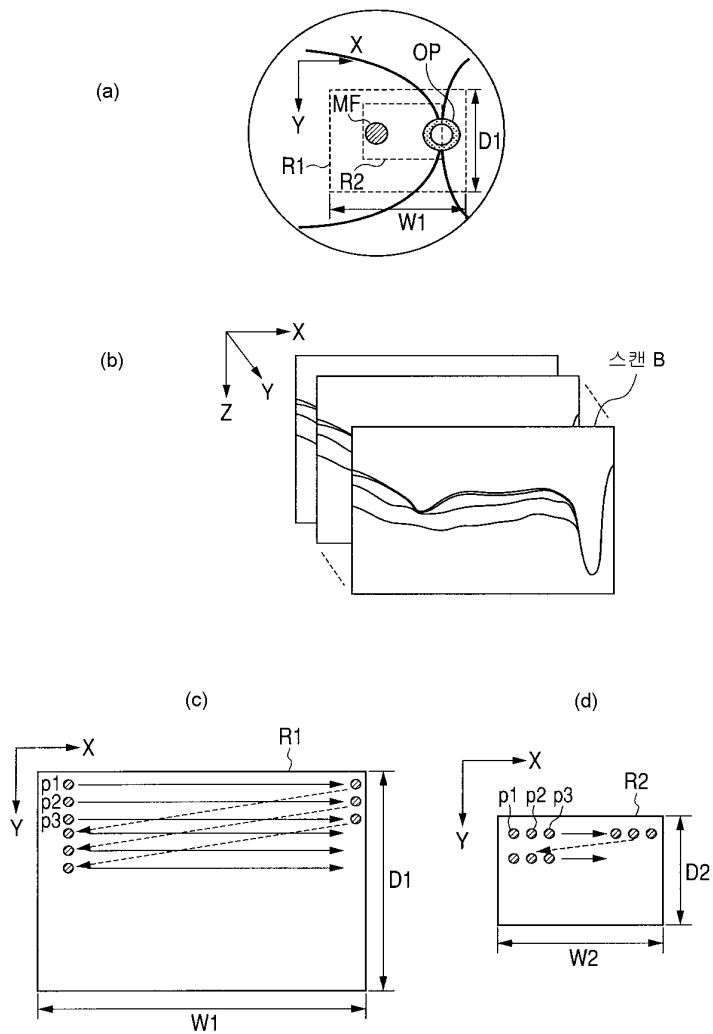
도면1c



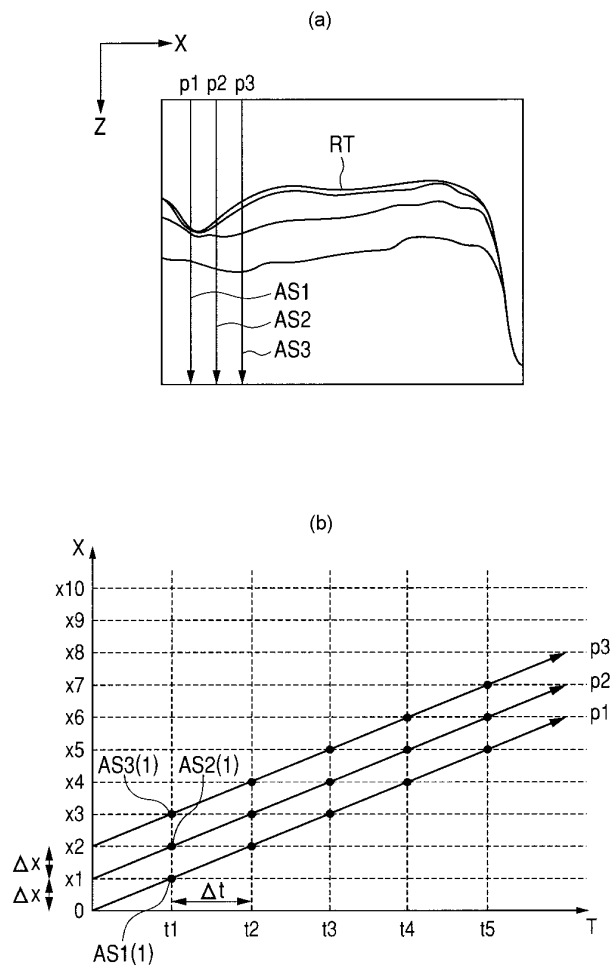
도면2



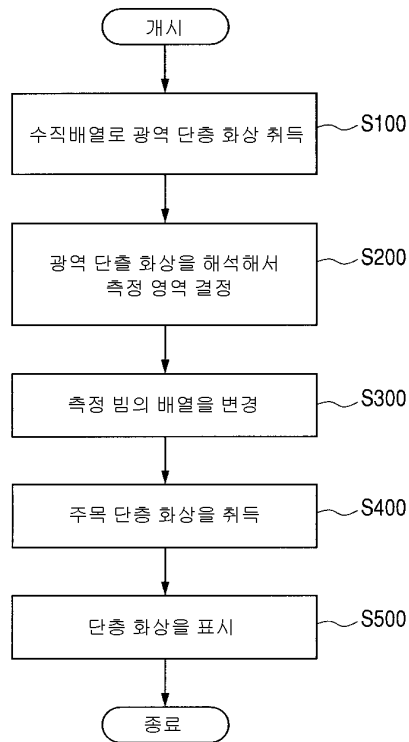
도면3



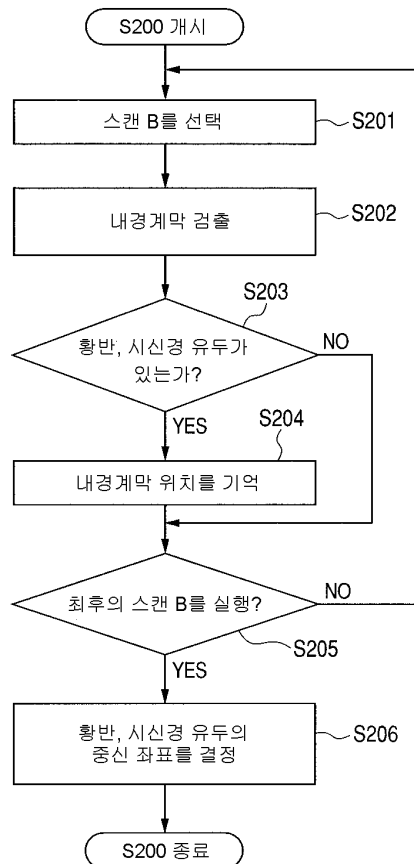
도면4



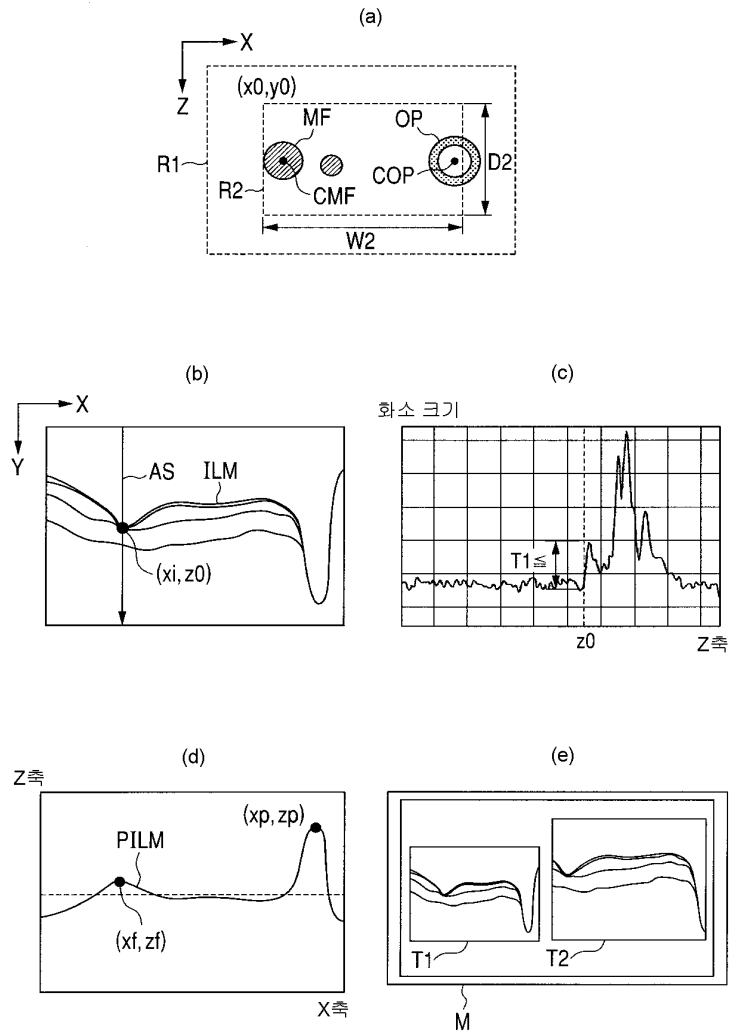
도면5a



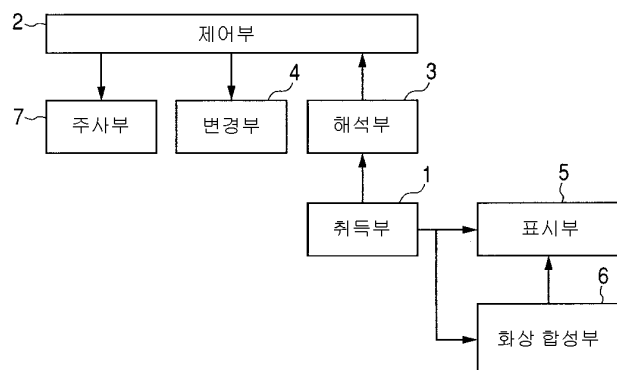
도면5b



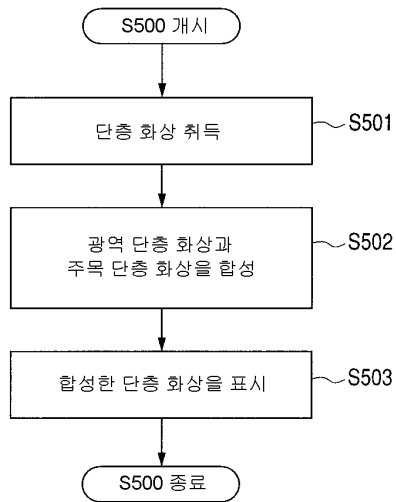
도면6



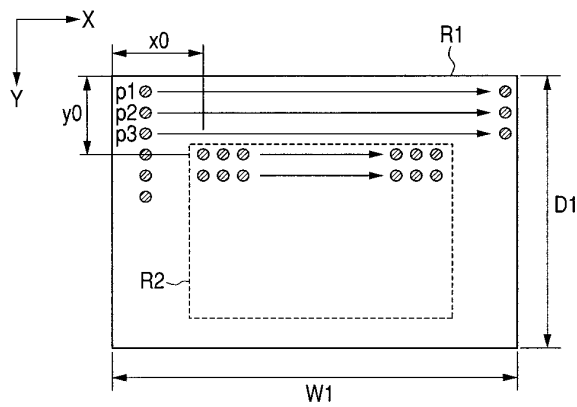
도면7a



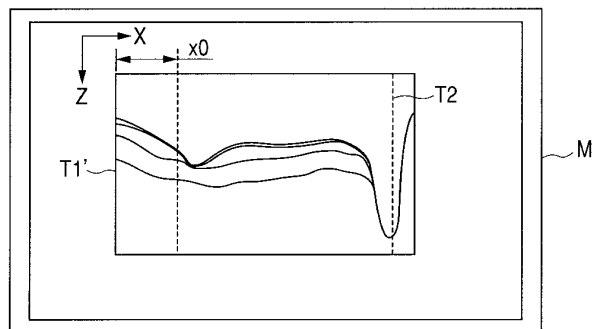
도면7b



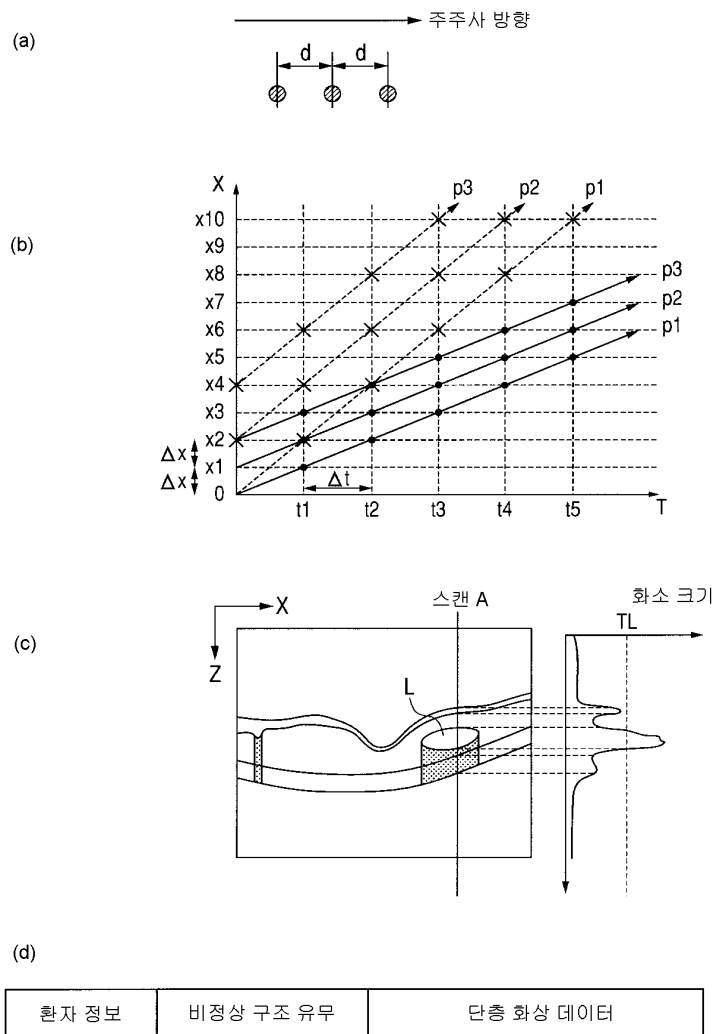
도면7c



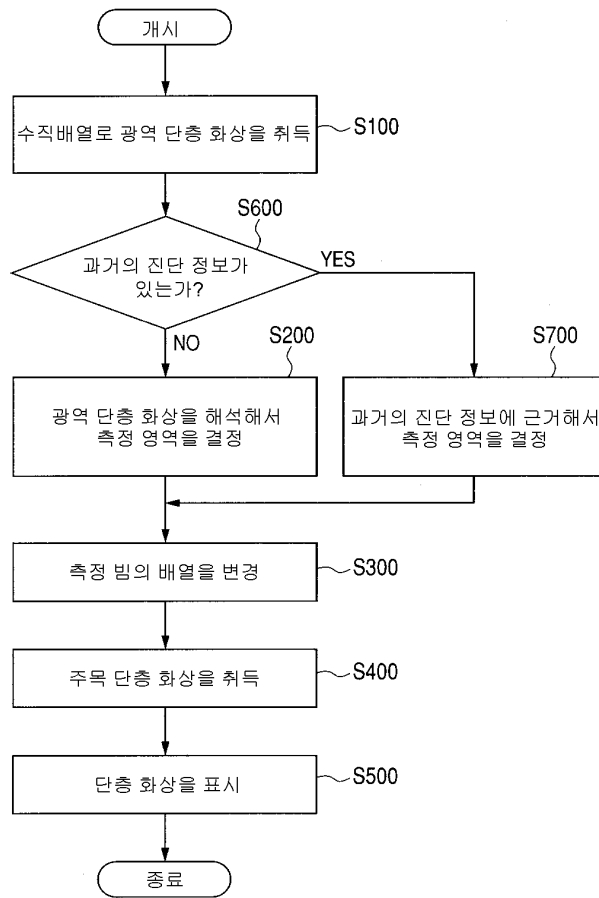
도면7d



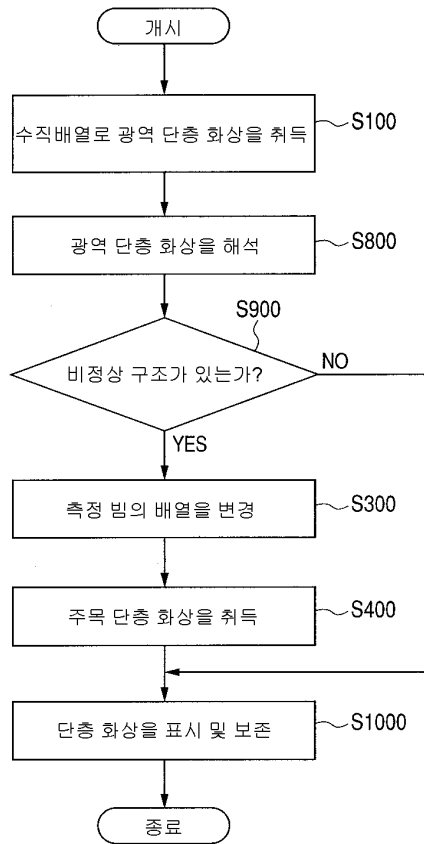
도면8



도면9a



도면9b



도면10

