



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2019년08월23일

(11) 등록번호 10-1972441

(24) 등록일자 2019년04월19일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61F 9/008 (2006.01) A61B 3/10 (2006.01)

A61B 90/00 (2016.01) A61F 9/009 (2006.01)

(52) CPC특허분류

A61F 9/00825 (2013.01)

A61B 3/102 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2019-7000880(분할)

(22) 출원일자(국제) 2012년12월19일

심사청구일자 2019년01월10일

(85) 번역문제출일자 2019년01월10일

(65) 공개번호 10-2019-0009413

(43) 공개일자 2019년01월28일

(62) 원출원 특허 10-2014-7016882

원출원일자(국제) 2012년12월19일

심사청구일자 2017년12월15일

(86) 국제출원번호 PCT/US2012/070435

(87) 국제공개번호 WO 2013/096348

국제공개일자 2013년06월27일

(30) 우선권주장

13/329,813 2011년12월19일 미국(US)

(56) 선행기술조사문헌

US20110202044 A1

US20110196350 A1

WO2010075571 A2

US20090177189 A1

(73) 특허권자

알콘 렌즈엑스 인코포레이티드

미국 캘리포니아주 92656 알리소 비에조 스위트
175 저니 33

(72) 발명자

골드웰거, 일야

미국 92612 캘리포니아 어바인 #20디 파크뷰 레인
3700

홀란드, 가이

미국 92672 캘리포니아 샌 클레멘테 칼레 키에투
3103

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

특허법인 남엔남

전체 청구항 수 : 총 23 항

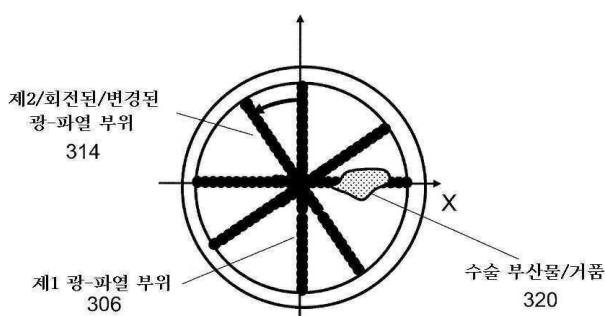
심사관 : 유창용

(54) 발명의 명칭 레이저 백내장 시술의 수술 내부 광 간섭 단층 촬영 결상을 위한 화상 프로세서

(57) 요약

백내장 수술 시스템은 제1 세트의 레이저 펄스를 생성하는 레이저 소스; 상기 제1 세트의 레이저 펄스를 눈의 백내장 타겟 부위에 안내하는 안내 광학장치; 타겟 스캔 패턴의 전자 표식을 생성하며, 안내 광학장치를 제어하여 타겟 스캔 패턴의 일부분에 따라 제1 세트의 레이저 펄스를 스캐닝하여 백내장 타겟 부위에 제1 광-파열 부위를

(뒷면에 계속)

대 표 도 - 도3e

만드는 레이저 제어기; 및 제1 광-파열 부위의 일부분의 화상을 생성하는 스펙트럼 영역 광 간섭 단층 촬영(SD-OCT) 결상 시스템을 포함한다. 레이저 제어기는 SD-OCT 결상 시스템에 의해 생성된 화상에 대해 변경된 스캔 패턴의 전자 표식을 생성할 수 있고 안내 광학장치를 제어하여 변경된 스캔 패턴에 따라 제2 세트의 레이저 펄스를 스캐닝 할 수 있다.

(52) CPC특허분류

A61B 90/361 (2016.02)

A61F 9/009 (2013.01)

A61B 2090/3735 (2016.02)

A61F 2009/00851 (2013.01)

A61F 2009/00887 (2013.01)

(72) 발명자

주하츠, 아담

미국 92627 캘리포니아 코스타 메사 칼라브리아 코트 212

쿠르츠, 로널드 엠.

미국 92603 캘리포니아 어바인 에코 글렌 52

바르딘, 코스타딘

미국 92656 캘리포니아 아리조 비에요 카페 빅토리아 113

명세서

청구범위

청구항 1

백내장 수술 시스템으로서,

제1 세트의 레이저 펄스를 생성하도록 구성된 레이저 소스;

상기 레이저 소스에 결합되어, 상기 제1 세트의 레이저 펄스를 눈의 백내장 타겟 부위에 안내하도록 구성된 안내 광학장치;

레이저 제어기로서,

타겟 스캔 패턴의 전자 표식을 생성하고, 그리고

상기 안내 광학장치를 제어하여 상기 타겟 스캔 패턴의 일부분에 따라 상기 제1 세트의 레이저 펄스를 스캐닝하여 상기 백내장 타겟 부위에 제1 광-파열 부위를 만들도록 구성된 것인, 상기 레이저 제어기;

0.5 백만 내지 10 백만 화상점/화상의 범위의 화상 해상도 및 20-500프레임/초의 범위의 프레임 속도로 상기 제1 광-파열 부위의 일부분을 포함하는 화상을 생성하도록 구성된 스웨프트-소스 광 간섭 단층 촬영(Swept-Source Optical Coherence Tomographic: SS-OCT) 결상 시스템; 및

상기 화상의 화상 분석을 수행하도록 구성된 OCT 화상 프로세서;를 포함하고,

상기 레이저 제어기는,

상기 SS-OCT 결상 시스템에 의해 생성된 화상에 대해 변경된 스캔 패턴의 전자 표식을 생성하고, 그리고

상기 안내 광학장치를 제어하여 상기 변경된 스캔 패턴에 따라 제2 세트의 레이저 펄스를 스캐닝하여 제2 광-파열 부위를 만들도록 구성된,

백내장 수술 시스템.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 SS-OCT 결상 시스템은, 0.5 백만 내지 2 백만 화상점/화상의 범위의 화상 해상도 및 20-200 프레임/초의 범위의 프레임 속도로 상기 제1 광-파열 부위의 일부분을 포함하는 화상을 생성하도록 구성된,

백내장 수술 시스템.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 SS-OCT 결상 시스템은, 2 백만 내지 10 백만 화상점/화상의 범위의 화상 해상도 및 25-500 프레임/초의 범위의 프레임 속도로 상기 제1 광-파열 부위의 일부분을 포함하는 화상을 생성하도록 구성된,

백내장 수술 시스템.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 SS-OCT 결상 시스템은, 2,000 내지 5,000 A-스캔/B-스캔의 범위의 해상도로 상기 제1 광-파열 부위의 일부분을 포함하는 화상을 생성하도록 구성된,
백내장 수술 시스템.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 SS-OCT 결상 시스템은, 30-300 kHz A-스캔 달성 속도로 상기 제1 광-파열 부위의 일부분을 포함하는 화상을 생성하도록 구성된,

백내장 수술 시스템.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 SS-OCT 결상 시스템은, 100 내지 1,000 kHz A-스캔 달성 속도로 상기 제1 광-파열 부위의 일부분을 포함하는 화상을 생성하도록 구성된,

백내장 수술 시스템.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 백내장 타겟 부위는 전방 캡슐 층을 포함하며;

상기 타겟 스캔 패턴은 원통 상에 타겟 지점 세트를 포함하여 원형 낭 절개(circular capsulotomy), 전방 낭 절개, 및 곡선 낭 절개 중 적어도 하나를 형성하는,

백내장 수술 시스템.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 백내장 타겟 부위는 수정체의 일부분을 포함하며;

상기 타겟 스캔 패턴은 방사상 칡 평면(radial chop planes), 원통, 나선형 패턴 및 메시 패턴 중 적어도 하나 상에 타겟 지점 세트를 포함하여 수정체의 칡(chop), 광-파열 및 용해(lysis) 중 적어도 하나를 유도하는,

백내장 수술 시스템.

청구항 9

제1항에 있어서,

상기 SS-OCT 결상 시스템은 4mm를 초과하는 z-결상 범위를 갖도록 구성된,

백내장 수술 시스템.

청구항 10

제1항에 있어서,

상기 SS-OCT 결상 시스템은 6mm를 초과하는 z-결상 범위를 갖도록 구성된,
백내장 수술 시스템.

청구항 11

제1항에 있어서,

상기 SS-OCT 결상 시스템은, 0.1초 미만의 결상 시간에 화상을 생성하도록 구성된,
백내장 수술 시스템.

청구항 12

제1항에 있어서,

상기 OCT 화상 프로세서는 수행된 화상 분석에 기초하여 시스템 운영자에 피드백을 디스플레이하도록 구성된,
백내장 수술 시스템.

청구항 13

제12항에 있어서,

상기 OCT 화상 프로세서는,
수행된 화상 분석에 기초하여 추천된 변경 입력을 결정하고, 그리고
상기 추천된 변경 입력을 시스템 운영자에 디스플레이하도록 구성된,
백내장 수술 시스템.

청구항 14

제12항에 있어서,

상기 OCT 화상 프로세서는,

상기 제1 세트의 레이저 펄스가 생성되기 전에 활상된 기준 화상과 상기 제1 세트의 레이저 펄스가 상
기 제1 광-파열 부위에서 생성된 후에 찍힌 화상 사이의 차이를 결정하고; 그리고
상기 결정된 차이점의 표시를 디스플레이하도록 구성된,
백내장 수술 시스템.

청구항 15

제1항에 있어서,

상기 OCT 화상 프로세서는 수행된 화상 분석에 기초하여 제어 신호를 생성하여 상기 레이저 제어기가 상기 변경
된 스캔 패턴의 전자 표식을 생성하게 하도록 구성된,
백내장 수술 시스템.

청구항 16

제15항에 있어서,

상기 OCT 화상 프로세서는 상기 타겟 스캔 패턴에 대해 상기 제1 광-파열 부위의 위치, 배향 및 형상 중 적어도 하나에 있어서의 편차를 결정하도록 구성되고;

상기 레이저 제어기는 상기 변경된 스캔 패턴의 전자 표식을 생성하여 결정된 편차를 감소시키도록 구성된, 백내장 수술 시스템.

청구항 17

제15항에 있어서,

상기 OCT 화상 프로세서는 상기 제1 광-파열 부위가 위험 부위로 확장되는지 여부를 결정하도록 구성되고;

상기 레이저 제어기는 상기 변경된 스캔 패턴의 전자 표식을 생성하여 상기 위험 부위 외측에서 제2 세트의 레이저 펄스를 스캐닝하도록 구성된,

백내장 수술 시스템.

청구항 18

제15항에 있어서,

상기 OCT 화상 프로세서와 상기 레이저 제어기는 통합되는,

백내장 수술 시스템.

청구항 19

제15항에 있어서,

상기 OCT 화상 프로세서는 수술 부산물을 인식하도록 구성되고;

상기 레이저 제어기는 변경된 스캔 패턴이 수술 부산물과 중첩되지 않도록 상기 변경된 스캔 패턴의 전자 표식을 생성하도록 구성된,

백내장 수술 시스템.

청구항 20

제19항에 있어서,

상기 타겟 스캔 패턴은 칡 패턴이고;

상기 OCT 화상 프로세서는 가스 거품을 상기 수술 부산물로 인식하도록 구성되며;

상기 레이저 제어기는 회전된 칡 패턴이 상기 가스 거품과 중첩되지 않도록 회전된 칡 패턴의 전자 표식을 상기 변경된 스캔 패턴으로 생성하도록 구성된,

백내장 수술 시스템.

청구항 21

제15항에 있어서,

상기 OCT 화상 프로세서는 광-파열 효율이 제한된 상기 제1 광-파열 부위의 일부를 식별하도록 구성되고;
상기 레이저 제어기는 변경된 스캔 패턴의 전자 표식을 생성하여 식별된 부분의 일부를 재스캐닝하도록 구성된,
백내장 수술 시스템.

청구항 22

제1항에 있어서,
상기 OCT 화상 프로세서는,
상기 제1 광-파열 부위와 차별화되는 화상의 일부를 분석하고, 그리고
상기 분석에 기초하여 피드백을 생성하도록 구성된,
백내장 수술 시스템.

청구항 23

제1항에 있어서,
상기 SS-OCT 결상 시스템은
스웨프트 파장 빔을 생성하는 스웨프트 파장 광원;
빔 안내 시스템으로서,
상기 스웨프트 파장 빔을 화상 빔과 기준 빔으로 분할하고,
상기 화상 빔을 눈에 안내하고 눈으로부터 반환된 화상 빔을 안내하며,
상기 기준 빔을 기준 미러에 안내하고 상기 기준 미러로부터 반환된 기준 빔을 안내하고, 그리고
상기 반환된 화상 빔과 상기 반환된 기준 빔을 결합된 빔으로 결합하는 것인, 상기 빔 안내 시스템; 및
상기 결합된 빔을 수신하도록 구성된 OCT 카메라;를 포함하고,
상기 OCT 카메라는,
상기 결합된 빔을 검출하는 검출기;
상기 결합된 빔을 시간 시퀀스의 데이터로 검출하는 데이터 비너;
검출된 상기 시간 시퀀스의 데이터를 푸리에 변환시키는 고속 푸리에 변환 시스템; 및
상기 푸리에 변환으로부터 화상을 생성하는 화상 생성기를 포함하는,
백내장 수술 시스템.

청구항 24

삭제

청구항 25

삭제

청구항 26

삭제

발명의 설명

기술 분야

[0001] 관련 출원에 관한 교차 참조

본 출원은 2011년 12월 19일에 출원된 공동 계류 중인 출원(발명의 명칭: "Intra-surgical Optical Coherence Tomographic Imaging of Cataract Procedures", 출원 번호: 제 13/329,813호)의 부분 계속 출원이며, 이 출원의 전체 내용은 참조로서 본 명세서에서 인용된다.

[0003] 기술분야

본 특허 문현은 백내장 시술 중 광 간섭 단층 촬영 결상 시스템을 적용하는 분야에 관한 것이다. 더 상세하게, 본 특허 문현은 백내장 시술의 수술 내부 스펙트럼 영역 광 간섭 단층 촬영 결상에 관한 것이다.

배경 기술

[0005] 백내장 수술은 혁명을 경험하고 있다. 백내장 시술의 많은 양상의 정밀도와 속도는 지난 수년 동안 극적으로 개선되었다. 렌토초 레이저 펄스의 펄스화된 수술용 레이저 시스템은 매우 정밀하게 제어된 절개 기능을 제공한다. 개선된 광학 시스템은 레이저 펄스의 배치와 타겟팅에 대해 전례 없는 제어를 제공한다. 게다가, 결상 시스템은 고품질 화상을 제공하여 외과의사들이 백내장 수술 시술을 계획하고 수행하는 것을 보조한다. 그러나 특히 결상 분야에서 백내장 수술용 시스템의 개선에 대한 많은 여지가 여전히 있다.

[0006] 상당한 개선이 가능하며 요구되는 한 분야는 백내장 외과의사에게 더 광범위하고 동작 가능한 결상 정보를 제공하고 있다. 오늘날의 시스템의 가장 개선된 것은 광 간섭 단층 촬영(OCT: Optical Coherence Tomographic) 결상 시스템을 포함한다. 백내장 수술 전에, 이들 시스템은, 각막, 전안방(anterior chamber) 및 수정체를 포함하는 눈의 전방 세그먼트의 심층 곡선(in-depth curvilinear) 또는 횡단면 기준 화상을 생성할 수 있고 디스플레이할 수 있다. 외과의사는, 디스플레이된 기준 화상 상에 표시하여 광-파열 또는 광-치료되는 여러 절개 및 부위의 특징점 또는 종점을 입력함으로써 수술 시술을 계획할 수 있다. 레이저 제어기의 상호 작용 인터페이스는 이들 표시를 감지하여 이를 전자 제어 신호로 변환할 수 있어서 수술용 레이저 빔을 안내하여 대응하는 절개를 형성할 수 있다.

[0007] 관련하여 본 발명을 기재하기 위해, 수술용 레이저 시스템을 통한 백내장 시술은 다음의 단계를 포함할 수 있음을 상기해야 한다. (1) 첫 째, 수정체는, 광-파열 패턴에 따라 수술용 레이저 빔을 스캐닝함으로써 캡슐 백 내부에서 광-파열될 수 있다. 백내장의 경도, 파열 패턴, 파열의 정도 및 원하는 수술 결과에 따라, 본 절차는 찹(chop), 파쇄(fragmentation) 또는 용해(lysis)라고 칭할 수 있다. (2) 둘째, 캡슐 리드이나 캡이 원형 낭 절개(circular capsulotomy), 전방 낭 절개 또는 연속 곡선 낭 절개에 의해 캡슐 백이나 전방 캡슐 층에서 절개될 수 있다. 캡슐 리드이나 캡은, 제거될 때 구멍이 캡슐 백에서 완전히 개방되며, 이 구멍을 통해, 외과의사는 캡슐 백으로부터 광-파열 수정체를 추출할 수 있거나 흡입할 수 있도록 형성된다. (3) 접근 절개가 눈의 공막, 가장자리, 또는 둘레 각막 부위에서 바로 옆에 형성될 수 있다. 이러한 접근 절개를 통해, 겸자(forceps)나 파코-팁(phaco-tip)과 같은 수술 장치를 눈 내로 삽입할 수 있다. (4) 다음으로, 캡슐 리드이나 캡은 삽입한 수술 장치 중 하나에 의해 제거될 수 있어서, 앞서 언급한 캐슬 개구를 형성할 수 있다. (5) 종종, 수술용 레이저는 수정체를 완전히 파열시키지 않는다. 그러한 경우에, 파코-팁을 캡슐 백 내에 삽입할 수 있어서, 초음파와 차핑을 적용하여 수정체의 파열을 완료할 수 있다. (6) 후속하여, 수정체의 파편을 캡슐 개구를 통해 제거 또는 흡입할 수 있다. (7) 끝으로, 안구 내부 수정체(Intra Ocular Lens: IOL)를 삽입할 수 있어서 눈에서 시력을 회복할 수 있다. 단계(1) 및 단계(2)의 순서는 일부 시술에서 바꿀 수 있다.

[0008] 백내장 시술은 각막의 윤부(limbal) 이완 절제나 아치형 절제 및 여러 추가 접근 절개와 같은 추가 절개를 형성하여 보완할 수 있다.

[0009] 그러나, 수술용 레이저 빔에 의한 광-파열은 계획한 절개를 형성하기 시작하였으므로, 오늘날의 결상 시스템은 백내장 외과의사에게 작용 가능한 정보나 피드백을 제공할 수 있었던 추가 화상을 생성하지 않는다. 이점은 주로, 현대의 수술용 시스템을 통해, 백내장 수술 시술은 낭 절개의 경우 10 내지 20초 또는 수정체 광-파열의 경우 30-40초와 같이 다소 짧은 시간 지속될 수 있다는 점 때문이다. 기존의 결상 시스템은 그러한 짧은 수술 시간에 충분한 해상도로 광-파열 부위를 결상할 수 없다. 이들 시스템은 광-파열 부위의 화상을 분석하여 동작 가능한 피드백을 제공할 수 없을 수 있거나 진행 중인 수술 시술을 능동적으로 변경할 수 없는 것은 말할 것도 없다. 그러한 기능은 더 빠른 결상 성능과 추가 또는 상이한 전자 및 결상 시스템을 필요로 할 것이다.

- [0010] 짧은 수술 시간 동안 영향받은 부위를 결상하여 분석하는 것은 어렵지만, 그러한 결상 또는 분석을 기반으로 한 피드백은 수술 시술의 정밀도를 개선하며 예상하지 못한 수술 합병증을 관리하는 것 모두에서 상당히 바람직할 것이다. 예컨대, 낭 절개는 원형 절개선의 일부 부분에서 전체 캡슐 백을 절개하지 않을 수 있어서, 원형 리드이나 캡이 이를 "태그"에서 캡슐의 나머지에 부착된 상태로 유지될 수 있다. 후속하여 외과의사가 겸자로 원형 리드를 제거하고자 시도할 때, 캡슐 백은 태그에서 찢어질 수 있어서, 들쑥날쑥한 가장자리(jagged edges)나 상당한 찢어진 부위(tears)를 초래할 수 있다. 시간적으로 불완전한 낭 절개의 화상이 제공되었다면, 외과의사는 부분적으로 분리되지 않은 리드의 제거를 시작하기 보다는 레이저로 낭 절개 원을 리스캐닝하여 태그를 절개하는 것을 선택할 수 있다.
- [0011] 다른 경우에, 수정체의 광-파열이 실행될 때, 수술용 레이저는 후방 캡슐 층에 너무 가깝게 스캐닝될 수 있어서, 아마도 이 층에 구멍을 낼 수 있을 수 있다. 그러한 구멍은 복잡한 긴급 유리체 절제 시술을 필요로 할 수 있어서, 전체 백내장 시술의 위험을 상당히 높일 수 있다. 다시 한번, 시의 적절하게 결상 피드백이 제공되었다면, 외과의사는 스캐닝 패턴을 변경하였을 수 있어서, 수술용 레이저 빔을 후방 캡슐 층으로부터 멀리 안내하여 유리체 절제를 방지하였을 수 있다.
- [0012] 또 다른 경우로, 수술용 레이저 시스템은 잘못 교정될 수 있다: 레이저 제어기는, 광학 수차(optical aberration), 레이저의 제조 공차 문제, 수정체의 굴절 속성의 잘못된 특징화, 사전-동작 진단 에러, 눈의 운동이나 형상-변화, 및 구성요소의 열적 크리프(thermal creep)를 포함한 여러 가지 이유로 레이저 펄스의 위치를 잘못 계산하였을 수 있다. 예로서, 외과의사는 기준 화상 상에 표시하여서 후방 캡슐 층으로부터 예컨대 100마이크론과 같은 수술 절개를 형성하였을 수 도 있지만, 안내 광학장치는 수술용 레이저 펄스를, 잘못된 교정으로 인해 후방 캡슐 층으로부터 단지 50마이크론의 위치에 보냈을 수 있어서, 백내장 시술의 위험을 높이고 정밀도와 안전성을 감소시켰을 수 도 있다. 이처럼, 수술의 진행상황의 화상이 제공되었다면, 외과의사는, 광-파열이 후방 캡슐 층으로부터 위험하게도 거의 50마이크론의 거리에 도달했기 전에 잘못된 교정을 발견하였을 수 있다.
- [0013] 또 다른 예로서, 잘못된 교정은, 전안방과, 후안방, 또는 광학 빔 경로를 따라 수정체 뒤에 위치한 유리체에서의 압력차로 인해 전체 수정체가 광학 축을 따라 움직임으로써 초래될 수 있다. 압력은, 환자 인터페이스(patient interface)에 의해 가해진 압력으로 인한 것과 같이, 기준 화상이 활영된 이후 여러 가지 이유로 변할 수 있다. 또한, 눈은 동적인 시스템이기 때문에, 전안방과 후안방에서의 내압은 예컨대 내압이 환자 인터페이스가 눈에 도킹된 이후 수초 또는 수십 초와 같이 연장된 기간에 걸쳐서 외압과 평형을 유지함으로 시간적으로 변화할 수 있다.
- [0014] 또 다른 예로서, 잘못된 교정은 수정체 곡률이 조절(accommodation)로 인해 변함으로써 초래될 수 있다. 조절은 시술 전후 환자에 의해 초래될 수 있다. 외과의사는 통상 약을 투여하여 조절을 저지하거나 억압하며, 실제로 동공을 확장할 수 있다. 그러나 이들 약은 상이한 환자에 상이한 영향을 미치며, 심지어 이런 상이한 영향은 상이한 타임라인(timeline)을 따른다. 다시, 마지막 두 예로서, 이전처럼, 시술 동안 업데이트된 또는 시의 적절한 화상에 의해 제공되었었다면, 외과의사는 잘못된 교정을 인식하였을 수 있고, 예방적 또는 교정 동작을 취하였을 수 도 있다.
- [0015] 이들 및 많은 다른 가능한 수술용 합병증의 공통된 특성은, 타겟 조직의 광-파열이 시작된 이후에만 검출될 수 있게 된다는 점이다. 전술한 바와 같이, 그러나 10, 20, 40 또는 60초의 수술 시간보다 짧은 결상 시간에 화상을 형성하는 것은, 특히 고 해상도 화상이 동작 가능한 결상 정보를 제공하는데 필요하다면, 오늘날의 결상 시스템에 대한 큰 도전이 될 수 있다. 또한, 이점은, 피드백이나 제안된 교정 동작을 디스플레이하기 위해서나, 수술용 광-파열 레이저 빔의 스캐닝을 능동적으로 변경하기 위해, 화상을 분석하는 것 외에 기존의 시스템에 대한 엄청난 도전일 수 있다.

발명의 내용

- [0016] 본 특허 문헌은, 통상 수술 시간보다 짧은 결상 시간에 수술용 레이저 빔에 의해 광-파열 부위를 결상하고 일부 구현에서 분석하도록 구성된 개선된 결상 시스템을 갖는 백내장 수술용 시스템의 실시예를 기재한다. 이들 실시예는 그러므로 외과의사에 의해서나 수술용 시스템 자체에 의해서 실시간으로 백내장 수술용 시술의 변경을 가능케 하여, 현대의 백내장 수술의 효과와 안전성의 정성적 개선을 약속한다.
- [0017] 특히, 실시예에서, 백내장 수술용 시스템은 제1 세트의 레이저 펄스를 생성하도록 구성된 레이저 소스; 레이저 소스에 결합되어, 제1 세트의 레이저 펄스를 눈의 백내장 타겟 부위에 안내하도록 구성되는 안내 광학장치; 타겟 스캔 패턴의 전자 표식을 생성하며 안내 광학장치를 제어하여 타겟 스캔 패턴의 일부분에 따라 제1 세트의

레이저 펄스를 스캐닝하여 백내장 타겟 부위에 제1 광-파열 부위를 만들도록 구성된 레이저 제어기; 제1 광-파열 부위의 일부분의 화상을 생성하도록 구성된 스펙트럼 영역 광 간섭 단층 촬영(Spectral Domain Optical Coherence Tomographic: SD-OCT) 결상 시스템; 및 상기 화상의 화상 분석을 수행하도록 구성된 OCT 화상 프로세서를 포함할 수 있으며; 레이저 제어기는 OCT 화상 프로세서에 의해 수행되는 화상 분석에 대해 변경된 스캔 패턴의 전자 표식을 생성하고, 안내 광학장치를 제어하여 변경된 스캔 패턴에 따라 제2 세트의 레이저 펄스를 스캐닝하여 제2 광-파열 부위를 만들도록 구성된다. 일부 실시예에서, 결상 시스템은 스웨프트-소스 광 간섭 단층 촬영(Swept-Source Optical Coherence Tomographic: SS-OCT) 결상 시스템일 수 있다.

[0018] 일부 실시예에서, 백내장 수술용 시스템은 수술용 레이저 빔을 생성하여 백내장 타겟 부위에 수술용 레이저 빔을 스캐닝하도록 구성된 수술용 레이저 시스템; 백내장 타겟 부위의 일부의 화상을 생성하도록 구성된 스펙트럼 영역 광 간섭 단층 촬영(SD-OCT) 결상 시스템; 및 화상의 화상 분석을 수행하고, 화상에서 수술적으로 바람직하지 않은 특성을 인식하며, 제어 신호를 생성하여, 수술용 레이저 빔의 스캐닝을 정지하거나 중지하도록 구성된 OCT 화상 프로세서를 포함할 수 있다.

[0019] 일부 실시예에서, 눈 수술 방법은 레이저 제어기에 의해 눈의 수정체에 대한 타겟 스캔 패턴의 전자 표식을 생성하는 단계; 수술용 레이저 빔에 의해 타겟 스캔 패턴에 따라 눈의 수정체에 레이저 빔을 생성하여 스캐닝하여, 수정체에 절개를 만드는 단계; 레이저 빔의 스캐닝이 시작된 이후 스펙트럼 영역 광 간섭 단층 촬영 결상 시스템으로 눈의 일부분 및 절개의 화상을 생성하는 단계; 생성된 화상을 OCT 화상 프로세서로 화상 분석을 수행하는 단계; 수행된 화상 분석에 대하여 레이저 제어기에 의해 변경된 스캔 패턴의 전자 표식을 생성하는 단계; 및 수술용 레이저 시스템에 의해 변경된 스캔 패턴에 따라 눈의 수정체에 레이저 빔을 생성하여 스캐닝하여, 변경된 절개를 만드는 단계를 포함할 수 있다.

[0020] 일부 실시예에서, 백내장 수술 방법은 레이저 제어기에 의해 눈의 수정체에 레이저 빔의 스캐닝을 제어하는 단계; 스펙트럼 영역 광 간섭 단층 촬영 결상 시스템에 의해 적어도 5프레임/초의 속도로 수정체의 일부분의 화상을 생성하는 단계; 생성된 화상을 OCT 화상 프로세서로 분석을 수행하는 단계; 및 OCT 화상 프로세서에 의해 수행된 분석에 응답하여 레이저 제어기에 의해 레이저 빔의 스캐닝을 변경하는 단계를 포함할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0021] 도 1a는 백내장 레이저 수술용 시스템의 실시예를 예시한 도면;

도 1b는 수정체 타겟 부위의 결상 보조된 광-파열을 예시한 도면;

도 1c 및 도 1d는 백내장 레이저 수술용 시스템의 실시예를 예시한 도면;

도 2a 내지 도 2c는 제1 및 변경된 제2 광-파열 부위 형성을 예시한 도면;

도 3a 내지 도 3e는 수술 부산물이 검출된 이후 스캐닝 패턴의 변경을 예시한 도면;

도 4a 및 도 4b는 수술 부산물이 검출된 이후 스캐닝 패턴의 변경을 예시한 도면;

도 4c 및 도 4d는 수정체 캡슐이 팽창한 후 낭 절개 스캐닝 패턴의 변경을 예시한 도면;

도 5a 내지 도 5d는 비효율적인 낭 절개의 재-스캐닝을 예시한 도면;

도 6은, 스펙트럼 영역 광 간섭 단층 촬영 결상 시스템의 실시예를 예시한 도면;

도 7은 전용 입출력 보드가 있는 스펙트럼 영역 광 간섭 단층 촬영 결상 시스템의 실시예를 예시한 도면;

도 8은 전용 입출력 보드를 예시한 도면;

도 9는 스웨프트 광 간섭 단층 촬영 결상 시스템의 실시예를 예시한 도면;

도 10은 결상-보조된 백내장 수술 방법을 예시한 도면;

도 11은 결상-보조된 백내장 수술 방법을 예시한 도면.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0022] 본 특허 문헌의 구현과 실시예는, 시의 적절한 결상 피드백을 생성하여 피드백을 기반으로 하여 외과의사가 수술 시술을 조정하거나, 그러한 조정을 외과의사 스스로 결정하고 실행하는 것을 보조하는 백내장 수술용 시스템

을 기재한다.

[0023] 도 1a는 제1 세트의 레이저 펄스의 레이저 빔을 생성하는 레이저 소스(110)를 포함한 백내장 수술용 시스템(100)을 예시한다. 이들 레이저 펄스는 1-1,000펨토초나 1-1,000피코초의 범위의 지속기간 또는 펄스 길이를 가질 수 있다. 레이저 빔의 에너지와 출력은 감광성 망막에서와 같이 다른 눈 조직에 손상을 초래하지 않고도 효율적으로 선택된 타겟 부위에 잘 제어된 광-파열을 달성하도록 선택될 수 있다. 백내장 수술용 시스템(100)은 또한, 레이저 소스(110)에 결합되어 각막(3)과 전안방(4)을 통해 눈(1)의 수정체(5)로 제1 세트의 레이저 펄스를 안대하는 안내 광학장치(120)를 포함할 수 있다. 수정체(5)는 캡슐 충이나 백(6)에 의해 감싸진다. 안내 광학장치(120)는 레이저 빔을 대물렌즈(122)와 도킹 유닛 또는 환자 인터페이스(PI)(124)를 통해 백내장 타겟 부위 내로 안내하도록 구성될 수 있으며, 이러한 인터페이스(124)는 눈(1)에 도킹될 수 있어서 전공 흡입을 적용하여 눈을 백내장 수술용 시스템(100)에 대해 이동하지 않게 할 수 있다. 일부 실시예에서, 대물렌즈(122)와 눈(1) 사이에는 직접적인 또는 이동하지 않게 하는 연결이 아닐 수 도 있다. 이들 실시예는 대신 눈 추적기를 사용할 수 있어서, 결상 프로세스를 예컨대 눈의 가능한 운동과 상관시킬 수 있다.

[0024] 백내장 타겟 부위는 눈(1)의 전방 세그먼트에 위치할 수 있으며, 이 세그먼트는 눈(1)의 각막(3), 전안방(4), 수정체(5) 및 캡슐 백(6)을 포함한다. 백내장 타겟 부위는 예컨대, 낭 절개가 실행될 때 수정체(5)의 전방 캡슐 충이나 캡슐 백에서 원형, 원통형, 또는 기울어진 원통형일 수 있다. 백내장 타겟 부위는 또한 수정체(5)의 큰 볼륨의 일부분일 수 있어서, 수정체(5)나 적어도 그 중심의 광-파열, 찹 또는 용해를 달성할 수 있다. 백내장 타겟 부위는 또한 백내장 수술용 장치의 삽입을 위한 포트를 만들기 위한 접근 절개와 같이 각막(3)에 있을 수 있다. 굴절 백내장 수술에서와 같은 더 포괄적인 백내장 시술에서, 추가적인 윤부 이완 절제(Limbal Relaxing Incision: LRI) 또는 아치형 절제를 또한 형성할 수 있다.

[0025] 낭 절개는, 2-4mm 범위의 z-깊이로 인지한 수정체 캡슐 내에 삽입되는 안구내 렌즈, 즉 IOL(Intra Ocular Lens)에 의해 영향을 받은 바와 같이 3-6mm 범위의 직경을 가질 수 있으며, z-깊이는 z-깊이에 대한 제로 기준 레벨로서 PI(124)와 각막(3)의 접촉면을 사용하여 배내장 수술용 시스템(100)의 광학 축을 따라 측정한다. 수정체 광-파열의 타겟 부위는 4-8mm 직경으로 2-4mm z-깊이로부터 7-10mm z-깊이까지 연장할 수 있다. 마지막으로, 각막 LRI, 아치형 및 접근 절개가 6-14mm의 큰 직경으로 0.2mm z-깊이에서 형성될 수 있어서 시계에의 직접적인 영향을 최소화할 수 있거나 함께 회피할 수 있다. 이들 수치 범위를 통해, 백내장 시술의 도전이 LASIK와 같은 순수한 각막 시술 또는 망막 시술의 도전을 실질적으로 넘어섬을 알 수 있다. 각막/LASIK 및 망막 시술 모두는 백내장 시술보다 매우 좁은 z-깊이 범위에서 그리고 매우 작은 전체 수술 볼륨에서 실행된다. 각막 시술은 통상 0.1-0.5mm z-깊이 범위로 제한되며, 이는 각막의 두께가 1mm를 초과하는 것은 드물며, 광-파열이 통상 전체 각막을 절개하지 않아 전안방을 손상하지 않고 보존하기 때문이다. 각막 절개의 통상의 직경은 2-3mm 범위에 있을 수 있다. 망막 시술은 큰 z-깊이로 눈(1)의 후방 세그먼트에서 깊게 실행되지만, 절개가 형성되는 z-깊이의 범위는 통상 해당 망막 충의 전체 두께인 2mm 미만이다.

[0026] 대조적으로, 백내장 시술은 통상 각막(3)에서와 수정체(5)에서 모두 앞서 기재한 백내장 타겟 부위 중 대부분 또는 모두에서 광-파열을 수반한다. 그러므로, 백내장 시술은 4mm 이상, 종종 6mm 이상의 z-깊이 범위의 절개를 수반할 수 있다. 이들 백내장 z-깊이 범위는 각막 또는 망막 시술의 앞서 기재한 z-깊이 범위보다 실질적으로 더 크다. 또한, 백내장 관련 절개의 직경은 또한 각막 절개의 직경을 실질적으로 초과한다. 그러므로, 백내장 절개를 형성하는 것은 각막 절개를 형성하는 것이 LASIK 시스템의 설계에 대해 가하거나, 망막 절개를 형성하는 것이 망막 수술용 시스템이 설계에 대해 가하는 것보다, 그 결상 시스템을 포함한 백내장 수술용 시스템의 설계에 실질적으로 더 힘든 도전을 가한다.

[0027] 백내장 수술용 시스템(100)은 또한, 타겟 스캔 패턴의 전자 표식을 생성하여 안내 광학장치(120)를 제어하여 제1 세트의 레이저 펄스를 타겟 스캔 패턴의 일부분에 따라 스캐닝하여 제1 광-파열 부위를 백내장 타겟 부위에 만드는 레이저 제어기(130)를 포함할 수 있다.

[0028] 전술한 바와 같이, 백내장 타겟 부위는 전방 캡슐 충에 근접해 있을 수 있고, 타겟 스캔 패턴은 원형 낭 절개, 전방 낭 절개, 또는 곡선 낭 절개에서 수정체(5)의 전방 캡슐 충에서의 원형 또는 원통형 상의 타겟 지점 세트일 수 있다.

[0029] 또는, 백내장 타겟 부위는 수정체(5)의 일부분일 수 있으며, 타겟 스캔 패턴은 수정체(5) 자체의 광-파열을 유도하는 방사상 찹 평면, 원통형, 나선 패턴 또는 메시 패턴 상의 타겟 지점 세트일 수 있다. 타겟 스캔 패턴의 지점은 예컨대 그 방사상 또는 (x, y, z) 좌표에 의해 한정될 수 있다. 이들 좌표는 레이저 제어기(130)의 대응하는 메모리에 저장된 수행 표를 기반으로 하여 프로세서에서 전자적으로 표현될 수 있다.

- [0030] 백내장 수술용 시스템은 또한, 수술용 레이저 범의 스캐닝에 의해 만들어진 제1 광-파열 부위의 일부분의 화상을 생성하는 스펙트럼 영역 광 간섭 단층 촬영(SD-OCT) 결상 시스템(200)을 포함할 수 있다. SD-OCT 결상 시스템(200)은 결상 범을 안내 광학장치(120)에 입력하여 눈(1) 내로 안내되고 안내 광학장치(120)로부터 회수된 결상 범을 수신하도록 구성될 수 있다. SD-OCT 결상 시스템(200)은 수술 동안 제1 광-파열 부위의 화상(들)를 생성하여, 이후에 더 상세하게 설명될 바와 같이, 외과의사나 레이저 시스템(130)에게 시의적절한 또는 동작 가능한 피드백을 제공하도록 구성될 수 있다.
- [0031] 도 1b는 백내장 수술용 시스템(100)의 동작을 예시한다. 이 예에서, 레이저 제어기(130)는 백내장 타겟 부위, 즉 후방 캡슐 층에 가까운 호에 타겟 스캔 패턴(302)의 전자 표식을 생성할 수 있다. 안내 광학장치(120)는 레이저 소스(110)에 의해 생성된 외과용 레이저 범(304)의 제1 세트의 레이저 펄스를 타겟 스캔 패턴(302)의 지점들을 통해 접속하여 스캐닝하여 제1 광-파열 부위(306)를 만들 수 있다. 이 예에서, 제1 광-파열 부위(306)는 타겟 스캔 패턴(302)의 지점들에 형성된 거품 또는 캐비테이션 거품(cavitation bubble) 세트로 구성된다. 광-파열이 시작된 이후, SD-OCT 결상 시스템(200)은 백내장 타겟 부위를 통해 결상 범(308)을 스캐닝할 수 있어서, 제1 광-파열 부위(306)의 화상을 생성할 수 있다. 일부 구현에서, 결상 범(308) 및 수술용 레이저 범(304)은 동일한 공유된 안내 광학장치(120)에 의해 스캐닝되거나 안내될 수 있다. 다른 구현에서, 광학 경로 중 일부분만이 공유될 수 있어서, 결상 범(308)은 추가로 비-공유된 결상-안내 광학장치에 의해 부분적으로 스캐닝될 수 있다. 모든 이들 설계는 안내 광학장치(120)의 실시예이다.
- [0032] SD-OCT 결상 시스템(200)에 의해 생성된 화상이 시술이 계획된 대로 진행 중이며, 광-파열 거품(306) 같은 것이 타겟 스캔 패턴(302)을 따라 의도치 않은 결과 없이 형성됨을 나타낸다면, 레이저 제어기(130)는 원래의 타겟 스캔 패턴(302)을 따라 수술용 레이저 범(304)을 계속 스캐닝할 수 있다. 그러나 화상이 계획된 시술로부터 편차가 있음을 나타낸다면, 레이저 제어기(130)는 변경된 스캔 패턴의 전자 표식을 생성함으로써 응답할 수 있으며, 안내 광학장치(120)를 제어할 수 있어서 변경된 스캔 패턴에 따라 제2 세트의 레이저 펄스를 스캐닝하여 후속한 도면들에서 예시할 바와 같이 제2 광-파열 부위를 만들 수 있다.
- [0033] 일부 실시예에서, SD-OCT 결상 시스템(200)과 레이저 제어기(130) 사이에 직접적인 결합이 없을 수 있다. 이들 실시예에서, SD-OCT 결상 시스템(200)은 제1 광-파열 부위(306)의 화상을 디스플레이할 수 있으며, 외과의사와 같은 시스템 운영자가 변경된 스캔 파라미터를 입력할 수 있어서, 레이저 제어기(130)가 변경된 스캔 패턴의 전자 표식을 생성하게 할 수 있다.
- [0034] 도 1a는, 일부 실시예에서, SD-OCT 결상 시스템(200)이 광-파열이 시작한 이후 생성된 화상을 분석할 수 있는 OCT 화상 프로세서(201)를 포함할 수 있음을 예시한다. 일부 실시예에서, OCT 화상 프로세서(201)는 외과의사에게 분석의 결과를 디스플레이할 수 있어서, 시의적절하고 동작 가능한 피드백을 수술 동안 제공할 수 있어서, 외과의사는 변경된 스캔 패턴을 레이저 제어기(130)에 입력할 수 있다. 도 1b의 예에서, OCT 화상 프로세서(201)는 후방 캡슐 층으로부터 제1 광-파열 부위(306)의 거리를 측정하여, 거리가 미리 설정된 안전 한도보다 작게 된다면, 외과의사에게 경고 신호를 디스플레이하도록 구성될 수 있다.
- [0035] 일부 실시예에서, SD-OCT 결상 시스템(200)은 도 1a에서처럼 레이저 제어기(130)에 결합될 수 있거나, OCT 화상 프로세서(201)는 도 1c에서와 같이 SD-OCT 결상 시스템(200)과 레이저 제어기(130)에 직접 결합되는 독립형 유닛일 수 있다. 이들 실시예에서, OCT 화상 프로세서(201)는 제1 광-파열 부위(306)의 화상에 대해 제어 신호를 생성할 수 있으며, 생성된 제어 신호를 레이저 제어기(130)에 인가할 수 있어서 레이저 제어기(130)가 변경된 스캔 패턴의 전자 표식을 생성할 수 있게 한다. OCT 화상 프로세서(201)는 도 1a에서와 같이 SD-OCT 결상 시스템(200)에 완전히 또는 부분적으로 통합될 수 있다.
- [0036] 도 1d는, 일부 실시예에서 OCT 화상 프로세서(201)가 또한 레이저 제어기(130)와 중첩될 수 있거나 심지어 통합될 수 있음을 예시한다. 도 1a, 도 1c 및 도 1d의 실시예는 OCT 화상을 처리하여 변경된 스캔 패턴을 생성하는 소프트웨어-관련 기능이 SD-OCT 결상 시스템(200)이나 레이저 제어기(130)에 또는 이들 둘을 통합한 블록에 또는 이들 둘로부터 분리된 독립형 블록일 수 있는 다용도 프로세서에 의해 부분적으로 또는 완전히 수행될 수 있음을 예시한다.
- [0037] 앞서 언급한 바와 같이, 4mm보다 클 수 있거나 일부 실시예에서는 6mm보다 클 수 있는 백내장 수술의 매우 큰 z-깊이 범위는 각막 또는 망막 시스템에서 사용된 것보다 실질적으로 더 복잡한 SD-OCT 결상 시스템(200)의 사용을 필요로 할 수 있다. 따라서, 일부 실시예에서, SD-OCT 결상 시스템(200)은 4-20mm의 범위에서와 같이 4mm보다 큰 결상 또는 z-깊이 범위 Lmax를 갖도록 구성될 수 있다. 다른 실시예에서, 결상 또는 z-깊이 범위 Lmax

는 6-10mm의 범위에서와 같이 6mm보다 클 수 있다.

[0038] L_{max} , SD-OCT 결상 시스템(200)의 결상 또는 z-깊이 범위는 이후에 더 상세하게 기재될 바와 같이 SD-OCT 결상 시스템(200)의 결상 레이저 빔(308)의 파장(λ), 파장 해상도($\delta\lambda$), 나이키스트 주파수(Nf), 초점 거리(f) 및 동공(d)에 의존할 수 있다. 따라서, SD-OCT 결상 시스템(200)의 실시예는 파라미터(λ , $\delta\lambda$, Nf , f 및 d)로 설계될 수 있어서, 결상 또는 z-깊이 범위는 4mm보다 크거나, 일부 실시예에서 6mm보다 크다.

[0039] 1-2mm로부터 4mm 이상으로 시스템의 결상 깊이 범위를 연장하는 것의 어려움은 또한, 2mm보다 큰 결상 범위를 필요로 하는 일부 기존의 시스템이 매우 어려웠을 수 있기에 더욱 개선된 광학장치를 수반하지 않음으로써 이러한 구성을 달성한다는 점에서 이해할 수 있다. 대신, 이들 시스템은 2mm미만의 결상 범위의 종래의 결상 시스템을 사용하여, 대략 2mm만큼 분리된 인접한 z-깊이에서 몇 개의 화상을 촬영함으로써 이 종래의 시스템의 결상 범위를 증가시키며, 복잡한 화상 인식 및 처리 회로를 사용하여 인접한-깊이 화상을 통합함으로써 더 넓은 범위의 단일 화상을 생성한다. 그러한 시스템은 전자적으로 복잡할 수 있으며, 화상 통합은 그 성능의 속도를 상당히 낮춘다. 복잡한 전자장치의 필요와 결상 성능의 상당한 낮춤을 회피하기 위해, SD-OCT 결상 시스템(200)의 구현은 둘 이상의 화상을 통합하지 않고도 4 또는 6mm를 초과하는 결상 깊이 범위를 달성한다.

[0040] 명확하게도, 두 타입의 결상 스캔: A-스캔과 B-스캔 사이를 구별하는 것은 관례적인 것임을 주목해야 한다. A-스캔은, 안내 광학장치(120)의 광학 축과 정렬된 z-축을 갖는 기준 프레임에서 단일 횡방향(x, y) 좌표에 대응하는 z-깊이의 범위에서 타겟의 화상을 지칭한다. A-스캔은 결상 시스템의 결상 빔을 타겟의 단일 (x, y) 지점에 보내고 상이한 z-깊이에 대응하는 결상 정보를 수집함으로써 달성할 수 있다.

[0041] 일부 결상 시스템은, 사실 z 결상 깊이-범위를 스캐닝하여 상이한 z-깊이에 대해 순차적으로 화상 데이터를 기록함으로써 A-스캔을 생성한다. 그러나 SD-OCT 결상 시스템은, 후술될 바와 같이, 상이한 z-깊이에 대해 동시에, 즉 z 방향으로 스캐닝하지 않고 화상 데이터를 수집하는 반면, 그 화상은 여전히 종종 A-스캔이라고 지칭한다.

[0042] B-스캔은, 결상 빔이 횡방향 라인을 따라서나 횡방향 스캐닝 패턴에서 스캐닝됨에 따라 수집된 (x, y) 지점의 세트나 라인에 대응하는 A-스캔의 세트를 지칭한다. 정상 (x, y) 해상도의 통상의 B-스캔은 500-2,000개의 A-스캔을 포함할 수 있다. 높은 (x, y) 해상도의 B-스캔은 1,000-3,000개의 A-스캔을 포함할 수 있다. 특히 높은 (x, y) 해상도 B-스캔은 2,000-5,000개 또는 2,000-16,000개의 A-스캔을 포함할 수 있다. 통상, B-스캔은, 타겟의 횡단면 원형 또는 원통형 화상에 통합된 이들 A-스캔을 포함할 수 있다. 이처럼, B-스캔은 개별 A-스캔보다 외과의사에게 실질적으로 더 상세하고 그에 따라 실질적으로 더 동작 가능한 피드백 결상 정보를 제공할 수 있다. 따라서, 백내장 수술용 시스템(100)의 실시예에서, 제1 광-파열 부위와 제2 광-파열 부위의 화상은, 500-2,000개, 1,000-3,000개, 2,000-5,000개, 또는 2,000-16,000개의 A-스캔을 포함할 수 있는 B-스캔을 지칭할 수 있다.

[0043] OCT 결상 시스템은 두 개의 등급으로 분류할 수 있다: 시간 영역, 즉 TD-OCT 결상 시스템과 스펙트럼 영역, 즉 SD-OCT 결상 시스템. TD-OCT 결상 시스템은, 짧은 펄스 길이를 한정하며 상이한 z-깊이로부터 순차적으로 결상 정보를 모아서, 본질적으로 z 축을 따라 스캐닝하는데 적절한 대역폭의 결상 광 빔을 사용한다. 대조적으로, SD-OCT 결상 시스템은, 상이한 파장 스펙트럼 성분이 동시에 병렬로 상이한 z-축을 표시하는 결상 정보를 포착하여 반송하는 대역폭의 결상 광 빔을 사용한다. 이로 인해 SD-OCT 결상 시스템은 상이한 z-깊이로부터 동시에 결상 정보를 병렬로 모을 수 있다. z-깊이 결상 정보의 병렬 감지는 SD-OCT 결상 시스템의 성능을 TD-OCT 결상 시스템에 대비해 10-1,000의 인수만큼 가속화한다. SD-OCT 결상 시스템의 이러한 더 빠른 성능은 다음에 기재될 바와 같이 여러 실시예에서 사용될 수 있다.

[0044] 결상 시간 면에서, 이러한 가속화한 성능은, 광-파열이 시작된 이후 수술 시간보다 작은 결상 시간에 B-스캔을 생성할 수 있는 SD-OCT 결상 시스템(200)의 실시예로 바뀌게 된다. 결상 시간은 0.1msec-1sec의 범위에서처럼 1초 미만일 수 있다. 일부 실시예에서, 결상 시간은 1msec-0.1sec의 범위에서와 같이 0.1sec 미만일 수 있다. 이들 짧은 결상 시간이 의미하는 점은 SD-OCT 결상 시스템(200)이 백내장 시술의 진행상황에 관한 시의적절하고 그에 따라 유용한 피드백을 외과의사에게 제공할 수 있는 화상을 생성할 수 있어서, 외과의사는 피드백에 응답하여 수술 시술을 변경할 수 있다는 점이다. 이러한 변경은 변경된 타겟 스캔 패턴을 입력하는 것을 포함할 수 있다.

[0045] 그 다음 유용성 정도는, 백내장 수술 동안 한번뿐만 아니라 반복해서 피드백 화상을 제공할 수 있는 SD-OCT 결상 시스템(200)의 일부 구현에 의해 제공된다. 그러한 시스템은 제1 광-파열 부위(306)의 발생, 위치 및 성장에

관한 가치 있고 시의적절한 피드백을 제공할 수 있어서, 백내장 수술용 시스템(100)의 정밀도, 성능 및 안전성에 정성적 개선을 제공할 수 있다.

[0046] SD-OCT 결상 시스템(200)의 일부 실시예는 더 정성적인 개선을 제공할 수 있다. 이들 실시예는 백내장 수술 동안의 소수의 업데이트된 화상을 제공할 뿐만 아니라, 시술의 진행 상황의 본질적으로 라이브 화상을 제공할 수 있다. 본질적으로 라이브 피드백은 외과의사에게 매우 가치있고, 시의적절하며 동작 가능한 정보를 전달할 수 있어서, 외과의사는 수술의 진행상황을 모니터링할 수 있고, 수술 정밀도를 개선할 수 있고, 바람직하지 않은 결과를 조기에 검출할 수 있으며, 그러한 결과에 실시간으로 반응할 수 있다.

[0047] 라이브 비디오 화상의 종종 사용된 리프레시 속도는 대략 24프레임/초이다. 그러므로, 20 내지 25프레임/초 이상의 리프레시 속도나 프레임 속도로 화상을 제공할 수 있는 결상 시스템은, 외과의사에게 본래 라이브로 보이게 될 화상을 제공할 수 있다. 상당히 20-25프레임/초미만의 프레임 속도나 리프레시 속도의 시스템은 라이브 비디오 결상으로서 인지될 수 없다기보다는 저키(jerky), 점퍼(jumpy) 화상으로서 인지될 수 있는 반면, 아마도 외과의사를 백내장 시술로부터 산만하게 할 수 있다.

[0048] 이러한 맥락에서, TD-OCT 결상 시스템은 z-깊이 결상 정보를 순차적으로 획득하기 때문에, 단지 하나 또는 소수의 프레임/초의 리프레시 속도의 단지 낮은 해상도 B-스캔을 생성할 수 있을 수 있다. 더 높은 해상도의 화상을 제공할 것으로 예상되는 TD-OCT 결상 시스템은 1프레임/초보다 충분히 미만인 더욱더 낮은 속도로 화상을 스캐닝하고 리프레시하는데 집중할 수 있다. 그러한 라이브 피드백보다 훨씬 더 낮은 화상은 외과의사에게 저키처럼 보이며, 심지어 산만함이 될 것이다. 게다가, 느린 스캐닝 속도와 결과적인 느린 리프레시 속도는 일부 TD-OCT 결상 시스템이 실제로 매끄러운 충의 화상에 계단 또는 불연속 점프와 같은 아티팩트(artifact)를 디스플레이하게 할 수 있다.

[0049] 이와 대조적으로, SD-OCT 시스템은 모든 z-깊이로부터 동시에 병렬로 (x, y) 지점에서 화상 데이터를 모은다. 순차적인 z-스캐닝이 수반되지 않을지라도, 이들 화상은 종종 여전히 A-스캔으로 불린다. 상이한 깊이로부터 화상-데이터를 모으는 병렬 또는 동시 속성으로 인해, SD-OCT 시스템(200)의 실시예는 앞서 논의한 바와 같이 TD-OCT 결상 시스템보다 10~1,000배 더 빠른 A-스캔을 달성할 수 있다. 특히, 고급의 SD-OCT 결상 시스템(200)은 10,000~100,000개의 A-스캔/초를 달성할 수 있거나, 등가적으로 10~100kHz의 A-스캔 달성 속도를 가질 수 있다. 고품질 SQ-OCT 결상 시스템(200)은 30~300kHz의 A-스캔 달성 속도를 가질 수 있으며, 상세하게는 고품질 SD-OCT 결상 시스템(200)은, TD-OCT 결상 시스템에 의해 달성될 수 있는 A-스캔 달성 속도를 훨씬 초과하는 100kHz~1,000kHz의 A-스캔 달성 속도를 가질 수 있다.

[0050] 명확히도, A-스캔 달성 속도, 또는 A-스캔/초의 수는 대략 화상/초의 수, 화상 프레시 속도 × A-스캔/B-스캔 수와 같다. 예컨대, 10,000~100,000 A-스캔/초, 또는 10~100kHz의 고급 A-스캔 달성 속도에서, 500~2,000 A-스캔/B-스캔의 정상적인 (x, y) 해상도의 화상을, 20~200프레임/초의 리프레시 속도 범위를 포함하는 5~200프레임/초의 범위에서 화상 리프레시 속도로 포착될 수 있다. 다른 예로서, 30~300kHz의 고품질 A-스캔 달성 속도에서, 1,000~3,000 A-스캔/B-스캔의 높은 (x, y) 해상도의 화상이 25~300프레임/초 범위를 포함하는 10~300프레임/초의 범위에서 화상 리프레시 속도로 포착될 수 있다. 마지막으로, 100~1,000kHz의 특히 고품질 A-스캔 획득 범위에서, 2,000~5,000 A-스캔/B-스캔의 특히 높은 (x, y) 해상도의 화상이 25~500프레임/초의 범위에서 화상 리프레시 속도로 생성될 수 있다.

[0051] 이들 예는, A-스캔 달성 속도 품질과 A-스캔/B-스캔 해상도 비의 여러 가지 패어링을 갖는 SD-OCT 결상 시스템(200)의 실시예가 20프레임/초 임계치의 라이브 비디오 속도를 특히 초과하며 그에 따라 TD-OCT 결상 시스템에 비해 정성적 장점을 제공하는 화상 리프레시 속도를 제공할 수 있다.

[0052] SD-OCT 결상 시스템(200)의 실시예는, 통상 매우 높은 해상도와 정상적인 A-스캔 달성 속도 품질로 동작할 때, 라이브 비디오 속도보다 더 낮은 화상 리프레시 속도로 동작할 수 있음을 주목해야 한다. 그러한 실시예는, SD-OCT 결상 시스템(200)의 운영자가 의료용 이유로 매우 높은 해상도 설정, 기꺼이는 SD-OCT 결상 시스템(200)의 앞서 말한 라이브 비디오 속도 성능을 요청할 때 사용될 수 있다.

[0053] 전체 양의 화상 데이터는 또한 다른 방식으로 포착될 수 있다. SD-OCT 결상 시스템(200)의 센서의 전체 길이와 같이 그러한 시스템의 특정한 설계 파라미터가 결정된 지점의 z-방향 거리, z-해상도를 제어한다. 이러한 z-해상도는 예컨대 데이터 지점 사이의 5마이크론 z-방향 거리일 수 있어서, 통상 $L_{max}=5\text{mm}$ z-깊이 범위에서 1,000개의 z-깊이 지점으로 바뀔 수 있다. B-스캔이 (x, y) 평면에서 대략 5마이크론 만큼 또한 종종 이격된 500~2,000개의 A-스캔을 포함하는 정상적인 (x, y) 해상도 실시예에서, 이 실시예는 0.5~2백만 픽셀/화상의 화상-해

상도의 화상을 생성할 수 있다. 다른 실시예는 1-3백만, 2-5백만, 또는 심지어 2-10백만 화상점/화상의 화상 해상도의 화상을 포착할 수 있어서, 20-200, 25-300, 또는 25-500프레임/초 이상의 라이브 비디오 속도로 화상을 제공할 수 있다.

[0054] 이들 매우 높은 (x, y), z- 및 화상 해상도로 인해, SD-OCT 결상 시스템(200)의 실시예는 복잡하고, 설명하고 디테일이 풍부한 화상을 포착하여 디스플레이할 수 있다. 예컨대, B-스캔은 (x, y) 평면에서 여러 원형, 방사상 광선, 나선형, 및 두 개의 2차원(2D) 횡방향 또는 축방향 스캐닝 그리드를 따라 수정체(5)를 스캐닝하는 단계를 포함할 수 있다. 이들 디테일한 화상으로 인해 SD-OCT 결상 시스템(200)은 모델을 사용하며 그 모양 및 형상에 대한 가정에 의존하는 대신에 수정체(5)의 정확한 형상을 준비할 수 있다.

[0055] OCT 화상을 디스플레이하는 것은 또한 시간이 걸린다는 점을 여기서 주목해야 한다. 따라서, SD-OCT 결상 시스템(200)의 디스플레이 유닛의 전자 성능의 속도에 의해 제한된 화상 디스플레이의 리프레시 속도는 OCT 화상 달성-유닛의 속도보다 낮을 수 있다. 이러한 맥락에서, 앞서 언급한 리프레시 속도는, 전자 및 데이터-전달 제한 인자에 따라, 더 느릴 수 있는 디스플레이 유닛의 디스플레이 속도가 아니라 SD-OCT 결상 시스템(200)에 의한 화상-달성의 속도를 특징으로 한다.

[0056] SD-OCT 및 TD-OCT 결상 시스템의 결상 속도가 20-25프레임/초의 라이브 비디오-속도의 반대 측면에 있다면, SD-OCT 결상 시스템(200)을 포함하는 백내장 수술용 시스템의 실시예는 모셔널 아티팩트(motional artifacts)가 없는 시의적절하고 매끄러운 라이브 피드백 정보를 외과의사에게 제공할 수 있는 반면, 통상의 TD-OCT 결상 시스템을 사용하는 실시예는 외과의사에게 그러한 매끄러운 라이브 피드백을 제공할 수 없으며, 모셔널 아티팩트를 디스플레이하는 경향이 있다.

[0057] SD-OCT 결상 시스템(200)의 실시예의 장기간 성능에 영향을 미치는 마지막 인자는, SD-OCT 결상 시스템이 이동 부분을 갖고 있지 않으며, 따라서 그 신뢰성과 서비스 가능성은 꽤 만족스럽다는 점이다. 대조적으로, TD-OCT 시스템은 TD-OCT 장치의 기준 아암에서의 기준 미러(reference mirror)의 움직임과 관련되는 급속히 이동하는 부분을 갖는다. 명백하게도, TD-OCT 시스템에서 이동하는 부분의 존재는 잘못된 기능과 잘못된 정렬의 기회를 증가시키며, 그에 따라 아마도 그 전체 성능을 감소시키며, 더 빈번한 현장-서비스를 요구하며 여전히 장기간 성능 저하의 더 높은 가능성에 직면하고 있다.

[0058] 요컨대, SD-OCT 결상 시스템은 적어도 다음의 이유에 있어서 특히 백내장 응용에 대해 TD-OCT 시스템과 정성적으로 다르다. (1) SD-OCT 결상 시스템은 고정밀 백내장 수술용 프로세스에 유용한, 20-200, 20-300, 또는 20-500프레임/초의 리프레시 속도에서 라이브 결상 또는 피드백 화상을 제공하도록 구성되는 반면, TD-OCT 시스템은 그렇지 않다. (2) SD-OCT 결상 시스템은 500-2,000, 1,000-3,000, 또는 2,000-5,000 이상의 A-스캔/B-스캔의 높은 (x, y) 해상도의 라이브 비디오 속도로 화상을 제공할 수 있는 반면, TD-OCT 결상 시스템은 그럴 수 없다. (3) SD-OCT 결상 시스템은 10-100kHz, 30-300kHz, 또는 100-1,000kHz의 고급 A-스캔 달성 속도로 동작할 수 있는 반면, TD-OCT 시스템은 그렇지 않을 수 있다. (4) SD-OCT 결상 시스템은 0.5-2, 1-3 또는 2-5백만 화상점을 갖는 것과 같이 라이브 비디오 속도로 높은 화상 해상도의 디테일이 풍부한 화상을 제공하기에 매우 적절한 반면, TD-OCT 시스템은 그렇지 않다. (5) SD-OCT 결상 시스템은 디테일에서 풍부한 화상을 제공할 수 있어서, 수정체(5)의 전체 화상은 수정체(5)의 모델을 사용하지 않고 형성될 수 있는 반면, TD-OCT 시스템은 그렇게 할 수 없다. (6) SD-OCT 결상 시스템은 통상 모셔널 아티팩트를 디스플레이하지 않는 반면, TD-OCT 시스템은 아마도 그렇게 할 수 있을 것이다. (7) 마지막으로, SD-OCT 결상 시스템은 단지 매 6 또는 9개월마다와 같이 낮은 빈도의 현장 서비스와 유지보수만을 필요로 한 반면, 그 이동하는 부분을 갖는 TD-OCT 결상 시스템은 통상 현장 서비스와 유지보수를 활성화 자주 필요로 한다.

[0059] 일반적으로 백내장 타겟 부위와 상세하게는 제1 광-파열 부위(306)의 하나 이상의 피드백 화상나 피드백 비디오를 제공하는 SD-OCT 결상 시스템(200)의 장점은, 외과의사가 피드백에 반응할 수 있어서, 제공된 피드백 화상나 비디오에 응답하여 변경된 스캔 패턴을 생성함으로써, 수술을 변경할 수 있다는 점이다. 변경된 스캔 패턴은, 레이저 제어기(130)가 시스템 운영자로부터 수신한 초기 입력에 따라 원래의 타겟 스캔 패턴(302)의 전자 표식을 생성한 이후, 상이한 방식으로 생성될 수 있다.

[0060] 일부 실시예에서, 레이저 제어기(130)는, 시스템 운영자로부터 또한 수신된 변경 입력에 따라 변경된 타겟 스캔 패턴의 전자 표식을 생성할 수 있다. 그러한 실시예에서, 변경 입력은 제1 광-파열 부위(306)의 일부분의 화상을 분석함에 응답하여 시스템 운영자에 의해 생성될 수 있다. 예컨대, 외과의사는 제1 광-파열 부위(306)의 화상을 연구할 수 있으며, 수술용 레이저 빔을 과도하게 산란시키는 바람직하지 않은 가스 거품의 형성을 발견할 수 있으며, 가스 거품이 없게 수술용 레이저 빔(304)을 조종하는 변경된 스캔 패턴의 생성을 초래할 수 있다.

- [0061] 다른 실시예에서, SD-OCT 결상 시스템(200)은 교정 표시를 디스플레이할 수 있어서, 외과의사나 시스템 운영자가 제1 광-파열 부위(306)의 위치를 타겟 스캔 패턴(302)에 대해 교정하는 것을 보조할 수 있다. 그러한 교정 표시는 각막(3)이나 수정체(5)의 정점과 같은 화상의 특징 지점과 관련될 수 있다.
- [0062] 또 다른 실시예에서, SD-OCT 결상 시스템(200)은 OCT 화상 프로세서(201)를 포함할 수 있다. OCT 화상 프로세서(201)는 제1 광-파열 부위(306)의 화상을 분석할 수 있으며, 시스템 운영자에게 피드백을 디스플레이할 수 있다. 예컨대, OCT 화상 프로세서(201)가 잘못된 교정을 감지한다면, 즉 제1 광-파열 부위(306)가 타겟 스캔 패턴(302)이 필요했을 수 있는 장소로부터 거리를 두고 형성된다면, 잘못된 교정 피드백 신호를 외과의사에게 전송할 수 있으며, 외과의사는 그 후 시술을 정지하고, 시스템을 재교정하거나, 잘못된 교정 거리를 보상하는 변경된 스캔 패턴을 입력하는 것을 결정할 수 있다.
- [0063] 또 다른 실시예에서, SD-OCT 결상 시스템(200)은, 제1 세트의 수술용 레이저 펄스가 생성되었기 전의 기준 화상과 제1 세트의 레이저 펄스가 제1 광-파열 부위(306)를 생성한 이후의 피드백 화상을 찍을 수 있다. OCT 화상 프로세서(201)는 두 개의 화상 사이에 차이점을 결정할 수 있으며, 이들 차이점의 표시를 디스플레이할 수 있다. 결정되고 디스플레이된 차이점으로 인해 외과의사나 OCT 화상 프로세서(201)는 백내장 수술의 진행상황을 모니터링할 수 있으며, 가스 거품과 같은 의도하지 않은 수술용 부산물의 출현을 포함한 불일치를 타겟 스캔 패턴(302)에 대해 시의적절한 방식으로 추적하며, 화상 및 디스플레이된 차이점에 응답하여 변경된 스캔 패턴의 생성을 초래할 수 있다.
- [0064] 마지막으로, 일부 실시예에서, OCT 화상 프로세서(201)는 좀더 개선되고 능동적인 역할을 할 수 있다. 예컨대, OCT 화상 프로세서(201)는 능동적으로 제1 광-파열 부위(306)의 화상을 분석할 수 있으며, 제어 신호를 생성할 수 있어서, 레이저 제어기(130)가 반드시 외과의사로부터 변경 입력을 대기하지 않고도 변경된 스캔 패턴의 전자 표식을 생성할 수 있다. 예컨대, OCT 화상 프로세서(201)가 후방 캡슐 층에 너무 가깝게 형성된 제1 광-파열 부위와 같은 임박한 고 위험 상황을 발견한다면, 프로세서(201)는 외과의사와의 그리고 시간 소비적인 상호작용의 결과를 대기하지 않고도 백내장 시술을 정지할 수 있다.
- [0065] 상기 다섯 개의 실시예는 여러 방식으로 결합할 수 있다. 예컨대, 화상으로부터 고위험 상황이 임박함을 결정하면, OCT 화상 프로세서(201)는 외과의사에게 피드백 신호를 디스플레이할 수 있으며, 레이저 제어기(130)에 대한 제어 신호를 준비할 수 있어서 시술을 정지할 수 있다. OCT 화상 프로세서(201)는 그 후 미리 결정된 시간 동안 외과의사로부터 변경 입력을 대기할 수 있다. 미리 결정된 시간 내에 그러한 변경 입력의 부재 시에, OCT 화상 프로세서(201)는 자체적으로 동작을 진행할 수 있어서 임박한 고위험 상황을 방지할 수 있으며, 제어 신호를 레이저 제어기(130)에 전송할 수 있어서 외과의사로부터 입력을 더 대기하지 않고도 시술을 정지할 수 있다.
- [0066] 도 2a 및 도 2b는 수정체(5)의 후방 부위에서 타겟 스캔 패턴(302)을 계획한 레이저 제어기(130)의 특정한 예를 예시한다. 백내장 수술용 시스템(100)은 타겟 스캔 패턴(302)에 따라 수술용 레이저 빔(304)을 적용할 수 있어서, 제1 광-파열 부위(306)를 만들 수 있다. 그러나 결상 레이저 빔(308)을 통한 제1 광-파열 부위(306)의 후속한 결상은 제1 광-교란 부위(306)가 그 의도한 타겟 스캔 패턴(302)으로부터의 편차(310)만큼 벗어나 형성되었을 수 있음을 나타낼 수 있다. 편차(310)는 타겟 스캔 패턴(302)에 대해 제1 광-파열 부위(306)의 위치, 배향 또는 형상의 편차일 수 있다. 이러한 잘못된 배치나 잘못된 교정은 여러 가지 이유로 발생할 수 있다: 특히 수술 전의 진단 프로세스 동안 외과의사에 의한 잘못된 입력, 안내 광학장치(120)의 생성 프로세스의 제조 비정밀성, 구성요소의 열 팽창, 초기 결상 이후 환자에 의한 이동, 환자 인터페이스(124)의 압력에 의해 초래된 눈의 변형 또는 눈(1)의 굴절 속성의 잘못된 특징화.
- [0067] 도 2b는, 일부 실시예에서, SD-OCT 결상 시스템(200)이 타겟 스캔 패턴(302)의 피드백 화상과 제1 광-파열 부위(306)의 화상을 분석 없이 디스플레이할 수 있음을 예시한다. 이러한 피드백 화상으로부터, 외과의사는 시각적으로 편차(310)를 결정할 수 있으며 보상 변경 입력을 입력할 수 있어서 레이저 제어기(130)가 변경된 스캔 패턴(312)을 생성하게 할 수 있다. 다른 실시예에서, SD-OCT 결상 시스템(200)은 교정 표시를 디스플레이할 수 있어서 외과의사의 분석을 보조할 수 있다.
- [0068] 다른 실시예에서, OCT 화상 프로세서(201)는 편차(310)를 결정할 수 있다. 그 후, 다른 실시예에서, OCT 화상 프로세서(201)는, 스캔 패턴의 시프트의 제안된 크기와 방향과 같은 외과의사에 대한 피드백과 추천, 또는 외과 의사에 대한 경고 사인뿐만 아니라 결정된 편차(310)를 디스플레이할 수 있다. 이들 실시예에서, 외과의사는 편차(310)를 감소된 편차(310r)로 감소시킬 목적으로 변경 입력을 레이저 제어기(130)에 입력할 수 있어서 변경된 스캔 패턴(312)의 생성을 초래할 수 있다. 또 다른 실시예에서, OCT 화상 프로세서(201)는, 외과의사로부터 변경 입력을 전혀 대기하지 않고도, 직접 레이저 제어기(130)에 신호를 보낼 수 있어서, 변경된 스캔 패턴(312)의

전자 표식을 생성하여, 결정된 편차(310)를 감소된 편차(310r)로 감소시킬 수 있다.

[0069] 도 2b는, 변경된 스캔 패턴(312)의 생성이 상기 실시예 중 임의의 실시예에서의 안내 광학장치(120)의 잘못된 교정을 고려할 수 있음을 예시한다. 변경된 스캔 패턴(312)은 타겟 스캔 패턴(302)으로부터 가이드 광학장치(120)의 대략 잘못된 교정만큼 시프트될 수 있어서, 수술용 레이저 빔(304)이 안내 광학장치(120)의 잘못된 교정으로 인해 변경된 스캔 패턴(312)으로부터 벗어나 배치된 제2 광-파열 부위(314)를 형성할 때, 제2 광-파열 부위(314)는 원래 의도한 타겟 스캔 패턴(302)에 가까이에서 있게 되어, 편차(310)를 감소한 편차(310r)로 감소시킨다.

[0070] 도 2c는, OCT 화상 프로세서(201)가 제1 광-파열 부위(306)가 부주의하게 위험 부위(316) 내로 형성되거나 연장되는지를 결정할 수 있는 관련 실시예를 예시한다. 위험 부위(316)에 형성된 제1 광-파열 부위(306)는 후방 캡슐 층의 완전성을 위협하게 하며, 이 층에 구멍을 뚫을 수 있고, 캡슐(6)에 구멍을 낼 수 있으며, 복잡한 유리체 절제 시술을 필요로 할 수 있다. 이점은 백내장 시술의 위험을 상당히 높일 것이다.

[0071] 그러한 구멍을 회피하기 위해, 여러 실시예에서, OCT 화상 프로세서(201)는 피드백 화상(들) 또는 SD-OCT 결상 시스템(200)의 본질적으로 라이브인 결상을 분석할 수 있어서, 제1 광-파열 부위(306)가 위험 부위(316)에서 후방 캡슐 층에 너무 가깝게나 그 내부에 형성되었는지를 모니터링할 수 있다. OCT 결상 프로세서(201)가 제1 광-파열 부위(306)가 이 위험 부위(316)에 형성되었음을 감지한다면, OCT 화상 프로세서(201)는 외과의사에게 경고 피드백을 디스플레이할 수 있거나, 레이저 제어기(130)에 대한 제어 신호를 생성할 수 있어서, 변경된 스캔 패턴(312)의 생성을 초래할 수 있다. 상기 모든 실시예에서, 레이저 제어기(130)는 변경된 스캔 패턴(312)을 생성할 수 있고, 수술용 레이저 빔(304)을 적절히 보낼 수 있어서, 위험 부위(316) 외부에 제2 광-파열 부위(314)를 형성할 수 있다.

[0072] 일부 실시예에서, OCT 화상 프로세서(201)와 레이저 제어기(130)는 부분적으로 또는 완전히 통합될 수 있다. 예컨대, 단일 통합된 프로세서는 OCT 화상 프로세서(201)의 화상 처리 기능과 레이저 제어기(130)의 스캔 생성 기능 모두를 실행할 수 있다.

[0073] 도 3a 내지 도 3e는, 타겟 스캔 패턴(302)이 찹 패턴인 실시예를 예시한다. 일부 경우에, 백내장 외과의사는 수정체를 2, 4 또는 6개의 부분으로 잘라 낭 절제를 통한 그 제거나 흡입을 용이하게 하는 것을 선택할 수 있다.

[0074] 도 3a 내지 도 3b는 백내장 수술의 설계 단계에서 외과의사로부터 대응하는 입력을 수신하면, 레이저 제어기(130)는 예컨대 (x, z) 및 (y, z) 평면에 형성된 두 개의 찹 평면 상에 지점으로 구성된 타겟 스캔 패턴(302)을 생성할 수 있음을 예시한다. 이상적인 백내장 시술에서, 제1 세트의 레이저 필스가 이 타겟 스캔 패턴(302)에 적용될 때, 생성된 제1 광-파열 부위(306)는 네 개의 찹 평면을 포함하며, 평면은 수정체를 그 찹 평면을 따라서 네 개의 세그먼트로 자른다.

[0075] 도 3c 및 도 3d는 비-이상적인 경우에 수술용 레이저 빔(304)의 제1 세트의 레이저 필스가 타겟 스캔 패턴(302)의 지점에 보내지고 제1 광-파열 부위(306)가 형성되기 시작한 이후 의도하지 않은 수술 부산물(320)이 또한 형성될 수 있음을 예시한다. 이 수술 부산물(320)은, 후속한 레이저 필스를 망막을 향하는 것과 같이 의도하지 않은 방향으로 산란시킬 수 있거나 다시 보낼 수 있어서 아마도 손상 및 광독성(phototoxicity)을 초래할 수 있는 하나의 큰 거품으로 합쳐지는 새롭게 형성된 광-파열 거품 그룹일 수 있다. 그러므로, 후속한 레이저 필스가 가스 거품(320)에 보내진다면, 광-파열 프로세스의 정밀도는 감소할 수 있으며, 그 위험은 증가할 수 있다.

[0076] 의도하지 않은 발생과 같은 것은, SD-OCT 결상 시스템(200)의 화상을 분석함으로부터 가스 거품이나 다른 수술 부산물(320)의 형성을 인식할 수 있는 OCT 화상 프로세서(201)에 의해 회피될 수 있다. SD-OCT 화상이 본질적으로 라이브 속도로 생성될 수 있으므로, OCT 화상 프로세서(201)는 이러한 인식을 시의적절하고 동작 가능한 피드백으로서 외과의사나 레이저 제어기(130)에게 중계할 수 있어서, 다음에 기재할 바와 같이 변경 응답을 프롬프팅(prompt)할 수 있다.

[0077] 도 3c 및 도 3d는, 피드백이 OCT 화상 프로세서(201)가 화상을 분석하고, 찹 패턴의 추천된 회전 정도를 결정하여 추천된 회전 찹 패턴을 외과의사에게 디스플레이하여 대응하는 변경 입력을 입력하는 형태를 취할 수 있음을 예시한다. 다른 실시예에서, OCT 화상 프로세서(201)는 제어 신호를 직접 레이저 제어기(130)에 적용할 수 있어서, 회전된 찹 패턴의 전자 표식을 변경된 스캔 패턴(312)으로서 생성할 수 있어서, 회전된 찹 패턴(312)은 가스 거품(320)과 중첩하지 않게 된다. 회전된 찹 패턴(312)은 수정체(5)의 전체 z -깊이 범위에 걸쳐 연장할 수 있어서, 실제로 시술을 다시 시작할 수 있거나, 부분 찹 패턴일 수 있어서, 원래의 타겟 스캔 패턴(302)이 폐기되었던 z -깊이로부터 절개를 계속할 수 있다.

- [0078] 도 3e는, OCT 화상 프로세서(201)는 수술용 레이저 빔(304)을 변경되거나 회전된 스캔 패턴(312)의 지점에 보내서 합쳐진 거품(320)과 중첩하지 않는 제2의 또는 회전된 또는 변경된 광-파열 영역(314)을 형성할 것을 추천할 수 있음을 예시한다. 이 실시예는 따라서 수술용 레이저 빔(304)이 의도하지 않은 방향으로 산란됨을 회피하여, 백내장 시술의 위험을 감소시킨다.
- [0079] 도 4a는, OCT 화상 프로세서(201)가 수술 부산물(320)의 출현을 감지함에 응답하여, 변경된 또는 중첩되지 않은 스캔 패턴(312)을 형성하는 대안적인 실시예를 예시한다. 여기서, 변경된 또는 중첩되지 않은 스캔 패턴(312)은 회전된 찹 평면을 포함하지 않는다. 대신, 중첩은, 수술용 레이저 빔(304)이 변치 않는 타겟 스캔 패턴(302)에 따라 스캐닝됨으로써, 그러나 레이저 제어기(130)가 수술 부산물 거품(320)에 보내질 레이저 펄스를 블랭킹 아웃(blanking out)함으로써 회피된다. 레이저 제어기(130)는, 스캐닝이 수술 부산물 거품(320)을 지나쳐 이동하면, 레이저 펄스를 언-블랭크(un-blank)할 수 있어서, 타겟 스캔 패턴(302)의 지점 모두와 충돌할 수 있다.
- [0080] 도 4b는, 원래의 타겟 스캔 패턴(302)을 따라 수술용 레이저 빔(304)의 스캐닝을 계속하는 것이 SD-OCT 결상 시스템(200)의 피드백 화상나 라이브 속도 화상 스트림을 분석함으로써 제1 광-파열 부위(306)가 수술 부산물 거품(320)과 중첩하게 할 것임을 OCT 화상 프로세서(201)가 인식하면, 프로세서는 수술용 레이저 빔(304)의 스캐닝을 단지 정지할 수 있는 또 다른 실시예를 예시한다. 일부 실시예에서, OCT 화상 프로세서(201)나 레이저 제어기(130)를 정지시킨 후 시스템 운영자에게 프롬프트를 디스플레이할 수 있어서, 변경 입력이나 정정 동작을 요청할 수 있다.
- [0081] 일부 수술용 시나리오에서, 복수의 거품(320-i)은 동시에 어느 정도 형성될 수 있다. 그러므로, 백내장 수술용 시스템(100)의 일부 실시예는 복수의 거품을 동시에 회피하는 변경된 스캔 패턴(312)을 생성하도록 구성될 수 있다.
- [0082] 도 4c 및 도 4d는 일부 실시예에서 OCT 화상 프로세서(201)가 제1 광-파열 부위(306)로부터 차별화되는 화상의 일부분을 분석하여 이 분석을 기반으로 하여 피드백을 생성하도록 구성될 수 있음을 예시한다. 이 특정한 예에서, 제1 광-파열 부위(306)의 형성으로 인해, 수정체(5) 및 그에 따라 수정체 캡슐(6)이 화살표로 나타낸 바와 같이 팽창할 수 있다. SD-OCT 결상 시스템(200)은 이 팽창된 전방 캡슐 층(322)을 결상할 수 있다. OCT 화상 프로세서(201)는 이 화상을 분석할 수 있어서, 팽창된 전방 캡슐 층(322)의 위치 시프트를 결정할 수 있다.
- [0083] 전방 캡슐 층의 위치를 아는 것은 백내장 시술에서 중요하며, 그 이유는 일부 실시예에서 낭 절개 타겟 스캔 패턴(324)이 전방 캡슐 층을 절개하도록 배치되기 때문이다. 낭 절개 타겟 스캔 패턴(324)이 캡슐 팽창 전 촬영한 화상에 따라 배치된다면, 수술용 레이저 빔(304)은 부정확한 위치에서 낭 절개를 만들고자 시도할 것이다.
- [0084] 도 4d는, 이러한 구성이 발생하는 것을 방지하기 위해, OCT 화상 프로세서(201)가 팽창된 전방 캡슐 층(322)의 위치 시프트를 결정할 수 있으며, 이 시프트를 시스템 운영자에게 디스플레이하여 변경 입력을 레이저 제어기(130)에 입력할 수 있거나, 이 시프트를 직접 레이저 제어기(130)에 신호로 알릴 수 있어서, 어느 경우에도, 레이저 제어기가 팽창된 캡슐에서 낭 절개를 적절히 생성하는 변경된 낭 절개 스캔 패턴(326)을 생성할 수 있음을 예시한다.
- [0085] 도 5a 내지 도 5d는 레이저-보조 낭 절개나 절제를 형성하는 구성과 연계되는 다른 실시예를 예시한다. 이 실시예에서, OCT 화상 프로세서(201)는 반복되는 피드백 화상나 라이브 스트리밍 화상을 분석할 수 있어서 제1 광-파열 부위(306) 내에서 절개되지 않은 부분, 즉 "태그"(330)를 식별할 수 있으며, 여기서 광-파열의 효율은 제한되었으며, 따라서 전방 캡슐 막은 충분히 절개되지 않아서, 절개되지 않은 부분, 즉 "태그"(330) 남겨두게 되었다. 그러한 태그(330)는, 캡슐 리드 또는 캡이 외과의사에 의해 제거될 때 캡슐이나 캡슐 막을 찢을 위험을 높일 수 있다. 그러한 원치 않은 또는 높은 위험의 결과를 방지하기 위해, OCT 화상 프로세서(201)는, 추가적인 변경된 스캔 패턴(312)을 따라 스캐닝함으로써 태그(330)를 제거하는 방법에 대한 추천을 외과의사에게 디스플레이할 수 있거나, 제어 신호를 레이저 제어기(130)에 적용할 수 있어서 직접적으로 변경된 스캔 패턴(312)의 전자 표식을 생성하여 적어도 태그(330)를 재스캔하여, 재-스캐닝된 태그-부위(332)를 제2 광-파열 부위(314)로서 생성할 수 있다. 이러한 재-스캐닝으로, 제1 광-파열 부위(306)와 제2 광-파열 부위(314)는 완료된 광-파열 부위(334), 이 경우에 완료된 낭 절개(334)를 형성할 수 있어서, 외과의사는 최소한의 찢김 위험을 갖고 캡슐 리드나 캡을 제거할 수 있다.
- [0086] 도 6은, 일부 실시예에서 SD-OCT 결상 시스템(200)은, 광대역 광원(210)을 포함하여 광대역 광이나 레이저 빔을 생성하는 분광계-기반-OCT(SB-OCT) 결상 시스템(200)을 포함할 수 있음을 예시한다. 광대역 빔은 평균 파장(λ_0) 및 상대적인 광대역폭($\Delta\lambda$)을 가질 수 있다. 일부 통상적인 예에서, λ_0 는 800-1100nm 범위에 있을 수 있으

며, $W_{\text{소스}}$ 는 10-150nm 범위에 있을 수 있다.

[0087] 광대역 빔은, 제1 빔 분할기(212)를 포함할 수 있는 빔 안내 시스템(211)에 입력될 수 있다. 제1 빔 분할기(212)는 광범위 빔을 화상 빔(222)과 기준 빔(224)으로 분할할 수 있다. 화상 빔(222)은 제2 빔 분할기(214)에 의해 안내 광학장치(120)의 주 광학 경로 내로 안내될 수 있고, 이로부터 대물렌즈(122) 및 아마도 환자 인터페이스(124)를 통해서 눈(1)으로 안내될 수 있다. 빔 안내 시스템(211)은 또한 눈(1)으로부터 반환된 화상 빔(222r)을 제1 빔 분할기(212)로 안내할 수 있다. 화상 빔(222) 및 반환된 화상 빔(222r)은 이미 함께 결상 레이저 빔(308)으로서 지칭되었다.

[0088] 게다가, 빔 안내 시스템(211)은 기준 빔(224)을 기준 미러(216)로 안내할 수 있고, 기준 미러(216)로부터 반환된 기준 빔(224r)을 안내할 수 있어서, 반환된 화상 빔(222r)과 반환된 기준 빔(224r)을 제1 빔 분할기(212)에서 결합된 빔(226)으로 결합할 수 있다. 결합된 빔(226)은 눈(1)으로부터의 결상 정보를 반환된 화상 빔(222r)과 반환된 기준 빔(224r)의 간섭으로 반송한다. 일부 실시예는 기준 미러(216) 대신에 또는 이와 연계하여 다른 타입의 자연 요소를 사용할 수 있다. 다른 실시예는 반환된 화상 빔(222r)과 반환된 기준 빔(224r)을 결합하기 위해 또 다른 빔 분할기를 사용할 수 있다. 일부 실시예에서, 빔 안내 시스템(211)은 마흐젠더 간섭계를 포함할 수 있다. 그러한 시스템은 유리한 잡음 감소 속성을 가질 수 있다.

[0089] TD-OCT 결상 시스템은, 특히 미첼슨-몰리(Michelson-Morley) 간섭계와 같이, 각(x, y) 지점에 대해 별도로 대응하는 거리 범위에서 기준 미러(216)를 순차적으로 이동시킴으로써 z 결상 범위에서 상이한 z-깊이로부터 결상 데이터를 포착한다. 대조적으로, SD-OCT 결상 시스템은 광대역 결상 광의 상이한 스펙트럼 성분을 사용하여 상이한 z-깊이로부터의 결상 데이터를 병렬로 포착한다. SD-OCT 결상 시스템은 상이한 광장에서 병렬로 동작하는 많은 미첼슨-몰리(MM) 간섭계로서 생각될 수 있다. 상이한 광장에서 동작하는 MM 시스템은 상이한 z-깊이에서 눈(1)을 결상하므로, SD-OCT 시스템(200)의 결합된 빔(226)은 눈(1)의 모든 z-깊이로부터 결상 데이터나 정보를 동시에 반송하며, 따라서 기준 미러(216)와 같이 임의의 기계식 시스템 구성요소의 이동이나 스캐닝을 필요로 하지 않는다. 앞서 논의한 바와 같이, SD-OCT 시스템에서의 기계식 스캐닝의 이러한 부재는 TD-OCT 결상 시스템에 비해 적어도 10, 또는 더 통상적으로는 100-1,000의 인자만큼 결상 속도의 가속으로 바뀌게 된다.

[0090] SD-OCT 결상 시스템(200)은 또한 결합된 빔(226)을 수신하도록 구성된 OCT 카메라(230)를 포함할 수 있다. 모든 z-깊이에 대한 화상 정보를 복구하기 위해, 결합된 빔(226)은 프리즘이나 격자와 같은 스펙트럼 분해기(spectral decomposer)(231)에 의해 그 스펙트럼 성분으로 분해될 수 있다. 광장(λ)을 중심으로 $\delta \lambda$ 의 대역폭과 빔이 반송하는 간섭 정보를 갖는 각 스펙트럼 성분은 센서 어레이(232)의 개별 센서에 의해 병렬로 감지될 수 있으며, 센서는 서로로부터 거리(d')만큼 분리되어 있다. 센서에 의해 개별적으로 감지된 간섭 정보는 그 후 고속-푸리에-변환기(FFT) 시스템(233)에 의해 전체 z-깊이 범위의 화상을 재구성하는데 사용될 수 있어서, 감지된 스펙트럼 성분으로부터 푸리에 변환을 생성할 수 있다. 실제로, 상이한 광장 성분에 의해 반송된 간섭 데이터나 정보는 결상된 z-깊이 범위의 동시에 또는 본질적으로 즉각적인 "z-스캐닝"으로 바뀔 수 있다. 이러한 간섭 데이터의 "z-스캔" 데이터로의 바뀜은 화상 생성기(234)에 의해 실행될 수 있어서, 감지된 스펙트럼 성분의 푸리에 변환으로부터 OCT 화상을 생성하여 출력할 수 있다.

[0091] OCT 카메라(230)의 일부 실시예는 센서 어레이(232)의 센서로서 CCD(Charge-Coupled Device) 픽셀을 사용할 수 있다. 다른 실시예는 CMOS 센서를 사용함으로써 개선된 판독 속도를 달성할 수 있다. 그러한 실시예에서, CMOS 센서는 병렬로 판독될 수 있다. 또한, CMOS 실시예에서, 결상으로 인해 그 콘텐츠가 변화되는지에 기반으로 하여, 결상 전에 선택되거나, 실시간으로 선택되는 해당 센서나 픽셀만을 판독할 수 있다. 이를 양상 모두는 CMOS 픽셀을 매우 유용하게 하여, OCT 카메라(230)의 성능을 가속화한다.

[0092] 표준 광학 분석을 사용하여, SD-OCT 시스템(200)의 중요한 결상 및 성능 파라미터는 다음과 같이 그 구조 및 설계 파라미터에 의해 특징이 정해질 수 있다. 스펙트럼 분해기(231)는 결합된 빔(226)의 상이한 광장 성분을 약간 상이한 방향으로 보내지므로, 개별 센서나 픽셀이 더 작아지고 더 밀집하여 배치될수록(d' 가 더 작을수록), $\delta \lambda$ 광장/스펙트럼 범위는 OCT 카메라(230)에 의해 더 좁게 분해된다. 픽셀 밀도 외에 $\delta \lambda$ 를 결정하는 다른 수량은 광장의 총 범위, 즉 OCT 카메라(230)의 대역폭($W_{\text{카메라}}$)이다. 간단한 배치로, $\delta \lambda$ 는 대역폭($W_{\text{카메라}}$)에 비례하며, 센서 어레이(232)의 행에서 픽셀 개수에 반비례한다.

[0093] 중요한 결상 z-깊이 범위, 또는 z-결상 범위, L_{max} 는 직접적으로 $\delta \lambda$ 와 관련된다. 즉, $\delta \lambda$ 광장 범위가 더 좁을수록, z 방향에서 결상 범위는 더 넓어지며, 이는 이들 두 개의 수량이 역 푸리에 변환에 의해 연결되기 때문이다. 특히, 이론적 최대 결상 범위는 다음과 같다:

$$[0094] L_{\max} = \frac{1}{4} \left(\frac{\lambda_0^2}{\delta\lambda} \right) = \frac{1}{2} \frac{1}{Nf} \quad (1)$$

[0095] 여기서, $\delta(\lambda_0)$ 은 광대역 광원(210)의 평균 또는 중심 파장을 지칭하며, Nf는 OCT 카메라(230)의 나이키스트 주파수를 지칭한다. 실제로, 추가 인자는 유효 결상 범위를 신호 대 잡음비와 같이 이 이론적 최대치 미만으로 제한할 수 있다. 그러므로, 유효 결상 범위는 통상 이 이론적 $\delta(L_{\max})$ 보다 더 작다.

[0096] 결상 범위를 제한할 수 있는 한 인자는 또한 라일리(Rayleigh) 범위(R)이다. R은, 광원(210)의 개구수(NA)와 파장(λ_0)에 의해 제어되는 Δx , 즉 횡방향 x 방향에서의 해상도 또는 "횡방향 해상도"를 사용하여 표현될 수 있다. 특히, Δx 는 다음과 같이 표현될 수 있다:

$$[0097] \Delta x = \frac{4}{x} \left(\lambda_0 \frac{f}{d} \right) \quad (2)$$

[0098] f는 초점거리이며, d는 대물렌즈(122)의 동공이며, 이들의 비가 NA를 결정한다. Δx 를 사용하여, 앞서 논의한 라일리 범위(R)는 다음과 같이 표현될 수 있다:

$$[0099] R = \frac{\pi}{2} \left(\frac{(\Delta x)^2}{\lambda_0} \right) \quad (3)$$

[0100] 라일리 범위(R)는 초점거리와 깊이 사이의 z 방향 거리로서 종종 한정되며, 여기서 범의 폭은 초점 깊이에서 폭의 $\sqrt{2}$ 배이다. 그에 따라, R은, 기하학적 및 파장 광학장치에 의해 제한됨에 따라 고 해상도 결상을 가능케 하기에 충분히 범이 좁은 z-범위의 특징을 정한다. 이러한 맥락에서, L_{\max} 는 광원(210)과 센서 어레이(232)의 해상도에 의해 제한됨에 따라 z-결상 범위의 특징을 정하는 것으로서 생각될 수 있다. 예컨대 가우시안 범에 대해서와 같이 최적인 것으로 종종 생각되는 시스템 설계 원리는 이들 두 개의 z-범위를 서로 정렬하게 한다. 예컨대, 일부 구현에서, L_{\max} 는 본래 1-6R과 같도록 선택될 수 있다:

[0101] $L_{\max}=1, \dots, 6R \quad (4)$

[0102] 동일한 설계 원리가 광범위하게 사용되는 "초점 깊이"의 개념을 통해 언급될 수 있으며, 이러한 개념은 종종 라일리 범위의 두 배로서 한정된다.

[0103] 방정식(1) 내지 (4)에 기재된 바와 같이, z-결상 범위는 L_{\max} 와 R에 의존하며, 이들 값은 이제 λ_0 , $\delta\lambda$, $W_{\text{카메라}}$, $W_{\text{소스}}$, f, d' , Nf 및 d를 포함한 시스템 설계 파라미터에 의존한다. 따라서, 백내장 수술용 결상 시스템의 경우, 상기 시스템 설계 파라미터는, SD-OCT 결상 시스템(200)의 z-깊이 결상 범위가 4-20mm 또는 6-10mm의 범위에서 속하는 것과 같이 4mm 또는 6mm를 초과하여, 백내장 수술용 시스템(100)이 고해상도 및 충분히 빠른 결상에 의해 백내장 수술을 보조할 수 있게 하도록 선택될 것이다. 이러한 설계 요건은 꽤 부담이 되며, 백내장 결상 시스템을 각막 또는 망막 결상 시스템으로부터 구별한다.

[0104] 도 7은, 큰 z-깊이 결상 범위뿐만 아니라 빠른 결상 시간을 보장할 수 있어서, SD-OCT 결상 시스템(200)이 본래 라이브인 비디오 속도에서 동작하는 것을 포함하여 시의적절하고 그에 따라 동작 가능한 방식으로 피드백 화상을 제공하게 하는 실시예를 예시한다. 앞서 논의한 바와 같이, SD-OCT 결상 시스템(200)을 구비한 백내장 수술용 시스템(100)은 OCT 화상 프로세서(201)와 레이저 제어기(130)를 포함하는 그 제어 시스템이 본래 실시간으로 동작하게 할 수 있으며, 수신된 피드백 결상 정보에 따라 수술 동안 수술용 스캔 패턴을 조정하거나 변경하는 옵션을 갖는다.

[0105] 이하에서 더 상세하게 기재된 바와 같이, 도 7의 실시예는 또한 미리 계산된 스캔 패턴을 사용하여 특히 빠르게 OCT 결상 범(308/222)을 스캐닝하도록 구성될 수 있다. 일부 실시예에서, SD-OCT 결상 시스템(200)의 이들 빠른 결상 리프레시 속도는 전용 입출력 보드(260)를 포함함으로써 달성될 수 있다.

[0106] 전용 입출력 보드(260)의 한 기능은, 결상 전용인 프로세서와 회로를 갖지 않는 일부 기존의 OCT 결상 시스템의

문제를 해결하는 것이다. 이들 시스템에서, 결상을 담당하는 프로세서는 인터리빙된, 병렬 또는 중첩된 방식으로 멀티태스킹을 하여 하나 보다 많은 기능을 실행하도록 강제되거나 프롬프팅될 수 있다. 이들 기능을 실행하기 위해, 결상 프로세서는 예컨대 결상 빔(222/308)을 스캐닝하는 작업으로부터 다른 작업으로 전환한 후 복귀함으로써 "인터럽트"를 실행할 수 있다. 그러한 인터럽트는, 그러나 짧으며, 문제를 초래할 수 있으며, 이는 스캐닝이 인터럽트에 의해 정지되거나 중지되는 시간 동안 레이저 빔이 동일한 위치를 가르친 상태로 유지될 수 있기 때문이다. 이러한 스캐닝-중지는 (x, y) 스캔의 타이밍을 방해할 수 있어서, 결상된 위치의 좌표에 에러와 잡음을 삽입할 수 있다. 출력된 스캐닝 데이터에서의 이러한 타이밍 에러는 50,100 이상의 마이크로초의 지연, 즉 종종 지터로 불리는 현상에 도달할 수 있다.

[0107] 게다가, 통상 몇몇 다른 입출력 에이전트가, 결상 프로세서가 결상 빔의 스캐닝을 구동하고 있는 동일한 시스템 버스 상에서 통신하며, 모든 에이전트는 버스의 주기 시간의 일부분을 요구한다. 채널의 일부 공유된 속성으로 인해 프로세서는 불행히도 오직 느린 데이터 전송 속도를 지원할 수 있다. 또한, 이들 경쟁적인 수요를 관리하기 위해, 시스템 버스의 주기의 일부분은 통상 제어 신호에 의해 점유된다. 그러므로, OCT 결상 시스템이, 결상 프로세서를 스캐닝 데이터를 전용 링크를 통해 단일-작업 모드로 스캐닝 유닛으로 전환함으로써 스캐닝-중지를 회피하도록 설계되더라도, 결상 프로세서는 그 다음 스캐닝 패턴을 계산하는 것과 같이 이 출력 단계 동안 그 다른 기능을 실행할 수 없을 수 있다. 이들 모든 제약은 그러한 기준의 결상 시스템의 성능을 상당히 낮춘다.

[0108] SD-OCT 결상 시스템(200)의 구현은 다음의 효율적인 설계를 사용함으로써 이들 어려움을 극복할 수 있다. 화상 빔(222)의 스캐닝은 결상 프로세서(250)와 전용 입출력 보드(260)에 의해 제어될 수 있다. 결상 프로세서(250)는 타겟 스캔 패턴(302)과 변경된 스캔 패턴(312)과 같은 스캐닝 데이터를 계산할 수 있다. 이들 스캐닝 데이터는 예컨대 OCT 화상 빔(222)이 백내장 타겟 부위에 보내지게 될 (x, y) 좌표의 시퀀스를 포함할 수 있다. 결상 프로세서(250)는 스캐닝 데이터를 계산할 수 있을 뿐만 아니라 컴퓨터 코드나 명령 세트를 저장하는 저장 매체와 연결되어 다른 기능을 실행할 수 있어서, 결상 프로세서(250)의 이들 기능을 용이하게 할 수 있다.

[0109] 전용 입출력 보드(260)는 직접 메모리 액세스(DMA) 엔진(262)으로도 지정되는 로컬 또는 전용 메모리 제어기(262)를 포함할 수 있다. DMA 엔진/메모리 제어기(262)는 계산된 스캐닝 데이터의 결상 프로세서(250)로부터 데이터 베퍼(264)를 향한 직간접적인 전송을 관리할 수 있다. 로컬 메모리 제어기(262)에 결합되는 데이터 베퍼(264)는 스캐닝 데이터를 저장할 수 있으며, 스캐닝 데이터를 고속으로 출력 디지털-아날로그 변환기(출력 DAC)(266)를 통해 출력하도록 동작할 수 있다. 출력 DAC(266)는 데이터 베퍼(264)에 결합될 수 있어서 스캐닝 데이터를 수신하며, 선택된 출력된 스캐닝 데이터를 아날로그 스캐닝 신호로 변환하고, 스캐닝 신호를 예컨대 스캐닝 데이터 버스트 모드에서와 같이 OCT 빔 스캐너(268)를 향해 출력할 수 있다.

[0110] 화상 빔(222)은 별도의 전용 결상 광학장치를 통해서 또는 부분적으로는 수술용 빔의 안내 광학장치(120)를 통해 OCT 빔 스캐너(268)에 의해 스캐닝될 수 있다. 이들 구현 중 어느 것으로도, 화상 빔(222)은 대물렌즈(122) 및 대응하는 도켓 유닛이나 환자 인터페이스(PI)(124)를 통해 눈에 입력될 수 있다. 다른 실시예로, 화상 빔(222)은 도켓 유닛(124)이 눈(1)에 도킹되지 않고도 무선으로 눈(1)으로 안내될 수 있다.

[0111] 출력 DAC(266)에 의한 스캐닝 데이터의 출력은 결상 동기화기(242)에 의해 OCT 카메라(230)의 동작에 동기화될 수 있어서, OCT 카메라(230)는 스캐닝 동작과 동기적으로 OCT 화상을 촬영할 수 있다. 동기적으로 촬영된 OCT 화상은, 지금까지 기재한 많은 수의 화상 처리 작업 중 임의의 하나를 실행할 수 있는 OCT 화상 프로세서(201)에 출력될 수 있다. 마지막으로, 생성되어 처리된 화상은 OCT 화상 디스플레이(270)에 의해 디스플레이될 수 있다. 일부 실시예에서, 결상 프로세서(250) 및 OCT 화상 프로세서(201)는 부분적으로 또는 완벽하게 통합될 수 있다.

[0112] 도 8은, 전용 입출력 보드(260)의 구현을 더욱 상세하게 예시한다. 결상 프로세서(250)는 PCI 버스(252)와 같은 버스(252)에 결합될 수 있다. 이 시스템은 또한 프로세서 메모리(254)를 포함할 수 있다. 결상 프로세서(250)는 스캔 패턴을 계산한 후 계산한 스캔 패턴을 공유된 PCI 버스(252)를 통해 프로세서 메모리(254)에 출력할 수 있다. 결상 프로세서(250)가 스캔 패턴을 생성한 후이지만, 실제 스캔 동작을 개시하기 전에, 전용 DMA 엔진(262)은 스캐닝 데이터를 프로세서 메모리(254)로부터 데이터 베퍼(264)에 전송할 수 있다. 데이터 베퍼(264)는 선입선출(FIFO) 메모리(264)일 수 있다. FIFO 데이터 베퍼(264)는 스캔 패턴 또는 스캐닝 데이터를 저장할 수 있으며, 전용 DMA 엔진(262)에 의해 프롬프팅될 때 저장한 스캐닝 데이터를 출력 DAC(266)에 출력할 수 있다. 출력 DAC(266)는 스캐닝 데이터를 아날로그 스캐닝 신호로 변환할 수 있으며 이 신호를, x 및 y 갈보 미러(galvo mirror)나 리디렉터(redirector) 요소를 제어하는 OCT 빔 스캐너(268)의 x 갈보 빔 스캐너(268x)와 y 갈보 빔 스캐너(268y)에 출력하여, 스캐닝 데이터에 부호화된 변경된 스캔 패턴(312)과 타겟 스캔 패턴(302)에 따라 OCT

화상 빔(222/308)을 스캐닝할 수 있다. 일부 구현은, x 및 y축 모두를 중심으로 회전할 수 있는 단일 갈보 미러를 제어하는 통합된 (x, y) 갈보-제어기(268xy)를 가질 수 있다. 출력 DAC(266)는 화상 동기화기(242)를 또한 구동할 수 있어서, OCT 화상의 촬영을 스캐닝 동작과 동기화할 수 있다.

[0113] 일부 구현에서, 결상 프로세서(250)는 스캐닝 데이터를 공유된 PCI 버스(252) 대신에 전용 메모리 버스를 통해서나 로컬 버스를 통해 전용 입출력 보드(260)에 출력할 수 있다. 다른 구현에서, 결상 프로세서(250)와 DMA 엔진(262) 사이에는 심지어 직접 연결이 있을 수 있다.

[0114] 이러한 설계는 적어도 다음의 이유로 효율적이다. (1) 스캐닝 데이터나 스캔 패턴은 결상 프로세서(250)에 의해 사전에 계산되어, 시간 소비적인 실시간 스캐닝 데이터 계산이 수반되지 않는다. (2) 결상 프로세서(250)는 실시간으로 스캐닝 데이터를 출력하는 작업을 하지는 않으며, 이는 사전에 계산된 스캐닝 데이터가 전용 데이터 버퍼(264)에 저장되기 때문이다. 이 설계는, 결상 프로세서(250)가 멀티태스킹함으로써 초래된 50, 40 또는 심지어 20마이크로초 미만으로 인터럽트, 중지 및 지터를 감소시킬 수 있다. (3) 스캐닝 데이터의 전송은 다른 에이전트에 의해 공유된 버스(252)에 의해 인터럽트되지 않을 것이며, 공유된 PCI 버스(252)의 통상 느린 전송 속도에 의해 낮춰지지 않을 것이다. (4) 데이터 버퍼(264)는 스캐닝 작업 전용이어서, 스캐닝 데이터의 출력은 버스트 모드와 같은 빠른 전송 모드로 실행될 수 있어서, 스캐닝 속도를 더 가속시킬 수 있다.

[0115] 게다가, 전용 입출력 보드(260)가 스캐닝 데이터의 출력을 본질적으로 독자적으로 구동하므로, 결상 프로세서(250)는 변경된 스캔 패턴(312)을 생성하는 것과 같은 스캐닝 데이터 출력과 병렬로 다른 기능을 자유롭게 실행한다.

[0116] 일부 구현에서, 출력 DAC(266)에 의한 출력의 속도는 빠를 수 있어서, SD-OCT 결상 시스템(200)의 동작 속도는 스캐닝 전자장치의 속도 대신에 OCT 카메라(230)의 적분 시간에 의해 제한될 수 있다. 이를 구현 중 일부에서, 출력 DAC(266)는 다음의 범위: 1Hz-1MHz, 100Hz-1MHz 또는 1kHz-100kHz 중 하나 내에서의 속도로 스캐닝 신호를 출력할 수 있다.

[0117] 도 9는, 일부 백내장 수술용 레이저 시스템(100)이 다른 타입의 결상 시스템, 즉 스팀프트-소스-OCT(SS-OCT) 결상 시스템(280)을 포함할 수 있음을 예시한다. SS-OCT 결상 시스템(280)은, SD-OCT 광원(210)보다 더 좁은 대역 폭($W_{\text{소스}}$)을 갖는 코히어런트 화상 빔을 방출하는 스팀프트 광장 광원(282)을 포함할 수 있다. 개선된 변조 기술에 의해, SS-OCT 광원(282)은 방출된 화상 빔(222)의 광장을 변경시킬 수 있어서, 대역폭($W_{\text{소스}}$)에 걸쳐서 광장(λ)을 시간적으로 "스위핑"할 수 있다. SS-OCT 결상 시스템(280)은, SD-OCT 결상 시스템(200)의 것과 유사한 빔 안내 시스템(211)을 사용할 수 있다. 특히, 제1 빔 분할기(212)는, 상이한 광장과 관련된 결상 정보를 반송하는 결합된 빔(226)을 다시 만들 수 있다.

[0118] 분광계-기반 결상 시스템과의 차이점으로서, SS-OCT 결상 시스템(280)은 상이한 광장이나 스펙트럼 성분을 시간적으로 분리하는 반면, SD-OCT 시스템(200)은 이를 공간적으로 분리한다. 상이한 z-깊이에 대응하는 화상 데이터를 반송하는 상이한 광장 성분은, 광장(λ)이 SS-OCT 광원(282)에 의해 스위핑됨에 따라, 시간 시퀀스로 분리된다. 그러므로, SS-OCT 시스템(280)의 OCT 카메라(230)도 또한 상이하다.

[0119] 일부 구현에서, 카메라는, 결합된 빔(226)을 검출할 수 있으며 매우 짧은 시간 간격으로 이를 분해할 수 있는 단일 검출기(284)로 구성된다. 일부 실시예에서, 검출기(284)는 애벌란시(avalanche) 광-다이오드나 광전자 배증관일 수 있다. 검출기(284)는 상이한 광장이나 스펙트럼 성분에 대응하는 검출된 신호를 데이터 빈너(binne) 세트(286)에 전송할 수 있거나 덤핑할 수 있다. SS-OCT 결상 시스템(280)의 일부 실시예는 SB-OCT 결상 시스템과 유사하며, 이는 이를 모두가 화상을 스펙트럼 분해를 통해 생성하기 때문이다. SS-OCT 화상의 스펙트럼 성분은 SB-OCT 시스템에서처럼 유사하게 OCT 화상으로 결합될 수 있다. 즉, 고속 푸리에 변환기(288)는 데이터 빈너(286)의 콘텐츠의 푸리에 변환을 실행할 수 있어서, 화상 생성기(234)가 OCT 화상을 생성하는 것을 보조할 수 있다. FFT 유닛(288)은 SD-OCT 결상 시스템(200)에서 FFT 유닛(233)과 유사할 수 있다.

[0120] 상기 기재에 따라, SS-OCT 결상 시스템(280)은, 한 단계에서 결상 데이터가 병렬로가 아니라 순차적으로 포착됨에 따라 TD-OCT 결상 시스템과 유사한 특성을 갖는다. 그러나 TD-OCT 시스템에서와 달리, 상이한 z-깊이 결상 데이터는 결합된 빔(226)의 상이한 스펙트럼 성분으로 포착되어, FFT 유닛(288)에 의한 푸리에 변환의 실행을 필요로 한다. 이런 점에서, SS-OCT 결상 시스템(280)은, 명백하게 상이한 스펙트럼 성분으로 동작하는 SD-OCT 결상 시스템(200)에 관련된다. SS-OCT 시스템은 또 다른 면에서 SD-OCT 시스템에 가깝다. 즉, 이들 시스템은 기준 미러(216)와 같이 이동하는 기계식 부분이 없이도 스팀프트 광장 광원(282)의 화상 빔의 광장을 스위핑한다. 마지막으로, 스팀프트 광장 광원(282)의 광장의 스위핑은, 어떤 이동 부분도 스위핑에 관계되지 않으므로 TD-

OCT 시스템의 스캐닝 속도를 훨씬 초과하는 속도로 실행될 수 있기 때문에, SS-OCT 시스템(280)은, 비록 SD-OCT 시스템의 결상 속도 미만일지라도, TD-OCT 시스템보다 훨씬 빠른 속도로 결상할 수 있다. 그러므로, SS-OCT 결상 시스템(280)의 구현은 또한 허용 가능한 해상도에서 라이브 리프레시 속도로 그 화상을 생성할 수 있어서, 백내장 수술용 시스템(100)에 매우 유용한 기능과 동작 가능한 피드백을 제공할 수 있다.

[0121] 도 10은 백내장 수술용 시스템(100)을 동작하는 눈 수술 방법(500)을 예시한다. 이 방법(500)은, 레이저 제어기(130)에 의해 눈(1)의 수정체(5)에 대한 타겟 스캔 패턴(302)의 전자 표식을 생성하는 단계(510); 백내장 수술용 레이저 시스템(100)에 의해 타겟 스캔 패턴(302)에 따라 눈의 수정체(5)에 수술용 레이저 빔(304)을 생성하며 스캐닝하여, 절개(306)를 수정체에 만드는 단계(520); 레이저 빔의 스캐닝이 시작된 이후 스펙트럼 영역 광간섭 단층 촬영 결상 시스템(200)으로 눈의 일부분과 절개(306)의 화상을 생성하는 단계(530); 생성된 화상을 OCT 화상 프로세서로 화상 분석을 수행하는 단계(535); 레이저 제어기(130)에 의해 변경된 스캔 패턴(312)의 전자 표식을 수행된 화상 분석에 대해 생성하는 단계(540); 및 백내장 수술용 레이저 시스템(100)에 의해 변경된 스캔 패턴(312)에 따라 눈의 수정체(5)에 수술용 레이저 빔(304)을 생성하고 스캐닝하여, 변경된 절개(314)를 만드는 단계(550)를 포함한다.

[0122] 일부 구현에서, 변경된 스캔 패턴의 전자 표식을 생성하는 단계(540)는 눈의 일부분의 생성된 화상에 응답하여 시스템 운영자로부터 변경 입력을 수신하는 단계를 포함할 수 있다.

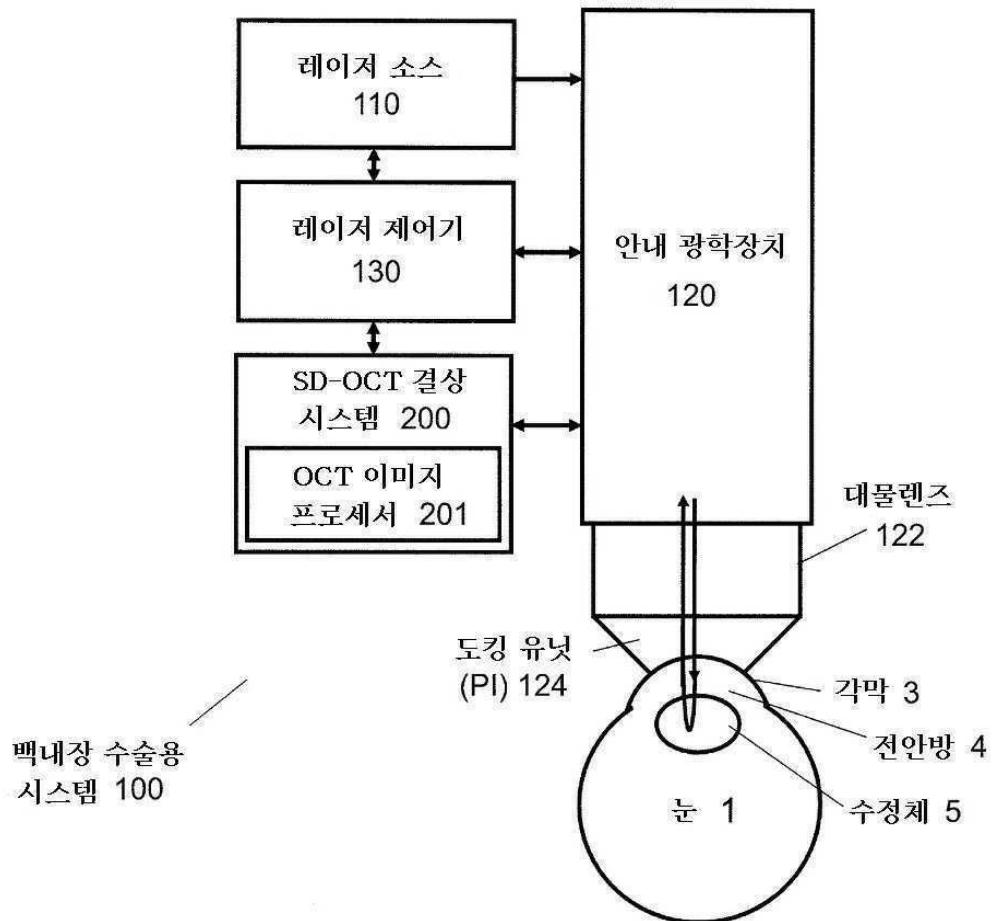
[0123] 다른 구현에서, 변경된 스캔 패턴의 전자 표식을 생성하는 단계(540)는 OCT 화상 프로세서(201)에 의해 생성된 화상을 분석하는 단계; 절개(306)의 편차를 타겟 스캔 패턴(302)에 대해 결정하는 단계; 및 레이저 제어기(130)에 대해 OCT 화상 프로세서(201)에 의해 제어 신호를 생성하여 변경된 스캔 패턴(312)을 생성하는 단계를 포함할 수 있다.

[0124] 도 11은 관련 백내장 수술 방법(600)을 예시한다. 방법(600)은 눈(1)의 수정체(5)에서의 수술용 레이저 빔(304)의 스캐닝을 레이저 제어기(130)에 의해 제어하는 단계(610); 스펙트럼 영역 광간섭 단층 촬영 결상 시스템(200)에 의해 적어도 5프레임/초의 속도로 수정체(5)의 일부분의 화상을 생성하는 단계(620); 생성된 화상을 OCT 화상 프로세서로 분석을 수행하는 단계(625); 및 OCT 화상 프로세서에 의해 수행된 분석에 응답하여 레이저 제어기(130)에 의해 수술용 레이저 빔(304)의 스캐닝을 변경하는 단계(630)를 포함할 수 있다.

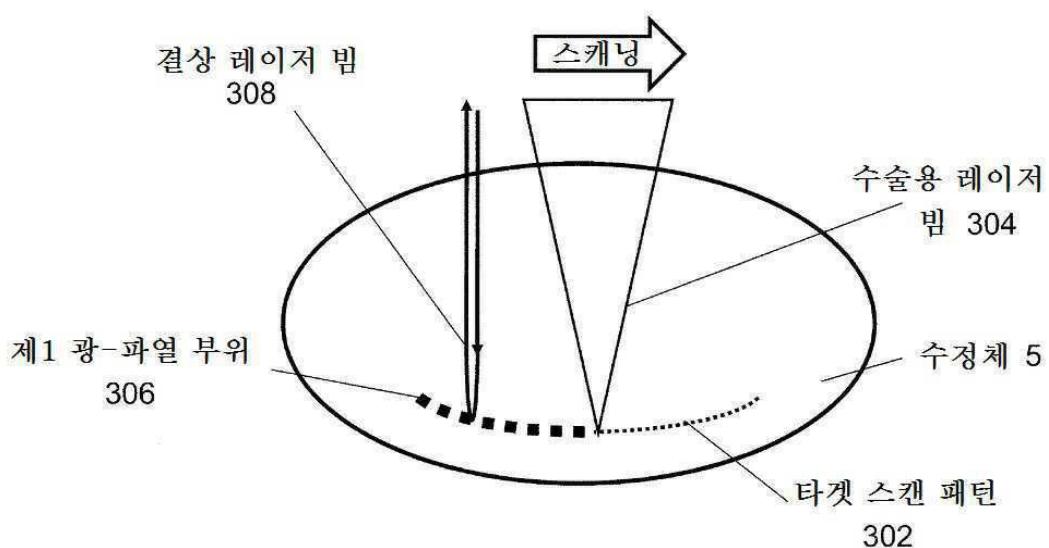
[0125] 본 명세서는 많은 세부내용을 포함하지만, 이들 내용은 청구될 수 있는 내용이나 본 발명의 적용범위에 관한 제한으로서 해석되어야 하기보다는, 특정한 실시예에 특정되는 특성의 기재로서 해석되어야 한다. 별도의 실시예의 맥락에서 본 명세서에서 기재된 특정한 특성은 또한 단일 실시예에서 조합되어 구현될 수 있다. 역으로, 단일 실시예의 문맥에서 기재된 여러 특성은 또한 별도로 복수의 실시예에서나 임의의 적절한 하위 조합으로 구현될 수 있다. 게다가, 특성은 특정 조합으로 동작하는 것으로서 앞서 기재될 수 있으며 심지어 그처럼 처음부터 청구될 수 있을지라도, 청구된 조합으로부터의 하나 이상의 특성은 일부 경우에 조합으로 실행될 수 있으며, 청구된 조합은 하위 조합이나 하위 조합의 변경에 관한 것일 수 있다.

도면

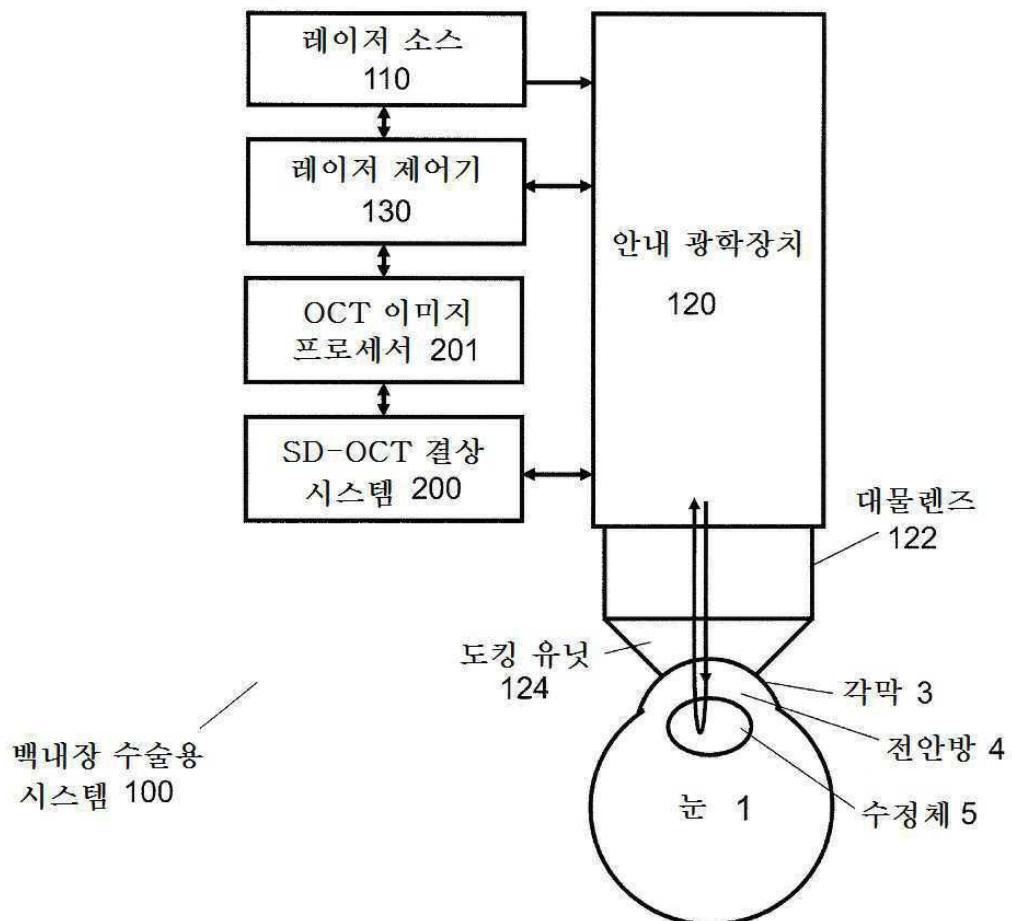
도면1a



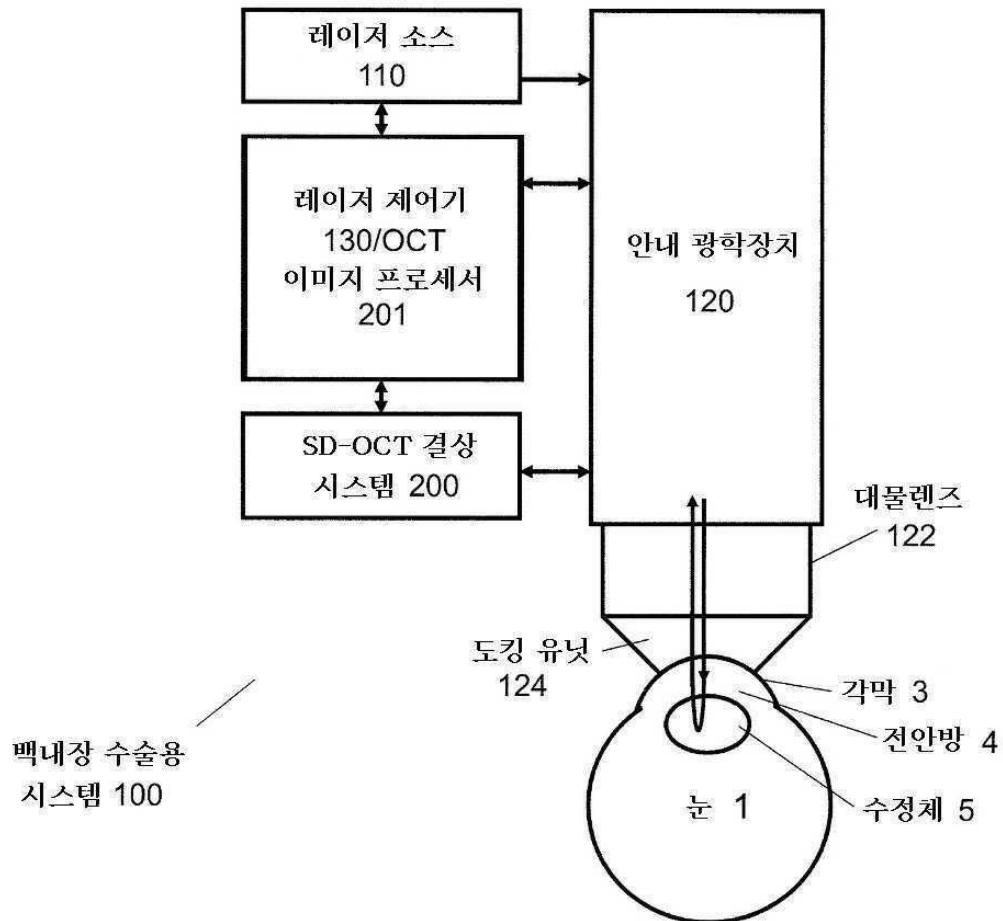
도면1b



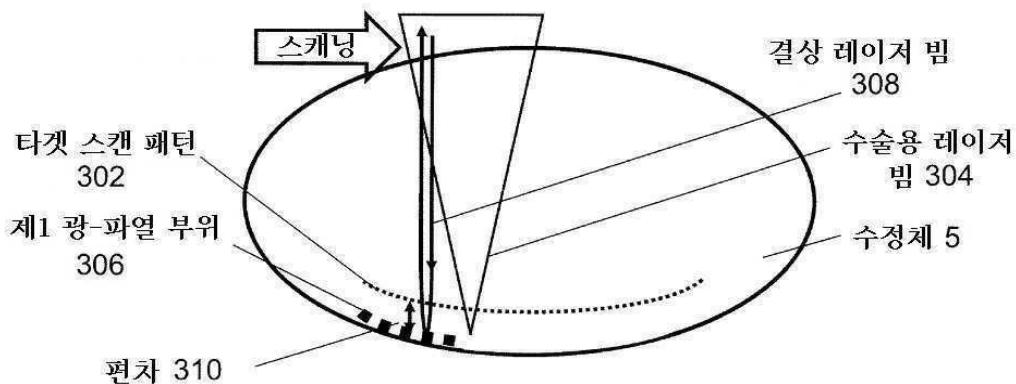
도면1c



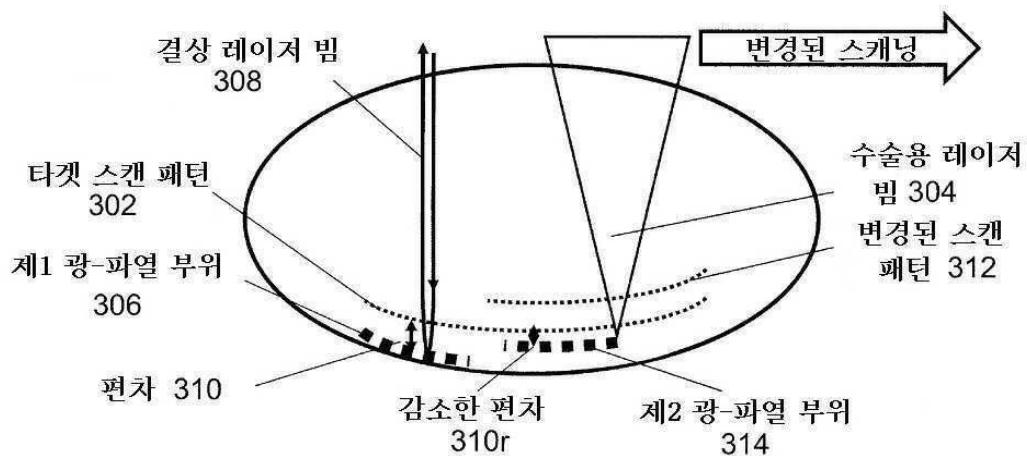
도면1d



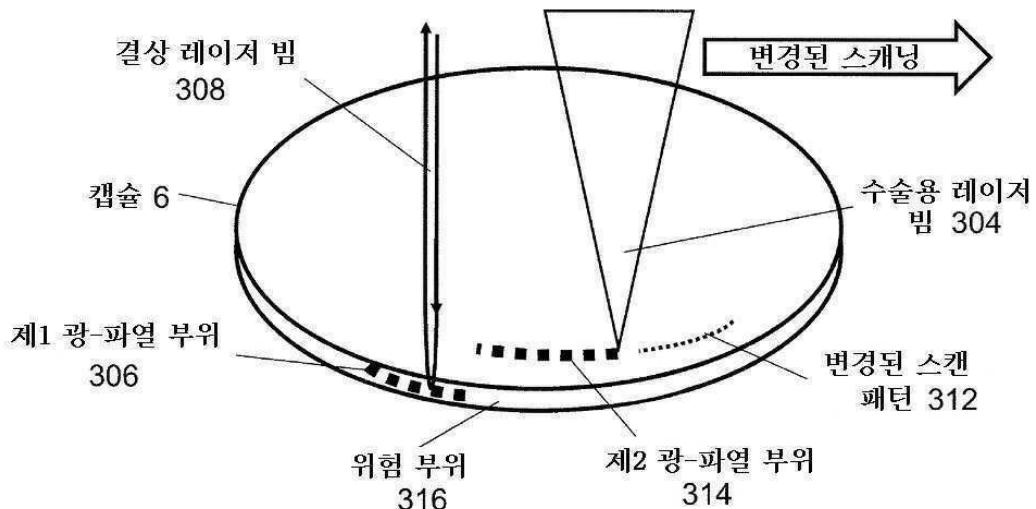
도면2a



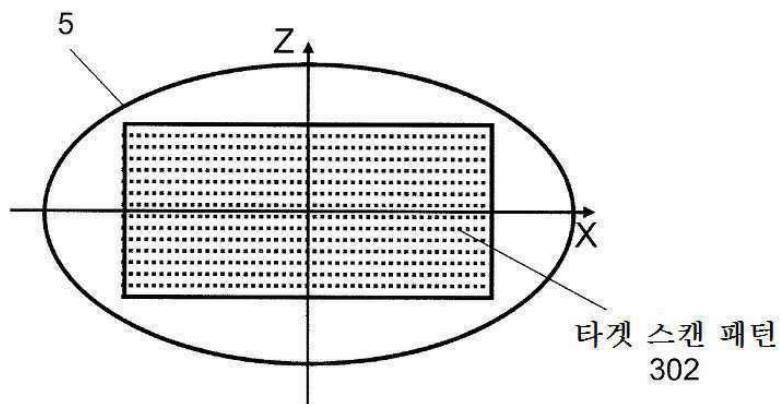
도면2b



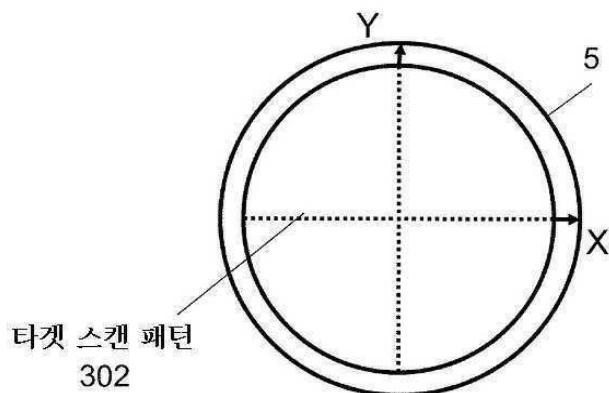
도면2c



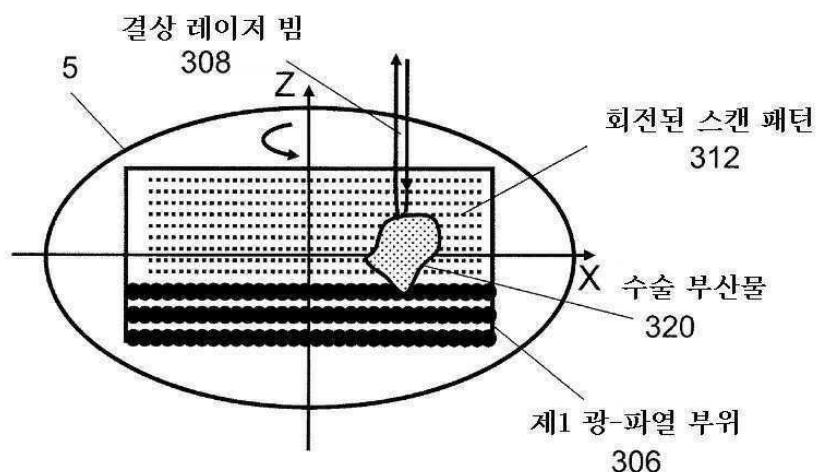
도면3a



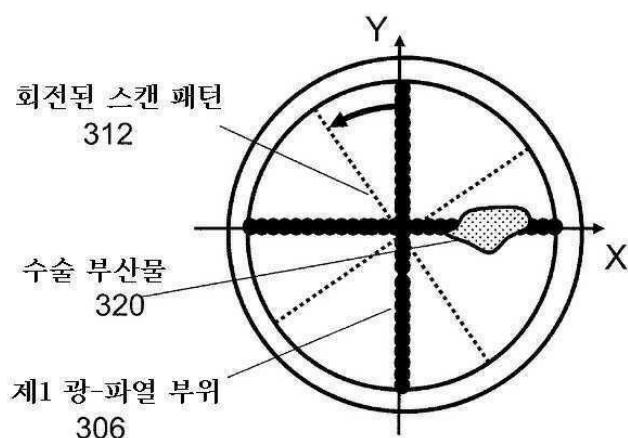
도면3b



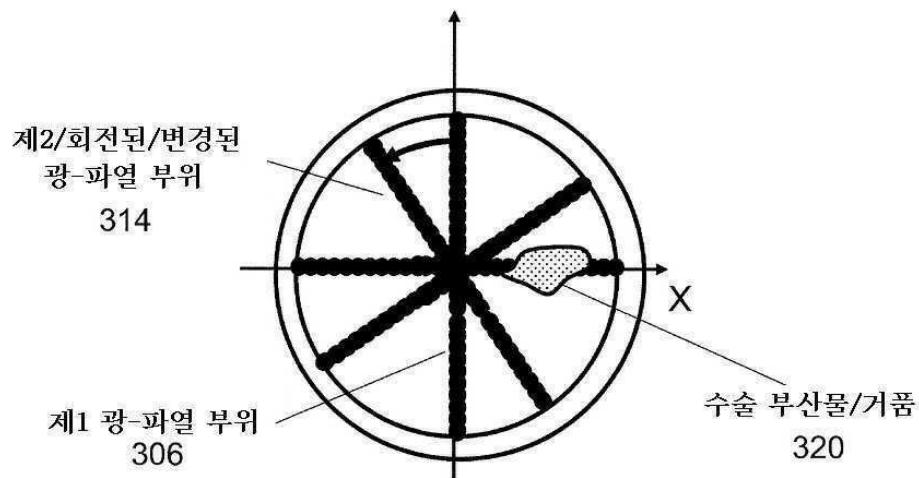
도면3c



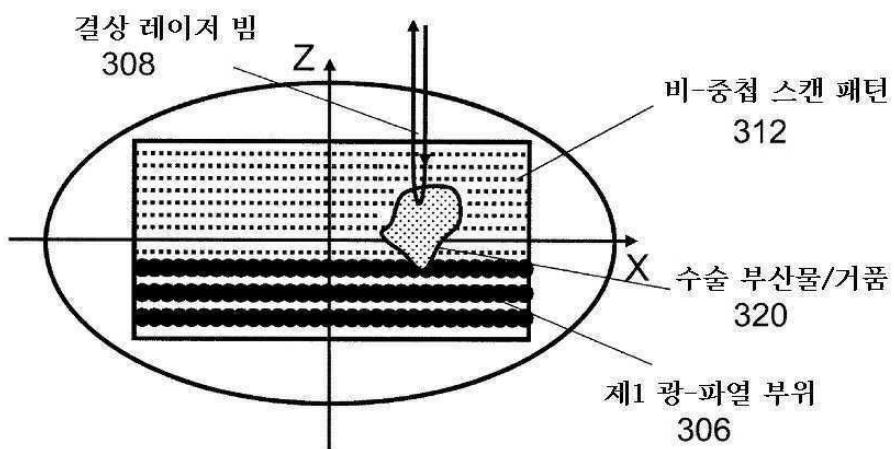
도면3d



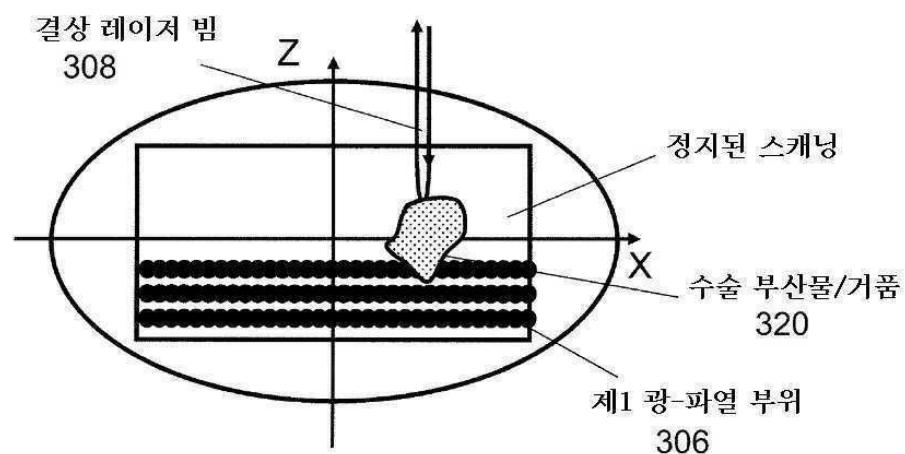
도면3e



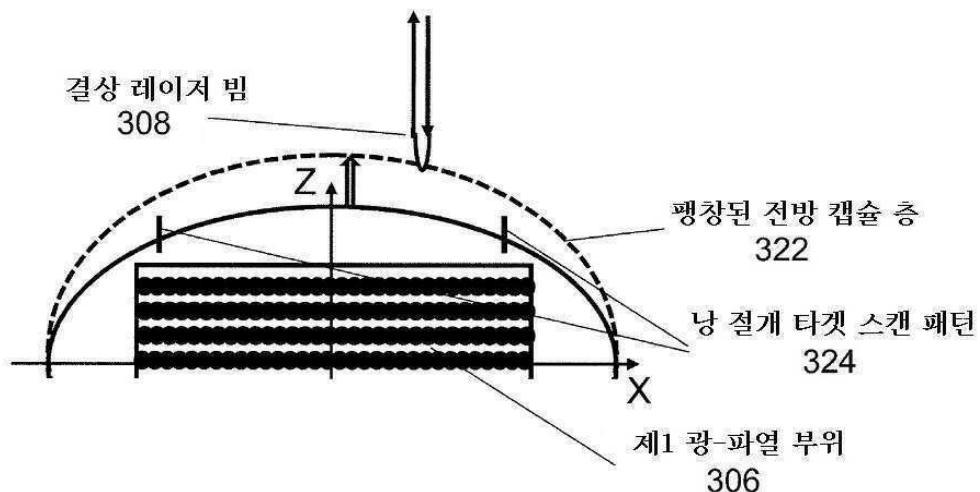
도면4a



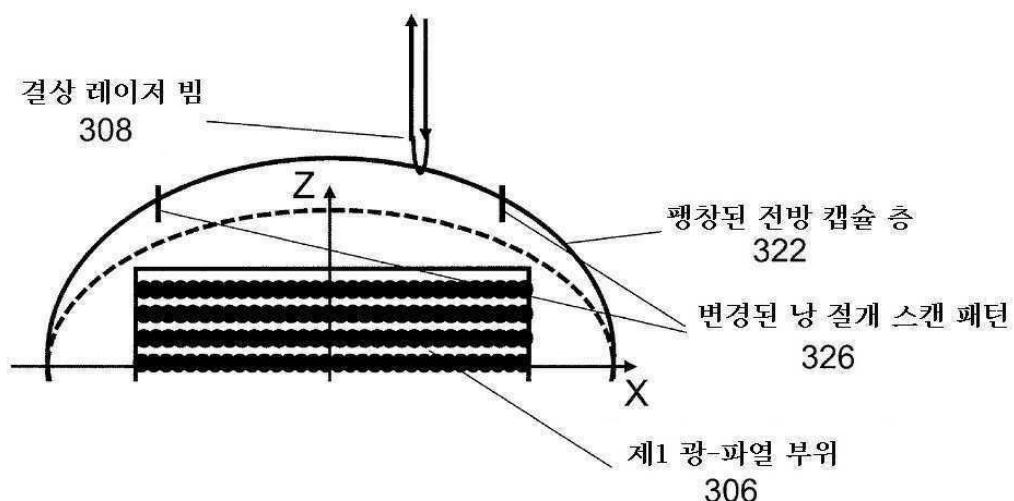
도면4b



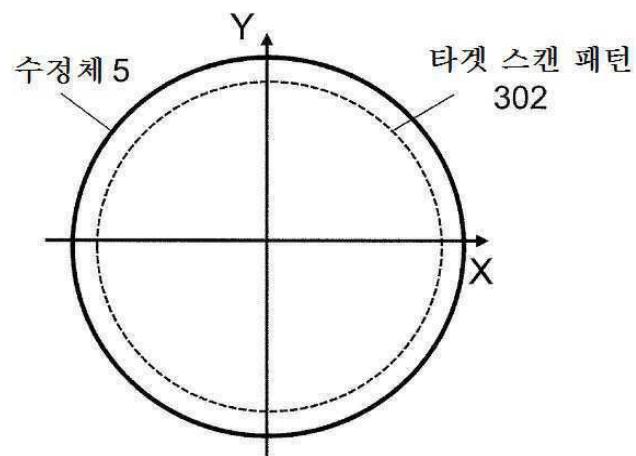
도면4c



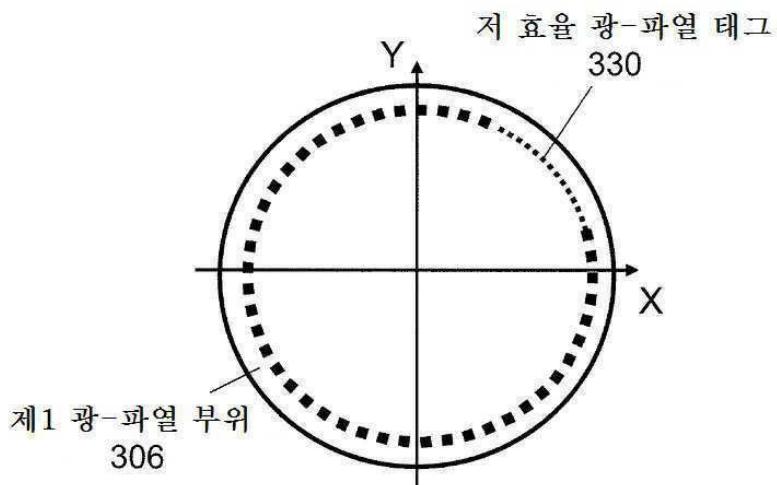
도면4d



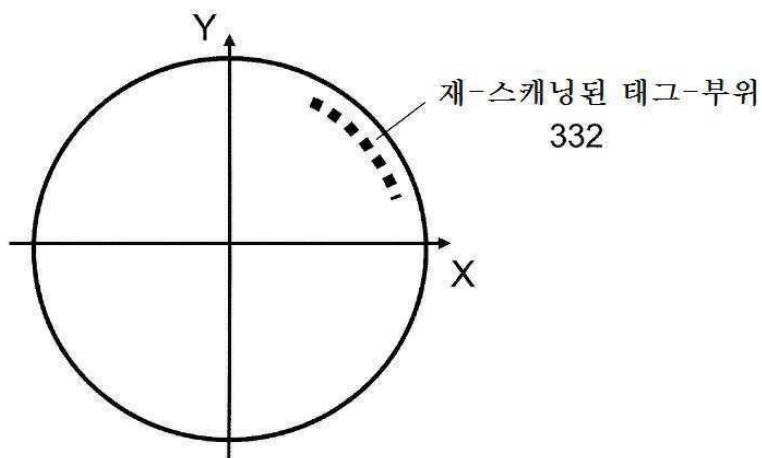
도면5a



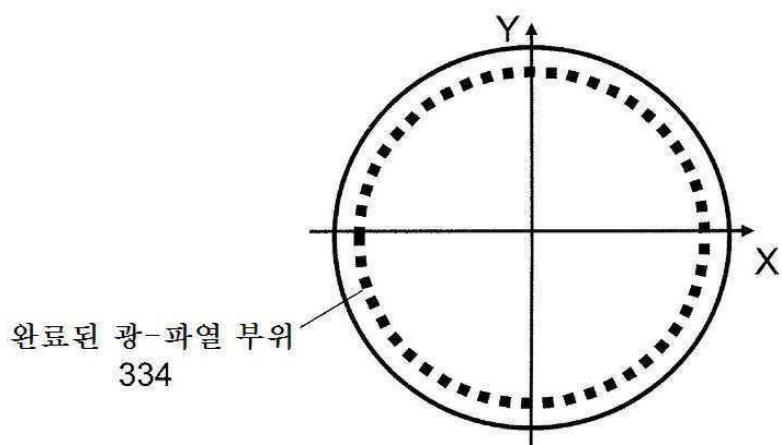
도면5b



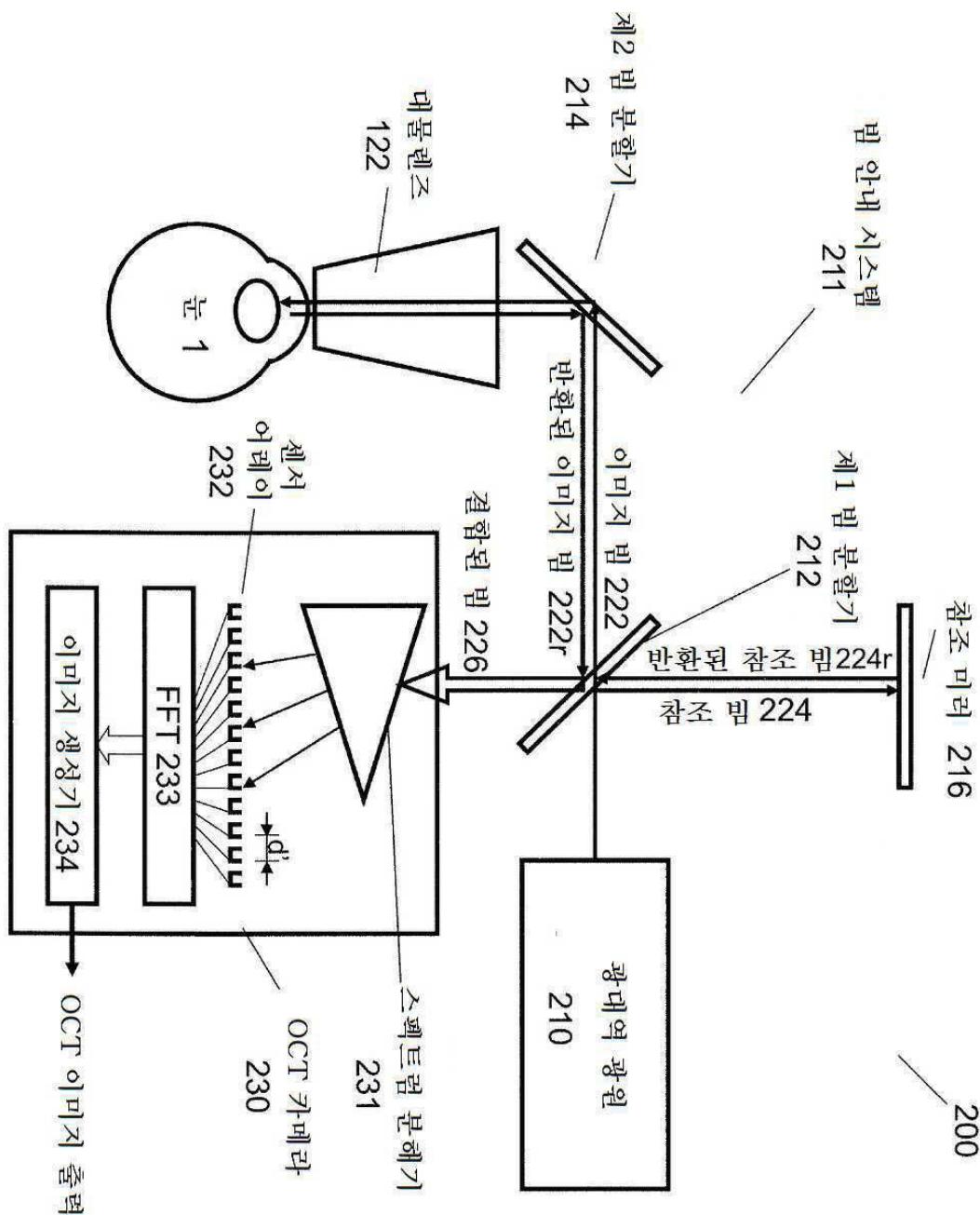
도면5c



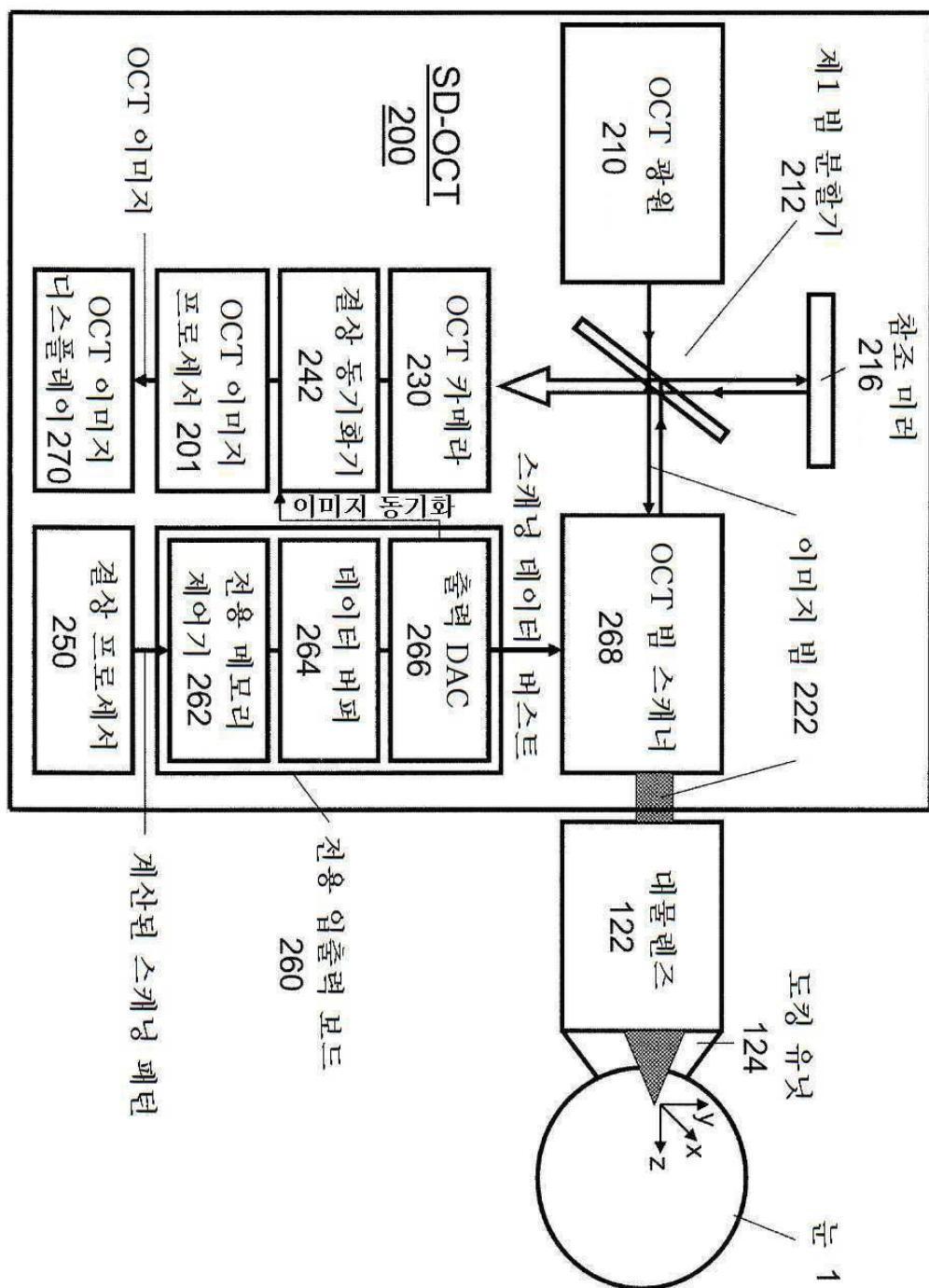
도면5d



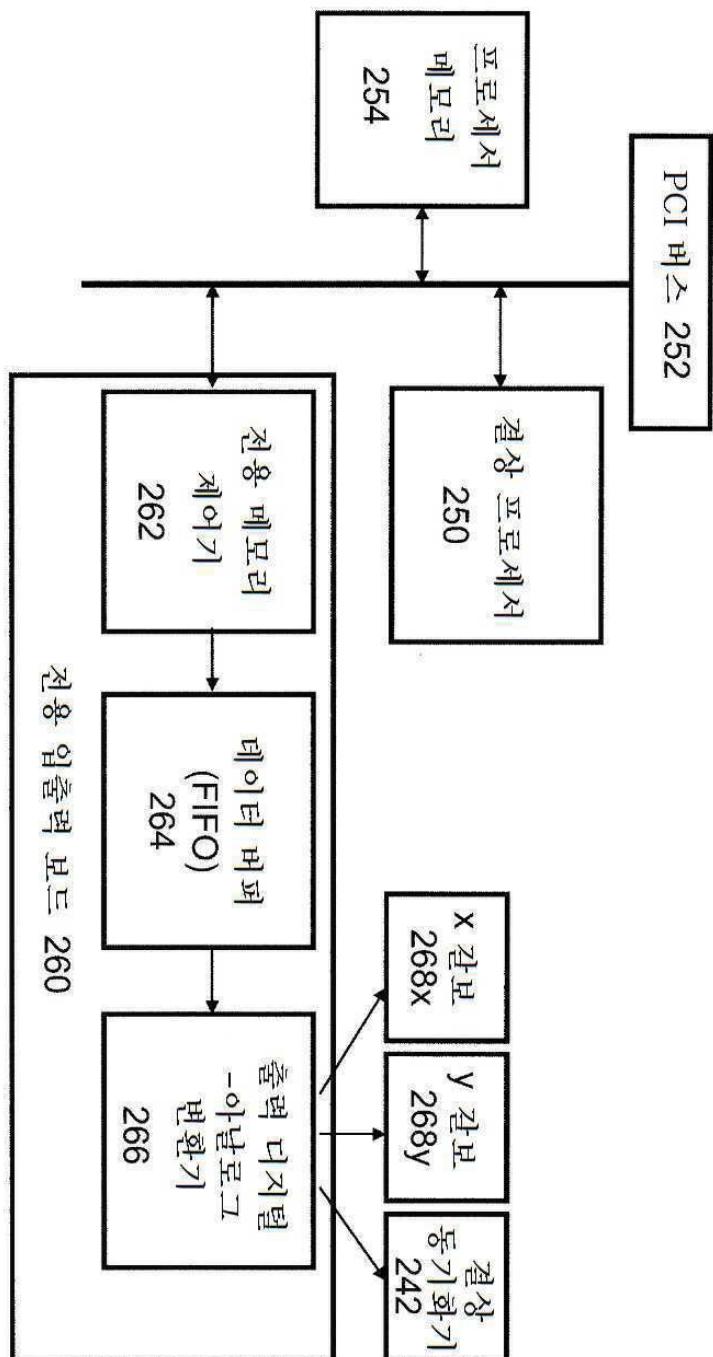
도면6



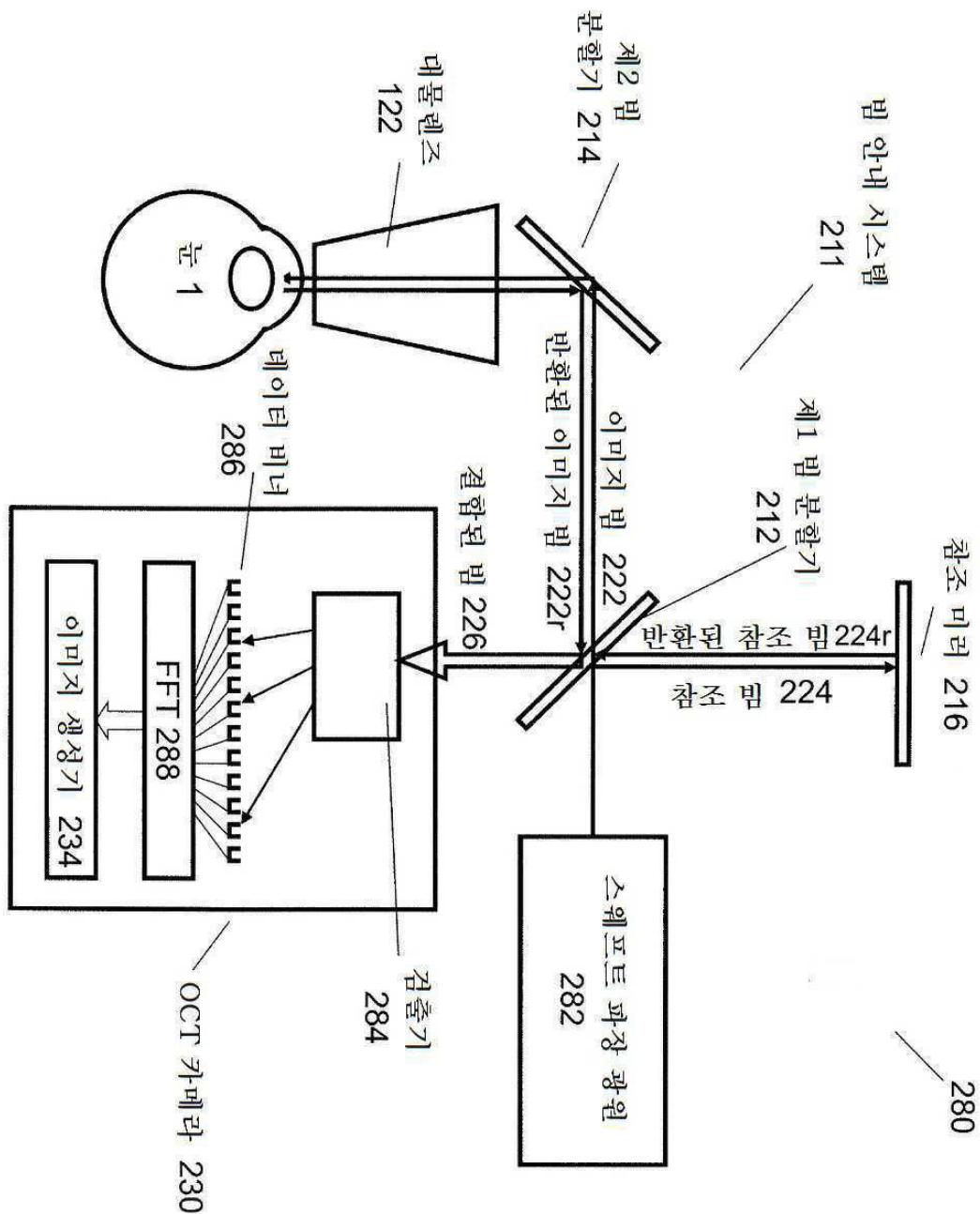
도면7



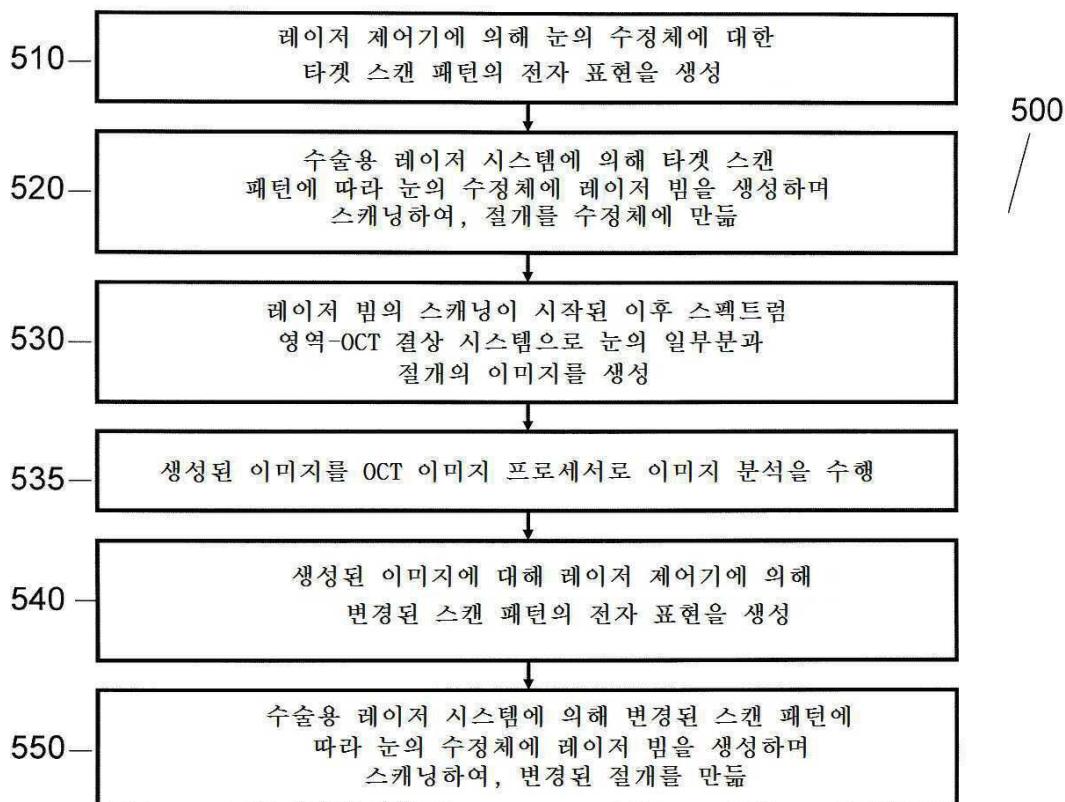
도면8



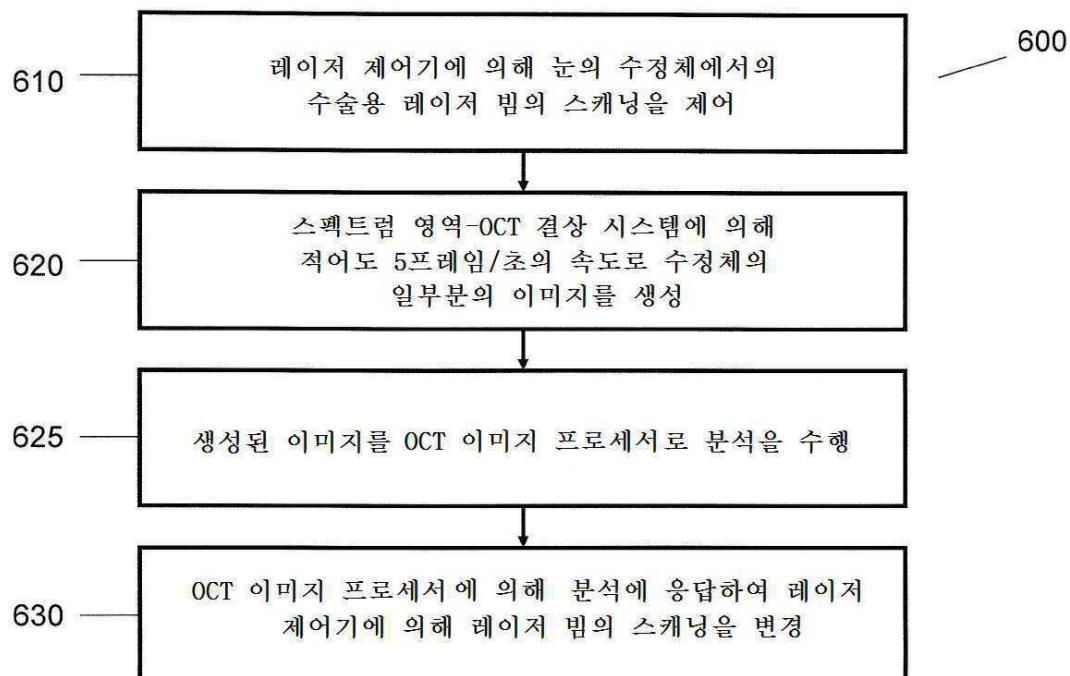
도면9



도면10



도면11



【심사관 직권보정사항】

【직권보정 1】

【보정항목】 발명(고안)의 설명

【보정세부항목】 식별번호 [0053]

【변경전】

화상점/프레임

【변경후】

화상점/화상

【직권보정 2】

【보정항목】 청구범위

【보정세부항목】 청구항 4~6

【변경전】

○|미지

【변경후】

화상

【직권보정 3】

【보정항목】 청구범위

【보정세부항목】 청구항 8

【변경전】

상기 수정체

【변경후】

수정체