



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2012-0055548
(43) 공개일자 2012년05월31일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61F 9/008 (2006.01) A61N 5/067 (2006.01)
G02B 26/08 (2006.01) G02F 1/29 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2012-7002735
(22) 출원일자(국제) 2010년07월22일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2012년01월31일
(86) 국제출원번호 PCT/US2010/042957
(87) 국제공개번호 WO 2011/017018
국제공개일자 2011년02월10일
(30) 우선권주장
12/511,969 2009년07월29일 미국(US)

(71) 출원인
알콘 렌즈엑스 인코포레이티드
미국 캘리포니아주 92656 알리소 비에조 스위트
175 저너 33
(72) 발명자
락시 페렌크
미국 캘리포니아주 92691 미션 비에조 비아 올모
27422
벽 제시
미국 캘리포니아주 92069 산 마르코스 우드랜드
코트 1320
(74) 대리인
배정일, 최규팔

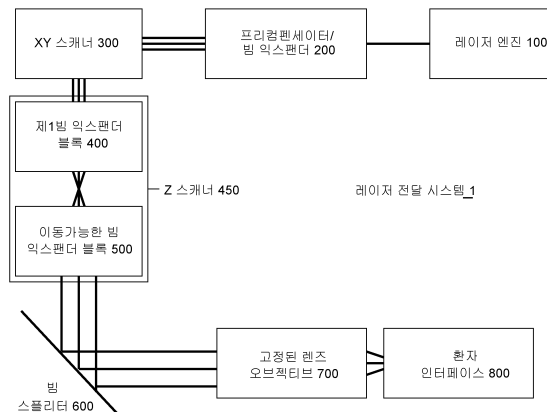
전체 청구항 수 : 총 22 항

(54) 발명의 명칭 안과 수술 레이저를 위한 광학 시스템

(57) 요약

안과 수술을 위한 레이저 시스템은 수술 펄스 레이저 빔을 생성하는 레이저원, 횡단 방향으로 수술 펄스 레이저 빔을 XY 스캔하는 XY 스캐너, 광학축을 따라 XY 스캔된 수술 레이저 빔을 Z 스캔하는 Z 스캐너, 보조광을 발생시키는 하나 이상의 보조 광학 유닛, 및 대물 렌즈 그룹을 통해 수술 목표 영역으로 XYZ 스캔된 수술 레이저 빔 및 보조광에 대하여 공유된 광학 경로를 제공하는 오브젝티브(objective)를 포함하되, 대물 렌즈 그룹의 렌즈들은 상호 간에 대하여 이동하지 않고, 오브젝티브는 동적 Z 스캐닝 기능을 갖지 않는다.

대표도 - 도1



특허청구의 범위

청구항 1

안과 수술을 위한 레이저 시스템에 있어서,

수술 펄스 레이저 빔을 생성하는 레이저원;

횡단 방향으로 수술 펄스 레이저 빔을 XY 스캔하는 XY 스캐너;

광학축을 따라 XY 스캔된 수술 레이저 빔을 Z 스캔하는 Z 스캐너;

보조광을 발생시키는 하나 이상의 보조 광학 유닛; 및

대물 렌즈 그룹을 통해 수술 목표 영역으로 XYZ 스캔된 수술 레이저 빔 및 보조광에 대하여 공유된 광학 경로를 제공하는 오브젝티브(objective)를 포함하되,

대물 렌즈 그룹의 렌즈들은 상호 간에 대하여 이동하지 않고, 오브젝티브는 동적 Z 스캐닝 기능을 갖지 않는 것을 특징으로 하는 레이저 시스템.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

오브젝티브는 구면 수차, 코마 및 수술 펄스 레이저 빔의 고차 수차 중 적어도 하나를 제어하도록 구성된 것을 특징으로 하는 레이저 시스템.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

보조 광학 유닛은 광 간섭 단층 촬영 시스템(optical coherence tomography imaging system)을 포함하는 것을 특징으로 하는 레이저 시스템.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

보조 광학 유닛은 조사광(illumination light)을 포함하는 것을 특징으로 하는 레이저 시스템.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

보조 광학 유닛은 가시 관찰 블록(visual observational block)을 포함하는 것을 특징으로 하는 레이저 시스템.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

오브젝티브는 XYZ 스캔된 레이저 빔 및 보조광의 파장을 포함하는 파장의 범위에서의 수술 목표 영역으로 XYZ 스캔된 레이저 빔 및 보조광을 초점 맞추도록 구성된 것을 특징으로 하는 레이저 시스템.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

파장의 범위는 0.4 마이크로미터 내지 1.1 마이크로미터의 범위를 포함하는 것을 특징으로 하는 레이저 시스템.

청구항 8

제 1 항에 있어서,

오브젝티브의 중량은 400그램, 750그램, 1,300그램 및 3,300그램 중 하나보다 작은 것을 특징으로 하는 레이저 시스템.

청구항 9

제 1 항에 있어서, 상기 오브젝티브는,

Z 스캐너로부터 XYZ 스캔된 레이저 빔을 받아들이는 제1 렌즈 그룹; 및

제1 렌즈 그룹으로부터 레이저 빔을 받아들이는 제2 렌즈 그룹을 포함하되,

상기 제2 렌즈 그룹은,

1.54 내지 1.72의 범위의 굴절률, 37.9 내지 65 1/m의 범위의 곡률을 갖는 입사 표면, 및 -15.4 내지 5.2 1/m의 범위의 곡률을 갖는 출사 표면을 갖는 제1 렌즈; 및

0 내지 6.5mm의 범위의 거리만큼 제1 렌즈로부터 분리되고, 1.56 내지 1.85의 범위의 굴절률, -55.1 내지 -21.8 1/m의 범위의 곡률을 갖는 입사 표면, 및 11.4 내지 26.8 1/m의 범위의 곡률을 갖는 출사 표면을 갖는 제2 렌즈를 포함하고,

제2 렌즈는 오브젝티브로부터 환자 인터페이스로 레이저 빔을 출사하도록 구성된 것을 특징으로 하는 레이저 시스템.

청구항 10

안과 수술을 위한 레이저 시스템에 있어서,

펄스 레이저 빔을 생성하는 레이저원;

횡단 방향으로 펄스 레이저 빔을 스캔하는 XY 스캐너;

광학축을 따라 펄스 레이저 빔의 초점을 스캔하는 Z 스캐너; 및

내부 입사 피봇점을 갖고, 목표 영역 내의 초점으로 스캔된 펄스 레이저 빔을 초점 맞추는, 오브젝티브를 포함하는 것을 특징으로 하는 레이저 시스템.

청구항 11

제 10 항에 있어서,

오브젝티브의 중량은 400그램, 750그램, 1,350그램 및 3,300그램 중 하나보다 작은 것을 특징으로 하는 레이저 시스템.

청구항 12

제 10 항에 있어서,

오브젝티브의 유효 초점 거리는 70mm보다 작은 것을 특징으로 하는 레이저 시스템.

청구항 13

제 10 항에 있어서,

오브젝티브로부터 환자 인터페이스까지의 거리는 20mm보다 작은 것을 특징으로 하는 레이저 시스템.

청구항 14

제 10 항에 있어서,

레이저 시스템의 초점면의 곡률은 20 1/m보다 큰 것을 특징으로 하는 레이저 시스템.

청구항 15

제 10 항에 있어서, 상기 오브젝티브는,

Z 스캐너로부터 수술 펄스 레이저 빔을 받아들이는 제1 렌즈 그룹; 및

제1 렌즈 그룹으로부터 수술 펄스 레이저 빔을 받아들이는 제2 렌즈 그룹을 포함하되,

상기 제2 렌즈 그룹은,

1.54 내지 1.72의 범위의 굴절률, 37.9 내지 65 1/m의 범위의 곡률을 갖는 입사 표면, 및 -15.4 내지 5.2 1/m의 범위의 곡률을 갖는 출사 표면을 갖는 제1 렌즈; 및

0 내지 6.5mm의 범위의 거리만큼 제1 렌즈로부터 분리되고, 1.56 내지 1.85의 범위의 굴절률, -55.1 내지 -21.8 1/m의 범위의 곡률을 갖는 입사 표면 및 11.4 내지 26.8 1/m의 범위의 곡률을 갖는 출사 표면을 갖는 제2 렌즈를 포함하고,

제2 렌즈는 오브젝티브로부터 환자 인터페이스로 수술 펄스 레이저 빔을 출사하는 것을 특징으로 하는 레이저 시스템.

청구항 16

안과 수술을 위한 레이저 시스템에 있어서,

펄스 레이저 빔을 발생시키는 레이저 엔진;

XY 횡단 방향으로 펄스 레이저 빔을 스캔하는 XY 스캐너;

Z 축을 따라 펄스 레이저 빔의 초점을 스캔하는 Z 스캐너; 및

3,300그램보다 작은 중량을 갖는 오브젝티브를 포함하는 것을 특징으로 하는 레이저 시스템.

청구항 17

제 16 항에 있어서,

오브젝티브의 중량은 1,350그램보다 작은 것을 특징으로 하는 레이저 시스템.

청구항 18

제 16 항에 있어서,
오브젝티브의 중량은 750그램보다 작은 것을 특징으로 하는 레이저 시스템.

청구항 19

제 16 항에 있어서,
오브젝티브의 중량은 400그램보다 작은 것을 특징으로 하는 레이저 시스템.

청구항 20

제 16 항에 있어서,
오브젝티브의 중량은 광학 중량 및 총 중량 중 하나인 것을 특징으로 하는 레이저 시스템.

청구항 21

제 16 항에 있어서,
오브젝티브는 초점의 Z 초점 깊이를 스캔하지 않는 것을 특징으로 하는 레이저 시스템.

청구항 22

제 16 항에 있어서,
오브젝티브는 오브젝티브의 내부에 입사 피봇점을 갖는 것을 특징으로 하는 레이저 시스템.

명세서

기술 분야

[0001] 본 출원은 2009년 7월 29일 출원된, 일련번호 12/511,969호인 특허출원 "안과 수술 레이저를 위한 광학 시스템"의 우선권을 주장하고 이로부터의 이익을 주장하며, 이로써 이 출원은 참고문헌으로서 전체적으로 포함된다.

[0002] 본 발명은 펄스 레이저로 눈의 전방 세그먼트의 수술을 위한 시스템에 관한 것으로서, 더욱 상세하게는 눈으로의 레이저 빔을 스캔하고 초점 맞추는 동시에 레이저 빔의 광학 왜곡을 최소화하는 구체예에 관한 것이다.

배경 기술

[0003] 본 출원은 레이저 펄스에 의해 야기된 광과피를 통해 수정체(crystalline lens) 및 눈의 전방 세그먼트(segment) 내에서 레이저 수술을 위한 기술 및 시스템의 실시예 및 구체예를 설명한다. 수정체의 제거를 위한 다양한 렌즈(lens) 수술 절차는 다양한 기술을 사용하여 작은 절개를 통해 눈으로부터 제거될 수 있는 작은 파편으로 렌즈를 부서지게 한다. 이런 절차들은 수동 기구, 초음파, 가열된 유체 또는 레이저를 사용하고, 파편화 및 이러한 렌즈 파편화 기술과 연관된 제한된 절개를 달성하기 위하여, 프로브(probe)와 함께 눈에 들어갈 필요를 포함하면서, 현저한 결함을 갖는 경향이 있다.

[0004] 광과피 레이저 기술은 렌즈로의 레이저 펄스를 전달할 수 있어, 프로브의 삽입 없이 렌즈를 광학적으로 파편화하고, 이에 따라 향상된 렌즈 제거를 위한 잠재성을 제공할 수 있다. 레이저 유도된 광과피는 레이저 안과 수술에 광범위하게 사용되어 왔고, Nd:YAG 레이저는 레이저 유도된 광과피를 통해 렌즈 파편화를 포함하는, 레이저원으로서 종종 사용되어 왔다. 몇몇의 현존하는 시스템은 수 mJ의 펄스 에너지를 갖는 나노초 레이저

(E. H. Ryan 등 American Journal of Ophthalmology 104: 382-386, 1987년 10월; R.R. Kruger 등 Ophthalmology 108: 2122-2129, 2001년) 및 수십의 μJ 를 갖는 피코초 레이저(A. Gwon 등 J.Cataract Refract Surg. 21, 282-286, 1995년)를 사용한다. 이런 상대적으로 긴 펄스는 상대적으로 높은 수준의 원치않는 출사의 위험을 생성하는 동시에, 절차의 제어 및 정확성에 대한 고려할만한 제한을 초래하는, 수술 스폿(spot)으로의 상대적으로 큰 양의 에너지를 배치한다.

[0005] 동시에, 각막 수술의 관련된 분야에서, 더 짧은 펄스 기간 및 더 양호한 초점 맞춤은 나노초 펄스 및 피코초 펄스 대신에 수백의 펨토초의 기간의 펄스를 사용함으로써 달성될 수 있다는 것이 인지되었다. 펨토초 펄스는 절차의 안정성 및 정확성을 현저하게 증가시키면서, 훨씬 적은 펄스 당 에너지를 배치한다.

[0006] 현재 몇몇 회사들이 라식 플랩 및 각막 이식과 같은 각막 상에 안과 절차를 위한 펨토초 레이저 기술을 상업화한다. 이런 회사들은 미국의 Intralase Corp. / Advanced Medical Optics, 독일의 20/10 Perfect Vision Optische Gerate GmbH, 독일의 Carl Zeiss Meditec, 및 스위스의 Ziemer Ophthalmic Systems AG를 포함한다.

[0007] 하지만, 이런 시스템은 각막 수술의 요구조건에 따라 설계된다. 결정적으로, 레이저 초점의 깊이 범위는 일반적으로 각막의 두께, 약 1mm보다 작다. 이러한 바와 같이, 이런 설계는 눈의 렌즈 상에 수술을 수행하는 고려할만한 시도에 대한 해결안을 제공하지 않는다.

발명의 내용

[0008] 간략하면서 일반적으로, 안과 수술을 위한 레이저 시스템은 수술 펄스 레이저 빔을 생성하는 레이저원, 횡단 방향으로 수술 펄스 레이저 빔을 XY 스캔하는 XY 스캐너, 광학축을 따라 XY 스캔된 수술 레이저 빔을 Z 스캔하는 Z 스캐너, 보조광을 발생시키는 하나 이상의 보조 광학 유닛, 및 대물 렌즈 그룹을 통해 수술 목표 영역으로 XYZ 스캔된 수술 레이저 빔 및 보조광에 대하여 공유된 광학 경로를 제공하는 오브젝티브(objective)를 포함하되, 대물 렌즈 그룹의 렌즈들은 상호 간에 대하여 이동하지 않고, 오브젝티브는 동적 Z 스캐닝 기능을 갖지 않는다.

[0009] 실시에서 오브젝티브는 구면 수차, 코마(coma) 및 수술 펄스 레이저 빔의 고차 수차 중 적어도 하나를 제어하도록 구성된다.

[0010] 실시에서 보조 광학 유닛은 광 간섭 단층 촬영 시스템(optical coherence tomography imaging system)을 포함한다. 실시에서 보조 광학 유닛은 조사광(illumination light)을 포함한다. 실시에서 보조 광학 유닛은 가시 관찰 블록(visual observational block)을 포함한다.

[0011] 실시에서 오브젝티브는 XYZ 스캔된 레이저 빔 및 보조광의 파장을 포함하는 파장의 범위에서의 수술 목표 영역으로 XYZ 스캔된 레이저 빔 및 보조광을 초점 맞추도록 구성된다.

[0012] 실시에서 파장의 범위는 0.4 마이크로미터 내지 1.1 마이크로미터의 범위를 포함한다.

[0013] 실시에서 오브젝티브의 중량은 400그램, 750그램, 1,300그램 및 3,300그램 중 하나보다 작다.

[0014] 실시에서 상기 오브젝티브는, Z 스캐너로부터 XYZ 스캔된 레이저 빔을 받아들이는 제1 렌즈 그룹, 및 제1 렌즈 그룹으로부터 레이저 빔을 받아들이는 제2 렌즈 그룹을 포함하되, 상기 제2 렌즈 그룹은, 1.54 내지 1.72의 범위의 굴절률, 37.9 내지 65 1/m의 범위의 곡률을 갖는 입사 표면, 및 -15.4 내지 5.2 1/m의 범위의 곡률을 갖는 출사 표면을 갖는 제1 렌즈, 및 0 내지 6.5mm의 범위의 거리만큼 제1 렌즈로부터 분리되고, 1.56 내지 1.85의 범위의 굴절률, -55.1 내지 -21.8 1/m의 범위의 곡률을 갖는 입사 표면, 및 11.4 내지 26.8 1/m의 범위의 곡률을 갖는 출사 표면을 갖는 제2 렌즈를 포함하고, 제2 렌즈는 오브젝티브로부터 환자 인터페이스로 레이저 빔을 출사하도록 구성된다.

[0015] 실시에서 안과 수술을 위한 레이저 시스템은 펄스 레이저 빔을 생성하는 레이저원, 횡단 방향으로 펄스 레이저 빔을 스캔하는 XY 스캐너, 광학축을 따라 펄스 레이저 빔의 초점을 스캔하는 Z 스캐너, 및 내부 입사 피봇점을 갖고, 목표 영역 내의 초점으로 스캔된 펄스 레이저 빔을 초점 맞추는, 오브젝티브를 포함한다.

[0016] 실시에서, 오브젝티브의 중량은 400그램, 750그램, 1,350그램 및 3,300그램 중 하나보다 작다.

[0017] 실시에서 오브젝티브의 유효 초점 거리는 70mm보다 작다. 실시에서 오브젝티브로부터 환자 인터페이스까지의 거리는 20mm보다 작다.

[0018] 실시에서 레이저 시스템의 초점면의 곡률은 20 1/m보다 크다.

- [0019] 실시에서 상기 오브젝티브는, Z 스캐너로부터 수술 펄스 레이저 빔을 받아들이는 제1 렌즈 그룹, 및 제1 렌즈 그룹으로부터 수술 펄스 레이저 빔을 받아들이는 제2 렌즈 그룹을 포함하되, 상기 제2 렌즈 그룹은, 1.54 내지 1.72의 범위의 굴절률, 37.9 내지 65 1/m의 범위의 곡률을 갖는 입사 표면, 및 -15.4 내지 5.2 1/m의 범위의 곡률을 갖는 출사 표면을 갖는 제1 렌즈, 및 0 내지 6.5mm의 범위의 거리만큼 제1 렌즈로부터 분리되고, 1.56 내지 1.85의 범위의 굴절률, -55.1 내지 -21.8 1/m의 범위의 곡률을 갖는 입사 표면 및 11.4 내지 26.8 1/m의 범위의 곡률을 갖는 출사 표면을 갖는 제2 렌즈를 포함하고, 제2 렌즈는 오브젝티브로부터 환자 인터페이스로 수술 펄스 레이저 빔을 출사한다.
- [0020] 실시에서 안과 수술을 위한 레이저 시스템은 펄스 레이저 빔을 발생시키는 레이저 엔진, XY 횡단 방향으로 펄스 레이저 빔을 스캔하는 XY 스캐너, Z 축을 따라 펄스 레이저 빔의 초점을 스캔하는 Z 스캐너, 및 3,300그램보다 작은 중량을 갖는 오브젝티브를 포함한다.
- [0021] 실시에서 오브젝티브의 중량은 1,350그램보다 작다. 실시에서 오브젝티브의 중량은 750그램보다 작다. 실시에서 오브젝티브의 중량은 400그램보다 작다.
- [0022] 실시에서 오브젝티브의 중량은 광학 중량 및 총 중량 중 하나이다.
- [0023] 실시에서 오브젝티브는 초점의 Z 초점 깊이를 스캔하지 않는다.
- [0024] 실시에서 오브젝티브는 오브젝티브의 내부에 입사 피벗점을 갖는다.

도면의 간단한 설명

- [0025] 도 1은 수술 레이저 전달 시스템(1)을 도시한다.
- 도 2는 벗어난 파면(W) 및 가우스 파면(G)을 도시한다.
- 도 3a 및 도 3b는 최적의 스캔된 초점면에서의 광선을 도시한다.
- 도 3c는 초점 반경의 정의를 도시한다.
- 도 4는 RMS 파면 오차(ω) 및 스트렐비(S) 사이의 관계를 도시한다.
- 도 5는 안과 수술을 위한 기준점을 도시한다.
- 도 6a 및 도 6b는 프리컴펜세이터(200)의 작동을 개념적으로 도시한다.
- 도 7a 및 도 7b는 효율적인 Z 스캐닝 기능의 다양한 사용을 도시한다.
- 도 8a 내지 도 8d는 프리컴펜세이터(200)의 실시를 도시한다.
- 도 9는 2 개의 Z 스캐너들을 갖는 레이저 전달 시스템(1)의 실시를 도시한다.
- 도 10은 0, 1 또는 2개의 Z 깊이 스캐너 및 0, 1 또는 2개의 NA 조절장치를 포함하는 구성의 표를 도시한다.
- 도 11a 내지 도 11c는 2, 3 및 4개의 스캐닝 거울들을 갖는 XY 스캐너를 도시한다.
- 도 12a 내지 도 12d는 개구수의 함수로서 수차 및 Z 초점 깊이의 함수로서 상응하는 광학 개구수($NA_{opt}(z)$)를 도시한다.
- 도 13a 및 도 13b는 제1 빔 익스팬더 블록(400) 및 이동가능한 빔 익스팬더 블록(500)의 2개의 세팅을 도시한다.
- 도 14는 Z 스캐너(450)의 중간 초점면을 도시한다.
- 도 15는 오브젝티브(700)의 실시를 도시한다.
- 도 16은 목표 영역에서 구부러진 초점면을 도시한다.
- 도 17은 XY 스캐너 경사각도의 노모그램을 도시한다.
- 도 18은 이동가능한 빔 익스팬더 위치의 노모그램을 도시한다.
- 도 19는 컴퓨터화된 제어 방법의 단계들을 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0026] 본 발명의 몇몇 구체예들은 펄스 레이저 펄스를 사용하여, 눈의 렌즈(lens)에서 수술을 위한 시스템을 포함한다. 또한 몇몇 일체화된 구체예들은 각막 및 렌즈 수술 절차 모두를 수행할 수 있다. 눈의 렌즈에서 안과 수술을 수행하는 것은 각막 절차보다 질적으로 상이한 요구조건에 관련된다.
- [0027] 현재의 설명된 렌즈 수술 레이저 시스템 및 각막 시스템 사이의 핵심적인 차이점은 다음을 포함한다:
- [0028] 1. 펄스 레이저 펄스가 확실하게 발생하는 것이다. 높은 반복률 펄스 레이저 시스템은 시스템의 조작자를 위한 훨씬 더 높은 제어 및 정확성을 제공하면서, 훨씬 작은 펄스 당 에너지의 사용을 허용한다. 하지만, 확실하게 펄스 레이저 펄스를 발생시키는 것은 몇몇의 현존하는 시스템에 의해 사용된, 나노초 또는 피코초 펄스보다 현저하게 더 큰 시도이다.
- [0029] 2. 각막 및 수정 전방(anterior aqueous chamber)을 포함하여 바로 수술 목표, 렌즈에 도달하면서, 5밀리미터까지의 굴절 매체를 통해 전파될 때 수술 레이저 빔은 현저하게 굴절된다. 반면에, 각막 수술을 위해 사용되는 레이저 빔은 밀리미터의 일부의 깊이에서 초점 맞춰지고, 이에 따라 수술 시스템으로부터 각막에 들어감에 따라 실질적으로 굴절되지 않는다.
- [0030] 3. 수술 레이저 전달 시스템은 예를 들어, 5mm의 일반적인 깊이에서의 전측/전방으로부터 10mm의 일반적인 깊이에서의 후측/후방까지 전체 수술 영역을 스캔하도록 구성된다. 이런 5mm 이상 깊이-스캐닝 범위, 또는 "Z 스캐닝 범위"는 각막에 대한 수술을 위하여 사용된 1 mm 깊이-스캐닝보다 현저하게 광범위하다. 일반적으로, 수술 광학, 실질적으로 여기서 사용된 높은 개구수 광학은, 특정한 작동 깊이에서 레이저 빔을 초점 맞추는 데에 최적화된다. 각막 절차 동안에, 1mm 깊이-스캐닝은 최적화된 작동 깊이로부터 단지 적절한 벗어남을 야기한다. 반면에, 렌즈 수술 동안에 5 내지 10mm의 스캔 동안에, 시스템은 고정된 최적화된 작동 깊이로부터 떨어져 구동된다. 따라서, 렌즈 수술 레이저 전달 시스템은 훨씬 개선된 적응 제어 광학을 채택하여 렌즈 수술에 의해 요구된 광범위한 깊이-스캐닝 범위를 스캔할 수 있다.
- [0031] 4. 몇몇의 구체예들은 각막 및 렌즈 모두에서 수술을 수행하도록 구성된다는 의미에서 일체화된다. 이런 일체화된 구체예들에서 깊이-스캐닝 범위는 훨씬 어려운 시도를 취하면서, 5mm 대신에 10mm까지일 수 있다.
- [0032] 5. 라식(LASIK)의 많은 변종과 같은, 각막 수술 절차 동안에, 레이저 빔은 ("XY 평면에서") 광학축에 대하여 수직으로 스캔된다. 일반적인 절차에서 XY 스캐닝 범위는 단지 10mm의 직경을 갖는 각막의 중심부를 덮는다. 하지만, 일체화된 수술 시스템에서 추가 컷(cut)이 또한 형성될 수 있다. 컷의 일 형태는 종래의 수술 도구 및 흡인 니들(aspiration needle)을 위한 눈의 내부에 대한 접근을 제공하는, 엔트리 컷(entry cut)이다. 컷의 다른 형태는 각막윤부절개술(limbal relaxing incision; LRI)이고, 이는 혈관 아케이드(vascular arcade)에 대한 바로 전방 각막 윤부에서 한 쌍의 절개를 만드는 것을 포함한다. 이런 아치형 절개의 길이, 깊이 및 위치를 조절함으로써, 하나는 각막 난시에서 변화를 유도할 수 있다. 엔트리 컷 및 LRI은 일반적으로, 12mm의 직경을 갖는, 각막의 주변에 위치될 수 있다. 10mm 내지 12mm 직경의 XY 스캐닝 직경을 증가시키는 것이 라식 플랩(flap)의 일정한 직경에 비해서 20% 증가인 것인 반면에, 축외(off-axis) 수차(aberration)가 초점면에서 필드 직경의 더 높은 힘에 비례하여 성장하기 때문에, 이러한 직경에서의 제어 하에 레이저 전달 시스템의 축외 수차를 간직하는 것이 중요한 시도이다.
- [0033] 6. 렌즈 레이저 수술 절차는 복잡한 이미징(imaging) 시스템으로부터 유도를 요구할 수 있다. 몇몇 이미징 장치에서 윤부 혈관(limbal blood vessel)은 확인되어 눈에 기준표시로서 작용하고, 눈의 수술전 진단 동안에 확인된 기준 좌표에 대한 몇몇 경우에, 수술 시간 동안에 눈의 시클로-회전 정렬(cyclo-rotational alignment)을 보정한다. 수술 영역의 주변에 선택된 혈관은 수술에 의해 가장 많이 흔들리지 않을 수 있고 이에 따라 가장 확실하다. 하지만, 이러한 주변 혈관에 배향된 이미징 시스템은 이미징 광학을 요구하여 10mm보다 큰, 예를 들어, 12mm 반경을 갖는 영역을 촬영한다.
- [0034] 7. 레이저 빔은 눈 내에 광학 경로를 따라 전달하는 동안에 다양한 수차를 성장시킨다. 레이저 전달 시스템은 이런 수차를 위하여 보상함으로써 정확성을 향상시킬 수 있다. 이런 수차의 추가적인 양상은 "색 수차(chromatic aberration)"로서 참조된 사실, 광의 주파수에 따른다는 것이다. 이런 주파수에 따르는 수차를 보상하는 것은 시스템에 대한 시도를 증가시킨다. 이런 색 수차를 보상하는 것의 어려움은 레이저 시스템의 레이저 빔의 대역폭에 따라 증가한다. 빔의 스펙트럼 대역폭이 펄스 길이에 대하여 반비례한다는 것이 상기된다. 따라서, 펄스 레이저 펄스를 위한 대역폭은 종종 펄스 레이저 시스템에서 훨씬 양호한 색 보상을 필요하게 만드는, 10배(an order of magnitude) 이상만큼 피코초 펄스의 대역폭보다 크다.
- [0035] 8. 높은 반복률 펄스 레이저 수술 시스템을 사용하는 수술 절차는 목표 조직에서 목표 위치에 대한 절대적

으로 및 앞선 펄스에 대하여 상대적으로 각각의 펄스를 위치시키는 데에 높은 정확성을 요구한다. 예를 들어, 레이저 시스템은 펄스들 사이의 시간 내에 수 마이크로만큼만 빔을 재배향하도록 요구될 수 있고, 이는 약 마이크로초일 수 있다. 2개의 연속적인 펄스 사이의 시간이 짧고 펄스 위치에 대한 정확성 요구조건이 높기 때문에, 현존하는 낮은 반복률 렌즈 수술 시스템에 사용된 바와 같은 수동 타겟팅(targeting)은 더 이상 적절하거나 실현가능하지 않다.

[0036] 9. 레이저 전달 시스템은 유지된 시간, 스펙트럼 및 공간 인티그리티(integrity)를 갖는, 굴절 매체를 통해 펌프 레이저 펄스를 눈의 렌즈의 전체적인 수술 볼륨(volume)으로 전달하도록 구성된다.

[0037] 10. 단지 수술 영역에서 조직이 수술 효과, 예를 들어 조직 절제(tissue ablation)를 야기하기에 충분하게 높은 에너지 밀도를 갖는 레이저 빔을 받아들이는 것을 보장하기 위하여, 레이저 전달 시스템은 대단히 높은 개구수(numerical aperture; NA)를 갖는다. 이런 높은 NA는 작은 스폿 크기(spot size)를 초래하고, 수술 절차를 위하여 필요한 제어 및 정확성을 제공한다. 개구수에 대한 일반적인 범위는 3 마이크로 이하의 스폿 크기를 초래하는, 0.3보다 큰 NA 값을 포함할 수 있다.

[0038] 11. 렌즈 수술을 위한 레이저의 광학 경로의 복잡성이 부여된다면, 레이저 전달 시스템은 고성능 컴퓨터로 관리되는 이미징 시스템을 포함함으로써 높은 정확성 및 제어를 달성하는 반면에, 각막 수술 시스템은 이러한 이미징 시스템이 없거나 낮은 수준의 이미징으로 만족스러운 제어를 달성할 수 있다. 특히, 일반적으로 관찰적인 관찰 빔뿐만 아니라, 시스템의 수술 및 이미징 기능은 모두 상이한 스펙트럼 대역에서 작동한다. 실시예로서, 수술 레이저는 1.0 내지 1.1 마이크로미터의 대역에서의 파장에서 작동할 수 있고, 관찰 빔은 0.4 내지 0.7 마이크로미터의 가시 대역에서 작동할 수 있으며, 이미징 빔은 0.8 내지 0.9 마이크로미터의 대역에서 작동할 수 있다. 일반적이거나 공유된, 광학 구성요소에서 빔 경로를 조합하는 것은 레이저 수술 시스템의 광학 상에 색 요구조건을 요구하는 것을 위치시킨다.

[0039] 차이점 1 내지 11은 (ii) 펌프 펄스를 갖는 (i) 렌즈들 상의 안과 레이저 수술이 단지 나노초 또는 피코초 레이저 펄스를 사용하여, 각막 수술의 것 및 심지어 렌즈 수술과 질적으로 상이한 요구조건을 유도하는 몇몇 실시예들을 통해 도시한다.

[0040] 도 1은 레이저 전달 시스템(1)을 도시한다. 상세하게 설명하기 이전에, 우리는 몇몇 구체예들이 이미징 또는 관찰 시스템을 갖는 도 1의 레이저 전달 시스템을 조합한다는 것을 언급한다. 라식 처리에서와 같은, 몇몇 각막 절차에서, 시표 추적기(eye tracker)는 일반적으로, 눈의 표면 상에, 이미징 및 이미지 처리 알고리즘에 의해 홍채의 중심의 확인과 같은 시각적 단서에 의해 눈의 위치 기준을 수립한다. 하지만, 수술 절차가 눈의 최외곽층, 각막에서 수행되기 때문에, 현존하는 시표 추적기는 깊이 정보 없는, 2차원 공간에서의 특성을 인지하고 분석한다. 종종, 각막은 고르게 납작하게 되어 표면을 정확히 2차원으로 만든다.

[0041] 눈 안쪽에 깊은, 렌즈에서 레이저 빔을 초점 맞추는 때 상황이 꽤 상이하다. 수정체는 이전의 측정과 수술 사이 뿐 아니라 수술 동안에, 순응(accomodation) 동안에 위치, 형상, 두께 및 직경을 변화시킬 수 있다. 기계적인 수단에 의해 수술 장비에 눈을 부착시키는 것은 또한 불명확한 방식으로 눈의 형상을 변화시킬 수 있다. 이러한 부착 장치는 흡입링으로 눈을 고정시키거나(fixating), 평평하거나 구부러진 렌즈로 눈을 수차제거하는(aplanating) 것을 포함할 수 있다. 더욱이, 수술 동안에 환자의 이동은 추가적인 변화를 도입할 수 있다. 이런 변화는 눈 내에서 시각적 단서의 수 밀리미터의 변위만큼까지 추가될 수 있다. 따라서, 렌즈 또는 눈의 다른 내측부 상에 정밀 레이저 수술을 수행할 때, 운부 또는 각막의 전방 표면과 같은 눈의 표면을 기계적으로 기준 표시하고 고정하는 것은 만족스럽지 않다.

[0042] 이런 문제점을 언급하기 위하여, 레이저 전달 장치(1)는 R.M. Kurtz, F. Raksi 및 M. Karavitis에 의한 동시에 계류 중인 미국 특허 출원 번호 12/205,844호에서 설명된 바와 같이, 이미징 시스템과 조합될 수 있고, 이는 이로써 전체에서 참고문헌에 의해 포함된다. 이미징 시스템은 수술 영역의 일부를 촬영하여 눈의 내측 특성을 기초로 하여 3차원 위치 기준을 수립하도록 구성된다. 이런 이미지는 수술 전에 생성될 수 있고 수술 절차와 평행하게 갱신될 수 있어 개별적인 변경 및 변화를 설명한다. 이미지는 높은 정확성 및 제어를 갖는 원하는 위치에 레이저 빔을 안전하게 배향하는 데에 사용될 수 있다.

[0043] 몇몇 실시예에서, 이미징 시스템은 광 간섭 단층촬영(optical coherence tomography; OCT) 시스템일 수 있다. 이미징 시스템의 이미징 빔은 수술 빔과 부분적으로 또는 전부 공유된 광학 경로 또는 분리된 이미징 광학 경로를 가질 수 있다. 부분적으로 또는 전부 공유된 광학 경로를 갖는 이미징 시스템은 비용을 감소시키고 이미징 및 수술 시스템의 보정을 단순화시킨다. 이미징 시스템은 또한 레이저 전달 시스템(1)의 레이저와 동일하거나 상이한 광원을 사용할 수 있다. 이미징 시스템은 또한 자체적인 빔 스캐닝 서브시스템을 가질 수

있거나, 레이저 전달 시스템(1)의 스캐닝 서브시스템을 사용하게 할 수 있다. 이러한 OCT 시스템의 몇몇 상이한 구조는 참조된 동시 계류 중인 출원에서 설명된다.

[0044] 레이저 전달 시스템(1)은 또한 가시 관찰 광학과 조합으로 실시될 수 있다. 관찰 광학은 수술 레이저의 조작자가 수술 레이저 빔의 효과를 관찰하고 관찰에 대한 빔을 제어하는 것을 돕는다.

[0045] 결국, 적외선 및 이에 따른 비가시 수술 레이저 빔을 사용하는, 몇몇 실시에서, 가시 주파수에서 작동하는 추가적인 추적 레이저가 채택될 수 있다. 가시 추적 레이저는 실시되어 적외선 수술 레이저의 경로를 추적하도록 실시될 수 있다. 추적 레이저는 목표 조직의 어떤 붕괴를 야기하지 않기에 충분히 낮은 에너지에서 작동될 수 있다. 관찰 광학은 목표 조직으로부터, 레이저 전달 시스템(1)의 조작자에게 반사된, 추적 레이저를 배향하도록 구성될 수 있다.

[0046] 도 1에서, 가시 관찰 광학 및 이미징 시스템에 연관된 빔은 예를 들어, 빔 스플리터(beam splitter)/색선별 거울(dichroic mirror)(600)을 통해 레이저 전달 시스템(1)으로 결합될 수 있다. 본 출원은 이미징, 관찰 및 추적 시스템을 갖는 레이저 전달 시스템의 다양한 조합을 광범위하게 언급하지 않을 것이다. 포함된 미국 특허 출원 12/205,844호에서 광범위하게 언급된, 이러한 조합의 많은 수는 본 출원의 전체 범위 내에서 모두 존재한다.

[0047] 도 1은 레이저 전달 시스템(1)을 포함하고, 이는 레이저 엔진(100), 프리컴펜세이터(200; precompensator), XY 스캐너(300), 제1 빔 익스팬더 블록(400; beam expander block), 이동가능한 빔 익스팬더 블록(500), 빔 스플리터/색선별 거울(600), 오브젝티브(objective; 700) 및 환자 인터페이스(800; patient interface)를 포함하되, 제1 빔 익스팬더 블록(400) 및 이동가능한 빔 익스팬더 블록(500)은 연결하여 Z 스캐너(450)로 불릴 것이다.

[0048] 아래의 많은 실시에서 Z방향이 실질적으로 광학 요소의 광학축 또는 레이저 빔의 광학 경로를 따르는 방향인 종래 기술이 사용된다. Z 방향에 대하여 가로지르는 방향은 XY 방향이라 불린다. 넓은 의미에서 용어 가로지르는 방향은 몇몇 실시에서 가로지르는 방향 및 Z 방향은 상호 간에 엄격하게 수직일 수 없는 것을 포함하도록 사용된다. 몇몇 실시에서 가로지르는 방향은 방사방향 좌표에 대하여 더 양호하게 설명될 수 있다. 따라서, 용어 가로지르는 방향, XY 방향 또는 방사방향은 모두 대략 (그러나 어쩔수 없이 정확하게) Z 방향에 대하여 수직하는, 설명된 실시에서 유사한 방향을 나타낸다.

[0049] 1. 레이저 엔진(100)

[0050] 레이저 엔진(100)은 레이저를 포함하여 선결정된 레이저 파라미터(parameter)를 갖는 레이저 펄스를 방출할 수 있다. 이런 레이저 파라미터는 1 펨토초 내지 100 피코초 범위에, 또는 10 펨토초 내지 10 피코초 범위 내에 또는 몇몇 구체예에서 100 펨토초 내지 1 피코초 범위의 펄스 기간(duration)을 포함할 수 있다. 레이저 펄스는 0.1 마이크로줄 내지 1000 마이크로줄 범위, 다른 구체예에서 1 마이크로줄 내지 100 마이크로줄 범위의 펄스 당 에너지를 가질 수 있다. 펄스는 10 kHz 내지 100 MHz 범위, 다른 구체예에서 100 kHz 내지 1MHz 범위의 반복 주파수를 가질 수 있다. 다른 구체예들은 이런 범위 제한의 조합, 예를 들어, 1 내지 1000 펨토초의 펄스 기간의 범위 내에 존재하는 레이저 파라미터를 가질 수 있다. 특정한 절차를 위한 레이저 파라미터는 예를 들어, 수술 전 절차 동안에 이런 넓은 범위 내에 선택될 수 있거나, 환자의 특정한 데이터 예를 들어, 그/그녀의 연령을 기초로 한 계산을 기초할 수 있다.

[0051] 레이저 엔진(100)의 실시에는 Nd:glass 및 Nd:Yag 레이저, 및 다양한 다른 레이저를 포함할 수 있다. 레이저 엔진의 작동 파장은 적외선 또는 가시광선 범위에서 존재할 수 있다. 이런 구체예들에서 작동 파장은 700nm 내지 2 마이크로미터 범위에서 존재할 수 있다. 몇몇 경우에 작동 파장은 예를 들어, Yb 또는 Nd를 기초로 한 적외선 레이저에서, 1.0 내지 1.1 마이크로미터 범위에서 존재할 수 있다.

[0052] 몇몇 실시에서 레이저 펄스의 레이저 파라미터는 조절가능하고 변경가능할 수 있다. 레이저 파라미터는 짧은 스위치 타임(switch time)으로 조절가능할 수 있고 이에 따라 수술 레이저 전달 시스템(1)의 조작자가 복합 수술 동안에 레이저 파라미터를 변하게 할 수 있다. 파라미터의 이러한 변화는 레이저 전달 시스템(1)의 센싱(sensing) 또는 이미징 서브시스템에 의한 관독에 대하여 개시될 수 있다.

[0053] 다른 파라미터 변화는 레이저 전달 시스템이 제1 수술 절차, 이어지는 제2의, 상이한 수술 절차에 먼저 사용될 수 있는 동안에 다중 단계 절차의 일부로서 수행될 수 있다. 실시에는 우선 눈의 렌즈의 영역에서 하나 이상의 수술 단계, 예를 들어 수정체낭절개 단계, 이어지는 눈의 각막 영역에서 제2 수술 절차를 수행하는 것을

포함한다. 이런 절차는 다양한 순서로 수행될 수 있다.

[0054] 상대적으로 낮은 펄스 당 에너지를 갖는 초당 수만 내지 수십만 샷(shot)의 펄스 반복률에서 작동하는 높은 반복률 펄스의 레이저는 수술 적용에 사용될 수 있어 특정한 장점을 달성한다. 이러한 레이저는 상대적으로 낮은 펄스 당 에너지를 사용하여 레이저 유도된 광과괴에 의해 야기된 조직 효과를 국부화한다. 몇몇 실시에서, 예를 들어, 파괴된 조직의 한도는 수 마이크로 또는 수십 마이크로로 제한될 수 있다. 이런 국부화된 조직 효과는 레이저 수술의 정확성을 향상시킬 수 있고, 특정한 수술 절차에서 바람직할 수 있다. 이러한 수술의 다양한 실시에서, 수백, 수천 또는 수백만 펄스가 인접하고, 거의 인접하거나, 제어된 거리만큼 분리된 스폿(spot)의 순서로 전달될 수 있다. 이런 실시는 특정한 원하는 수술 효과, 예를 들어, 조직 절개, 분리 또는 파편화를 달성할 수 있다.

[0055] 스캔 패턴 및 펄스의 파라미터는 다양한 방법에 의해 선택될 수 있다. 예를 들어, 이들은 렌즈의 광학적 또는 구조적 성질의 수술 전 척도를 기초로 할 수 있다. 레이저 에너지 및 스폿 분리는 또한 연령에 따른 알고리즘 또는 렌즈의 광학적 또는 구조적 성질의 수술 전 척도를 기초로 선택될 수 있다.

[0056] 2. 프리컴펜세이터(200)

[0057] 도 2는 레이저 빔의 파면이 몇몇 상이한 원인에 대하여 몇몇 상이한 방법으로 이상적인 거동으로부터 벗어날 수 있다는 것을 도시한다. 큰 그룹의 이런 편차는 수차(aberration)라고 불린다. 수차 (및 다른 파면 왜곡)은 이상적인 축주위 가우스 이미지점(image point)들로부터 실제 이미지점을 대신한다. 도 2는 출사 동공(ExP)을 통해 빠져나가는 광의 파면을 도시한다. 왜곡된 구면 파면(G)은 동공으로부터 나오고 파면(G)의 곡률의 중심에서 점(P1)으로 수렴된다. G는 또한 가우스 기준 구체(reference sphere)라고 불린다. 벗어난 파면(W)은 G로부터 벗어나고 상이한 점(P2)으로 수렴된다. 점(Q1)에서 벗어난 파면(W)의 수차(ΔW)는 왜곡된 기준구체(G)에

대한 경로의 광학 길이에 의해 특징지어질 수 있고: $\Delta W = n_i \overline{Q1Q2}$, 여기서, n_i 는 이미지 공간에서 매체의 굴절률이고, $\overline{Q1Q2}$ 은 점들(Q1, Q2)의 거리이다.

[0058] 일반적으로, 수차(ΔW)는 초점면에서 뿐만 아니라, 출사 동공에서 모두 좌표에 따른다. 따라서, 이런 수차(ΔW)는 또한 상호관계함수로서 사료될 수 있다: r' 만큼 광학축 상에서 P1으로부터 제거되고, 이미지가 P2로 수렴되는 점들의 세트는 표면(W) 상에 위치되고, 이는 출사 동공(ExP)에서 방사방향 거리(r)로 ΔW 의 양만큼 기준 구체(G)로부터 벗어난다는 것이 나타난다. 회전 대칭 시스템을 위하여,

$$\Delta W(r'; r, \Theta) = \sum_{l=0}^{\infty} \sum_{n=1}^{\infty} \sum_{m=0}^{\infty} {}_{2l+m}a_{nm} r'^{2l+m} r^n \cos^m \Theta. \quad (1)$$

[0059] 에 따라 ΔW 는 r 및 r' 에서 이중 멱급수 확장에 대하여 기록될 수 있다.

[0060] 여기서 r' 은 초점면에서 이미지점(P2)의 방사방향 좌표이고 r 은 동공에서 점(Q1)의 방사방향 좌표이다. 각도 의존성이 구면각, Θ 에 의해 표시된다. $n = 2p + m$ 은 양의 정수이고, ${}_{2l+m}a_{nm}$ 은 벗어난 파면(W)의 팽창 계수이다. 참고로, 예를 들어 SPIE Optical Engineering Press의 Virendra N. Mahajan에 의한 Optical Imaging and Aberrations, Part I. Geometrical Optics를 참고한다. 수차 용어 중 차수(i)는 $i = 2l + m + n$ 에 의해 주어진다.

[0061] $i = 4$ 까지 용어들이 주된 수차에 연관된다: 구형, 코마(coma), 난시, 시야 곡률 및 왜곡. ${}_{2l+m}a_{nm}$ 수차 계수 및 이런 주된 수차들 사이의 실제 연관성은 문헌으로 기록된다. 점 물체를 촬영하는 시스템을 위한, 이미지 반경(r')에 대한 수차의 명확한 의존성은 무차원 변수 $\rho = r/a$ 를 도입함으로써 억제될 수 있고, 여기서 a 는 출사 동공의 가로지르는 선형 한도, 예를 들어 이의 반경이다:

$$\Delta W(\rho, \Theta) = \sum_{n=1}^{\infty} \sum_{m=0}^{\infty} a_{nm} \rho^n \cos^m \Theta, \quad (2)$$

[0062]

[0063] 여기서,

$$a_{nm} = a^n \sum_{l=0}^{\infty} a_{nm} r^{2l+m}. \quad (3)$$

[0064]

[0065] 이런 표기법의 이익은 수차 계수(a_{nm})들 모두가 길이의 치수를 갖고, 출사 동공에서 상응하는 수차의 최대값을 나타낸다. 이런 표기법에서, 예를 들어, 구면 수차(spherical aberration)가 수차 계수(a_{40})에 의해 특징지어진다.

[0066]

수차 계수(a_{nm})에 대한 수차의 설명이 수학적으로 잘 정의되는 반면에, 이는 항상 실험적으로 가장 접근가능한 접근법은 아니다. 따라서, 3개의 대안적인 수차 척도가 다음에 설명된다.

[0067]

동일한 정맥의 실험 접근성 및 시험가능성에서, 생물학적 조직 예를 들어, 눈에서 빔의 거동은 측정하기 위하여 가장 쉽지 않을 수 있다는 것이 지시된다. 도움이 되도록, 연구는 눈에서 광선이 물리적으로 적절한 염분 농도를 갖는 염수에서 광선에 대하여 꽤 유사하게 거동할 수 있고, 질적으로 측정되고 설명될 수 있다는 나타난다. 따라서, 눈에서 레이저 전달 시스템의 거동이 설명될 때 적용에 걸쳐, 이런 설명은 설명된 눈 조직 또는 상응하는 염수 중 어느 하나에서 거동을 언급하는 것이 이해된다.

[0068]

도 3a 내지 도 3c는 수차의 제2 척도를 도시한다. 깊이(A)에서의 초점면(210)에서 빔을 초점 맞추도록 구성되었던, 레이저 전달 시스템(1)은 대신에 깊이(B)에서의 작동 초점면(211)에서 빔을 초점 맞추도록 작동된다면 구면 수차를 야기할 수 있다. 레이저 빔의 초점이 초점면(210)으로부터 초점면(211)으로 이동될 때, 이러한 상황이 예를 들어, 3차원 스캐닝 절차 동안에 발생할 수 있다.

[0069]

도 3a는 레이저 전달 시스템(1)이 최적 초점면(210)에 광선을 초점 맞출 때의 경우를 도시한다. 광선은 꽤 좁은 방사방향 한도, 또는 반경($r_f(A)$)의 최적 초점면(210)에서 스폿("초점")을 통과한다. 이런 방사방향 한도($r_f(A)$)는 다양한 원인, 예를 들어, 광 빔의 회절에 대한 정보다 클 수 있다. 초점의 반경은 1개 이상의 방법으로 정의될 수 있다. $r_f(A)$ 의 일반적인 정의는 스크린의 위치가 축 또는 Z 방향을 따라 변하게 됨에 따라 스크린 상의 광 스폿의 최소 반경이다. 이런 Z 깊이는 종종 "최소 착각점(point of least confusion)"이라 불린다. 이런 정의는 도 3c에 관련하여 더 개선된다.

[0070]

도 3b는 레이저 전달 시스템(1)이 최적 초점면(210)을 벗어나 작동 초점면(211)으로 약간의 거리 예를 들어, 수 밀리미터만큼 초점을 스캔할 때의 경우를 도시한다. 가시적으로, 광선은 구면 수차를 야기하는, $r_f(A)$ 보다 큰 반경($r_f(B)$)의 초점을 통과한다. 다양한 정확도의 수학적식은 수차 계수(a_{nm}) 및 초점 반경(r_f)을 연결하면서 성장되어 왔다. 몇몇 경우에, 초점 반경(r_f)은 a_{nm} 수차 계수보다 수차를 수량화하는 데에 실험적으로 더 접근가능한 척도이다.

[0071]

도 3c는 초점 반경(r_f)의 더 나은 양적 정의를 도시한다. 도 3c는 빔의 중심으로부터 측정된, 반경(r)의 스폿에 포함된 에너지를 도시한다. 초점 반경(r_f)의 광범위하게 받아들여진 정의는 빔의 에너지의 50%가 내부에 포함된, 반경이다. "A"로 표기된 곡선은 회절 제한된 빔에서, 도 3a에서와 같이, 빔이 최적 초점면(210)에 초점 맞추어질 때, 빔의 에너지의 50%는 $r_f(A)$ 의 유용한 정의를 제공하면서, 반경 $r = 0.8$ 마이크론의 스폿에서, 포함되거나 둘러싸일 수 있다.

[0072]

레이저 빔의 에너지가 제대로 또는 분명하게 정의된 초점에 놓여진다면, 레이저 유도 광학 브레이크다운(laser induced optical breakdown; LIOB)을 기초로 한 수술 절차는 더 높은 정확성 및 효율성, 및 더 작은 원치않는 효과를 가질 수 있다. LIOB는 강도(플라즈마-) 쓰레시홀드(threshold)를 갖는 상당한 비선형 공정이다: 일반적으로 플라즈마 쓰레시홀드보다 높은 강도를 갖는 빔에 노출된 조직은 플라즈마가 되는 반면에, 플라즈마 쓰레시홀드 아래의 강도를 갖는 빔에 노출된 조직은 플라즈마 전이를 겪지 않는다. 따라서, 수차에 의한 초점의 폭 넓히기는 플라즈마 쓰레시홀드보다 높은 초점에서의 강도를 달성하는 빔의 일부를 감소시키고 강도가 쓰레시홀드 아래로 유지되는 빔의 일부를 증가시킨다. 후자의 이런 빔의 일부는 목표 조직에 의해 효율적으로 흡수되지 않고 눈 조직을 통해, 잠재적으로 원치않는 각막 노출을 야기하는, 대부분의 경우에 망막으로 전파된다.

- [0073] 각막을 보정하는 것을 목표로 하는 수술 절차를 위하여, 각막의 두께가 실질적으로 0.6mm이고, 거의 드문 경우에 더 두꺼우나 여전히 1mm를 넘지 않기 때문에, 초점면은 일반적으로 최적 또는 공칭 깊이로부터 약 0.6mm만큼만 (광학축을 따르는) Z방향으로 스캔되거나 이동된다. "B"로 표기된 곡선은 빔의 초점면이 최적 초점면(210)으로부터 약 1mm(각막 절차를 위한 상한 추정치)만큼 작동 초점면(211)으로 이동될 때, 빔의 에너지의 50%는 $r_f(B) = 1.8$ 마이크론의 초점 반경 내에 포함된다는 것을 도시한다. 이런 이동이 수차를 도입하는 반면에, 척도가 제한된다. 따라서, 몇몇 현존하는 각막 레이저 시스템은 전혀 이런 수차를 보상하지 않는 반면에, 다른 것들은 약간 제한된 수준의 보상만을 도입한다.
- [0074] 수차 계수(a_m) 및 초점 반경(r_f) 이외에, 수차의 제3 척도는 소위 스트렐비(strehl ratio; S)이다. 시스템의 스트렐비(S)는 동일하고 완벽한 이미징 시스템의 이론적인 최대 피크 강도에 의해 나누어진 시스템의 초점면에서 빔의 피크 강도로서, 점원으로부터 빠져나가는 빔을 참조하여 정의될 수 있고, 이는 회절 제한에서 작용한다. 동등한 정의는 또한 문헌에서 공지되고, 스트렐비(S)의 정의의 범위 내에 존재한다.
- [0075] 이런 정의에 상응하는, S의 값이 작을수록, 수차는 커진다. 벗어나지 않는 빔은 $S = 1$ 을 갖고, 종래에는 $S > 0.8$ 일 때, 이미징 시스템은 회절 제한되는 것으로 알려진다.
- [0076] 수차의 제4 정의는 출사 동공(Exp)에서 전체 파면에 걸쳐 평균을 낸, 도 2의 왜곡되지 않는 파면(G)으로부터 벗어난 파면(W)의 편차(ΔW)를 표시하는 ω , 평균평방근(root-mean-square) 또는 RMS, 파면 오차이다. ω 는 무차원 양을 만드는, 빔의 파장의 단위로 표시된다.
- [0077] 도 4는 상대적으로 작은 수차에 대하여 ω 및 S는 다음의 실험식에 의해 관련된다는 것을 도시한다:
- [0078] 수차의 형태에 상관없이,
- $$S \approx e^{-(2\pi\omega)^2} \quad (4)$$
- [0079]
- [0080] 여기서 e는 자연로그의 밑(base)이다.
- [0081] 상기의 수차의 척도들의 4개 모두는 문제점을 진단하고 레이저 전달 시스템(1)의 설계를 최적화하는 데에 유용하다. 따라서, 아래의 일반적인 용어 "수차 척도(aberration measure)"는 이런 척도들 또는 이들의 등가물 중 어떤 하나를 나타낼 수 있다. 특히, 수차를 증가시키는 것은 수차 계수(a_m), 초점 반경(r_f) 및 RMS 파면 오차(ω)의 증가에 의해 획득되나, 스트렐비(S)의 감소에 의해 획득된다.
- [0082] 이런 수차 척도들 사이의 관계는 특정한 실시예에서 구면 수차 계수(a_{40}) 및 상응하는 스트렐비(S)를 도시함으로써 설명된다. 실시예에서, 수술 레이저 시스템은 표면 아래의 상이한 깊이에서 눈 조직에 레이저 빔을 초점 맞춘다. 레이저 빔은 1 마이크로미터 파장 및 $NA=0.3$ 개구수로, 회절 제한되고, 입사의 표준각도로 조직의 표면에 초점 맞춰진다. 이런 실시예의 개수는 시스템의 초점면 근처에서 스캔된 깊이와 동일한 두께의 평면 평행 플레이트(plate)를 추가하고, 염수를 위한 계산을 수행하는 효과와 유사할 수 있다.
- [0083] 조직의 표면은 수학적 (2) 및 (3)에 의해 특징지어진, 빔에 수차를 도입한다. 수차 계수(a_{40})에 의해 특징지어진, 구면 수차는 표면에서 영이고, 상당한 구조에 의한 스트렐비는 $S=1$ 이다.
- [0084] 라식 수술은 일반적으로 0.1mm의 깊이로 플랩을 형성한다. 이런 깊이에서, 스트렐비(S)는 약 0.996으로 감소되고, 단지 작은 감소이다. 0.6mm 깊이에서조차, 대략 각막의 후방 표면에서, S는 약 0.85이다. 이는 피크 강도의 무시할 수 없는 감소인 반면에, 여전히 레이저 빔 강도를 조정함으로써 보상될 수 있다.
- [0085] 한편, 눈에서 수정체의 전방 표면을 특징짓는, 5mm의 깊이에서, 스트렐비는 $S = 0.054$ 로 감소될 수 있다. 이런 깊이 및 스트렐비에서, 빔 강도는 플라즈마 쓰레시홀드 아래로 현저하게 감소되고, 이에 따라 빔은 LIOB를 발생시킬 수 없다. 피크 강도의 이런 급격한 손실은 원치않는 효과 예를 들어 망막의 노출 과다 또는 과도하게 증가된 버블 크기없이 레이저 파워를 증가시킴으로써 보상될 수 없다.
- [0086] 표 1은 바로 설명된 스트렐비에 상응하는, 구면 수차(a_{40})를 도시한다. 가시적으로, 구면 수차는 조직-깊이에 따라 대략 선형으로 증가하는 반면에, 스트렐비(S)는 비선형 방식으로 거동한다:

[0087] [표 1]

조직에서 깊이 [mm]	구면수차 a_{40} [마이크론]	스트렐비 S
0	0.00	1.000
0.1	-0.04	0.996
0.6	-0.24	0.856
5	-2.00	0.054
10	-3.99	0.041

[0088]

[0089] 수정체 상에 렌즈 용균(lysis), 수정체낭절개 또는 다른 수술 절차를 수행하는 것을 목표로 한 수술 절차에서, 초점면은 종종 렌즈의 전체 깊이에 걸쳐 스캔되고, 이는 5mm만큼일 수 있다. 더욱이, 일체화된 각막-렌즈 시스템에서, 총 스캐닝 깊이는 각막으로부터 렌즈의 후방 표면까지, 약 10mm 연장될 수 있다. 도 3c에서 "C"로 표기된 곡선은 이런 경우 초점 반경이 $r_f(C) = 18$ 마이크론까지 성장하고, 이 값은 너무 커서 $r_f(A)$ 및 $r_f(B)$ 와 동일한 구성 상에 고르게 나타나지 않는다는 것이 나타난다. 몇몇 구체예에서, 최적 초점면은 선택되어 깊이-스캐닝 범위에서 중간쯤 놓일 수 있고, 레이저 빔은 플러스/마이너스 5mm 깊이 범위로 스캔될 수 있다. 이런 경우에 $r_f(C)$ 는 10마이크론으로 감소될 수 있다.

[0090] 이런 큰 $r_f(C)$ 값은 다른 3개의 수차 척도들(a_{40} , S , ω)에서 큰 양의 수차로 바뀌게 된다. 명확하게, 수십 밀리미터만을 스캔하는 각막 절차에 대하여, 렌즈 수술의 이런 큰 수차는 레이저 전달 시스템(1)의 설계를 위한 많은 시도를 취하여 원치않는 결과를 보상하거나 관리한다.

[0091] 렌즈 수술에 연관된, 큰 수차 척도의 문제점을 언급하기 위하여, 몇몇 구체예들은 프리컴펜세이터(200)를 포함하여 구면 수차를 선보상하고(precompensate) 수차 척도를 향상시킨다. 이런 수차는 목표 조직에서, 또는 레이저 전달 시스템(1) 내의 광학 경로의 일부를 따르거나, 전체 광학 경로를 따라 성장될 수 있다.

[0092] 도 5는 수차 척도가 값을 추정한다는 것이 설명될 때 이어지는 경우에, 수차 척도($r_f(C)$, a_{40} , S , ω)가 광학 축으로부터 방사방향 거리(r) 및 초점의 깊이(z)에 따르기 때문에, 이는 몇몇의 선택된 기준점(reference point)들에서 설명된 값을 추정하는 수차 척도를 언급할 것이라는 것을 (눈금없이) 도시한다. 관련된 기준점들의 세트는 실린더 좌표(z , r)에 의해 설명될 수 있다: 모두 밀리미터로, $P1=(0,0)$, $P2=(2,6)$, $P3=(5,0)$, $P4=(8,0)$, $P5=(8,3)$. 눈의 주된 구조는 대략 실린더 대칭을 나타내기 때문에, 이런 P 기준점들은 어떤 방위각(ϕ)에서도 위치될 수 있다. 따라서, 이런 P 점들은 단지 3개의 실린더 좌표들 중 2개에 의해 언급될 것이고, 방위각(ϕ)은 억제된다. $P1$ 은 중심에 위치된 각막 절차를 위한 일반적인 점이고, $P2$ 는 주변 각막 절차를 위하여 일반적이며, $P3$ 은 렌즈의 전방 영역에 관련되고, $P4$ 는 렌즈의 후방에 관련되며, $P5$ 는 주변 렌즈 기준점이다. 다른 기준점들은 또한 채택될 수 있어 레이저 전달 시스템의 수차를 특징짓는다. 몇몇 경우들에서, 수차 척도는 작동 파면 또는 조사된 영역에 걸쳐 평균을 낸 수차 척도를 언급할 수 있다.

[0093] 수차 척도는 몇몇 상이한 방법으로 결정될 수 있다. 레이저 빔의 파면은 광학 경로의 선택된 부분, 예를 들어 목표 조직의 모델 또는 레이저 전달 시스템(1)의 부분을 통해 컴퓨터 지원 설계(computer-aided design; CAD)로 추적될 수 있다. 또한, 레이저 빔의 수차는 실제 레이저 전달 시스템 또는 이런 2개의 절차의 조합으로 측정될 수 있다.

[0094] 따라서, 몇몇 실시에서, 프리컴펜세이터(200)에 의해 도입된, 선보상은 광학 경로의 선택된 일부를 따르는 수차 척도를 결정하거나, 계산하거나 측정함으로써 선택될 수 있고, 이는 목표 조직 그 자체를 포함하며, 이어서 결정된/계산된/측정된 수차의 미리선택된 부분을 보상하도록 필요하게 된 선보상의 양을 결정한다.

[0095] 구면 수차는 지배적으로 축 광선에 영향을 미치기 때문에, 프리컴펜세이터(200)는 효율적으로 구면 수차를 보정하거나 선보상할 수 있다. 다른 형태의 수차, 예를 들어, 가로 수차, 난시 및 코마는 광학축으로부터 오프셋된(offset) 광선을 포함하는, 필드 광선뿐 아니라 영이 아닌 각도 광선에 영향을 미친다. 레이저 엔진(100)에 의해 발생된, 레이저 빔이 실질적으로 축 빔인 반면에, 광학 경로에서의 다양한 블록들, 가장 분명한 XY

스캐너(300)는 축 빔을 필드 광선을 갖는, 영이 아닌 각도 빔으로 변형시킨다.

- [0096] 따라서, 프리컴펜세이터가 XY 스캐너(300) 뒤에 위치한 설계에서, 빔의 필드 광선은 몇몇 상이한 수차를 성장시킬 수 있다. (i) 빔의 최적화는 몇몇의 수차를 보상하는 것을 요구할 수 있고, (ii) 수차의 상이한 형태는 상호 간에 독립적이지 않기 때문에, 이런 상이한 수차들의 발생은 상당한 설계 시도를 취한다. 따라서, 수차의 일 형태를 보상하는 것은 일반적으로 원치않는 다른 형태의 수차를 유도한다.
- [0097] 따라서, 컴펜세이터가 XY 스캐너 뒤에 위치되는 구조에서, 구면 수차는 일반적으로 다른 형태의 원치않는 수차를 도입하는 것의 대가로 제한된 정도로 보상된다.
- [0098] 반면에, 본 레이저 전달 시스템(1)의 구체예들은 XY 스캐너(300) 앞에 프리컴펜세이터(200)를 가질 수 있다. 이런 설계는 프리컴펜세이터(200)가 다른 형태의 원치않는 수차를 도입하지 않고 구면 수차를 보상하도록 한다.
- [0099] 몇몇의 실시는 심지어 프리컴펜세이터(200)에 의한 축상(on-axis) 선보상을 도입함으로써 상기에 언급된 축상 수차 및 축외 수차의 상호의존성을 활용하여, 목표 조직 또는 레이저 전달 시스템의 연속 세그먼트에 의해 야기된, 축외 수차를 선보상한다.
- [0100] 도 6a와 도 6b는 프리컴펜세이터(200)의 이상화된 작동을 개략적으로 도시한다.
- [0101] 도 6a는 프리컴펜세이터 없는 레이저 전달 시스템(1)을 도시한다. 일반적으로, 광학 경로 세그먼트(301)는 약간 수준의 구면 수차를 도입할 수 있다. 이는 광학 경로 세그먼트(301)를 떠나는 수차를 갖는 파면 및 광학 경로 세그먼트(301)에 들어가는 왜곡되지 않는 파면에 의해 도시된다. 이런 세그먼트는 광학 경로의 어떤 세그먼트, 예를 들어, 목표 조직의 일부 또는 전체 목표 조직 또는 레이저 전달 시스템(1) 내의 경로의 일부일 수 있다.
- [0102] 도 6b는 프리컴펜세이터(200)가 파면의 보상하는 (또는 보완적인) 왜곡을 도입할 수 있다는 것을 도시한다. 이어서 이런 선보상된 파면은 감소된 왜곡을 갖거나 심지어 왜곡을 갖지 않는 파면을 출사하도록 하는, 광학 경로 세그먼트(301)에 들어간다.
- [0103] 몇몇 현존하는 시스템은 전용 컴펜세이터를 전혀 갖지 않는다. 다른 시스템은 또한 다른 기능을 갖고 XY 스캐너 뒤에 위치한 렌즈 그룹들의 렌즈들에 의해 분포된 방식만으로 구면 수차를 보상할 수 있다. 이런 현존하는 시스템에서, 렌즈들의 파라미터는 성능상 제한으로 유도하는, 상이한 기능들 사이의 절충안을 만드는 결과로서 선택된다.
- [0104] 반면에, 레이저 전달 시스템(1)의 구체예는 XY 스캐너(300) 앞에 위치한 전용 프리컴펜세이터(200)를 가질 수 있다. 몇몇 구체예들에서, 프리컴펜세이터(200)는 제1 광학 유닛, 또는 렌즈 그룹이고, 이는 레이저 엔진(100)으로부터 레이저 빔을 받아들인다. 위치 때문에 레이저 빔은 (XY 스캐너(300)에 의해 야기될 수 있는) 필드 광선 또는 영이 아닌 각도 광선을 성장시키지 않고 프리컴펜세이터(200)에 도달하기 때문에, 이런 구체예들은 높은 수준의 선보상을 달성할 수 있다. 선보상은 프리컴펜세이터(200)의 주된 기능이고 이에 따라 설계 절충안이 현존하는 시스템과는 대조적으로, 꽤 제한되도록 유지될 수 있기 때문에 또한 효율적이고, 이는 추가적인 기능을 제공하는 렌즈들로 보상한다.
- [0105] 이러한 원인들에 대하여, 이러한 실시에서 다른 형태의 수차에 영향을 미치거나 도입하지 않고 높은 정도로 구면 수차를 보정하는 것이 가능하다.
- [0106] 수차의 이론에서, 복합 렌즈 시스템의 구면 수차는 대략적으로 개별적인 구성요소의 구면 수차의 합이라는 것이 공지된다. 따라서, 레이저 전달 시스템(1)의 몇몇 실시에서, 구면 수차의 원치않는 양은 프리컴펜세이터(200)를 설계함으로써 선보상될 수 있어, 반대 부호를 갖는 동일한 양의 수차를 도입한다.
- [0107] 실시예로서, 눈 조직 안에 초점의 깊이가 최적 초점면을 벗어나 5mm만큼 이동될 때, (표 1에 따라) 구면 수차(a_{40})는 -2.0마이크로미터이다. 따라서, 몇몇 실시에서 프리컴펜세이터(200)는 $a_{40} = +2.0$ 마이크로미터의 수차 척도를 도입할 수 있다. 제1 근사치에서, 이런 선보상은 실질적으로 초점의 5mm 이동에 의해 야기된 구면 수차를 제거하고, 이에 따라 $S = 0.054$ 로부터 다시 $S = 1$ 까지 스트렐비를 증가시킨다. (이런 단순한 실시에는 수차의 다른 원인을 무시하였다.)
- [0108] 아래의 몇몇 실시는 "선보상되지 않는(non-precompensated)" 레이저 전달 시스템(1) 즉, 프리컴펜세이터(200)가 제거된 레이저 전달 시스템의 수차 척도를 "선보상된(precompensated)" 레이저 전달 시스템, 즉, 프리컴

펜세이터(200)가 제거되지 않는 시스템과 비교함으로써 특징지어질 것이다.

- [0109] 몇몇 실시에서, 프리컴펜세이터(200)를 설치하는 것은 선보상되지않는 레이저 전달 시스템(1)의 값 $S < S(precomp)$ 으로부터 선보상된 레이저 전달 시스템(1)을 위한 $S > S(precomp)$ 으로 스트렐비를 증가시킬 수 있다. 몇몇 실시에서 예를 들어, $S(precomp)$ 는 0.6, 0.7, 0.8 또는 0.9일 수 있다.
- [0110] 상기에 설명된 바와 같이, 여기서 이런 스트렐비(S)는 상기의 5개의 기준점들(P1 내지 P5)에서의 스트렐비 ($S(P1), \dots, S(P5)$) 중 어떤 하나, 또는 몇몇 다른 선결정된 기준점들에서 스트렐비, 또는 5개의 기준점에 걸친 스트렐비의 평균 또는 작동 파면에 걸친 평균을 언급할 수 있다.
- [0111] 또한, 스트렐비는 레이저 엔진(100)으로부터 레이저 빔을 받아들이고, 오브젝티브(700)로 끝나며, 안과 목표 조직에 초점을 형성하는, 전체 레이저 전달 시스템(1)을 언급할 수 있다. 몇몇 다른 경우에, 용어는 공기를 포함하는 다른 목표를 언급할 수 있다. 몇몇 실시에서 용어는 레이저 전달 시스템(1)의 서브 시스템을 언급할 수 있다.
- [0112] 몇몇 실시에서, 선보상되지 않는 레이저 전달 시스템(1)에 대한 프리컴펜세이터(220)의 추가는 피코초 이상의 기간으로 레이저 펄스의 변형 제한된 대역폭보다 적어도 10배 큰 연관된 대역폭을 갖는 펄스를 위한 $S = S(precomp)$ 아래의 선보상되지 않는 값으로부터 $S(precomp)$ 위의 선보상된 값으로 스트렐비를 증가시킬 수 있다. 상기와 같이, 예를 들어 $S(precomp)$ 는 0.6, 0.7, 0.8 또는 0.9일 수 있다.
- [0113] 몇몇 실시에서 레이저 전달 시스템(1)에 대한 프리컴펜세이터(200)의 추가는 0.4 마이크로미터 내지 1.1 마이크로미터의 파장의 범위에 걸쳐 $S = S(precomp)$ 아래의 보상되지 않는 값으로부터 $S = S(precomp)$ 위의 선보상된 값으로 증가할 수 있다. 상기와 같이, 예를 들어 $S(precomp)$ 는 0.6, 0.7, 0.8 또는 0.9일 수 있다.
- [0114] 몇몇 실시에서 프리컴펜세이터(200)의 추가는 프리컴펜세이터(200)가 없는 레이저 전달 시스템(1)에 상응하는, $NA = NA(precomp)$ 아래로 선보상되지 않는 값으로부터 프리컴펜세이터(200)를 갖는 $NA = NA(precomp)$ 위로 선보상된 값으로 시스템 개구수를 증가시킬 수 있다. 몇몇 실시에서 예를 들어 $NA(precomp)$ 의 값은 0.2, 0.25, 0.3 또는 0.35일 수 있다.
- [0115] 몇몇 실시에서 프리컴펜세이터를 갖지 않는 레이저 전달 시스템(1)에 프리컴펜세이터(200)를 추가하는 것은 프리컴펜세이터(200)를 갖는 레이저 전달 시스템(1)에 상응하는, $r_f(precomp)$ 위의 선보상되지 않는 값으로부터 $r_f(precomp)$ 아래의 선보상된 값으로 목표 조직에서 초점 반경(r_f)을 감소시킬 수 있다. 몇몇 실시에서, $r_f(precomp)$ 는 2, 3 또는 4 마이크로미터일 수 있다.
- [0116] 몇몇 실시에서, 프리컴펜세이터(200)를 설치하는 것은 선보상되지 않는 레이저 전달 시스템(1)의 값 $\omega > \omega(precomp)$ 로부터 선보상된 레이저 전달 시스템(1)에 대한 $\omega < \omega(precomp)$ 으로 RMS 파면 오차를 증가시킬 수 있다. 몇몇 실시에서 예를 들어, $\omega(precomp)$ 는 모두 레이저 빔의 파장의 단위로, 0.06, 0.07, 0.08 또는 0.09일 수 있다.
- [0117] 몇몇 실시에서, 프리컴펜세이터(200)를 설치하는 것은 선보상되지 않는 레이저 전달 시스템(1)의 값 $a_{40} > a_{40}(precomp)$ 로부터 선보상된 레이저 전달 시스템(1)에 대한 $a_{40} < a_{40}(precomp)$ 으로 구면 수차 계수를 증가시킬 수 있다. 몇몇 실시에서 예를 들어, $a_{40}(precomp)$ 는 2, 3 또는 4 마이크로미터일 수 있다.
- [0118] 몇몇 실시에서, 선보상되지 않는 레이저 전달 시스템(1)으로의 프리컴펜세이터(200)를 설치하는 것은 적어도 선보상 백분율($P(precomp)$)만큼 보상되지 않는 값으로부터 다음의 수차 척도들: RMS 파면 오차(ω), 구면 수차 척도(a_{40}) 및 초점 반경(r_f)중 적어도 하나를 감소시킬 수 있거나, 적어도 선보상 백분율($P(precomp)$)만큼 스트렐비(S)를 증가시킬 수 있다. 몇몇 실시에서, 예를 들어, $P(precomp)$ 는 10%, 20%, 30% 또는 40%일 수 있다.
- [0119] 상기에 설명된 바와 같이, 이런 수차 척도들 중 어떤 하나는 5개의 기준점들(P1, ... P5) 중 어떤 하나, 또는 몇몇 다른 선결정된 기준점들, 또는 기준점들에서 값들의 평균에 속할 수 있거나, 파면에 걸친 평균일 수 있다.
- [0120] 몇몇 구체예들에서, 프리컴펜세이터(200)는 또한 비구면 수차, 예를 들어, 제1 또는 그 이상 차수의 수차를 보상할 수 있다. 몇몇의 경우에, 또한 이는 축외 광선의 선보상을 수행할 수 있다.
- [0121] 몇몇 실시에서, 0.075 이상만큼 RMS 파면 오차를 증가시키지 않는 동시에, 또는 예를 들어, 0.8의 값을 갖는,

$S(precomp)$ 위의 스트렐비를 유지함으로써, 프리컴펜세이터(200)는 다른 형태의 수차를 선보상한다.

- [0122] 몇몇 실시에서, 프리컴펜세이터(200)는 $rb = rb(precomp)$ 위의 값으로 프리컴펜세이터(200)를 빠져나가는 빔의 반경(rb)을 증가시킬 수 있고, $rb(precomp)$ 은 예를 들어, 5mm 또는 8mm일 수 있다.
- [0123] 이런 기능들 중 몇몇은 하나 이상의 이동가능한 렌즈를 프리컴펜세이터(200)로 포함함으로써 도달될 수 있다. 위치 액추에이터(position actuator)는 프리컴펜세이터(200)의 렌즈들의 몇몇 사이의 거리를 변하게 하면서, 이동가능한 렌즈 또는 렌즈들을 이동시킬 수 있다.
- [0124] 1개의 이동가능한 렌즈를 갖는 실시에서, 프리컴펜세이터(200)의 이동가능한 렌즈는 0.3 내지 4.0mm만큼 광학 축을 따라 레이저 전달 시스템(1)의 초점면 또는 초점을 이동시킬 수 있다. 몇몇 다른 실시에서, 0.5 내지 2.0mm만큼이다.
- [0125] 몇몇 실시에서, 이동가능한 렌즈가 중앙 위치에 존재할 때 상기의 설명된 기준점들($P1, \dots, P5$)에서 스트렐비($S(low)$)의 적어도 하나가 $S=S(moveable)$ 일 때, 이동가능한 렌즈는 이동되어 $S=S(moveable)$ 위의 값으로 스트렐비($S(low)$)를 증가시킬 수 있다. $S(moveable)$ 는 0.6, 0.7, 0.8 또는 0.9일 수 있다.
- [0126] 몇몇 실시에서, 이동가능한 렌즈는 이동되어 0.6 내지 0.9 범위로 스트렐비(S)를 변경할 수 있다. 다른 실시에서 0.70 내지 0.85 범위일 수 있다.
- [0127] 프리컴펜세이터(200)가 XY 스캐너(300) 또는 다른 빔 익스팬더 앞에 위치되기 때문에, 빔 반경은 여전히 작다. 따라서, 이동가능한 렌즈는 작을 수 있다. 그리고 이동가능한 렌즈가 작기 때문에, 위치 액추에이터는 초점 깊이의 꽤 신속한 변화를 허용하면서, 렌즈를 꽤 빠르게 이동시킬 수 있다. 이런 특성이 이런 구체예들에서 깊이 스캐닝 또는 Z 스캐닝 속도를 더 내고, 일반적으로 더 빠른 XY 스캐닝 속도와 비슷한 Z 스캐닝 속도를 만들 수 있다.
- [0128] 몇몇 일반적인 현존하는 시스템에서, 수차는 광학 수단 예를 들어, 렌즈들에 의해 지배적으로 보상된다. 현재 설명된 이동가능한 렌즈 프리컴펜세이터(200)는 빨리 이동가능한 렌즈 또는 렌즈들을 사용할 수 있어 이런 기능을 잘 수행한다. 특히, 레이저 빔이 XY 스캐너(300)로 스캔될 때, 이동가능한 렌즈 또는 렌즈들은 현저하게 높은 속도로 이동될 수 있어 XY 스캐닝과 관련된 수차는 원하는 수준으로 보상된다.
- [0129] 도 7a는 가로지르는 수술 컷(206)이 실질적으로 평평하거나 구부러진 환자 인터페이스(208)의 접촉 표면을 추적하면서 수행될 때, 이런 향상이 유용할 수 있다는 것을 도시한다. 작은 이동가능한 렌즈의 속도는 Z 스캐닝이 원하는 구부러진 컷을 형성하면서, XY 스캐닝에 의해 요구된 속도로 수행되는 것을 가능하게 한다.
- [0130] 몇몇 실시에서, 구부러진 목표 라인 또는 구부러진 컷의 곡률 또는 반경은 1mm, 10mm 및 100mm보다 작을 수 있다.
- [0131] 도 7b는 높은 Z 스캐닝 속도의 또다른 유용한 양상을 도시한다. 대부분 광학 시스템의 초점면은 다소 구부러진다. 실질적으로 직선 횡단 컷(straight transversal cut)을 생성하는 것이 바람직하고, 이에 따라 이는 초점면의 곡률을 추적하지 않는다면, 초점 깊이는 빠른 가로 XY 스캐닝으로 동시에, 연속적으로 재조정되어 초점면의 곡률에 대하여 보상하는 것을 필요로 한다. 예를 들어, 래스터 스캔 패턴(raster scan pattern)을 갖는 평평한 컷 또는 방사방향 컷을 위하여, 방사방향 또는 XY 좌표의 변화는 꽤 빠를 수 있다. 이런 절차에서 빠른 Z 스캐닝 속도는 원하는 직선 컷을 형성하는 것을 도울 수 있다.
- [0132] 결국, 높은 Z 스캐닝 속도는 또한 몇몇 수술 절차, 예를 들어 각막 절차를 빠르게 수행하는데 유용할 수 있다.
- [0133] 몇몇 실시에서, 이동가능한 렌즈 프리컴펜세이터(200)는 초점의 최대 횡단 스캐닝 속도의 적어도 5%로 축소 속도를 갖는 레이저 전달 시스템의 초점의 깊이를 변하게 할 수 있다. 축소 속도를 갖는 몇몇 실시에서는 초점의 최대 횡단 스캐닝 속도의 적어도 10%이다. 축소 속도를 갖는 다른 실시에서는 초점의 최대 횡단 스캐닝 속도의 적어도 20%이다.
- [0134] 몇몇 실시에서, 이동가능한 렌즈 프리컴펜세이터(200)는 Z 스캐닝 시간에서 0.5 내지 1밀리미터만큼 초점의 Z 좌표를 변하게 할 수 있다.
- [0135] 몇몇 실시에서 이런 Z 스캐닝 시간은 10 내지 100 나노초, 100 나노초 내지 1 밀리초, 1 밀리초 내지 10 밀리초 및 10 밀리초 내지 100 밀리초의 범위에 존재할 수 있다.
- [0136] 몇몇 실시에서 렌즈 그룹의 이동가능한 렌즈는 Z 이동 범위에서 이동가능하여, 적어도 이동가능한 백분율

(P(movable))만큼 제1 수차 척도를 감소시킨다. 여기서, 제1 수차 척도는 구면 수차 계수(a_{40}), RMS 파면 오차(ω) 및 초점 반경(r_f)일 수 있고, 이동가능한 백분율(P(movable))은 10%, 20%, 30% 및 40%일 수 있다.

[0137] 몇몇 실시에서 렌즈 그룹의 이동가능한 렌즈는 Z 이동 범위에서 이동가능하여 적어도 이동가능한 백분율(P(movable))만큼 스트렐비(S)를 증가시키고, 이동가능한 백분율(P(movable))은 10%, 20%, 30% 및 40%일 수 있다.

[0138] 몇몇 실시에서, 이동가능한 렌즈 프리컴펜세이터(200)은 레이저 전달 시스템(1)의 개구수(NA), 초점의 Z 깊이, 수차 척도들 중 어떤 하나 및 이동가능한 렌즈를 이동시킴으로써 실질적으로 독립적인 빔 직경을 변화시킬 수 있다. 다시 말해서, 이동가능한 렌즈를 이동시키는 것은 다른 2개의 특징을 변화시키지 않고 레이저 전달 시스템(1)의 4개의 이런 특징들 중 어떤 하나를 변경시킬 수 있다. 이런 구체예들은 구체예의 조작자를 위하여 고려할만한 제어를 제공한다.

[0139] 프리컴펜세이터(200)의 기능들 중 몇몇은 빔 조절 또는 빔 확장이라 불린다. 따라서, 몇몇 현존하는 시스템에서 유사한 기능을 갖는 블록들이 빔 컨디셔너(beam conditioner) 또는 빔 익스팬더라 불린다.

[0140] 몇몇 구체예에서 프리컴펜세이터(200)는 단지 1개의 렌즈를 포함하여 상기의 기능을 달성한다.

[0141] 몇몇 구체예에서 프리컴펜세이터(200)는 2개 내지 5개의 렌즈들을 포함하여 상기의 기능을 달성한다.

[0142] 도 8a는 렌즈(221), 렌즈(222) 및 렌즈(223)를 포함하는, 프리컴펜세이터(200)의 3개 렌즈 구체예를 도시한다.

[0143] 도 8b는 렌즈(221'), 이동가능한 렌즈(222') 및 렌즈(223')를 포함하는, 이동가능한 렌즈 프리컴펜세이터(200')의 3개 렌즈 구체예를 도시한다.

[0144] 도 8c는 렌즈들(231 내지 234)을 포함하는 프리컴펜세이터(200'')의 4개 렌즈 구체예를 도시한다.

[0145] 도 8d는 렌즈(231'), 이동가능한 렌즈(232'), 렌즈(233') 및 렌즈(234')를 포함하는, 이동가능한 렌즈 프리컴펜세이터(200''')의 4개 렌즈 구체예를 도시한다.

[0146] 표 2 내지 표 4는 도 8a와 도 8b의 프리컴펜세이터들(200, 200')의 다양한 3개 렌즈 실시를 도시한다. 프리컴펜세이터(200)의 구체예들은 얇은 렌즈들을 사용하여 실시될 수 있다. 따라서, 렌즈들은 다음 렌즈로부터 거리 및 개별적인 렌즈들의 굴절력에 대하여 설명될 수 있다.

[0147] 표 2는 또한 도 8a에 도시된 프리컴펜세이터(200)의 3개의 고정된 렌즈 구체예를 도시한다. 표 2에서 행 1은 렌즈 번호를 도시하고, 행 2는 디옵터(dioptr; (Di(i=1,2,3)))로 측정된 굴절력을 도시하며, 행 3은 렌즈들(i 및 i+1) 사이의 거리(di(i=1,2))를 도시한다.

[0148] [도 8a에 대한 표 2]

렌즈 번호	굴절력 [1/m]	다음 렌즈로의 거리 [mm]
221	D1=(-3, -5)	d1=(60, 100)
222	D2=(3, 5)	d2=(3, 9)
223	D3=(-3.5, -6)	

[0149]

[0150] 표 3은 도 8b에서와 같이, 행 3 및 행 4에서 2개의 구성(A, B)들에서의 렌즈 간격들(diA, diB)를 도시하면서, 2개의 이동가능한 렌즈들(222', 223')을 갖는 프리컴펜세이터(200')의 가능한 실시를 도시한다. 렌즈 간격(di)은 diA와 diB 사이에서 연속적으로 변할 수 있다.

[0151] [도 8b에 대한 표 3]

렌즈 번호	굴절력 [1/mm]	다음 렌즈로의 거리 [mm], 구성 A	다음 렌즈로의 거리 [mm], 구성 B
221'	$D1=(-3, -5)$	$d1=(60, 100)$	$d1B=(1.0, 9.0)$
222'	$D2=(3, 5)$	$d2=(3, 9)$	$d2B=(20, 40)$
223'	$D3=(-3.5, -6)$		

[0152]

[0153] 표 4는 다양한 실시에서, 상기의 파라미터들(D_i , d_i)은 많은 설계 고려사항, 예를 들어 상이한 빔 크기 및 이용가능한 공간에 따른, 넓은 간격에서 값을 추정할 수 있다는 것을 도시한다. 이런 실시의 파라미터들 중 몇몇은 스케일링 팩터(a ; scaling factor)를 갖는 굴절력 및 상응하는 스케일링 팩터를 갖는 거리($1/a$)를 크기 조정함으로써 표 2 및 표 3의 구체예에 연결될 수 있다. 더욱이, 굴절력은 공차 팩터들(t_1 내지 t_3)만큼 추가적으로 변경될 수 있어 공차 및 설계 실시에서 차이를 허용한다. 이런 관계는 표 4에서 요약된다:

[0154] [도 8a 및 도 8b에 대한 표 4]

렌즈 번호	굴절력 [1/m]	다음 렌즈로의 거리 [mm]
221	$D1*a*t1$	$d1/a$
222	$D2*a*t2$	$d2/a$
223	$D3*a*t3$	

[0155]

[0156] 몇몇 실시에서 스케일링 팩터(a)는 0.3 내지 3의 범위에 존재할 수 있고, 공차 팩터들(t_1 , t_2 , t_3)은 0.8 내지 1.2의 범위에서 존재할 수 있다.

[0157] 유사하게, 표 5는 프리컴펜세이터(200'')의 다양한 4개 렌즈 실시를 도시하고, 여기서 렌즈들(231, 232, 233, 234)은 도 8c에 도시된 바와 같이, 고정된다.

[0158] [도 8c에 대한 표 5]

렌즈 번호	굴절력 [1/m]	다음 렌즈로의 거리 [mm]
231	$D1=(-15, -20)$	$d1=(100, 130)$
232	$D2=(-5, -8)$	$d2=(32, 41)$
233	$D3=(-25, -35)$	$d3=(33, 45)$
234	$D4=(7, 10)$	

[0159]

[0160] 표 6은 1개의 이동가능한 렌즈(232')를 갖는, 도 8d의 프리컴펜세이터(200''')의 4개 렌즈 실시를 도시한다.

[0161] [도 8d에 대한 표 6]

렌즈번호	굴절력 [1/m]	다음 렌즈로의 거리 [mm], 구성 A	다음 렌즈로의 거리 [mm], 구성 B
231	$D1=(-15, -20)$	$D1A=(100, 130)$	$d1B=(120, 140)$
232	$D2=(-5, -8)$	$d2A=(32, 41)$	$d2B=(20, 30)$
233	$D3=(-25, -35)$	$d3A=(33, 45)$	$d3B=(31, 42)$
234	$D4=(7, 10)$		

[0162]

- [0163] 3개 렌즈 실시에서와 같이, 4개 렌즈 프리컴펜세이터들(200'', 200''')의 파라미터들은 넓은 범위에서 값을 추정할 수 있다. 다시 이런 실시의 몇몇의 파라미터는 표 4와 유사하게, 각각, 스케일링 팩터들(a , $1/a$, t_1 , t_2 , t_3 및 t_4)에 의해 상호 간에 관련될 수 있다. 스케일링 팩터(a)는 0.2 내지 5의 범위에 존재할 수 있고, 공차 팩터들(t_1 , ... t_4)은 0.7 내지 1.3의 범위에 존재할 수 있다.
- [0164] 다른 구체예에서, 다른 조합 및 범위가 채택될 수 있다. 이런 범위 내에서, 시스템이 상이한 선택을 초래하면서 많은 상이한 기능들에 대하여 최적화될 수 있기에, 레이저 전달 시스템(1)의 많은 구체예들이 가능하다. 설계 절충안 및 최적화 제약이 각각 장점을 갖는 많은 실시들에 유도될 수 있다. 많은 가능성들이 상기의 표 2 내지 표 6에서 파라미터들의 범위에 의해 도시된다.
- [0165] 프리컴펜세이터(200')의 1개의 이동가능한 렌즈 실시에서, 이동하는 렌즈는 실질적으로 독립적으로 레이저 시스템의 특징 중 하나를 변하게 할 수 있다. 이런 파라미터들은 Z 초점 깊이, 개구수(NA), 수차 척도들 중 어떤 하나, 및 출사 빔의 직경을 포함한다. 예를 들어, 이런 실시들은 조작자가 예를 들어, Z 초점 깊이를 변하게 하지 않고, 예를 들어 레이저 전달 시스템(1)의 개구수를 변하게 하도록 한다.
- [0166] 몇몇 실시에서 프리컴펜세이터(200)는 2개의 독립적으로 이동하는 요소들을 갖는다. 이러한 실시는 조작자가 고정된 수차를 유지하는 동시에, 예를 들어, 개구수(NA) 및 빔 직경과 같은 레이저 빔의 2개의 특징들을 독립적으로 제어하도록 한다.
- [0167] 도 9는 레이저 전달 시스템(1')의 구체예를 도시하고, 다양한 광학 블록들의 Z 스캐닝 기능이 강조된다. 특히, 레이저 엔진(100)은 레이저 빔을 발생시키고, 이는 제1 Z 스캐너(250)에 의해 받아들여진다. 제1 Z 스캐너(250)는 레이저 엔진(100)으로부터 레이저 빔을 받아들이고 레이저 전달 시스템(1')의 광학축을 따라 제1 Z 간격에 걸쳐 레이저 전달 시스템(1')의 초점을 스캔한다. 제1 Z 스캐너(250)에 의해 출사된, 빔은 XY 스캐너(300)에 의해 받아들여지고, 이는 레이저 시스템의 광학축에 대하여 실질적으로 가로지르는 방향으로 레이저 빔을 스캔한다. 이어서 출사된 XY 스캔된 레이저 빔은 제2 Z 스캐너(450)에 의해 받아들여지고, 이는 레이저 시스템의 광학축을 따라 제2 Z 간격에 걸쳐 레이저 시스템의 초점을 스캔한다.
- [0168] 몇몇 구체예에서, 제1 Z 스캐너(250)는 제1 Z 간격이 각막 수술 절차에 적합하도록 구성되고, 제2 Z 스캐너(450)는 제2 Z 간격이 전방 세그먼트 수술 절차에 적합하도록 구성된다.
- [0169] 몇몇 구체예에서, 제1 Z 간격은 0.05 내지 1mm의 범위 내에 존재하고, 제2 Z 간격은 1 내지 5mm의 범위 내에 존재한다.
- [0170] 몇몇 구체예에서, 제1 Z 간격은 1 내지 5mm의 범위 내에 존재하고, 제2 Z 간격은 5 내지 10mm의 범위 내에 존재한다.
- [0171] 몇몇 구체예에서 제1 Z 스캐너(250)는 제1 스캐닝 시간에 0.05mm 내지 1mm의 제1 Z 간격에 걸쳐 초점을 스캔하도록 구성된다. 제1 Z 스캐닝 시간은 10 내지 100 나노초, 100 나노초 내지 1밀리초, 1 밀리초 내지 10 밀리초 및 10 밀리초 내지 100 밀리초의 범위 중 하나에서 존재할 수 있다.
- [0172] 몇몇 구체예에서 제2 Z 스캐너(450)는 제2 스캐닝 시간에 1mm 내지 5mm의 제2 Z 간격에 걸쳐 초점을 스캔하도록 구성된다. 제2 Z 스캐닝 시간은 10 밀리초 내지 100 밀리초 및 100밀리초 내지 1초의 범위 중 하나에서 존재할 수 있다.
- [0173] 몇몇 구체예에서 제1 Z 스캐너(250)는 10%이상 만큼 레이저 빔의 개구를 변하게 하도록 구성된다.
- [0174] 몇몇 구체예에서 제2 Z 스캐너(450)는 10%이상 만큼 레이저 빔의 개구를 변하게 하도록 구성된다.
- [0175] 몇몇 구체예에서 제1 Z 스캐너(250)는 25%이상 만큼 레이저 빔의 개구를 변하게 하도록 구성된다.
- [0176] 몇몇 구체예에서 제2 Z 스캐너(450)는 25%이상 만큼 레이저 빔의 개구를 변하게 하도록 구성된다.
- [0177] 도 10은 상기에 설명된 요소들의 많은 변경의 요약표를 도시한다. 도시된 바와 같이, 몇몇 실시들은 0개의 Z 깊이 스캐너, XY 스캐너(300) 앞에 1개의 Z 깊이 스캐너, XY 스캐너(300) 뒤에 1개의 Z 깊이 스캐너, 및 XY 스캐너(300) 앞에 1개 및 뒤에 1개, 2개의 Z 깊이 스캐너들을 가질 수 있다.
- [0178] 또한, 몇몇 실시들은 0개의 NA 컨트롤러, XY 스캐너(300) 앞에 1개의 NA 컨트롤러, XY 스캐너(300) 뒤에 1개의 NA 컨트롤러 및 XY 스캐너(300) 앞에 1개 및 뒤에 1개, 2개의 NA 컨트롤러들을 가질 수 있다.

- [0179] 여기서, Z 스캐너들 및 NA 컨트롤러들은 꽤 일반적으로 단일 렌즈 또는 렌즈 그룹을 언급하고, 이는 각각 Z 깊이 및 개구수(NA)를 변경할 수 있다. 몇몇의 경우에, 이런 조절장치(modifier)는 단일 전기 액추에이터에 의해 활성화되거나 제어될 수 있고, 이는 조절장치의 렌즈들이 동시에 이동하도록 하여 빔의 Z 깊이 및 NA를 변경한다.
- [0180] Z 스캐너 및 NA 컨트롤러 모두는 도 9의 제1 Z 스캐너(250) 및 제2 Z 스캐너(450)에 수용될 수 있다. 몇몇 경우에 상응하는 광학 요소들은 별개이고, 다른 실시에서 동일한 Z 스캐너 블록(250 또는 450)에 수용된 Z 스캐너 및 NA 컨트롤러는 하나 이상의 렌즈, 이동가능한 렌즈 또는 전기 액추에이터를 공유할 수 있다.
- [0181] 도 10에 도시된 바와 같이, 0개의 Z 스캐너 및 1개 또는 2개의 NA 컨트롤러는 고정된 Z 깊이에서 작동하나, XY 스캐닝 동안에 NA를 제어할 수 있다.
- [0182] 1개의 Z 스캐너 및 0개의 NA 컨트롤러는 Z 스캐닝을 수행할 수 있다.
- [0183] 1개의 Z 스캐너 및 1개 또는 2개의 NA 컨트롤러는 Z 스캐닝 이외에, NA의 제어를 수행할 수 있다.
- [0184] 1개 또는 2개의 NA 컨트롤러와 조합될 때, 2개의 Z 스캐너들은 2개의 속도로 Z 스캐닝을 수행할 수 있고, 또한 NA를 제어할 수 있다.
- [0185] 또한, 렌즈없는 광학 요소들은 몇몇 실시, 예를 들어 가변적인 개구 및 동공에 사용될 수 있다.
- [0186] 게다가, 대부분의 도시된 16개의 조합들은 선택된 수차, 예를 들어 구면 수차를 선보상하도록 추가로 구성될 수 있다.
- [0187] 도 10은 스트렐비(S)와 같은 수차 척도에 의해 나타난, 빔의 Z 깊이, 개구수(NA) 및 수차와 같은 다양한 시스템 특징이 상호 간에 독립적으로 제어되거나 조정될 수 있다는 것을 도시한다. 이러한 구체예들은 레이저 전달 시스템(1)의 조작자에게 큰 제어 및 정확성을 제공한다.
- [0188] 유사한 구체예들에서, 이러한 이중 빔 조절은 빔 특성의 다른 페어링(pairing)을 위하여 수행될 수 있다. 예를 들어, $4 \times 4 = 16$ 페어링을 갖는 유사한 표는 빔 직경 컨트롤러 및 수차 컨트롤러에 대하여 생성될 수 있다. 여기서, 0개, 1개 또는 2개의 수차 컨트롤러는 0개, 1개 또는 2개의 빔 직경 컨트롤러와 모든 가능한 조합으로 짝지어질 수 있다.
- [0189] 빔 특징의 목록은 초점의 Z 깊이, 개구수(NA), 빔 반경 및 어떤 수차 척도, 예를 들어, 스트렐비(S), 초점 반경(r_f), RMS 파면 오차(ω) 및 구면 수차 척도(a_{40})를 포함한다.
- [0190] **3. XY 스캐너(300)**
- [0191] XY 스캐너(300)는 직접 또는 간접적으로, 몇몇 중간 광학 요소들을 통과하여 온, 프리컴펜세이터(200)로부터 선보상된 빔을 받아들일 수 있다. XY 스캐너(300)의 기능은 실질적으로 레이저 전달 시스템(1)의 광학축에 대하여 가로지르는 방향으로 프리컴펜세이터(200)로부터 받아들여진 빔을 스캔하는 것이다. 다양한 구체예에서, "가로지르는" 방향은 필수적으로 광학축에 대하여 수직하지 않고, 광학축을 갖는 실제 각도를 만드는 어떠한 방향을 포함할 수 있다.
- [0192] 몇몇 구체예에서 XY 스캐너(300)는 스캐닝 레이저 빔을 출사하고, 레이저 전달 시스템(1)을 통해 전파되어 오고 수술 영역에 도달되어 온 스캐닝 레이저 빔은 영부터 5 내지 14mm의 XY 스캐닝 범의 최대치까지 가로지르는 방향으로 스캔한다. 몇몇 실시에서 XY 스캐닝 범위의 최대치는 8과 12mm 사이에서 존재한다.
- [0193] 도 11a는 XY 스캐너(300)는 X 스캐너 및 Y 스캐너를 포함할 수 있다는 것을 도시한다. 몇몇 현존하는 설계에서 X 스캐너 및 Y 스캐너 각각은 1개의 거울을 포함한다: 단일 X 스캐닝 거울(310) 및 단일 Y 스캐닝 거울(320). 이런 설계에서 X 스캐닝 거울(310)에 의해 편향된 빔은 X 스캐닝 거울(310)의 배향에 따른 상이한 점들에서 Y 스캐닝 거울(320)을 타격한다. 특히, X 스캐닝 거울(310)이 위치(310a)에 존재할 때, 입사빔(331)은 빔(332a)으로서 반사되는 반면에, X 스캐닝 거울이 위치(310b)로 회전될 때 입사빔은 빔(332b)으로서 반사된다.
- [0194] 이런 2개의 빔들(332a, 332b)은 상이한 위치에서 Y 스캐닝 거울(320)을 타격하고 이에 따라서 심지어 위치(320a)에서 고정된 Y 스캐닝 거울(320)을 위하여 각각 2개의 상이한 빔들(333aa, 333ba)이 생기게 할 것이다. 또한 더 좋지않게, X 스캐닝 거울(320) 그 자체가 위치(320a)로부터 위치(320b)로 회전될 때, 2개의 입사빔들

(332a, 332b)은 2개의 추가적인 반사된 빔들(333ab, 333bb)이 생기게 하고, 모든 4개의 빔들(333aa, 333ab, 333ba, 333bb)은 상이한 방향으로 전파된다.

- [0195] 문제점은 피봇점의 개념에 대하여 특징지어질 수 있다. 스캐닝 광학 요소의 피봇점의 일 개념은 광학 스캐닝 요소로부터 빠져나온 모든 광선들이 실질적으로 통과하는 점일 수 있다. 이런 개념은 이동하는 광학 요소, 예를 들어 스캐너들에 적용된 바와 같이, 이동하지 않는 굴절 요소들의 초점의 유사체이다.
- [0196] 이런 용어를 사용하여, 상기의 문제점은 도 11에서 X 스캐닝 거울(310) 그 자체에 고정된 X 스캐너 피봇점(315X)으로 다시 추적될 수 있다. 출사된 스캔된 빔은 X 스캐닝 거울(310) 상의 단일 피봇점(315X)으로부터 나오고 이에 따라 넓은 범위 각도로 전파되는 바와 같이 연속적인 광학 요소들을 위하여 나타날 것이다. 2개의 거울 설계의 이런 발산은 몇몇 상이한 형태의 원치않는 수차로 유도될 수 있다.
- [0197] 도 11b는 현존하는 3개 거울 XY 스캐너(300')를 도시하고, X 스캐너(310)는 2 개의 거울들(311, 312)을 포함하고 이런 문제점을 다룬다. 명확성을 위하여, 거울들은 축으로부터 도시된다. 이런 설계에서, X 스캐닝 거울들(311, 312)은 공동작용하는 방식으로 X 스캐닝 기능을 수행한다. 도 11b에 도시된 바와 같이, 제1 X 스캐닝 거울(311)이 311a로부터 311b로 배향을 변하게 함에 따라, 제2 X 스캐닝 거울(312)은 312a로부터 312b로 공동작용하는 방식으로 회전될 수 있다. 이런 공동작용하는 스캐닝 회전은 2개의 회전 단계에서 편향된 빔들(332a, 332b)이 피봇점(315X)을 통과하는 것을 가능하게 하고, 이는 X 스캐닝 거울들을 벗어나 상승된다.
- [0198] X 스캐너 피봇점(315X)이 X 스캐닝 거울 그 자체로부터 상승되어 왔기에, 위치는 조정될 수 있다. 도 11b의 설계에서, X 스캐닝 거울들이 설계되어 피봇점(315X)을 실질적으로 Y 스캐닝 거울(320)에 배치시킨다. 이러한 설계에서 도 11a에서 X 스캐너(310)의 문제점이 실질적으로 해결되고 상응하는 수차들이 많이 감소된다.
- [0199] 하지만, 심지어 이런 설계는 단지 Y 스캐닝 거울(320)을 고려하여 도 11a의 것과 유사한 문제점을 갖는다. 도 11b의 설계에서, Y 스캐너 피봇점(315Y)은 여전히 Y 스캐닝 거울에 고정된다.
- [0200] 광학 시스템의 입사 동공은 시스템의 전측으로부터 관찰될 때 구경 조리개(aperture stop)의 이미지이다. 출사 동공은 이미지 공간에서 구경 조리개의 이미지이다. 렌즈들의 다중 그룹을 갖는 광학 시스템에서 입사 동공 및 출사 동공의 위치는 종종 주의깊게 조정된다. 많은 설계에서, 하나의 렌즈 그룹의 출사 동공은 다음의 렌즈 그룹의 입사 동공을 일치시킨다.
- [0201] XY 스캐너(310)을 위하여, 피봇점은 출사 동공으로 여겨질 수 있다. 몇몇 구체예에서 이런 출사 동공은 Z 스캐너(450)와 같은, 다음 렌즈 그룹의 입사 동공을 일치시킨다. 하지만, 렌즈 그룹의 입사 동공은 렌즈 그룹의 물리적 경계 내부에 존재할 수 있고, 스캐너 블록이 배치되지 않을 수 있다. 이런 경우에 스캐너 블록은 피봇점이 독단적으로 선택될 수 있는 위치에서, 스캐너 블록의 물리적 경계 외부에 존재하도록 하기 위하여 바람직하다.
- [0202] 도 11c는 이런 문제점을 다루는 4개의 거울 설계를 도시한다. XY 스캐너(300'')에서 X 스캐너(310)은 다시 X 스캐닝 거울들(311, 312)을 포함한다. 하지만, Y 스캐너는 또한 2 개의 Y 스캐닝 거울들(321, 322)을 포함한다.
- [0203] XY 스캐너(300'')는 Y 스캐닝 거울로부터 Y 스캐너 피봇점(315Y)을 제거한다. 따라서, XY 스캐너(300'')는 Y 스캐너를 제어할 수 있거나, 선결정된 위치로 피봇점(315Y)을 출사할 수 있다. 실시예는 Y 스캐닝 출사 피봇점(315Y)을 연속적인 렌즈 그룹의 입사 동공(350)으로 이동시키는 것이다. 몇몇 실시예에서 X 피봇점(315X)은 또한 동일한 위치로 이동될 수 있다.
- [0204] 이런 설계의 다른 양상은 실질적으로 독립적으로 (i) 레이저 전달 시스템(1)의 광학축과 출사되고 스캔된 빔 사이의 각도(α) 및 (ii) 스캐닝 빔이 광학축으로부터의 거리(d)에 의해 특징지어진, 연속적인 광학 요소의 입사 동공에 충격을 가하는 위치를 제어할 수 있다는 것을 포함한다. 이런 제어의 대략적인 독립성 때문에, XY 스캐너(300'')는 수술 영역의 주변 영역을 포함하면서, 주변 영역에서 난시 및 코마를 제어할 수 있을 뿐 아니라, 최소화된 수차를 갖는 스캐닝 빔을 제공할 수 있다.
- [0205] XY 스캐너(300''')의 몇몇 실시는 단지 1개의 X 스캐닝 거울(310) 및 1개의 Y 스캐닝 거울(320)을 포함하고, 이들 각각은 "패스트 스티어링(fast steering)" 형태이다. 개별적인 패스트 스티어링 거울은 2개의 회전축 주위에서 각도 운동일 수 있다. 한 쌍의 이런 패스트 스티어링 거울들은 또한 광학축에 대해 가로지르는 평면에서 빔 위치 및 빔 각도를 제어할 수 있다.
- [0206] 몇몇 실시에서 XY 스캐너(300''')는 레이저 시스템의 초점면에서 최대치가 5밀리미터보다 길고 15밀리미터 짧

은 XY 스캐닝 범위에 걸쳐 레이저 빔을 스캔하도록 구성된다.

[0207] 몇몇 실시에서 제1 및 제2 XY 패스트 스티어링 거울들에 의해 발생된 X 피봇점 및 제1 및 제2 XY 패스트 스티어링 거울들에 의해 발생된 Y 피봇점은 일치한다.

[0208] 4. Z 스캐너(450)

[0209] 상기에 설명된 바와 같이, 안과 수술 시스템은 각막 절차에서 스캔된 간격보다 훨씬 큰 간격에 걸쳐 초점을 스캔하는 것을 허용하는 설계를 가짐으로써 렌즈 수술 또는 앞쪽 세그먼트 수술을 수행하도록 구성된다. 몇몇 실시에서 Z 스캐닝은 5mm 내지 10mm 또는 0mm 내지 15mm의 Z 스캐닝 범위 내에서 Z 스캐닝 경로에 걸쳐 수행된다. (본 출원에 걸쳐, 용어 "x mm 내지 y mm의 범위 내의 스캐닝(scanning within a range of x mm to y mm)"은 전체 스캐닝 범위에 걸쳐 연장되지 않는 모든 스캐닝 경로를 포함하는, 초기값이 x mm이상이고 최종값이 y mm이하인 스캐닝 경로를 언급한다.)

[0210] 여기서, "X, Y, Z" 배치는 넓은 의미에서 실시에 걸쳐 의미한다는 것이 상기된다. Z는 일반적으로 광학축을 나타내고, 이는 기하축에 근접하게 존재할 수 있다. 그러나 목표 조직, 예를 들어 눈 내부의 Z 방향은 레이저 전달 시스템(1)의 광학축에 완전히 평행하지 않을 수 있다. 이런 2개 사이의 어떤 절충축(compromise axis)은 또한 Z 방향으로 불릴 수 있다. 또한, X, Y방향은 필수적으로 Z축에 대해 수직하지 않는다. 이들은 Z 방향을 갖는 실제 각도를 만드는 어떤 방향을 나타낼 수 있다. 또한, 몇몇 실시에서, 방사방향 좌표 시스템은 레이저 전달 시스템(1)의 스캐닝을 설명하는 데에 더 적절할 수 있다. 이런 실시에서, XY 스캐닝은 적절한 방사방향 좌표에 의해 파라미터로 나타낸, Z축에 평행하지 않는 어떠한 스캐닝을 나타낸다.

[0211] 도 1은 레이저 전달 시스템(1)의 몇몇 실시가 Z 스캐너(450)에서 제1 빔 익스팬더 블록(400) 및 이동가능한 빔 익스팬더 블록(500)을 포함함으로써 이런 도전적인 Z 스캐닝 범위를 달성한다는 것을 도시한다. 다양한 실시에서, 제1 빔 익스팬더 블록(400)은 이동가능한 블록 또는 고정된 블록일 수 있다. 제1 빔 익스팬더 블록(400)과 이동가능한 빔 익스팬더 블록(500) 사이의 거리는 예를 들어, 위치 액추에이터에 의해 조정될 수 있다.

[0212] 이미 도 2a와 도 2b에 도시되었던 바와 같이, 초점이 목표 조직에서 최적 위치로부터 이격되어 이동됨에 따라, 수차는 증가한다. 이런 수차들은 추적 기하학적 광선으로부터 이해될 수 있고 렌즈들의 유한한 한도로부터 배향할 수 있기에, 일반적으로 "기하학적 수차(geometric aberration)"라 불린다. 이런 기하학적 수차들은 Z 스캐너(450)의 개구수를 작게 함으로써 제한될 수 있다. 이러한 바와 같이, 기하학적 수차는 개구수(NA) 및 Z 초점 깊이 모두에 따른다.

[0213] 게다가, 개구수(NA)를 감소시킴에 따라, 수차의 제2 소스(source)는 광의 파동성이 원인이 된다. 이런 수차는 소위 "회절 수차(diffraction aberration)"가 생기게 된다. 이런 제2 형태의 수차는 개구수를 감소시킴에 따라 초점 반경을 증가시킨다.

[0214] 도 12a와 도 12b는 상기의 수차 척도들 중 하나인, 초점 반경(r_f)에 의해 특징지어진, Z 스캐너(450)의 개구 크기의 함수로서 눈의 전방 세그먼트에서 기하학적 수차 및 회절 수차를 도시한다. 회절 수차가 감소하는 반면에 기하학적 수차는 개구 크기에 따라 증가하기 때문에, 이런 2개의 수차들의 합으로서 정의된, 총 수차는 최적 수차 및 상응하는 최적 개구수(NA_{opt})에서 최적 최소값을 나타낸다.

[0215] 여기서, 유용한 정의는 개구수(NA) 및 개구 크기를 연결한다: $NA = n * \sin \theta$ (개구 크기/(2*초점 깊이)), 여기서 n은 이미지가 형성되는 재료의 굴절률이다.

[0216] 이런 곡선들은 특정한 Z 초점 깊이, 도 12a에서의 1mm Z 초점 깊이 및 도 12b에서의 8mm 초점 깊이에 대한 것이다. 기하학적 수차가 상이한 Z 초점 깊이에서 상이하기에, 총 수차 곡선의 최소값 및 이에 따른 전체 시스템의 최적 개구 크기 및 최적 개구수(NA_{opt})는 Z 초점 깊이에 따른다: $NA_{opt} = NA_{opt}(z)$. 특히, 최적 개구 크기 및 NA_{opt} 는 증가하는 Z 초점 깊이에 대하여, Z 초점 깊이가 1mm로부터 8mm로 증가하는 바와 같은 이런 특정한 경우에 32mm로부터 25mm로 감소한다. 따라서, 각막 및 렌즈 수술 모두에 사용되도록 의도된 레이저 전달 시스템은 개구의 넓은 범위 및 상응하는 NA 범위를 덮는 것을 필요로 한다. 이런 요구조건은 현저한 설계 시도를 취한다.

[0217] 아래에서 더 설명되는 바와 같이, 도 12a와 도 12b는 수차가 렌즈 수술을 위한 Z 초점 깊이에 대한 더 좁고

분명한 최소치를 나타내는 반면에, 1mm의 일반적으로 각막 Z 초점 깊이에 대하여 넓고 평평한 최적치를 나타내는 것을 또한 도시한다.

- [0218] 수차는 또한 다른 3 개의 수차 척도들(S , ω , 또는 a_{40})에 의해 특징지어질 수 있고, 모든 항복 곡선(yielding curve)들은 최적치를 나타낸다. 상기의 4개의 수차 척도들 중 어떠한 것은, 상기에 설명된 5개의 기준점들($P(1)$, ... $P(5)$) 중 어떠한 것에 상응할 수 있거나, 이런 기준점들 중 몇몇 또는 모두에 걸쳐 취해진 평균일 수 있거나, 다른 기준점들에 상응할 수 있다.
- [0219] 몇몇 실시에서, Z 초점 깊이의 넓은 범위에서, 개구 크기 및 상응하는 NA는 수차 척도에 의해 측정된, 총 수차를 최소화하면서, 실질적으로 최적 개구수($NA_{opt}(z)$)로 조정될 수 있다. 이런 기능은 총 수차의 강한 감소를 허용한다. 여기서, 앞에서와 같이, 수차는 상기의 5개의 기준점들($P1$, ... $P5$) 중 어떤 하나에서, 4개의 수차 척도들 중 하나(r_f , S , ω , 또는 a_{40})에 의해 측정될 수 있다. 최적 수차는 스트렐비(S)의 최대치 또는 수차 척도들(r_f , ω , 또는 a_{40})의 최소치에 상응한다.
- [0220] 최적 수차가 도달할 수 없거나, 설계 고려사항이 최적값으로부터 이격된 수차가 사용되어야만 한다는 것을 나타내는, 몇몇 다른 실시에서, Z 스캐너(450)의 제2 블록이 이동가능하지 않고 이에 따라 개구수가 조정가능하지 않는 실질적으로 동일한 레이저 시스템의 수차 척도에 비해서, 이동가능한 빔 익스팬더 블록(500)은 여전히 적어도 $P(MovableExpander)$ 백분율만큼 수차 척도들(r_f , ω , 또는 a_{40})의 값을 감소시킬 수 있거나, 상응하게 적어도 $P(MovableExpander)$ 백분율만큼 스트렐비(S)의 값을 증가시킬 수 있다. 몇몇 실시에서 $P(MovableExpander)$ 는 20%, 30%, 40% 또는 50%일 수 있다. 여기서, 앞에서와 같이, 수차 척도들(r_f , S , ω , 또는 a_{40})은 5개의 기준점들($P1$, ... $P5$) 중 어떤 하나에서 측정될 수 있다.
- [0221] 몇몇 실시에서 조정가능한 개구수(NA)를 갖는 Z 스캐너(450)를 갖는 레이저 시스템은 Z 스캐너가 0.8 아래로 스트렐비(S)를 갖는, 조정가능한 개구수를 갖지 않는 실질적으로 동일한 레이저 시스템에 대하여, 0.8 위로 스트렐비를 증가시킬 수 있다.
- [0222] 추가적인 설계 시도는 최적 개구 크기 및 상응하는 개구수($NA_{opt}(z)$)로 레이저 전달 시스템을 조정함으로써 고정된 Z 초점 깊이에서 총 수차를 최소화할 뿐만 아니라, Z 초점 깊이가 스캔됨에 따라 적어도 Z 의존 최적 개구수($NA_{opt}(z)$)에 근접하게 시스템을 유지하는 것이다. 일반적인 실시에서, 최적 개구수는 초점 깊이가 증가함에 따라 감소한다.
- [0223] Z 초점 깊이가 Z 스캐닝 범위 내에서 스캔됨에 따라 최적 개구의 변경을 다루기 위하여, 레이저 전달 시스템(1)의 실시는 실질적으로 독립적으로 Z 초점 깊이 자체를 변경하는 것으로부터, Z 스캐너(450)의 분리된 파라미터로서, 개구수($NA(z)$)를 변경하는 능력을 갖는다.
- [0224] 현재 Z 초점 깊이 및 개구수(NA)로서, 2 개의 양이 실질적으로 독립적으로 제어될 수 있는 실시는, 일반적으로 한 쌍의 제어 파라미터들을 갖고 이런 형식을 달성한다. 실시예들은 제1 빔 익스팬더 블록(400)과 이동가능한 빔 익스팬더 블록(500) 사이의 제어가능한 거리 및 이런 블록들 중 어느 하나에서 이동가능한 렌즈의 위치의 페어링을 포함하고, 이는 이차적인 광학 컨트롤러에 의해 조정될 수 있다. 다른 실시에는 Z 스캐너(450)의 2개의 블록들에서 어떤 조합으로 2 개의 이동가능한 렌즈들을 포함한다. 제1 빔 익스팬더 블록(400)은 고정된 블록 또는 이동가능한 블록으로서 실시될 수 있다는 것이 상기된다.
- [0225] 몇몇 실시에서 개구수(NA)는 Z 초점 깊이가 스캔됨에 따라 Z 초점 깊이의 순서에서 최적의 총 수차 값의 순서를 산출하면서, 최적 개구수값($NA_{opt}(z)$)의 순서로 조정될 수 있다.
- [0226] 앞에서와 같이, 최적의 총 수차는 스트렐비(S)의 최대치 또는 상기 수차 척도들(r_f , ω , 또는 a_{40}) 중 어떠한 것의 최소치에 의해 획득될 수 있다. Z 스캐닝 범위는 예를 들어, 5 내지 10mm 또는 0 내지 15mm일 수 있다. Z 초점 깊이는 반경 $r1 = 0mm$ 또는 $r2 = 3mm$ 에서, 또는 몇몇 다른 반경(r)에서, 또는 예를 들어, $r < 3mm$ 에 의해 경계된, 가변식 반경($r(z)$)에서 스캔될 수 있다.
- [0227] 표 7은 제2 행이 눈 목표 조직에서 (-0.14mm, 11.65mm)의 Z 스캐닝 범위 내의 Z 초점 깊이의 스캐닝을 설명하고 제3 행이 상응하는 $NA_{opt}(z)$ 의 값을 도시하는 실시예를 도시한다. Z 스캐너(450)의 실시는 이런 범위에서 Z 초점 깊이를 조정가능할 수 있고 이런 초점 깊이에서 최적값($NA_{opt}(z)$)으로 개구수(NA)를 조정할 수 있다.

[0228] [표 7]

이동가능한 익스팬더 500의 Z위치 [mm]	Z 초점 깊이 [mm]	$NA_{opt}(z)$
0.00	11.65	0.17
5.00	9.68	0.18
10.00	7.94	0.19
15.00	6.43	0.20
20.00	5.12	0.22
25.00	3.98	0.23
30.00	3.00	0.25
35.00	2.16	0.27
40.00	1.44	0.28
45.00	0.83	0.30
50.00	0.30	0.32
55.00	-0.14	0.34

[0229]

[0230] 몇몇 다른 구체예에서, Z 초점 깊이는 0mm 내지 10mm의 Z 스캐닝 범위 내에서 스캔될 수 있다. 스캔하는 동안 개구수는 0.4 내지 0.1의 범위 내에서 변경될 수 있고, 몇몇 다른 구체예에서는 0.35 내지 0.15일 수 있다.

[0231] 도 12c는 상응하는 최적 개구수($NA_{opt}(z)$)의 순서를 나타내면서, 8mm, 4mm, 2mm 및 0mm의 Z 초점 깊이의 순서에 상응하는 수차 곡선들의 유사한 순서를 도시한다.

[0232] 도 12d는 상응하는 Z 초점 깊이의 함수로서 최적 개구수($NA_{opt}(z)$)를 명확하게 도시한다.

[0233] 상기에 설명된 바와 같이, 개구수(NA) 및 Z 초점 깊이의 분리된 조정가능성은 일반적으로 2개의 독립적으로 조정가능한 제어 파라미터들을 요구한다. 하지만, 몇몇 실시는 Z 및 NA의 분리되고 독립적인 조정가능성을 제공할 수 없다. 대신에, 모든 Z 초점 깊이에 대하여, 이런 실시들은 조작자에 의한 분리된 NA 조정 단계없이, 개구수를 최적값($NA_{opt}(z)$) 또는 적어도 $NA_{opt}(z)$ 의 부근으로 자동적으로 조정한다. 예를 들어, NA는 $P(track)$ 백분율 내의 $NA_{opt}(z)$ 를 추적하고, 여기서 $P(track)$ 은 10%, 20% 또는 30%일 수 있다.

[0234] 이런 실시는 단지 단일, 일체화된 조정가능한 컨트롤러를 가질 수 있다. 설명된 실시예에서, 이런 일체화된 컨트롤러는 목표 영역에서 Z 초점 깊이를 제어하는 시스템의 사용자에게 표시할 수 있다. 하지만, 컨트롤러는 결합된 개구 조절장치를 포함할 수 있고, 이는 동시에 레이저 전달 시스템(1)의 사용자에 의해 수행된 분리 세부 조정(tuning) 단계 없이 개구수(NA)를 조정하여 $NA_{opt}(z)$ 를 추적한다.

[0235] 몇몇 실시에서, 제1 빔 익스팬더(400)와 이동가능한 빔 익스팬더(500) 사이의 거리를 조정하는 것은 적절하게 이런 기능을 수행할 수 있다. 다른 실시에서, 단일 이동가능한 렌즈는 이런 형식을 제공할 수 있다. 또 다른 실시에서, 2개의 조절장치들의 조합이 채택될 수 있다.

[0236] 이런 실시들은 레이저 전달 시스템(1)의 조작자를 위한 단순화된 제어 기능을 제공한다. 이런 단일 일체화된 제어 기능을 달성하는 것이 설계 시도이기 때문에, 몇몇 실시는 다른 블록들, 예를 들어, 프리컴펜세이터(200), XY 스캐너(300) 및 오브젝티브(700)와의 조합으로 이런 일체화된 제어 기능을 수행한다.

- [0237] 최적 총 수차 값들이 다양한 설계 고려사항에 대하여 달성될 수 없거나 달성되지 않는 몇몇 실시에서, 개구수(NA)는 Z 스캐닝 범위 내의 Z 스캐닝 경로를 따라 Z 초점 깊이의 순서에서 개구수 값의 순서로 조정될 수 있어 Z 스캐너(450)가 조정가능한 개구수(NA)를 갖지 않는 레이저 시스템에 대한 적어도 P(scan) 백분율만큼 총 수차를 감소시킨다. 몇몇 실시에서 P(scan)은 20, 30, 40, 또는 50퍼센트일 수 있다.
- [0238] 앞에서와 같이, 총 수차는 이전에 도입된 수차 척도들 중 어떤 하나(r_f , ω , 또는 a_{40})에 의해 특징지어질 수 있다. 동등하게, 수차의 감소는 상응하는 스트렐비(S)의 증가에 의해 특징지어질 수 있다. Z 스캐닝 경로는 레이저 시스템의 광학축 또는 Z 축으로부터 반경(R)에서 Z축에 대해 평행한 경로일 수 있다. 몇몇 실시에서 Z 스캐닝 경로는 광학 Z축으로부터 반경 $r_1=0\text{mm}$ 와 $r_2=3\text{mm}$ 사이에 위치될 수 있다.
- [0239] 총 수차는 몇몇 상이한 방법으로 측정될 수 있다. 총 수차는 Z 스캐닝 경로에 걸쳐 평균을 낸 총 수차 또는 스캐닝 경로를 따르는 총 수차의 최대값 또는 최소값을 나타낼 수 있다. 총 수차의 감소는 이런 가능성들 중 어떤 하나를 나타낸다.
- [0240] 몇몇 실시에서, 개구수(NA)는 전방 세그먼트 절차가 수행될 때 제2 값으로 각막 절차가 수행될 때 제1 값으로부터 조정될 수 있다. 몇몇 실시에서 제1 값은 0.2 내지 0.5의 범위에 존재하고 제2 값은 0.1 내지 0.3의 범위에 존재한다. 몇몇 다른 실시에서 제1 값은 0.25 내지 0.35의 범위에 존재할 수 있고, 제2 값은 0.15 내지 0.25의 범위에 존재할 수 있다.
- [0241] Z 스캐너(450)의 본 실시는 다음을 포함하는, 몇몇 다른 방법으로 현존하는 각막 레이저 전달 시스템과 상이하다.
- [0242] 1. 각막 레이저 전달 시스템에서 일반적으로 개구수는 초점 깊이의 Z 스캔 동안에 변하지 않아 설계의 단순성을 보장하는 것이 요구된다. 이런 설계는 일반적인 1mm Z 스캔에 의해 유도된 총 수차가 각막 레이저 전달 시스템의 정확성의 심각한 제한 팩터가 아니기에 각막 수술에 대하여 만족스럽다. 반면에, 레이저 전달 시스템(1)의 실시는 가변적인 개구수(NA)를 가져 예를 들어 5 내지 10mm의 광범위한 수술 Z 간격에 걸쳐 최적의 개구로 개구를 조정하는 것을 유지한다. 물론, 이는 Z 초점 깊이로부터 실질적으로 독립적으로 조정가능한 개구수(NA)의 형식에 의해 달성된다.
- [0243] 2. 또한, 일반적인 현존하는 각막 시스템은 오브젝티브(700)의 복합 실시의 일부로서, 또는 오브젝티브(700)에서 Z 스캐너를 갖는 반면에, 현재의 Z 스캐너(450)는 오브젝티브(700) 앞에 위치된다. 여기서 오브젝티브(700)는 Z 스캐너 및 XY 스캐너의 기능적이고 기계적인 하우징(functional mechanical housing)으로부터 분리된 기능적이고 기계적인 하우징에 위치되는 레이저 전달 시스템(1)의 최종 렌즈 그룹을 나타낸다. 용어 기능적이고 기계적인 하우징은 전달 시스템의 전체 하우징을 나타내지 않고, 이의 설계는 인체공학 또는 외관 고려사항에 의해 지시될 수 있으나, 렌즈들을 함께 고정하는 하우징을 의미하여 실제 광학 기능을 수행한다. 본 실시의 오브젝티브(700)는 일반적으로 Z 스캐너(450)에 의해 출사된 XYZ 스캐닝 빔이 거울(600)에 의해 편향된 이후에 광학 경로에 위치된다.
- [0244] 3. 도 12a 및 도 12b는 렌즈 수술 광학 시스템의 설계에서 추가적인 시도를 도시한다. 가시적으로, 총 수차는 1mm의 일반적인 각막 Z 초점 깊이에 대한 넓고 평평한 최적 영역을 나타내고, 이에 따라 모두 초점 크기의 큰 저하없이, (i) 시스템 파라미터는 다른 고려사항에 대하여 최적화될 수 있고, (ii) 광범위한 Z 스캐닝 범위가 사용될 수 있으며, (iii) 시스템 파라미터의 덜 정확한 세부 조정이 요구된다. 반면에, 렌즈 수술 시스템을 위하여, 초점 크기는 (i) 시스템 파라미터가 다른 고려사항에 대하여 최적화되고 (ii) 광범위한 Z 스캐닝 범위가 실시되며, (iii) 시스템 파라미터가 덜 정확하게 세부 조정될 때, 재빨리 저하된다.
- [0245] Z 스캐너(450)의 구체예의 추가적인 양상에서, 가시적인 관찰 광학 서브-시스템 또는 이미징 서브 시스템을 포함하는 레이저 전달 시스템이 거울(600)을 통해 레이저 전달 시스템으로 결합된 이런 서브 시스템들 중 어떤 하나에 연관된 빔을 갖는다는 것이 상기된다. 거울(600)은 예를 들어, 색선택 거울일 수 있다. 일반적인 수술 시스템에서, 오브젝티브(700)는 광학 경로에서 거울(600) 뒤에 위치된 렌즈 그룹을 의미한다.
- [0246] 오브젝티브(700)가 실질적으로 목표 조직, 예를 들어 환자의 눈과 직접 접촉하기에, 또한 오브젝티브(700)의 중량이 임계적인 팩터이기 때문에 오브젝티브(700)로부터 분리되고 거울(600) 앞의 Z 스캐너(450)를 실시하는 것이 중요한 설계 고려사항이다. 따라서, 오브젝티브(700)의 중량 또는 질량을 최소화하는 것이 레이저 전달 시스템(1)의 실시가 눈 상에 감소된 압력을 제공하게 한다. 이런 압력은 눈 자체를 변형시키고 이에 따라 수술 절차의 정확성을 감소시키기에, 눈 상의 압력을 감소시키는 설계가 현저하게 안과 수술의 정확성을 증가시킨다.

[0247] 표 8과 표 9는 제1 빔 익스팬더 블록(400)과 이동가능한 빔 익스팬더 블록(500)의 다양한 구체예들을 위한 몇몇 관련된 파라미터의 범위를 도시한다. 빔 익스팬더 블록들은 각각 2개 내지 10개의 렌즈들을 가질 수 있고, 몇몇 구체예에서는 3개 내지 5개를 가지며, 이는 상기의 기능을 수행하도록 구성된다.

[0248] 표 8은 개별적인 표면에 대하여 두꺼운 렌즈들의 그룹을 설명하면서, 산업 표준 관례를 사용하여 제1 빔 익스팬더 블록(400)의 5개 렌즈 구체예를 도시한다. 제1 빔 익스팬더 블록(400)은 (괄호들에 의해 표시된) 다음의 범위들에서 파라미터들을 갖는 렌즈들(411, 412, 413, 414, 415)을 포함할 수 있다.

[0249] [표 8]

표면	곡률 [1/mm]	거리 [mm]	굴절률 n
1	(0, 1.5)	(5, 25)	(1.6, 1.93)
2	(22, 28)	(12, 22)	(1.6, 1.7)
3	(-17, -14)	(0.5, 12)	1
4	(7.0, 8.5)	(15, 29)	(1.65, 1.8)
5	(-19, -13)	(3, 14)	1
6	(14, 18)	(8, 12)	(1.6, 1.7)
7	(0, 9.3)	(6, 12)	1
8	(-28, -21)	(1, 5)	(1.65, 1.75)
9	(-15, -6)		

[0250]

[0251] 몇몇 구체예에서, 제1 빔 익스팬더 블록(400)은 XY 스캐너(300)와 마주하는 입사측으로부터 연속적으로: 양의 굴절력을 갖는 제1 렌즈 그룹, 입사측과 마주하는 블록 표면을 갖는 메니스커스 렌즈 및 입사측과 마주하는 오목 표면을 갖는 제2 렌즈를 포함한다.

[0252] 다른 실시들은 스케일 팩터(a), 5개의 스케일링된 렌즈들을 갖는 것, a만큼 곱해진 제2 행의 곡률, 1/a만큼 곱해진 제3 행의 거리, 및 변치않는 굴절률(n)을 갖는 것에 의해 표 8의 실시에 관련된다. 스케일 팩터는 0.3 과 3 사이의 값을 추정할 수 있다.

[0253] 표 9는 다음의 범위에서 파라미터를 갖는, 렌즈들(511, 512, 513, 514)을 포함하는, 이동하는 빔 익스팬더 블록(500)의 4개 렌즈 구체예를 도시한다:

[0254] [표 9]

표면	곡률 [1/m]	거리 [mm]	굴절률 n
1	(-25, -10)	(3, 7)	(1.7, 1.8)
2	(-25, -28)	(0, 2)	1
3	(-43, -24)	(1.5, 5)	(1.5, 1.62)
4	(8.5, 19.4)	(26, 31)	1
5	(-6.2, -4.6)	(10, 16)	(1.53, 1.6)
6	(-18.4, -14.7)	(34, 49)	1
7	(1.9, 4.2)	(8, 14)	(1.58, 1.61)
8	(-11, -9.0)		

[0255]

- [0256] 이동가능한 빔 익스팬더 블록(500)의 몇몇 실시는 제1 빔 익스팬더 블록(400)과 마주하는 입사측으로부터 연속적으로: 입사측과 마주하는 블록 표면을 갖는 메니스커스 렌즈, 음의 굴절력을 갖는 음의 렌즈 및 양의 굴절력을 갖는 양의 렌즈 그룹을 포함한다.
- [0257] 다른 실시들은 스케일 팩터(a), 4개의 스케일링된 렌즈들을 갖는 것, a만큼 곱해진 제2 행의 곡률, 1/a만큼 곱해진 제3 행의 거리, 및 변치않는 굴절률(n)을 갖는 것에 의해 표 9의 실시에 관련된다. 스케일 팩터는 0.3과 3 사이의 값을 추정할 수 있다.
- [0258] 도 13a 및 도 13b는 제1 빔 익스팬더 블록(400)과 이동하는 빔 익스팬더 블록(500) 사이의 상이한 거리를 갖는 2개의 구성으로 표 8과 표9의 구체예들을 도시한다. 몇몇 실시에서, 이동하는 빔 익스팬더 블록(500)은 $d = 5$ 내지 50mm의 범위에서 거리만큼 제1 빔 익스팬더 블록(400)에 대하여 이동될 수 있다.
- [0259] 이런 도면들은 작업에서 Z 스캐너(450)의 설계 고려사항을 도시한다.
- [0260] 도 13a는 이동가능한 빔 익스팬더 블록(500)이 제1 빔 익스팬더 블록(400)으로부터 상대적으로 먼 위치에 존재할 때의 경우를 도시한다. 이런 경우에 조합된 어셈블리를 빠져나가는 빔은 (i) 수렴광선, (ii) 출사 동공(ExP)에서 상대적으로 큰 직경, (iii) 고정된 초점 길이 오브젝티브가 Z 스캐너(450)의 출사 동공 근처에 위치될 때 초점의 더 얇은 Z 깊이, 및 이에 따른 (iv) 더 높은 개구수(NA)를 갖는 빔에 의해 형성된 초점을 갖는다.
- [0261] 도 13b는 이동가능한 빔 익스팬더 블록(500)이 도 13a의 경우에서보다 제1 빔 익스팬더(400)에 더 근접할 때의 경우를 도시한다. 여기서, 빔은 (i) 수렴광선, (ii) 출사 동공(ExP)에서 더 작은 직경, (iii) 고정된 초점 길이 오브젝티브가 Z 스캐너(450)의 출사 동공에 위치될 때 초점의 더 깊은 Z 깊이, 및 이에 따른 (iv) 더 작은 개구수(NA)를 갖는 빔에 의해 형성된 초점을 갖는다.
- [0262] 요약해서, 더 얇은 Z 초점 깊이에서, 초점은 큰 NA 빔에 의해 생성되는 반면에, Z 초점 깊이를 증가하는 것에 대하여, 개구수(NA)는 감소한다. 개구수(NA)에서 상대적인 변화는 초점을 맞추는 오브젝티브(700)의 입사 동공의 위치 및 빔 익스팬더 블록들(400, 500)의 출사 동공(ExP)의 위치를 최적화함으로써 최적화될 수 있다. 이런 실시들은 프리컴펜세이터(200)의 기능의 사용 없이 고르게 상이한 초점 깊이에서 개구수를 최적화하기 위한 대안적인 방법이다.
- [0263] 상기에 설명된 바와 같이, 개구수(NA)는 프리컴펜세이터(200)를 갖거나 갖지 않고 광범위하게 조정될 수 있다. 전체 레이저 전달 시스템(1)에서, 개구수(NA)는 프리컴펜세이터(200), 제1 빔 익스팬더 블록(400) 또는 이동가능한 빔 익스팬더 블록(500)을 제어함으로써 또는 조합으로 이런 블록들을 제어함으로써 조정될 수 있다. 실제로 실시의 실제 선택은 다른 더 높은 수준 시스템 수준 요구조건, 예를 들어 스캐닝 범위, 스캐닝 속도 및 복잡성에 따른다. 다른 수치적 범위를 갖는 실시들은 또한 상기의 설명된 기능들 중 몇몇 또는 모두를 수행하도록 구성될 수 있다.
- [0264] 도 14는 Z 스캐너(450)의 추가적인 양상을 도시한다. XY 스캐너(300)의 출사 피벗점(PP(XY))으로부터 빠져나가는 3개의 상이한 특징 빔들이 도시된다. 현저하게, 3개의 특징 빔들 모두는 Z 스캐너(450)에 의해 오브젝티브(700)의 입사 피벗점(PP(0))으로 초점 맞춰진다. PP(0)의 위치는 예를 들어, 이동가능한 빔 익스팬더(500)를 이동시킴으로써 조정될 수 있다.
- [0265] 아래에 설명된 바와 같이, XY 스캐너(300)의 거울들을 벗어나 위치된 피벗점(PP(0))을 발생시키는 레이저 전달 시스템은 예를 들어, 피벗점(PP(0))이 오브젝티브(700) 내부에 존재하는 구체예에서, 유용한 구조체를 갖는다.
- [0266] 다른 구체예에서, XY 스캐너(300)는 Z 스캐너(450)에 대한 거리보다 먼 출사 피벗점(PP(XY))을 갖는다. 이런 구체예에서, Z 스캐너(450)은 단지 XY 스캐너(300)의 출사 피벗점(PP(XY))을 오브젝티브(700)의 입사 피벗점(PP(0))으로 변경한다.
- [0267] 어느 하나의 경우에, 이런 실시는 제1 빔 익스팬더 블록(400)과 이동가능한 빔 익스팬더 블록(500) 사이에 위치된, 중간 초점면(451)의 존재의 사용이 이루어지게 한다. 중간 초점면(451)의 존재는 실질적으로 동일한 Z 좌표를 갖는 좌우로 이루어진 3개의 특징 빔의 초점에 의해 표시된다. 역으로, 이러한 중간 초점면을 취하지 않는 실시는 조정가능한 피벗점(PP(0))을 갖는 데에 꽤 적절하지 않다.

[0268] **5. 오브젝티브(700)**

[0269] 몇몇 실시에서 Z 스캐너(450)에 의해 출사된 레이저 빔은 빔 스플리터/색선별 거울(600)에 의해 오브젝티브(700)로 편향된다. 이런 거울(600)을 통해 다양한 보조 광들이 또한 레이저 전달 시스템(1)으로 결합될 수 있다. 보조 광원들은 광 간섭 단층촬영(OCT) 시스템, 조사 시스템 및 가시적인 관찰 블록과 연관된 광을 포함할 수 있다.

[0270] 오브젝티브(700)는 수술 목표 영역으로의 보조광, 및 XY 스캐너(300) 및 Z 스캐너(450)를 통해 레이저 엔진(100)으로부터 전파되는, XYZ 스캔된 레이저 빔에 대하여 공유된 광학 경로를 제공할 수 있다. 다양한 실시에서, 오브젝티브(700)는 대물 렌즈 그룹일 수 있다. 몇몇 실시에서 대물 렌즈 그룹의 렌즈들은 상호 간에 대하여 이동하지 않는다. 이러한 바와 같이, 오브젝티브(700)는 Z 스캐닝 기능의 일체화된 부분인 반면에, 가변적이거나 동적인 방식으로 Z 스캐닝에 기여하지 않는다. 이런 실시들에서 그 어떤 렌즈 위치도 오브젝티브(700)에서 조정되어 초점의 Z 초점 깊이를 이동시키지 않는다.

[0271] 오브젝티브(700)의 실시들은 구면 수차, 코마 및 수술 펄스 레이저 빔의 고차 수차 중 적어도 하나를 제어할 수 있다.

[0272] 오브젝티브(700)가 상이한 파장의 광을 안내하고 있기에, 오브젝티브(700)의 실시는 색지움 렌즈 그룹을 사용한다. 보조광의 파장은 예를 들어, 0.4 마이크로미터 내지 0.9 마이크로미터의 범위에 존재할 수 있고, 수술광의 파장은 1.0 내지 1.1 마이크로미터 범위에서 존재할 수 있다. 오브젝티브(700)의 실시는 사용된 광의 파장의 범위, 예를 들어, 상기의 실시예에서 0.4 마이크로미터 내지 1.1 마이크로미터에 걸쳐 선결정된 값 아래로 색 수차를 유지한다.

[0273] 오브젝티브(700)의 중량 또는 질량은 중요한 고려사항이다. 몇몇 실시에서 오브젝티브는 환자의 눈에 기계적으로 접촉한다. 이러한 바와 같이, 이는 눈 상에 압력을 가한다. 압력은 정확하게 목표를 선택하고 수술 레이저 빔을 배향하는 것을 어렵게 하면서, 이완된 구성으로부터 눈을 왜곡시킬 수 있다.

[0274] 더욱이, 환자가 수술 절차 동안에 이동하면, 오브젝티브가 환자의 이동에 대하여 가장 작은 저항성을 갖고 이동할 수 있다는 것이 바람직할 수 있다. 비록 오브젝티브의 중량이 스프링 시스템 또는 평행추로 정적으로 균형 맞춰질 수 있더라도, 이런 척도는 동적힘 또는 관성력을 감소시킬 수 없다. 사실상 이런 힘은 이러한 척도에 의해 증가될 수 있다. 이런 고려사항들 모두는 오브젝티브(700)의 중량 또는 질량을 감소시키는 것의 유용성에 대하여 가리킨다.

[0275] 안과 수술 절차에 대하여 임계력 및 상응하는 오브젝티브 질량을 확인하는 수많은 방법들이 존재한다. 눈에 대한 다양한 영향의 보고서가 예를 들어, Determination of Significant Parameters for Eye Injury Risk from Projectiles; Duma SM, Ng TP, Kennedy EA, Stitzel JD, Herring IP, Kuhn F. J Trauma 2005년 10월; 59(4):960-4.에서 공개되었다. 이런 논문은 (i) 각막 찰과상과 같은 경미한 손상, 수정체탈구와 같은 중간 손상 및 망막 훼손과 같은 심각한 손상을 포함하는, 눈에 대한 훼손의 상이한 형태에 상응하는, 눈에 충격을 가하는 물체를 보고하였고 충격 물체의 임계 에너지 값을 제공하였다. 또한 논문은 또한, (ii) 몇 퍼센트의 가능성을 나타내는, 낮은 확률로부터, 약 50% 가능성을 나타내는 중간 확률로, 거의 확실한 손상을 나타내는 높은 확률로 손상의 확률을 부여하였다. 또한 논문은 (iii) 충격 물체의 형상에 따른 충격 시나리오, 총 충격 에너지에 따른 분류 및 충격 영역에 의해 정규화된 충격 에너지를 분류하였다.

[0276] 이런 결과는 오브젝티브(700)의 기계적인 지지 시스템의 모든 고장에 의해 야기된, 아마 가장 높은 충격 손상을 살피으로써 눈 수술의 특정한 경우에 적용될 수 있다. 이러한 고장은 눈 자체에 대한 오브젝티브의 에너지 모두를 이송하면서, 20 내지 25mm의 일반적인 수직 경로에 걸쳐 전체 오브젝티브(700)의 자유낙하를 초래한다. 임계 질량은 공지된 물리적 원리에 따른 오브젝티브의 자유낙하를 모델링하는 공개된 임계 에너지 값으로부터 산출될 수 있다.

[0277] 이런 길이의 수직 경로는 다음의 설계 원리로부터 나올 수 있다. 오브젝티브(700)는 수직 슬라이딩 스테이지(sliding stage) 상에 장착될 수 있어 눈에 대한 갠트리(gantry)에 의해 레이저 전달 시스템(1)의 안전하고 신뢰할만한 도킹(docking)을 제공한다. 수직 갠트리가 오브젝티브(700)를 수용하고 수직 이동 범위 내에 위치되기 때문에, 이러한 설계는 갠트리 상의 정확성 및 힘 요구조건을 용이하게 한다. 또한, 일단 눈이 도킹되면(docked), 이런 설계는 눈이 레이저 전달 시스템(1)에 대한 눈의 부착을 중단하지 않고 레이저원(100)에 대하여 수직으로 이동하도록 한다. 이런 이동은 수술 침대의 이동 또는 환자의 이동으로 인해 발생할 수 있다. 오

브젝티브(700)의 20 내지 25mm의 수직 이동 범위는 이런 범위 내에서 환자 운동 및 갠트리력에 대하여 효율적이고 안정하게 완회시킨다.

- [0278] 결국, (iv) 오브젝티브의 제어 시스템 및 하우징의 질량을 감소시키는 수많은 방법이 존재함에 따라, 설계 고려사항은 오브젝티브(700)의 광학 요소들, 예를 들어, 대물렌즈 그룹에서 단독으로 유리렌즈의 ("광학") 질량이 전체 오브젝티브의 질량에 대하여 더 낮은 경계를 정의한다는 의미에서 임계 질량에 영향을 미치는 반면에, 훨씬 더 단단하여 렌즈의 질량을 감소시킨다. 본 시스템에서 오브젝티브의 총 질량은 단독으로 2배 내지 3배의 렌즈들의 "광학" 질량일 수 있다.
- [0279] 몇몇의 이런 기준은 임계 질량의 더 분명한 정의를 산출하고, 다른 것들은 단지 분명한 정의로 그 자체를 부여하지 않으면서, 매끄러운 교차 상관성을 산출한다.
- [0280] 상기의 (i) 내지 (iv) 분류의 가능한 모든 조합으로부터, 임계 질량(MC)의 4개의 상대적으로 분명하고 중요한 정의가 다음과 같이 확인될 수 있다:
- [0281] (1) MC1 ~ 400 그램: 질량 $M < MC1$ 을 갖는 오브젝티브는 실질적으로 최악의 경우 고장 시나리오에서조차 환자에 대한 손상의 위험을 취하지 않는다;
- [0282] (2) MC2 ~ 750 그램: $MC1 < M < MC2$ 체제에서 질량은 총 충격 에너지를 통해 약간의 각막 찰과상을 야기하는 10%보다 큰 가능성을 가질 수 있다;
- [0283] (3) MC3 ~ 1,300 내지 1,400 그램: $MC2 < M < MC3$ 체제에서 질량은 어떤 충격 시나리오에서 각막 찰과상을 야기하는 50%의 가능성을 가질 수 있다; 및
- [0284] (4) MC4 ~ 3,300 그램: 몇몇 충격 시나리오에서 $MC3 < M < MC4$ 범위에서 질량은 거의 확실한 각막 찰과상을 야기할 수 있고, 영이 아닌 중간 강도의 손상 이상의 가능성을 성장시킬 수 있다.
- [0285] 물론, 이런 확률 모두는 실제로 발생하는 오브젝티브의 기계적 지지 시스템의 총 고장의 작은 확률로 곱해지는 것이다. 하지만, 안과 적용에서 극한의 척도는 상상할 수 있는 손상 시나리오 모두에 대하여 안내되도록 취해지는 것을 필요로 하지만, 예상 밖에 관련된 상기의 임계 질량을 만든다.
- [0286] 따라서, 상기의 고려사항은 오브젝티브(700)의 총 질량 및 광학 질량에 대하여, 명확한 기준에 따라 4개의 임계 질량을 확인한다. 따라서, 설계 공정이 상기의 임계 질량들(MC4, ..., MC1) 중 어느 하나 아래로 오브젝티브 질량을 감소시키도록 관리하는 오브젝티브(700)의 구체예가 안전한 수술 절차를 위한 질적으로 더 양호한 가능성을 제공한다.
- [0287] 웬토초 안과 레이저를 현존하는 오브젝티브는 현저하게 이런 4개의 임계 질량들 중 가장 큰, 5000그램 위의 질량을 갖는다. 예외는 Manzi에 의한 미국특허 출원 20030053219호이고, 이는 아마 2,000 내지 3,000 그램의 총 질량으로 유도하는, 단독으로 렌즈들의 광학 질량이 약 1000그램인 렌즈 시스템을 설명한다. Manzi의 설계는 다른 현존하는 오브젝티브보다 가벼운 반면에, 여전히 꽤 거대하다. 이는 주로 오브젝티브 내부의 렌즈 요소들이 Z 초점 제어에 사용되기에, 오브젝티브의 일체화된 부분인 Z 스캐너로 인한 것이다. 추가적인 질량은 모두 총 질량을 다시 5000그램 위의 값으로 증가시키는, 정밀 기계가공된 하우징, 렌즈를 위한 정밀 선형 가이드 및 서보 모터를 위하여 Manzi에 의해 요구된다.
- [0288] 반면에, 오브젝티브(700)의 다양한 구체예들의 질량은 상기의 4개의 질량 범위들: 0 내지 400 그램, 400 내지 750 그램, 750 내지 1,350그램 및 1,350 내지 3,300 그램 중 어떠한 것으로 존재할 수 있다. 중량은 광학 질량 또는 총 질량 중 어느 하나일 수 있다. 예를 들어, 오브젝티브(700)의 실시에서 렌즈들은 130그램보다 적은 질량을 가질 수 있다. 400그램의 총 어셈블리 질량을 위한 정밀 금속 하우징에서 이런 렌즈들을 장착하는 것이 실현가능하다.
- [0289] 오브젝티브(700)의 구체예들은 Z 스캐닝 기능을 분리 Z 스캐너(450)로 제거하고, 분리된 기능적 또는 기계적 하우징에 수용함으로써 400그램, 750그램, 1,350그램 및 3,300그램 아래로 이러한 주목할만한 질량 감소를 달성한다. 여기서 용어 "기능적 또는 기계적 하우징(functional or mechanical housing)"은 전체적으로, 비 기능적 설계 고려사항은 오브젝티브(700)와 동일한 일반적인 컨테이너로 분리 Z 스캐너(450)를 위치시키는 것을 초래할 수 있으나, 이러한 일반적인 컨테이너는 광학 기능 또는 기계적 목적을 제공하지 않는다는 사실을 언급한다.
- [0290] 몇몇 구체예에서, 오브젝티브(700)의 질량은 유사한 오브젝티브에 비해서 $P(mass)$ 백분율만큼 감소될 수 있고, 이는 오브젝티브(700)의 광학 특징을 조정함으로써 동적 Z 스캐닝 기능의 적어도 일부를 수행한다. 이

러한 특징은 오브젝티브(700)로 일체화되는 전체 Z 스캐너(450) 또는 오브젝티브(700)로 일체화되는 이동 가능한 빔 익스팬더 블록(500) 또는 오브젝티브(700)로 일체화되는 하나 이상의 이동가능한 스캐닝 렌즈일 수 있다. $P(mass)$ 는 10%, 50% 또는 100%일 수 있다.

[0291] 오브젝티브(700)의 또다른 관련된 양상 및 수술 레이저 시스템(1)의 상응하는 설계는 도 14에 관련되어 설명되었고, 여기서 Z 스캐너(450)의 구체예들이 XYZ 스캔된 레이저 빔을 오브젝티브의 입사 피봇점(PP(0))으로 초점 맞출 수 있다는 것이 도시된다. 빔이 이런 내부 피봇점(PP(0))을 향하여 수렴함에 따라, 오브젝티브((700) 내부의 입사 피봇점(PP(0))을 갖는 구체예들은 광학 경로의 큰 일부에 걸쳐 훨씬 감소된 빔 반경(rb)을 갖는다. 결국, 감소된 빔 반경(rb)을 갖는 빔은 오브젝티브(700)의 전체 질량의 현저한 감소를 초래하면서, 더 작은 렌즈들에 의해 제어될 수 있다.

[0292] 상기의 설계 관점에 따른 오브젝티브(700)의 실시는 표 10에 요약되고 도 15에 도시된다. 오브젝티브(700)의 실시는 Z 스캐너(450)로부터 수술 펄스 레이저 빔을 받아들이는 제1 렌즈 그룹 및 제1 렌즈 그룹으로부터 수술 펄스 레이저 빔을 받아들이고 수술 레이저 빔을 목표 영역으로 초점 맞추는 제2 렌즈 그룹을 포함한다.

[0293] 표 10은 표면 1 내지 16을 통하여 더 상세하게 도 15의 오브젝티브(700)를 도시한다. 오브젝티브(700)는 9개의 렌즈들(L1 내지 L9)을 갖고 표면(17)을 통하여 환자 인터페이스(800)와 상호작용한다. 앞에서와 같이, 괄호들은 범위를 나타내고 상응하는 파라미터는 추정될 수 있다. (표면 1 및 표면 2는 렌즈들(L1/L2)의 더블릿(doublet)을 정의하고, 표면 8 및 표면 9는 렌즈들(L5/L6)의 더블릿(doublet)을 정의하며, 이에 18 대신에 16이다.)

[0294] [표 10]

표면	곡률 [1/m]	거리 [mm]	굴절률 n
1	(-1.5, 4.5)	(1, 6)	(1.7, 1.9)
2	(7.8, 45)	(6.4, 13)	1.56, 1.8)
3	(-4.2, 3.2)	(0, 3.2)	1
4	(22, 36)	(10.5, 14)	(1.47, 1.62)
5	(-10, 5)	(0, 6.8)	1
6	(-27.2, -12.6)	(8.0, 11.6)	(1.58, 1.63)
7	(-30.3, 2.5)	(0, 6.7)	1
8	(-3.1, 18.9)	(4.0, 8.3)	(1.65, 1.76)
9	(40.7, 72)	(8.2, 17.9)	(1.57, 1.69)
10	(-28.3, -22.1)	(0, 3)	1
11	(-37.8, -17.6)	(3.0, 26)	(1.70, 1.86)
12	(-6.3 14.0)	(0, 3.0)	1
13	(37.9, 65)	(12.0, 22.3)	(1.54, 1.72)
14	(-15.4, 5.2)	(0, 6.5)	1
15	(-55.1, -21.6)	(2.0, 4.7)	(1.56, 1.85)
16	(11.4, 26.8)	(0, 2.0)	1
17	(-60.0, 0)	(1.0, 1.5)	(1.47, 1.54)

[0295]

[0296] 다른 실시에서, 상이한 수의 렌즈들은 상이한 파라미터 범위와 사용될 수 있고, 이는 상기의 설계 고려사항을

비교적 꽤 만족시킨다.

[0297] 몇몇 실시에서 오브젝티브(700)는 렌즈 그룹에 대하여 설명될 수 있다. 예를 들어, 오브젝티브(700)는 XYZ 스캔된 레이저 빔을 Z 스캐너(450)로부터 받아들이는 제1 렌즈 그룹, 및 레이저 빔을 제1 렌즈 그룹으로부터 받아들이는 제2 렌즈 그룹을 포함한다. 제2 렌즈 그룹은 1.54 내지 1.72의 범위의 굴절률, 37.9 내지 65 1/m의 범위의 곡률을 갖는 입사 표면 및 -15.4 내지 5.2 1/m의 범위의 곡률을 갖는 출사 표면을 갖는 제1 렌즈를 포함할 수 있다. 또한, 제2 렌즈 그룹은 또한 0 내지 6.5mm의 범위의 거리만큼 제1 렌즈로부터 분리되고, 1.56 내지 1.85의 범위의 굴절률, -55.1 내지 -21.8 1/m의 범위의 곡률을 갖는 입사 표면 및 11.4 내지 26.8 1/m의 범위의 곡률을 갖는 출사 표면을 갖는 제2 렌즈를 포함할 수 있다. 오브젝티브(700)는 레이저 빔을 제2 렌즈를 통해 환자 인터페이스(800)로 출사할 수 있다.

[0298] 몇몇 실시에서, 오브젝티브(700)의 유효 초점 거리는 70mm보다 적다.

[0299] 몇몇 구체예에서, 오브젝티브(700)로부터 환자 인터페이스(800)까지의 거리는 20mm보다 적다.

[0300] 몇몇 설계에서 레이저 전달 시스템(1)의 초점면의 곡률은 20 1/m보다 크다.

[0301] 전체적인 수술 레이저 시스템(1) 및 오브젝티브(700)의 수많은 다른 실시는 또한 상업적으로 이용가능한 광학 설계 소프트웨어 패키지 예를 들어 Zemax Development Corporation의 Zemax 또는 Optical Research Associates의 Code V를 사용함으로써 본 적용에 걸쳐 표현된 설계 원리에 부착되도록 생성될 수 있다.

[0302] 6. 전체적인 시스템 광학 성능

[0303] 다양한 실시에서, 서브시스템들, 프리컴펜세이터(200), XY 스캐너(300), Z 스캐너(450) 및 오브젝티브(700)의 파라미터들은 상호의존적인 방식으로 최적화될 수 있어, 전체 레이저 전달 시스템(1)의 광학 성능은 예를 들어, 안과 수술 적용에 특별하게 유용한 성질을 나타낼 수 있다.

[0304] 표 11a와 표 11b는 스트렐비(S) 및 개구수(NA)에 대하여 제1 및 제2 실시에서 전체적인 레이저 전달 시스템(1)의 광학 성능을 요약한다. 다시 광학 성능은 상기의 기준점들(P1, ...P5)과 유사한 기준점들에서 특징지어진다. 표 11a와 표 11b는 레이저 빔을 각각 각막의 중심(A), 각막의 주변(B), 렌즈의 중심(C) 및 렌즈의 주변(D)으로 전달하는, 구성들(A, B, C, D)에서 구성요소들을 갖는 레이저 전달 시스템(1)의 광학 성능을 도시한다. 이런 기준점들은 수정체 상의 안과 수술을 수행하는 시도와 관련된, 수술 볼륨을 나타낸다.

[0305] 표 11a와 표 11b는 특정한 값을 갖는 기준점들의 방사방향 좌표를 도시한다. 하지만, 다른 구체예에서 NA 및 S는 특정한 방사방향 좌표 "주위의(around)" 동일한 각각의 범위에서 값을 추정한다. 몇몇 경우에, 용어 "주위의(around)"는 도시된 방사방향 좌표값의 P(radial) 백분율 내의 방사방향 좌표의 범위를 나타내고, 여기서, P(radial)은 10%, 20% 및 30% 중 하나일 수 있다. 예를 들어, 7.2mm와 8.8mm의 범위에서 z 방사방향 좌표를 갖는 점들은 "렌즈(lens), 중심(center)" 기준점의 z= 8.0mm 방사방향 좌표의 P(radial) = 10% 근방 내에 존재한다.

[0306] 더욱이, 몇몇 구체예에서, NA 및 S는 B, C, D 구성에 대하여 나열된 3개의 개별적인 범위 중 1개에서만 존재한다. 몇몇 다른 구체예에서, NA 및 S는 표 11a와 표 11b에서 B, C, D 구성에 대하여 나열된 3개의 개별적인 범위 중 2개로 존재한다.

[0307] 가시적으로, 설명된 레이저 전달 시스템은 전체적인 렌즈 수술 볼륨에 걸쳐 실질적으로 회절 제한된 광학 성능으로 꽤 보정된다.

[0308] [표 11a]

구성	조직, 위치	깊이 z [mm]	반경 r [mm]	개구수 NA	스트렐비S
A	각막, 중심	0.3	0	(0.25, 0.40)	(0.90, 1.0)
B	각막, 주변	0.3	6.2	(0.25, 0.40)	(0.90, 1.0)
C	렌즈, 중심	8	0	(0.15, 0.35)	(0.90, 1.0)
D	렌즈, 주변	7.3	4	(0.15, 0.35)	(0.80, 1.0)

[0309]

[0310] [표 11b]

구성	조직, 위치	깊이 z [mm]	반경 r [mm]	개구수 NA	스트렐비 S
A	각막, 중심	0.3	0	(0.30, 0.35)	(0.95, 1.0)
B	각막, 주변	0.3	6.2	(0.30, 0.35)	(0.90, 0.95)
C	렌즈, 중심	8	0	(0.20, 0.25)	(0.95, 1.0)
D	렌즈, 주변	7.3	4	(0.20, 0.25)	(0.85, 0.90)

[0311]

[0312] 이런 설계들 모두가 회절 제한된 시스템으로 고려되기에, 0.8보다 높은 스트렐비(S)를 갖는 유사한 설계는 상기의 나열된 설계에 동등하게 고려될 수 있다.

[0313] 다른 수차 척도들, 예를 들어 초점 반경(r_f)은 또한 스트렐비(S) 이외에 사용될 수 있어 레이저 전달 시스템(1)의 전체적인 광학 성능을 특징짓는다. 큰 개구수(NA)들과 조합된 큰 스트렐비가 구성들(A 내지 D)에 걸쳐 작은 초점 반경(r_f)들로 옮겨지기에, 초점 반경(r_f)은 눈 목표 영역에서 몇몇의 실시에서는 2 마이크로 아래로, 다른 실시에서는 4 마이크로 아래로, 또 다른 실시에서는 10 마이크로 아래로 위치할 수 있다.

[0314] 더 정확하게 레이저 전달 시스템의 성능을 특징짓고 빔 전파에서 렌즈 및 각막의 실질적인 영향을 나타내기 위하여, 표 11a와 표 11b의 NA 및 S값은 광학 설계의 일체화된 부분으로서 눈을 포함하는 시스템을 설계함으로써 파생되어 왔다. 몇몇 설계에서, 눈은 자연형으로 모델링된다. 다른 설계에서는 눈의 압평(applanation)의 정도가 실제 수술 조건을 나타내도록 의도된다.

[0315] 표 12는 도 15에서 모델 인간 눈(850)에 의해 도시된 바와 같이, 관련된 눈 조직의 단순한 모델을 요약한다. (표면의 번호 붙이기는 환자 인터페이스(800)를 각막 조직에 연결하는 표면, 표면 18로 시작하여, 표 10의 번호 붙이기를 계속하도록 선택되었다.) 눈 조직은 (공유된 표면(18)을 통해 환자 인터페이스로부터 들어가는) 0.6mm 두께 각막, (표면(19)을 통해 각막으로부터 들어가는) 안방수 및 (표면(20)을 통해 안방수로부터 들어가는) 수정체에 의해 모델링될 수 있다. 눈 표면의 분리는 렌즈 표면들(1 내지 16)의 분리와 유사하게 처리된다.

[0316] [표 12]

표면	곡률 [1/m]	거리 [mm]	굴절률 n
18	(-100, -80)	0.6	1.38
19	(-100, -80)	(2.0, 4.0)	1.34
20	(-100, -80)	(3.0, 5.0)	1.42

[0317]

[0318] 표 11a와 표 11b의 NA 및 S 값들은 눈 조직의 이런 모델을 사용하여 계산되었다. 눈의 관련된 모델들은 비교할만한 수차 척도들을 초래한다.

[0319] 추가적인 분리 양상에서, 몇몇 실시에서, 전체 레이저 전달 시스템(1)의 광학 설계는 광학 수단에 의해 보정되지 않는 필드 곡률 및 약간의 왜곡을 벗어남으로써 단순화될 수 있다.

[0320] 도 16은 몇몇 시스템에서 이런 설계 원리가 수술 시스템의 위치 정확성을 덜 바람직하게 할 것이라는 것을 도시한다. XY 스캐너(300)의 거울이 1도 단계로 스캔하고 Z 스캐너(450)는 5도 단계로 이동가능한 빔 익스팬더(500)를 이동시킴으로써 Z 초점 깊이를 스캔함에 따라 모점(square dot)들은 초점의 위치를 나타낸다. 가시적으로, Z 초점 깊이를 일정하게 유지하는 동시에 초점의 XY 스캔된 위치로서 정의된 "초점면(focal plane)"은 구부러진다. 좌우 주변에서 커팅 깊이는 더 얇고 보정되지 않는 필드 곡률을 갖는 렌즈의 공지된 거동과 일치한다.

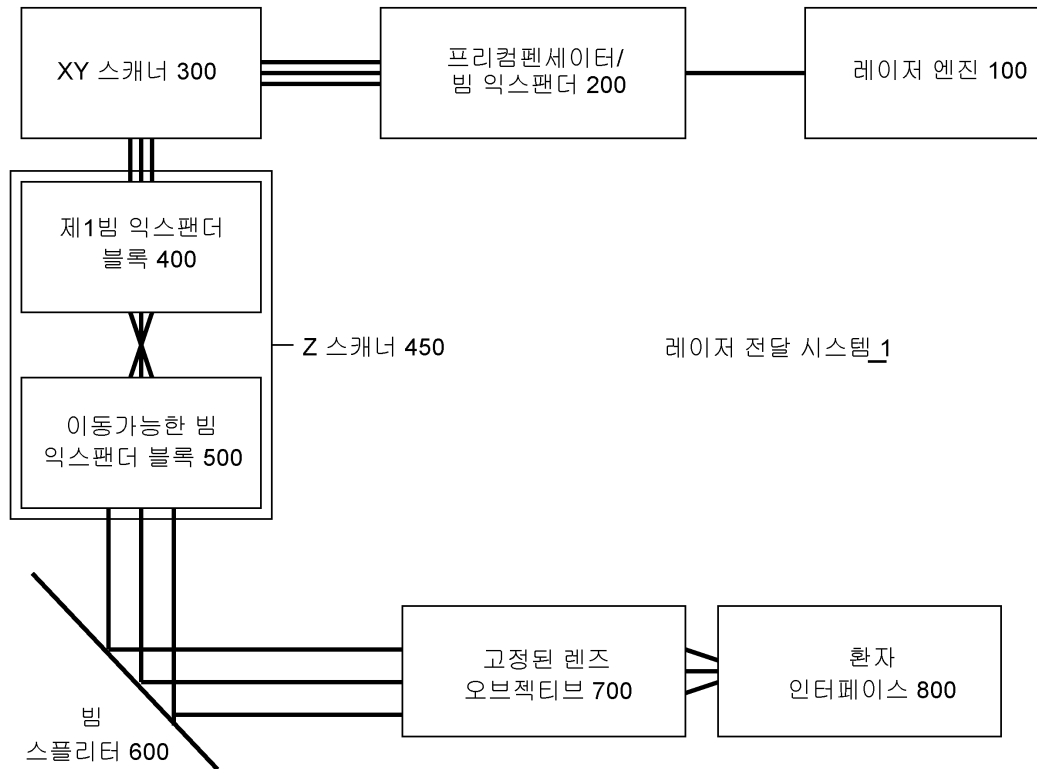
- [0321] 마찬가지로, XY 스캐너(300)의 거울들이 고정되도록 유지되고 Z 스캐너(450)가 Z 초점 깊이를 스캔하면, 초점의 좌우 위치가 변한다. 설계를 더 복잡하게 하면, 방사방향 좌우 XY 위치도 Z 초점 깊이도 개별적인 스캐너 위치에 대하여 선형 의존성을 나타내지 않는다. XY 평면에서 이런 왜곡은 배럴(barrel) 왜곡 또는 핀쿠션(pincushion) 왜곡이라 불린다. (많은 실시에서, 제3 좌표, XY 스캐너(300)의 방위각은 초점 위치의 방위각으로 변하지 않게 이송되고, 이에 따라 억제될 것이다.)
- [0322] 도 17은 레이저 전달 시스템(1)의 몇몇 실시가 어떻게 설명된 시도에 대하여 신규하고 컴퓨터화된 해결안을 제공하는지를 도시한다. 스캐너 좌표는 공간 좌표 (ζ, χ, ϕ) 로 주어지고, 여기서 ζ 은 Z 스캐너(450)의 위치이고, χ 은 광학축으로부터 XY 스캐너(300)의 경사각이며, ϕ 은 방위각이다. 초점 위치는 실린더 초점 좌표 (z, r, ϕ) 에 의해 주어지고, z는 Z 초점 깊이이고, r은 광학축으로부터 방사방향 거리이며, ϕ 는 방위각이다.
- [0323] 초점 위치의 방위각은 실질적으로 스캐너의 방위각과 동일할 수 있고 이에 따라 도시되지 않는다. 남은 XY 및 Z 스캐너 좌표 (ζ, χ) 는 $C_{ij} = (\zeta_i, \chi_j)$ 으로서 정의된, 스캐닝 그리드 및 상응하는 스캐너 매트릭스(C_{ij})를 정의하는, 개별적인 스캐닝 간격 내에서 구분된다. 실제 스캐너 좌표가 값 (ζ_{i0}, χ_{j0}) 을 추정한다면, 이어서 스캐닝 매트릭스(C_{ij})는 이런 특정화($i0, j0$) 쌍에서 1이고, 모든 다른(i, j) 쌍에 대하여 영이다.
- [0324] 유사하게는, 초점 위치는 2차원 초점 매트릭스(S_{kl})에 의해 특징지어질 수 있고, 여기서 S_{kl} 은 구분된 방사방향 및 Z 깊이 초점 좌표(z_k, r_l)에 관련된다. 스캐너 매트릭스(C_{ij}) 및 초점 매트릭스(S_{kl})에 대하여, 레이저 전달 시스템(1)의 광학 성능은 4차원 트랜스퍼 매트릭스(T_{ijkl})로 특징지어질 수 있고, 이는 일반적으로 어떻게 스캐너 좌표 (ζ_i, χ_j) 가 초점 좌표(z_k, r_l)로 변환하는지를 표시한다: 일반적으로 $S = TC$ 또는 상세하게:
- $$S_{kl} = \sum_{ij} T_{kl ij} C_{ij} \quad (5)$$
- [0325]
- [0326] 트랜스퍼 매트릭스(T_{ijkl})가 스캐너 매트릭스(C_{ij})와 초점 매트릭스(S_{kl}) 사이의 선형 연결을 표시하는 반면에, 몇몇 다른 실시에서 비선형 관계가 스캐너 매트릭스(C_{ij})와 초점 매트릭스(S_{kl}) 사이에서 존재할 수 있다. 이런 실시예에서 수식(5)는 비선형 연결에 의해 대체된다.
- [0327] 레이저 전달 시스템(1)은 컴퓨터화된 광선 추적, 물리적 보정 또는 이 모두의 조합에 의해 트랜스퍼 매트릭스(T)의 요소를 최적화하도록 설계될 수 있다. 물리적 보정 방법의 실시는 미국 특허출원 US20090131921호에 설명되고, 이는 이러한 목적에 사용될 수 있다.
- [0328] 일반적으로, 트랜스퍼 매트릭스(T)는 역으로 될 수 있고 역 트랜스퍼 매트릭스(T^{-1})를 생성하는 데에 사용될 수 있고, 이는 초점 매트릭스(S_{kl})의 요소를 스캐너 매트릭스(C_{ij})에 연결한다.
- [0329] 대안적으로, 몇몇 구체예에서 역 트랜스퍼 매트릭스(T^{-1})는 목표 영역에서 원하는 초점 매트릭스(S_{kl})로 컴퓨터화된 설계 공정을 시작함으로써 직접 결정될 수 있고, 예를 들어 광선 추적을 사용하여 상응하는 스캐너 매트릭스(C_{ij})를 재구성한다.
- [0330] 도 17과 도 18은 이러한 관계를 도시한다. 이런 도면들은 z축 및 r축에 도시된, 빔을 (z_k, r_l) 초점 좌표에 초점 맞추기 위하여 XY 스캐너(300) 또는 Z 스캐너(450)이 세부 조정될 수 있는 (ζ_i, χ_j) 스캐너 좌표를 도시하는, 노모그램(nomogram)이다.
- [0331] 도 17은 (z, r) 초점 좌표에 상응하는, XY 스캐너(300)의 χ 경사 각도를 도시한다. 실시예로서, $z = 6\text{mm}$ 의 Z 깊이 및 $r = 4\text{mm}$ 의 방사방향 위치를 달성하기 위하여, 사선들은 $\chi = 6.4^\circ$ 의 XY 스캐너 경사 각도가 사용될

수 있다는 것을 나타낸다.

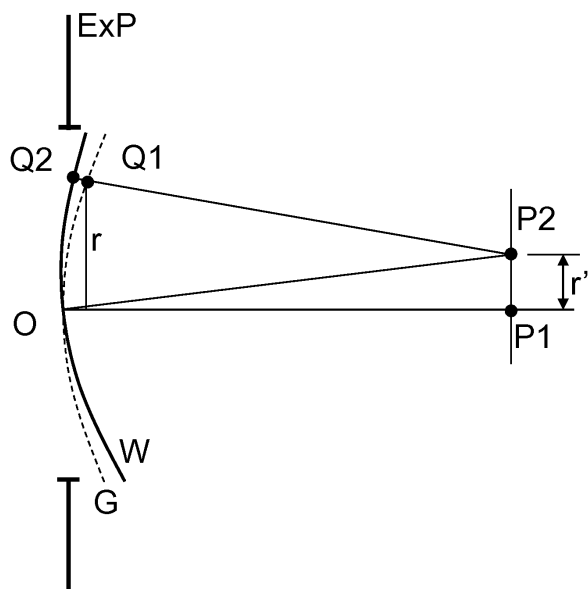
- [0332] 도 18은 동일한 $(z, r) = (4, 6)$ 초점 좌표를 달성하기 위하여, Z 스캐너 위치 $\zeta = 15.5\text{mm}$ 가 사용될 수 있다는 것을 도시한다. 컴퓨터를 사용하여, 노모그램은 룩-업 테이블(look-up table)과 같이 컴퓨터 메모리에 저장될 수 있다. 저장된 룩-업 좌표들 사이에서 값들은 2차원 선형 또는 이차 보간법에 의해 신속하게 결정될 수 있다.
- [0333] 트랜스퍼 매트릭스(T) 및 이의 역(T^{-1})의 정보는 레이저 전달 시스템(1)의 구체예가 광학 방법 대신에 컴퓨터화된 방법에 의해 도 16의 수차를 보정하도록 한다. 이런 구체예들은 컴퓨터화된 컨트롤러를 포함할 수 있고, 이는 Z 스캐너(450) 및 XY 스캐너(300) 중 적어도 하나를 제어하여 레이저 전달 시스템(1)의 광불곡(optical distortion)을 제어할 수 있다.
- [0334] 도 19는 예를 들어, 감소된 광불곡을 갖는 스캐닝 패턴, 예를 들어 선결정된 Z 초점 깊이(z)에서 평평한 초점면을 따르는 스캐닝이 목표 영역에서 원한다면, 컴퓨터화된 컨트롤러는 다음의 컴퓨터화된 제어 방법(900)의 단계들을 수행할 수 있다.
- [0335] (910): 목표 영역에서 감소된 광불곡을 갖는 스캐닝 패턴에 상응하는 초점 매트릭스(S_{kl})의 입사(z_k, r_l) 초점 좌표들 및 요소들 중 적어도 하나를 받아들이는 단계;
- [0336] (920): 선결정된 역 트랜스퍼 매트릭스(T^{-1}) $_{ijk}$ 를 이용하여, 초점 매트릭스(S_{kl})의 입사(z_k, r_l) 초점 좌표들 또는 요소들에 상응하는 스캐너 매트릭스(C_{ij})의 (ζ_i, χ_j) 스캐너 좌표들 및 요소들 중 적어도 하나를 저장된 메모리로부터 산출하거나 호출하는 단계; 및
- [0337] (930): 산출된 (ζ_i, χ_j) 스캐너 좌표들에 상응하는 XY 스캐너(300) 및 Z 스캐너(450) 중 적어도 하나를 제어하고 초점 매트릭스(S_{kl})의 입사(z_k, r_l) 초점 좌표들 또는 요소들에 상응하는 초점을 스캔하는 단계.
- [0338] 이러한 컴퓨터화된 컨트롤러를 갖는 레이저 전달 시스템은 이러한 컨트롤러 없이 동일하거나 유사한 레이저 시스템에 대한 광불곡을 감소시킬 수 있다. 감소의 정도는 몇몇 구체예에서 10%만큼일 수 있고, 다른 구체예에서는 30%만큼일 수 있다.
- [0339] 감소된 광불곡은 Z 축에 대하여 평행하도록 의도된, 수차, 상면 만곡(field curvature), 배럴 왜곡(barrel distortion), 핀쿠션 왜곡(pincushion distortion), 구부러진 초점면(curved focal plane) 및 휨 스캐닝 라인(bent scanning line) 중 어떤 하나일 수 있다.
- [0340] 몇몇 실시에서, 컴퓨터화된 컨트롤러는 아마도, 상기에 설명된 특성들 중 어떤 것을 사용하여, 프리컴펜세이터(200), XY 스캐너(300), Z 스캐너(450) 및 오브젝티브(700)를 포함하는, 레이저 전달 시스템의 다른 블록들과 함께 이런 기능들을 수행한다.
- [0341] 가능하고 유사한 실시의 수는 광학 수차를 감소시키는 컴퓨터화된 제어의 원리에 따라, 꽤 크다. 예를 들어, 몇몇 구체예들에서 컴퓨터화된 컨트롤러는 임계 곡률 값 아래로 곡률을 갖는 초점면에 걸쳐 초점을 스캔할 수 있다. 몇몇 다른 실시에서 선결정된 형상을 갖는 표면은 컴퓨터화된 컨트롤러의 적절한 작동으로 스캔될 수 있다.
- [0342] 이런 문헌은 많은 세부사항을 포함하는 반면에, 이는 발명 또는 청구될 수 있는 것의 범위에 대한 제한이기는 본 발명의 특정한 구체예에 대한 특정한 특징의 설명으로서 구성되어야 한다. 분리된 구체예들의 문맥에서 본 문헌에서 설명된 특정한 특성은 또한 단일 구체예에서 조합으로 실시될 수 있다. 역으로, 단일 구체예의 문맥에서 설명된 다양한 특성들이 또한 어떤 보조조합 또는 분리된 다중의 구체예들에서 실시될 수 있다. 더욱이, 특징들이 특정한 조합으로 작용하고 심지어 이러한 바와 같이 초기에 청구된 바와 같이 상기에 설명되더라도, 청구된 조합으로부터 하나 이상의 특성이 몇몇 경우에 조합으로부터 삭제될 수 있고, 청구된 조합은 보조 조합의 변형 또는 보조 조합으로 지시될 수 있다.
- [0343] 많은 이미징 가이드된 레이저 수술 기술, 장치 및 시스템의 실시가 개시된다. 하지만, 설명된 실시의 변형 및 향상, 및 다른 실시가 설명된 것을 기초로 하여 구성될 수 있다.

도면

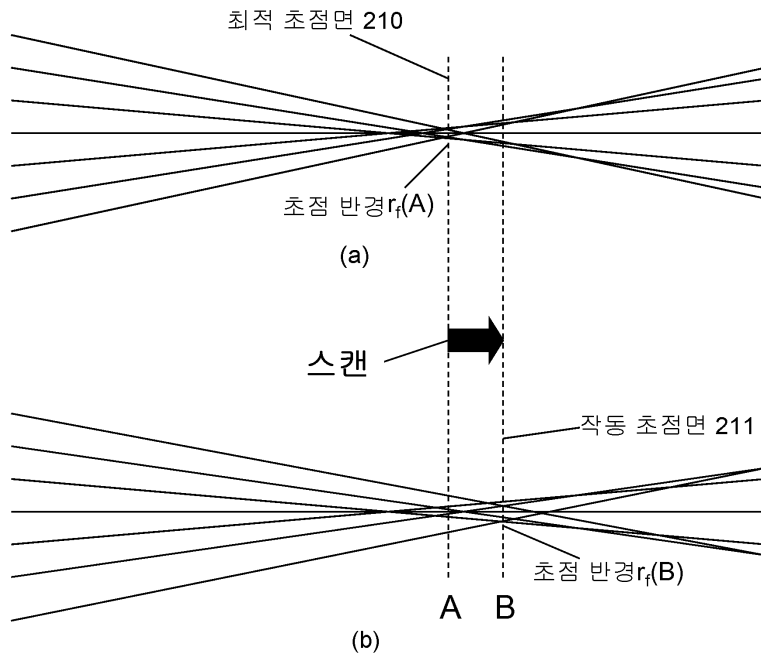
도면1



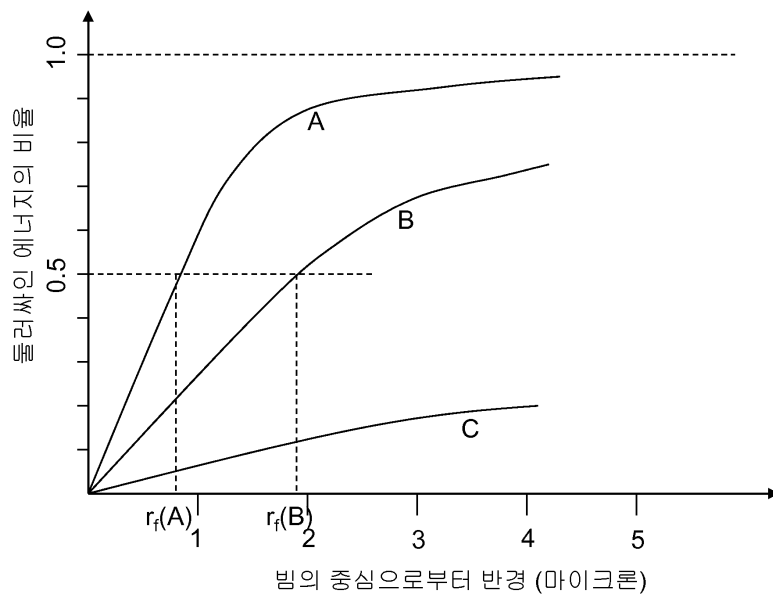
도면2



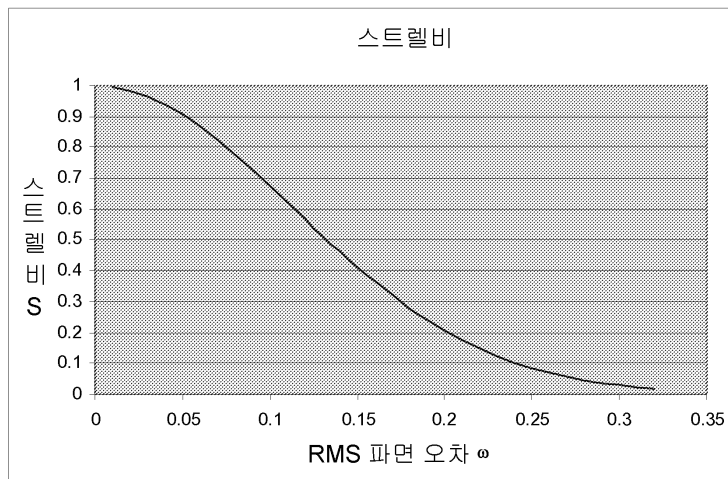
도면3



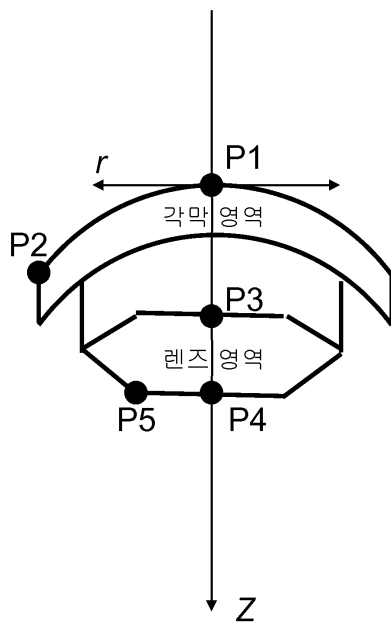
도면3c



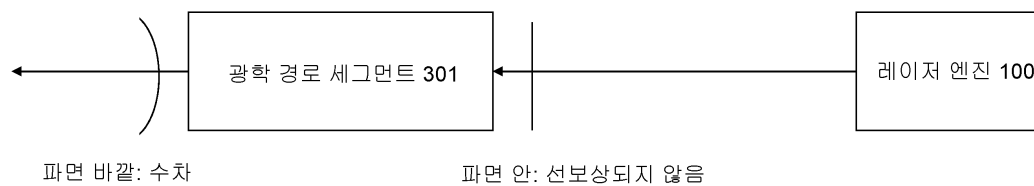
도면4



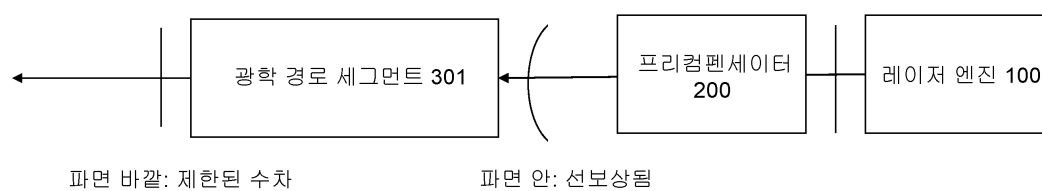
도면5



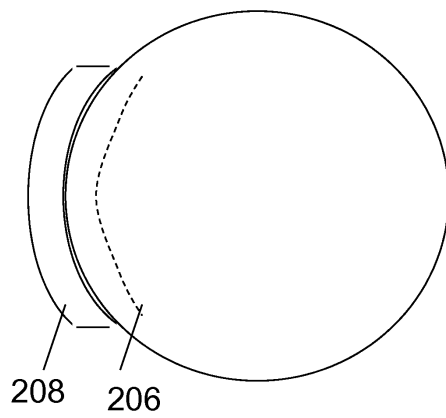
도면6a



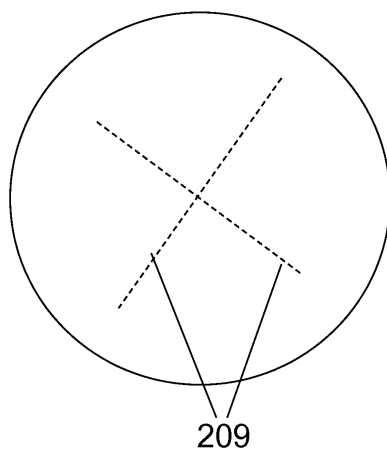
도면6b



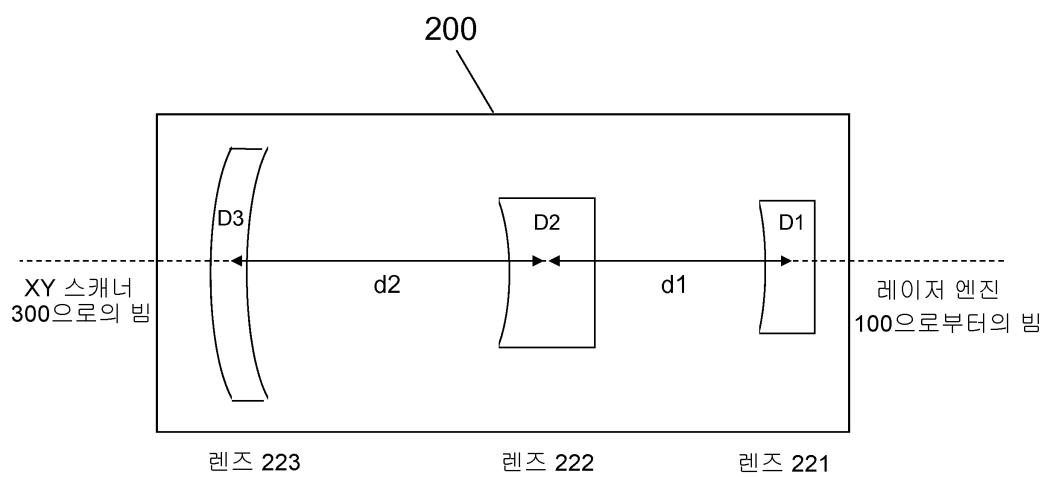
도면7a



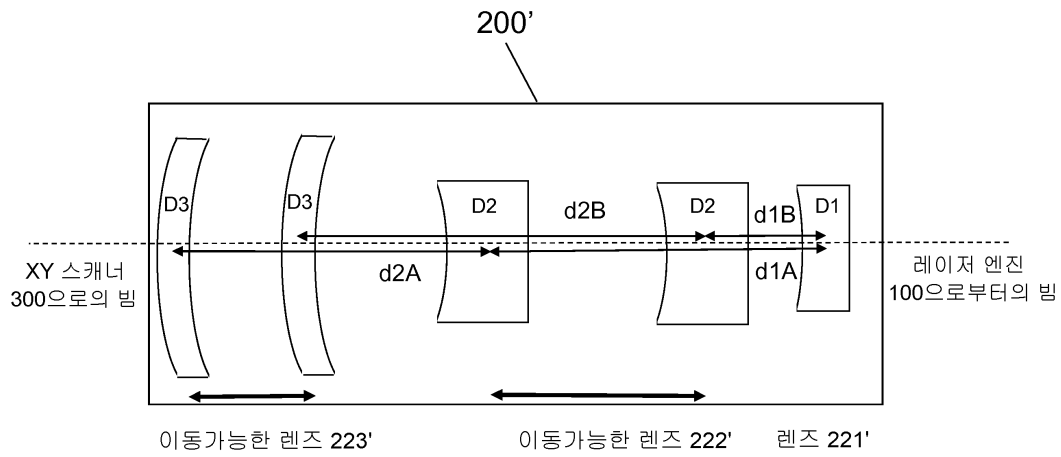
도면7b



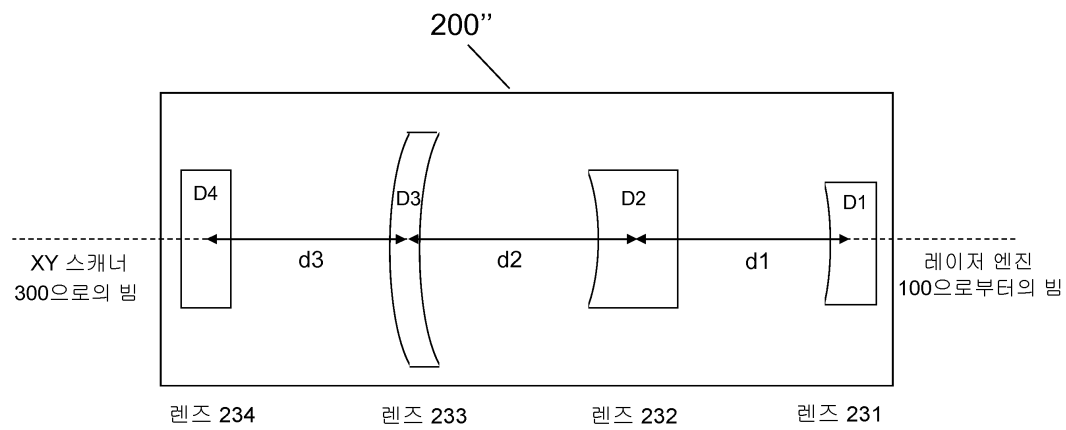
도면8a



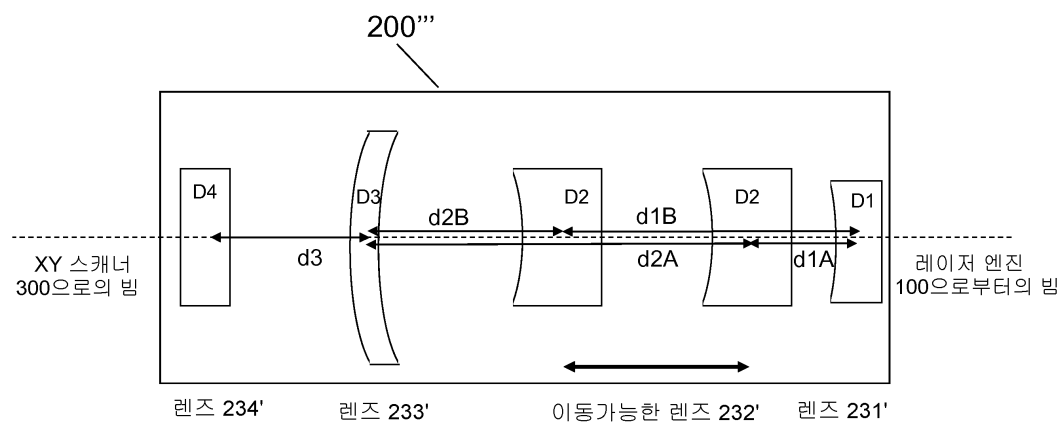
도면8b



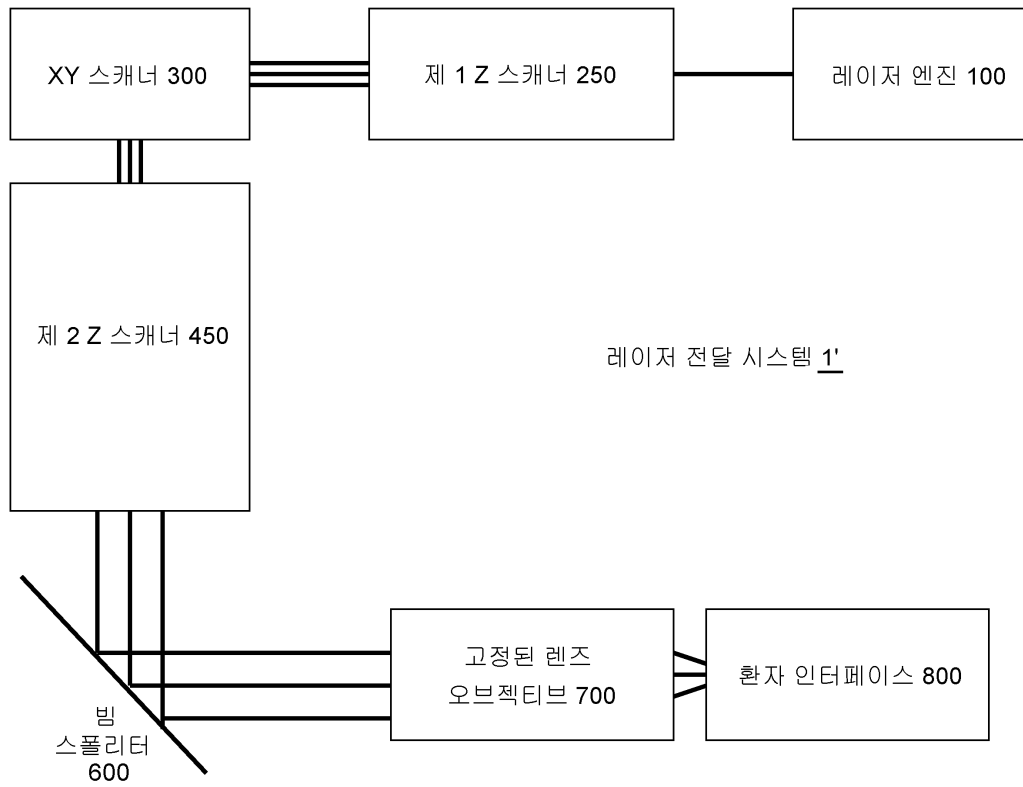
도면8c



도면8d



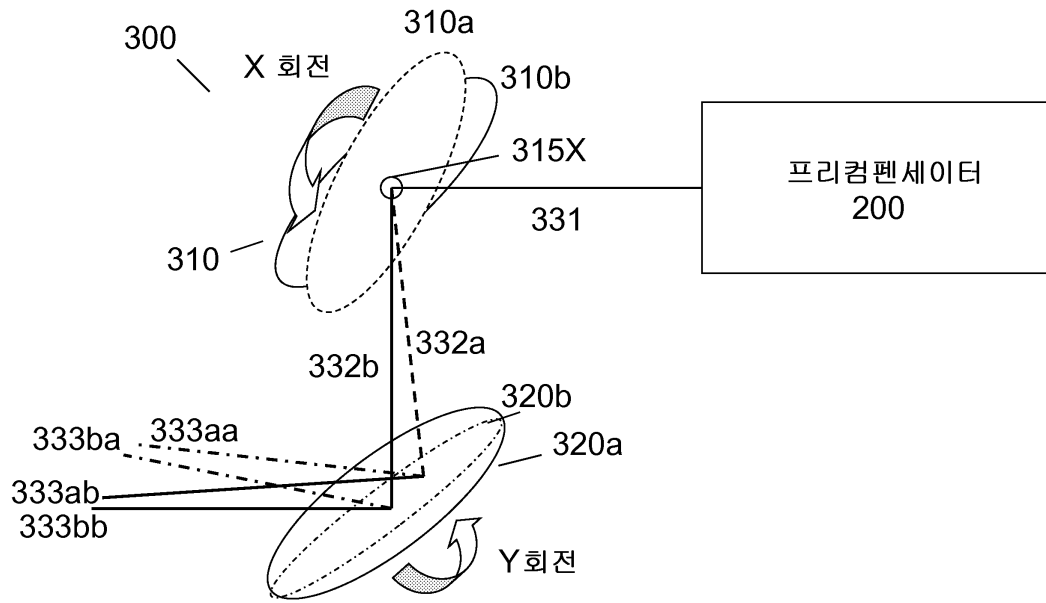
도면9



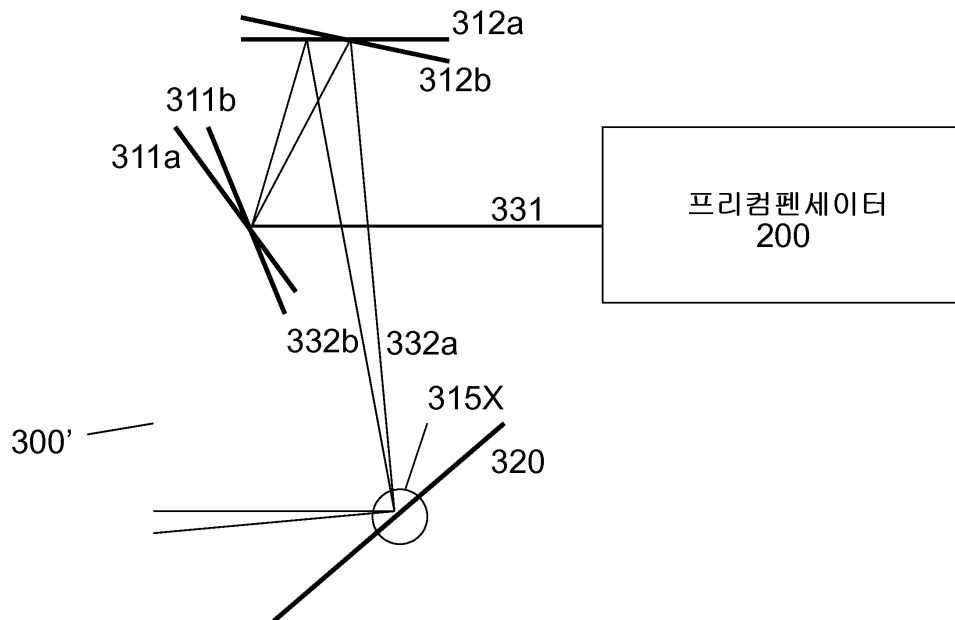
도면10

	0 NA 조절장치	XY 스캐너 앞의 1 NA 컨트롤러	XY 스캐너 뒤의 1 NA 컨트롤러	2 NA 컨트롤러들
O Z 깊이 스캐너 (고정된 Z 깊이)		XY 스캔동안에 NA 제어	XY 스캔동안에 NA 제어	XY 스캔동안에 NA 제어
XY 스캐너 앞의 1 Z 깊이 스캐너	Z 스캔	- Z 스캔 - NA 제어	- Z 스캔 - NA 제어	- Z 스캔 - NA 제어
XY 스캐너 뒤의 1 Z 깊이 스캐너	Z 스캔	- Z 스캔 - NA 제어	- Z 스캔 - NA 제어	- Z 스캔 - NA 제어
2 Z 깊이 스캐너들	2개 속도로 Z스캔	- 2개의 속도로 Z 스캔 -NA 제어	- 2개의 속도로 Z 스캔 -NA 제어	- 2개의 속도로 Z 스캔 -NA 제어

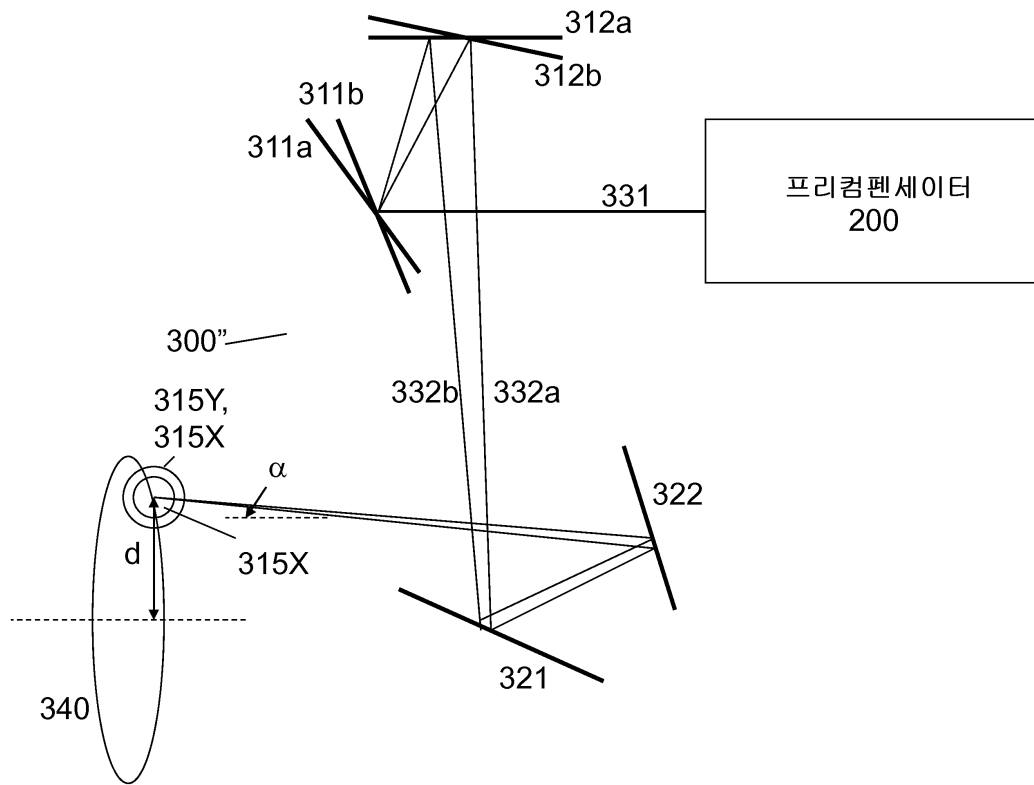
도면11a



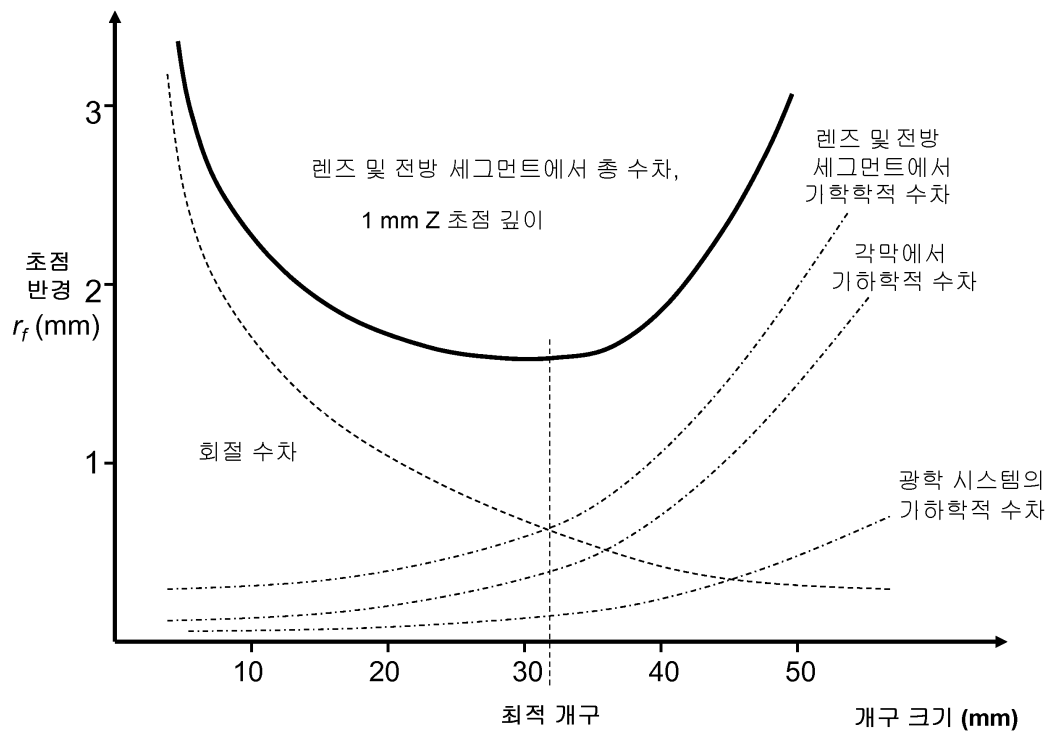
도면11b



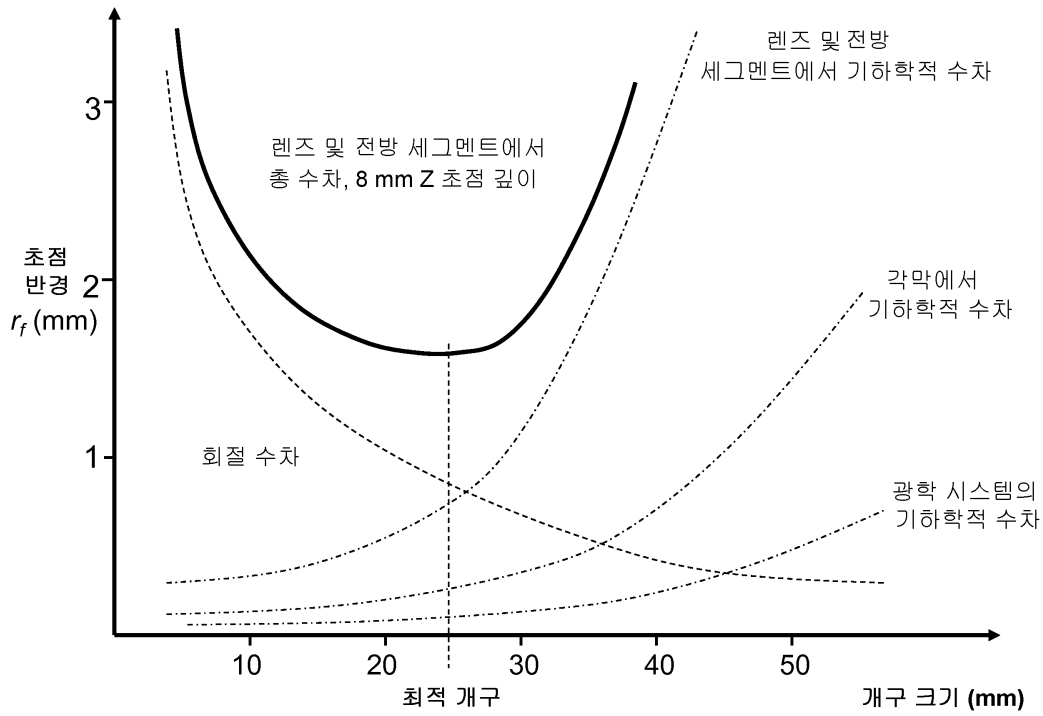
도면11c



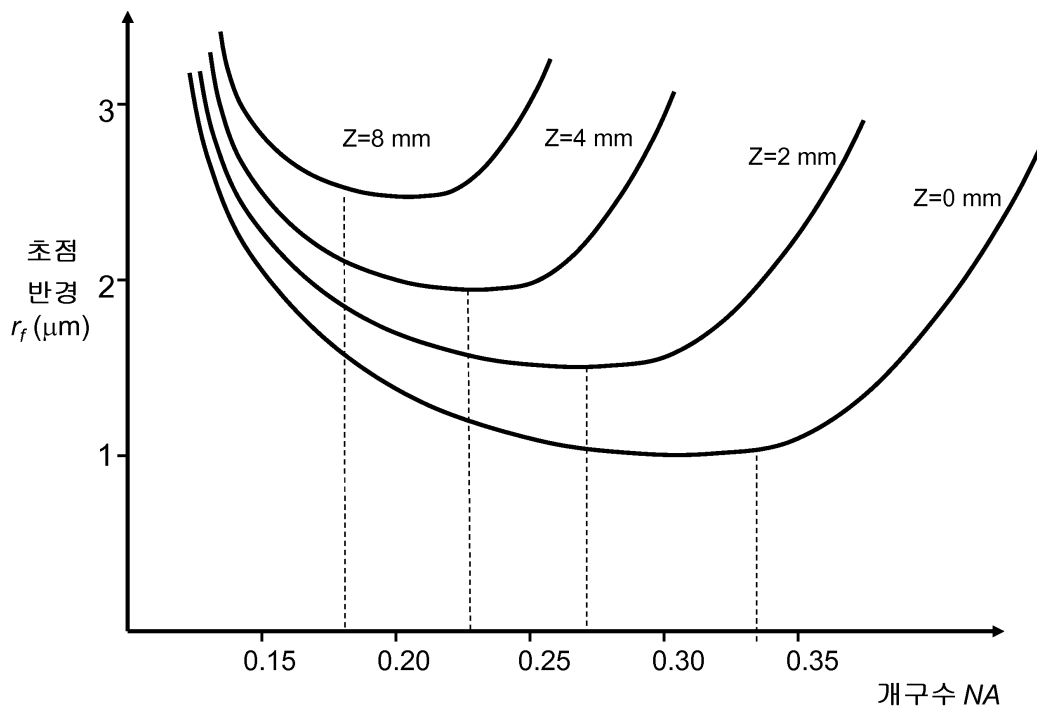
도면12a



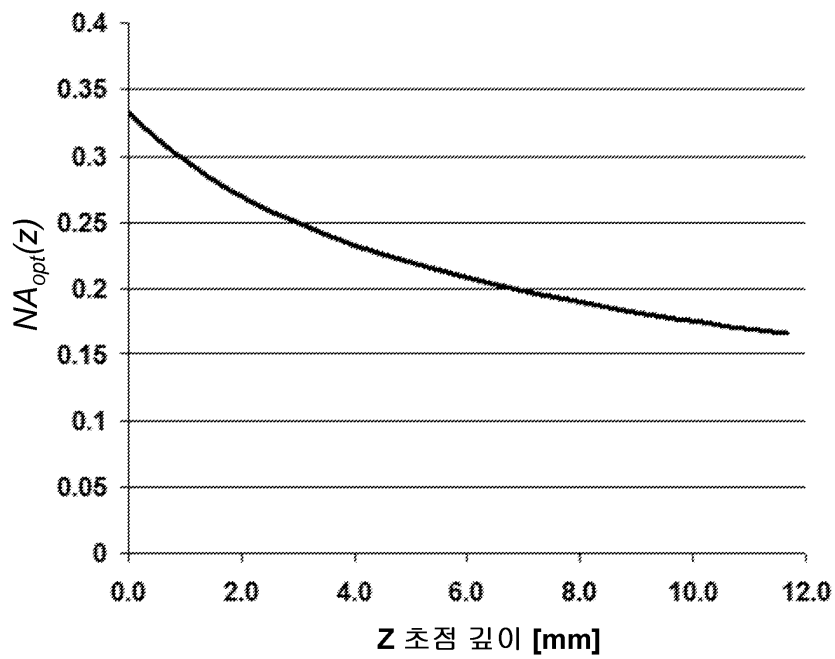
도면12b



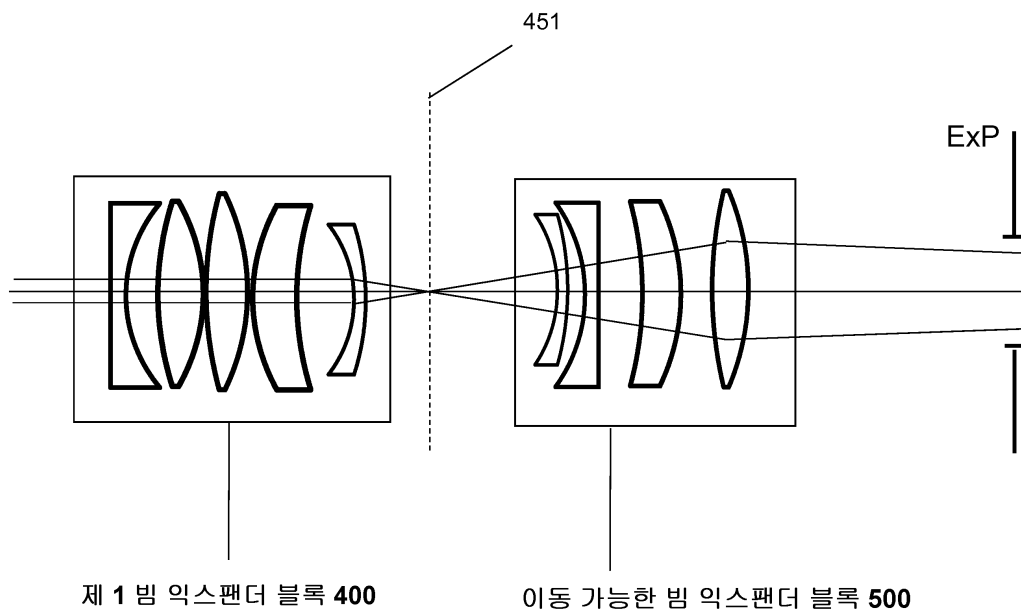
도면12c



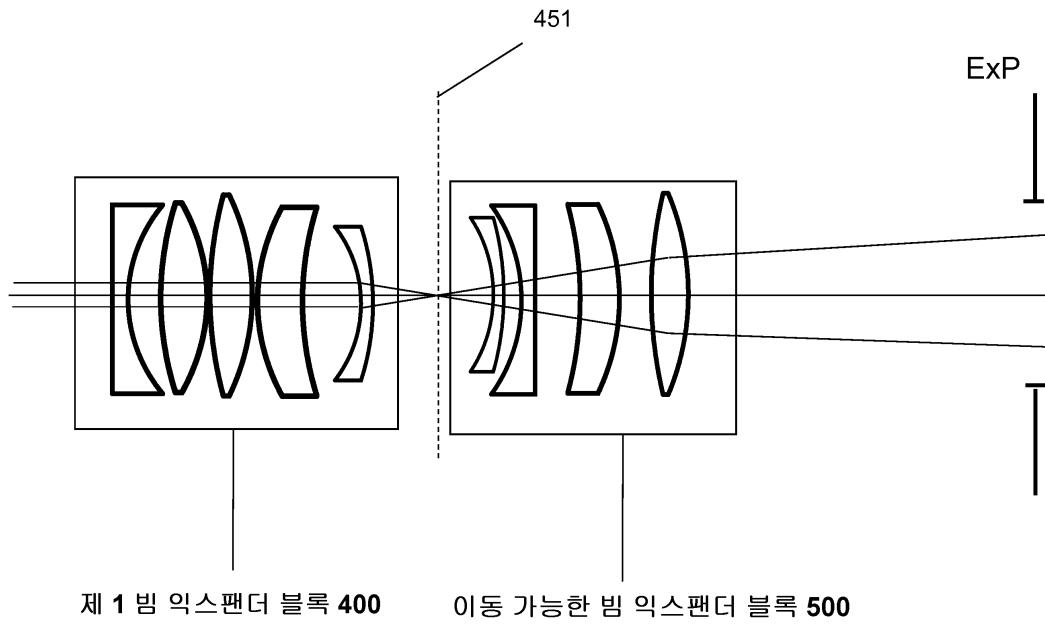
도면12d



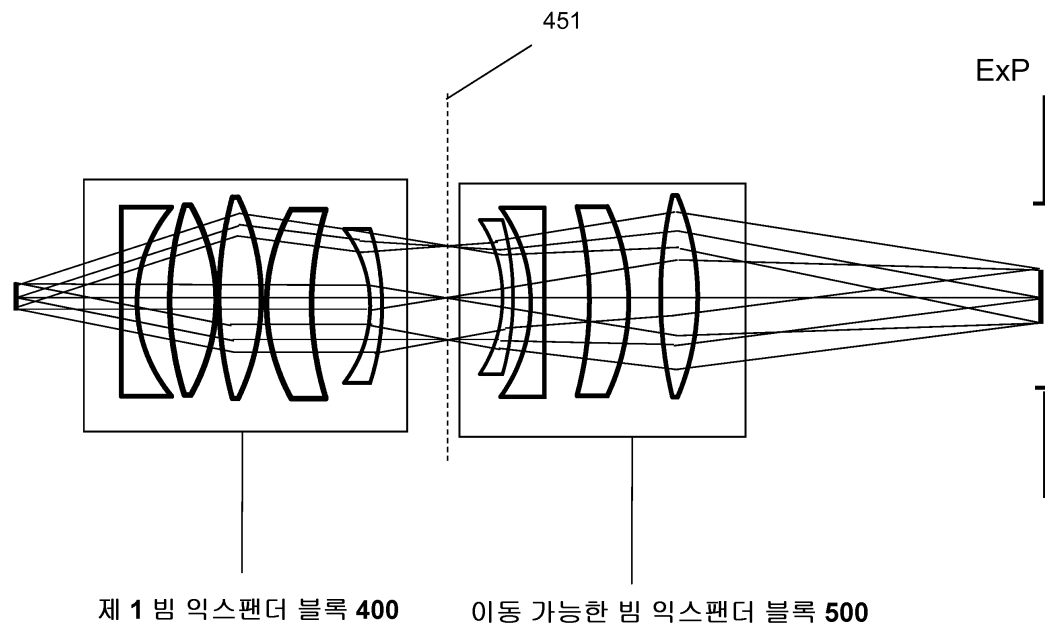
도면13a



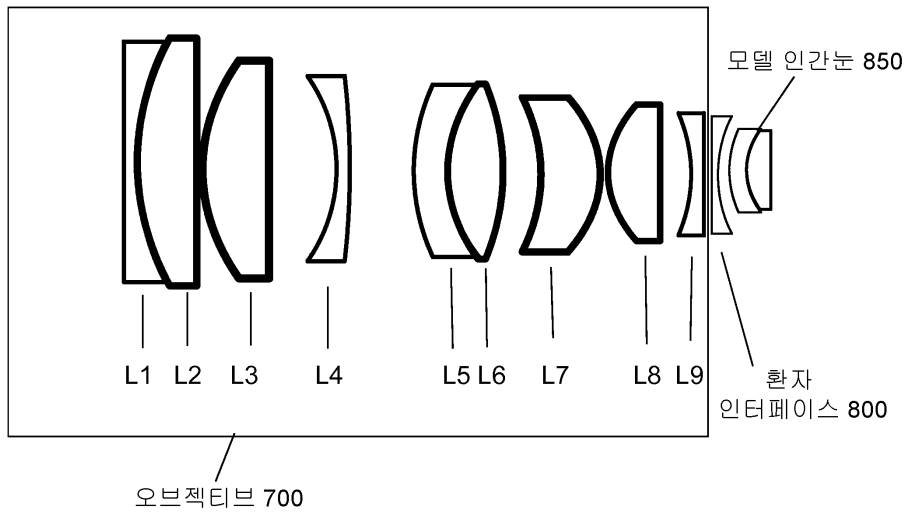
도면13b



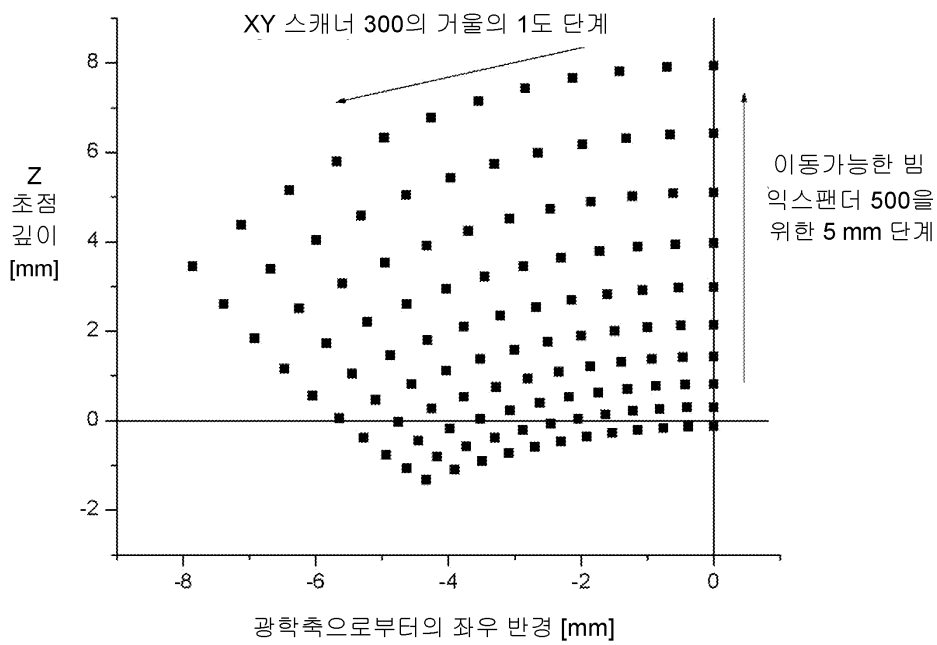
도면14



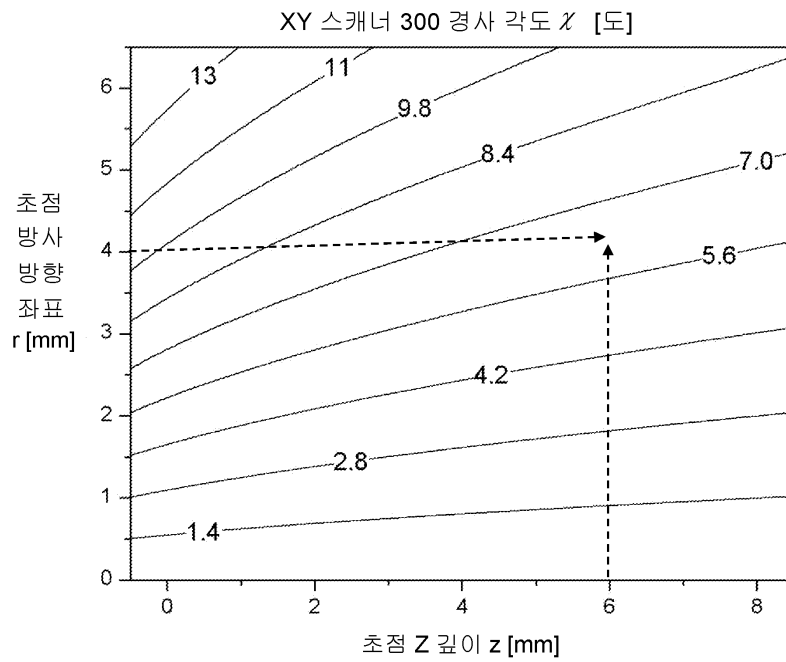
도면15



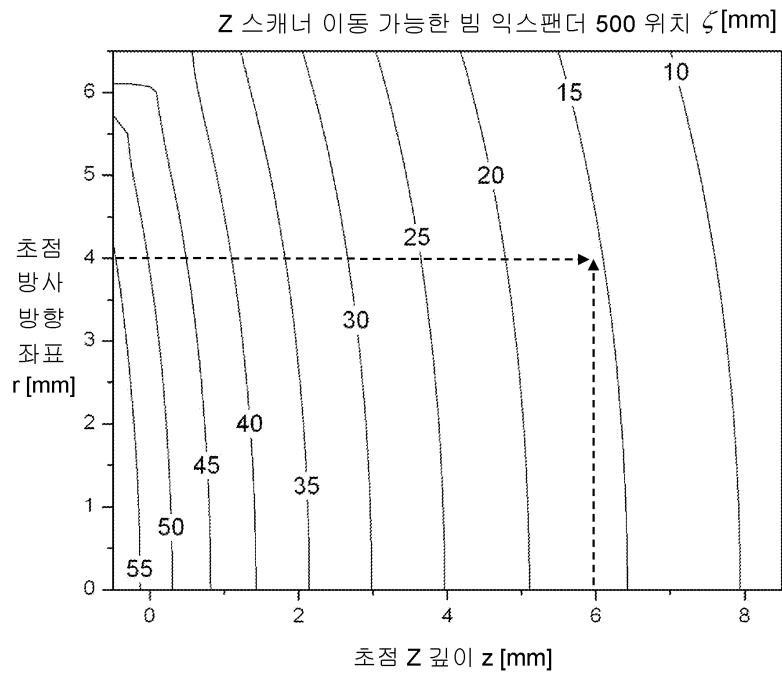
도면16



도면17



도면18



도면19

