



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2017년07월04일
(11) 등록번호 10-1753710
(24) 등록일자 2017년06월28일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61F 9/008 (2006.01) A61F 9/009 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61F 9/00825 (2013.01)
A61F 9/00827 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2016-7036332(분할)
(22) 출원일자(국제) 2011년10월10일
심사청구일자 2016년12월26일
(85) 번역문제출일자 2016년12월26일
(65) 공개번호 10-2017-0002692
(43) 공개일자 2017년01월06일
(62) 원출원 특허 10-2014-7012744
원출원일자(국제) 2011년10월10일
심사청구일자 2014년05월12일
(86) 국제출원번호 PCT/EP2011/005062
(87) 국제공개번호 WO 2013/053367
국제공개일자 2013년04월18일
(56) 선행기술조사문헌
CA2772138 A1*
US08491575 B2*
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
웨이브라이트 게엠베하
독일 에르란겐 암 울프스텐텔 5 (우 91058)
(72) 발명자
고르슈보스 클라우디아
독일 90411 뉘른베르크 엘젠스도르퍼 스트라쎄 39
보글러 클라우스
독일 90542 에스체나우/엑켄탈 괴테스트라쎄 13
도니츠키 크리스토프
독일 90542 에스체나우/엑켄탈 베에르마헤르 스트
라쎄 2
(74) 대리인
특허법인 남앤드남

전체 청구항 수 : 총 12 항

심사관 : 김성훈

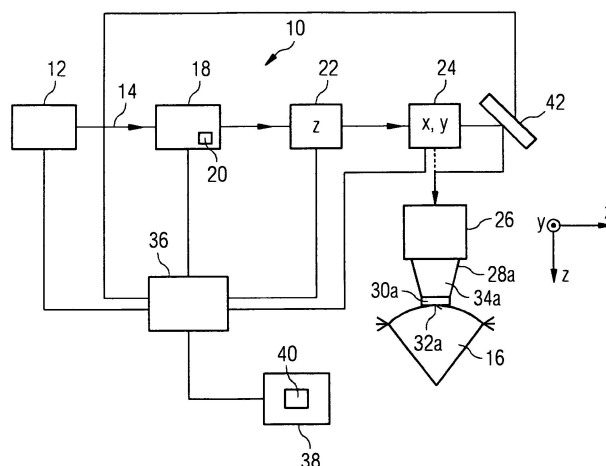
(54) 발명의 명칭 안과 수술용 시스템, 인터페이스 장치, 인터페이스 장치의 용도 및 방법

(57) 요약

본 발명은 눈-수술용 레이저 장치와 일련의 인터페이스 장치로 눈 수술을 위한 레이저 시스템에 관한 것이다. 본 발명은 또한 레이저 장치 그 자체, 일련의 인터페이스 장치 그 자체, 상기 인터페이스 장치의 사용 및 레이저-수술적 눈 치료에 대한 방법에 관한 것이다. 눈 수술에 대한 상기 레이저 시스템은 인간 눈 조직에 광과괴를 생성

(뒷면에 계속)

대표도 - 도1



하기에 맞춰진 조사 특성을 가진 펄스 집속 레이저 조사를 제공하기 위한 광학 요소와 절개 구역의 다양한 유형을 나타내는 다양한 제어 프로그램을 실행하기 위하여 구성되고 레이저 조사의 조사 초점의 위치를 제어하기 위한 제어 유닛을 구비하는 눈-수술용 레이저 장치, 및 일련의 인터페이스 장치를 포함하고, 상기 인터페이스 장치 각각은 치료되어야 할 눈에 접하기 위한 접합면을 구비하고 레이저 조사에 대하여 투명한 접촉 바디와 상기 레이저 장치의 대응-연결 부에 분리 가능하게 연결되기 위한 인터페이스 장치의 연결부를 포함하며, 상기 일련의 인터페이스 장치는 레이저 장치에서 제공되는 레이저 조사에 대한 상이한 광학 효과에 의해 달라진다.

(52) CPC특허분류

A61F 9/00836 (2013.01)

A61F 9/009 (2013.01)

A61F 2009/00863 (2013.01)

A61F 2009/0087 (2013.01)

A61F 2009/00872 (2013.01)

A61F 2009/00874 (2013.01)

A61F 2009/00876 (2013.01)

A61F 2009/00897 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

눈 수술용 레이저 시스템으로서,

인간 눈 조직 내의 광파괴(photodisruption)들의 생성에 매칭되는 조사 특성들을 갖는 펄스 집속(pulse-focused) 레이저 조사를 제공하기 위한 광학 요소들 — 상기 광학 요소들은 집속 광학장치(focusing optic)들을 포함하고, 상기 집속 광학장치들의 설정은 x-방향, y-방향 및 z-방향 중 적어도 하나에서 상기 레이저 조사의 초점 깊이의 범위를 정의함 —, 및

상기 레이저 조사의 조사 초점의 위치 제어를 위한 제어 유닛 — 상기 제어 유닛은 복수의 유형들의 절개 구역(incision figure)들을 나타내는 복수의 제어 프로그램들을 실행하기 위해 설계됨 —

을 구비하는 눈-수술용 레이저 장치; 및

한 세트의 인터페이스 디바이스들을 포함하고,

상기 인터페이스 디바이스들 각각은, 치료될 눈에 접하기 위한 접합 면을 갖는, 상기 레이저 조사에 투명한(transparent) 접촉 바디 및 상기 레이저 장치의 대응-연결 부분으로의 상기 인터페이스 디바이스의 분리 가능한 연결을 위한 연결 부분을 포함하고,

상기 한 세트의 인터페이스 디바이스들은 상기 레이저 장치에 제공되는 상기 레이저 조사에 대한 상이한 광학 효과에 의해 다르고,

상기 한 세트의 인터페이스 디바이스들 중 연결된 인터페이스 디바이스에 따라, 상기 집속 광학장치들의 설정을 변경하지 않고, 상기 x-방향, y-방향 및 z-방향 중 적어도 하나에서 상기 레이저 조사의 초점 깊이의 상이한 범위가 획득되는, 눈 수술용 레이저 시스템.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 인터페이스 디바이스들의 적어도 하나의 서브세트는 상기 접합 면에 대한 상기 조사 초점의 상이한 위치에 의해 다르거나; 또는

상기 인터페이스 디바이스들의 적어도 하나의 서브세트는 적어도 하나의 광학 경계 표면의 상이한 형상 또는 위치 중 적어도 하나에 의해 다르거나; 또는

상기 인터페이스 디바이스들의 적어도 하나의 서브세트는 광학 요소들의 상이한 개수에 의해 다르거나; 또는

상기 인터페이스 디바이스들 중 적어도 하나는 상기 눈과 상기 레이저 장치의 상기 집속 광학장치들에 연결되도록 설계되는 압평 콘(applanation cone)을 포함하는, 눈 수술용 레이저 시스템.

청구항 3

제 1 항 또는 제 2 항에 있어서,

상기 레이저 장치는 상기 레이저 조사의 진행 방향으로 상기 레이저 장치의 상기 집속 광학장치들의 상류(upstream)에 배치되는 적응형(adaptive) 광학 요소를 더 포함하는, 눈 수술용 레이저 시스템.

청구항 4

제 3 항에 있어서,

상기 적응형 광학 요소는 적응형 거울 또는 광-투과성 적응형 시스템을 포함하는, 눈 수술용 레이저 시스템.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 인터페이스 디바이스들 중 적어도 하나는 코딩/코드를 포함하고,

상기 레이저 장치는 상기 코딩/코드를 인식하고 그리고 상기 제어 유닛에서 연관된 제어 프로그램을 호출(call)하도록 구성되는, 눈 수술용 레이저 시스템.

청구항 6

눈 수술용 레이저 장치에서 사용하기 위한 한 세트의 인터페이스 디바이스들로서,

상기 인터페이스 디바이스들 각각은, 치료될 눈에 접하기 위한 접합 면을 갖는, 상기 레이저 장치의 레이저 조사에 투명한 접촉 바디 및 상기 레이저 장치의 대응-연결 부분으로의 상기 인터페이스 디바이스의 분리 가능한 연결을 위한 연결 부분을 포함하고,

상기 인터페이스 디바이스들은,

상기 접합 면에 대한 상기 레이저 조사의 조사 초점의 상이한 위치,

적어도 하나의 광학 경계 표면의 상이한 형상 또는 위치 중 적어도 하나, 또는

광학 요소들의 상이한 개수

중 적어도 하나에 의해 다르고,

상기 한 세트의 인터페이스 디바이스들의 인터페이스 디바이스에 따라, 상기 레이저 장치의 집속 광학장치들의 설정을 변경하지 않고, x-방향, y-방향 및 z-방향 중 적어도 하나에서 상기 레이저 조사의 초점 깊이의 상이한 범위가 획득가능한, 눈 수술용 레이저 장치에서 사용하기 위한 한 세트의 인터페이스 디바이스들.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 인터페이스 디바이스들 중 적어도 하나는 상기 눈에 접하기 위한 평면 접합 면을 갖는 평면 접촉 렌즈를 포함하고, 상기 접합 면의 반대편에 위치한 면은 상기 접합 면에 대하여 평면으로 평행하도록(plane-parallel) 적응되는, 눈 수술용 레이저 장치에서 사용하기 위한 한 세트의 인터페이스 디바이스들.

청구항 8

제 6 항 또는 제 7 항에 있어서,

상기 인터페이스 디바이스들 중 적어도 하나는 광학 보조 요소를 포함하는, 눈 수술용 레이저 장치에서 사용하기 위한 한 세트의 인터페이스 디바이스들.

청구항 9

제 8 항에 있어서,

상기 광학 보조 요소는, 상기 접촉 렌즈로부터 멀어지도록 향하는 면은 볼록한 형상 또는 평면의 형상으로 형성되고 상기 접촉 렌즈를 향하여 마주하는 면은 오목하게 형성되도록, 상기 인터페이스 디바이스에 배치되는, 눈 수술용 레이저 장치에서 사용하기 위한 한 세트의 인터페이스 디바이스들.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 접촉 렌즈를 향하여 마주하는 면 또는 상기 접촉 렌즈로부터 멀어지도록 향하는 면 중 적어도 하나는 자유형상 표면으로 형성되는, 눈 수술용 레이저 장치에서 사용하기 위한 한 세트의 인터페이스 디바이스들.

청구항 11

제 6 항에 있어서,

상기 인터페이스 디바이스들 중 적어도 하나는 상기 눈에 접하기 위한 오목한 접합 면을 갖는 오목-오목

(concavo-concave) 접촉 렌즈를 포함하고, 상기 접합 면의 반대편에 위치한 면은 오목하게 형성되거나; 또는 상기 인터페이스 디바이스들 중 적어도 하나는 상기 눈에 접하기 위한 오목한 접합 면을 갖는 오목-볼록(concavo-convex) 또는 오목-평면(concavo-planar) 접촉 렌즈를 포함하고, 상기 접합 면의 반대편에 위치한 면은 볼록한 형상 또는 평면의 형상으로 형성되는, 눈 수술용 레이저 장치에서 사용하기 위한 한 세트의 인터페이스 디바이스들.

청구항 12

제 11 항에 있어서,

상기 접합 면 또는 상기 접합 면의 반대편에 위치한 면 중 적어도 하나는 자유 형상 표면으로 형성되는, 눈 수술용 레이저 장치에서 사용하기 위한 한 세트의 인터페이스 디바이스들.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 일반적으로 인간 눈에 대한 레이저 수술 치료에 관한 것이다. 특히, 본 발명은 단일의 동일한 눈-수술용 레이저 장치에 의해 인간 눈에 대한 다양한 형식의 치료의 적용에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 각막 조직 또는 인간 눈의 다른 조직 부분에 절개를 생성하기 위한 집속 펄스 레이저 조사의 사용이 한동안 인간 안과학에서 집중 연구의 주제가 되어 왔다. 또한, 이러한 유형의 레이저 조사로 절개 생성 기능을 제공하는 기구들이 이미 시중에 출시되어 있다. 통상 이와 관련하여, 펨토초(femtosecond) 범위 내의 펄스 지속 시간을 가지는 초단 펄스 레이저 조사가 수술에 사용된다. 그러나, 본 발명은 이에 제한되지 않으며, 각막 눈 조직에 절개의 생성은 더 짧거나 긴 펄스 지속 시간 내에서도 가능하도록 확장되고, 이도 마찬가지로 본 발명에 포함된다. 예를 들면, 펄스 지속 시간은 아토초(attosecond) 범위 또는 한 자리, 두 자리 또는 세 자리의 피코초(picosecond) 범위를 가진다.

[0003] 펄스 레이저 조사에 의한 절개 생성 과정 중에 이용되는 물리적 효과는 소위 광파괴(photodisruption)를 발생시키는 일명 레이저 유도 광학 돌파인데, 상기 광파괴의 크기는 조사의 웨이스트 포인트(waist point)에서 대략 조사 초점 범위로 한정된다. 이러한 다수의 광파괴를 나란히 배치한 결과로서 다양하고 비교적 복잡한 절개 구역들(incision figures)을 눈 조직에 생성할 수 있다.

[0004] 펄스 레이저 조사에 의한 절개 생성의 예증적인 적용은 소위 라식(LASIK, laser in-situ keratomileusis)이다. 일반적으로, 굴절 수술로 분류되는 수술 절차에 있어서, 즉 눈의 결함 있는 결상 특성을 제거하거나 적어도 향상시키는 것을 목적으로 하는 수술 절차에 있어서, 우선, 인간의 각막은 수평으로(기대있는 환자의 관점에서 수평으로) 절개되고, 이에 의해 옆으로 젖힐 수 있는 작은 커버(일반적으로, 전문 분야에서 플랩(flap)이라 불림)을 생성되게 된다. 상기 플랩을 옆으로 젖힌 후, 노출된 각막의 기질에서, 소위 절제(ablation)가 레이저 조사(예컨대, 193nm의 파장을 갖는 엑시머(excimer) 조사)에 의해 실시된다. 즉, 기질 조직은 환자에 대하여 미리 계산된 적절한 절제 프로파일에 따라 제거된다. 이후, 상기 작은 커버(플랩)를 닫고, 치료 과정은 비교적 무통이면서 빠르게 진행된다. 이러한 조치 후에 각막은 다른 결상 특성을 가지고, 그 결과로서 이전의 시각 장애가 거의 대부분의 완전한 제거가 최선의 경우로서 이루어진다.

[0005] 종래 기술에서의 '고전적(classical)' 수술 절차(기계적 초정밀 각막 절삭기)에 대한 대안으로서, 플랩의 절개는 레이저 기술을 사용함으로써 구현될 수도 있다. 이를 위한 기존의 개념하에서는, 흔히, 레이저 조사에 대하여 투명한 접촉 요소의 편평한 접합 면의 접합부(abutment)에 의해 각막의 전방면의 압평(편평하게 함)을 제공하며, 그 다음에, 상기 플랩은 일정한 깊이에 위치한 절개 층(bed incision)과 상기 절개 층에서 각막의 표면까지 연장된 측면 절개에 의해 생성된다. 각막을 편평하게 하면 절개 층을 2차원적 절개로 수행될 수 있는데, 이를 위해서는 조사 초점의 위치를 레이저 조사의 진행 방향(이 방향은 종래의 표기법에 따라, z-방향으로 지시됨)에서 제어할 필요는 없이, 조사의 진행 방향에 수직인 평면(종래의 표기법에 따라 x-y평면으로 나타냄) 상에서만 위치 제어하는 것이 필요하다. 만약, z-방향에 대한 조사 초점의 위치 제어가 실행되는 경우, 예를 들어, 본 출원인에 의한 특허출원인 EP 1 837 696호에 개시된 것과 같이, 액상 렌즈의 도우에 의해 이루어질 수 있다. 이러한 관점에서, 상기 유럽 특허 공개 공보를 참조하는데, 그 내용은 본 출원서에 통합된다.

일반적으로, 조사 초점의 위치 제어는 본 출원인에 의한 특허 출원인 EP 2 111 831호와 WO 2010/142311호에 개시되어 있고, 그 내용은 본 출원서에 통합된다.

[0006] 펄스 레이저 조사에 의해 각막에 절개가 생성되는 수술의 또 다른 형태는 레이저-보조 각막 조직편 추출이다. 이러한 경우에, 각막의 기질 내에서, 조직 부피-예를 들면, 작은 디스크 형상을 가짐-는 자유롭게 잘려지고, 이후 보조 절개를 통하여 눈으로부터 추출될 수 있다. 증상(예를 들면, 근시, 원시)에 따라, 제거되어야 할 조직편은 형상이 달라질 수 있다. 조직편을 자유롭게 잘라내기 위하여, 지금까지의 절차는 우선적으로 조직편의 밑면(조직편의 후방면)을 경계 짓는 하부 절개와 조직편의 위쪽(조직편의 전방면)을 경계 짓는 상부 절개가 각막에 생성되는 방식으로 진행되었고, 양 절개는 3차원적으로 생성되며 각각은 조사 초점의 z-제어를 필요로 한다. 양 절개에 대하여, 조사 초점은, 예를 들어, 구불구불한 스캔 경로를 따라 이동하고, 이에 의해 상기 구불구불한 스캔 경로의 각각의 점에서 조사 초점의 z-위치는 문제의 절개의 위치를 설정한다. 구불구불한 스캔 경로를 스캔하는 동안, 반복해서, z-방향에서 조사 초점을 조정할 필요가 있고, 이러한 연유로 특정 상황하에서 조사 펄스로부터 조사 펄스까지 연속적으로 조정할 필요가 있다.

[0007] 유사한 절차가, 각막 이식술 절개의 경우, 즉 감염되거나 손상된 각막 조직의 일부 또는 기증자로부터 나온 기증자 눈의 각막 조직의 일부가 절개에 의해 자유롭게 절단되고 이식되는 경우에, 레이저 기술을 이용하는 것이 주목될 수 있다. 이와 관련하여 특히 언급할 것은 내피와 상피 각막 이식술 절개이다. 각막의 이식술의 경우에, 필요한 각막 이식술 절개는 흔히 매우 복잡할 수 있다. 만약, 단일의 구불구불한 스캔 경로로 3차원적 절개를 생성하려고 시도한다면, 비교적 빈번한 조사 초점의 z-조정을 해야 한다.

[0008] 조사 초점의 x-y 조정성의 관점에서, 충분히 빠른 스캐너, 예를 들면 전류에 의해 조정되는 스캐너 거울로 작동되는 스캐너를 이용 가능하다. 반면에, 이용 가능한 z-스캐너-즉, z-방향에서 초점의 변위를 가능하게 하는 스캐너-는 흔히 전류에 의한 거울 스캐너와 비교하여 느리다. 생성될 절개의 형상의 복잡도에 따라, 즉 절개를 형성하는 표면을 지날 때, 실행되어야 할 z-초점 변위의 양에 따라 절개의 생성을 위하여 필요한 주기와 이에 따른 작동의 전체 시간은 바람직하지 않게 길어질 수 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0009] 따라서, 본 발명의 하나의 목적은 눈-수술용 레이저 장치를 구비한 레이저 시스템, 레이저 장치 그 자체 및 눈-수술용 레이저 장치에 사용되는 일련의 인터페이스 장치를 제공하는 것이고, 이에 의해 다양한 유형의 치료가 동일한 눈-수술용 기기를 가지고 수행될 수 있다. 또한, 본 발명의 하나의 목적은 동일한 눈-수술용 레이저 장치에 의해 다양한 치료 형태의 레이저-수술용 눈 치료에 대한 적절한 절차를 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0010] 이러한 목적은 독립 청구항의 주요 특징에 의해 달성될 수 있다. 예증적인 실시예들은 종속항에 기재되어 있다.

[0011] 다음에서, '인터페이스 장치', '인터페이스 유닛', '환자 인터페이스', '환자 어댑터' 및 '눈 인터페이스'라는 용어는 혼용되어 사용될 것이고, 동일한 의미로 해석되어야 할 것이다.

[0012] 본 발명의 제1 태양에 따르면, 눈 수술을 위한 본 발명에 관한 레이저 시스템은 눈-수술용 레이저 장치와 일련의 인터페이스 장치(환자/눈 인터페이스)를 포함한다. 눈-수술용 레이저 장치는 인간 눈 조직에 광파괴를 생성하기에 적합한 조사 특성을 갖는 펄스 집속 레이저 조사를 제공하기 위한 광학 요소와 레이저 조사의 조사 초점의 위치 제어를 위한 제어 유닛을 포함한다. 상기 제어 유닛은 다양한 유형의 절개 구역을 나타내는 다양한 제어 프로그램을 실행하도록 구성된다. 일련의 인터페이스 장치 각각은 치료되어야 할 눈에 접하기 위한 접합면을 구비하고 레이저 조사에 대하여 투명한 접촉 바디와 레이저 장치의 대응-연결 부에 분리 가능하게 연결되기 위한 인터페이스 장치(환자 인터페이스) 연결부를 포함하고, 상기 일련의 인터페이스 장치는 레이저 장치에 제공되는 레이저 조사, 예를 들면, 레이저 장치로부터 나오는 레이저 조사에 대한 다양한 광학 효과에 의해 달라진다.

[0013] 적어도 인터페이스 장치의 서브세트는 접합면에 대한 조사 초점의 위치에 대한 영향을 달리하게 할 수 있다.

[0014] 상이한 광학 효과는, 예를 들면, 대응-연결 부에 하나의 인터페이스 장치를 연결함에 따라, 단일의 동일한 레이저 장치의 경우에 접합면에 대한 레이저 조사의 초점이 눈의 서로 다른 위치에 위치(즉, 서로 다른 초점의 위치)하게 하여 실시된다. 예를 들면, 연결된 인터페이스 장치에 따라 초점 위치(초점의 위치)는 눈의 각막, 눈

의 수정체 또는 눈의 서로 다른 내부 또는 위에, 예를 들면, 눈의 홍채 각막 각에 위치하게 할 수 있다. 예를 들면, 제1 인터페이스 장치의 연결의 경우, 초점의 위치(즉, 접합면에 대하여 z-방향으로 눈 내부에 초점이 얼마나 깊이 위치하는가)는 250 μ m 에서 350 μ m 사이이고, 특히 280 μ m 에서 320 μ m사이이며, 바람직하게는 300 μ m인 것을 고려해 볼 수 있다. 이러한 인터페이스 장치는 눈-수술용 레이저 장치에 의해 각막을 가공하기 위한 수술적 적용에 적합할 것이다. 이와 마찬가지로, 제2 인터페이스 장치의 연결의 경우, 초점 위치는, 예를 들면, 인터페이스 장치의 접촉 렌즈의 아래로부터 4mm에서 6mm 사이에 놓이는 것을 고려해 볼 수 있으며, 특히 4.5mm에서 5.5mm일 수 있고, 바람직하게는 5mm이다. 이러한 인터페이스 장치는 눈-수술용 레이저 장치에 의해 수정체를 가공하기 위한 수술적 적용에 적합할 것이다.

[0015] 상이한 광학 효과는 연결된 인터페이스 장치에 따라, 추가적으로 z-방향으로의 다양한 범위 조정(즉, 초점 깊이의 다양한 범위)이 가능하거나 단일의 동일한 레이저 장치로 설정하여 실시된다. 예를 들면, 연결된 인터페이스 장치에 따라, 초점 깊이의 범위는 눈의 각막의 가공, 눈 수정체의 가공 또는 눈의 내부 또는 위에 다른 지점의 가공에 맞춰질 수 있거나 맞출 수 있다. 예를 들면, 초점 깊이의 범위(즉, 단일의 동일한 레이저 장치의 z-방향으로 z-스캐너에 의해 초점이 얼마나 멀리 조정될 수 있는가)는 제1 인터페이스 장치가 연결된 경우에 1mm와 1.4mm 사이일 수 있고, 특히 1.1mm와 1.3mm 사이, 바람직하게는 1.2mm일 수 있다. 이러한 인터페이스 장치는 눈-수술용 레이저 장치에 의해 각막의 가공을 위한 수술적 적용에 적합할 것이다. 이와 유사하게, 제2 인터페이스 장치가 연결된 경우에, 초점 깊이의 범위는 8mm와 16mm 사이에 놓일 수 있고, 특히 10mm와 14mm 사이, 바람직하게는 12mm일 수 있다. 이러한 인터페이스 장치는 눈-수술용 레이저 장치에 의해 수정체 가공을 위한 수술적 적용에 적합할 것이다. 개별적인 적용에 필요한 초점의 깊이 값은, 예를 들어, z-스캐너와 환자 인터페이스에 의해 설정될 수 있다.

[0016] 상이한 광학 효과는, 연결된 인터페이스 장치에 따라, 초점의 상이한 스팟 직경이 단일의 동일한 레이저 장치에 의해 얻어지도록 실시된다. 예를 들면, 연결된 인터페이스 장치에 따라, 초점의 스팟 직경은 눈의 각막의 가공, 눈의 수정체의 가공 또는 눈의 내부 또는 위에 또 다른 지점의 가공에 맞춰질 수 있다. 예를 들면, 제1 인터페이스 장치를 연결한 경우, 스팟 직경은 1 μ m와 6 μ m 사이에 놓일 수 있고, 특히 2 μ m와 5 μ m 사이 및 바람직하게는 3 μ m와 5 μ m 사이에 놓일 수 있다. 이러한 인터페이스 장치는 눈-수술용 레이저 장치에 의해 각막을 가공하기 위한 수술적 적용에 적합할 수 있다. 이와 유사하게, 제2 인터페이스 장치를 연결한 경우에, 스팟 직경은 3 μ m와 14 μ m 사이에 놓일 수 있으며, 특히 4 μ m와 12 μ m 사이, 바람직하게는 5 μ m와 10 μ m 사이에 놓일 수 있다. 이러한 인터페이스 장치는 눈-수술용 레이저 장치에 의해 수정체를 가공하기 위한 수술적 적용에 적합할 수 있다.

[0017] 또한, 상이한 광학 효과는, 연결된 인터페이스 장치에 따라 상이한 스캔-필드 직경(즉, x-y 방향/평면에서 레이저 빔에 의해 조사될 수 있는 영역의 상이한 직경)은 단일의 동일한 레이저 장치로 획득될 수 있다는 사실에서 파생된다. 예를 들면, 연결된 인터페이스 장치에 따라, 스캔-필드 직경은 눈의 각막의 가공, 눈의 수정체의 가공 또는 눈의 내부 또는 위에 다른 지점의 가공에 맞춰질 수 있다. 예를 들면, 제1 인터페이스 장치가 연결된 경우 스캔-필드 직경은 9mm와 15mm사이에 놓일 수 있으며, 특히 11mm와 13mm사이, 바람직하게는 12mm에 달할 수 있다. 이러한 인터페이스 장치는 눈-수술용 레이저 장치에 의해 각막을 가공하기 위한 수술적 적용에 적합할 수 있다. 이와 유사하게, 제2 인터페이스 장치가 연결된 경우에 스캔-필드 직경은 5mm와 9mm사이에 놓일 수 있고, 특히 6mm와 8mm사이, 바람직하게는 7mm에 달할 수 있다. 이러한 인터페이스 장치는 눈-수술용 레이저 장치에 의해 수정체를 가공하기 위한 수술적 적용에 적합할 수 있다.

[0018] 레이저 장치에서 제공되는 레이저 조사에 대한 상이한 광학 효과는 바람직하게는 작고 적어도 거의 동등하게 초점이 큰 눈 안의 모든 가공 영역에 나타난다는 결과를 나타낸다. 특히, 이는 양호하게 조정되는 초점, 레이저 조사의 낮은 펄스 에너지를 사용하는 결과 및/또는 환자에게 약간의 부담을 주게 된다.

[0019] 또한, 적어도 인터페이스 장치의 서브세트는 적어도 하나의 광학 경계 표면의 상이한 형상 및/또는 위치에 의해 달라질 수 있다. 상기 광학 경계 표면은, 예를 들어, 보통 눈에 접하여 작용하는 인터페이스 장치에 대응하여 존재하는 접촉 렌즈의 면일 수 있다. 또한, 광학 경계 표면은 접촉 렌즈뿐만 아니라 인터페이스 장치에 존재하는 광학 보조 요소의 면으로 구성될 수 있다. 따라서, 적어도 인터페이스 장치의 서브세트는 복수의 상이한 광학 요소에 의해 달라질 수 있다. 이러한 광학 요소들은, 예를 들면, 눈에 대하여 접하는 접촉 렌즈 또는 광학 보조 요소, 예를 들면 렌즈(굴절 광학 요소) 또는 회절 광학 요소를 포함할 수 있다.

[0020] 인터페이스 장치 중 적어도 하나는 눈과 레이저 장치의 집속 광학장치(focusing optic)에 결합되도록 구성되는 압평 콘을 포함할 수 있다. 그러나, 여러 인터페이스 장치 중 대다수 또는 모두가 상기와 같은 유형의 압평 콘을 포함할 수 있다.

- [0021] 레이저 장치는 레이저 조사의 진행 방향에서 레이저 장치의 집속 광학장치의 상류에 배열되는 적응형 광학 요소를 추가적으로 포함할 수 있다. 상기 적응형 광학 요소는 적응형 거울 또는 광-투과성 조정 시스템을 포함할 수 있다. 이 경우, 적응형 광학 요소는 가능한대로 증가되는 파면 수차의 보상을 제공할 수 있다. 이러한 증가는, 예를 들어, 만약 레이저 시스템이 상이한 적용에 사용되는 경우, 발생할 수 있다. 특히, 이를 위하여 요구되는 초점 깊이의 확대된 범위는 수정체의 절개 중에 수정을 위하여 필요해진다.
- [0022] 인터페이스 장치 중에 적어도 하나는 코딩/코드에 따라, 레이저 장치가 제어 유닛에서 제어 프로그램을 실행하도록 할 수 있는 코딩/코드를 포함할 수 있다. 예를 들면, 레이저 장치는 상기 코딩/코드를 인식할 수 있고 제어 유닛에서, 바람직하게는 자동으로 연관된 제어 프로그램(코딩/코드에 할당된)을 불러올 수 있다.
- [0023] 본 발명의 제2 태양에 따르면, 일련의 인터페이스 장치는 눈-수술용 레이저 장치, 예를 들면, 개별적인 안 내의 적용에 대한 인터페이스 장치(환자 인터페이스) 각각의 경우에 사용을 가능하게 한다. 상기 인터페이스 장치 각각은 치료되어야 할 눈에 대하여 접하는 접합면을 구비하고 레이저 장치의 레이저 조사에 대하여 투명한 접촉 바디와 레이저 장치의 대응-연결 부에 분리 가능하게 연결되는 인터페이스 장치의 연결 부를 포함한다. 인터페이스 장치는: (i) 접합면에 대하여 레이저 조사의 조사 초점의 위치에 대한 상이한 영향 (ii) 적어도 하나의 광학 경계 표면의 상이한 형상 및/또는 위치 및/또는 (iii) 레이저 장치에서 이용 가능하게 되는 레이저 조사에 대한 상이한 광학 효과를 내는(예를 들면, 빔의 상이한 초점, 빔의 굴절 및/또는 빔의 분열을 내는) 광학 요소의 상이한 개수에 의해 달라지게 된다. 특히, 인터페이스 장치에 의해, x-y방향 및/또는 z-방향에서의 상이한 치료 영역(예를 들면, 초점 깊이의 범위)이 레이저 장치에 연결되는 인터페이스 장치에 따라 커버될 수 있다.
- [0024] 인터페이스 장치 중 적어도 하나 또는 서브세트는 평면의 접촉 렌즈를 포함할 수 있다. 이러한 평면의 접촉 렌즈의 경우에, 눈에 대하여 접하기 위하여 적합한 면은 평면의 접합면의 형식을 취하고, 접합 면의 반대편에 위치한 면(눈으로부터 멀리 떨어져 마주하는 면)은 접합면에 대하여 평행한 평면이 되도록 구성된다. 인터페이스 장치 중에 적어도 하나는 광학 보조 요소를 포함할 수 있다. 예를 들면, 광학 보조 요소는 인터페이스 장치 또는 평면의 접촉 렌즈를 구비하는 인터페이스 장치 중 하나에서 나타날 수 있다. 광학 보조 요소는, 예를 들면, 접촉 렌즈로부터 떨어져 마주하는 면은 볼록한 또는 평면의 형상을 갖고, 접촉 렌즈를 향하여 마주하는 면은 오목한 형상을 갖는 방식으로 인터페이스 장치에 배치될 수 있다. 그러나, 광학 보조 요소의 다른 디자인 또한 가능하다. 광학 보조 요소의 정밀한 형상에 관계없이, 접촉 렌즈를 향하여 마주보는 면 및/또는 접촉 렌즈로부터 떨어져 마주하는 광학 보조 요소의 면은 광학적으로 자유 형상의 표면으로 형성될 수도 있다.
- [0025] 인터페이스 장치 중 적어도 하나는 오목-오목 접촉 렌즈를 포함할 수도 있다. 상기와 같은 유형의 오목-오목 접촉 렌즈의 경우, 오목한 접합면은 눈에 접하기 위하여 제공되고, 접합면의 반대편에 위치한 면은 오목하게 형성된다. 추가적으로 또는 대안적으로, 인터페이스 장치 중 적어도 하나는 오목-볼록 또는 오목-평면 접촉 렌즈를 포함할 수 있다. 오목-볼록 접촉 렌즈의 경우에, 오목한 접합면은 눈에 접하기 위하여 제공되고, 접합면의 반대편에 위치한 면은 볼록하게 형성된다. 오목-평면 접촉 렌즈의 경우에, 오목한 접합면은 눈에 접하기 위하여 제공되고, 접합면의 반대편에 위치한 면은 평면 방식으로 형성된다. 접촉 렌즈의 정밀한 배치 형상에 관계 없이, 접합면 및/또는 접합면의 반대편에 위치한 면은 굴절 또는 회절 효과를 갖는 광학적으로 자유 형상의 표면의 형식을 취할 수 있다.
- [0026] 본 발명의 제3 태양에 따르면, 용도는 일련의 인터페이스 장치로 구성되고, 상기 용도는, 각각의 경우에, 눈-수술용 레이저 장치에서 인터페이스 장치 중 하나의 다양한 수술적 적용을 포함한다. 상기 레이저 장치는 인간 눈에 광파괴를 생성하기 위하여 맞춰진 조사 특성을 갖는 펄스 집속 레이저 조사를 이용 가능하게 하는 광학 요소와 레이저 조사의 조사 초점의 위치를 제어하기 위한 제어 유닛을 포함한다. 또한, 상기 제어 유닛은 절개 구역의 다양한 유형을 나타내는 다양한 제어 프로그램을 실행하도록 구성되며, 인터페이스 장치 각각은 치료되어야 할 눈에 접하기 위한 접합면을 구비하고 레이저 조사에 대하여 투명한 접촉 바디와 상기 레이저 장치의 대응-연결 부에 분리 가능하게 결합되기 위한 인터페이스 장치의 연결 부를 포함한다. 일련의 인터페이스 장치는 레이저 장치에서 제공되는 레이저 조사에 대한 상이한 광학 효과에 의해 달라지고, 용도는 주어진 경우에 실행되는 제어 프로그램에 따라, 다양한 인터페이스 장치의 수술적 적용을 포함한다.
- [0027] 인터페이스 장치 중 적어도 하나의 서브세트는 접합면에 대한 조사 초점의 위치에 대한 상이한 영향에 의해 달라질 수 있다. 또한, 인터페이스 장치 중 적어도 하나의 서브세트는 적어도 하나의 광학 경계 표면의 상이한 형상 및/또는 상이한 위치에 의해 달라질 수도 있다. 또한, 인터페이스 장치 중 적어도 하나의 서브세트는 광학 요소의 개수가 달라짐으로써 달라질 수도 있다.
- [0028] 인터페이스 장치를 교환하는 경우에, 레이저 장치의 집속 광학장치의 초점 설정은 변하지 않고 유지될 수 있다.

결과적으로 레이저 장치에 상이한 광학 효과는 단일의 동일한 레이저 장치로 각각의 적용에 대한 인터페이스 장치는 교환되고 초점의 설정은 변하지 않고 유지된다는 사실에 의해 달성될 수 있다.

[0029] 인터페이스 장치를 교환하는 경우에, 제어 유닛은 레이저 장치를 레이저 조사의 빔 경로로 적응형 광학 요소 또는 광-투과성의 적응형 시스템을 도입하는 방식으로 제어할 수 있다. 이를 위하여, 인터페이스 장치의 인식이 발생하는 것에 기초하여 인터페이스 장치에 대하여 부합하는 코딩/코드가 있을 수 있다. 연관된 적응형 요소 또는 시스템(코딩/코드에 할당된)은, 예를 들어 자동적으로, 상기 인식에 따르는 빔 경로로 도입될 수 있다. 또한, 적응형 광학 요소 또는 광-투과성의 적응형 시스템은 레이저 조사의 진행 방향에서 레이저 조사의 집속 광학장치의 상류로 도입될 수도 있다.

[0030] 본 발명의 제4 태양에 따르면, 레이저-수술적 눈 치료를 위한 방법이 가능할 수 있고, 인간 눈 조직에 광파괴를 생성하는데 맞춰진 조사 특성을 갖는 펄스 집속 레이저 조사는 레이저 장치에 의해 제공되고, 레이저 조사의 조사 초점의 위치는 제어 유닛에 의해 제어되며, 제1 치료-유형의 경우에 절개 구역의 제1 유형을 나타내는 적어도 하나의 제어 프로그램의 시퀀스는 제어 유닛에 의하여 실행되고, 이에 의해 제1 치료-유형에 맞춰진 제1 인터페이스 장치는 레이저 장치의 대응-연결 부에 분리 가능하게 연결된 연결 부를 통하여 치료되어야 할 눈에 대한 접합면을 구비하고 레이저 조사에 투명한 접촉 바디 위에 놓이고, 제2 치료-유형의 경우에는 제1 절개 구역의 유형과는 다른 절개 구역의 제2 유형을 나타내는 적어도 하나의 제어 프로그램의 시퀀스가 제어 유닛에 의해 실행되고, 이에 의해 제2 치료-유형에 맞춰진 제2 인터페이스 장치는 레이저 장치의 대응-연결 부에 분리 가능하게 결합된 연결 부를 통하여 치료되어야 할 눈에 대한 접합면을 구비하고 레이저 조사에 대하여 투명한 접촉 바디 위에 놓인다.

[0031] 앞서 언급된 인터페이스 장치의 코딩/코드는 연관된 제어 프로그램이, 예를 들어 자동적으로 인식되고 설정되며 실행되도록 확실하게 작용될 수 있다.

[0032] 제1 치료-유형은 레이저 조사에 의한 눈의 각막에 대한 치료를 포함할 수 있다. 제2 치료-유형은 레이저 조사에 의한 눈의 수정체에 대한 치료를 포함할 수 있다.

[0033] 대안적인 실시예에서, 제2 치료-유형은 레이저 조사에 의해 눈의 홍채, 망막, 유리체 또는 홍채 각막 각(즉 녹내장 치료를 위하여)의 영역에 대한 치료를 포함할 수 있다.

[0034] 제3 치료-유형의 경우에, 절개 구역의 제1 및/또는 제2 유형과는 다른 절개 구역의 제3 유형을 나타내는 적어도 하나의 제어 프로그램의 시퀀스는 제어 유닛에 의하여 실행될 수 있고, 이에 의해 제3 치료-유형에 맞춰진 제3 인터페이스 장치는 레이저 장치의 대응-연결 부에 분리 가능하게 결합될 수 있는 연결부를 통하여 치료되어야 할 눈에 대한 접합면을 구비하고 레이저 조사에 대하여 투명한 접촉 바디 위에 놓일 수 있고, 제3 치료-유형은 레이저 조사에 의하여 눈의 홍채에 대한 치료를 포함할 수 있다.

[0035] 제4 치료-유형의 경우에, 절개 구역의 제1, 제2 및/또는 제3 유형과는 다른 절개 구역의 제4 유형을 나타내는 적어도 하나의 제어 프로그램의 시퀀스는 제어 유닛에 의하여 실행될 수 있고, 이에 의해 제4 치료-유형에 맞춰진 제4 인터페이스 장치는 레이저 장치의 대응-연결 부에 분리 가능하게 결합될 수 있는 연결부를 통하여 치료되어야 할 눈에 대한 접합면을 구비하고 레이저 조사에 대하여 투명한 접촉 바디 위에 놓일 수 있고, 제4 치료-유형은 레이저 조사에 의하여 눈의 홍채 각막 각에서 녹내장에 대한 치료를 포함할 수 있다.

[0036] 제5 치료-유형의 경우에, 절개 구역의 제1, 제2, 제3 및/또는 제4 유형과는 다른 절개 구역의 제5 유형을 나타내는 적어도 하나의 제어 프로그램의 시퀀스는 제어 유닛에 의하여 실행될 수 있고, 이에 의해 제5 치료-유형에 맞춰진 제5 인터페이스 장치는 레이저 장치의 대응-연결 부에 분리 가능하게 결합될 수 있는 연결부를 통하여 치료되어야 할 눈에 대한 접합면을 구비하고 레이저 조사에 대하여 투명한 접촉 바디 위에 놓일 수 있고, 제5 치료-유형은 레이저 조사에 의하여 눈의 유리체에 대한 치료를 포함할 수 있다.

[0037] 제6 치료-유형의 경우에, 절개 구역의 제1, 제2, 제3, 제4 및/또는 제5 유형과는 다른 절개 구역의 제6 유형을 나타내는 적어도 하나의 제어 프로그램의 시퀀스는 제어 유닛에 의하여 실행될 수 있고, 이에 의해 제6 치료-유형에 맞춰진 제6 인터페이스 장치는 레이저 장치의 대응-연결 부에 분리 가능하게 결합될 수 있는 연결부를 통하여 치료되어야 할 눈에 대한 접합면을 구비하고 레이저 조사에 대하여 투명한 접촉 바디 위에 놓일 수 있고, 제6 치료-유형은 레이저 조사에 의하여 눈의 망막에 대한 치료를 포함할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0038] 본 발명은 이하에서 전체적으로 도시된 첨부된 도면에 기초하여 개시될 것이다.

도 1은 일 실시예에 관한 눈-수술적 치료를 위한 레이저 장치의 요소를 도식적으로 나타내는 블록도.
 도 2a는 인간 눈의 각막을 가공하기 위한 레이저 빔의 빔 경로를 도식적으로 나타내는 개념도.
 도 2b는 인간 눈의 수정체를 가공하기 위한 레이저 빔의 빔 경로를 도식적으로 나타내는 개념도.
 도 2c는 인간 눈의 홍채를 가공하기 위한 레이저 빔의 빔 경로를 도식적으로 나타내는 개념도.
 도 2d는 인간 눈의 홍채 각막 각을 가공하기 위한 레이저 빔의 빔 경로를 도식적으로 나타내는 개념도.
 도 2e는 인간 눈의 유리체를 가공하기 위한 레이저 빔의 빔 경로를 도식적으로 나타내는 개념도.
 도 2f는 인간 눈의 망막을 가공하기 위한 레이저 빔의 빔 경로를 도식적으로 나타내는 개념도.
 도 3은 도 2b의 수정체를 가공하기 위한 레이저 빔의 빔 경로를 추가적으로 나타낸 개념도.
 도 4a는 도 1에 따른 레이저 장치의 사용을 위한 제1 인터페이스 장치를 도식적으로 나타낸 개념도.
 도 4b는 도 1에 따른 레이저 장치의 사용을 위한 제2 인터페이스 장치를 도식적으로 나타낸 개념도.
 도 4c는 도 1에 따른 레이저 장치의 사용을 위한 제3 인터페이스 장치를 도식적으로 나타낸 개념도.
 도 4d는 도 1에 따른 레이저 장치의 사용을 위한 제4 인터페이스 장치를 도식적으로 나타낸 개념도.
 도 4e는 도 1에 따른 레이저 장치의 사용을 위한 제5 인터페이스 장치를 도식적으로 나타낸 개념도.
 도 4f는 도 1에 따른 레이저 장치의 사용을 위한 제6 인터페이스 장치를 도식적으로 나타낸 개념도.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0039] 전체적으로 도면 부호 10으로 지시되고 도 1에 도시된 레이저 장치(10)는 이용 가능한 펄스 레이저 빔(14)을 만들어내는 레이저 소스(12)를 포함하고, 이 경우에 조사 펄스의 펄스 지속 시간은 치료되어야 할 환자의 눈(16)의 각막 조직상에 절개를 생성하기 위한 레이저 빔(14)의 사용에 적합한 값을 갖는다. 예를 들면, 레이저 빔(14)의 조사 펄스의 상기 펄스 지속 시간은 나노초(nanosecond), 피코초(picosecond), 펨토초(femtosecond) 또는 아토초(attosecond)의 범위 내에 놓여 있다. 레이저 소스(12)에 의하여 이용 가능하게 된 레이저 빔(14)은 문제의 적용에 요구되는 것과 같은 펄스 반복 주파수를 갖고, 즉, 레이저 장치(10)로부터 나오고 눈(16)을 향하는 조사 펄스의 반복 주파수는, 만약 레이저 소스(12)로부터 나오는 조사 펄스의 부분적인 수가 레이저 빔(14)의 조사 경로에 배치된 광학 스위치(18)에 의해 블랭킹(blanked)되지 않는다면, 눈(16)에 대하여 미리 설정된 가공 형상에 따르는 방식으로 레이저 소스(12)의 출력에 이용 가능한 조사 펄스의 반복 주파수에 대응한다. 따라서, 이러한 블랭킹된 조사 펄스는 눈(16)에 도달하지 못한다.
- [0040] 모든 세부 사항이 도시되지는 않았지만 알려진 방식으로, 레이저 소스(12)는, 예를 들어, 레이저 오실레이터(laser oscillator, 예를 들면, 반도체 레이저 오실레이터), 상기 오실레이터로부터 발생하는 레이저 펄스의 펄스 전력을 증가시키는 동시에 일시적으로 늘리는 프리 증폭기, 요구되는 주파수로 반복 주파수를 낮추기 위하여 상기 오실레이터의 프리 증폭된 레이저 펄스에서 개별적인 레이저 펄스를 선별하는 후속 펄스-피커(subsequent pulse-picker), 상기 선별된 펄스를 적용에 필요한 펄스 에너지로 증폭시키고 일시적으로 늘리는 전력 증폭기 및 상기 전력 증폭기로부터 나온 출력 펄스를 적용에 요구되는 펄스 지속 시간을 갖도록 일시적으로 압축하는 펄스 압축기를 포함할 수 있다.
- [0041] 또한, 펄스 변조기라 불리는 광학 스위치(18)는, 예를 들어, 음향광 변조기 또는 전기 광학 변조기의 형식을 취할 수 있다. 일반적으로, 광학 스위치(18)는 개별적인 레이저 펄스를 급격하게 블랭킹 할 수 있는 임의의 광학 활성 요소들을 포함할 수 있다. 예를 들어, 광학 스위치(18)는 조사 펄스를 눈(16)에 도달하지 않도록 블랭킹되어 흡수하도록 작용하고 도식적으로 도면 부호 20으로 지시된 빔 트랩(20, beam trap)을 포함할 수 있다. 광학 스위치(18)는 레이저 빔(14)의 조사 펄스의 일반적인 빔 경로가 블랭킹되도록 상기 조사 펄스를 굴절시킬 수 있고 빔 트랩(20)으로 향하도록 할 수 있다.
- [0043] *도시된 예증적인 실시예에서, z-스캐너(22), x-y 스캐너(24) 및 집속 대물 렌즈(26)를 포함하는 광학 요소가 레이저 빔(14)의 빔 경로에 더 배치된다. 집속 대물 렌즈(26)는 눈 내부 또는 눈 위에 원하는 가공 위치, 특히 각막에 레이저 빔(14)의 초점을 맞추기 위하여 작용한다. z-스캐너(22)는 레이저 빔(14)의 초점 위치를 종방향(longitudinal)으로 제어하기 위하여 작용한다. 반면에, x-y 스캐너(24)는 초점의 위치를 횡방향(transverse)으로 제어하도록 작용한다. '종방향(Longitudinal)'이란 빔의 전파 방향에 관련이 있다. 이는 종래 표기법에

따라, z-방향으로 지시된다. 반면에 '횡방향(Transverse)'은 레이저 빔(14)의 진행 방향을 가로지르는 방향을 지시한다. 종래의 표기법에 따라, 횡방향 평면은 x-y평면으로 지시된다. 눈(16)의 영역에서 x-y-z 방향을 나타내는 좌표 프레임은 예시를 위하여 도 1에 도시되어 있다.

[0044] 레이저 빔(14)의 횡방향 굴절을 위하여, x-y 스캐너(24)는, 예를 들어, 서로 수직인 축에 대하여 기울어질 수 있는 전류에 의해 구동되는 한 쌍의 스캐너 거울들을 포함할 수 있다. 반면에, z-스캐너(22)는, 예를 들어, 종 방향으로 조정 가능한 렌즈, 가변하는 굴절력의 렌즈 또는 변형가능한 거울을 포함할 수 있고, 이들은 레이저 빔(14)의 발산과 결과적으로 빔 초점의 z-위치에 영향을 줄 수 있다. 예를 들면, 이러한 조정 가능한 렌즈 또는 거울은 모든 세부 사항이 도시되지 않은 빔 확장기에 포함될 수 있으며, 빔 확장은 레이저 소스(12)에서 나오는 레이저 빔(14)을 확장시킨다. 예를 들어, 빔 확장은 갈릴레이식 망원경으로 구성될 수 있다.

[0045] 집속 대물 렌즈(26)는 바람직하게는 f-theta 대물 렌즈이고, 눈(16)의 각막에 대한 접합 인터페이스(abutment interface)를 구성하는 환자 어댑터(28a)의 빔-출구 측 위에 분리 가능하게 결합된다. 이를 위하여, 환자 어댑터(28a)는 레이저 조사에 대하여 투명한 접촉 요소(30a)를 구비하고, 눈을 향하도록 마주하는 하부측에는 눈(16)의 각막에 대한 접합 면(32a)을 구비한다. 도시된 예증적인 실시예에서, 접합 면(32a)은 평면으로 구현되고, 적절한 압력으로 눈(16)에 대하여 가압되는 접촉 요소(30a)에 의해 또는 대기압 이하의 압력으로 접합 면(32a)에 흡입되는 각막에 의해 각막을 편평하게 되도록 작용한다. 평면-평행 디자인이 보통 압평판이라 불리는 경우에, 접촉 요소(30a)는 원추형 확장 캐리어 슬리브(34a)의 더 좁은 단부에 결합된다. 상기 접촉 요소(30a)와 상기 캐리어 슬리브(34a) 사이의 연결은, 예를 들어, 접착 결합에 의해 영구적일 수 있고, 또는 예를 들어, 나사 연결에 의해 분리 가능할 수도 있다. 또한, 캐리어 슬리브(34a) 및 접촉 요소(30a)의 기능으로 광학 사출 성형 부분을 사용하는 것도 가능하다. 상세하게 도시되지 않은 방식으로, 캐리어 슬리브(34a)는 위쪽 끝에 도시된 더 넓은 슬리브 단부에서 집속 대물 렌즈(26)와 결합하기 위한 적절한 결합 구조를 가진다.

[0046] 광학 스위치(18), z-스캐너(22), x-y 스캐너(24) 및 집속 대물 렌즈(26)의 순서는 도 1에 도시된 바와 같을 필요는 없다는 것을 알 수 있을 것이다. 예를 들어, 광학 스위치(18)는 z-스캐너(22)의 빔 경로의 하류에 미리 배치될 수도 있다. 도 1에 도시된 이러한 구성 요소들의 순서는 제한되어 해석되어서는 안 된다.

[0047] 레이저 소스(12), 광학 스위치(18) 및 두 개의 스캐너(22, 24)(필요하다면, 단일의 구조 유닛으로 조합될 수도 있음)는 메모리(38)에 저장된 제어 프로그램(40)에 따라 동작하는 제어 컴퓨터(36)에 의하여 제어된다. 제어 프로그램(40)은 제어 컴퓨터(36)에 의한 실행시, 레이저 빔(14)의 빔 초점의 위치를 조절함으로써 접촉 요소(30a)에 접하여 있는 눈(16)의 각막, 수정체 또는 또 다른 위치에서 각막 조직편의 추출 또는 각막 이식술의 범위 내에서 제거되어야 하는 각막 조직 부피를 인근 각막 조직으로부터 완전히 잘라내는, 예를 들면 각막의 가공 중에, 절개 구역(incision figure)이 발생하도록 하는 명령(프로그램 코드)을 포함한다. 필요한 경우, 이러한 절개 구역은 추가적으로 상기 조직 부피를 서로 개별적으로 분리된 복수의 부피 부분들로 분할하는 것이 실시될 수 있다.

[0048] 또한, 예증적인 방식으로, 거울(42)의 형식을 취하는 적응형 광학 요소 또는 적응형 광학 시스템은 집속 대물 렌즈(26)의 상류에서 레이저 빔(14)의 조사 경로 내로 도입될 수 있다. 이러한 거울(42)은 변형가능한 거울로 구성될 수 있다. 또한, 상기 거울(42) 대신에 또 다른 조절가능한 광학 요소 또는 광-투과성의 조절가능한 시스템이 구비될 수 있다. 만약, 눈(16)의 수정체의 가공 형상이 파면 수차를 줄이도록(보정하도록) 의도된다면, 상기 거울(42)은 바람직하게는 레이저 빔(14)의 조사 경로 내에 도입될 수 있다. 눈(16)의 각막을 가공하는 중에, 거울(42)은 도 1에 점선으로 도시된 조사 경로가 사용되는 널 포지션(null position, 비활성 위치)에 위치할 수 있고, 레이저 빔(14)은 상기 거울(42)(상기 거울(42)은 상기 레이저 빔(14)에 영향을 미치지 않는다)을 통과하지 않는다. 조사 경로의 제어(예를 들면, 거울(42)이 조사 경로에 도입되든 아니든)는 제어 컴퓨터(36)에 의하여 실행될 수 있다. 다른 실시예에서, 거울은 빔 경로에 남아 있으며, 구동은 적용에 따라 적용의 활성화를 통하여 실시된다.

[0049] 도 1에 도시된 레이저 장치(10)의 경우에, 환자 어댑터(28a, 인터페이스 유닛)은 예증적인 방식으로 집속 대물 렌즈(26)와 결합된다. 따라서, 도 1의 눈(16)은 환자 어댑터(28)에 속하는 접촉 요소(30a)의 편평한 접합면(32a)에 접하여 있다. 상기 환자 어댑터(28a)는 도 4a에 더욱 상세하게 도시되어 있다. 도 4b 내지 도 4e에 도시된 환자 어댑터들(28b 내지 28e)은 도 4a의 환자 어댑터(28a)와 함께, 일련의 환자 어댑터를 구성하고, 이는 모두 바람직하게는 동일한 집속 대물 렌즈(26)와 결합될 수 있다. 추가의 환자 어댑터들(28b 내지 28e)은 도 4b 내지 도 4e를 참조하여 더욱 상세하게 설명한다. 그러나, 우선, 일반적으로 상이한 환자 어댑터가 레이저 장치(10)의 광학 효과에 끼치는 영향에 대하여 설명한다.

- [0050] 도 2a 내지 도 2f에서 서로 다른 유형의 여섯 개의 환자 어댑터(28u, 28v, 28w, 28x, 28y, 28z)가 도시되어 있다. 환자 어댑터(28u)는 눈(16)에 접하기 위한 접합면(32u)을 구비한 접촉 렌즈(30u)를 포함하고, 레이저 빔(14)에 의해 눈(16)의 각막(16a)을 가공할 수 있게 한다. 반면에, 환자 어댑터(28v)는 눈(16)에 접하기 위한 접합면(32v)을 구비하는 접촉 렌즈(30v)를 포함하고, 레이저 장치(10)의 설정을 변경하지 않고 눈(16)의 수정체(16b)를 가공할 수 있도록 한다. 따라서, 동일한 레이저 장치(10)(예를 들어, 상기 레이저 장치의 동일한 설정으로)로, 레이저 장치(10)의 광학 효과의 변화를 획득할 수 있다. 또한, 환자 어댑터(28w)는 레이저 빔(14)으로 눈(16)의 홍채(16c)의 가공을 가능하게 한다. 환자 어댑터(28x)는 레이저 빔(14)으로 눈(16)의 홍채 각막 각(16d)의 가공을 가능하게 한다. 환자 어댑터(28y)는 레이저 빔(14)으로 눈(16)의 유리체(16e)의 가공을 가능하게 한다. 그리고 환자 어댑터(28z)는 레이저 빔(14)으로 눈(16)의 망막(16f)의 가공을 가능하게 한다. 환자 어댑터(28w)는 눈(16)에 접하기 위한접합 면(32w)을 구비하는 접촉 렌즈(30w)를 포함한다. 환자 어댑터(28x)는 눈(16)에 접하기 위한접합 면(32x)을 구비하는 접촉 렌즈(30x)를 포함한다. 환자 어댑터(28y)는 눈(16)에 접하기 위한접합 면(32y)을 구비하는 접촉 렌즈(30y)를 포함한다. 그리고 환자 어댑터(28z)는 눈(16)에 접하기 위한접합 면(32z)을 구비하는 접촉 렌즈(30z)를 포함한다.
- [0051] 환자 어댑터(28u)가 사용되는 경우에, 레이저 장치(10)의 광학 효과는 레이저 빔(14)이 각막(16a)에 초점이 맞춰지는 사실에 의해 구별된다. 그 중에서도, 이는 레이저 빔(14)의 초점이 각막에 위치된다는 것을 의미한다. 각막(16a)을 가공하기 위하여, 특정 눈에 대하여 초점 위치(z_0)(즉, z-스캐너(22)에 대하여 눈(16)과 접하는 환자 어댑터(28u)의 접합면(32u)으로부터 초점 간격이 규정된 상태에서)가 대략 110 μ m의 값으로 얻어질 수 있으면 바람직하다. 또한, 각막을 가공하기 위하여, 보통 $\Delta z = 0 \dots 1200\mu$ m의 초점 깊이의 다양한 설정이 요구된다-즉, 대략 1.2mm의 초점의 조정 범위가 요구된다. 또한, 보통 약 3 내지 5 μ m의 초점의 스팟 직경(spot diameter)과 약 12mm의 스캔-필드(scan-field) 직경(Φ_F)이 요구된다. 예를 들면, 이러한 특성은 환자 어댑터(28u)에 의해 만족된다.
- [0052] 만약, 레이저 장치(10)의 설정이 유지되고 오직 환자 어댑터(28u)만이 환자 어댑터(28v)로 교체된다면, 레이저 빔(14)의 초점(예를 들어, 평균 초점 위치(z_0))가 5mm의 값이라 가정하면)은 눈의 각막(16a)이 아닌 눈(16)의 수정체(16b)에 놓이게 된다. 이는 환자 어댑터(28u)의 길이(L_1)와 비교하여 더 짧은 환자 어댑터(28v)의 길이(L_2)에 의해 획득될 수 있다. 또한, 환자 어댑터(28v)에 의해, 예를 들면, $\Delta z = 3 \dots 12$ mm의 초점 깊이의 설정을 가능하게 하고, 초점의 스팟 직경이 5 μ m 내지 10 μ m에 도달하는 것을 가능하게 하며, 스캔-필드 직경이 약 7mm에 도달하는 것을 가능하게 한다. 결과적으로, 눈의 수정체(16b)를 가공하는 것은 동일한 레이저 장치(10)를 사용하여도 가능해진다.
- [0053] 앞서 언급된 사항은 추가의 환자 어댑터(28w, 28x, 28y, 28z)의 사용에도 적용가능하다. 또한, 상기 환자 어댑터들(28w, 28x, 28y, 28z) 중 하나가 동일한 레이저 장치(10)에 연결된 경우, 서로 다른 치료 영역이 획득될 수 있고, 예를 들어, 초점 깊이를 상이하게 설정할 수 있는 가능성과 상이한 스캔-필드 직경뿐만 아니라 상이한 스팟 직경을 가짐으로써 획득될 수 있다. 이러한 전형적인 값들의 요약이 본 명세서의 끝 부분에 기재되어 있다.
- [0054] 앞서 언급한 변수의 중요성은 도 3을 토대로 더욱 설명한다.
- [0055] 도 3에서, 레이저 빔(14)의 초점 위치(z_0)는 예증적인 방식에서 대략 0.8mm일 수 있다. 상기 초점 위치(z_0)는 초점이 눈에 대하여 규정된 상태의 z-스캔(여기에서, 수정체(16b)의 전방 표면에 대하여, 접합면(32f)에 관하여 초점 위치(z_0)가 예증적인 방식으로 약 4mm에 도달)에 대하여 z-방향으로 얼마나 깊이 위치하는 지를 특정한다. 도 3에 따르면, 레이저 빔의 초점 깊이(Δz)의 범위는 예증적인 방식에서 약 4mm에 달하고, 하나의 동일한 레이저 장치(10)에서 z-방향에서 초점의 조정 범위를 특정한다. 예증적인 방식으로, 대략 8mm의 스캔-필드 직경(Φ_F)은 레이저 빔(14)에 의해 x-y 방향으로 조사(하나의 동일한 레이저 장치(10)로) 될 수 있는 영역의 직경을 특정한다. 도 3으로부터 파악할 수 있는 것과 같이, 각막(16a)을 가공하기 위해서는 수정체(16b)를 가공하기 위한 것보다 더 큰 스캔-필드 직경(Φ_F)이 요구된다. 반면에, 수정체(16b)를 가공하기 위하여 각막을 가공하기 위한 것보다 접합면(32y)에 대하여 평균 초점 위치(z_0)의 더 큰 값과 더 큰 조정 범위(Δz)가 필요하다. 그러나, 예증적인 방식의 이러한 값들은 제한적으로 해석되어서는 안 되고, 단지 설명을 위한 것으로 이해되어야 한다.
- [0056] 도 4a, 도 4b, 도 4c, 도 4d 및 도 4e는 레이저 장치(10)와 함께 사용하기 위한 다양한 환자 어댑터들(28a, 28b, 28c, 28d 및 28e)을 도시하고 있다. 사용되는 환자 어댑터(28a, 28b, 28c, 28d 및 28e)에 따라 레이저 장

치(10)에 상이한 광학 효과가 발생할 수 있다. 도 4a에 도시된 환자 어댑터(28a)는 레이저 장치(10)에 의해, 각막(16a)에 절개를 실행하는 것과 같이, 눈(16)의 각막(16a)의 치료를 시행하는 데 적합하다.

[0057] 도 1에 도시된 바와 같이, 환자 어댑터(28a)는 집속 대물 렌즈(26)에 분리 가능하게 결합되어 있고, 눈(16)의 각막(16a)에 대한 접합 인터페이스를 구성한다. 이러한 목적을 위하여, 환자 어댑터(28a)는 레이저 조사에 대하여 투명한 접촉 요소(30a)를 구비하고, 눈을 향하도록 마주하는 접촉 요소의 하부측에는 각막(16a)에 대한 접합면(32a)을 구비한다. 상기 환자 어댑터(28a)의 경우에, 접합면(32a)은 평면으로 구현되고, 적절한 압력으로 눈(16)에 대하여 가압되는 접촉 요소(30a)에 의해 또는 대기압 이하의 압력으로 접합면(32a)으로 흡입되는 각막(16a)에 의해 각막(16a)을 편평하게 되도록 작용한다. 도 4a에 도시된 평면-평행 디자인의 경우에, 접촉 요소(30a)는 보통 압평판이라 불리고, 접촉 요소는 원추형 확장 캐리어 슬리브(34a)의 더 좁은 단부에 결합된다. 상기 접촉 요소(30a)와 상기 캐리어 슬리브(34a) 사이의 연결은, 예를 들어, 접촉 결합에 의해 영구적일 수 있고, 또는 예를 들어, 나사 연결에 의해 분리 가능할 수도 있다. 대안적으로, 일체로 생산되는 사출 성형 부품이 적용될 수 있다. 상세하게 도시되지는 않았으나, 캐리어 슬리브(34)는 위쪽에 도시된 더 넓은 슬리브의 단부에서 집속 대물 렌즈(26)에 결합하기 위한 적절한 결합 구조를 가진다.

[0058] 도 4a에 도식적으로 나타내어 진 레이저 조사에 대하여 투과하는 레이저 빔(14)은 환자 어댑터(28a)의 바디를 관통하고, 편평한 접촉 렌즈(30a)에 침투된다. 편평한 접촉 렌즈(30a)의 양 면(눈을 향하도록 마주하는 접합면(32a)과 눈으로부터 멀리 떨어져 마주하는 면(33a))은 편평한 형상이다. 치료되어야 할 눈(16)은 접촉 렌즈(30a)의 접합면(32a)에 접하여 있다. 상기 접촉 렌즈(30a)를 투과한 후에, 레이저 빔(14)은 도식적으로 나타낸 초점에서 각막(16a)에 침투한다. 초점의 x-y 변위 및 z-변위에 의해, 제어 프로그램에 의해 미리 설정된 절개 구역의 형상에 따라 각막(16a) 상에 절개가 실행된다.

[0059] 도 4a의 참조 부호에 대응하는 도 4b 내지 도 4e의 참조 부호는 대응하는 요소를 나타낸다.

[0060] 도 4b는 눈(16)의 수정체(16b)에 대한 치료를 수행하는데 적합하고 집속 대물 렌즈(26)와 결합할 수 있는 환자 어댑터(28b)를 도시한다. 도 4a의 환자 어댑터(28a)와 마찬가지로, 도 4b에 따른 환자 어댑터(28b)는 평면의 접촉 렌즈(30b)를 포함한다. 환자 어댑터(28b)는 환자 어댑터(28a)(길이 L_1 을 가지는)보다 짧은 길이(L_2)를 갖는다. 다시 말해서, 각막(16a)의 치료에 적합한 도 4a에 따른 환자 어댑터(28a)에 비하여 수정체(16b)의 치료에 적합한 도 4b에 따른 환자 어댑터(28b)는 z-방향에 있어서 더욱 짧다. 도 4b를 통하여 파악할 수 있는 것처럼, 이러한 단축은 레이저 빔(14)의 초점이 각막(16a)이 아닌 수정체(16b)에 위치할 수 있도록 한다. 초점의 x-y 변위 및 z-변위에 의해, 수정체(16b) 상에 절개가 생성된다. 만약, 레이저 빔(14)이 측면으로 굴절된다면, 이는 도 4b에서 추가적인 레이저 빔(14b)을 기반으로 나타내지고, 측면으로 변위된 초점은 상기 수정체(16b) 상에 나타난다. 도 4b에 도식적으로 도시한 것처럼, 초점은 x-y 방향과 z-방향에서의 상기 초점의 위치에 따라, 상이한 초점 직경을 가진다. 도 4b에서 파악할 수 있는 바와 같이, 초점의 직경은 중앙의 레이저 빔(14)의 초점에서 시작하여 측면 방향과 축 방향으로 증가한다. 수정체(16b)의 주변 영역에 필요한 광과파 한계점을 얻기 위하여 이러한 측면의 빔 굴절을 가지고 다양한 깊이 영역에서의 비-일정한 초점은 레이저 펄스 에너지의 증가에 의해 보장될 수 있다. 그러나, 대안적으로, 상기 비-일정한 초점은 조절가능한 광학 요소, 회절 광학 요소 또는 자유형의 표면 형상을 가지는 요소에 의해 보장될 수도 있다.

[0061] 도 4c는 수정체(16b)의 치료에 적합하고 집속 대물 렌즈(26)와 결합될 수 있는 환자 어댑터(28c)를 도시하고 있다. 도 4b에 따른 환자 어댑터(28b)에 사용되는 평면의 접촉 렌즈(30b) 대신에, 도 4c에 따른 환자 어댑터(28c)에서는 요철 접촉 렌즈(30c)가 사용된다. 상기 요철 접촉 렌즈(30c)의 경우에, 눈(16)에서 멀리 떨어져 마주한 면(33c)은 볼록한 형상이고, 반면에 눈(16)을 향하여 마주한 접합면(32c)은 오목한 형상이다. 눈을 향하여 마주한 접합면(32c)의 오목한 형상에 의해, 안압 상승이 완화된다. 상기 접촉 렌즈(30c)는 도 4b의 환자 어댑터(28b)의 경우에 발생하는 초점 직경의 변화가 초점에서 보장되는 방식으로 형성된다. 도 4c에서 파악할 수 있는 것과 같이, 중앙 초점(도 4b의 경우와 비교하여)은 유지(변하지 않고 남아 있거나)되거나 약간 커지고(악화되고), 반면에 주변 영역의 초점의 초점 직경은(도 4b와 비교하여) 측면 방향과 축방향 모두에서 감소(개선)된다. 그러므로, 초점의 초점 직경은 측면 방향과 축방향에서 초점의 위치와 관계없이, 적어도 거의 일정한 초점 직경을 포함한다. 예를 들면, 적어도 거의 일정한 초점 직경은 접촉 렌즈(30c)에 형성되는 자유형상의 표면에 의해 얻어질 수 있다. 예를 들면, 눈을 향하여 마주하는 접합면(32c) 및/또는 눈으로부터 멀리 떨어져 마주하는 접촉 렌즈(30c)의 면(33c)은 자유형상의 표면으로 형성될 수 있다. 결과적으로, 주변 영역에 광과파를 위하여 필요한 레이저 조사(14) 에너지는 도 4b에 따른 환자 어댑터(28b)가 사용되는 경우처럼 강하거나 증가될 필요는 없고, 적어도 거의 일정하게 유지될 수 있다.

[0062] 도 4b의 환자 어댑터(28d)는 오직 요철의 접촉 렌즈(30c)를 사용하는 대신에 오목-평면의 접촉 렌즈(30d)를 사용했다는 사실만이 도 4c의 환자 어댑터(28c)와 차이가 있다. 상기 오목-평면의 접촉 렌즈(30d)의 경우에, 눈(16)을 향하여 마주하는 접합면(32d)은 오목한 형상이고 눈으로부터 멀리 떨어져 마주하는 면(33d)은 평면이다. 또한, 오목-평면의 접촉 렌즈(30d)를 사용하는 대신에, 눈(16)을 향하여 마주하는 접합면과 눈(16)으로부터 멀리 떨어져 마주하는 면 둘다 오목한 형상인 오목-오목 접촉 렌즈가 사용될 수도 있다. 접촉 렌즈(32d)는 면(32d, 33d)의 한쪽 또는 양쪽 모두 자유 형상의 면을 포함할 수 있다. 도 4d에서 파악할 수 있는 것처럼, 환자 어댑터(28d)는 측면 방향과 축방향 모두에서 적어도 거의 일정하게 되는 초점 직경을 만들 수 있다.

[0063] 도 4e에 도시된 환자 어댑터(28e)는 평면의 접촉 렌즈(30e)를 포함하고, 여기에서 접합면(32e)(눈을 향하여 마주하는 면(32e))과 상기 접합면의 반대편에 위치한 면(33e)(눈으로부터 멀리 떨어져 마주하는 면(33e))은 평면으로 형성된다. 또한, 환자 어댑터(28e)에서 광학 보조 요소(35)가 형성된다. 상기 광학 보조 요소는 눈을 향하여 마주하는 오목한 면(35a)과 눈으로부터 떨어져 마주하는 평면의 면(35b)을 포함한다. 면들(35a, 35b)의 하나 또는 양쪽 모두는 자유 형상의 표면으로 형성될 수 있다. 도 4e에서 파악할 수 있는 것처럼, 광학 보조 요소는 주변 영역에서 초점 직경의 축소를 초래한다. 중앙 영역에서 초점 직경의 확장과 이로 인한 수정체(16b)의 모든 위치에서 초점 직경의 적응이 초래될 수 있다. 중앙 영역에서 초점 직경은 또한 변화하지 않고 남아 있을 수 있다.

[0064] 도 4f에 도시된 환자 어댑터(28f)는 요철 접촉 렌즈(30f)를 포함하고, 여기에서 접합면(32f)(눈을 향하여 마주하는 면(32f))은 오목한 형상이고 상기 접합면의 반대편에 위치한 면(33f)(눈으로부터 멀리 떨어져 마주하는 면(33f))은 볼록한 형상이다. 접촉 렌즈(30f)는 또한 면들(32f, 33f)의 한쪽 또는 양쪽 모두에 광학적으로 자유 형상의 면을 포함할 수도 있다. 도 4f에서 파악할 수 있는 것처럼, 환자 어댑터(28f)는 측면 방향과 축방향 모두에서 적어도 거의 일정하게 되는 초점 직경이 되게 할 수도 있다. 도 4f의 환자 어댑터(28f)는 도 2d의 환자 어댑터(28x)에 대응한다.

[0065] 하나 또는 그 이상의 자유 형상의 표면이 형성되는 요소(광학 보조 요소(35), 접촉 렌즈(30c), 접촉 렌즈(30d))에 관계없이, 적어도 하나의 자유 형상 표면은 평균적인 인간 눈에 맞을 수 있거나 환자 개인에 따라 형성될 수도 있다. 따라서, 환자 어댑터는 평균적인 인간 눈에 대하여 초점 직경의 필요한 조절을 가져올 수 있는 하나 또는 그 이상의 자유 형상 표면을 포함할 수 있다. 그러나, 인간 눈에 맞추는 것에 앞서 눈에 대하여 조사하고 이로부터 환자의 개별적인 데이터를 이끌어내는 것도 가능할 수 있다. 상기 환자의 개별적인(눈-특성) 데이터로부터, 자유 형상 표면이 계산될 수 있고 그 뒤 환자의 개별적인 환자 어댑터와 관련하여 형성될 수 있다. 결과적으로, 가공의 정밀도는 향상될 수 있다. 이와 유사하게, 가공의 정밀도를 증가시키기 위하여, 예를 들면, 거울(42)의 형식을 취하는 조절 가능한 시스템에 의해 파면 수정을 추가하는 것을 고려해 볼 수 있다.

[0066] 또한, 각각의 자유 형상 표면은 레이저 조사(14)의 반사 손실을 줄이기 위하여, 광학 코팅을 구비할 수 있다.

[0067] 도면을 참조하여 개시한 것처럼, 상이한 환자 어댑터(28a 내지 28e)를 사용함으로써, 심지어 레이저 장치의 설정이 변하지 않고 유지되는 경우에도 동일한 레이저 장치(10)로 상이한 치료를 수행할 수 있다. 결과적으로, 단일의 동일한 레이저 장치로 상이한 유형의 치료가 실현될 수 있는 시스템이 이용 가능해 진다.

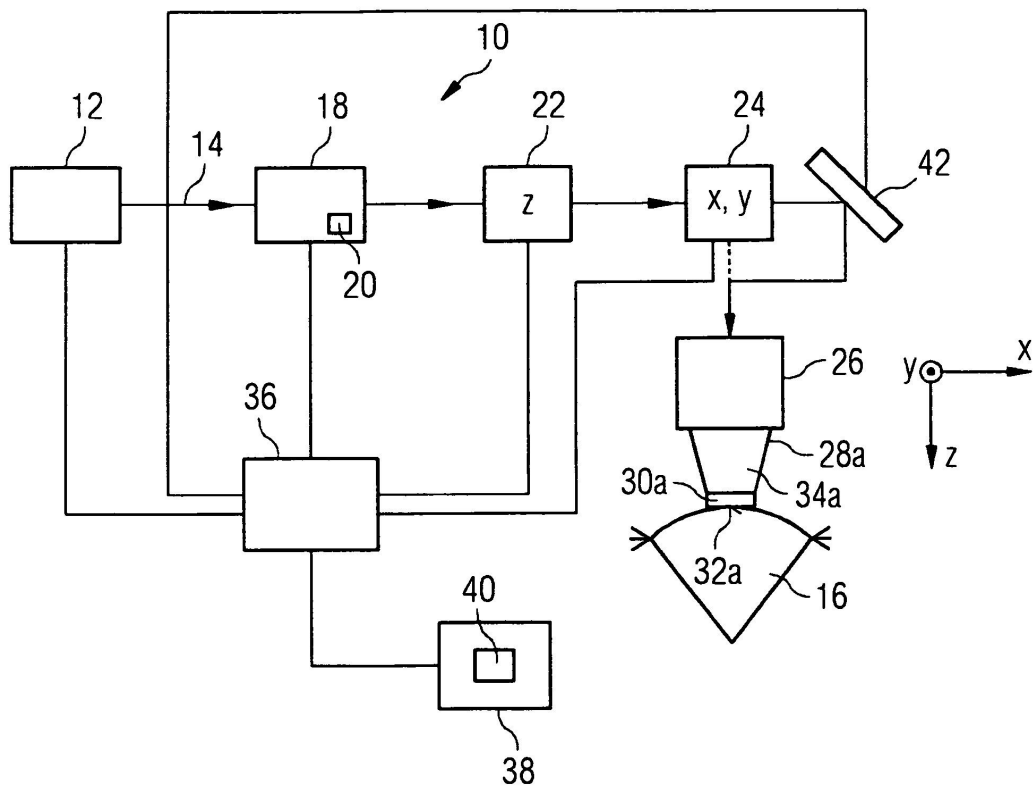
[0068] 끝으로 예증적인 실시예로서, 눈의 특정 영역을 치료하기 위하여 전형적인(그러나 이에 제한되어 해석되어서는 안된다) 값이 명시된 표가 제시되어 있다.

치료 영역	각막 표면($z=0\text{mm}$)으로부터 시작되는 초점의 평균 깊이(z_0)[mm]	초점 깊이의 범위(Δz)[mm]	필요 초점 크기 ΦF [mm]	측면($x-y$) 스캔 범위 [mm]	필요 레이저 에너지 [μJ]
각막	0.3	0.0 ... 1.2	3 ... 5	12	0.5 ... 2.0
수정체	5.0	3.0 ... 10.0	≤ 10	7	2.0 ... 10.0
유리체	15	7 ... ~20	≤ 10	≥ 15	5 ... 10
망막	23	20 ... 28	≤ 5 ... 10	≥ 15	< 1
홍채 각막 각	3	2 ... 6	< 10	~ 5	10

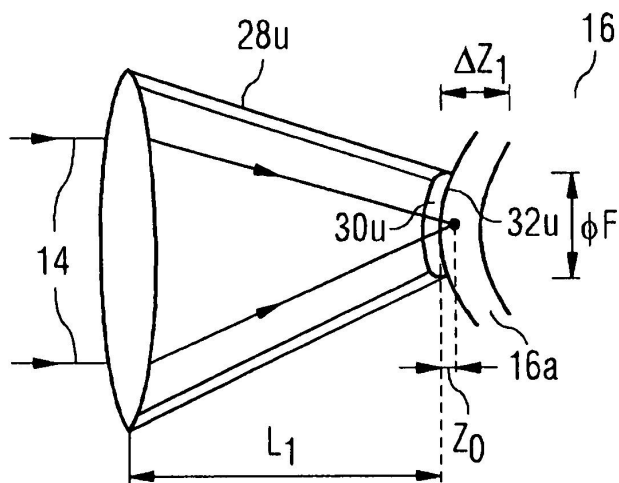
[0069]

도면

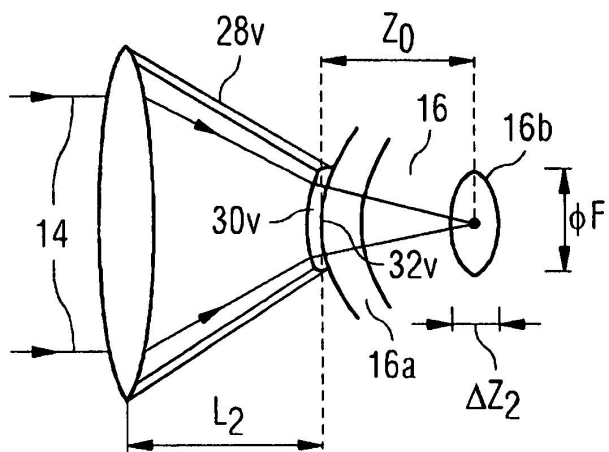
도면1



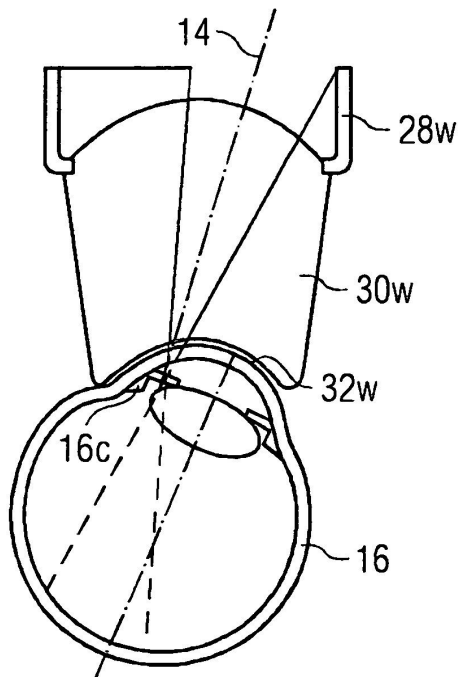
도면2a



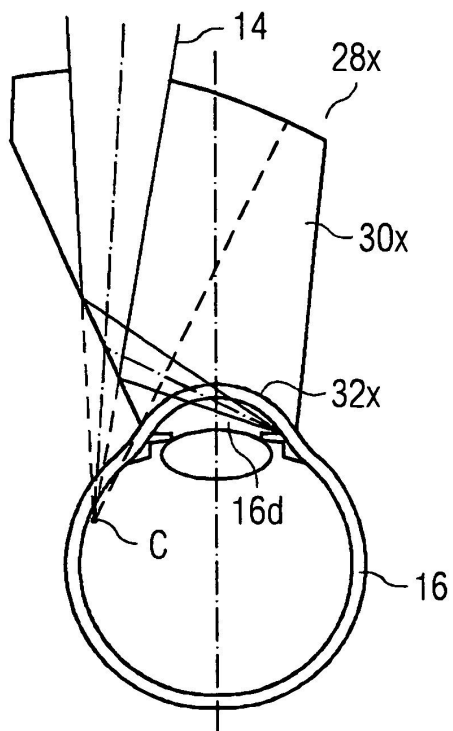
도면2b



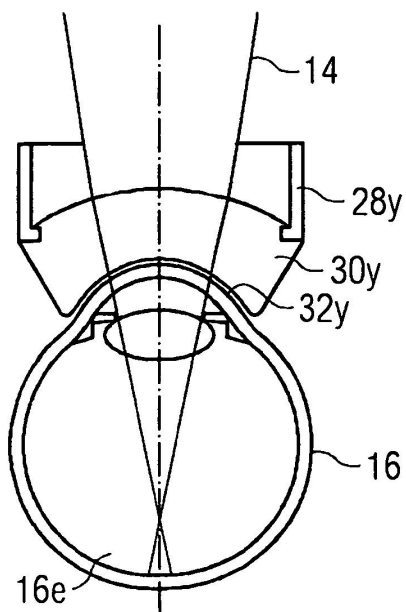
도면2c



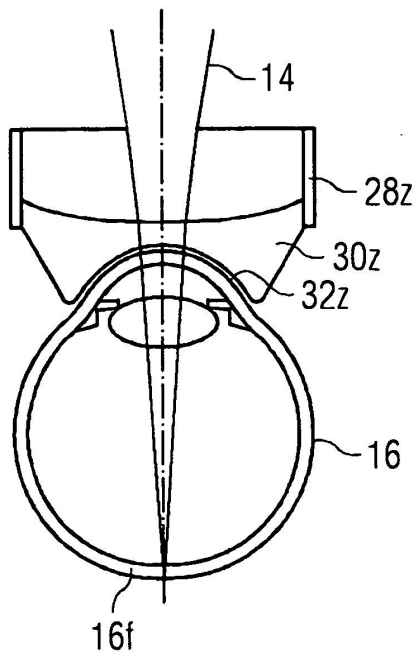
도면2d



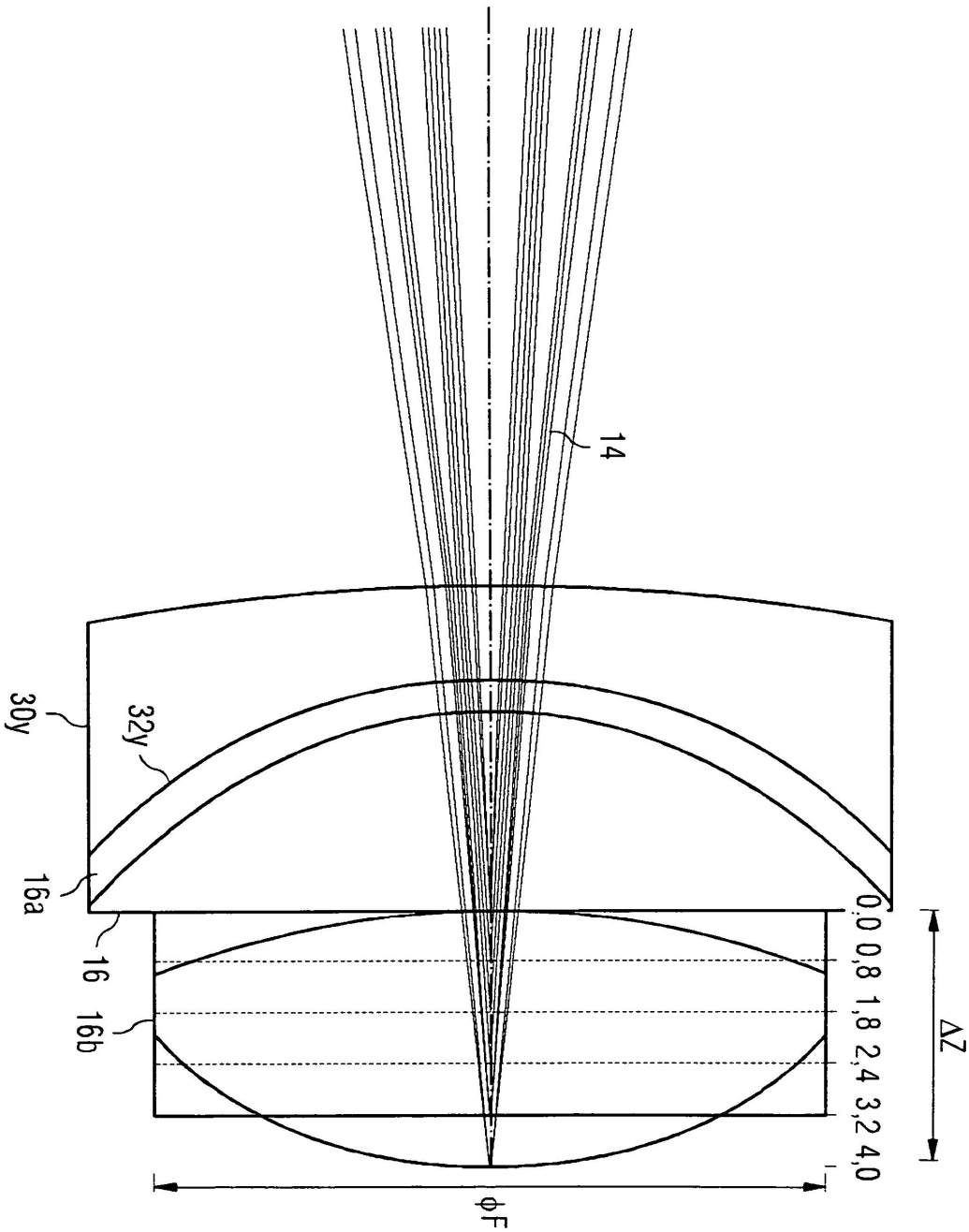
도면2e



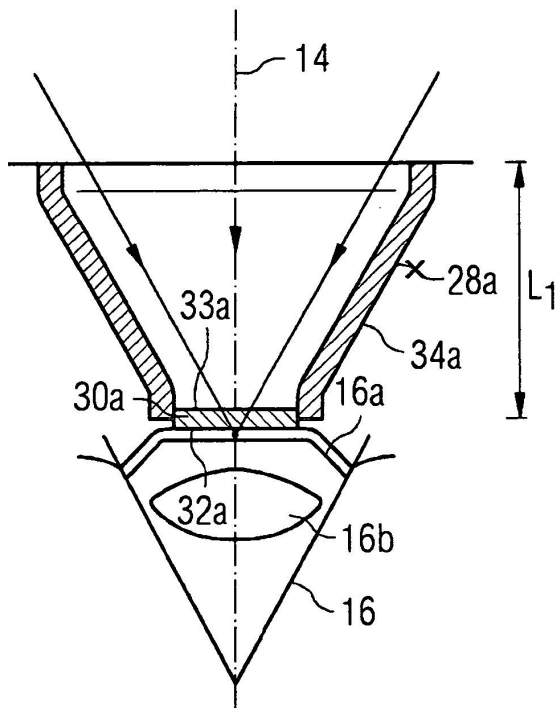
도면2f



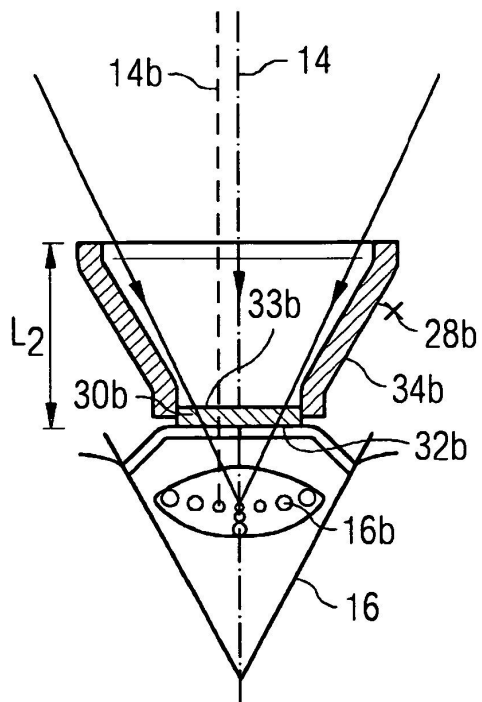
도면3



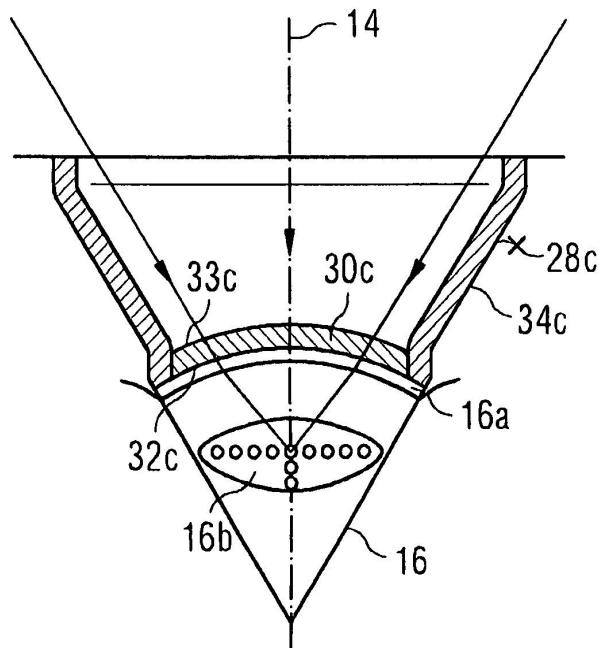
도면4a



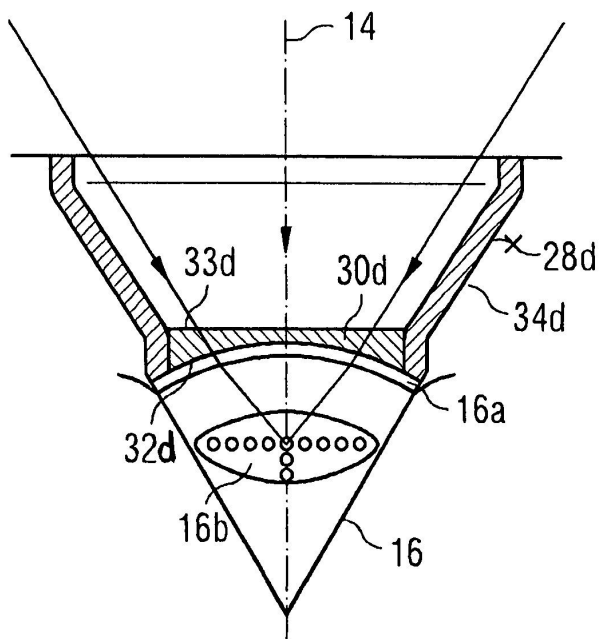
도면4b



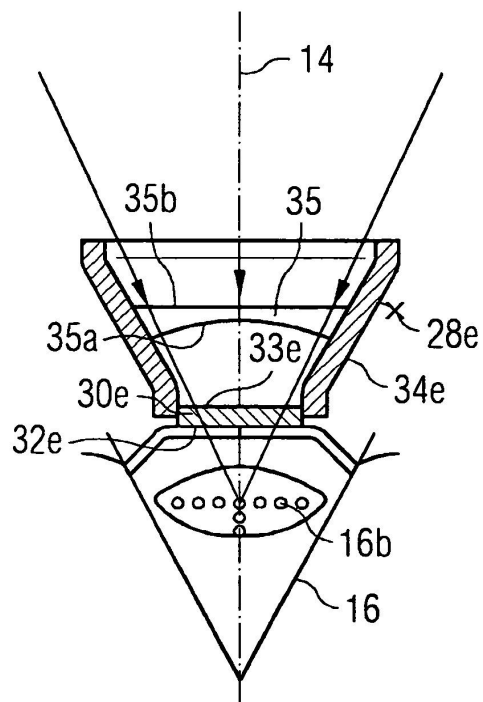
도면4c



도면4d



도면4e



도면4f

