



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2013년03월18일  
(11) 등록번호 10-1243998  
(24) 등록일자 2013년03월08일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
*A61F 9/008* (2006.01) *A61B 18/20* (2006.01)  
(21) 출원번호 10-2009-0035164  
(22) 출원일자 2009년04월22일  
심사청구일자 2011년03월09일  
(65) 공개번호 10-2009-0111787  
(43) 공개일자 2009년10월27일  
(30) 우선권주장  
08007790.2 2008년04월22일  
유럽특허청(EPO)(EP)  
(56) 선행기술조사문헌  
JP2005296624 A  
KR1020050116382 A  
JP2008534993 A  
EP0983757 A2

전체 청구항 수 : 총 17 항

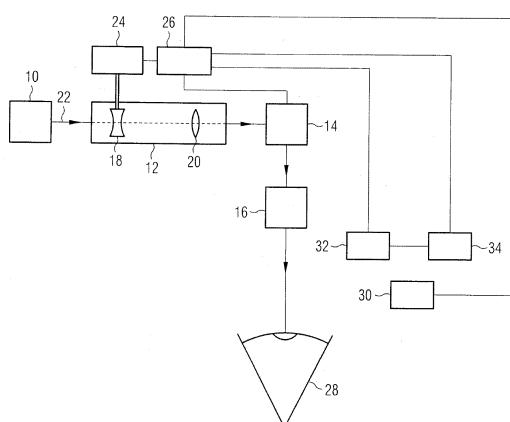
- (73) 특허권자  
웨이브라이트 게엠베하  
독일 에르란겐 암 울프스멘텔 5 (우 91058)  
(72) 발명자  
포글러 클라우스  
독일 에센탈/에센아우 90542 고에쓰스트라쎄 13  
키틀멘 오랄프  
독일 뉘에른베르그 90408 유벤엘스트라쎄 2  
(74) 대리인  
박장원

(54) 발명의 명칭 안구 수술용 레이저-광학 장치

심사관 : 김희승

**(57) 요약**

안구 수술용 레이저-광학 장치는 펄스형 펨토초 레이저 방출 소스(10)와, 레이저 방출을 유도하고 안구(28) 위 또는 안의 치료 위치에 초점을 맞추는 광학적 구성요소(12, 14, 16)들을 포함하며, 상기 광학적 구성요소들은 레이저 방출의 빔 경로에 연속하여 배치된 다수의 렌즈(18, 20)들을 포함한다. 본 발명에 따르면, 렌즈들 중 적어도 하나의 렌즈(18)가 빔 경로의 방향에서 다른 렌즈들에 대하여 조정 가능하게 배치된다. 특히, 조정 가능한 렌즈는 빔-확장 광학기(12)의 제1 발산 렌즈이다. 조정 가능한 렌즈에는 이들을 조정하기 위한 구동 장치(24)가 할당되어 설치되고, 상기 구동 장치의 제어를 위하여 제어 장치(26)가 안구 표면의 국소해부학적으로 측정된 자료에 접근하여 그 측정된 국소해부학적 표면에 따라서 구동 장치를 제어하는 방식으로 설치된다. 상기 레이저 장치에 의하면 안구에 접촉 렌즈를 착용시키는 것을 피할 수 있다.

**대 표 도**

## 특허청구의 범위

### 청구항 1

펄스형 펨토초 레이저를 방사하는 소스(10)와, 안구 위 또는 안의 치료 위치로 레이저 방사를 유도하고 초점을 맞추는 광학적 구성요소(12, 14, 16)들을 포함하고, 상기 광학적 구성요소들이 레이저 방사의 빔 경로에 연속해서 배치된 다수의 렌즈(18, 20)들을 포함하는 안구 수술용 레이저-광학 장치에 있어서,

상기 렌즈들 중 적어도 하나의 렌즈(18)가 다른 렌즈들에 대하여 빔 경로의 방향으로 조정 가능하게 배치되고,

상기 조정 가능한 렌즈를 조정하기 위하여 상기 조정 가능한 렌즈에 구동 장치(24)가 설치되고,

구동 장치의 제어를 위해, 안구의 국소해부학적 표면에 관한 측정된 자료에 접근하도록 설정되고 그 측정된 국소해부학적 표면에 기초하여 구동 장치를 제어하도록 설정되는 제어 유닛(26)이 제공된 것을 특징으로 하는 안구 수술용 레이저-광학 장치.

### 청구항 2

제1항에 있어서,

적어도 하나의 조정 가능한 렌즈(18)는, 빔 방향을 횡단하는 평면에서 레이저 방사를 스캐닝하는 스캐닝 유닛(14)의 빔 방향 상류측에 놓이는 빔-확장 광학기(12)의 일부인 것을 특징으로 하는 안구 수술용 레이저-광학 장치.

### 청구항 3

제2항에 있어서,

빔-확장 광학기(12)는 빔 방향 하류측에 놓이는 발산 렌즈(18) 및 수렴 렌즈(20)를 적어도 포함하고, 상기 발산 렌즈는 구동 장치(24)에 의해 수렴 렌즈에 대하여 조정 가능한 것을 특징으로 하는 안구 수술용 레이저-광학 장치.

### 청구항 4

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 제어 유닛(26)은, 측정된 국소해부학적 표면 및 국소해부학적으로 조사된 표면으로부터 레이저 방사가 작용하는 안구 내의 소망하는 위치의 높이 거리에 기초하여, 조정 가능한 렌즈(18)의 공칭 위치를 확인하도록 설정되며 그 확인된 공칭 위치에 기초하여 구동 장치(24)를 제어하도록 설정되는 것을 특징으로 하는 안구 수술용 레이저-광학 장치.

### 청구항 5

제4항에 있어서,

안구 위 또는 안의 적어도 하나의 기준 위치의 높이의 변위를 검출하도록 설정되는 측정 장치(32)를 포함하고, 상기 제어 유닛(26)은, 적어도 하나의 기준 위치의 현재 높이 위치의 검출에 기초하여 조정 가능한 렌즈(18)의 공칭 위치를 교정하고 그 교정된 공칭 위치에 기초하여 구동장치(24)를 제어하도록 설정되는 것을 특징으로 하는 안구 수술용 레이저-광학 장치.

### 청구항 6

제4항에 있어서,

상기 측정 장치(32)는 빔 경로의 방향을 횡단하는 평면에 있는 안구(28) 위 또는 안의 적어도 하나의 기준 위치의 움직임을 검출하도록 설정되고, 상기 제어 유닛(26)은, 적어도 하나의 기준 위치의 검출 된 현재 횡단 지점에 기초하여 조정 가능한 렌즈(18)의 공칭 위치를 교정하고 그 교정된 공칭 위치에 기초하여 구동 장치(24)를 제어하도록 설정되는 것을 특징으로 하는 안구 수술용 레이저-광학 장치.

**청구항 7**

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 장치는 접촉 렌즈의 각막 표면 위에의 배치가 불필요하고, 접촉 렌즈를 위한 장착 구조물도 불필요한 것을 특징으로 하는 안구 수술용 레이저-광학 장치.

**청구항 8**

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 측정 장치(32)는 안구의 국소해부학적인 각막 표면을 조사하도록 설정된 것을 특징으로 하는 안구 수술용 레이저-광학 장치.

**청구항 9**

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서,

레이저 방사의 초점 직경이  $10\mu\text{m}$  이하이고, 레이저 방사의 레일리 과장이  $20\mu\text{m}$  이하인 것을 특징으로 하는 안구 수술용 레이저-광학 장치.

**청구항 10**

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서,

선 스캐닝에 의한 각막 표면에 평행한 각막의 2차원 절개의 생성을 위해, 제어 유닛(26)은 삼각형 특성을 가지며 삼각형의 높이가 가변적인 제어 신호를 구동 장치에 제공하도록 설정되는 것을 특징으로 하는 안구 수술용 레이저-광학 장치.

**청구항 11**

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서,

나선 스캐닝에 의한 각막 표면에 평행한 각막의 2차원 절개의 생성을 위해, 제어 유닛(26)은 진폭이 단조롭게 가변 되는 제어 신호를 구동 장치에 제공하도록 설정되는 것을 특징으로 하는 안구 수술용 레이저-광학 장치.

**청구항 12**

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서,

광학적 구성요소는 빔-확장 광학기(12)들과, 빔 경로의 방향으로 빔-확장 광학기의 하류측에 배치되어 빔 방향에 대해 횡단하는 평면에 빔을 스캐닝하는 스캐닝 유닛(14)과, 빔 경로 방향으로 스캐닝 유닛의 하류측에 배치된 초점 조절 광학기(16)로 구성되고;

빔-확장 광학기(12)들은 빔 방향으로 연속하여 배치되고 적어도 발산 렌즈(18)와 수렴 렌즈(20)를 포함하는 다수의 렌즈들을 포함하고;

상기 발산 렌즈는 수렴 렌즈에 대하여 조정 가능하게 배치되는 것을 특징으로 하는 안구 수술용 레이저-광학 장치.

**청구항 13**

펄스형 펨토초 레이저 방사의 소스(10)와, 레이저 방사의 빔 경로에 연속하여 배치된 다수의 렌즈들로서 그 중 적어도 하나의 렌즈(18)가 다른 렌즈(20)에 대하여 빔 경로 방향으로 조정 가능하게 배치된 렌즈들과, 상기 적어도 하나의 조정 가능한 렌즈(18)를 조정하기 위한 구동 장치(24)를 포함하는 제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 따른 안구 수술용 레이저-광학 장치를 제어하는 방법에 있어서,

조정 가능한 렌즈(18)의 공칭 위치가 저장된 국소해부학적 측정 자료에 근거하여 확인되고,

구동 장치(24)의 제어 신호는 상기 확인된 공칭 위치에 근거하여 발생하는 것을 특징으로 하는 안구 수술용 레이저-광학 장치를 제어하는 방법.

**청구항 14**

제9항에 있어서,

레이저 방사의 초점 직경이  $7\mu\text{m}$  이하인 것을 특징으로 하는 안구 수술용 레이저-광학 장치.

**청구항 15**

제14항에 있어서,

레이저 방사의 초점 직경이  $5\mu\text{m}$  이하인 것을 특징으로 하는 안구 수술용 레이저-광학 장치.

**청구항 16**

제9항에 있어서,

레이저 방사의 레일리 파장이  $15\mu\text{m}$  이하인 것을 특징으로 하는 안구 수술용 레이저-광학 장치.

**청구항 17**

제16항에 있어서,

레이저 방사의 레일리 파장이  $10\mu\text{m}$  이하인 것을 특징으로 하는 안구 수술용 레이저-광학 장치.

**명세서****발명의 상세한 설명****기술 분야**

[0001] 본 발명은 안구 수술용 레이저-광학 장치에 관한 것이다.

**배경기술**

[0002] 레이저는 안구 수술에 다양한 방식으로 적용된다. 예를 들면, 안구의 시력적 이상을 제거하기 위한 안구 굴절 교정 수술(refractive eye surgery)에서는, 종종 각막 또는 수정체에 절개를 해야만 한다. 이와 관련된 보편화 된 기술은 소위 펨토라식(femtoLASIK)이라 불린다. 라식(LASIK: laser in-situ keratomileusis)의 경우에, 표면의 작은 원반이 먼저 각막으로부터 절개된다. 해당 전문의 집단에서는 피판(flap)이라 불리는 상기 작은 원반은, 힌지 연결된 부위에서 남아 있는 상피 조직에 여전히 부착된다. 상기 피판은 옆쪽으로 접히고, 이러한 방식으로 밑에 있는 각막의 조직 부위를 노출하게 된다. 그러면 물질들이 기질로부터 엑시머 레이저(excimer laser)를 통하여 이전의 확인된 절개 윤곽에 따라 절개된다. 그 후에, 피판은 다시 원래대로 접혀서, 남아 있는 조직에 의해서 비교적 짧은 시간에 치료된다. 피판은 일반적으로 미세각막절삭기(microkeratome)를 사용하여 기계적으로 생성된다. 그러나, 레이저에 의하여 생성하면 손상이 덜하다. 이러한 목적에서, 펨토초 범위의 극초단 펄스 지속 시간(ultrashort pulse duration)을 갖는 레이저 방사가 사용된다(이래서 펨토라식임). 정확한 절개 위치 측정을 위해서, 짧은 레일리 파장(Rayleigh length)을 갖는 비교적 짧은 초점 직경이 요구된다. 통상적인 초점 직경은 안구의 수정체에서 또는 각막에서 피판 절개 또는 다른 절개와 관련하여 대략  $5\mu\text{m}$  또는 그 이하이다. 종래 레일리 파장은 대략  $10\mu\text{m}$  또는 그 이하이다.

[0003] 조직 물질의 영향 및 그 영향에 의한 개질은 실질적으로 빔 초점 부위에서만 일어날 수 있다. 빔 초점 외부의 에너지 밀도는 매우 낮다. 초점 치수가 작으면, 절개가 행해질 소망 위치에 레이저 빔을 정확하게 초점을 맞출 필요가 있다. x-y 평면의 초점 위치의 정확한 설정은(빔 축에 대하여 수직인 평면을 의미하는 것으로 이해된다) 제어된 방법으로 조정 가능한 하나 이상의 편향 거울로 구성된 편향 유닛(스캐너)으로 가능하다. 그러나, 문제는 z-방향(즉 빔 축의 방향에서)으로의 초점 제어와 관련이 있다. 예를 들면, 만일 적어도 부분적으로 일정한 깊이로(피판의 경우에서처럼) 각막에서 확장되는 표면 절개 과정에서 빔 초점의 z-조정을 피하는 것이 바람직하다면, 각막 피판을 평평하게 누르기 위하여, 안구축 측면이 평평한 압평 판(applanation plate)이 안구 위에 놓여야만 한다. 그러면 피판은 평평한 표면 절개를 통하여 생성될 수 있다.

[0004] 이 경우, 압평 판은 레이저 방사의 초점을 맞추는 대물렌즈에 대하여 고정되고, 이러한 방식으로 빔 초점 조절 용의 z축-기준을 제공한다. 그러나 안구가 피판에 의하여 압력을 받는 결과 안구의 압력은 공교롭게도 상당한

정도로 상승하고, 어떤 특정 상황에서는 심지어 시신경에 돌이킬 수 없는 손상을 야기하기도 한다.

[0005] 만일 안구에 대면하는 상기 측면에 오목한 형상의 접촉 렌즈를 사용한다면, 안구의 변형을 더 작게 하는 것이 가능하다. 그러나, 비록 이러한 렌즈들로도 안구의 변형을 완벽하게 회피할 수 없다. 게다가, 오목한 접촉 렌즈들은 일반적으로 빔 초점의 질에 부정적인 영향을 미친다. 접촉 렌즈와 각막 사이의 굽은 접촉면은, 예를 들면 코마 장애를 가져오고, 그러한 장애는 결국 절개의 질에 바람직하지 않은 영향을 미친다.

## 발명의 내용

### 해결 하고자하는 과제

[0006] 따라서 본 발명의 목적은 안구의 매우 정확한 치료를 가능하게 하는 안구 수술용 레이저-광학 장치를 만들어내는 것이다.

### 과제 해결수단

[0007] 상기 목적을 달성하기 위해, 본 발명은, 펄스형 펨토초 레이저 방사 소스를 구비하며 레이저 방사를 안내하고 안구 위 또는 안의 치료 위치에 초점을 맞추는 광학적 구성요소를 구비하는 안구 수술용 레이저-광학 장치로서, 상기 광학적 구성요소는 레이저 방사의 빔 경로에 연속해서 배치된 다수의 렌즈들을 포함하는 것을 특징으로 하는 안구 수술용 레이저-광학 장치에서 출발한다. 본 발명에 따르는 한 해결책에 따르면, 렌즈들 중 적어도 하나의 렌즈가 빔 경로의 방향으로 다른 렌즈들에 대하여 조정 가능하게 배치되고, 조정 가능한 렌즈를 조정하기 위하여 조정 가능한 렌즈에 구동 장치가 설치되고, 구동 장치의 제어를 위해, 안구의 국소해부학적 표면에 관한 측정된 자료에 접근하도록 설정되며 또한 측정된 국소해부학적 표면에 의존하는 방식으로 구동 장치를 제어하도록 설정되는 제어 유닛이 마련된다.

[0008] 본 발명에 따른 해결책은 안구의 측정된 국소해부학적 표면에 의존하는 방식의 빔 초점의 z축-제어에 기초한다. 본 발명은 안구 위에 올려지는 접촉 렌즈는 생략되거나, 2차원 압평 판의 형태이거나 혹은 오목하게 웜푹 파인 렌즈 형태가 될 수 있다. 따라서 이러한 접촉 렌즈를 전부 생략해도 치료 과정에서 바람직하지 않은 어떠한 유형의 안구 변형도 생기지 않는 결과를 가져온다. 접촉 렌즈 때문에 발생하는 시력 장애 또한 생기지 않는다. 특히, 국소해부학적 측정 자료는 국소해부학적 외부 각막 표면을 나타낸다. 그러나 여기서 이해하고 넘어가야 할 것은, 원칙적으로는 조사될 기준 표면, 일례로 수정체 표면과 같은 안구 내부의 다른 표면이 사용될 수 있다는 것이다.

[0009] 안구의 국소해부학적 표면은 예를 들면, 광-슬릿 기술로, 초음파 또는 광학 단층 촬영을 통하여 조사될 수 있다. 상기 기술들은 이러한 전문가 분야에 알려졌고, 이러한 이유에서 여기서는 필요한 국소해부학적 자료를 획득하는 방법에 관하여 추가로 설명하지 않는다. 언급된 측정 원리의 하나 또는 그 이상에 따라서 작동하는 측정 장치가 본 발명에 따른 장치 일부가 될 수 있고 제어 유닛이 접근하는 기억장치에 그 측정된 자료를 저장할 수 있다.

[0010] 국소해부학적 측정을 위해 광학 단층 촬영법(optical coherence tomography)에 의한 값에 따라, 본 발명은 특히 펨토초 방사-소스를 사용하는, 바람직하게 반복률이 10 GHz 지역에 있는, 더 바람직하게는 100 GHz 지역에 있는, 예를 들면 소위 VECSELs(vertical external-cavity surface-emitting lasers)라 불리는 극도로 빠른 광학 단층 촬영 장치의 사용을 개시한다. 이러한 반도체 레이저 다이오드는 전자적으로 또는 광학적으로 주입될 수 있고, 센티미터 범위의 물리적 크기에도 매우 높은 출력을 얻을 수 있다. 펨토초 섬유 레이저는 또한 광학 단층 촬영 장치의 범위 내에서 사용된다. 이러한 방사-소스는 대역폭이 100nm 초과, 1000nm 이하이고 반복률이 100 GHz보다 큰 fs 초연속체를 발생시킬 수 있고, 그 결과 최대 측정비가, 필요한 곳에서, 수술 절차가 진행되는 동안 국소해부학적인 기준 표면에서(예를 들면, 각막 표면에서) 사실상 실시간 측정이 가능해진다. 따라서, 국소해부학적 측정이 수술 이전에 필수적으로 완전히 실행되어야만 하는 것이 아니라 수술 도중에, 예를 들면 '온라인(online)'으로 실행될 수 있다.

[0011] 본 발명에 따른 장치의 광학적 구성 요소는 바람직하게는 빔-확장 광학기, 빔 경로의 방향으로 빔-확장 광학기의 하류측에 배치되고 빔의 방향을 횡단하는 평면으로 빔을 스캐닝하는 역할을 하는 스캐닝 유닛과 빔 경로의 방향으로 스캐닝 유닛의 하류측에 배치된 초점 조절 광학기로 구성된다. 빔-확장 광학기는 작은 초점 직경을 얻는 데 필요한 초점 조절 광학기의 높은 개구수(numerical aperture)를 달성하기 위해 레이저 빔을 충분히 확장한다. 빔-확장 광학기는 일반적으로 몇몇 광 경로 방향으로 연속해서 배치된 렌즈들을 포함하고, 상기 렌즈들 중 적어도 하나는 발산 렌즈의 형태이며 적어도 하나의 다른 렌즈는 수렴 렌즈의 형태이고, 발산 렌즈는 수렴

렌즈의 상류측에 놓인다. 시중의 종래의 빔-확장 광학기는, 일반적으로 두 개 또는 세 개의 렌즈들로 구성되고, 상기 렌즈 중 제1 렌즈(입력 렌즈)는 언제나 발산 렌즈이다. 그 직경은 다음의 수렴 렌즈(들)보다 상당히 더 작다. 따라서, 그 질량은 또한, 일반적으로 빔-확장 광학기의 수렴 렌즈(들)보다 상당히 더 작다. 이러한 이유로, 본 발명의 바람직한 실시예에서는, 빔-확장 광학기의 발산 렌즈, 특히 빔-확장 광학기의 입력 렌즈를 조정 가능하게 배열하고, 빔-확장 광학기의 적어도 하나의 수렴 렌즈에 대한 빔 초점의 z축-제어의 목적을 위해 상기 발산 렌즈를 변위 가능하게 한다. 상기 경우에 발산 렌즈의 작은 질량 때문에, 예를 들면 전동식 또는 압전식 구동 장치에 의해 발산 렌즈를 매우 동적으로 조정할 수 있게 된다. 다른 한편으로, 후속하는 발산 렌즈 또는 심지어 초점 조절 광학기를 조정하는 경우에는, 이동시킬 질량이 비교할 수 없을 정도로 크고, 이는 바람직한 동적 운동에 해가 될 수 있다.

[0012] 본 발명에 따른 장치의 렌즈들에 대한 적절한 설계 및 위치 설정이 주어지는 경우, 10mm인 빔-확장 광학기의 입력 렌즈의 조정 가능 거리는 1.4mm 범위 내에 빔 초점을 두는 것을 가능하게 하기 위해 충분하다. 일반적으로, 상기 광학기는 각막 볼록함의 보상 및 일정한 깊이로 위치하는 각막 사이의 2차원 절개에는 충분하다.

[0013] 제어 유닛은, 측정된 국소해부학적 표면 및 국소해부학적으로 조사된 표면으로부터 레이저 방사가 작용하는 안구 내의 소망하는 위치의 높이 거리에 기초하여, 조정 가능한 렌즈의 공칭 위치를 확인하도록 설정되며 그 확인된 공칭 위치에 기초하여 구동 장치를 제어하도록 설정된다. 이와 관련하여 상기 높이 거리는 z축-방향의 간격과 관련이 있다. 심지어 머리를 완벽하게 고정한 자세와 석션링을 이용한 안구 고정에 의한다 해도, z축-방향으로의 각막의 약간의 움직임을 완벽하게 방지할 수 없다. 이러한 움직임들은, 예를 들면 호흡 때문이다. 그럼에도 불구하고, 빔 초점을 안구의 소망하는 위치에 항상 정확하게 위치시키기 위해, 본 발명에 따라 바람직하게 더 향상된 장치는 안구 위 또는 안의 적어도 하나의 기준 위치의 높이 위치의 변위를 검출하기 위한 측정 장치를 갖는다. 이 경우에 제어 유닛은 적어도 하나의 기준 위치의 검출된 현재 높이 위치에 기초하여 조정 가능한 렌즈의 확인된 공칭 위치를 교정하고 그 교정된 공칭 위치에 기초하여 구동 장치를 제어하도록 설정된다. 일례로, 각막 정점을 기준 위치로서 고려할 수 있다.

[0014] 안구를 고정하는 석션링이 생략되는 상기 경우에, 심지어 머리를 고정한 자세로도 안구의 회전 움직임은 일반적으로 피할 수 없다. 또한 이러한 안구의 움직임으로 인해 조정 가능한 렌즈의 확인된 공칭 위치의 z축-교정이 필요할 수 있는데, 왜냐하면 안구의 회전 때문에 안구의 레이저 방사 작용의 소망하는 위치의 z축-좌표의 변위가 계속해서 일어날 수 있기 때문이다. 따라서 본 발명에 따른 장치는 빔 경로의 방향을 횡단하는 평면에서의 안구의 위 또는 안의 적어도 하나의 기준 위치의 움직임을 검출하기 위해 설치되는 측정 장치를 포함하고, 상기 제어 유닛은 적어도 하나의 기준 위치의 검출된 현재 횡단 위치에 기초하여 조정 가능한 렌즈의 공칭 위치를 교정하고 그 교정된 공칭 위치에 기초하여 구동 장치를 제어하도록 설정된다.

[0015] 조정 가능한 렌즈의 공칭 위치를 교정함에 있어서 안구의 회전 움직임을 고려하는지 여부에 관계없이, 빔 초점을 항상 정확하게 검출하기 위하여, 모든 경우에 안구의 움직임에 기초하여 빔-스캐닝 유닛(스캐너)을 제어할 필요가 있다. 상기 제어에 적합한 감시 시스템(안구 트래커)은 이러한 전문가 분야에 알려졌다. 예를 들어, 이와 관련하여 각막 정점은 빔 축을 횡단하는 방향의 변위에 대해 감시될 수 있다.

[0016] 레이저 방사의 초점 직경은 바람직하게는 약  $10\mu\text{m}$  이하이고, 더 바람직하게는 약  $7\mu\text{m}$  이하이고, 훨씬 더 바람직하게는 약  $5\mu\text{m}$  이하이다. 레이저 방사의 레일리 파장은 바람직하게는 약  $20\mu\text{m}$  이하이고, 더 바람직하게는 약  $15\mu\text{m}$  이하이고, 훨씬 더 바람직하게는 약  $10\mu\text{m}$  이하이다.

[0017] 선 스캐닝에 의할 때 각막 표면에 실질적으로 평행하게 각막에 2차원 절개를 생성시키기 위하여, 제어 유닛은, 대략 3각형의 특성을 가지며 3각형 높이가 가변적인 제어 신호를 구동 장치에 제공하도록 설정된다. 선 스캐닝의 대안으로서, 빔이 안구 위에 평행한 선들로 옮겨지는 나선 스캐닝도 가능하다. 이 경우에, 나선 스캐닝에 의한 각막 표면에 실질적으로 평행한 각막에 2차원 절개를 생성하기 위하여, 제어 유닛은 단조롭게 변화하는 진폭의 제어 신호를 구동 장치에 제공하도록 설정될 수 있다. 선 스캔의 경우 제어 신호의 삼각 형태는 각각의 선이 각막 가장자리 아래에서부터 중간 부위 위를 거쳐서 다시 각막 가장자리로 확장된다는 사실과 관련이 있다. 따라서, 렌즈는 각기 다른 위치들에 배치되지 않으면 안 된다. 제어 신호의 삼각형 높이가 변하는 것은, 각막 정점 위로 또는 각막의 정점 근방에서 확장되는 선들의 경우, 상기 선들의 z축-이동 경로가, 각막의 볼록한 정도에 따라서, 가장자리에 가까운 선들의 경우보다 더 크다는 사실로부터 발생된다. 반면에, 나선 스캔의 경우에 있어서는, 조정 가능한 렌즈를 한 방향으로 연속해서 조정할 필요가 있고, 이는 제어 신호의 단조롭게 변화하는 진폭으로 표현된다.

[0018] 본 발명에 따른 장치는 안구 위에 놓이는 접촉 렌즈를 필요로 하지 않을 뿐 아니라, 바람직하게는 상기와 같은

접촉 렌즈를 위한 장착 구조물이 없어도 된다.

[0019] 본 발명의 또 다른 태양에 따르면, 본 발명은, 펄스형 펨토초 레이저 방사의 소스와, 레이저 방사의 빔 경로에 연속하여 배치된 다수의 렌즈들로서 그 중 적어도 하나의 렌즈가 다른 렌즈에 대하여 빔 경로 방향으로 조정 가능하게 배치된 렌즈들과, 적어도 하나의 조정 가능한 렌즈를 조정하기 위한 구동 장치를 포함하는 안구 수술용 레이저-광학 장치를 제어하는 방법을 제공한다. 본 발명에 따르면, 조정 가능한 렌즈의 공칭 위치는 저장된 국소해부학적 측정된 자료에 근거하여 확인되고, 구동 장치용 제어 신호는 확인된 공칭 위치에 근거하여 발생한다.

## 효과

[0020] 본 발명에 따르면 안구의 매우 정확한 치료를 가능하게 하는 안구 수술용 레이저-광학 장치가 제공된다.

### 발명의 실시를 위한 구체적인 내용

[0021] 이하에서는 첨부된 도면에 의거하여 본 발명을 더 자세히 설명한다.

[0022] 도 1에 도시된 안구 수술용 레이저 장치는 펄스 지속 시간이 펨토초 범위인 펄스형 레이저 방사를 발생시켜서 출력하는 레이저 발생기(10)를 포함한다. '펨토초(femtosecond)'라는 용어는 여기서 광의로 이해되어야 하는 것 이지, 1ps에서부터 시작하는 펄스 지속 시간에 관한 엄격한 제한으로 이해되어서는 안 된다. 오히려 그 반대로 본 발명에서는 원칙적으로 1ps보다 더 긴 펄스 지속 시간에 대해서도 적합하다. fs 범위의 펄스 지속 시간에 대한 언급은 안구 수술에 사용되는 fs 레이저가 초점 직경이 예를 들어 최대 5μm이고 레일리 파장이 최대 10μm인 비교적 작은 초점 치수를 갖는 정도까지만 나타내고, 본 발명은 이와 같은 초점 치수가 작은 경우에 특히 그 장점들을 나타낸다. 그렇지만, 레이저 방사의 펄스 지속 시간은 바람직하게는 1ps 이하, 예를 들어 세 자리 펨토초 범위 이내이다.

[0023] 레이저 발생기(10)의 펄스-반복률(pulse repetition rate)은, 예를 들면 두 자리 또는 세 자리 KHz 범위 내지 MHz 범위 내일 수 있다. 특히, 레이저 발생기(10)의 펄스-반복률은 제어 가능하다. 치료 목적으로 발생시켜 사용되는 레이저 방사 파장은 예를 들면 대략 1μm 근방의 적외선 영역일 수 있지만, 상기 파장은 그보다 더 짧아서 자외선 영역 바로 아래일 수도 있다.

[0024] 레이저 발생기에 의하여 출력되는 레이저 빔의 빔 경로에는, 빔-화장 광학기(12), 스캐너(14)와 초점 조절 광학기(16)가 연속하여 놓인다. 빔-화장 광학기(12)는 본 실시예에서는 발산 렌즈(18) 및 수렴 렌즈(20)가 하류측에 설치된 2-렌즈 시스템으로서 구성된다. 두 개 이상의 렌즈들을 갖는 빔-화장 광학기를 사용할 수도 있다는 것을 알 수 있을 것이다. 그러나, 일반적으로, 본 명세서에서는 렌즈(18)인, 빔-화장 광학기의 출력 렌즈는 발산 렌즈이다. 빔-화장 광학기(12)의 렌즈(18, 20)들은 자세하게 도시되지 않은 하우징 내부에 수용되고, 발산 렌즈(20)는 하우징 내부에 견고하게 설치되지만, 발산 렌즈(18)는 수렴 렌즈(20)에 대하여 빔 축의 방향(도면 부호 22로 언급된)으로 조정 가능하다. 제어 유닛(26)에 의하여 제어되는 구동 장치(24)는 발산 렌즈(18)의 조정을 위해 사용한다. 구동 장치(24)에는 예를 들면 전동식 또는 압전식 구동 장치가 있다. 자세하게 설명하지 않지만, 구동 장치(24)는 예를 들면 렌즈 마운트에 계합되고, 이 렌즈 마운트는 하우징 내에서 이동 가능하게 안내되고 발산 렌즈(18)를 지지한다.

[0025] 빔 축(22) 방향으로의 발산 렌즈(18)의 운동 경로는 대략 수 밀리미터, 예를 들면 10mm 정도이다. 발산 렌즈(18)를 조정하는데 필요한 속도는, 무엇보다도 도면 부호 28로 도시된 치료 할 안구 위에 레이저 빔을 안내하는 스캔 패턴에 따라 정해질 수 있다. 최소 0.5m/s, 바람직하게는 대략 1m/s의 발산 렌즈(18) 조정 속도로, 허용 가능한 짧은 시간 내에 각막에 대한 피판 절개를 행할 수 있다. 구동 장치(24)는 발산 렌즈(18) 조정 속도를 보장할 수 있도록 구성된다.

[0026] 스캐너(14)는, 그 자체가 공지되어 있어서 여기에 자세히 나타내지 않았지만, 빔 축(22)에 수직하게 놓인 x-y 평면에서의 레이저의 목표로 하는 편향을 가능하게 하는 한 쌍의 편향 거울을 포함할 수 있다. 안구(28)로의 삽입은 제어 유닛(26)에 의하여 절개부의 x-y 이미지에 따르는 방식으로 제어되며 또한 안구의 모든 움직임에 따르는 방식으로 제어된다. 어떤 경우에도 석션링에 의해 안구가 고정되지 않으면 피할 수 없는 이러한 안구 움직임은 기능 블록(30)으로서 개략적으로 도시되고 제어 유닛(26)에 연결된 안구-트래킹 시스템(안구 트래커)을 통하여 기록할 수 있다. 이러한 유형의 시스템은 전문의 분야에 알려져 있고, 따라서 그 기능과 구조에 대한 좀 더 자세한 설명은 여기서는 생략해도 될 것이다. 예를 들면 연속적으로 빠르게 번갈아가며 기록될 수 있는 동공 또는 또 다른 안구 부분의 몇 개의 이미지에 대하여 실행될 수 있는 유형 인지에 기초하여 안구 트래커(30)가

안구의 움직임을 기록할 수 있다는 것을 언급하는 것으로 충분하다.

[0027] 초점 조절 광학기(16)는, 다음과 같이 알려진 방식으로 마찬가지로, 여기서 자세히 도시되지 않은 다수의 렌즈로부터 구조화된다. 초점 조절 광학기(16)의 초점 길이는 고정된다. 초점 조절 광학기(16)는 레이저 장치에 고정적으로 결합하여 있고, 그 결과 빔 초점의 z축-조정이 오직 발산 렌즈(18)의 조정을 통하여서만 가능하다. 물론, 마찬가지로, 빔 초점의 z축-조정이 발산 렌즈(18)의 조정을 통하여 및 초점 조절 광학기(16)의 조정을 통하여 모두 가능하도록, 초점 조절 광학기(16)가 빔 축(22)을 따라서 조정가능하게 배치되는 것이 가능하다. 후자의 경우에 초점 조절 광학기(16)의 조정가능성은, 예를 들면 실질적인 작동 시작 이전에 대략의 설정 목적으로 사용될 수 있고, 반면에 발산 렌즈(18)의 조정 가능성은 치료 도중에 z-위치를 바꾸는 데 있어서의 빔 초점을 설정하는 목적으로 사용된다. 대략의 설정의 과정에서, 발산 렌즈(18)는 중앙 위치에 바람직하게 고정되고, 그 결과 다음 작동 과정에서 조정의 방향에서 모두 이동 경로를 충분하게 제공하게 된다.

[0028] 도 1에 따르는 레이저 장치는 측정 장치(32)를 더 포함하고, 상기 측정 장치로 안구(28)의 국소해부학적 각막 표면이 조사될 수 있다. 예를 들면, 측정 장치는 광학 단층 촬영법(OCT: optical coherence tomography)의 원리에 따라서 작동한다. 측정 장치(32) 내의 적절한 측정 수단은 측정된 값들을 가지고 각막 표면의 국소해부학적 윤곽을 나타내는 국소해부학적 측정 자료를 만들어내고, 국소해부학적 측정 자료들을 제어 유닛(26)이 이용할 수 있게 한다. 예를 들면, 측정 장치(32)는 국소해부학적 측정 자료를 기억장치(34)에 기록할 수 있고 상기 기억장치로부터 제어 유닛(26)이 후에 상기 측정 자료를 다시 가져올 수 있다. 이것은 실질적인 작동 이전에 일시적으로 분리된 각막 전체의 국소해부학적 조사를 가능하게 한다. 제어 유닛은 국소해부학적으로 측정된 자료에 기초하여 우선 발산 렌즈(18)의 2차원의 구동 윤곽을 계산할 수 있는데, 그 구동 윤곽은 상기 발산 렌즈(18)가 설치되는 공칭 위치를 매 경우마다 x-y 평면의 모든 스캐닝 지점들에 대해서 특정한다. 상기 구동 윤곽의 계산시에 제어 유닛(26)은 z축-방향(수직으로 이격된)의 각막 표면으로부터 이격된 공간을 고려하고, 상기 방향에서 x-y 평면에서 각각의 위치로 절개 위치가 정해진다. 각막 피판의 생성 경우에 있어서, 예를 들면, 일반적인 일정한 두께의 피판을 만들려고 노력한다. 따라서 발산 렌즈(18)의 공칭 위치는 생성될 플랩의 모든 x-y 위치에 대한 빔 초점이 언제나 각막 표면으로부터 z축으로 실질적으로 동일하게 이격되도록 하는 방식으로(피판의 가장자리는 별도로 하되, 이 경우 절개는 각막 표면을 향해 유도되어야 함) 계산된다. 작동 도중에 각막 정점 또는/및 적어도 안구(28)의 또 다른 기준 위치의 z-위치를 감시하고 안구의 기준 위치에 현재 기록된 z-위치에 따르는 방식으로 윤곽을 구동한 결과 발산 렌즈(18)의 공칭 위치를 바로잡는 것은 충분하다. 상기 감시는, 적절하기만 한다면 마찬가지로 OCT 측정 장치(32)에 의하여 실행될 수 있고, 상기 측정 장치는 후에 그 측정된 값을 제어 유닛(26)에 직접 제공한다.

[0029] 안구(28)는 치료 중에 전혀 고정되지 않고, 안구의 회전 움직임을 방지하는 석션링(suction ring)에 의해서만 고정될 수 있다. 석션링을 사용하는 경우, 그 석션링은 초점 조절 광학기(16)에 적절한 기계적 경계면을 통하여 z축-방향으로 바람직하고 견고하게 결합된다. 이 경우에 안구(28)에 접촉 렌즈를 배치하지 않고도 치료를 실행할 수 있다.

[0030] 각막에 표면 절개를 행하기 위해, 선 스캔(line scan)과 나선 스캔(spiral scan)의 두 가지 방법이 알려져 있다. 도 2 및 도 3은 각막 피판을 생성하는 경우에 발산 렌즈(18)의 구동 위치의 전형적이지만 이상적인 이동 상황을 나타내는 것으로, 도 2는 선 스캔의 경우를 나타내고, 도 3은 나선 스캔의 경우를 나타낸다. 선 스캔의 경우에, 레이저 빔은 서로 나란히 배치된 선을 따라 각막 위로 안내되고, 발산 렌즈(18)는 선 각각의 경로에서 넘어가야 할 각막의 볼록면을 감안하기 위하여 앞으로 그리고 뒤로 연이어 움직인다. 이것은 도시된 구동 위치의 3각형의 진행을 나타낸다. 마찬가지로, 선 스캔의 경우에는 제어 유닛(26)에 의하여 가동 장치(24)에 제공된 제어 신호는 삼각형 특징을 갖는다. 각막의 중앙부에 걸쳐서 연장되는 중앙의 스캔 선의 경우 선의 중간과 선의 단부 사이의 높이차는 스캔 선이 가장자리에 가까운 경우에 비해 더 크므로, 제어 신호의 삼각형 높이가 바뀐다.

[0031] 반면에, 나선 스캔의 경우에는, 발산 렌즈(18)를 한 방향으로 연속하여 조정하면 충분하고, 이는 나선이 가장자리에서부터 시작되는지 혹은 각막의 중앙에서부터 시작되는지 여부와는 무관하다. 따라서, 도 3에 도시된 렌즈 위치의 이동 상황은 단조롭게 일직선으로 상승하는 형태로 나타난다. 구동 장치(24)에 제공된 제어 신호는 따라서 유사한 특징을 갖는다. 나선 스캔의 경우 단위 시간당의 넘어가야 할 높이차가 더 작기 때문에, 나선 스캔은 발산 렌즈(18)의 횡단 속도가 선 스캔보다 더 낮아질 수 있게 된다. 반면에, 나선 스캔의 경우, 레이저 빔의 각 속도가 변하지 않는다고 가정할 때, 연속되는 절개 위치의 간격이 일정하다는 것을 고려하면, 레이저 발생기(10)의 펄스-반복률은 가장자리에 가까운 외부 나선 회전부에 대해 내부의, 중앙 나선 회전부보다 더 크게 설정

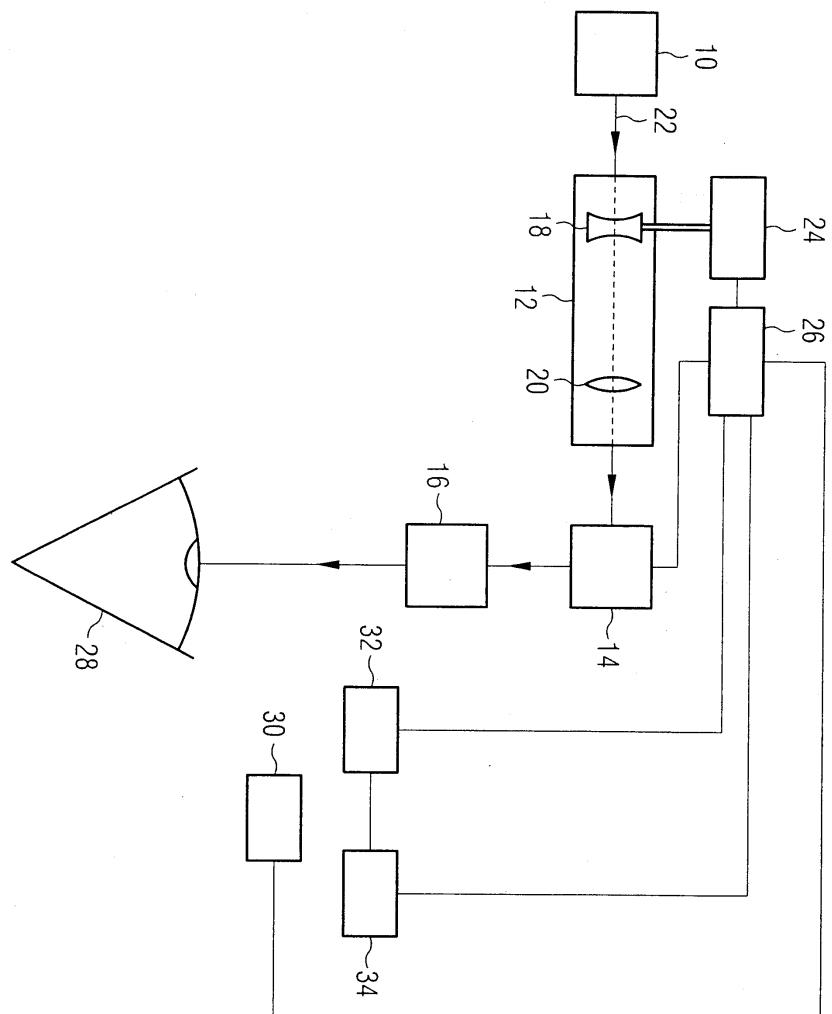
되어야 한다.

### 도면의 간단한 설명

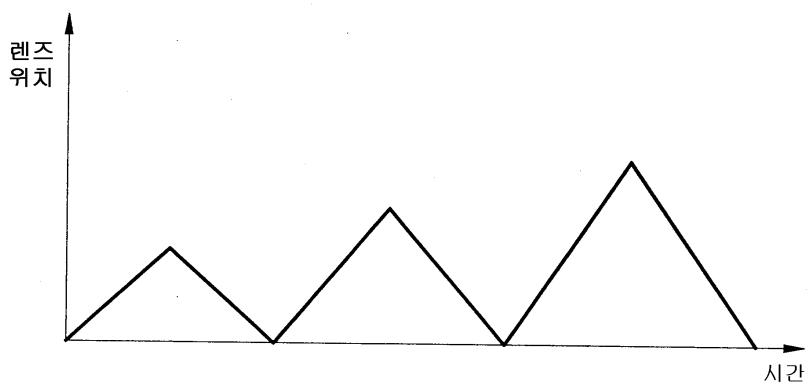
- [0032] 도 1은 안구 수술용 레이저-광학 장치의 바람직한 실시예의 개략적인 블록도이다.
- [0033] 도 2는 라인 스캔(line scan)의 경우에 도 1의 레이저 장치의 조정 가능한 렌즈 각각의 구동 위치에서의 특성 그래프이다.
- [0034] 도 3은 나선 스캔(spiral scan)의 경우에 조정 가능한 렌즈의 구동 위치에서의 특성 그래프이다.
- [0035] \*\* 도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명 \*\*
- [0036] 10: 레이저 발생기
- [0037] 12: 빔-확장 광학기
- [0038] 14: 스캐너
- [0039] 16: 초점 광학기
- [0040] 18: 발산 렌즈
- [0041] 20: 수렴 렌즈
- [0042] 22: 빔 축
- [0043] 24: 구동 장치
- [0044] 26: 제어 장치
- [0045] 28: 안구
- [0046] 32: 측정 장치
- [0047] 34: 기억 장치

도면

도면1



도면2



도면3

