



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2014년11월04일
(11) 등록번호 10-1457619
(24) 등록일자 2014년10월28일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61F 9/01 (2006.01) A61F 9/008 (2006.01)
A61F 9/007 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2011-7025026

(22) 출원일자(국제) 2009년03월23일

심사청구일자 2013년03월07일

(85) 번역문제출일자 2011년10월21일

(65) 공개번호 10-2012-0028861

(43) 공개일자 2012년03월23일

(86) 국제출원번호 PCT/EP2009/002123

(87) 국제공개번호 WO 2010/108501

국제공개일자 2010년09월30일

(56) 선행기술조사문헌

EP01792593 A1*

KRUEGER, RONALD R. et. al., "Rainbow Glare as an Optical Side Effect of IntraLASIK", Ophthalmology, issue 115, No.7, pp. 1187-1195, 2008.07.01.*

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자

웨이브라이트 게엠베하

독일 에르란겐 암 울프스텐텔 5 (우 91058)

(72) 발명자

벨르너 크리스티안

독일 뢰렌도르프 91096 쉬왈벤웨그 1

보그러 클라우스

독일 엑켄탈/에셴하우 90542 고에테스트라세 13

도니트스키 크리스토프

독일 엑켄탈/에셴하우 90542 비르바처 스트라세 2

(74) 대리인

박장원

전체 청구항 수 : 총 2 항

심사관 : 유창용

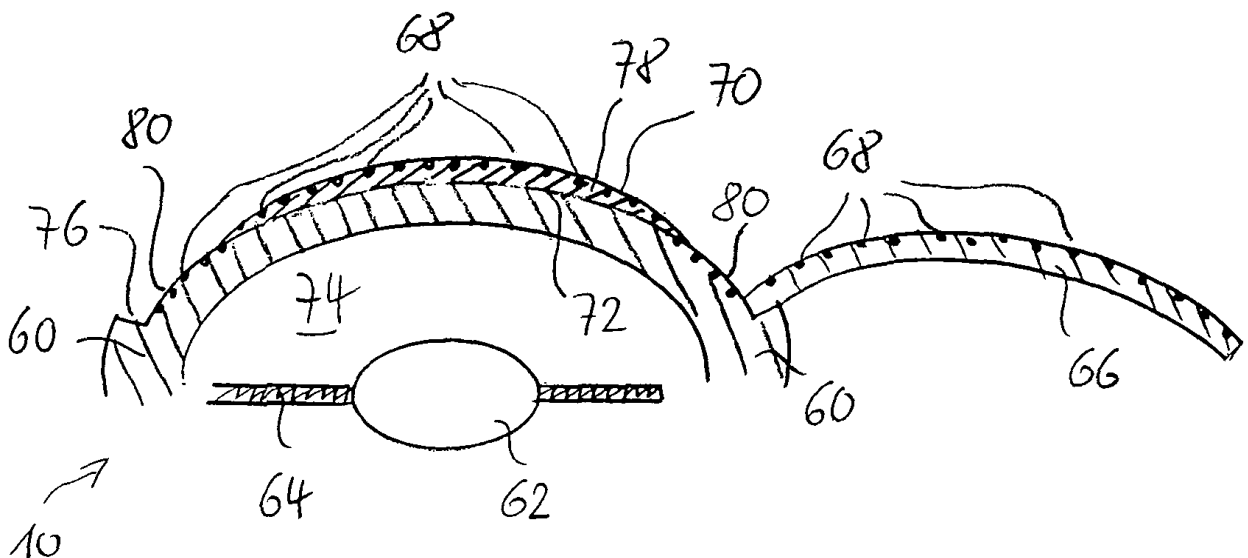
(54) 발명의 명칭 라식 장치

(57) 요약

라식 장치가 제공되며, 상기 장치는, 각막 조직에서의 파괴를 일으키는 파워 밀도를 갖는 제 1 레이저 방사선 펄스들을 발생시키기 위한 제 1 레이저 방사선 소스와; 상기 제 1 레이저 방사선 펄스들을 상기 각막 조직으로 입사하게 유도하고 성형하기 위한 제 1 수단과; 각막 조직의 절제를 일으키는 파워 밀도를 갖는 제 2 레이저 방사

(뒷면에 계속)

대표도 - 도2



선 펄스들을 발생시키기 위한 제 2 레이저 방사선 소스와; 상기 제 2 레이저 방사선 펄스들을 상기 각막에 대하여 유도하고 성형하기 위한 제 2 수단과; 그리고 제어기를 구비하고, 상기 제어기는 상기 각막(60)에서의 절개(72)가 일어나게 할 목적으로 상기 제 1 수단 및 상기 제 1 레이저 방사선 펄스들을 제어하기 위한 제 1 처리 프로그램을 구비하고, 상기 각막의 재성형 및 상기 각막의 결상 특성의 변화가 일어나게 할 목적으로 상기 제 2 수단 및 상기 제 2 레이저 방사선 펄스들을 제어하기 위한 제 2 처리 프로그램을 구비하며, 여기서 상기 제 1 처리 프로그램은 상기 각막의 결상 특성과 관련된 레인보우 글레어 작용을 일으키는 규칙적인 각막 표면 구조들(68)을 생성하고, 그리고 상기 규칙적인 구조들(68)의 제거가 일어나게 할 목적으로 상기 제 2 수단 및 상기 제 2 레이저 방사선 펄스들을 제어하는 제 3 처리 프로그램을 구비한다.

특허청구의 범위

청구항 1

라식(laser in-situ keratomileusis, LASIK) 장치로서,

각막 조직(corneal tissue)에서의 파괴를 일으키는 파워 밀도(power density)를 갖는 제 1 레이저 방사선 펄스들(14)을 발생시키기 위한 제 1 레이저 방사선 소스(12)와;

상기 제 1 레이저 방사선 펄스들(14)을 상기 각막 조직으로 입사하게 유도(guide)하고 성형(shape)하기 위한 제 1 수단(24, 44, K)과;

각막 조직의 절제(ablation)를 일으키는 파워 밀도를 갖는 제 2 레이저 방사선 펄스들(48)을 발생시키기 위한 제 2 레이저 방사선 소스(46)와;

상기 제 2 레이저 방사선 펄스들(48)을 상기 각막에 대하여 유도하고 성형하기 위한 제 2 수단(40, 42, 44, 24)과; 그리고

제어기(50)를 포함하여 구성되고, 상기 제어기(50)는,

각막편(flap)(66)이 개방되어 상기 각막편(66)의 일부분이 아닌 각막기질판(stromal bed)의 각막기질 표면(stromal surface)(70)이 노출될 수 있게, 각막(60)에서의 절개(incision)가 일어나도록 상기 제 1 수단 및 상기 제 1 레이저 방사선 펄스들(14)을 제어하기 위한 제 1 처리 프로그램(56a)을 구비하고, 그리고

근시(myopia) 치료를 위한 상기 각막의 재성형(reshaping) 및 상기 각막의 결상 특성(imaging properties)의 변화가 일어나도록 상기 제 2 수단 및 상기 제 2 레이저 방사선 펄스들(48)을 제어하기 위한 제 2 처리 프로그램(56b)을 구비하며, 여기서, 상기 제 1 처리 프로그램(56a)은 상기 각막의 결상 특성과 관련된 레인보우 글레어 작용(rainbow-glare effect)을 일으키는 규칙적인 각막 표면 구조들(68)을 생성하고, 그리고

상기 각막기질판의 상기 노출된 표면(70)에서 상기 규칙적인 구조들(68)의 제거가 일어나도록 상기 제 2 수단(40, 42, 44, 24) 및 상기 제 2 레이저 방사선 펄스들(48)을 제어하는 제 3 처리 프로그램(56c)을 구비하며,

상기 제 3 처리 프로그램(56c)은, 굴절률 교정 절제 분량(refractive ablation volume)(78')에 더하여, 상기 각막(60)의 가장자리 영역(marginal region)(80)에서 평활 절제(smoothing ablation)를 일으키는 것을 특징으로 하는 라식 장치.

청구항 2

라식(laser in-situ keratomileusis, LASIK) 장치로서,

각막 조직(corneal tissue)에서의 파괴를 일으키는 파워 밀도(power density)를 갖는 제 1 레이저 방사선 펄스들(14)을 발생시키기 위한 제 1 레이저 방사선 소스(12)와;

상기 제 1 레이저 방사선 펄스들(14)을 상기 각막 조직으로 입사하게 유도(guide)하고 성형(shape)하기 위한 제 1 수단(24, 44, K)과;

각막 조직의 절제(ablation)를 일으키는 파워 밀도를 갖는 제 2 레이저 방사선 펄스들(48)을 발생시키기 위한 제 2 레이저 방사선 소스(46)와;

상기 제 2 레이저 방사선 펄스들(48)을 상기 각막에 대하여 유도하고 성형하기 위한 제 2 수단(40, 42, 44, 24)과; 그리고

제어기(50)를 포함하여 구성되고, 상기 제어기(50)는,

각막편(flap)(66)이 개방되어 상기 각막편(66)의 일부분이 아닌 각막기질판(stromal bed)의 각막기질 표면(stromal surface)(70)이 노출될 수 있게, 각막(60)에서의 절개(incision)가 일어나도록 상기 제 1 수단 및 상기 제 1 레이저 방사선 펄스들(14)을 제어하기 위한 제 1 처리 프로그램(56a)을 구비하고, 그리고

원시(hyperopia) 치료를 위한 상기 각막의 재성형(reshaping) 및 상기 각막의 결상 특성(imaging properties)의 변화가 일어나도록 상기 제 2 수단 및 상기 제 2 레이저 방사선 펄스들(48)을 제어하기 위한 제 2 처리 프로

그램(56b)을 구비하며, 여기서, 상기 제 1 처리 프로그램(56a)은 상기 각막의 결상 특성과 관련된 레인보우 글레어 작용(rainbow-glare effect)을 일으키는 규칙적인 각막 표면 구조들(68)을 생성하고, 그리고

상기 각막기질판의 상기 노출된 표면(70)에서 상기 규칙적인 구조들(68)의 제거가 일어나도록 상기 제 2 수단(40, 42, 44, 24) 및 상기 제 2 레이저 방사선 펄스들(48)을 제어하는 제 3 처리 프로그램(56c)을 구비하며,

상기 제 3 처리 프로그램(56c)은, 굴절률 교정 절제 분량(refractive ablation volume)(78')에 더하여, 상기 각막(60)의 가운데 영역(middle region)(82)에서 평활 절제(smoothing ablation)를 일으키는 것을 특징으로 하는 라식 장치.

청구항 3

삭제

청구항 4

삭제

청구항 5

삭제

청구항 6

삭제

명세서

기술분야

[0001] 본 발명은 라식(laser in-situ keratomileusis, LASIK) 장치 및 방법에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 굴절률 안과 수술(refractive ophthalmological surgery)에 있어서, 눈의 굴절률 특성(refractive properties) 및 결상 특성(imaging properties)은 시력 결함의 교정 혹은 완화 목적으로 환자의 눈에 대해 조정(interventions)을 행함으로써 변경된다. 특히, 라식(LASIK) 프로세스가 알려져 있고, 여기서 눈의 각막은 재생형된다. 종래의 라식 프로세스의 경우, 처음 단계에서, 평평한 각막 절개(flat corneal incision)가 기계식 미세각막절삭기(mechanical microkeratome)를 이용하여 수행되고, 이로 인해 소위 각막편(flap)이 생성되는데, 이 각막편의 일측은 각막에 단단히 연결된 채 있게 되고, 이에 따라 하부 각막 조직(각막기질(stroma)의 노출을 위해서 이것은 위로 젖혀질 수 있다. 그 다음에, 노출된 각막기질에서, 절제(ablation)(다시 말해, 보통 엑사이머-레이저 방사선(excimer-laser radiation)을 사용하는 조직의 제거)가 수행되고, 이후 각막편은 뒤로 젖혀지고 치료가 완료된다. 이러한 프로세스에서, 상피조직(epithelium)은 크게 손상되지 않게 되며, 치료 프로세스는 상대적으로 빠르게 그리고 고통 없이 행해진다. 종래의 기계식 미세각막절삭기에서는, 예리한 칼날의 진동(oscillation)이 일어난다.

[0003] 각막편을 자르기 위해, 기계식 미세각막절삭기는 최근 레이저 방사선으로 점점 대체되고 있다. 레이저 방사선은 각막의 표면 아래에 집속되고 소정의 궤적을 따라 유도(guiding)되며, 그 파워 밀도(power densities)는 매우 높아 광과괴 효과(photodisruptive effects)에 의한 연속적인 절개가 일어난다. 높은 파워 밀도를 획득하기 위해, 펨토초(femtosecond) 범위 내의 더 짧은 레이저 펄스들이 사용되고, 이로 인해 이러한 프로세스는 또한 fs 라식으로도 불린다.

[0004] 앞서 언급된 fs 라식에 있어서, 각막편을 자르는 동안, 높은 파워 밀도의 고도로 집속된 레이저 방사선 펄스들로 인해 고밀도의 연속적으로 정렬된 (미세)과괴((micro)disruptions)가 일어난다. 전체적으로 이차원의 연속적인 절개가 각막의 각막기질에서 일어난다. 그 다음에, 남겨진 힌지(hinge)를 통해, 각막편이 한쪽으로 젖혀지고, 그 다음에 실제 라식이 일어나는바, 다시 말해, 각막을 재생형할 목적으로 소정의 절제 분량의 절제를 위한 소정의 처리 프로그램에 따라, 개방된 각막기질에서의 각막 조직의 절제(제거)가 일어난다.

[0005] fs 라식에 있어서 각막편의 생성은 종래의 기계식 미세각막절삭기의 사용과 비교하여 많은 장점을 갖고, 따라서

점점 더 많이 사용되고 있다. fs 라식(이것은 또한 때때로 fs 미세각막절삭(fs microkeratome)으로 불리기도 함)의 경우에, 절단의 깊이는 매우 작은 변동(fluctuations)으로 원하는 대로 정확하게 얻을 수 있으며, 그리고 소정의 각도를 갖는 특정 가장자리 절개가 또한 형성될 수 있는바, 이것은 특히 뒤로 젖혀지는 각막편의 생체역학적 안정성(biomechanical stability)에 관해 장점을 제공한다.

[0006] 그러나, 때때로 fs 라식 절개 동안 소위 레인보우-글레어 작용(rainbow-glare effect)의 형태로 환자를 괴롭히는 부작용이 또한 일어날 수 있다. 일부 환자들에게 불편한 느낌을 주는 이러한 효과는 어떤 구조물 및 날카로운 모서리를 볼 때 색깔 분산(colour dispersions)을 지각하게 되는 것이다. 이러한 불편한 느낌을 주는 레인보우-글레어 작용의 원인은, 광과광에 의해 일어나는 각막편의 생성을 위한 절개 표면에서의 일 타입의 격자 구조의 발생으로 인한 것이다. 전형적으로는 개별 레이저 스폿(spot)들이 규칙적으로 위치하여, 격자 상수가 μm 범위 내에 있는 규칙적인 이차원 격자가 적어도 특정 절개 영역에서 발생할 수 있는바, 이것은 이후 라식 절차의 종료 이후에도 치료된 눈에 계속 존재할 수 있어, 알려진 격자 효과, 다시 말해, 앞서 설명된 바와 같이 색깔이 분해되는 분산 효과를 일으킬 수 있다. 종종 굴절률 교정 절제(다시 말해, 원하는 결상 특성을 갖는 각막의 재성형을 목적으로 하는 각막 조직의 표적 제거)는 앞서 언급된 바람직하지 않은 격자 구조를 제거하기도 하지만, 일반적으로 이것은 상대적으로 "많은" 양의 조직이 절제되는 각막의 그러한 영역들에서만 성공적이고, 반면 굴절률 교정 절제(다시 말해, 결상 특성을 교정시킬 목적으로 하는 원하는 절제 분량의 제거)가 그렇게 많은 조직을 절제하지 않는 그러한 각막 영역들에는, 바람직하지 않은 격자 구조가 각막에 종종 남게 되는바, 예를 들어 원시 교정(hyperopia correction)의 경우 중앙 각막 영역에 남게 된다.

[0007] EP-A 1 977 725에서는, 바람직하지 않은 규칙적인 격자 구조가 일어나지 않는 그러한 정도로 상쇄되는 절개 실시 과정에서의 레이저 방사선의 스폿 위치의 규칙성으로 이러한 문제에 대처한다. 여기에서는, 각막편 절개 실시 과정에서의 바람직하지 않은 규칙적인 격자 구조를 피하기 위해, 방사선을 제어하는 거울들의 확률론적인 '와블링(wobbling)'이 구현된다. 그러나, 스폿 위치의 이러한 확률론적인 변동에도 불구하고, 보장돼야 할 것은, 절개가 연속적으로 일어나는 것, 그리고 노출된 각막기질에서의 충분히 평활된 표면이 보장돼야 하는 것이다. 앞서 언급된 알려진 프로세스에서 이것은 매우 정교한 최적화 및 제어를 필요로 한다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 본 발명의 목적은 fs 라식에 있어서 가능한 한 간단한 수단을 사용하여 소위 레인보우-글레어 작용의 발생을 피하는 것이다.

과제의 해결 수단

- [0009] 본 발명에 따른 장치는,
- [0010] - 각막 조직에서의 파괴(disruption)를 일으키는 파워 밀도를 갖는 제 1 레이저 방사선 펄스들을 발생시키기 위한 제 1 레이저 방사선 소스와,
 - [0011] - 상기 제 1 레이저 방사선 펄스들을 상기 각막 조직으로 입사하게 유도하고 성형하기 위한 제 1 수단과,
 - [0012] - 각막 조직의 절제(ablation)를 일으키는 파워 밀도를 갖는 제 2 레이저 방사선 펄스들을 발생시키기 위한 제 2 레이저 방사선 소스와,
 - [0013] - 상기 제 2 레이저 방사선 펄스들을 상기 각막에 대하여 유도하고 성형하기 위한 제 2 수단과,
 - [0014] - 제어기를 구비하며, 상기 제어기는 상기 각막에서의 절개(incision)가 일어나도록 상기 제 1 수단 및 상기 제 1 레이저 방사선 펄스들을 제어하기 위한 제 1 처리 프로그램을 구비하고 그리고,
 - [0015] - 상기 각막의 재성형 및 상기 각막의 결상 특성(imaging properties)의 변화가 일어나도록 상기 제 2 수단 및 상기 제 2 레이저 방사선 펄스들을 제어하기 위한 제 2 처리 프로그램을 구비하며,
 - [0016] - 여기서, 상기 제 1 처리 프로그램은 상기 각막의 결상 특성과 관련된 레인보우 글레어 작용을 일으키는 규칙적인 각막 표면 구조들을 생성하고,
 - [0017] - 상기 규칙적인 구조들을 제거할 목적으로 상기 제 2 수단 및 상기 제 2 레이저 방사선 펄스들을 제어하는 제 3 처리 프로그램을 구비한다.

- [0018] 앞서 설명된 장치에 있어서, 레인보우 글레이어 작용을 일으키는 앞서 언급된 "규칙적인 각막 표면 구조들"은, 각막편을 위한 절개 수행 과정에서 앞서 설명된 바와 같은 바람직하지 않은 격자 구조를 발생시키는 그러한 구조로서 이해되어야 하며, 따라서 본 발명에 따라 처리 프로그램으로 개별적으로 제거되거나 혹은 적어도 크게 감소되는 그러한 구조로서 이해되어야 하는바, 여기서 처리 프로그램은, 앞서 언급된 레인보우-글레이어 작용이 사라지게 하는 소위 절제 분량의 절제를 통한 절제 성형이 각막기질에서 후속적으로 일어나게 한다. 이러한 의미에서, 절제 분량은 전체적으로 눈의 이미징에서의 원하는 변화가 일어나도록 하기 위한 굴절률 수술을 위해 사전에 계산되는 각막의 그러한 분량인 것으로서 이해되어야 한다. 그러나, 본 발명에 따라, 더 설명하면, 각막편 절개 과정 동안 바람직하지 않은 격자 구조가 일어나는 그러한 영역에서 각막편이 뒤로 젖혀진 이후 노출되는 각막기질 표면의 평활이 제공되고, 이러한 평활은 눈의 굴절률 특성(결상 특성)에서의 변화와는 크게 관련되어 있지 않다.
- [0019] 본 발명은 또한 PRK(photorefractive keratectomy)(PRK 과정 동안 각막의 재성형의 결과로서 각막의 결상 특성이 변경됨)에 추가하여 PTK(phototherapeutic keratectomy)(PTK 과정 동안 상대적으로 표면에 위치하고 있는 결함, 상처, 및 다른 표면 구조가 제거됨)가 제공되는 그러한 방식으로 설명될 수 있다. 후자의 절차는, 본 발명에서, 노출된 각막기질 표면 상에 있는 앞서 언급된 격자 구조를 제거하는 역할을 한다.
- [0020] 이러한 제거는, 각막의 결상 특성을 변경시킬 목적으로 하는 각막의 굴절률 재성형과 함께, 개별 단계로 광절제(photoablation) 과정에서 일어난다.
- [0021] 앞서 설명된 바와 같은 본 발명은 특정 기능들을 각각 구비하고 있는 제 1 처리 프로그램, 제 2 처리 프로그램 및 제 3 처리 프로그램을 구분한다. 이러한 구분은 기능적 구분인 것으로서 이해되어야 하는바, 즉, 세 개의 처리 프로그램들의 세 개의 기술된 기능들은 단일의 컴퓨터 프로그램으로 결합될 수 있고, 또는 절제 효과를 일으키는 제 2 처리 프로그램 및 제 3 처리 프로그램이 단일 프로그램으로 서로 결합될 수 있다.
- [0022] 라식 근시 치료의 경우에, 각막은 보통 평탄화되는 바, 즉 각막의 곡률 반경이 증가된다. 이것이 의미하는 바는 절제 분량이 주로 각막의 중앙 영역(다시 말해, 시축(optical axis) 둘레)에 위치하고 있고, 반면 각막의 바깥쪽 영역에서는 절제되는 조직이 없거나 단지 약간의 조직만 절제됨을 의미한다. 그러나, 일반적으로, 각막편은 각막의 매우 광범위한 영역에 걸쳐 절단되고, 이에 따라 근시 치료의 경우, 노출된 각막기질의 가장자리 영역들에서 각막편의 절개에 의해 발생된 격자 구조들은, 어떤 상황하에서는, 각막기질로부터의 절제 분량의 후속적 절제에 의해 전체적으로 제거될 수 없고, 이로 인해, 본 발명에 따르면, 가장자리 각막편에 근접하여 있는 각막의 이러한 바깥쪽 영역들에서, 각막 조직에 잔존하는 바람직하지 않은 격자 구조의 위험이 특히 높으며, 따라서 본 발명에 따르면, 굴절률 교정 절제 분량의 절제에 추가하여, 각막의 가장자리 영역에서 평활 절제가 또한 일어난다.
- [0023] 반면, 원시를 치료하는 라식의 경우에, 절제 분량은 각막의 곡률 반경이 감소하는 방식으로 보통 계산되는바, 다시 말해, 이 경우 각막의 중앙 가운데 영역들에서보다 가장자리 각막편 절개부에 근접하여 있는 각막의 가장자리 영역에서, 통상적으로 더 많은 각막 조직이 절제된다. 따라서, 본 발명이 없다면, 원시 치료 과정에서 각막편 절개 동안 각막의 가운데 영역에서 일어나는 바람직하지 않은 격자 구조들이 남게 되고, 이로 인해 강한 레인보우-글레이어 작용이 일어날 위험이 존재한다. 따라서, 원시 치료의 경우에, 본 발명은 각막의 굴절률 교정을 위해 설정된 가장자리 절제 분량 외에, 추가적으로 각막의 가운데 영역에서 또한 격자 구조를 제거하기 위한 평활 절제가 수행된다.
- [0024] 본 발명의 예시적 실시예들이 도면에 근거하여 아래에서 보다 상세히 설명된다.

도면의 간단한 설명

- [0025] 도 1은 fs 라식을 구현하기 위한 장치를 도식적으로 나타낸다.
- 도 2는 근시 치료(myopia treatment)를 상세히 설명할 목적으로 눈의 각막을 절단한 면을 도식적으로 나타낸다.
- 도 3은 원시 치료(hyperopia treatment)를 상세히 설명할 목적으로 눈의 각막을 절단한 면을 도식적으로 나타낸다.
- 도 4는 도 3에 대응하는 단면으로, 여기에는 본 발명에 따라 얻고자 하는 타겟 표면이 포함되어 있다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0026] 도 1은 fs 라식 장치를 나타내며, 여기서 보통 두 개의 서로 다른 레이저 방사선 소스가 사용되는데, 즉, 광과파에 의해 각막편 절개를 구현하기 위해 펄스초 펄스들을 발생시키기 위한 제 1 레이저 방사선 소스와, 각막 조직의 절제를 구현하기 위해 더 낮은 파워 밀도를 갖는 또 다른 타입의 레이저 방사선 펄스들을 발생시키기 위한 제 2 레이저 방사선 소스가 사용된다. 보통 최신 기술 수준에 있어서, 눈에 관한 빔 성형 및 빔 유도를 위해 개별적인 광학 시스템들을 갖는 두 개의 서로 다른 레이저 방사선 시스템들이 이러한 목적으로 제공되는데, 이것은 치료될 눈에 관해 택일적으로(서로 독립적으로) 배치된다. 그러나, 도 1에서는, 간략한 설명을 위해 두 개의 시스템이 사실상 결합되어 나타나 있다.
- [0027] 제 1 레이저 방사선 소스(12)는 펄스초 펄스들(14)을 발생시키는 역할을 하고, 이러한 펄스초 펄스들(14)은 본 기술분야에 알려진 바와 같이 그렇게 알려져 있고 그리고 각막의 내부에 집속된 이후 그곳에 파괴 효과를 일으키는 그러한 높은 파워 밀도를 가지고 있다. 이러한 제 1 레이저 방사선 펄스들(14)을 성형하고 유도하기 위한 수단이 도 1에서 참조 부호 K로 전체적으로 표시되어 있으며, 그리고 이것은 최신 기술 수준에서 알려진 바와 같이 그렇게 알려져 있다. 제 1 레이저 방사선 펄스들(14)에 관해 투과를 행하는 거울(44)을 통해, 이러한 레이저 방사선은 눈(10)을 향하는 방향으로 유도된다. 눈(10)은 흡입링(suction ring)(16)에 의해 고정되고, 그리고 압평 렌즈(applanation lens)(20)가 도면 아래 방향으로 흡입링(16)의 축(18)에 대해 동측으로 하향되어, 인터페이스 유닛(22)이 흡입링(16) 상의 원뿔형 소켓(conical socket)과 맞물린다. 알려진 바와 같은 그러한 방식으로 각막편 절개를 발생시키기 위한 제 1 레이저 방사선 펄스들(14')이, 집속 광학부(focusing optics)(24)에 의해, 눈(10)의 각막의 표면 아래의 사전에 계산된 표면에 집속된다. 집속 광학부(24)가 마운트(mount)(26) 내로 유도된다. 이러한 유도는 위치 센서(location sensor)(28)에 의해 구현될 수 있고, 집속 광학부(24)는 평형추(counterweight)(30) 및 락커(rocker)를 통해 자유롭게 걸쳐 있는 방식으로 매달려 있을 수 있어, 눈(10) 상으로의 인터페이스 유닛(22)의 결합을 가능하도록 하는데, 이것은 사실상 눈에 어떠한 하중도 가하지 않는다. 흡입링(16)은, 알려진 바와 같은 그러한 파이프 연결(pipe connections)(34, 36)에 의해, 그리고 진공 펌프(vacuum pumps)(38)에 의해 고정된다. 앞서 설명된 집속 광학부(24)는 주로, 절제를 위해, 아래에서 설명되는 제 2 레이저 방사선 펄스들을 집속시키는 역할을 한다. 제 1 레이저 방사선 펄스들(14)을 위해, 방사선에 대한 광학 성형 수단 및 유도 수단이 제공되는데, 이것은 최신 기술 수준에서 알려진 바와 같이 그렇게 알려져 있고 아울러 도 1에서 기능 블록 K로 표시되어 있으며, 그 결과로서, 공간 및 시간에 있어 제 1 레이저 방사선 펄스들의 초점들의 제어가 또한 알려진 방식으로 구현된다.
- [0028] 제 2 레이저 방사선 소스(46)는 절제를 위한 제 2 레이저 방사선 펄스들(48)을 발생시키는 역할을 한다. 이러한 제 2 레이저 방사선 펄스들(48)은 알려진 바와 같은 그러한 거울(스캐너 거울(scanner mirrors)을 포함함)(40, 42, 44)을 통해 집속 광학부(24)에 유도된다. 이러한 구성의 세부적 설명은 국제 특허 출원 PCT/EP2008/006962에서 상세히 설명되어 있고, 이것은 참조로 그 전체가 본 명세서에 포함된다.
- [0029] 컴퓨터 제어기(50)는 시스템의 제어가능한 컴포넌트들 모두를 제어하고, 그 제어 연결들이 도 1에서 파선으로 표시되어 있다.
- [0030] 메모리(54)에는, 특히, 제어기(50)가 택일적으로 액세스할 수 있는, 제 1 처리 프로그램(56a), 제 2 처리 프로그램(56b) 및 제 3 처리 프로그램(56c)이 저장된다. 이러한 세 개의 처리 프로그램들은 아래에서 더 상세히 설명된다.
- [0031] 제 1 처리 프로그램(56a)에 있어서, 컴퓨터 제어기(50)는 레이저(12) 및 이 레이저(12)에 의해 발생된 제 1 레이저 방사선 펄스들(14)을 제어한다(이로 인해 광과파를 통해 설명되었던 각막편 절개가 구현됨). 이것은 최신 기술 수준에서 알려진 바와 같이 그렇게 알려져 있으며, 이러한 프로세스에서 나타나는 현상은 각막편이 뒤로 젖혀진 이후 노출되는 각막기질의 표면 상에 앞서 설명된 바와 같은 바람직하지 않은 격자 구조가 발생하는 것이다.
- [0032] PRK를 구현할 각막 조직의 후속 절제를 위해, 컴퓨터 제어기(50)는 제 2 처리 프로그램(56b)에 액세스하여, 알려진 방식으로 사전에 계산된 절제 분량이 각막의 각막기질로부터 절제되도록 하고, 이에 따라 원하는 방식으로 각막의 결상 특성이 수정되게 된다.
- [0033] 그 다음에, 가능하게는 제 1 처리 프로그램(56a)의 실행시 발생된 바람직하지 않은 격자 구조는 제 3 처리 프로그램(56c)에 따른 제 3 단계(PTK)에서 제거된다. 이것은 도 2 내지 도 4에 근거하여 보다 상세히 설명된다.
- [0034] 도 2 내지 도 4는 눈(10)의 각막(60)을 절단한 단면을 도식적으로 나타낸다. 여기에는 보다 더 관심의 대상이 되는 눈의 부분들만이 제시된다(이에 따라, 망막 등과 같은 부분들은 생략됨).

- [0035] 각막(60)에 추가하여, 수정체 렌즈(crystalline lens)(62) 및 홍채(iris)(64)가 도시된다.
- [0036] 제 1 처리 프로그램(56a)을 이용해, 제 1 레이저 방사선 소스(12)를 통한 fs 라식의 각막편 절개가 알려진 바와 같은 그러한 방식으로 구현된다. 이러한 프로세스에서, 앞서 설명된 바와 같은, 바람직하지 않은 격자 구조가 일어나는바, 이것은 도면에서 참조 번호 68로 도식적으로 표시되어 있으며, 이러한 격자 구조는 다시 말해, 각막 조직의 각각의 노출된 표면에서의 함몰들인바, 이들의 규칙적인 구조로 인해 앞서 설명된 바람직하지 않은 효과가 일어난다. 이러한 격자형 구조는 전형적으로 μm 범위 내의 격자 상수를 가지며, 레인보우-글레어에 관하여 앞서 설명된 결과를 갖는다. 이에 따라 참조 번호 68은 소위 미세격자를 표시한다.
- [0037] 도면들에서, 각막편(66)이 뒤로 젖혀진 이후 노출된 각막기질의 초기 표면이 도면 번호 70으로 표시되어 있다. 도 2에 따르면, 함몰들(68)로부터 형성된 미세격자는 각막의 각막기질의 노출된 표면 전체에 걸쳐 적절히 분포되어 있다. 도 2에 따른 예시적 실시예에서는, 근시가 치료돼야 하기 때문에, 다시 말해, 치료 후에 각막의 곡률 반경은 증가해야 하기 때문에, 각막은 평탄화돼야 한다. 이것이 도 2에서는 절제 분량(78)(조밀하게 사선 처리된 부분)(다시 말해, 제 2 레이저 방사선 펄스들(48)을 통해 절제에 의해 절제돼야 하는 각막의 분량)으로 나타나 있다. 본 경우에서 얻고자 하는 타겟 표면이 참조 번호 72로 표시되어 있다. 결과적으로, 도 2에서의 절제 분량(78)은 초기 표면(70)과 타겟 표면(72) 사이의 조밀하게 사선 처리된 영역이다. 따라서, 근시 치료의 경우에, 각막의 가운데 영역에서, 미세격자를 형성하는 함몰들(68)은 자체적으로 거의 사라지는데, 이것은 상당량의 바람직하지 않은 격자 구조가 결국에는 사라지도록 하기에 충분한 각막 조직의 절제가 일어나기 때문이다. 따라서, 전형적인 근시 치료의 경우에, 각막의 이러한 가운데 영역에 있어서의 표면의 평활 및 바람직하지 않은 격자 구조의 제거를 위한 별개의 수단을 제공하는 것이 절대적으로 필요한 것은 아니다(하지만, 본 발명에 따르면, 이러한 것이 배제되지 않음). 그러나, 도 2에 도시된 바와 같이, 노출된 각막기질판(stromal bed)의 가장자리 영역(80)에서는, 함몰들(68)에 의해 형성된 바람직하지 않은 미세구조가 절제의 수행 이후에도 대부분 보존되어 있고, 이에 따라 각막의 가장자리 영역(80)에서는, 다시 말해, 가장자리 각막편 절개 부분(76) 가까이에서는, 함몰들(68)에 의해 발생된 미세격자를 제거하기 위한 특별한 수단이 필요하다. 이러한 목적으로, 컴퓨터 제어기(50)는 제 3 처리 프로그램(56c)을 사용하는바, 이러한 제 3 처리 프로그램(56c)은 가장자리 영역(80)에서도 표면 평활이 일어나도록 하는 방식으로 각막기질의 노출된 표면에 걸쳐 제 2 레이저 방사선 펄스들(48)을 유도한다. 이것을 위해, 알려진 바와 같은 그러한 PTK(phototherapeutic keratectomy) 프로세스가 요구될 수 있는바, 이에 대해서는 예를 들어 참조 문헌(A.N. Kollias 등, Journal of Refractive Surgery, Vol. 23, September 2007, pp 703-708, 또는 Arch. Ophthalmology, Vol. 109, June 1991, pp 860-863 또는 P. Vinciguerra, F. Camesasca, Journal of Refractive Surgery, Vol. 20, 2004, pp 555-563)을 참조하기 바란다. 이러한 것을 달성하기 위해, 상기 참조 문헌의 PTK의 공지된 프로세스가 사용될 수 있다.
- [0038] 앞서 설명된 예시적 실시예들의 수정된 실시예에 있어서, 각막편이 뒤로 젖혀진 이후 노출되는 각막기질 표면의 평활은 또한, 레이저 방사선을 사용하는 제 3 처리 프로그램에 의해서 구현되는 것이 아니라, 오히려 다른 PTK 기술에 의해 구현될 수 있는바, 예를 들어 브러시(brush)를 사용하여 그리고 적절한 용액(상기 참조 문헌 참조)을 도포하여 예를 들어 도 2에 따른 예시적 실시예에서 예를 들어 가장자리 영역(80)의 수동적 평활(manual smoothing)에 의해 구현될 수 있다. 본 발명의 이러한 변형된 실시예에서, 바람직하지 않은 미세격자는 이에 따라 (레이저 방사선을 사용함이 없이) 기계적으로 '마멸(grind away)'된다.
- [0039] 바람직하지 않은 격자 구조의 제거 및 각막편(66)의 뒤로 젖혀짐 이후, 보통은 바람직하지 않은 격자 구조가 굴절률 교정된 각막 조직에 최종적으로 잔존하지 않음이 보장된다. 각막편의 안쪽 상에 잔존할 가능성이 있는 미세구조들은 바람직하지 않은 미세구조를 형성하기에 충분하지 않으며, 또는 각막편이 뒤로 젖혀진 이후 정확히 본래의 격자 구조 위에 위치하게 되지 않는바, 이에 따라 각막기질 표면에 관해 앞서 설명된 평활 수단은 충분한 것이다. 각막편에 잔존할 가능성이 있는 격자 구조가 앞서 설명된 각막기질에서의 격자 구조보다 덜 중요함이 실험적으로 증명되었다. 이것은, 광과괴 과정에서 fs 펄스들이 방사선의 전파 방향으로 상대적으로 급격한 출발을 갖는다는 사실에 의해 설명된다. 따라서, LIOB(Laser-Induced Optical Breakdown)의 경우에, 각막기질 판보다 각막편에 잔존하는 함몰들이 명백하게 덜 두드러지게 나타난다(덜 깊게 나타남). 각막편에서의 함몰들의 깊이는 전형적으로 $5\ \mu\text{m}$ 보다 작고, 반면 각막기질판에서의 함몰들은 명백하게 더 깊고 거의 레일리 길이(Rayleigh length)($15\ \mu\text{m}$ 내지 $20\ \mu\text{m}$)에 도달한다. 대안적으로, 각막편(66)에서의 바람직하지 않은 격자 구조들(68)은 또한 앞서 설명된 방식으로 기계적으로 제거될 수 있다.
- [0040] 도 3은 fs 라식을 이용하여 원시를 치료하는 것을 나타내며, 모든 도면들에서 서로 대응하는 부분들은 동일한 참조 번호로 표시되어 있다. 이미 앞서 설명된 바와 같이, 원시 치료의 경우에, 절제 분량(78')은 노출된 각막기질의 가장자리 영역에 주로 위치하고 있는바, 다시 말해, 가장자리 각막편 절개 부분(76) 가까이에 위치하고

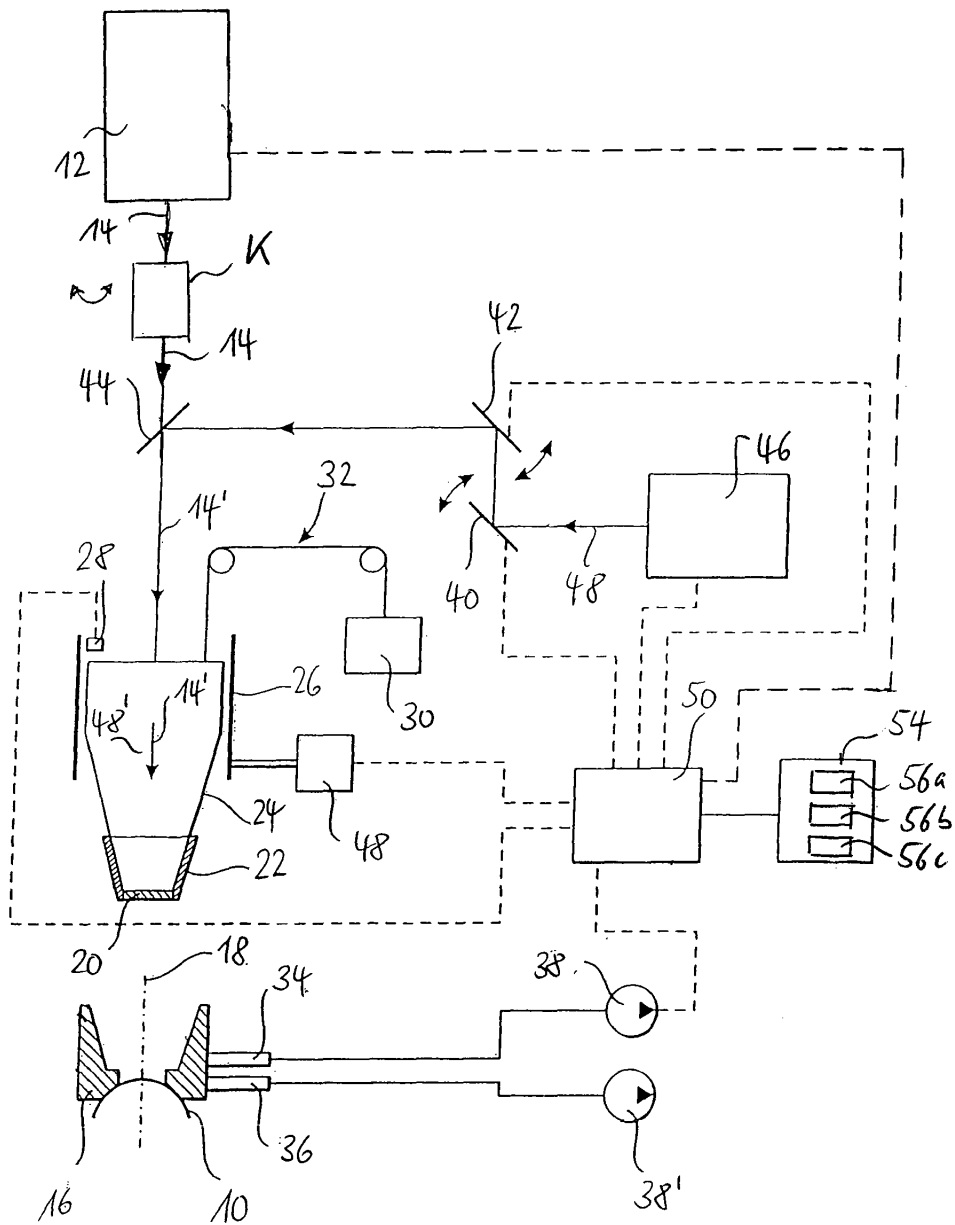
있고, 이것은 도 3에서 조밀하게 사선 처리된 영역으로 나타나 있고, 이 영역은 절제 분량(78')을 표시한다. 제 2 레이저 방사선 펄스들(48)에 의해 절제 분량(78')을 제거한 결과로서, 이러한 영역에서의 바람직하지 않은 격자 구조들(68)이 또한 사라지지만, 반면 가운데 영역에서 이러한 구조들은, 도 3에 나타난 바와 같이, 초기 표면(70)에 상당량 보존되어 있다. 따라서, 도 4에 따른 원시 치료의 경우에, 각막편(66)이 뒤로 젖혀진 이후 노출된 각막기질의 가운데 영역(82)에서, 또한 평활이 수행되어, 미세구조들(68)이 사라짐과 아울러 평활된 타겟 표면(72)이 획득되게 된다. 앞서 더 상세히 설명된 PTK 기술, 다시 말해, 제 3 처리 프로그램(56c) 또는 심지어 앞서 인용된 참조 문헌에 따른 다른 PTK 평활 기술이 이러한 목적을 위해 사용된다.

[0041] 만약 제 3 처리 프로그램(56c)이 사용된다면, 특히 노출된 각막기질의 가운데 영역에서, 초기 표면(70)과 타겟 표면(72) 사이의 층은 최대 10 μm 의 두께를 갖도록 절제되는바, 이것은 컴퓨터 제어기(50)를 통해 엑시머 레이저(46)를 이용하여 효과적으로 구현될 수 있다. 각막편(66)의 두께는 전형적으로 100-160 μm 이다.

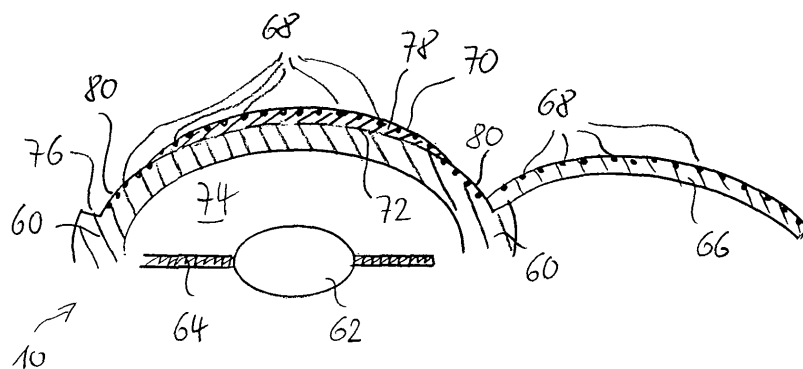
[0042] 이와 관련하여, 제 3 처리 프로그램을 이용하여 평활을 수행하는 절제가 각막의 굴절률 교정을 일으키는 제 2 처리 프로그램에서 고려될 수 있는바, 즉 절제 분량을 계산할 때, 그리고 이에 따라 광과포를 위한 제 2 처리 프로그램을 발생시킬 때, 전체 각막 표면에 걸친 혹은 각막 표면의 선택된 부분(도 4의 경우에, 이에 따른 가운데 영역(82))에 걸친 조직의 균일한 절제의 수행이 시작부터 고려될 수 있다. 유사한 방식이 도 2에 따른 근시 치료에 적용되며, 여기서 각막기질의 전체 노출된 표면에 걸쳐 혹은 심지어 그 일부분(예를 들어, 특히 도 2에 따른 가장자리 영역(80))에 걸쳐 조직의 평활 절제(이것은 굴절 효과의 계산을 위한 제 2 처리 프로그램에서 고려됨)가 일어난다.

도면

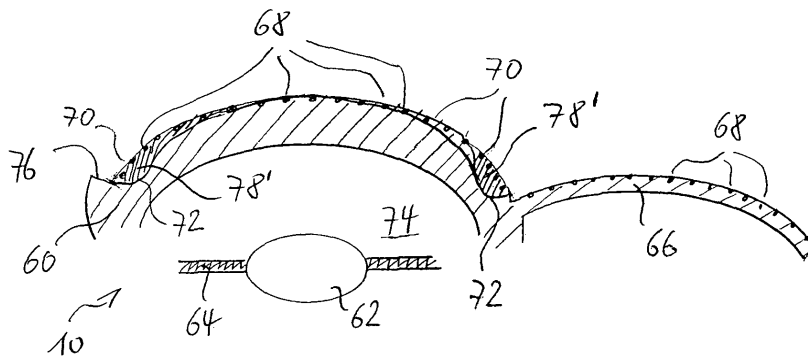
도면1



도면2



도면3



도면4

