(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2022-0141296
(43) 공개일자 2022년10월19일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61F 9/008 (2006.01) *A61B 18/00* (2022.01)
A61B 18/20 (2006.01) *A61B 34/00* (2016.01)
A61B 90/00 (2016.01) *A61B 90/50* (2016.01)
A61F 9/007 (2006.01) *A61N 7/00* (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61F 9/00825 (2013.01)
A61B 18/20 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2022-7026747
(22) 출원일자(국제) 2021년01월01일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2022년08월02일
(86) 국제출원번호 PCT/US2021/012011
(87) 국제공개번호 WO 2021/138643
국제공개일자 2021년07월08일
(30) 우선권주장
62/956,731 2020년01월03일 미국(US)

(71) 출원인
렌사르, 인크.
미국 플로리다 32826, 올랜도, 디스커버리 드라이브 2800
(72) 발명자
테우마, 이. 발라스키
미국 플로리다 32828, 올랜도, 워터스캐프 웨이 724
그레이, 게리 피.
미국 플로리다 32837, 올랜도, 샤프 샤인드 스트리트 12859
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
김해중

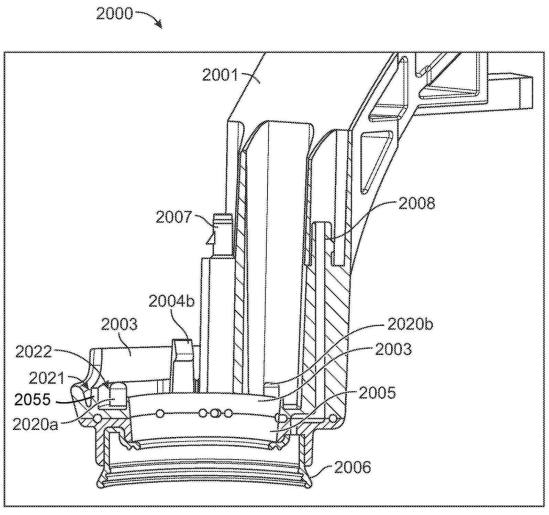
전체 청구항 수 : 총 28 항

(54) 발명의 명칭 **조합된 음파 및 레이저 용례를 위한 환자 인터페이스 장치, 방법 및 시스템**

(57) 요 약

눈의 표면과 접촉하고 메니스커스 인버터를 갖는 환자 인터페이스 장치(PID). 창을 잡고 PID에서 BSS의 개방 저장조를 유지하기 위한 핀, 클립 및 리지 구성. 레이저 및 수정체 유화술을 수행하기 위한 통합 시스템 및 방법. 레이저 구성에서 레이저 절차를 수행한 다음, 파코 구성으로 재구성되어 수정체 유화술을 수행한 다음 레이저 구성으로 다시 재구성되는 재구성 가능한 시스템용 PID.

대 표 도 - 도20



(52) CPC특허분류
A61B 34/25 (2016.02)
A61B 90/361 (2016.02)
A61B 90/50 (2016.02)
A61F 9/00754 (2013.01)
A61F 9/00838 (2013.01)
A61B 2018/00994 (2013.01)
A61B 2218/002 (2013.01)
A61F 2009/0087 (2013.01)
A61F 2009/00887 (2013.01)

(72) 발명자
뉴튼, 아서
미국 플로리다 32828, 올랜도, 레인보우 스프링즈 레인 2773
맥와이터, 존
미국 플로리다 32789, 윈터 파크, 앨라배마 드라이브 1790
코너튼, 앨란
미국 플로리다 32827, 올랜도, 레갈 릴리 레인 12306
몰리, 더스틴
미국 플로리다 32955, 로클리지, 브룩뷰 레인 927
쿠라투, 조지
미국 플로리다 32828, 올랜도, 레이크헤븐 써클 615
앤더슨, 스콧
미국 플로리다 34787, 윈터 가든, 레이크 클레어 오버룩 드라이브 15151
맥퍼슨, 데일
미국 플로리다 32825, 올랜도, 테라 코타 씨티 1737

명 세 서

청구범위

청구항 1

안과 시술을 위한 환자 인터페이스 장치(PID)로서,

a. 상단 및 하단을 갖는 리지형 아암을 포함하며;

i. 하단부가 환형 링 구조를 포함하며;

ii. 환형 링 구조가 상단 측, 하단 측 및 치료 레이저 빔의 투과를 위해 구성된 개구를 가지며;

iii. 제 1 및 제 2 포트로서, 포트가 개구, 상단 측 및 하단 측 중 적어도 하나와 유체 연통하며;

b. 환형 링 구조의 상단 측은:

i. 상단 측의 표면으로부터 상방으로 연장하고 핀 높이를 정의하는 복수의 핀을 포함하며;

ii. 상단 측의 표면 위로 상방 연장하고 클립 결합 표면을 가짐으로써, 클립 결합 표면 높이를 정의하는 복수의 클립을 포함하며;

iii. 클립 결합 표면 높이는 핀 높이보다 더 크며;

iv. 상단 측의 표면으로부터 상방으로 연장하고 벽 높이를 정의하는 환형 벽을 포함하며;

v. 환형 벽은 제 1 환형 채널 및 제 2 환형 채널을 부분적으로 정의하는,

안과 시술을 위한 환자 인터페이스 장치(PID).

청구항 2

제 1 항에 있어서,

창은 창 높이를 정의하며; 창은 클립 결합 표면과 핀 사이에 유지되며; 창은 개구 위에 위치되는,

안과 시술을 위한 환자 인터페이스 장치(PID).

청구항 3

제 1 항에 있어서,

환형 링 구조물의 하단 측에 부착된 환형 진공 링 구조물을 포함하며; 환형 진공 링 구조물은 포트 중 적어도 하나와 유체 연통하며; 환형 진공 링 구조물은 하단 측을 가지는,

안과 시술을 위한 환자 인터페이스 장치(PID).

청구항 4

제 2 항에 있어서,

환형 링 구조물의 하단 측에 부착된 환형 진공 링 구조물을 포함하며; 환형 진공 링 구조물은 포트 중 적어도 하나와 유체 연통하며; 환형 진공 링 구조물은 하단 측을 가지는,

안과 시술을 위한 환자 인터페이스 장치(PID).

청구항 5

제 3 항에 있어서,

내부 환형 스커트 및 외부 환형 스커트를 가져서 눈과 결합하도록 구성된 가요성 환형 진공 채널을 정의하는 가요성 눈 결합 링을 포함하며; 가요성 눈 결합 링은 환형 진공 링 구조물의 하단 측에 부착되고 포트 중 적어도 하나와 유체 연통하는,

안과 시술을 위한 환자 인터페이스 장치(PID).

청구항 6

제 4 항에 있어서,

내부 환형 스커트 및 외부 환형 스커트를 가져서 눈과 결합하도록 구성된 가요성 환형 진공 채널을 정의하는 가요성 눈 결합 링을 포함하며; 가요성 눈 결합 링은 환형 진공 링 구조물의 하단 측에 부착되고 포트 중 적어도 하나와 유체 연통하는,

안과 시술을 위한 환자 인터페이스 장치(PID).

청구항 7

제 1 항 내지 제 6 항 중 어느 한 항에 있어서,

핀 높이는 벽 높이와 같거나 더 낮은,

안과 시술을 위한 환자 인터페이스 장치(PID).

청구항 8

제 1 항 내지 제 6 항 중 어느 한 항에 있어서,

핀 높이는 벽 높이보다 더 낮은,

안과 시술을 위한 환자 인터페이스 장치(PID).

청구항 9

제 1 항 내지 제 6 항 중 어느 한 항에 있어서,

핀 높이는 벽 높이보다 약 1 ㎜ 더 낮은,

안과 시술을 위한 환자 인터페이스 장치(PID).

청구항 10

제 1 항 내지 제 9 항 중 어느 한 항에 있어서,

리지형 아암은 단일 구조물인,

안과 시술을 위한 환자 인터페이스 장치(PID).

청구항 11

제 1 항 내지 제 10 항 중 어느 한 항에 있어서,

환형 진공 링 구조물은 단일 구조물인,

안과 시술을 위한 환자 인터페이스 장치(PID).

청구항 12

제 1 항 내지 제 11 항 중 어느 한 항에 있어서,

환형 링 구조물은 단일 구조물인,

안과 시술을 위한 환자 인터페이스 장치(PID).

청구항 13

제 1 항 내지 제 12 항 중 어느 한 항에 있어서,

가요성 눈 결합 링은 단일 구조물인,

안과 시술을 위한 환자 인터페이스 장치(PID).

청구항 14

제 1 항 내지 제 14 항 중 어느 한 항의 PID를 포함한 통합된 레이저-초음파 시스템으로서,

아암의 상단부는 시스템에 부착되는,

통합된 레이저-초음파 시스템.

청구항 15

제 1 항 내지 제 14 항 중 어느 한 항의 PID를 포함한 통합된 레이저-초음파 시스템으로서,

아암의 상단부는 시스템의 레이저 헤드에 부착되는,

통합된 레이저-초음파 시스템.

청구항 16

안과 시술을 위한 환자 인터페이스 장치(PID)로서,

a. 상단부 및 하단부를 갖는 아암;

b. 창을 지지하는 아암의 하단부에 있는 구조물; 및

c. 메니스커스 인버터를 포함하는,

안과 시술을 위한 환자 인터페이스 장치(PID).

청구항 17

제 16 항에 있어서,

아암의 상단부가 시스템에 부착되는,

안과 시술을 위한 환자 인터페이스 장치(PID).

청구항 18

제 16 항에 있어서,

아암의 상단부가 시스템의 레이저 헤드에 부착되는,

안과 시술을 위한 환자 인터페이스 장치(PID).

청구항 19

레이저-초음파 시스템으로서,

a. 조립체를 포함하며, 조립체는:

i. 레이저 빔 경로를 따라 치료 레이저 빔을 제공하기 위한 치료 레이저; 및

ii. 치료 초음파 에너지를 제공하기 위한 수정체 유화 시스템을 포함하며;

b. 조립체에 부착된 아암을 포함하며;

i. 아암은 원위 단부 및 근위 단부를 가지며, 원위 단부는 조립체에 부착되며;

ii. 근위 단부는 레이저 전달 헤드를 가지며;

iii. 아암은 레이저 빔 전달 경로의 일부분를 포함하며;

c. 제 1 항 내지 제 13 항 중 어느 한 항의 PID를 포함하는,

레이저-초음파 시스템.

청구항 20

레이저-초음파 시스템으로서,

a. 레이저 빔 경로를 따라 치료 레이저 빔을 제공하기 위한 치료 레이저;

b. 치료 초음파 에너지를 제공하기 위한 수정체 유화 시스템; 및

c. 시스템에서 4 개의 동공을 정의하는 광학기기를 포함하며, 레이저 빔 경로가 적어도 2 개의 동공을 통해 연장되며;

d. 제 1 항 내지 제 13 항 중 어느 한 항의 PID를 포함하는,

레이저-초음파 시스템.

청구항 21

레이저-초음파 시스템으로서,

a. 치료 레이저 시스템;

b. 치료 초음파 에너지를 제공하기 위한 수정체 유화 시스템; 및

c. 수정체 유화 시스템이 작동 중일 때 레이저 시스템이 레이저를 발사하는 것을 방지하는 안전 인터록을 포함하는;

레이저-초음파 시스템.

청구항 22

레이저-초음파 시스템으로서,

a. 제 1 및 제 2 치료 레이저 빔을 제공하기 위한 수단을 포함하며;

b. 시스템은 레이저 빔 경로를 정의하는 광학기기를 가지며;

c. 제 1 및 제 2 레이저 빔 경로는 레이저 빔 경로를 따라 이동하며;

d. 제 1 치료 레이저 빔은 약 1,000 fs 내지 약 2000 fs의 펄스 폭을 가지며; 시스템은 제 1 치료 레이저 빔으로 렌즈 절단을 수행하기 위한 레이저 빔 전달 패턴을 포함하며;

e. 제 2 치료 레이저 빔은 약 100 fs 내지 약 500 fs의 펄스 폭을 가지며; 시스템은 제 2 치료 레이저 빔으로 각막 절단을 수행하기 위한 레이저 빔 전달 패턴을 포함하며;

f. 치료 초음파 에너지를 제공하기 위한 수정체 유화 시스템을 포함하며;

g. 제 1 항 내지 제 13 항 중 어느 한 항의 PID를 포함하는;

레이저-초음파 시스템.

청구항 23

제 14 항, 제 15 항 및 제 17 항 내지 제 22 항 중 어느 한 항에 있어서,

시스템은 비-손잡이식인,

레이저-초음파 시스템.

청구항 24

제 14 항, 제 15 항 및 제 17 항 내지 제 22 항 중 어느 한 항에 있어서,

시스템은 파코 트레이, 파코 카세트를 포함하고 비-손잡이식인,

레이저-초음파 시스템.

청구항 25

제 14 항, 제 15 항 및 제 17 항 내지 제 22 항 중 어느 한 항의 시스템을 사용하여 서비스, 소프트웨어 업그레

이드, 시술 또는 수술을 수행하는, 방법.

청구항 26

제 14 항, 제 15 항 및 제 17 항 내지 제 22 항 중 어느 한 항에 있어서,

레이저, 수정체 유화술 또는 둘 다를 제어하도록 구성된 무선 풋 스위치를 포함하는,

레이저-초음파 시스템.

청구항 27

제 14 항, 제 15 항 및 제 17 항 내지 제 22 항 중 어느 한 항에 있어서,

시스템은 개구를 정의하는 레이저 헤드를 포함하며, 치료 레이저 빔 경로는 개구를 통해 이동하고, 파코 시스템의 작동 동안, 레이저 헤드가 수축된 위치에 있을 때, 아니면 둘다일 때 개구를 폐쇄하기 위한 수단이 개구와 연관되는,

레이저-초음파 시스템.

청구항 28

제 2 항 내지 제 13 항 중 어느 한 항의 PID 창을 통해 레이저 빔을 투과시키는 단계를 포함하는, 레이저 투과 방법.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 출원은 35 U.S.C. §119(e)(1) 하에서 2020년 1월 3일자로 출원된 미국 가 출원 일련 번호 62/956,731 호를 우선권으로 주장하고 그 출원일의 이득을 주장하며, 그 전체 개시는 원용에 의해 본 출원에 포함된다.

배 경 기 술

[0002] 본 발명은 동물, 포유동물 및 인간의 눈을 포함한, 눈의 조직을 치료하기 위한 시스템 및 방법에 관한 것이다. 특히, 본 발명의 실시예는 눈의 상태를 다루기 위해 초음파를 포함한 음파 에너지 및 레이저를 포함한 광 에너지의 조합된 사용을 위한 시스템 및 방법에 관한 것이다.

[0003] 자연적인 인간 눈의 해부학적 구조는 눈의 단면도인 일반적으로 도 11에 도시된다. 공막(131)은 각막(101)을 제외하고 수정체(103)를 둘러싸고 있는 백색 조직이다. 각막(101)은 빛이 처음으로 눈에 들어오는 눈의 외부 표면을 포함하는 투명한 조직이다. 홍채(102)는 그의 중앙(동공)에 있는 원형 구멍의 크기를 변경하여 눈에 들어오는 빛의 양을 제어하는 착색되고 수축 가능한 막이다. 도 11a(유사한 구조에 대해 유사한 참조 번호를 사용함)에 더 상세한 사진이 도시된 안구 또는 천연 수정체(103)는 홍채(102) 바로 뒤에 위치된다. 용어 (이전 용어를 참조할 때)안구 렌즈, 천연 수정체 렌즈, 천연 렌즈, 천연 인간 수정체 및 렌즈는 본 명세서에서 상호교환적으로 사용되며 인간 눈의 동일한 해부학적 구조를 지칭한다.

[0004] 일반적으로, 안구 렌즈는 형상체근(108)의 작용을 통해 형상을 변경하여 시각적 이미지의 초점을 맞출 수 있게 한다. 뇌로부터의 신경 피드백 메카니즘은 소대(111)의 부착을 통해 작용하는 형상체근(108)이 안구 렌즈의 형상을 변경하게 한다. 일반적으로, 시력은 빛이 각막(101)과 동공을 통해 눈에 들어온 다음 안구 렌즈(103)를 통해 시축(104)을 따라 유리체(110)를 통해 진행되어 눈 뒤쪽의 망막(105)에 부딪혀, 시신경(107)에 의해 뇌로 전달되는 황반(106)에 상을 형성할 때 발생한다. 각막(101)과 망막(105) 사이의 공간은 렌즈 전방(anterior chamber)(109)에서 수성(117)이라고 불리는 액체로 그리고 렌즈 후방에서 겔과 같은 투명한 물질인 유리체(110)로 채워져 있다.

[0005] 도 11a는 일반적으로 전형적인 50세 개인을 위한 렌즈(103)의 구성요소 및 그와 관련된 구성요소를 예시한다. 렌즈(103)는 다중-구조 시스템이다. 렌즈(103) 구조는 피질(113), 핵(129) 및 렌즈 캡슐(114)을 포함한다. 캡슐(114)은 렌즈의 다른 내부 구조를 둘러싸는 외막이다. 렌즈 상피(123)는 렌즈 적도(121)에서 형성되어 안구 렌즈 주위에서 전방 및 후방으로 성장하는 리본형 세포 또는 원섬유를 생성한다. 핵(129)은 핵 영역에 대한 피질(113)의 연속적인 추가로부터 형성된다. 핵(129)을 포함한, 렌즈의 층의 연속체는 여러 층, 핵 또는 핵 영역

으로 특징지어질 수 있다. 이들 층은 배아 핵(122), 태아 핵(130)(둘 다 자궁에서 발달함), 평균 약 3 년 동안 출생부터 4 세까지 발달하는 유아 핵(124), 약 4 년에서 평균 약 12년인 사춘기까지 발달하는 청소년 핵(126), 및 약 18 세 이상에 발달하는 성체 핵 128)을 포함한다.

[0006] 배아 핵(122)은 적도 직경(폭)이 약 0.5 mm이고 전후축(104)(AP 축) 직경(두께)이 0.425 mm이다. 태아 핵(130)은 적도 직경이 약 6.0 mm이고 AP 축(104) 직경이 3.0 mm이다. 영아 핵(124)은 적도 직경이 약 7.2 mm이고 AP 축(104) 직경이 3.6 mm이다. 청소년 핵(126)은 적도 직경이 약 9.0 mm이고 AP 축(104) 직경이 4.5 mm이다. 약 36세의 성인 핵(128)은 적도 직경이 약 9.6 mm이고 AP 축(104) 직경이 4.8 mm이다. 이들은 모두 생체 외 수용 상태에서 대략 50세의 전형적인 성인 인간 렌즈에 대한 평균값이다. 따라서 이러한 렌즈(핵 및 피질)는 적도 직경이 약 9.8 mm이고 AP 축(104) 직경이 4.9 mm이다. 따라서 렌즈의 구조는 가장 오래된 층과 가장 오래된 세포가 중심을 향하여 계층화되거나 중첩된다.

[0007] 렌즈는 도 11 및 도 11a에 도시된 바와 같이 양면이 볼록한 형상이다. 렌즈의 앞쪽과 뒤쪽은 서로 다른 곡률을 가지며 피질과 다른 핵은 일반적으로 이들 곡률을 따른다. 따라서 렌즈는 본질적으로 적도 축을 따라 비대칭이고 단부 대 단부로 배열된 긴 초승달 섬유 세포로 구성되어 본질적으로 동심 또는 중첩된 쉘을 형성하는 계층화된 구조로 볼 수 있다. 이들 세포의 단부는 앞쪽과 뒤쪽 모두 중앙 및 중앙 주변 영역에서 봉합선(suture line)을 형성하도록 정렬된다. 피질과 핵 모두에 있는 오래된 조직은 세포 형성 후 몇 개월 동안 세포 핵과 기타 소기관을 상실하여 세포 기능이 감소했다.

[0008] 렌즈의 압축은 노화와 함께 발생한다. 매년 성장하는 렌즈 섬유의 수는 일생 동안 비교적 일정하다. 그러나 새로운 섬유 성장으로 인해 렌즈의 크기는 예상만큼 커지지 않는다. 수정체는 출생 시부터 3 세까지 6 mm로부터 7.2 mm로 성장하거나 단 3년 만에 20% 성장한다. 그 다음 대략 10년 동안 성장은 7.2 mm로부터 9 mm 또는 25%로 증가하지만, 이는 9년이라는 3배의 긴 기간 동안이다. 다음 대략 20 년 동안 12 세로부터 36 세까지 렌즈는 9 mm로부터 9.6 mm로 또는 24 년 동안 6.7% 성장하여 관찰된 성장 속도가 극적으로 느려지는 반면에, 이 기간 동안의 섬유 성장 속도는 상대적으로 일정한 속도이다. 마지막으로, 36 세로부터 54 세까지 설명된 지난 대략 20 년 동안에, 렌즈는 18 년에 9.6 mm로부터 9.8 mm 또는 2.1%로 젊었을 때의 성장에 비해 아주 작은 부분만 성장했다. 더 큰 외부 쉘을 채우기 위해서 더 많은 렌즈 섬유가 필요하다는 기하학적 효과가 있지만, 노인 렌즈의 크기는 기하학적 효과를 고려하는 섬유 성장 속도 모델에서 예측한 것보다 상당히 작다. 핵 섬유 압축을 포함한 섬유 압축은 이들 관찰을 설명하는 것으로 생각된다.

[0009] 일반적으로, 노안은 조절 진폭의 손실이다. 일반적으로, 굴절 오류는 전형적으로 눈의 축 길이의 변화로 인해 발생한다. 근시는 눈이 너무 길어 초점이 망막 앞에 떨어지는 경우이다. 원시는 눈이 너무 짧아서 초점이 망막 뒤에 떨어지는 경우이다. 일반적으로, 백내장은 시력을 방해하는데 충분한 안구 렌즈의 혼탁 영역이다.

[0010] 노안은 특히, 약 40 내지 45 세 이후의 희미한 조명에서 작은 글씨를 읽을 수 없는 근시 결핍으로 가장 흔히 나타난다. 노안 또는 나이에 따른 조절 진폭의 상실은 사람이 원거리와 근거리 사이에서 초점을 변경할 수 있게 하는 자연 수정체의 형상을 변경할 수 없는 눈과 관련이 있으며 근본적으로 인구의 100%에서 발생한다. 조절 진폭은 50 세까지 나이가 들어감에 따라 꾸준히 감소하는 것으로 나타났다.

[0011] 본 명세서에 사용된 바와 같이, 달리 명시되지 않는 한, 본 명세서에서 값의 범위에 대한 언급은 단지 범위 내에 속하는 각각의 개별 값을 개별적으로 참조하는 속기 방법(shorthand method)으로서 역할을 하도록 의도된다. 본 명세서에 달리 명시되지 않는 한, 범위 내의 각각의 개별 값은 본 명세서에 개별적으로 인용된 것처럼 명세서에 포함된다.

[0012] 일반적으로, 달리 언급되지 않는 한, 본 명세서에서 사용된 용어 "약"은 ±10%의 편차 또는 범위, 언급된 값을 얻는 것과 관련된 실험적 또는 기기적 오차, 바람직하게 이들 중 더 큰 것을 포함하는 것을 의미한다.

[0013] 본 명세서에 사용된 바와 같이, 달리 구체적으로 언급되지 않는 한, 용어 "수정체 유화(phacoemulsification)", "파코(phaco)", "파코 시스템"은 가능한 가장 넓은 구성으로 주어져야 하며, 동일한 일반 장비 및 절차를 지칭하고 일반적으로 예를 들어, 렌즈 및 백내장과 같은 눈의 조직을 포함한 조직을 절단, 조각화, 분리 및 유화하기 위해서 바늘 또는 팁을 구동하는 초음파 에너지의 사용과 관련된다. 그러한 절차 및 시스템은 흡인, 관개(irrigation) 및 둘 모두를 위한 구성요소 및 방법을 또한 포함할 수 있다.

[0014] 본 명세서에 사용된 바와 같이, 달리 구체적으로 언급되지 않는 한, 용어 "펨토초 레이저", "펨토초 레이저 빔(femtosecond laser beam)", "펨토초 펄스" 및 이와 유사한 용어는 레이저 빔의 펄스 지속 시간, 따라서 또한 펄스 길이(펄스 폭이라고도 함)를 지칭하는데 사용되며, 펄스 지속 기간이 1 피코초 미만(1×10^{-12}초 미만)에서

1 펨토초(fs)(1 x 10^{-15}초)를 포함하는 모든 레이저 및 레이저 빔을 의미할 것이다.

[0015] 본 명세서에 사용된 바와 같이, 달리 구체적으로 언급되지 않는 한, 용어 "피코초 레이저", "피코초 레이저 빔(picosecond laser beam)", "피코초 펄스" 및 이와 유사한 용어는 레이저 빔의 펄스 지속 시간, 따라서 또한 펄스 길이(펄스 폭이라고도 함)를 나타내는데 사용되며, 펄스 지속 기간이 1 피코초(ps)(1 x 10^{-12}초)에서 최대 1 나노초(ns)(1 x 10^{-9}초)를 포함하는 모든 레이저 및 레이저 빔을 의미할 것이다.

[0016] 본 명세서에 사용된 바와 같이, 달리 구체적으로 언급되지 않는 한, 용어 "원위" 및 "근위"는 다음을 의미한다. 레이저, 레이저 빔 및 레이저 구성요소의 경우에, 원위는 레이저 빔 소스에 더 가까운 측면, 위치 또는 위치를 의미한다. 수정체 유화술 시스템에서 원위는 초음파 에너지 소스에 더 가까운 측면, 위치 또는 위치를 의미한다. 레이저, 레이저 빔 및 레이저 구성요소의 경우에, 근위라는 용어는 레이저 빔 경로를 따라 레이저 빔 소스에서 더 멀리 떨어진 측면, 위치 또는 위치를 의미하며, 따라서 환자에게 더 가깝게 작동한다. 수정체 유화술 시스템의 경우에, 근위라는 용어는 에너지 전달 경로를 따라 초음파 에너지 소스로부터 더 멀리 떨어진 측면, 위치 또는 위치를 의미하며, 따라서 환자에게 더 가깝게 작동한다. 반대로, 레이저 구성요소 또는 수정체 유화 구성요소의 원위 단부는 이들 시스템을 작동하는 동안 환자로부터 더 멀리 떨어져 있다.

[0017] 초음파 에너지는 진단 도구에 더하여 치료 용도도 가진다. 초음파 에너지는 절단 장치, 도구 또는 팁을 집중, 지향, 이동, 예를 들어 흔들림 또는 진동시키고, 조직을 절단, 연화 또는 유화시켜, 안개 및 증기 생성하거나, 이들의 조합 및 변형에 사용된다. 일반적으로, 수정체 유화술은 렌즈 제거를 위해서 초음파 에너지를 사용하는 의학적으로 인정된 기술이다. 일반적으로, 수정체 유화술은 각막 절개, 공막 절개 및 이들 중 하나 이상 및 둘 다를 만드는 것을 포함한다. 예를 들어, 천연 수정체를 유화(즉, 액화)시키고, 백내장을 작은 조각으로 부수고 이들의 조합 및 변형을 위해서 전형적으로 초음파로 구동되는 바늘로 구성된 수정체 유화 핸드피스의 이들 절개 중 하나를 통해 삽입된다. 유화된 조각은 동일한 핸드피스 또는 다른 핸드피스를 사용하여 후속적으로 제거될 수 있다. 그런 다음 외과의는 절개를 통해 눈에 임플란트를 삽입할 수 있다.

[0018] 일반적으로, 눈에 대한 치료 레이저 절차는 환자를 침대 또는 환자 지지대에 위치시키고, 눈을 레이저 시스템의 레이저 빔 경로와 정렬시키고, 레이저 시스템과 눈 사이에 환자 인터페이스를 부착하는 것을 포함한다. 그런 다음 치료 레이저 빔은 눈, 특히 눈의 구조 또는 눈과 관련된 눈의 상태를 해결하기 위해서 치료 레이저 작업을 수행하도록 레이저 빔 패턴으로 전달된다. 따라서, 예를 들어, 백내장, 노안, 굴절 오류(자연적 및 유도성 모두) 및 눈의 다른 상태를 해결하기 위한 레이저 절차는 당업계에 공지되어 있다.

[0019] 현재까지, 수술실 및 진료실에서 전형적인 의료용 초음파 장치 및 시스템, 특히 수정체 유화 시스템은 자체 전원, 제어 시스템, 모니터, 제어 및 지시 입력, 하우징, 캐비닛 및 베이스를 갖는 독립형 시스템이다. 유사하게, 현재까지 수술실 및 의료 사무실에서 전형적인 의료 치료 레이저 장치 및 시스템은 자체 전원, 제어 시스템, 모니터, 제어 및 지시 입력, 하우징, 캐비닛 및 베이스를 갖는 독립형 시스템이다.

[0020] 비록 이 기술이 초음파 장치를 레이저와 같은 다른 치료 장치와 조합할 필요성을 표현하고 일부 기초적인 조합을 제공했지만, 이러한 요구는 대체로 답이 없는 것으로 여겨진다. 현재까지 아무도 치료 초음파 시스템을 치료 레이저 전달 시스템과 같은 다른 시스템과 성공적으로 통합하여 규제 및 의료 종사자의 요건과 요구사항을 모두 충족하는 작고 효율적인 의료 시스템을 제공한 적이 없다고 여겨진다. 특히, 본 발명 이전에는 규제 및 의료 종사자의 요건 및 요구사항을 모두 충족하는 작고 효율적인 인체 공학적 의료 시스템을 제공하기 위해서 안과 수정체 유화술 시스템을 안과 치료 레이저 시스템과 성공적으로 통합한 사람이 아무도 없었다고 여겨진다. 이러한 요건과 요구 사항을 모두 충족하는 것은 두 시스템의 단순한 조합 이상을 포함하며, 이러한 조합은 해당 기술 분야에서 제안되었다. 이들 요구사항은 본 발명을 통해 충족되며, 그 실시예는 규제 및 의료 종사자의 요건과 요구사항 모두를 충족하는 소형이고 효율적이며 인체 공학적인 의료 시스템인 통합된 초음파-레이저, 특히 수정체 유화-레이저(파코-레이저) 시스템을 제공한다.

[0021] 본 발명의 이러한 배경은 본 발명의 실시예와 관련될 수 있는 기술의 다양한 양태를 소개하기 위한 것이다. 따라서, 이 섹션에서 전술한 논의는 본 발명을 더 잘 이해하기 위한 토대를 제공하며, 선행 기술을 인정하는 것으로 간주되어서는 안 된다.

발명의 내용

[0022] 무엇보다도, 수술실 및 진료실의 시스템 크기, 수술실의 인체 공학, 수술 시스템 및 장비, 수술 시스템 및 장비, 절차를 효과적으로 수행하는데 필요한 시간, 및 환자의 편안함을 단독으로 또는 조합하여 해결하고 개선

해야 할 오랜 기간 동안 충족되지 않은 요구가 존재했다. 이러한 오랜 요구사항은 무엇보다도, 백내장 해결, 굴절 기반 문제 해결, 노안 해결, 눈의 질병, 상태 및 부상 해결을 포함한 안과 분야뿐만 아니라, 눈 및 주변 구조의 다른 절차 및 상태에서 계속 존재해 왔다. 본 발명은 무엇보다도, 본 명세서, 도면 및 청구범위에 기재된 제작 물품, 장치 및 공정을 제공함으로써 이들 요구 및 기타 요구를 해결한다.

[0023] 따라서, 안과 시술을 위한 환자 인터페이스 장치(PID)가 제공되며; 상기 장치는 상단 및 하단을 갖는 융기형 아암을 포함하며; 하단부가 환형 링 구조를 포함하며; 환형 링 구조가 상단 측, 하단 측 및 치료 레이저 빔의 투과를 위해 구성된 개구를 가지며; 제 1 및 제 2 포트로서, 포트가 개구, 상단 측 및 하단 측 중 적어도 하나와 유체 연통하며; 환형 링 구조의 상단 측은 상단 측의 표면으로부터 상방으로 연장하고 핀 높이를 정의하는 복수의 핀을 포함하며; 상단 측의 표면 위로 상방 연장하고 클립 결합 표면을 가짐으로써, 클립 결합 표면 높이를 정의하는 복수의 클립을 포함하며; 클립 결합 표면 높이는 핀 높이보다 더 크며; 상단 측의 표면으로부터 상방으로 연장하고 벽 높이를 정의하는 환형 벽을 포함하며; 환형 벽은 제 1 환형 채널 및 제 2 환형 채널을 부분적으로 정의한다.

[0024] 또한, 다음 특징들 중 하나 이상을 갖는 이들 시스템, 방법 및 장치가 제공되며: 창은 창 높이를 정의하며; 창은 클립 결합 표면과 핀 사이에 유지되며; 창은 개구 위에 위치되며; 창의 하단은 환형 벽의 상단보다 더 높은 높이에 있으며; 환형 링 구조물의 하단 측에 부착된 환형 진공 링 구조물을 포함하며; 환형 진공 링 구조물은 포트 중 적어도 하나와 유체 연통하며; 환형 진공 링 구조물은 하단 측을 가지며, 환형 링 구조물의 하단 측에 부착된 환형 진공 링 구조물을 포함하며; 환형 진공 링 구조물은 포트 중 적어도 하나와 유체 연통하며; 환형 진공 링 구조물은 하단 측을 가지며, 내부 환형 스커트 및 외부 환형 스커트를 가져서 눈과 결합하도록 구성된 가요성 환형 진공 채널을 정의하는 가요성 눈 결합 링을 포함하며; 가요성 눈 결합 링은 환형 진공 링 구조물의 하단 측에 부착되고 포트 중 적어도 하나와 유체 연통하며, 내부 환형 스커트 및 외부 환형 스커트를 가져서 눈과 결합하도록 구성된 가요성 환형 진공 채널을 정의하는 가요성 눈 결합 링을 포함하며; 가요성 눈 결합 링은 환형 진공 링 구조물의 하단 측에 부착되고 포트 중 적어도 하나와 유체 연통한다.

[0025] 또한, 다음 특징들 중 하나 이상을 갖는 이들 시스템, 방법 및 장치가 제공되며: 핀 높이는 벽 높이와 같거나 더 낮으며, 핀 높이는 벽 높이보다 더 낮으며, 핀 높이는 벽 높이보다 약 1 ㎜ 더 낮으며, 리지형 아암은 단일 구조물이며, 환형 진공 링 구조물은 단일 구조물이며, 환형 링 구조물은 단일 구조물이며, 가요성 눈 결합 링은 단일 구조물이며, 아암의 상단부는 본 발명의 레이저 초음파, 레이저 파코, 펨토-파코 시스템 중 하나에 부착되며, 아암의 상단부는 본 발명의 레이저 초음파, 레이저 파코, 펨토-파코 시스템 중 하나의 레이저 헤드에 부착된다.

[0026] 또한, 안과 시술을 위한 환자 인터페이스 장치(PID)가 제공되며, 상기 장치는 상단부 및 하단부를 갖는 아암; 창을 지지하는 아암의 하단부에 있는 구조물; 및 메니스커스 인버터를 가진다.

[0027] 또한, 레이저-초음파 시스템이 제공되며, 상기 시스템은 조립체를 포함하며, 조립체는 레이저 빔 경로를 따라 치료 레이저 빔을 제공하기 위한 치료 레이저; 및 치료 초음파 에너지를 제공하기 위한 수정체 유화 시스템을 포함하며; 조립체에 부착된 아암을 포함하며; 아암은 원위 단부 및 근위 단부를 가지며, 원위 단부는 조립체에 부착되며; 근위 단부는 레이저 전달 헤드를 가지며; 아암은 레이저 빔 전달 경로의 일부분를 포함하며; 이들 PID 중 어느 하나를 가진다.

[0028] 또한, 레이저-초음파 시스템이 제공되며, 상기 시스템은 레이저 빔 경로를 따라 치료 레이저 빔을 제공하기 위한 치료 레이저; 치료 초음파 에너지를 제공하기 위한 수정체 유화 시스템; 및 시스템에서 4 개의 동공을 정의하는 광학기기를 가지며, 레이저 빔 경로가 적어도 2 개의 동공을 통해 연장되며; 이들 PID 중 어느 하나를 가진다.

[0029] 또한, 레이저-초음파 시스템이 제공되며, 상기 시스템은 치료 레이저 시스템; 치료 초음파 에너지를 제공하기 위한 수정체 유화 시스템; 및 수정체 유화 시스템이 작동 중일 때 레이저 시스템이 레이저를 발사하는 것을 방지하는 안전 인터록을 가진다.

[0030] 또한, 레이저-초음파 시스템이 제공되며, 상기 시스템은 제 1 및 제 2 치료 레이저 빔을 제공하기 위한 수단을 가지며; 시스템은 레이저 빔 경로를 정의하는 광학기기를 가지며; 제 1 및 제 2 레이저 빔 경로는 레이저 빔 경로를 따라 이동하며; 제 1 치료 레이저 빔은 약 1,000 fs 내지 약 2000 fs의 펄스 폭을 가지며; 시스템은 제 1 치료 레이저 빔으로 렌즈 절단을 수행하기 위한 레이저 빔 전달 패턴을 포함하며; 제 2 치료 레이저 빔은 약 100 fs 내지 약 500 fs의 펄스 폭을 가지며; 시스템은 제 2 치료 레이저 빔으로 각막 절단을 수행하기 위한 레

이저 빔 전달 패턴을 포함하며; 치료 초음파 에너지를 제공하기 위한 수정체 유화 시스템을 포함하며; 이들 PID 중 어느 하나를 가진다.

[0031] 또한, 다음 특징들 중 하나 이상을 갖는 이들 시스템, 방법 및 장치가 제공되며: 시스템은 비-손잡이식이며, 시스템은 파코 트레이, 파코 카세트를 포함하고 비-손잡이식이며, 시스템은 레이저, 수정체 유화술 또는 둘 다를 제어하도록 구성된 무선 풋 스위치를 가지며; 시스템은 풋 스위치를 가지며; 시스템은 개구를 정의하는 레이저 헤드를 포함하며, 치료 레이저 빔 경로는 개구를 통해 이동하고, 파코 시스템의 작동 동안, 레이저 헤드가 수축된 위치에 있을 때, 아니면 둘다에서 개구를 폐쇄하기 위한 수단이 개구와 연관되어 있다.

[0032] 또한, 이들 시스템 중 어느 하나를 사용하여 서비스, 소프트웨어 업그레이드, 시술 또는 수술을 수행하는 방법이 제공된다.

[0033] 또한, 제 2 항 내지 제 13 항 중 어느 한 항의 PID 창을 통해 레이저 빔을 투과시키는 단계를 포함하는 레이저 투과 방법이 제공된다.

[0034] 또한, PID가 창의 하부 표면 아래에 그리고 눈의 상부 표면과 접촉하는 유체, 예를 들어 BSS의 개방된 저장조를 생성하고 유지하는 이들 시스템, 방법 및 장치가 제공된다. 개방된 저장조는 창의 직경보다 더 큰 직경을 갖는 외부 환형 벽(릿지)을 가지며, 이에 따라 저장조로부터 흐르는 유체, 예를 들어 BSS를 위해 벽과 창 사이에 개구(예를 들어, 환형 개구)를 생성한다. 벽의 상단은 창의 하단 측보다 낮으므로, BSS와 같은 유체의 메니스커스가 반전된다. 벽의 상단은 창 하단보다 약 1 mm 낮고, 약 0.7 mm 낮고, 약 0.5 mm 낮을 수 있다. 이러한 방식으로 유체는 창 아래쪽과 완전히 접촉하고 기포가 창 아래에 갇히지 않는다. 이러한 방식으로 메니스커스는 그의 외부 에지가 아래쪽을 가리키도록, 즉 뒤집힌 그릇처럼 반전된다. 따라서 외부 에지는 매니스커스의 중심(즉, 근위)보다 더 낮다.

[0035] 추가로, PID가 창의 하부 표면 아래에 그리고 눈의 상부 표면과 접촉하는 유체, 예를 들어 BSS의 개방 저장조를 생성하고 유지하는 이들 시스템, 방법 및 장치가 제공되며; 저장소를 형성하는 환형 벽의 상단은 창의 하단보다 높기 때문에 메니스커스를 반전시키지 않는다. 따라서 메니스커스의 외부 에지는 위쪽을 가리킨다.

도면의 간단한 설명

[0036] 도 1은 본 발명에 따른 레이저-초음파 시스템의 실시예의 사시도이다.

도 2는 본 발명에 따른 펨토-파코 시스템(femto-phaco system)의 실시예의 사시도이다.

도 3은 본 발명에 따른 펨토-파코 시스템의 실시예의 사시도이다.

도 4는 본 발명에 따른, 펨토 제 2 레이저 시스템을 위한 광학 시스템 및 광학 경로의 실시예, 및 펨토-파코 시스템의 실시예의 개략도이다.

도 4a는 도 4의 실시예의 치료 및 스캐닝 레이저 광학 시스템 및 광학 경로의 실시예의 개략도이다.

도 4b는 도 4의 실시예의 샤임플러그(Scheimpflug) 광학 시스템 및 광 경로의 실시예의 개략도이다.

도 4c는 (파이프 아래)치료 레이저 광학 시스템의 광학 경로 및 도 4의 실시예의 광학 경로를 따라 관찰하는 IR 카메라의 실시예의 개략도이다.

도 4d는 치료 레이저 (파이프 아래)광학 시스템의 광학 경로 및 도 4의 실시예의 광학 경로를 따라 관찰하는 컬러 카메라의 실시예의 개략도이다.

도 4e는 본 발명에 따른 광학 시스템 및 경로의 실시예의 개략도이다.

도 4f는 본 발명에 따른 광학 시스템 및 경로의 실시예의 개략도이다.

도 4g는 본 발명에 따른 광학 시스템 및 경로의 실시예의 개략도이다.

도 5는 본 발명에 따른 시스템의 사시도이다.

도 5a는 본 발명에 따른 시스템의 실시예의 일부분의 평면도이다.

도 5b는 본 발명에 따른 위치 결정 조립체의 실시예의 사시도이다.

도 5c는 본 발명에 따른 위치 결정 조립체의 실시예의 사시도이다.

도 5d 내지 도 5h는 본 발명에 따른 본 시스템의 실시예의 위치의 측면도이다.

도 5i는 본 발명에 따른 절첩식 광 파이프의 실시예의 사시도이다.

도 6은 본 발명에 따른 시스템 구성의 실시예의 평면도이다.

도 7은 본 발명에 따른 시스템 구성의 실시예의 평면도이다.

도 8은 본 발명에 따른 샤임플러그 조립체의 실시예의 평면도이다.

도 9는 본 발명에 따른 샤임플러그 조립체의 실시예의 평면도이다.

도 10a 및 도 10b는 본 발명에 따른 근위 조립체 및 도킹 시스템(docking system)의 실시예의 사시도이다.

도 11은 인간의 눈의 단면도이다.

도 11a는 도 11의 눈의 수정체의 단면도이다.

도 12a는 본 발명에 따른 환자 인터페이스 장치(PID)의 실시예의 사시도이다.

도 12b는 도 12a의 PID의 확대 사시도이다.

도 12c는 도 12a의 PID의 상부 사시도이다.

도 12d는 도 12a의 PID의 단면도이다.

도 12e는 도 12a의 PID의 사시도이다.

도 12f는 도 12a의 PID의 단면도이다.

도 12g는 도 12a의 PID를 본 발명에 따른 레이저 초음파 시스템의 실시예에 부착하는 방식을 나타내는 사시도이다.

도 12h는 본 발명에 따른 레이저 초음파 시스템의 실시예에 부착된 도 12a의 PID를 나타내는 사시도이다.

도 12i는 본 발명에 따른 레이저 초음파 시스템의 실시예에 PID를 부착하기 위한 잠금 기구의 실시예의 사시도이다.

도 12j는 다른 측면에서 본, 도 12i의 잠금 기구의 사시도이다.

도 13은 본 발명에 따른 PID의 실시예의 사시도이다.

도 14는 본 발명에 따른 펨토-파코 시스템의 실시예의 사시도이다.

도 14a는 본 발명에 따른 수술용 현미경을 갖는 펨토-파코 시스템의 실시예의 사시도이다.

도 15는 도 14의 펨토-파코 시스템의 일부분의 투명 투시도이다.

도 15a는 도 14의 펨토-파코 시스템의 수평 및 수직 이동 메커니즘의 사시도이다.

도 15b는 본 발명에 따른 연장된 위치의 도 15a의 메커니즘의 사시도이다.

도 16a는 본 발명에 따라 수술실 및 완전히 수축된 위치에서의 도 14의 시스템의 평면도이다.

도 16b는 본 발명에 따른 수술실 및 부분적으로 연장된 레이저 작동 구성(제 1 위치)에서의 도 14의 시스템의 평면도이다.

도 16c는 본 발명에 따른 수술실 및 완전히 연장된 레이저 작동 구성에서의 도 14의 시스템의 평면도이다.

도 17a 내지 도 17c는 연장 및 축소될 때 도 14의 시스템의 연장 가능한 조립을 위한 특정 위치를 보여주는 일련의 사진이다. 도 17a는 레이저 시스템의 테스트 및 교정을 위한 중립 연장 위치를 도시한다. 도 17b는 치료 레이저 수술을 위한 제 1 작동 연장 위치를 도시한다. 도 17c는 치료 레이저 작업을 위한 제 2 작동 연장(완전히 연장된) 위치를 도시한다.

도 18은 본 발명에 따른 고정 광 경로의 실시예의 개략도이다.

도 19는 본 발명에 따른 컬러 다운 파이프(DTP) 광 경로의 실시예의 개략도이다.

도 20은 본 발명에 따른 PID의 실시예의 횡단면 사시도이다.

도 20a는 도 20의 PID의 확대 사시도이다.

도 20b는 도 20의 PID의 사시도이다.

도 21은 본 발명에 따른 연장된 위치에 있는 펨토-파코 시스템의 실시예의 사시도이다.

도 21a는 수축된 위치의 다른 쪽에서 시스템을 도시하는, 도 21의 시스템의 사시도이다.

도 21b는 도 21의 시스템의 트레이 조립체의 평면도이다.

도 21c는 도 21의 시스템의 일부분의 사시도이다.

도 21d는 개방 위치에서의 도 21의 시스템의 잠금 결합 장치의 사시도이다.

도 21e는 폐쇄 위치에서의 도 21의 시스템의 잠금 결합 장치의 사시도이다.

도 22는 연장된 위치에서의 본 발명에 따른 무선 풋스위치(footswitch)를 갖는 펨토-파코 시스템의 실시예의 사시도이다.

도 22a는 본 발명에 따른 도 22의 펨토 시스템을 위한 제어 버스의 개략도이다.

도 23a 내지 도 23d는 본 발명에 따른 GUI 스크린 디스플레이, 정보 및 메뉴의 실시예의 이미지이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0037] 일반적으로, 본 발명의 실시예는 각막, 자연 수정체, 및 눈과 관련된 다른 구조를 포함한, 눈의 상태를 해결하기 위한, 특히 이들 조건을 해결, 완화, 개선 및 역전시키기 위해서 레이저 에너지, 초음파 에너지 및 둘 모두를 눈에 전달하기 위한 시스템 및 방법을 제공한다.

[0038] 일반적으로, 본 발명의 실시예는 무엇보다도 인간의 눈 및 관련 구조의 상태를 진단, 치료 및 이들의 조합과 변형을 위해서 초음파 및 레이저 빔을 사용하는 능력을 제공하는 인체 공학적 시스템, 통합 시스템, 및 이들의 조합 및 변형에 관한 것이다. 본 시스템의 실시예에서, 레이저 및 초음파 구성요소는 치료 초음파 에너지 및 레이저 에너지를 눈에 작동, 제어 및 전달하도록 구성된 단일 장치에 통합된다. 이들 통합 장치의 실시예는 통합 및 쌍방 제어 시스템(interactive control system); 통합 환자 정보 시스템; 통합 청구(billing) 시스템; 통합 전자 의료 기록; 레이저와 초음파 시스템 사이의 통합 및 쌍방 작용, 제어, 전달, 음성 명령, 음성 인식 및 음성 제어 메뉴 그리고 이들 시스템의 조합; 레이저와 초음파 시스템 사이의 안전 시스템을 포함한 통합 및 쌍방 프로토콜; 외과의와 의사가 정보와 지침을 장치에 입력하기 위한 통합 및 쌍방 입력 시스템; 통합 및 쌍방 모니터링 시스템, 디스플레이 및 둘 모두; 통합 및 공통 전원 및 전원 관리; 통합 열 부하(예를 들어, 열) 관리; 비간섭 에너지 생성 및 전달 시스템; 및 이들 기능의 조합 및 변형 그리고 다른 기능을 포함한다.

[0039] 실시예에서, 이들 통합 장치 또는 시스템은 환자 지지 침대와 연관되어 추가 시스템을 형성한다. 바람직한 실시예에서, 이들 장치 및 이러한 환자 지지 침대는 환자의 이동 또는 재배치를 필요로 하지 않고 외과의사가 환자의 왼쪽 및 오른쪽 눈에 접근할 수 있는 다중 경로를 허용하도록 구성된다. 따라서, 시스템의 이러한 바람직한 실시예는 환자를 재배치할 필요 없이, 그리고 레이저, 초음파 및 둘 모두를 재구성할 필요 없이 한쪽 또는 양쪽 눈에 접근하는 외과의사 개인의 선호하는 방법에 기초하여 외과의사가 환자를 쉽게 위치시킬 수 있게 한다. 이러한 방식으로, 환자 순응도가 향상되고 외과 의사를 위한 인체 공학이 향상되며 효율성이 향상되고 효능이 향상되며 환자의 전체 절차(예를 들어, 양쪽 눈)를 완료하는데 소요되는 시간이 감소하고 이들 및 기타의 조합 및 변형 혜택을 받을 수 있다.

[0040] 실시예에서, 이러한 통합 장치 또는 시스템은 시스템의 어느 한 쪽으로부터의 방향 및 작동을 위해 구성된 파코 트레이(phaco tray) 또는 파코 카세트와 연관된다. 이러한 방식으로, 외과 의사는 시스템이 제공하는 가능한 외과 의사-환자 방향에서 카세트의 구성요소에 접근하고 사용할 수 있다.

[0041] 실시예에서, 이들 통합 장치 또는 시스템은 더 많은 환자를 필요로 하지 않고 외과의사가 시스템에 대해 위치를 변경할 필요 없이, 그리고 바람직하게 둘 다를 필요로 하지 않고 레이저 및 초음파 수술 사이에서 또는 그 사이에서 이동할 수 있는 능력을 제공한다.

[0042] 실시예에서 환자는 환자 지지대, 예를 들어 지지 침대 위에 위치된다. 그런 다음 시스템은 환자 근처의 위치로 이동된다. 시스템은 본 명세서에 설명된 다중 방향 중 하나로 외과의사가 배치될 수 있다. 그런 다음 레이저

시스템과 초음파 시스템은 환자에 대한 절차를 수행하는데 사용된다.

[0043] 본 시스템의 실시예는 전술한 실시예 및 단락의 특징 중 하나 이상 및 모두를 포함할 수 있을 뿐만 아니라 다음 단락의 실시예를 포함할 수 있다.

[0044] 통합 파코-레이저 시스템의 실시예와 같은 이들 시스템의 실시예는 예를 들어, 수정체 절제술; 맞춤형 비-원형 및 비-타원형 수정체 절제술; 렌즈 절단, 조각화, 절단 및 제거; 백내장 절단, 분열, 분리 및 제거; 렌즈 및 백내장 조직의 유화술; 각막 절단 및 절개; 각막 플랩 및 포켓의 생성; 윤부 이완 절개(limbal relaxing incision)의 형성; 굴절 오류(자연 및 유도)의 해결 및 수정; 잔여 피질 물질 제거; 수정체 상피 세포의 제거; 전방 유리체 절제술과 관련된 유리체 흡인 및 절단; 양극성 응고(bipolar coagulation)의 해결; 및 안구내 렌즈 주입을 포함한, 눈의 다양한 상태를 해결하고 눈의 다양한 절차를 수행할 수 있도록 구성된다.

[0045] 통합 수정체 레이저 시스템의 실시예와 같은 이들 시스템의 실시예는 눈의 다양한 상태를 해결할 수 있고, 각막 이식술, 방사상 각막절개술(RK), 난시 각막절개술(AK) 및 윤부 이완 절개(LRI), 그리고 이들의 조합 및 변형을 포함하는 자양한 절차를 수행할 수 있도록 구성된다. 이들 절개는 수정체 수술 및 수정체 이식 전후에 레이저로 만들 수 있다. RK는 마이크로 RK, 마이크로 RK/AK 및 기존 RK를 포함하는 반면에, 마이크로 RK가 선호된다. 마이크로-RK의 경우 방사상 절개는 바람직하게 약 5.00 mm 이상 더 큰 광학 영역에서 사용될 수 있지만, 더 작은 영역도 고려된다. 절개의 길이는 전형적으로 약 2.50 mm이다. 절개에 대한 전형적인 매개변수는 표 1에 나와 있다. 전형적으로, 마이크로 RK 절차에서 각막에 1, 2, 3 또는 그 초과의 절개가 이루어진다.

표 1

[0046]

방사상 절개 매개변수	범위	선호 값	디폴트 값	단위
광학 영역	4.00 - 6.25	5.00	5.00	mm
AK에 대한 최소 틈새	0.00 - 0.50	0.20	0.20	mm
바람직한 반경 방향 길이	0.50 - 2.50	2.00	2.00	mm
최소 잔류 Stroma	100 - 300	150	150	μm
깊이	20 - 90	80	80	%
입구 오버컷 (+)	-0.20 - +0.20	0.06	0.06	mm

[0047] 이들 시스템의 실시예에서, 연관된 환자 지지 침대는 지능형 환자 지지 침대이다. 이러한 지능형 환자 지지 침대는 환자의 정확한 위치, 특히 레이저 빔 전달 구성요소, 레이저 빔 경로, 레이저 도킹 구성요소, 초음파 구성요소, 조합된 레이저-초음파 장치 및 이들의 조합 및 변형과 관련된 환자의 머리의 정확한 위치를 제공하기 위해서 레이저 초음파 장치와 통신하는 위치 결정 장치(예를 들어, 위치 결정 장치, RFID, 광학 장치, 가속도계, 센서, 위치 장치 등)를 가진다.

[0048] 이들 시스템의 실시예에서, 임의의 표준 환자 지지대, 예를 들어 환자 지지 침대와 연관될 수 있는 관련 지능형 머리 받침대가 있다. 이러한 지능형 머리 받침대는 환자의 정확한 위치, 특히 레이저 빔 전달 구성요소, 레이저 빔 경로, 레이저 도킹 구성요소, 초음파 구성요소, 조합된 레이저-초음파 장치 및 이들의 조합 및 변형과 관련된 환자의 머리의 정확한 위치를 제공하기 위해서 레이저 초음파 장치와 통신하는 위치 결정 장치(예를 들어, 위치 결정 장치, RFID, 광학 장치, 가속도계, 센서, 위치 장치 등)를 가진다.

[0049] 이들 시스템의 실시예에서, 환자의 머리 또는 목과 연관될 수 있는, 예를 들어 환자에 의해 착용되거나 배치될 수 있는 환자 태그, 밴드 또는 캡과 같은 연관된 환자 지능형 장치가 있다. 이러한 환자 지능형 장치는 환자의 정확한 위치, 특히 레이저 빔 전달 구성요소, 레이저 빔 경로, 레이저 도킹 구성요소, 초음파 구성요소, 조합된 레이저-초음파 장치 및 이들의 조합 및 변형과 관련된 환자의 머리의 정확한 위치를 제공하기 위해서 레이저 초음파 장치와 통신하는 위치 결정 장치(예를 들어, 위치 결정 장치, RFID, 광학 장치, 가속도계, 센서, 위치 장치 등)를 가진다.

[0050] 실시예에서 환자 지능형 장치는 또한, 네트워크 기능, 저장 기능, 식별 기능 및 이들의 조합 및 변형을 가질 수 있다. 예를 들어, 환자 지능형 장치를 사용하여 환자 신원을 확인하거나 망막 이미지 또는 홍채 스캔과 같은 다른 생체 인식 시스템과 함께 신원을 확인할 수 있다. 또한, 이러한 방식으로, 환자 지능형 장치는 외과의사, 보험, 환자, 기타 및 다양한 사람이 요구하거나 요청하는 레이저 시스템, 의료 청구 정보, 전자 환자 의료 기록 및 의료 그리고 정보 관리 시스템과 통신할 수 있다.

[0051] 레이저 및 레이저 빔 경로의 위치와 관련한 환자, 예를 들어 환자 머리의 위치를 결정하는 환자를 위한 방향/위

치 추적 시스템으로도 지칭되는 이러한 환자용 위치 결정 장치는 예를 들어, Polhemus Patriot™ 6-DOF와 같은 전자기 추적 시스템일 수 있다. 그러한 추적 시스템 실시예는 미국 특허 제 5,307,072 호, 제 6,369,594 호, 제 6,400,139 호, 제 6,624,626 호, 제 7,710,395 호, 제 6,762,600 호, 제 7,292,948 호, 제 7,873,491 호 및 제 8,013,595 호에 개시되고 교시되며, 이들 각각의 전체 개시는 원용에 의해 본 명세서에 포함된다. 그러한 장치는 또한, 환자 로케이터 또는 환자 위치 장치 또는 시스템으로 지칭될 수 있다.

[0052] 실시예에서, 레이저-초음파 시스템, 특히 레이저-파코 시스템은 치료 레이저 빔이 환자의 한쪽 눈 또는 양쪽 눈에 치료 레이저 빔 패턴으로 전달될 수 있고, 수정체 유화술 절차가 레이저 파코 시스템에 대한 그들의 상대 위치에서 환자나 외과의사가 이동할 필요 없이 환자의 한쪽 또는 양쪽 눈에 수행될 수 있도록 구성된다.

[0053] 실시예에서, 본 장치의 실시예의 크기, 예를 들어 통합된 수정체 레이저 장치는 별도의 레이저 시스템 및 초음파 시스템에 필요한 총 공간보다 수술실에 더 작은 설치 공간을 제공하기 위해서, 공통 하우징 또는 캐비넷에 나란히 배치되거나 단순히 배치되는 경우 두 시스템의 크기와 비교하여 크게 감소된다. 이는 본 발명 이전과 같은 기술에 상당한 진보를 제공하며, 완전히 통합된 레이저-초음파 시스템은 수술실에서 사용되지 않았거나 규제 승인을 획득하지 않은 것으로 믿어진다.

[0054] 이러한 실시예의 감소된 크기는 효율성, 효능 및 둘 모두에서 종래 기술에 비해 몇 가지 개선을 제공한다. 두 시스템을 교체할 수 있어서, 환자 치료 중 환자, 시스템 또는 둘 다를 이동할 필요가 없고, (레이저 시스템과 초음파 시스템이 다른 방에 있는 경우)환자가 한 수술실에서 다른 수술실로 이동할 필요가 없는 기능은 이러한 더 작은 크기의 장치 실시예의 이점 중 일부이다. 이러한 더 작은 크기의 장치 실시예는 또한, 더 많은, 예를 들어 더 작은 수술실에서 사용될 수 있는 능력을 제공하며, 수술실에서 일하는 외과의사 및 기타 전문직 종사자가 더 쉽게 이동할 수 있다. 또한 수술실에서 진단 장치 및 현미경과 같은 다른 시스템을 사용할 수 있는 기능을 제공하기 위해서 공간을 확보할 뿐만 아니라 청소 작업에서 이점을 제공할 수 있다. 장치 간에 간섭이 없고 각각의 장치가 의도한 대로 작동하는 능력을 유지하고 각각의 장치의 요구되는 효능을 유지할 뿐만 아니라 이들 문제에 대한 해결책을 유지하면서 초음파 및 레이저 시스템을 이러한 작은 설치공간 및 작은 전체 부피(높이, 너비, 길이)를 갖는 단일 장치로 통합하는 것과 관련된 문제는 본 발명의 실시예 이전에 당업계에 의해 확인되거나, 해결되거나 해결되지 않은 것으로 여겨진다.

[0055] 이들 시스템의 실시예에서, 하나의 작동 모드에서 다른 모드로 변경 또는 전환하는 시간은 바람직하게 신속하게 발생한다. 따라서, 장치는 한 모드에서 다른 모드로, 예를 들어 레이저 모드에서 수정체 유화 모드로, 약 45초 내지 약 10초, 약 30초 내지 약 5초, 1분 미만, 30초 미만, 15초 이내, 10초 이내, 5초 이내, 2초 이내로 변경할 수 있다. 특정 절차가 수행되기 전에 장치 모드가 변경된 후 추가 환자 준비 시간이 필요할 수 있음을 이해한다.

[0056] 환자, 시스템, 외과의사, 바람직하게 이들 모두가 서로에 대해 재배치될 필요 없이 레이저와 초음파 수술 또는 수술 사이를 변경할 수 있는 능력은 추가적인 이점 및 장점을 제공한다. 예를 들어, 신속하고 눈에 띄지 않게 펨토 및 파코 구성 또는 수술 사이를 변경할 수 있는 이러한 기능을 통해서 환자는 수술실에 들어가기 전에 두 절차에 대해 완전히 준비할 수 있다. 또한, 환자는 수술실에 들어가기 전에 옷을 입을 수도 있다.

[0057] 이들 레이저-초음파 시스템, 예를 들어 통합된 파코-레이저 장치의 실시예에서, 상기 장치(환자 침대는 포함하지 않음)의 바닥 공간 체적은 약 50 입방 피트(ft^3) 미만, 약 40 입방 피트 미만(ft^3), 약 35 ft^3 미만, 약 30 ft^3 미만, 약 25 ft^3 미만, 약 20 ft^3 미만, 약 31 ft^3, 약 28 내지 약 33 ft^3, 및 이들의 조합 및 변형뿐만 아니라, 더 크고 더 작은 값을 가진다. 실시예에서 장치의 부피는 조정될 수 있으며, 이 경우 장치의 부피는 달리 명시적으로 언급되지 않는 한 가장 작은 부피가 될 것이다. 이러한 장치는 높이가 약 45 인치(in) 내지 약 75 인치, 약 65 인치, 약 60인치, 약 50인치, 약 55 인치, 60 인치 미만, 58 인치 미만, 약 52 인치 내지 약 58 인치 및 이들의 조합 및 변형뿐만 아니라, 더 크고 더 작은 값을 가진다. (아암, 연장부 또는 구성요소가 보관 또는 기타 목적을 위해서 수직으로 또는 대략 수직 위치로 이동할 수 있는 실시예에서, 높이는 해당 구성요소가 작동 가능한 구성 또는 위치, 예를 들어 통상적으로 수평 또는 대략 수평일 때 측정되어야 한다.) 실시예에서, 장치의 높이는 조정될 수 있으며, 이 경우 장치의 높이는 달리 명시적으로 언급되지 않는 한 가장 짧은 높이가 될 것이다. 이러한 장치는 약 30 인치 내지 약 50 인치, 약 33 인치, 약 38 인치, 약 40 인치, 약 45 인치 미만, 40 인치 미만, 약 34 인치 내지 약 38 인치, 약 36 인치, 그리고 이들의 조합 및 변형뿐만 아니라, 더 큰 크기 및 더 작은 크기의 길이를 가질 수 있다. 실시예에서 장치의 길이는 예를 들어, 이동식 아암 조립체, 트레이 또는 캐리지를 통해 조정될 수 있으며, 이 경우 장치의 길이는 달리 명시적으로 언급되지 않는 한 가장 짧은 길이가 될 것이다. 이러한 장치는 약 15 인치 내지 약 40인치, 약 20 인치, 약 25 인치, 약 30

인치, 약 45 인치 미만, 약 30 인치 미만, 약 22 인치 내지 약 27 인치, 약 20 인치 내지 약 30인치, 그리고 이들의 조합 및 변형뿐만 아니라 더 크고 더 작은 크기의 폭을 가질 수 있다. 실시예에서 장치의 폭 또는 길이는 달리 명시되지 않는 한, 예를 들어 이동식 아암, 조립체, 트레이 또는 캐리지를 통해 조정될 수 있으며, 이 경우 장치의 폭은 가장 짧은 폭이 될 것이다. 이들 장치의 실시예는 장치 설치 공간의 면적, 즉 이러한 장치가 차지하는 바닥 공간의 면적을 가질 수 있으며, 그 면적은 약 400 in^2 내지 약 1,300 in^2, 약 400 in^2 내지 약 600 in^2, 약 400 in^2 내지 약 500 in^2, 약 450 in^2 내지 약 700 in^2, 약 450 in^2, 약 500 in^2, 약 550 in^2, 약 600 in^2, 약 1,200 in^2 미만, 약 1,100 in^2 미만, 약 1,000 in^2 미만, 약 1,000 in^2, 약 950 in^2, 약 900 in^2, 약 800 in^2, 약 850 in^2 내지 약 950 in^2, 그리고 이들의 조합 및 변형뿐만 아니라 더 크고 작은 크기이다. 실시예에서 장치의 폭, 길이 및 둘 모두는 예를 들어, 이동식 아암, 조립체, 트레이 또는 캐리지를 통해 조정될 수 있으며, 이 경우 장치의 설치 공간의 면적은 명시적으로 언급되지 않는 한 가장 작은 영역이 될 것이다. 장치의 길이와 폭은 동일할 수 있으며, 예를 들어 설치 공간은 정사각형 또는 원 형상이거나 이들은 다를 수 있으며, 예를 들어, 설치 공간은 직사각형 또는 타원 형상이다. 설치 영역에 대한 다른 형상, 예를 들어 별 형상, "L" 형상, "H" 형상 등을 구상할 수 있음을 이해해야 한다.

[0058] 전형적으로, 수정체 유화 장치는 약 20 x 약 25 인치의 설치 공간을 가지며, 따라서 약 500 in^2의 설치 공간(즉, "표준 파코 설치 공간 영역") 면적을 가진다. 따라서, 수정체 레이저 통합 시스템의 실시예는 500 in^2의 전형적인 파코 설치 공간 영역보다, 약 70% 이하, 약 80% 이하, 약 90% 이하, 약 100% 이하, 약 110% 이하, 약 110% 이하, 120% 이하, 약 130% 이하, 약 140% 이하, 약 150% 이하인 설치 공간 면적을 가질 수 있다. 하나의 장치보다 약간 더 큰 영역에서 두 개의 장치, 따라서 두 개의 치료 기능을 가지는, 본 발명의 실시예에 의해 실현된 이러한 상승작용은 작업 흐름을 위해, 다른 것들 중에서도 환자 치료(예를 들어, 이제 더 작은 방이 사용될 수 있음), 환자 및 직원의 편안함, 그리고 효율성을 위해 이용 가능한 수술실 및 진료실에서 상당한 이점 및 이점을 제공한다.

[0059] 또한, 수정체 유화술 시스템이 전형적인 설치 공간보다 작은 상황에서도, 본 발명의 조합된 레이저-초음파 시스템은 별도의 레이저 및 그러한 더 작은 설치 공간 초음파 시스템보다 더 적은 공간을 차지하도록 구성될 수 있다.

[0060] 이들 시스템의 실시예에서, 추가의 상승작용은 레이저 치료 절차, 레이저 진단 절차, 수정체 유화술 절차, 렌즈 이식뿐만 아니라, 임의의 굴절 수술에 사용되는 다양한 수술 도구, 기구, 키트 및 장비를 고정하고 배치하는 맞춤형 트레이 및 장치의 사용에 의해 실현된다. 이들 맞춤형 수술 트레이 및 키트는 장치 하우스에 분리 가능하게 고정되는(또는 장치 하우징에 의해 또는 장치 하우징에 고정되는) 일회용 일회용품일 수 있으며, 일회용 또는 재사용 가능한 도구 및 기구 그리고 이들의 조합 및 변형을 보유하는 일체형 트레이일 수 있다.

[0061] 이들 시스템의 실시예에서, 레이저 절차는 특정 렌즈 재료를 제거하기 위해서 가장 효율적인, 예를 들어 가장 낮은 파코 에너지를 제공하도록 최적화된다. 따라서 퀨토 에너지, 레이저 샷 간격, 라인 간격 등과 같은 레이저 매개변수, 및 파코 에너지, BSS(평형 식염수 용액) 흐름, 유체와 같은 파코 매개변수는 현재 시스템 및 장치의 통합 제어, 모니터링 및 저장 기능이 주어지는 경우에 고도로 통합되고 미리 결정된 방식으로 최적화되고 수행될 수 있다.

[0062] 이중 레이저 펄스 폭을 갖는 이들 시스템의 실시예에서, 추가 장점 및 이점은 다이아몬드 블레이드 및 나이프와 같은 장비의 필요성 및 사용을 줄이는 능력을 포함할 것이다. 따라서 비용, 감염 위험 및 절차 시간을 줄일 수 있다.

[0063] 당업자가 본 명세서의 교시 및 개시뿐만 아니라 다음 단락의 실시예를 고려할 때 이해할 것이므로, 본 시스템의 실시예가 전술한 실시예 및 단락의 특징 중 하나 이상 및 모두를 다양한 조합으로 포함할 수 있음을 본 명세서에서 고려하고 있다는 것을 이해해야 한다. 도 1을 참조하면, 레이저-초음파 시스템(100)의 실시예의 사시도가 도시된다. 시스템(100)은 제 1 하우징(101) 및 제 2 하우징(102)을 갖는 장치이다. 하우징(101, 102)은 전력 부품, 제어 부품, 작동 부품, 분석 예측 및 진단 장치, 위치 억제 및 위치 장비, 레이저 빔 생성 부품, 그리고 초음파 발생 부품을 포함한다. 바람직한 실시예에서, 초음파 발생 구성요소는 수정체 유화 시스템의 구성요소이고 레이저 빔 발생 구성요소는 약 10 ps, 5 ps, 2 ps 이하의 펄스 길이를 갖는 레이저 빔을 제공한다.

[0064] 이들 구성요소는 다른 이유들 중에서도 공간을 최적화하고, 구성요소 사이의 간섭을 방지하고, 열과 진동을 관리하고, 보다 효율적인 시스템(100)의 제어 및 작동을 제공하기 위해서 2 개의 하우징(101, 102) 사이에 전체적

으로 및 부분적으로 분포될 수 있다. 2 개의 하우징(101, 102)은 동일한 베이스 또는 프레임(150)에서 독립형 하우징일 수 있고, 이들은 그들 사이에 통신, 제어, 전원, 광학 및 기타 연결이 있을 수 있으며, 이들은 단일 동일한 하우징일 수 있으며, 이들은 제 3 또는 제 4 등의 하우징 또는 서브-하우징, 그리고 이들의 조합 및 변형으로 세분되거나 분할될 수 있다.

[0065] 하우징(102)과 하우징(106)을 연결하는 광학 도관(105)이 있다. 하우징(106)은 치료 레이저 빔을 위한 스캐닝 장치 및 빔 성형 광학기기를 포함하며, 스캐닝 장치, 광학 장치 및 둘 모두는 또한 레이저 빔 및 광학 경로를 모니터링하고 진단하는데 사용될 수 있다. 실시예에서 하우징(106)의 이들 구성요소는 다른 하우징(102, 101) 중 하나에 전체적으로 또는 부분적으로 위치될 수 있고, 마찬가지로 하우징(102, 101)의 구성요소는 하우징(106)에 위치될 수 있다는 것이 이해된다. 하우징(106)은 하우징(102, 101)과 일체화되거나 그 일부일 수 있다. 하우징(106)은 하나 이상의 하우징 또는 서브-하우징, 및 이들의 조합 및 변형으로 세분화되거나 분할될 수 있다. 현재 바람직한 실시예에서, 하우징(106)은 스캐너 및 빔 성형 광학기기를 포함하고 격리한다. 스캐너 및 빔 성형 광학기기, 또는 하우징(106)에 포함될 수 있는 다른 구성요소는 시스템(100)의 제어기 및 운영 시스템과 제어 통신한다. 제어 통신이란 장치 작동에 관한 정보가 장치로 전송되고 장치에서 얻거나 수신한 정보가 장치로 전송되고 제어 정보, 지시 또는 명령뿐만 아니라, 기타 데이터 및 정보가 장치 그리고 이들의 조합 및 변형으로 전달되는 것을 의미한다. 장치는 서로 직접 제어 통신할 수 있거나, 예를 들어 시스템(100) 제어기, 모니터(109)와 같은 중앙과 제어 통신함으로써 서로 간접적으로 제어 통신할 수 있으며, 이는 또한 제어 능력과 이들의 조합 및 변형을 가질 수 있다. 이들 장치는 서로 직접 및 간접적으로 제어 통신할 수도 있다.

[0066] 광학 도관(105)은 광 파이프(예를 들어, 레이저 빔이 중공 튜브 내의 자유 공간을 통해 투과되도록 내부 반사 표면을 갖는 중공 관 또는 채널일 수 있으며, 중공 튜브 내의 자유 공간은 부분 진공을 가질 수 있고, 주위에 공기를 가질 수 있고, 불활성 가스를 함유하고 이들의 조합 및 변형을 가질 수 있음), 관절식 광 파이프, 절첩식 광 파이프, 가요성 광 파이프, 광섬유, 하나 이상의 광섬유, 중공 도관, 빔 가이드 및 이들 및 기타 레이저 빔 전달 구조의 조합 및 변형일 수 있다.

[0067] 하우징(106)은 화살표(107a, 107b) 방향으로 이동, 연장, 수축 및 이들의 조합 및 변형이 가능한 아암(107)을 가진다. 아암(107) 및 하우징(106)은 화살표(107a)로 도시된 바와 같이 엘리베이터 장치(110)에 의해 수직 방향으로 이동한다. 아암(107)은 눈의 형상 및 위치 및 눈 내의 구조를 결정하기 위한 조립체 또는 장치(108)를 가진다. 그 근위 단부, 즉 레이저 빔 경로를 따라 가장 먼 단부, 따라서 레이저 빔 소스로부터 가장 먼 단부 및 장치(108) 아래에 있는 아암(107)은 환자 인터페이스 장치(PID)(이 도면에는 도시되지 않음)를 가진다. 아암(107)은 화살표(109a) 방향으로 관절식 아암 상에서 이동하는 모니터(109)를 가진다. 모니터는 시술, 시스템 상태, 레이저 상태, 초음파 상태, 백내장 밀도, 초음파 설정, 레이저 패턴 설정 등의 정보를 제공하고 외과의사의 입력 및 지시를 수신할 수 있다. 모니터는 시스템(100) 제어 시스템과 제어 통신하고 있으며, 모니터는 또한 시스템(100) 제어 시스템의 일부 또는 전체를 포함할 수 있다. 모니터는 직접적으로, 시스템(100) 제어 시스템, 모니터(109), 및 이들의 조합 및 변형을 통해서, 레이저 제어 시스템 및 초음파 제어 시스템과 제어 통신한다. 모니터와 그의 관절식 아암은 시스템(100)의 다른 구조에 위치하거나 독립형일 수 있다. 1 개, 2 개 및 추가 모니터가 사용될 수 있다. 모니터는 3D 보기 또는 표시 기능을 가질 수 있다.

[0068] 아암(107)은 레이저 빔의 전송을 위한 자유 공간을 제공하는 중공 튜브와 같은 레이저 빔 전달 구조를 형성하거나 포함한다. 실시예에서 아암(107)은 자유 공간의 빔 경로, 또는 레이저 빔을 예를 들어, 스캐너로 전송하기 위한 광섬유를 포함할 수 있으며, 이는 원위 단부 대신에 튜브의 근위 단부, 즉, 하우징(106) 근처의 단부에 위치된다. 아암(107)은 또한, 광학 도관(105)으로 사용하기 위해서 설명된 유형의 레이저 빔 전달 구조 중 임의의 것일 수 있거나 이를 포함할 수 있다. 튜브는 광학 장치도 포함할 수 있다. 도 1의 실시예에서, 아암(107)은 시준되지 않은 레이저 빔을 포함하고, 따라서 아암(107)은 시준되지 않은 레이저 빔 및 레이저 빔 경로를 포함하는 것으로 언급될 수 있다. 즉, 아암(107)은 레이저 빔 경로를 따라 "비-시준 공간"을 포함하거나, 둘러싸거나 수용한다. 아암(107)은 시준된 공간, 즉 레이저 빔 경로 상의 레이저 빔이 시준되는 공간을 수용하거나 둘러쌀 수 있다. 광학 장치가 포함된 공간이 있을 수 있다. 시준된 공간과 시준되지 않은 공간이 모두 수용될 수 있다. 실시예에서 아암(107)은 원위 지점에서 피벗할 수 있고, 회전하고, 신축할 수 있고, 관절로 연결될 수 있으며, 이들의 조합 및 변형이 가능하다. 아암(107)에 있는 레이저 빔 경로의 근위 단부는 PID를 통해 그리고 환자의 눈으로 레이저 빔을 지향시키는 미러 또는 광학 장치를 포함한다.

[0069] 시스템(100)은 케이블 및 라인을 초음파, 흡인, 기타 도구, 및 이들의 조합 및 변형에 연결하기 위한 2 개의 포트(103, 104)를 가진다. 실시예에서, 이들 포트는 수정체 유화 도구 또는 수정체 카세트 시스템에 연결하도록 구성된다. 포트(103 및 104)는 하우징(102)에 도시되며, 하우징(101) 또는 시스템의 다른 위치에 있을 수 있거

나 시스템(100)에 삽입된 파코 카세트의 일부일 수 있음을 이해해야 한다.

[0070] 실시예에서 레이저 시스템은 외부, 내부 또는 둘 모두의 냉각 유체, 예를 들어, 레이저 하우징 내외로 흐르는 냉각 유체를 가진다.

[0071] 시스템(100)은 화살표(120)로 나타낸 높이를 갖고, 시스템은 화살표(121)로 나타낸 길이 및 화살표(122)로 나타낸 폭을 가진다. 폭 및 길이는 시스템(100)의 설치 공간 영역을 정의하고, 부피는 높이(120), 길이(121) 및 폭(122)에 의해 정의된다.

[0072] **치료 레이저 및 시스템 - 일반적으로**

[0073] 눈, 눈의 구조 및 인접 조직, 및 그 상태를 치료하는데 유용하고 안전하며 효과적인 레이저 빔을 입증하도록 구성된 임의의 레이저는 치료 레이저 빔을 제공하는데 사용될 수 있다. 조정 가능한 레이저, 조정 가능한 레이저 및 이들 레이저의 조합 및 변형이 사용될 수 있다. 하나 이상의 치료 레이저가 사용될 수 있다. 치료 레이저는 펨토초 레이저 또는 피코초 레이저와 같은 펄스 레이저, 더 길고 짧은 펄스, 연속 레이저 및 이들의 조합일 수 있다.

[0074] 치료 레이저는 IR 스펙트럼, UV 스펙트럼 및 기타 파장의 파장을 가질 수 있다. 치료 레이저 빔은 약 300 nm 내지 약 2,500 nm, 약 1,000 nm 내지 약 1,300 nm, 1020 nm, 약 1020 nm, 1030 nm, 약 1030 nm, 1040 nm, 약 1040 nm, 1050 nm, 약 1050 nm, 약 1020 내지 약 1050 nm, 및 이들의 조합 및 변형뿐만 아니라 다른 파장을 가질 수 있다.

[0075] 치료 레이저는 약 1 fs 내지 약 100 ps, 약 200 fs 내지 약 500 ps, 약 300 fs 내지 약 100 ps, 약 300 fs 내지 약 10 ps, 약 300 fs 내지 약 2,000 fs, 및 이들 파장의 조합 및 변형뿐만 아니라, 더 길고 더 짧은 지속 시간을 가질 수 있다. 시스템은 300 fs, 약 300 fs, 350 fs, 약 350 fs, 400 fs, 약 450 fs, 500 fs, 약 500 fs, 약 300 fs 내지 약 600 fs, 이들의 조합 및 변형의 펄스 폭을 갖는 하나 이상의 "짧은 펄스 지속 시간" 치료 레이저를 가질 수 있다. 시스템은 1000 fs, 약 1000 fs, 1200 fs, 약 1,200 fs, 1,300 fs, 약 1,300 fs, 1,500 fs, 약 1,500 fs, 약 1200 내지 약 1,600 fs, 이들의 조합 및 변형의 펄스 지속 시간을 갖는 하나 이상의 "긴 펄스 지속 시간" 치료 레이저를 가질 수 있다.

[0076] 이들 이중 빔 실시예, 즉 적어도 짧은 펄스 지속 시간 및 긴 펄스 지속 시간 치료 레이저 빔을 모두 갖는 이중 빔 실시예는 예를 들어, 다이아몬드 블레이드 및 나이프와 같은 장비의 필요성 및 사용을 줄이는 능력을 포함하는 여러 장점과 이점을 가진다. 따라서 비용, 감염 위험 및 절차 시간을 줄일 수 있다.

[0077] 치료 레이저 빔은 약 50 kHz 내지 약 5 MHz, 약 50 kHz 내지 약 2 Mhz, 약 50 kHz 내지 약 1 Mhz, 약 50 kHz 내지 약 750 kHz, 약 100 kHz 내지 약 200 kHz, 약 150 kHz 내지 약 350 kHz, 약 100 kHz, 약 150 kHz, 약 200 kHz, 약 300 kHz 및 이들 및 더 크고 더 작은 속도의 변형 및 조합의 펄스 반복률을 가질 수 있다.

[0078] 치료 레이저 빔은 약 1 와트(W) 내지 약 8 W, 약 2.5 W 내지 약 5 W, 약 3 W 내지 약 4.5 W, 3 W 내지 약 5 W, 6 W 미만, 5 W 미만, 레이저 유도 광 파괴(LIOB), 광 파괴 또는 둘 모두가 발생하는 모든 전력, 이들의 조합 및 변형, 그리고 더 낮고 더 높은 전력의 특정 펄스 반복률에서 평균 출력 전력을 가질 수 있다.

[0079] 이들 시스템의 실시예는 또한, 서브 임계값 치료, 진단 그리고 이들의 조합 및 변형을 수행할 수 있다. 따라서, 치료 레이저 빔은 LIOB가 발생할 지점보다 낮은 전력에서 또는 그러한 방식으로 눈에 전달될 수 있다. 치료 레이저 빔은 광 파괴가 발생하는 지점보다 낮은 전력으로 또는 그러한 방식으로 눈에 전달될 수 있다. 따라서, 본 절차의 실시예에서, 서브-임계값 레이저 절차가 수행될 수 있고, 광 파열을 유도하는 레이저 절차가 수행될 수 있고 수정체 유화가 수행될 수 있으며, 이러한 절차의 일부 또는 전부의 조합 및 변형이 환자 또는 장치의 위치를 이동하지 않고 수행될 수 있다.

[0080] 치료 레이저 빔은 약 1 나노주울(nJ) 내지 약 2 밀리주울(mJ), 약 1 nJ 내지 약 1 mJ, 약 2 마이크로줄(μJ) 내지 약 70 μJ, 약 5μJ 내지 약 45μJ, 약 2μJ 내지 약 35μJ, 약 10μJ 내지 약 30μJ, 45 μJ 미만, 35 μJ 미만, 광 파괴, LIOB 또는 둘 모두가 발생하는 임의의 펄스 에너지, 및 조합과 이들의 변형, 그리고 더 낮고 더 높은 에너지의 펄스 에너지를 가질 수 있다.

[0081] 본 시스템의 치료 레이저 빔은 하나 이상의 위의 빔 특징, 예를 들어 파장, 지속시간, 반복률, 전력 및 펄스 에너지, 및 이들의 조합 및 변형을 가질 수 있다.

[0082] 1030 nm 파장에서 초단파 레이저 펄스를 생성하는 Yb:YAG 레이저가 치료 레이저로 사용될 수 있다.

일반적으로, 치료 레이저는 각막, 수성 및 수정체를 투과하는 파장의 빔을 제공한다. 빔은 에너지 및 빔 크기와 함께 짧은 펄스 길이를 가질 수 있어 표적 안구 조직, 예를 들어 각막, 윤부(limbus), 수정체 캡슐, 수정체, 백내장 조직, 불투명 조직 및 기타 조직의 광파괴, LIOB 또는 둘 모두를 생성할 수 있다. 따라서, 본 명세서에 사용된 바와 같이, 레이저 샷 또는 샷이라는 용어는 그 자체로 또는 다른 펄스와 조합하여 치료 효과, 예를 들어 LIOB를 초래하는 위치로 전달되는 레이저 빔 펄스를 지칭한다. 본 명세서에 사용된 바와 같이, 광 파괴(photodisruption)라는 용어는 본질적으로 레이저에 의해 물질이 기체로 전환되는 것을 의미한다. 실시예에서, 약 300 nm 내지 2500 nm의 파장이 사용될 수 있다. 약 1 펨토초 내지 100 피코초의 펄스 폭이 사용될 수 있다. 약 1 나노주울 내지 1 밀리주울의 에너지가 사용될 수 있다. 펄스 레이트(펄스 반복 주파수(PRF) 및 헤르츠로 측정된 초당 펄스라고도 함)는 약 1 kHz 내지 수 GHz일 수 있다. 일반적으로, 낮은 펄스 레이트는 상용 레이저 장치에서 높은 펄스 에너지에 대응한다. 펄스 길이, 에너지 밀도뿐만 아니라 기타 요인에 따라 다양한 레이저 유형이 치료 효과를 갖는데 사용될 수 있다. 따라서 그러한 레이저의 예는 Delmar Photonics Inc.를 포함할 수 있다. Trestles-20은 780 내지 840 nm의 파장 범위, 20 펨토초 펄스 폭 미만, 약 100 MHz PRF, 2.5 나노주울을 갖는 티타늄 사파이어(Ti:Sapphire) 발진기이며; Clark CPA-2161은 775nm 파장, 150 펨토초 펄스 폭 미만, 약 3 KHz PRF, 850 마이크로주울을 갖는 증폭된 Ti:Sapphire이며; IMRA FCPA(광섬유 처프 펄스 증폭(fiber chirped pulse amplification)) μjewel D 시리즈 D-400-HR은 1045 nm 파장, 1 피코초 펄스 폭 미만, 약 5 MHz PRF, 100 나노주울을 갖는 Yb:광섬유 발진기/증폭기이며; Coherent Staccato는 1030 nm의 파장, 약 1.5 피코초 펄스 폭, 약 80 KHz PRF, 30 마이크로주울을 갖는 YB:Yag이며; Coherent Rapid는 1030nm의 파장, 약 1.5 피코초 펄스 폭을 갖고, 25 kHz 내지 650 kHz의 PRF에서 약 2.5 내지 10 와트 평균 전력을 달성하기 위해서 하나 이상의 증폭기를 포함할 수 있고, 또한 두 개의 개별 50 MHz 펄스 트레인을 게이트할 수 있는 다중 펄스 기능을 포함하는 YB:Yag이며; IMRA FCPA(광섬유 처프 펄스 증폭) pJewel D 시리즈 D-400-NC는 1045 nm 파장, 100 피코초 펄스 폭 미만, 약 200 KHz PRF, 4 마이크로주울을 갖는 Yb:광섬유 발진기/증폭기이다. 이들 및 기타 유사한 레이저는 치료 레이저로 사용되어 치료 레이저 빔을 생성할 수 있다.

[0083] 눈에 레이저 수술을 수행하기 위한 레이저 시스템, 방법 및 장치의 실시예가 미국 특허 출원 공개 번호 2016/0302971 호, 2015/0105759 호, 2014/0378955 호, 그리고 미국 특허 제 8,262,646 호 및 제 8,708, 491 호에 개시되고 교시되어 있으며, 이들 각각의 전체 개시는 원용에 의해 본 명세서에 포함된다.

[0084] **레이저 빔 전달 - 일반적으로**

[0085] 일반적으로, 눈의 자연 수정체에 치료 레이저 빔을 전달하기 위한 광학기기의 실시예는 x, y 및 z 차원에서 정확하고 미리 결정된 패턴으로 자연 수정체에 일련의 샷을 제공할 수 있어야 한다. 광학 장치는 또한, 레이저 에너지가 자연 수정체 또는 기타 표적 조직에 도달하여 광 파괴, LIOB 또는 둘 다를 유발하도록 미리 결정된 빔 스폿 크기를 제공해야 한다. 따라서, 광학 장치는 xy 스캐너; z 포커싱 장치; 그리고, 초점 광학기기를 제한 없이 포함할 수 있다. 포커싱 광학기기는 x, y, z 차원의 보정이 달성되도록 각각 대응하는 컴퓨터 제어 포커싱을 갖는 종래의 포커싱 광학기기, 평면 필드 광학기기, 텔로센트릭 광학기기(telocentric optics), 이들의 조합 및 변형일 수 있다. 예를 들어, x y 스캐너는 위치 검출기 피드백이 있는 한 쌍의 폐쇄 루프 검류계일 수 있다. 그러한 x y 스캐너의 예는 Cambridge Technology Inc. Model 6450, SCANLAB rushSCAN 및 AGRES Rhino 스캐너일 수 있다. 그러한 z 포커싱 장치의 예는 Physik International Piezo 초점 유닛 모델 ESee Z 초점 제어 및 SCANLAB varioSKAN일 수 있다.

[0086] **레이저 제어 시스템 - 일반적으로**

[0087] 일반적으로, 치료 레이저 빔을 전달하기 위한 제어 시스템의 실시예는 무엇보다도 xyz 스캐닝 매개변수 및 레이저 발사를 선택하고 제어할 수 있는 임의의 컴퓨터, 제어기, 소프트웨어 하드웨어 및 이들의 조합 및 변형일 수 있다. 이들 구성요소는 일반적으로 xy 스캐너, z 포커싱 장치, 레이저 및 이들의 조합 및 변형에 인터페이스하는 회로 기판과 적어도 부분적으로 연관될 수 있다. 무엇보다도, 레이저 제어 시스템은 하나 이상의 레이저 샷 패턴을 통해 레이저를 지시하는 프로그램을 포함할 수 있다. 레이저 제어 시스템은 또한, 시스템 제어 시스템과 통합하고 초음파 제어 및 모니터 또는 제어 패널과 함께 기능을 하거나 통합 시스템으로 작동하는 추가 기능을 가진다. 시스템 제어기, 레이저 제어기, 초음파 제어기 및 이들의 조합 및 변형은 데이터 유지 관리, 데이터 획득, 데이터 및 이미지 분석, 테이블 및 치료 준비 및 제안, 계산 수행뿐만 아니라 시스템의 다른 구성 요소도 제어할 수 있다. 제어 시스템은 하나 이상의 레이저 샷 패턴을 통해 레이저를 지시하는 프로그램을 포함할 수 있다.

[0088] **위치 및 형상 결정 - 일반적으로**

[0089] 일반적으로, 실시예에서 눈의 형상과 위치 및 눈 내의 구조를 결정하기 위한 조립체 또는 장치는 광학 간섭 단층 촬영(OCT), 단일 이동식 카메라, 다중 고정 카메라를 갖는 샤임플러그 장치(Scheimpflug device), 이들의 조합 및 변형, 그리고 그러한 결정을 내리기 위한 다른 유형의 장치일 수 있다. 실시예에서, 이러한 장치는 레이저, 예를 들어 광학 헤드로부터 렌즈 부분, 또는 눈에 인접한 눈 또는 조직의 다른 구조의 상대 거리를 결정했다. 실시예에서, 이러한 거리는 예를 들어 PID에 의해 일정하게 유지된다. 실시예에서, 이러한 장치는 모든 3 차원에서 레이저 전달 패턴에 대한 스캐닝 좌표와 관련하여 렌즈 및 기타 구조의 위치를 결정한다. 이는 여러 방법과 장치에 의해 달성될 수 있다. 예를 들어, 렌즈의 xy 중심은 코-보어 사인 카메라 시스템(co-bore sighed camera system) 및 디스플레이를 통해 렌즈를 관찰하거나 직접 보기 광학을 사용한 다음 환자의 눈을 알려진 중심에 수동으로 배치하여 수행할 수 있다. 그런 다음 z 위치는 Micro-Epsilon opto NCDT 1401 레이저 센서, Aculux Laser Ranger LR2-22 및 이들의 조합 및 변형과 같은 광학 삼각 측량 또는 레이저 및 ccd 시스템을 사용하는 범위 측정 장치에 의해 결정될 수 있다. 3 차원 관찰 및 측정 장치를 사용하여 렌즈의 x, y 및 z 위치를 결정할 수도 있다. 예를 들어, Vision Engineering로부터의 호크 3-축 비-접촉 측정 시스템(Hawk 3 axis non-contact measurement system)을 사용하여 이들 결정을 내릴 수 있다. 렌즈의 위치를 결정하는데 사용될 수 있는 장치의 또 다른 예는 3차원 측정 장치이다. 이러한 장치는 기준 및 자연 렌즈를 볼 수 있는 카메라 또는 카메라들을 포함할 것이고, 또한 자연 렌즈를 조명하기 위한 광원을 포함할 것이다. 그러한 광원은 예를 들어, 기하학적 구조에 기초하여 3차원 정보를 생성하도록 설계된 슬릿 조명과 같은 구조화된 광원일 수 있다. 추가로 1, 2, 3, 4 또는 그 초과의 광원이 눈 주위에 위치될 수 있고 전자적으로 활성화되어 다중 평면 슬라이스에서 눈, 특히 각막과 수정체의 다중 보기, 평면 이미지를 제공할 수 있으며, 다중 평면 슬라이스는 그런 다음 이들 구조에 대한 레이저 시스템과 관련된 위치 및 위치 정보에 대한 데이터를 제공하기 위해 통합된다. 레이저, 레이저 샷 패턴 및 레이저 빔과 관련하여 눈 및 구조의 형상과 위치를 결정하기 위한 조립체, 방법, 장치의 예는 미국 특허 공보 및 특허 제 2018/0085256 호, 제 2016/0302971 호, 제 2015/0105759 호, 제 2012/0330290 호, 제 2016/0030244 호, 제 9,180,051 호 및 제 8,708,491 호에 개시되고 교시되어 있으며, 이들 각각의 전체 개시는 원용에 의해 본 명세서에 포함된다. 눈의 위치를 결정하기 위한 홍채 등록 장치는 미국 특허 공개 번호 2015/0105759 호에 교시 및 개시되어 있으며, 이의 전체 개시는 원용에 의해 본 명세서에 포함된다. 일반적으로, 이미지(광학 이미지)는 눈의 구조, PID 또는 기타 구조로부터 자유 공간, 광학 구성요소(렌즈, 미러, 섬유 등) 및 둘 다를 통과할 수 있는 광학 경로, 예를 들어 이미지 경로를 따라 장치 또는 시스템으로 되돌아간다.

[0090] **환자 인터페이스 - 일반적으로**

[0091] 이들 시스템의 실시예의 추가 구성요소는 레이저 환자 인터페이스 또는 PID일 수 있다. PID의 전체 또는 일부는 전형적으로 시스템의 일부가 아니지만, 바람직하게 레이저 시술 이전에 또는 그 설정으로 각각의 환자를 위해 시스템에 추가되는 1회 사용 장치(예를 들어, 일회용)임에 주목한다. 실시예에서, 이러한 인터페이스는 자연 렌즈와 레이저 사이의 x, y, z 위치가 xyz 위치를 결정하는 측정 단계와 샷 패턴에서 레이저를 렌즈에 전달하는 전달 단계를 모두 포함하는 절차 동안 고정된 상태로 유지되도록 제공한다. 인터페이스 장치는 광학적으로 투명한 애플러네이터(applanator)를 포함할 수 있다. 이러한 인터페이스의 일 예는 눈의 외부 표면에 고정된 다음 레이저 광학 하우징에 대해 위치되어 레이저, 눈 및 자연 렌즈 사이의 거리를 고정하는 원형 또는 타원형일 수 있는 흡입 링 애플러네이터이다. 3차원 보기 및 측정 장치에 대한 기준 마크도 이러한 애플러네이터에 배치될 수 있다. 또한, 애플러네이터의 하면과 각막 사이의 경계면이 관찰될 수 있으며 그러한 관찰은 기준으로 작용할 수 있다. 레이저 환자 인터페이스의 추가 예는 인터페이스를 눈에 부착하기 위한 흡입 능력을 갖는 하부 링을 갖는 장치이다. 인터페이스는 눈을 눌러 눈 형상을 평평하게 만드는 평평한 바닥을 추가로 가진다. 이러한 평평한 바닥은 레이저 빔을 투과시키고 또한 바람직하게 가시광선 스펙트럼 내에서 눈의 광학 이미지를 투과시키는 재료로 구성된다. 상부 링은 레이저 광학용 하우징과 결합하기 위한 구조, 레이저 빔의 경로를 따라 레이저로부터 알려진 거리에 있고 레이저에 대해 고정된 일부 구조, 및 이들의 조합 및 변형을 가진다. 환자 인터페이스 장치, 및 PID를 눈과 결합시키는 시스템, 및 PID를 레이저 시스템과 결합시키는 시스템의 예는 미국 특허 출원 공개 번호 2011/0190739 호, 2017/0290703 호, 2010/0022994 호, 2011/0022035 호 및 2015/0088175 호에 개시되고 교시되어 있으며, 이들 각각의 전체 개시는 원용에 의해 본 명세서에 포함된다. 테스트 및 교정 동안, 레이저 빔, 바람직하게 치료 레이저 빔이 PID의 창을 통해 전송될 수 있다.

[0092] **초음파/수정체 유화술 - 일반적으로**

[0093] 임의의 초음파 발생기, 예를 들어 초음파 에너지를 생성하기 위한 초음파 드라이버, 혼(horn) 또는 기타 장치는 눈, 그 구조 및 인접 조직, 및 그 상태를 치료하는데 유용하고 안전하며 효과적인 초음파 에너지를 제공하도록

구성되며, 현재 시스템에 초음파 에너지를 제공하는데 사용할 수 있다. 특히, 바람직하게 의료 기기 규제 기관에 의해 승인된 수정체 유화 시스템의 일부 또는 전부의 컴포트(comport)가 본 시스템의 실시예에서 사용되거나 사용을 위해 재구성될 수 있다.

[0094] 일반적으로, 본 통합 시스템 및 이들이 수행할 수 있는 방법의 실시예에서, 수정체 유화는 예를 들어, 천연 수정체를 유화, 즉 액화시키고 백내장을 작은 조각으로 나누고 이들의 조합 및 변형을 수행하기 위해서, 바람직하게 치료 레이저 빔으로 각막 절개, 공막 절개(및 이들의 조합 및 변형)를 행하는 수정체 유화술, 및 초음파로 구동되는 바늘로 전형적으로 구성되는 수정체 유화술 핸드피스의 삽입을 수행할 수 있다. 바람직하게, 이러한 초음파 절차는 레이저 빔에 의해 절단, 절개, 연화 및 이들의 조합 및 변형이 이루어진 렌즈, 렌즈 재료, 백내장 재료에 수행된다. 유화된 조각은 동일한 핸드피스 또는 다른 핸드피스를 사용하여 후속적으로 제거될 수 있다. 그런 다음 외과의사는 절개를 통해 눈에 임플란트, 예를 들어, 안구간 렌즈(interocular lens), IOL을 삽입할 수 있다.

[0095] 실시예에서, 파코 바늘 팁의 진동시 수정체 주파수는 20 kHz 초과, 30 kHz 초과, 40 kHz 초과, 약 30 kHz 내지 약 50 kHz, 약 30 kHz 내지 약 45 kHz, 약 50 kHz 미만, 약 35 kHz 내지 약 45 kHz, 약 35 kHz, 약 40 kHz, 약 45 kHz, 35 kHz, 40 kHz, 45 kHz, 및 이들의 조합 및 변형뿐만 아니라, 더 높고 더 낮은 주파수일 수 있다.

[0096] 실시예에서, 파코 바늘의 스트로크, 세로 이동의 길이는 약 28.1 μm 내지 약 95.25 μm, 약 25 μm 내지 약 160 μm, 약 50 μm 내지 약 90 μm, 약 50 μm 내지 약 90 μm, 50 ㎛ 내지 약 150 ㎛, 약 25 ㎛ 내지 약 110 ㎛, 약 35 ㎛ 내지 약 100 ㎛, 약 20 ㎛ 내지 약 60 ㎛, 약 80 ㎛ 내지 약 150 ㎛, 및 이들의 조합 및 변형뿐만 아니라 더 크고 더 작은 거리일 수 있다.

[0097] 일반적으로, 파코 시스템은 초당 약 20 펄스로부터 초당 약 150 펄스까지의 펄스 속도와 이들의 조합 및 변형뿐만 아니라 더 높고 더 낮은 값을 가질 수 있다. 그리고, 이들 시스템은 약 30 밀리초로부터 약 4 밀리초까지의 버스트 폭과 이들의 조합 및 변형뿐만 아니라 더 높거고 더 낮은 값을 가질 수 있다.

[0098] 본 시스템의 실시예에서, 수정체 유화 핸드피스는 일반적으로 관개 소스(irrigation source) 및 흡인 펌프에 커플링된다. 흡인 펌프는 시스템의 하우징에 위치된다. 핸드피스는 수정체 또는 천연 수정체를 절단, 유화, 이들의 조합 및 변형을 위해서 초음파 에너지를 방출하거나 초음파 주파수에서 진동하는 환자 눈의 전방 챔버 내에 삽입하기 위한 원위 팁을 포함한다. 핸드피스는 관개 라인을 통해 관개 소스에 커플링되는 원위 팁에 근접한 관개 포트, 및 흡인 라인을 통해 흡인 펌프에 커플링되는 원위에 있는 흡인 포트를 더 포함한다. 전형적으로 상승된 식염수 병인 관개 소스의 유체는 관개 라인과 관개 포트를 통해 눈으로 관개되며, 관개 유체와 유화된 수정체 물질은 흡인 포트 및 흡인 라인을 통해 흡인 펌프에 의해서 눈으로부터 흡인된다.

[0099] 초음파 시스템이 수행하도록 구성될 수 있는 눈에 대한 다른 의료 기술은 또한, 전형적으로 유화, 눈 관개 및 흡인을 포함한다. 이러한 절차는 유화, 관개 및 흡인을 사용하여 자연 눈의 특징을 파괴, 변경 또는 제거하는 것을 포함하거나 포함하지 않을 수 있다. 따라서, 수술 콘솔(surgical console)에 의해 전달되는 초음파 전력, 관개 또는 흡인 콘솔을 통해 환자로/로부터 유체의 흐름 및 결과적으로 전술한 것을 전달하기 위해서 수정체 유화 핸드피스를 제어할 필요가 시스템에 의해, 외과의사에 의해, 그리고 이들의 조합과 변형에 의해 선택되고 제어된다.

[0100] 본 시스템의 실시예의 수정체 유화 구성요소, 예를 들어, 서브-조립체는 전형적으로 제어 시스템, 예를 들어 프로그램 가능한 마이크로프로세서, 제어를 위해 작업자가 선택한 사전 설정이 있는 콘솔을 포함하며, 이는 실시예에서 시스템 모니터, 예를 들어 흡인 속도, 진공 및 초음파 출력 수준이다. 수정체 유화 핸드피스는 유화를 제공하는 압전 변환기에 전력을 공급하고 제어하기 위한 전기 케이블에 의해 시스템과 상호 연결될 수 있다. 튜빙(Tubing)은 눈에 관개액을 제공하고 콘솔의 제어 하에 핸드피스를 통해 눈에서 흡인액을 빼낼 수 있게 한다.

[0101] 실시예에서, 구동 회로를 조정하고, 최적의 위상 각도를 달성하고, 그렇지 않으면 수정체 유화술 핸드피스로부터 조직으로의 에너지 전달에 영향을 미치는 것과 같이, 핸드피스 작동과 관련된 위상 각도 및 기타 측면이 핸드피스의 작동 동안 항상 결정 및 측정된다. 핸드피스의 자동 튜닝은 핸드피스 전기 신호를 모니터링하고 주파수 및 기타 측면을 조정하여 선택된 매개변수와의 일관성을 유지함으로써 제공될 수 있다.

[0102] 실시예에서, 제어 시스템은 핸드피스 압전 변환기에 인가된 전압과 압전 변환기에 의해 인출된 전류 사이의 위상 각도, 핸드피스에 제공된 전력 펄스의 진폭 및 이들 둘 모두에 기초하여 수정체 유화 핸드피스에 대한 전력 제어의 요구사항을 해결한다. 전형적인 배열은 특정 핸드피스에 대해 조정될 수 있고, 예를 들어 전원은 외과

의사의 제어에 따라 연속적인 방식으로 또는 일련의 솔리드 버스트(solid burst)로 인가될 수 있다. 예를 들어, 시스템은 150 ms 동안 전원을 인가한 다음 350 ms 동안 전원을 중지하고 필요한 전원 인가 기간 동안 이러한 온/오프 시퀀스(on/off sequence)를 반복할 수 있다. 전술한 150 ms 기간 동안의 전력 인가는 25 kHz 내지 50 kHz 정현파의 일정한 인가로 정의될 수 있다. 특정 상황에서, 외과 의사 또는 조작자는 일정시간 동안 전원 버스트를 적용한 다음 전원 적용을 중단한 다음 초기 또는 다른 전원 설정에서 다시 적용할 수 있다. 영향을 받는 영역에 적용되는 버스트 스트림의 길이와 마찬가지로 버스트의 빈도와 지속 시간은 전형적으로 제어할 수 있다. 전원이 인가되지 않은 기간은 핸드피스 또는 2차 흡인 장치에 의해 제공될 수 있는 것과 같이 흡인을 사용하여 파손된 섹션이 제거될 수 있는 기간을 가능하게 할 수 있다.

[0103] 본 시스템의 실시예에서, 초음파 전력 전달을 위한 제어 방법은 일반적으로 여러 모드, 예를 들어 가변, 미리 결정된 가변, 패널 및 선형일 수 있다. 가변 모드는 외과의사 또는 조작자에게 초음파 요법의 조건을 선택할 수 있는 가장 큰 유연성을 제공하며 수동으로 볼 수 있다. 미리 결정된 가변 모드는 제공된 레이저 요법, 백내장의 등급 및 레이저 치료 절차 전, 도중 및 후에 시스템에서 얻은 기타 정보를 기반으로 제어 시스템이 초음파 치료의 최적 범위를 결정하는 모드이다. 따라서 이러한 모드에서, 레이저 제어기 시스템 및 수정체 유화 제어 시스템과 함께 작동하는 시스템은 수정체 유화술 절차를 위한 범위와 설정을 미리 결정하고 사용 가능하게 하고 권장하고 가급적이면 최적화한다. 일반적으로, 패널 모드는 전형적으로 사용자 선택 시 엄격한 고정 값을 제공한다. 일반적으로, 선형 모드는 0%로부터 100% 까지의 가장 간단한 선형 조정 형태만 허용한다. 실시예에서, 중간 조정, 또는 초음파 요법의 전달을 위한 시스템 권장 옵션 또는 범위를 벗어난 조정은 자유롭게 이용 가능하지 않으며, 예를 들어 수동 조정의 필요성과 고유한 위험을 최소화하기 위해서 부분적으로 제한된다.

[0104] 수정체 유화 초음파 프로브는 레이저 단편화 또는 절단 후에 남아 있는 백내장 렌즈 물질을 분해하여 나머지 조각의 유화 및 흡인을 촉진하는데 사용되는 에너지를 눈에 전달한다. 수정체 유화 초음파 프로브는 수정체 유화 탐침 삽입을 위해서 레이저 수정체 절개술 및 레이저 절개를 수행하기로 선택하지만, 렌즈나 백내장을 조각내기 위해서 레이저를 사용하지 않는 경우와 같이, 백내장의 레이저 조각화가 수행되지 않은 백내장을 분해하는데 사용되는 에너지를 눈에 전달한다. 수정체 유화 초음파 프로브는 백내장을 분해하는데 사용되는 눈에 에너지를 전달하며, 백내장 분해는 제어 스위치, 예를 들어 풋 페달을 미리 결정된 위치로 밟았을 때 고정 주파수로 진동하여 수행되며, 동일한 제어 스위치는 치료 레이저 빔 및 패턴의 발사 또는 전달을 제어할 수 있으며, 다른 유형의 제어 스위치, 버튼, 트리거(trigger), 오디오 등이 사용될 수 있다. 실시예에서, 초음파 전력의 양을 증가시키기 위해서, 기계는 프로브의 스트로크 길이를 증가시킨다.

[0105] 일반적으로, 프로브는 종 방향, 측면 방향 및 이들의 조합 및 변형으로 전력을 전달할 수 있다. 종 방향으로 파코 바늘이 전후로 이동한다. 후자의 방식에서 초음파 전력은 또한, 프로브의 측면 운동을 통해 전달되며, 예를 들어 렌즈 재료의 반발을 감소시켜 절단 효율을 증가시킬 수 있다.

[0106] 일반적으로, 수정체 유화술에는 두 가지 유형의 측면 운동, 즉 파코 팁이 기본 축을 따라 회전 방식으로 진동하는 비틀림 측면 운동 및 파코 팁이 타원형 경로로 이동하는 횡단 측면 운동이다. 일반적으로, 그들의 모션 유형에 기반하여, 비틀림은 전형적으로 각진 파코 바늘로 더 잘 작동하는 반면에, 횡단은 전형적으로 직선 또는 각진 바늘에서 똑같이 잘 작동한다. 백내장 물질이 한 방향 이상으로 유화되기 때문에, 측면 운동 파코와 기존의 종 방향 수정체 유화술을 조합하면 절단 효율성을 보조할 수 있다.

[0107] 비록 기술이 초음파 에너지를 전달하는 것으로 수정체 유화를 설명하고 있지만, 금속 수정체 바늘이 표적 물질, 예를 들어 레이저 효과 백내장 물질을 칠 때 기계적 충격을 생성하는 것은 파코 바늘의 스트로크인 것으로 이해된다. 전형적으로, 바늘은 수정체 바늘 바로 앞에 미세 공극이 생성되므로 공동 현상과 내파(implosion)도 생성한다. 유체와 입자 파가 백내장 물질로 전파되어 최종적으로 부산물로 열이 발생한다. 과도한 열 축적을 유발하는 파코 파워 설정을 선택하지 않는 것이 중요한데, 이는 각막을 태우고 섬세한 안구 구조를 손상시킬 수 있기 때문이다. 주변 관개 슬리브를 통한 무제한 흐름도 매우 중요한데, 이는 파코 프로브 주위를 이동하는 균형 잡힌 염 용액의 지속적인 냉각 효과가 열 축적을 방지하는데 도움이 되기 때문이다.

[0108] 본 시스템의 실시예에서, 수술 동안, 시스템 제어기, 파코 제어기, 및 이들의 조합 및 변형은 최대 백분율로 주어진 평균 파코 파워뿐만 아니라, 파코 초음파 전력이 전달되는 총 시간뿐만 아니라 기타 조건 및 요인을 모니터링, 기록 및 분석할 수 있다. 실시예에서 공통 모니터는 이들 값을 "초음파 평균"을 의미하는 "U/S AVE" 및 "경과된 파코 시간"을 의미하는 "EPT"뿐만 아니라 다른 매개변수 및 기능으로 표시할 수 있다. 눈에 전달되는 총 에너지는 전원이 켜져 있는 시간을 파코 파워에 곱한 값으로, APT(절대 파코 시간)라고 한다. 시스템 제어기, 파코 제어기 및 이들의 조합 및 변형은 "U/S AVE"에 "EPT"를 곱하여 APT를 자동으로 계산할 수 있으므로,

외과의사가 다른 사례에서 전달된 총 초음파 에너지를 비교할 수 있다.

[0109] 실시예에서, APT를 최대로 감소시키기 위해서, 외과의사는 파코 시간, 평균 파코 파워 및 이들의 조합 및 변형을 감소시킬 필요가 있다. 평균 파코 파워는 모니터에서 매개변수를 선택하거나, 제어 스위치의 위치를 제한하거나, 기계의 최대 파코 파워 레벨을 낮춤으로써 줄일 수 있다. 백내장 조각이 수정체 팁에 있고 진공만으로는 조각을 흡인하는데 불충분한 경우에만 초음파 파워를 적용하여 파코 시간을 줄일 수 있다. 또한, 지속적인 초음파 파워 대신에 더 짧은 펄스 또는 파코 파워 버스트를 전달하거나 듀티 사이클(온:오프 펄스의 비율)을 줄임으로써 파코 시간을 줄일 수 있다. 초음파 파워를 펄스 및 버스트의 더 작은 패킷으로 나누는 이러한 방법을 파코 파워 변조라고 한다.

[0110] 실시예에서 기본 전력 설정은 연속, 펄스 및 버스트일 수 있다. 연속 전력 설정에서 에너지 전달은 제어 스위치 위치(예를 들어, 발 페달 밟는 정도)로 제어되는 전력 변화와 함께 연속적이다.

[0111] 실시예에서, 시스템은 이들의 조합 및 변형뿐만 아니라, 이러한 전력 모드의 하이브리드 또는 혼합 레벨을 제공하는 전력 설정을 제공하는데, 이는 전력의 변동이 파코 제어 시스템과 함께 외과 의사의 입력에 따른 상황에서 작동하는 제어 시스템에 의해서 미리 결정된 방식으로 보다 정확하게 결정되고 제공될 수 있기 때문이다.

[0112] 실시예에서, 펄스 모드에서 펄스 전력은 제어 스위치의 위치, 예를 들어 풋 페달을 얼마나 아래로 밟았는지에 따라 선형적으로 증가한다. 더 멀리 위치될수록, 예를 들어 눌려질수록 에너지의 각각의 순차적 펄스의 전력은 더 커질 것이다. 펄스 모드 작동의 실시예의 특징은 에너지의 각각의 펄스가 전달된 후 에너지 펄스가 증가하는 사이에 에너지가 전달되지 않는 기간인 "오프" 기간이 있다는 것이다. 동일한 "온" 및 "오프" 펄스 시간을 번갈아 가며 열을 줄이고 에너지의 절반을 눈에 전달한다.

[0113] 실시예에서, 버스트 모드에서 각각의 버스트는 동일한 전력을 갖지만 제어 스위치가 전진함에 따라, 예를 들어 풋 페달을 밟음에 따라 각각의 버스트 사이의 간격이 감소한다. 실시예에서, 제어 스위치를 더 멀리 전진시키면, 예를 들어 풋 페달을 밟을수록 "오프" 기간은 각각의 버스트 사이에서 더 짧아질 것이다. 따라서, 최대 제어 스위치 위치의 실시예에서, 예를 들어 최대 발 페달 밟음에서, 에너지의 버스트는 에너지의 연속적인 전달이 된다.

[0114] 실시예에서 버스트 모드는 렌즈 핵의 수정체 보조 흡인을 제공할 수 있다. 외과의사는 백내장을 흡인하기 위해서 백내장을 흡인한 다음 필요할 때만 작은 파코 파워를 버스트시키기 위해서 파코 기계의 진공 및 유체 공학을 사용한다. 바람직하게, 제어 시스템 중 하나가 이들 파코 파워 버스트를 매우 짧게(몇 밀리초만큼 빠름) 프로그래밍하거나 권장할 수 있기 때문에 수백 개의 작은 버스트가 효과적으로 전달될 수 있으며 예를 들어, 여전히 전체 파코 파워 시간의 1초 미만이다.

[0115] 본 시스템은 펄스 및 버스트 수정체 유화술 설정뿐만 아니라 기타 설정의 프로그램 가능성 범위가 이전 시스템과 동일한 특징을 갖고 실시예에서 이전 시스템보다 크게 연장된 실시예를 제공한다. 본 시스템의 실시예는 임의의 이전 시스템과 달리 레이저 패턴 또는 치료를 전달하는 레이저 시스템을 기반으로 미리 결정된 수정체 설정을 갖고 추천할 수 있는 능력을 제공하고 외과의사나 환자가 이동할 필요 없이 즉시 설정을 제공할 수 있다.

[0116] 실시예에서, 파코 제어 시스템은 단독으로 또는 시스템 제어 시스템과 함께 다양한 능동 모니터링 및 제어 기능: 예컨대 안압(IOP) 모니터링 및 원하는 압력에서 IOP를 유지하기 위해 시스템 기능 조정; 진공 수준 모니터링 및 제어; 전력 설정 최적화; 그리고 압력 변화 예측 및 교합 파손에 능동적으로 대응하는 기능을 수행할 수 있다. 파코 시스템 작동 매개변수의 모니터링 및 자율 제어를 위해서 이러한 정보와 데이터를 제공하는 센서는 시스템, 다양한 펌프 및 장치, 전류 또는 기타 전기 부하를 기반으로 하거나 핸드피스 내부 또는 위에 있을 수 있다.

[0117] 본 발명의 파코-레이저 시스템에서 사용될 수 있는 성능 특징 및 구성요소의 예는 Alcon CENTURION® Vision System 및 Alco ACTIVE SENTRY® Handpiece and INTREPID®Hybrid Tip이다. 실시예에서, 파코 핸드피스는 실시간으로 압력을 감지하고 시스템 제어 시스템, 광계 제어 시스템 또는 둘 다와 통신하는 내장 유체 압력 센서를 가질 수 있다. 본 발명의 파코-레이저 시스템에서 사용할 수 있는 다양한 기능 및 구성 요소의 예는 AMO WHITESTAR SIGNATURE®PRO 수정체 유화 시스템이다.

[0118] Phaco 시스템 및 서브-시스템의 특징, 사용 방법 및 구성요소는 미국 특허 제 8,020,565 호, 제 9,549,850 호, 제 9,549,851 호, 제 9,849,030 호, 제 9,877,865 호, 제 9,931,447 호, 제 9,937,077 호, 제 10,258, 505 호, 제 10,314,935 호, 제 10,111,990 호, 및 미국 공개 특허 출원 번호 2019/0133824 호, 2019/0021906 호, 2019/0099526 호, 2017/0266046 호, 및 2017/0112668 호에 개시되고 교시되어 있으며, 이들 각각의 전체 개시

는 원용에 의해 본 명세서에 포함된다.

[0119] **초음파-레이저 조합 - 일반적으로**

[0120] 이들 실시예는 임의의 조합된 레이저-초음파 시스템을 포함하며, 특히 조합된 수정체 유화 레이저 시스템, 및 조합된 수정체 유화 펨토초 레이저 시스템("펨토-파코(femto-phaco)" 또는 "파코-펨토")을 포함하며, 이는 달리 명시되지 않는 한 상호 교환적으로 사용된다. 이들 실시예는 치료 레이저 및 시스템, 레이저 빔 전달, 레이저 제어 시스템, 위치 및 형상 결정, 환자 인터페이스, 그리고 초음파/수정체 유화술, 본 명세서에 개시된 일반적인 교시뿐만 아니라, 예에 있는 시스템의 하나 이상의 특징의 실시예, 특징, 기능, 매개변수, 구성요소 또는 시스템 중 하나 이상을 갖거나 활용할 수 있다.

[0121] 레이저-초음파 시스템, 특히 레이저-파코 시스템, 더욱 특히 펨토-파코 시스템의 바람직한 실시예에서, 시스템은 2 개의 치료 레이저 빔을 가지며, 이는 동일하거나 상이한 레이저 소스, 하나는 짧은 펄스 지속 시간 레이저 빔이고 다른 하나는 긴 펄스 지속 시간 레이저 빔에 의해 제공될 수 있다.

[0122] 일반적으로, 짧은 펄스 지속 시간 레이저는 각막에 대한 절차, 예를 들어 각막 절단, 윤부 이완 절개 등을 수행하기 위한 것이다. 일반적으로 긴 펄스 지속 시간 레이저 빔은 수정체, 예를 들어 수정체 절개술, 수정체 조각화, 백내장 조각화 등을 수행하기 위한 것이다.

[0123] 다양한 유형의 상이한 치료 레이저 빔, 예를 들어 짧은 펄스 지속 시간 및 긴 펄스 지속 시간을 갖는 이들 실시예는 치료 레이저 및 시스템, 레이저 빔 전달, 레이저 제어 시스템, 위치 및 형상 결정, 환자 인터페이스, 초음파/수정체 유화술, 본 명세서에 개시된 일반 교시뿐만 아니라, 예에 있는 시스템의 하나 이상의 특징의 실시예, 특징, 기능, 매개변수, 구성요소 또는 시스템 중 하나 이상을 갖거나 활용할 수 있다.

[0124] 시스템, 예를 들어 펨토-파코 시스템은 다중 치료 레이저 빔, 예를 들어 1, 2, 3, 4개 또는 그 초과의 다양한 특성을 갖는 빔을 가질 수 있다. 이들 레이저 빔은 동일한 레이저 빔 경로를 따를 수 있고 따라서 동일한 광학 구성요소를 통해 이동하고 상호작용할 수 있으며, 다른 레이저 빔 경로를 통해 이동하고 따라서 서로 다른 광학 구성요소 및 이들의 조합 및 변형을 통해 이동하고 상호작용할 수 있다. 예를 들어, 시스템은 제 1 펄스 지속기간 및 제 1 전력 또는 에너지를 갖는 제 1 빔, 제 2 펄스 지속기간 및 제 2 전력 또는 에너지를 갖는 제 2 빔, 및 제 3 펄스 지속기간 및 제 3 전력 또는 에너지를 갖는 제 3 빔을 가질 수 있다. 제 1, 제 2 및 제 3 펄스 지속기간, 제 1, 제 2 및 제 3 전력, 제 1, 제 2 및 제 3 에너지는 동일하거나 상이할 수 있으며 이들의 조합 및 변형일 수 있다.

[0125] 실시예에서, 다중 치료 레이저 빔 레이저 시스템은 다른 치료 장치, 예를 들어, 초음파 장치, 진단 장치, 및 이들의 조합 및 변형과 연관(일체형 또는 모듈형) 되어 있다.

[0126] 긴 펄스 지속 시간 및 짧은 펄스 지속 시간 레이저 빔이 동일한 치료 레이저 소스에 의해 제공되는 실시예에서, 펄스 길이 사이를 전환하는 시간은 약 3초(초) 미만, 약 2초 미만, 약 1.5초 미만, 약 3초 내지 1초, 약 2초, 약 3초 및 이들의 조합 및 변형뿐만 아니라 더 길고 더 짧은 시간이다.

[0127] 본 발명의 바람직한 실시예는 레이저-초음파, 특히 펨토-파코 시스템에 관한 것이지만, 레이저 시스템의 본 발명의 개선 및 실시예는 가치를 찾고 레이저 초음파 시스템의 일부가 되지 않고 단독으로 사용될 수 있음을 이해한다.

[0128] 이들 본 시스템의 실시예는 선행 기술에 비해 중요한 장점을 제공한다. 본 발명의 시스템은 최적의 레이저 에너지 패턴을 제공하고, 전달 후 환자를 움직이지 않고 최소한의 시간 지연(1 분 미만, 30 초 미만, 15초 미만)으로 눈의 평가를 허용하고, 파코 절차를 수행하기 때문에, 백내장 수술 중 가능한 한 적은 초음파 파코 에너지를 사용하는 중요한 목표가 달성될 수 있으며, 바람직하게 모든 환자에 대해 미리 결정된 방식으로 달성될 수 있다.

[0129] **예**

[0130] 다음 실시예는 본 발명의 시스템, 시스템의 구성요소, 공정, 조성, 용례 및 재료의 다양한 실시예를 예시하기 위해 제공된다. 이들 예는 예시를 위한 것이며, 예언적일 수 있으며, 본 발명의 범위를 제한하는 것으로 간주되어서는 안 되며 달리 제한하지 않아야 한다.

[0131] 이들 예 1 내지 46의 실시예는 치료 레이저 및 시스템, 레이저 빔 전달, 레이저 제어 시스템, 위치 및 형상 결정, 환자 인터페이스, 초음파/수정체 유화술, 및 파코-펨토 조합, 본 명세서에 개시된 일반적인 교시, 그리고

이들 각각의 조합 및 변형의 실시예, 공정, 방법, 특징, 기능, 매개변수, 구성요소 또는 시스템 중 하나 이상뿐만 아니라; 본 명세서에 제공된 다른 예 및 다른 실시예 중 하나 이상에 제공된 실시예, 공정, 방법, 특징, 기능, 매개변수, 구성요소, 시스템 중 하나 이상을 갖거나 이용할 수 있다.

[0132] **예 1**

[0133] 도 2를 참조하면, 펨토-파코 레이저 시스템(200)의 실시예의 부분 절단 사시도가 도시된다. 시스템(200)은 공통 하우징(206) 내에 포함되는 레이저 서브-시스템(204) 및 수정체 유화술 서브-시스템(205)을 가진다. 레이저 서브-시스템(204)은 치료 레이저 빔 소스, 그리고 실시예에서 느린 펄스 지속시간 및 긴 펄스 지속시간 치료 레이저 빔 소스를 포함한다. 레이저 서브-시스템(204)은 치료 레이저 빔이 따라 이동하는 치료 레이저 빔 경로를 정의하는 레이저 및 레이저 빔 경로를 따라 위치되거나 위치되는 광학 구성요소를 포함한다. 이들 구성요소는 z-방향 포커싱 광학기기 및 x-y 스캐너를 포함할 수 있다.

[0134] 시스템(200)은 치료 레이저 빔 경로뿐만 아니라 다른 광학 경로를 수용하는 아암(201)을 가진다. 실시예에서 아암(201)은 또한, 이미징 및 위치 장치(203) 그리고 도킹 조립체(본 도면에 도시되지 않음)를 위한 제어 및 전원 케이블을 수용하거나 운반한다. 아암(201)은 근위 단부에 치료 레이저 빔 전달 헤드(202)를 가진다. 레이저 전달 헤드(202)는 OCT 시스템 또는 본 예의 샤임플러그 시스템일 수 있는 위치 및 형상 억제 장치, 그리고 이들 및 기타 형상 및 위치 결정 장치의 조합 및 변형을 가진다. 레이저 전달 헤드는 PID와 함께 환자의 눈에 도킹하는 도킹 및 위치 지정 시스템을 가진다.

[0135] 시스템(200)은 레이저 서브-시스템(204) 및 파코 서브-시스템(205)을 위한 공통 전원(207)을 가진다. 공통 전원(207)은 전체 시스템에 대한 모든 전력을 제공하여 2차 전원 또는 전원의 필요성을 제거한다. 이는 시스템을 수술실의 단일 전원 공급 장치에 연결할 수 있다.

[0136] 시스템(200)은 공통 제어 시스템(208)을 가진다. 공통 제어 시스템(208)은 제어기 작동 제어 소프트웨어 또는 작동 명령을 가진다. 바람직한 실시예에서, 공통 제어 시스템(208)은 레이저 서브-시스템의 제어 시스템 및 제어기(212); 파코 서브-시스템의 제어 시스템 및 제어기(211) 중 하나 이상, 바람직하게 모두와 제어 통신하고; 조작자 인터페이스(209)와의 제어 통신하고; 비상 정지부(210)와 제어 통신하고; 예를 들어, 환자 의료 기록 시스템, 회계 시스템, 및 이들 구성의 조합 및 변형인 네트워크와 통신한다.

[0137] 일반적으로 도킹 시스템, 이미징 및 위치 결정 장치는 레이저 서브-시스템 제어 시스템에 의해 제어된다. 실시예에서 그들은 전체 또는 부분적으로 공통 제어 시스템(208)에 의해 직접 제어될 수 있다.

[0138] 실시예에서 레이저 제어 시스템과 파코 제어 시스템은 부분적으로 단일 공통 제어 시스템에 완전히 통합될 수 있다. 따라서, 실시예에서 단지 하나의 제어 시스템 또는 단일 제어 시스템이 펨토-파코 시스템에 존재한다.

[0139] **예 2**

[0140] 도 3을 참조하면, 예 1의 라인을 따라 펨토-파코 시스템의 실시예가 도시되어 있으며, 유사한 구성요소를 나타내는 유사한 도면 부호가 있다. 도 3의 실시예에서, x-y 스캐너(301)는 레이저 전달 헤드(202)에 위치된다.

[0141] **예 3**

[0142] 도 4 및 도 4a 내지 도 4d를 참조하면, 본 발명의 레이저 시스템, 레이저 초음파 시스템, 특히 펨토-파코 시스템의 실시예에 대한 광학 경로 및 광학 구성의 개략도가 도시된다.

[0143] 광학 시스템(430)은 4 개의 광학 시스템(400, 401, 402, 403)을 가지며, 이는 상이한 파장, 전력 및 상이한 목적을 위한 광을 가질 수 있다. 광학 시스템(400)은 치료 레이저 빔을 위한 것이고 광학 구성요소를 포함하고 치료 레이저 빔이 이동하는 치료 레이저 빔 경로를 정의한다. 광학 시스템(403)은 이미지 및 위치 결정 장치, 예를 들어 샤임플러그 장치를 위한 것으로, 이는 무엇보다도 눈 구조의 형상 및 위치를 결정하고 치료 레이저 빔 및 레이저 빔 경로와 직접적인 관계에서 그렇게 한다. 이러한 시스템(403)은 이미지 경로를 제공한다. 광학 시스템(401)은 카메라, 바람직하게 IR 카메라용이며, 도면에서 볼 수 있는 바와 같이 이러한 빔 경로는 대부분의 경로에 대해 치료 레이저 빔 경로(400)를 따라 이동, 즉 일치한다. 이러한 시스템(401)은 이미지 경로를 제공한다. 두 경로는 빔 스플리터에서 조합되며 치료 레이저용 Vario(Z-축 레이저 편향 광학기기)는 카메라 빔 경로(401)의 일부가 아니다. 광학 시스템(402)은 제 2 카메라, 바람직하게 컬러 카메라용이다. 이러한 시스템(402)은 치료 레이저 빔 경로의 일부를 공유한다. 이러한 시스템(402)은 이미지 경로를 제공한다.

[0144] 이들 시스템은 또한, IR DTP("Down The Pipe", 예를 들어 레이저 빔 경로를 따라 보기 위해 구성됨) 카메라

(480), 빔 스플리터 큐브(481, 482)(R: 880(S); T: 880(P)), 1030(S+P)), 갈보 미러(galvo mirror)(483), DTP 릴레이(491), Vario(484), 1 x 망원경(485), F-세타 렌즈(486), 컬러 DTP 카메라(487), 빔 스플리터 큐브(489)(R: 880, 1030: T: 보임) 및 샤임플러그 카메라 조립체(490)를 가진다.

[0145] 망원경(485)은 한 쌍의 텔로센트릭(telocentric) 120 mm 렌즈(493, 494)를 가진다. 샤임플러그 카메라 조립체(490)는 틸트 각도가 15도인 이미지 평면(470), Thorlabs 렌즈(30mm)(471), 구경 조리개(4.4mm)(472) 및 접이식 미러(473)를 가진다. IR DTP 카메라(480)는 구경 조리개(3mm)(450)가 있다. 컬러 DTP 카메라(487)는 구경 조리개(2mm)(451)를 가진다.

[0146] 이들 광학 시스템(400, 401, 402, 403)의 섹션 또는 부분은 레이저 시스템의 실시예, 레이저 초음파 시스템 및 펨토-파코 시스템의 실시예의 다양한 하우징 및 구성요소에 위치되거나 포함될 수 있다. 따라서, 예시로서, 도 4에 도시된 바와 같이, 광학 시스템의 부분들은 원위 하우징(420)(예를 들어, 도 5의 하우징(503) 또는 도 1의 하우징(106)과 같은), 아암(421)(예를 들어, 도 3의 아암(201), 도 5의 광 파이프(504) 또는 도 1의 아암(107)과 같은) 및 레이저 헤드 또는 근위 하우징(423), 예를 들어 근위 조립체 또는 레이저 헤드(예를 들어, 도 1의 아암(107)의 근위 단부, 도 2의 헤드(202) 또는 도 5의 헤드(505)) 내에 수용되거나 포함될 수 있다. 이들 광학 시스템(400, 401, 402, 403)은 또한, 도 4e의 구성에 도시된 바와 같이, 원위 하우징(420a), 아암 또는 커넥터(421a) 및 근위 하우징, 예를 들어 근위 조립체 또는 레이저 헤드(423a) 사이에 분포되고 그 내부에 포함될 수 있다. 이들 광학 시스템(400, 401, 402, 403)은 또한, 도 4f의 구성에 도시된 바와 같이, 원위 하우징(420b), 아암(421b) 및 근위 하우징(423b), 예를 들어 근위 조립체 또는 레이저 헤드 사이에 분포되고 그 내부에 포함될 수 있다. 이들 광학 시스템을 위한 다른 분배 및 봉쇄 또는 수용 배열도 고려된다.

[0147] 도 4g를 참조하면, 광학 시스템(430)이 4 개의 동공(461, 462, 463, 464)을 가진다는 것을 알 수 있다. 이러한 실시예에서 동공은 동반성 텔로센트릭 동공(conjugate telocentric pupil)이다. 4 개의 동공 중 3 개만이 치료 레이저 빔 경로를 따라 있다는 점에 유의한다.

[0148] **예 3a**

[0149] 실시예 3의 실시예는 눈 구조가 위치하는 위치를 알기 위해서 도면 부호 403으로부터 광학 구성요소 등이 이미지를 찍을 수 있도록 눈의 구조를 조명하기 위해서 주사 레이저가 치료 레이저와 일치한다. 또한, 눈 고정 광원이 있어 도킹 과정에서 환자의 고정을 돕는다. 이러한 광에 대한 고정 광원 및 경로는 도 4g에서 402와 403 사이에 있는 빔 분할 큐브를 통과한다.

[0150] **예 4a**

[0151] 펨토-파코 시스템은 이미지를 갖고 위치 결정 장치는 초음파 기반 이미징 시스템이다. 실시예에서, 이미지 및 위치 결정 장치는 치료 레이저 및 치료 레이저 빔에 대해 수정체의 구조 및 눈의 구조의 형상 및 위치를 결정할 수 있는 광간섭 단층촬영(Optical Coherence Tomography, OCT) 시스템이다. OCT 시스템은 레이저 서브-시스템 제어 시스템, 파코 서브-시스템 제어 시스템, 펨토-파코 시스템 제어 시스템 및 이들의 조합 및 변형과 통합되어 제어 통신한다. OCT 시스템은 또한, 예를 들어 도 1, 도 2, 도 3, 도 5, 및 도 14의 실시예뿐만 아니라 다른 실시예에서 사용될 수 있다.

[0152] **예 4b**

[0153] 도 1, 도 2, 도 3, 도 5, 및 도 14의 실시예는 샤임플러그 카메라 시스템을 이미지 및 위치 결정 장치로서 갖고 사용한다. 샤임플러그 카메라 시스템은 OCT 시스템과 완전히 다른 시스템이다. 샤임플러그 카메라는 작동 방식이 매우 다르고 상이한 방식으로 기능을 하고, OCT 시스템과 매우 다른 출력, 예를 들어 결과를 제공한다. 본 발명의 샤임플러그 시스템은 눈 구조의 위치 및 형상 결정에 대해 OCT보다 우수한 것으로 여겨진다.

[0154] 샤임플러그 카메라 시스템은 레이저 서브-시스템 제어 시스템, 파코 서브-시스템 제어 시스템, 펨토-파코 시스템 제어 시스템, 및 이들의 조합 및 변형과 통합되고 이들과 제어 통신한다.

[0155] 샤임플러그 카메라 시스템은 또한, 풋스위치, 바람직하게 무선 풋스위치와 제어 통신할 수 있다. 제어 통신은 도 22a에 도시된 통신 버스와 같은 버스를 통해 이루어질 수 있다.

[0156] **예 5a**

[0157] 펨토-파코 시스템의 실시예에서 수정체 유화술 서브-시스템은 다음 구성요소를 갖고 연동 펌프와 벤츄리 펌프(Venturi pump)를 모두 통합하는 시스템을 특징으로 하여, 외과의사가 파코 또는 유리체 절제술을 위한 펌프 모

드를 독립적으로 선택할 수 있게 한다. 이러한 파코 서브 시스템의 기능은 트윈 펌프 시스템, 연동 및 벤츄리; 고진공 폐색; 고속 유리체 절제술을 포함한다. 파코 서브-시스템은 투열 요법(diathermy), 관개, 조각, 플롭 및 촙(flop and chop), 비트, 점성 절차를 수행할 수 있다. 사용자 인터페이스와 소프트웨어는 이들 절차 및 기타 파코 절차에 대한 메뉴 항목과 모니터링 필드를 제공한다. 인터페이스는 도 23a 내지 도 23d에 도시된 유형과 같은 GUI 스크린 및 메뉴를 가질 수 있다.

[0158] **예 5b**

[0159] 펨토-파코 시스템의 실시예에서 수정체 유화술 서브-시스템은 Alcon CENTURION® Vision System 및 Alco ACTIVE SENTRY® Handpiece 및 INTREPID®Hybrid의 구성요소를 포함한다.

[0160] **예 5c**

[0161] F펨토-파코 시스템의 실시예에서 수정체 유화술 서브-시스템은 AMO WHITESTAR SIGNATURE®PRO 수정체 유화 시스템의 구성을 가진다.

[0162] **예 6**

[0163] 레이저-초음파 시스템, 특히 펨토-파코 시스템의 실시예에서, 시스템은 안전 인터록 장치를 가진다. 안전 인터록 장치는 공통 제어 시스템에 있는 것이 바람직하지만, 레이저 제어 시스템, 파코 제어 시스템 및 이들의 조합 및 변형에 위치하거나 레이저 제어 시스템의 일부일 수 있다. 안전 인터록 장치는 파코 시스템이 작동 중일 때 치료 레이저가 발사되는 것을 방지한다. 실시예에서, 인터록 시스템에는 3 개의 스테이지 또는 게이트가 있다. 즉, (i) 파코 시스템의 전원이 꺼진 상태 - 레이저가 작동될 수 있으며: (ii) 파코 시스템이 켜져 있고 예열되지만 작동 또는 작동하지 않는 상태 - 레이저 작동될 수 있으며; (iii) 파코가 작동하거나 작동 중인 상태 - 레이저가 발사될 수 없다.

[0164] 실시예에서, 스테이지 (iii)은 파코 시스템이 작동하지만 작동하지 않을 때 레이저가 작동하게 할 것이다. 이러한 실시예에서 초음파 시스템이 작동 중일 때, 즉 초음파 에너지를 전달하는 경우에만 치료 레이저가 차단될 것이다. 즉, 레이저 빔이 발사되거나 전파될 수 없다.

[0165] **예 6a**

[0166] 실시예에서, 인터록 시스템에는 3 개의 스테이지 또는 게이트가 있다. 즉, (i) 파코 시스템 및 펨토 시스템이 전원을 켜고 준비/예열되며; (ii) 파코 시스템이 켜져 있고 프라이밍되었지만 작동하지 않는 상태 - 레이저가 작동될 수 있으며; (iii) 파코가 작동하거나 작동 중인 상태 - 레이저가 발사될 수 없다.

[0167] **예 7**

[0168] 도 5를 참조하면, 펨토-파코 레이저 장치 또는 시스템(500)의 투시도가 도시된다. 시스템은 하부 또는 메인 하우징(501)(도면에 부분적으로만 도시됨)을 가진다. 하부 하우징(501)은 파코 시스템, 파코 카트리지 위치, 시술 중 카트리지, 치료 레이저 빔을 생성하기 위한 치료 레이저 및 제어 시스템을 포함한다. 슬라이딩 메커니즘(502)은 메인 하우징(501)에 위치된다. 슬라이드 메커니즘(502)은 상부 또는 이동 가능한 하우징(503)의 이동을 제공한다. 이동 가능한 하우징(503)은 화살표(502a)의 방향으로, 즉 측면 방향으로, 수평으로, 또는 환자를 향하여 그리고 환자로부터 멀어지는 방향으로 슬라이딩 메커니즘(502)에 의해 이동된다.

[0169] 슬라이딩 메커니즘은 예를 들어, 조이스틱에 의해 제어되는 모터에 의해 자동으로 이동할 수 있고, 수동으로 그리고 이들의 조합으로, 예를 들어 모터가 자유 회전할 수 있는 곳에서 이동할 수 있다. 모터는 설정되거나 미리 결정된 위치를 가질 수 있으며, 또한 스마트 머리 받침대와 제어 통신할 수 있어 환자의 머리 받침대 위에 레이저 전달 헤드(505)를 정확하게 위치되거나 위치 설정되고 이에 의해 환자와 환자의 눈이 작동될 수 있다.

[0170] 상부 또는 이동 가능한 하우징(503)은 레이저 포커싱 z-방향 광학기기, x-y 스캐닝 광학기기 및 기타 빔 처리 또는 핸들링 구성요소를 포함한다. 하우징(503)은 또한, 예 3에서 논의된 바와 같이 다른 광학 시스템 및 광학 경로를 포함할 수 있다.

[0171] 하우징(503)은 관절식 광 파이프(507)를 통해 치료 레이저와 광 통신한다. 관절식 광 파이프는 레이저 빔을 하부 하우징(501)에서 하우징(503)으로 향하게 하고 레이저 빔 경로를 따라 하우징(503)의 광학 구성요소에 치료 레이저 빔을 전달하는 자유 공간 레이저 빔 경로를 제공한다. 이러한 실시예에서, 도 5i에서 보다 상세히 볼 수 있는 바와 같이, 관절식 광 파이프(507)는 각각의 조인트의 내부에 반사 표면을 갖는 6 개의 조인트를 가진다. 바람직하게, 광 파이프(507)는 하우징(503) 및 하우징(503)의 모든 가능한 위치 및 방위에서 하우징(503)

및 그 하우징 내의 광학 구성요소와 광 통신하는 치료 레이저 및 하우징(501)을 유지한다.

[0172] 하우징(503)은 예 3에서 논의된 바와 같은 치료 레이저 빔 경로 및 다른 경로를 포함하는 하나 이상의 광학 경로를 수용하거나 포함하는 강성 중공 광 파이프인 아암(504)을 가진다. 아암(504)은 하우징(503)을 레이저 전달 헤드(505)와 연결하고, 이들 구성요소를 광통신 상태로 유지한다. 아암(504)은 또한, 제어 및 정보를 레이저 헤드의 구성요소와 제어 시스템 사이에서 전송하기 위한 제어 및 통신 케이블, 광섬유 또는 와이어를 운반할 수 있다. 레이저 헤드(505)는 아암(504)의 근위 단부에 위치되고 하우징(503)은 아암(504)의 원위 단부에 위치된다.

[0173] 레이저 헤드는 5 개의 카메라를 갖는 샤임플러그 장치인 위치 및 형상 결정 장치(506)를 가진다. (실시예에서, 6 개의 고정 카메라가 있다. 실시예에서 단일 이동식 카메라가 있다.)

[0174] **예 8**

[0175] 도 5a 내지 도 5h를 참조하면, 도 5(유사한 의미를 갖고 유사한 구성요소를 지칭하는 유사한 도면부호)의 시스템과 함께 사용하기 위한 위치 조정 메커니즘의 다양한 도면 및 실시예가 도시된다.

[0176] 도 5a를 참조하면, 위치 조정 메커니즘(510)은 일반적으로 아암(507)으로부터 떨어진 하우징(503)의 다른 측면에 위치된다. 메커니즘(510)의 부분들은 하우징(503) 아래에 그리고 하우징(501) 위 또는 내부에 위치될 수 있다.

[0177] 도 5b는 위치 조정 기구(510)의 일부인 측 방향 이동 조립체(531)를 도시한다. 측 방향 이동 조립체(531)는 예를 들어, 구동 기어 또는 휠에 의해 모터(523, 522)와 이동 가능하게 기계적으로 연결된 제 1 플레이트(520) 및 제 2 플레이트(521)를 가진다. 플레이트(520, 521)는 고정 포스트(512)에 대해 측 방향 이동, 즉 화살표(502a) 방향으로 변환되는 아치형 방식으로 이동된다. 고정 포스트(512)는 조립체(513)와 같은 자유 이동 조립체에 부착된다. 측 방향 이동 조립체(531)는 하우징(501)과 기계적으로 연결되고 하우징(501) 상에, 바람직하게는 하우징(501) 내에 수용될 수 있다.

[0178] **예 9**

[0179] 도 5c를 참조하면, 위치 조정 메커니즘(510a)의 일부이고 화살표(502a) 방향으로의 이동을 제공하는 4 개의 바 연결부를 갖는 측 방향 이동 조립체(511)가 도시된다. 측 방향 이동 조립체(511)는 하우징(501)과 기계적으로 연결되고 하우징(501) 상에, 바람직하게는 하우징(501) 내에 수용될 수 있다.

[0180] 예 8의 측 방향 이동 조립체(510)는 예 9의 위치 조정 메커니즘(510a)과 함께 사용될 수 있고 그 반대의 경우도 마찬가지인 것으로 이해된다. 자유 이동 조립체(513)는 측 방향 이동 조립체(511) 또는 측 방향 이동 조립체(531)와 함께 사용될 수 있다는 것이 이해된다. 다른 자유 이동형 기계 및 전기-기계 장치, 및 측 방향 이동 기계 및 전기-기계 장치가 사용될 수 있다는 것이 이해된다.

[0181] 조립체(511)는 고정 포스트(512)에 부착된다. 조립체는 화살표(502a) 방향으로 고정 포스트(502)를 이동한다. 고정 포스트(512)는 자유 이동 조립체(513)에 연결된다. 자유 이동 조립체(513)는 일반적으로 화살표(513a) 집합으로 도시된 바와 같이 아치형 방식, 측면 방식, 수직 방식 및 이들의 조합으로 하우징(503)의 이동을 제공한다. 조립체(513)는 평행사변형 링키지(linkage)이다.

[0182] 조립체(513)는 전동식일 수 있고, 미리 결정된 위치를 가질 수 있거나, 예를 들어 아암(504), 하우징(503) 또는 기타 부품을 잡고 하우징(503)의 위치를 변경하는 것과 같이 손으로 작동될 수 있다. 실시예에서 하우징(503), 아암(504) 및 레이저 헤드(505)는 균형을 이루어 하우징(503)이 10 lbs 미만의 힘, 7 lbs 미만의 힘, 5 lbs 미만의 힘 및 2 lbs 미만의 힘, 약 2 내지 약 7 lbs의 힘, 약 4 내지 약 6 lbs의 힘, 그리고 이들의 조합 및 변형으로 이동될 수 있다. 바람직하게, 일단 이동되면 하우징(503)은 이동하는데 충분한 힘이 작용할 때까지 그것이 배치된 위치에 유지될 것이다(단순화를 위해서 아암(504) 및 레이저 헤드(505)는 도 5c에 도시되지 않음).

[0183] 도 5d 내지 도 5h는 자유 이동 조립체(513)가 하우징(503)을 배치할 수 있는 위치의 일부를 도시한다. 도 5h의 위치는 시스템 보관 및 수술실 청소에 대한 아이디어이다. 도 5e의 위치는 환자에 대한 레이저 수술을 수행하기 위한 것이다.

[0184] **예 10**

[0185] 실시예에서 레이저-초음파 시스템, 특히 펨토-파코 시스템은 시스템에 부착된 환자 침대 또는 지지대를 가진다.

[0186] 예 11

[0187] 실시예에서, 환자 지지대, 예를 들어, 침대는 레이저 초음파 시스템, 특히 펨토 파코 시스템에 부착되지 않는다. 환자 지지대와 펨토-파코 시스템은 물리적 구속 없이 서로에 대해 완전히 배치될 수 있다. 따라서 펨토-파코 시스템은 (물론, 환자의 머리가 아암과 초음파 튜빙에 도달할 수 있는 경우)환자 지지대에 대해 임의의 위치 또는 방향으로 배치될 수 있다. A/C 전자기장, 자이로스코프, 가속도계 및 자력계를 사용하는 방향/위치 추적 시스템은 치료 레이저 및 치료 레이저 빔 경로에 대한 환자 머리의 방향을 결정하는데 사용된다. 이러한 방향 추적 시스템은 예를 들어, 도 5의 시스템의 아암(504)과 같은 아암의 각도를 ±5도, ±3도, 및 ±2도 이내 그리고 더 크거나 작은 각도로 결정할 수 있다. 이러한 각도를 사용하여, 치료 레이저 빔 전달 패턴은 바람직하게, 제어 시스템에 의해 조정되어 환자의 눈에 대한 올바른 방향 각도로 레이저 빔 패턴을 전달한다.

[0188] 실시예에서, Polhemus Patriot™ 6-DOF 추적 센서는 환자 머리 받침에 위치되며, 트랜스미터는 전달 시스템의 전면 근처의 시스템 프레임에 장착된다. 이는 레이저 전달 시스템에 대한 머리 받침대의 방향을 결정하는데 충분한 정보를 제공한다. 이러한 방향/위치 추적 시스템은 부록 A에 추가로 설명되어 있으며, 그 전체 개시는 원용에 의해 본 명세서에 포함된다.

[0189] 예 12

[0190] 전자기 추적 시스템은 파코 서브-시스템이 없는 독립형 치료 레이저 시스템에 사용된다. 독립형 치료 레이저 시스템은 레이저 시스템에 부착되지 않은 환자 지지대를 가진다. 전자기 추적 시스템은 레이저 시스템에 대한 환자의 눈 방향 각도를 결정한다. 레이저 시스템은 결정된 각도를 충족하도록 레이저 전달 패턴을 구성한다.

[0191] 예 13

[0192] 실시예 11 및 12의 시스템은 환자 지지대와 치료 시스템 사이에 가요성 또는 위치 지정 가능한 기계적 부착물을 가진다. 전자기 추적 시스템은 위치, 특히 치료 시스템에 대한 환자의 눈 각도를 결정하는데 사용된다. 레이저 시스템은 결정된 각도를 충족하도록 레이저 전달 패턴을 구성한다.

[0193] 예 14

[0194] 전자기 추적 시스템의 구성요소, 예를 들어 자이로스코프, 가속도계 및 자력계는 환자 지지대, 환자 머리 지지대, 환자 자체 및 치료 시스템에 다양한 배열로 배열되며, 여기서 자이로스코프, 가속도계, 및 자력계는 이들 구성요소 중 하나 이상에 위치된다.

[0195] 예 15

[0196] 실시예에서 자이로스코프, 가속도계 및 디지털 나침반과 같은 장치의 조합이 환자 머리 받침대에 위치되고 2 개의 자력계가 펨토-파코 시스템에 위치된다. 이는 방위(예를 들어, 레이저 아암에 대한 환자의 각도, 레이저 빔 경로 및 패턴)을 결정하는데 충분한 장치를 제공한다.

[0197] 자이로스코프, 가속도계 및 자력계를 사용하는 나침반 기반 위치 억제 시스템은 환자의 머리의 위치를 결정하는데 사용되며, 특히 수술이 수행될 눈의 위치는 치료 레이저 및 치료 레이저 빔 경로에 대해 알아야 한다. 이러한 나침반 기반 위치 설정 시스템은 예를 들어, 도 5의 시스템의 아암(504)과 같은 아암의 각도를 ±5도, ±3도, ±2도 이내로 그리고 더 크거나 작은 각도로 결정할 수 있다. 이러한 각도를 사용하여, 치료 레이저 빔 전달 패턴은 바람직하게 제어 시스템에 의해 조정되어 환자의 눈에 대한 올바른 방향 각도로 레이저 빔 패턴을 전달한다.

[0198] 실시예에서, 자이로스코프 및 가속도계는 환자 머리 받침대에 위치되고 2 개의 자력계는 펨토-파코 시스템에 위치된다. 이는 방위(예를 들어, 레이저 아암에 대한 환자의 각도, 레이저 빔 경로 및 패턴)을 결정하는데 충분한 장치를 제공한다.

[0199] 나침판 기반 위치 결정 시스템의 구성요소, 예를 들어 자이로스코프, 가속도계 및 자력계는 환자 지지대, 환자 머리 지지대, 환자 자체 및 치료 시스템에 다양한 배열로 배열되며, 여기서 자이로스코프, 가속도계, 및 자력계는 이들 구성요소 중 하나 이상에 위치된다.

[0200] 예 11 및 예 12의 시스템은 환자 지지대와 치료 시스템 사이에 가요성 또는 위치 지정 가능한 기계적 부착물을 가진다. 나침반 기반 위치 결정 시스템은 위치, 특히 치료 시스템에 대한 환자의 눈 각도를 결정하는데 사용된다. 레이저 시스템은 결정된 각도를 충족하도록 레이저 전달 패턴을 구성한다.

[0201] 나침반 기반 위치 결정 시스템은 파코 서브-시스템이 없는 독립형 치료 레이저 시스템에 사용된다. 독립형 치료 레이저 시스템은 레이저 시스템에 부착되지 않은 환자 지지대를 가진다. 나침반 기반 위치 결정 시스템은 레이저 시스템에 대한 환자의 눈 방향 각도를 결정한다. 레이저 시스템은 결정된 각도를 충족하도록 레이저 전달 패턴을 구성한다.

[0202] **예 16**

[0203] 추적 시스템, 예를 들어 전자기 추적 시스템의 머리 받침대 또는 기타 원격 구성요소(즉, 치료 시스템의 일부가 아님)는 별도의 충전 스테이션, 보관 용기, 또는 치료 시스템에서 충전될 수 있는 재충전 가능한 배터리를 가진다.

[0204] **예 17**

[0205] 펨토-파코 시스템의 실시예에서, 제어 시스템은 예를 들어 매치(matche), 백내장 등급, 레이저 파워 및 패턴, 초음파 속도, 파워, 위상 각도, 유량 및 유체 속도 및 핸드피스 그리고 파코 작업과 관련된 기타 측면을 추천한다. 이러한 방식으로 시스템은 완전히 통합된 장치로서 치료의 일부로 눈에 전달되는 모든 에너지와 유체 유량을 권장하고 미리 결정한다. 실시예에서, 파코 핸드피스는 이전 백내장 등급화에 기초한 이전 레이저 절차에 기초하여 파코 절차를 최적화하기 위해서 시스템 제어기에 의해 조정된다. 이 시스템은 환자의 이동이나 시스템의 위치를 요구하지 않고 신속하게 각막 구조의 형상과 위치, 예를 들어 전면 및 후면 표면, 눈의 렌즈, 예를 들어 전낭, 후낭을 결정하고, 백내장의 유형 또는 밀도 등급을 매기고, 레이저 수정체 절개술을 수행하고, 수정체에 레이저 단편화를 수행한 다음, 레이저 단편화된 수정체 재료의 수정체 유화술을 수행하여 IOL의 삽입을 위해 해당 재료를 제거할 수 있는 단일 시스템을 제공한다. 시스템은 절차의 다음 단계를 최적화하기 위해서 절차의 각각의 이전 단계에서 얻은 정보를 사용하도록 구성된다. 이러한 방식으로 시스템은 안과 절차 동안 눈에 완전히 통합되고 미리 결정된 총 에너지 전달 및 에너지 전달 프로파일을 제공한다. 실시예에서 총 에너지 전달 및 에너지 전달 프로파일은 치료되는 백내장의 등급을 기반으로 한다. 총 에너지 전달 및 에너지 전달 프로필은 레이저 에너지와 초음파 에너지를 모두 포함한다.

[0206] **예 18**

[0207] 실시예에서, 펨토-파코 시스템은 절차를 제공하는 외과의사 또는 의사에게 미리 결정된 가변 모드를 제공한다. 따라서 이러한 모드에서 레이저 제어기 시스템 및 수정체 유화 제어 시스템과 함께 작동하는 시스템은 수정체 유화술 절차를 위한 범위와 설정을 미리 결정하고 사용 가능하게 하고 권장하고 가급적이면 최적화한다. 이러한 실시예는 또한, 외과의사의 실습 및 입력에 기초하여 맞춤형 최적 범위를 제공하기 위해서 외과의사의 선택 및 선호도에 기초하여 "학습"할 수 있다.

[0208] **예 19**

[0209] 실시예에서, 펨토-파코 시스템은 예를 들어, 렌즈에 전달된 레이저 빔 패턴 또는 레이저 요법, 시스템에 의해 바람직하게 결정되거나 시스템에 제공될 수 있는 백내장 등급, 및 기타 요인을 기반으로 하는 초음파에 대한 조정 범위를 제공하는 시스템에 의해 더 많은 가변성 및 미리 결정된 가변성을 제공하는 조정 가능한 모드를 제공한다. 그런 다음 시스템은 (i) 비틀림 측면 운동, 횡 방향 측면 운동 또는 측면 운동 없는 모션의 권장; (ii) 조각화를 증가시키고 따라서 눈의 열 축적을 관리하기 위해 낮은 파코 파워를 위한 레이저 패턴의 권장; (iii) 권장 듀티 사이클을 포함하는 절차에 대한 권장 범위 및 조정을 제공할 수 있다.

[0210] 듀티 사이클 및 듀티 사이클 권장 사항은 예를 들어, 펄스 모드와 같은 모드의 선택을 포함할 수 있으며, 이는 파코 파워 펄스를 휴지 기간으로 교대하며, 기본 비율은 50:50이다. 이는 50% 듀티 사이클이라고 불리는데, 이는 각각의 전체 사이클이 시간의 50% 동안 전원이 켜진 다음 시간의 50% 동안 전원이 꺼지는 것으로 구성되기 때문이다. 이러한 기본 비율은 휴식 간격에 대한 초음파 에너지의 비율을 변경하기 위해서 변경될 수 있다. 예를 들어, 40%가 40 msec가 켜지고 60 msec가 꺼지면 40:60의 비율이 된다. 더 높거나 더 낮은 듀티 사이클이 선호되는 경우는 언제인가? 그 대답은 수술의 단계에 따라 다르다. 분할-정복(divide-and-conquer) 기술과 같이 핵을 조각하려면 외과 의사가 홈을 자를 수 있도록 충분한 에너지를 전달해야 한다. 이는 약 40% 내지 60%의 듀티 사이클을 필요로 한다. 일단 외과의사가 핵에 홈을 배치하고 사분면을 초래하는 균열을 달성하면, 사분면의 파코-보조 흡인 동안 더 낮은 듀티 사이클을 사용할 수 있다. 이러한 사분면 제거의 경우, 흡인의 주요 힘은 초음파가 아니라 유체역학이기 때문에 20% 내지 40%의 더 낮은 듀티 사이클을 사용할 수 있다.

[0211] **예 20**

[0212] 실시예에서, 예를 들어 레이저가 수정체 흡인 바늘 개구부보다 작은 크기로 재료를 절단할 때와 같이 파코 서브-시스템은 레이저 절단 재료를 분리하는데만 사용된다.

[0213] 예 21

[0214] 레이저 초음파 시스템, 특히 펨토-파코 시스템은 통합 현미경을 가진다.

[0215] 예 22

[0216] 어댑터는 여러 회사의 또는 유형의 파코 팩 및 phaco 카세트에 맞거나 사용하기 위해서 파코-펨토 시스템의 하우징에 사용된다. 어댑터는 시스템의 완전하고 효율적이며 승인된 작동을 제공하는데 필요한 하드웨어 어댑터와 소프트웨어를 가진다. 어댑터는 하우징의 일부일 수 있고, 하우징을 위한 별도의 인서트 또는 구성요소일 수 있으며, 카세트의 일부이거나 일체일 수 있다.

[0217] 예 23

[0218] 도 6을 참고하면, 레이저-초음파 시스템, 특히 레이저-초음파 치료 절차를 수행하는데 사용하도록 배치된 펨토-파코 시스템의 평면도가 도시된다. 펨토-파코 시스템(610)은 시간적 위치와 상위 위치 사이의 각도로 위치된다. 레이저 전달 헤드는 레이저 수술을 수행하기 위해서 환자에게 연장될 수 있고, 화살표(620)에 의해 도시된 바와 같이 초음파 절차를 위해 환자로부터 멀어지게 이동될 수 있다. 머리 받침대(612) 및 환자 지지대(613)는 펨토-파코 시스템에 대해 위치된다. 시스템 및 환자 지지대는 환자 머리 받침대 및 따라서 환자에 대한 레이저 시스템의 각도(630), 각도(630a) 또는 둘 다를 결정하는 위치 설정 시스템, 예를 들어 전자기 위치 설정 시스템을 가진다. 측정된 각도는 머리 받침대에 의해 결정된 아암의 종축(631)과 환자, 특히 환자의 머리의 종축(632) 사이의 각도이다.

[0219] 외과의사의 3 가지 위치(상위(641) 및 측두(temporal)(642, 642)가 표시된다. 위치에 대한 외과의사의 선호도에 관계없이 알 수 있는 바와 같이, 레이저 아암은 절차를 방해하지 않는다.

[0220] 추가로, 레이저 헤드는 환자 지지대의 재배치 또는 펨토-파코 시스템의 위치를 요구하지 않고 환자의 양쪽 눈에 접근하고 레이저 절차를 수행하기 위해서 용이하고 쉽게 재배치될 수 있다.

[0221] 실시예에서 레이저 시스템은 약 30도 내지 약 320도의 각도(630)와 이러한 범위 내의 임의의 각도를 갖도록 위치될 수 있다. 이러한 각도에 대한 유일한 제한은 환자 지지대가 있는 영역이다. 외과의사는 다른 것들 중에서도 상위 또는 측두 위치에 위치될 수 있다.

[0222] 예 24

[0223] 도 7을 참조하면, 이들 가능한 구성 및 외과의사 위치 중 몇 가지가 나타나 있으며, 모두 외과의사에게 완전한 액세스를 제공한다. 이러한 각각의 구성에 대해 환자의 양쪽 눈에 대한 전체 액세스 권한이 있다. 따라서, 레이저-초음파 시스템(610)은 45도 각도(656), 90도 각도(즉, 일시적으로)(855), 135도 각도(654), 180도 각도(즉, 상위로)(653), 225도 각도(852), 270도(즉, 일시적으로) 각도(851) 및 315도 각도(650)에 위치될 수 있다. 레이저-초음파 시스템은 도면에 도시된 것들 사이의 임의의 각도 위치에 위치될 수 있음이 이해된다. 따라서, 예를 들어 환자의 각각의 눈 주위에 레이저-초음파 시스템의 "클러킹(clocking)"과 같은 완전한 위치 설정이 제공된다. 이러한 방식으로, 시스템 구성이 외과의사의 왼손 및 오른손 위치 모두에 대해 동일하다는 점에서 시스템을 비-손잡이식(non-handed)이라고 할 수 있다.

[0224] 예 25

[0225] 도 8은 본 시스템의 레이저 전달 헤드에 사용하기 위한 샤임플러그 형상 및 위치 결정 조립체의 실시예이다. 이러한 실시예는 카메라(5001, 5002, 5003, 5004, 5005)가 40도 이격되어 있는 5 개의 카메라 구성이다. 이러한 배치는 시스템이 예 23 및 24의 임의의 구성에서 작동할 수 있게 한다. 일부 구성 및 일부 환자의 경우에서도, 하나 또는 두 대의 카메라가 차단될 수 있지만 시스템은 계속 작동하고 형상 및 위치 결정을 위한 신뢰할 수 있는 이미지를 제공한다.

[0226] 예 26

[0227] 도 9는 본 시스템의 레이저 전달 헤드에 사용하기 위한 샤임플러그 형상 및 위치 결정 조립체의 실시예이다. 이러한 실시예는 카메라(6001, 6002, 6003, 6004, 6005, 6006)가 40도 이격되어 있는 6 개의 카메라 구성이다. 이러한 배치는 시스템이 예 23 및 예 24의 구성에서 작동할 수 있게 한다. 일부 구성 및 일부 환자의

경우에서, 하나 또는 두 대 또는 세 대의 카메라가 차단될 수 있지만 시스템은 여전히 작동하고 형상 및 위치 결정을 위한 신뢰할 수 있는 이미지를 제공한다.

[0228] 예 27

[0229] 도 10a 및 도 10b를 참조하면, 도킹 시스템을 갖는 근위 레이저 조립체의 사시도의 다른 각도의 뷰가 도시된다. 도 10b에서, 헤드의 덮개가 제거되어 샤임플러그 카메라, 예를 들어 1001a를 보여준다. 근위 레이저 조립체(1000)는 치료 레이저 빔 경로 및 작동 동안 레이저 빔을 수용하는 광 파이프인 아암(1040)의 근위 단부에 부착된다. 조립체(1000)는 PID의 일부를 형성하고 도킹하는 도킹 링(1020)에 연결된 구동 조립체(1011)를 갖는 자동화된 도킹 시스템(1010)을 가진다. 도킹 시스템(1010)은 바람직하게 제어 시스템에 의해 제어되고, 조이스틱을 사용하여 외과의사에 의해 전체적으로 또는 부분적으로 작동될 수 있다. 제어 시스템은 또한, 도킹 시스템의 작동을 제어하며 부하 센서, 속도 제어 및 기타 안전 및 제어 시스템을 가질 수 있다.

[0230] 예 28

[0231] 본 시스템 및 요법에서 사용하기 위한 치료 레이저 빔의 실시예는 고품질 빔 특성을 가진다. 레이저 빔은 1 내지 약 2.5, 2 미만, 1.5 미만 및 1.2 미만의 M2 인자를 가질 수 있다.

[0232] 예 29

[0233] 본 시스템의 실시예에서 레이저의 도킹 해제, 레이저 아암을 방해하지 않는 곳으로 이동, 그리고 삽입(그리고 실시예에서 또한 파코 도구를 눈에 삽입)을 위해 준비된 파코 도구를 갖는 것을 포함하는, 펨토로부터 파코로의 전환은 5분 미만, 4분 미만, 3분 미만, 2분 미만, 약 3 내지 5분, 약 3 내지 4분, 약 2 내지 4분, 그리고 더 길고 더 짧은 시간이 걸릴 수 있다.

[0234] 예 30

[0235] 실시예에서, 32 x 22인치 설치 공간을 갖는 펨토-파코 시스템에 대한 침대 배열 자유도는 장치가 6' 3" 이하인 환자 주위의 어느 곳에나 위치될 수 있게 한다. 이러한 시스템은 진정한 양손잡이식 시스템을 제공한다. 이러한 양손잡이식 시스템은 각각의 눈 주위의 레이저의 전체 클록킹과 외과의사의 일시적이고 우수한 접근을 제공한다.

[0236] 예 31

[0237] 예들의 실시예들과 같은 다양한 실시예의 레이저 시스템 관련 구성요소는 통합된 파코 시스템이 없는 독립형 레이저 시스템에 사용된다.

[0238] 예 32

[0239] 이들 장치의 실시예에서 바닥 면적 설치 공간, 즉 외부 하우징에 의해 형성되는 장치 엔벨로프(envelope)는 5 제곱피트(22 인치 x 33 인치 = 726 제곱인치/144 = 5 제곱피트)이다. 이러한 장치의 높이는 57 인치 내지 65 인치이다. 레이저 아암과 광학 헤드는 주로 수평으로 이동한다. 아암은 피벗 지점을 중심으로 회전하지 않는다. 보관 시 아암은 장치 엔벨로프(즉, 22인치 x 33인치)에 완전히 맞는다. 레이저 아암과 광학 헤드는 공칭 위치의 초기 설정을 위해서 "X"에서 최대 33인치 이동한다. 공칭 위치에 있으면, 모션 플랫폼이 X에서 +/-2”, Y에서 +/-2”, Z에서 +5/-3”을 이동하여 환자에 대한 미세 조정을 할 수 있다. (이 예에서 사용된 것처럼 X는 장치 장축, Y는 장치 횡축, Z는 장치 종축이다.) 따라서, 이러한 실시예에서 아암은 저장 시 아암과 그 광학 헤드의 전체가 장치 설치 공간 내에 맞도록 X 및 Y로 이동한다. 하우징은 조정할 수 없으므로 폭과 가로 치수가 변경되지 않는다.

[0240] 예 33

[0241] 도 14를 참조하면, 펨토-파코 시스템(1400)의 실시예의 사시도가 도시된다. 도 15, 도 15a, 도 15b, 도 16a, 도 16b, 도 16c, 도 17a, 도 17b, 도 17c는 도 14의 시스템의 다양한 구성요소 및 구성을 도시한다. 이들 도면에서 유사한 도면 부호는 유사한 구성요소를 나타낸다.

[0242] 펨토-파코 레이저 시스템(1400)은 시스템(1400)을 위한 베이스(1403)를 형성하는 하우징(1401)을 가진다. 베이스(1403) 위에 그리고 하우징(1401)에 부착된 이동 메커니즘 하우징(1402)이 있다. 하우징(1402)은 연장 가능한 조립체(1409)의 수평 이동(즉, 연장 및 수축)을 위한 메커니즘을 포함한다. 전환 슬라이딩 스테이지(1410)는 수평 이동 메커니즘(1420)에 의해 연장 및 수축된다. 전환 슬라이딩 스테이지(1410)는 광학 조립체 및 스캐

너 하우징(1406)을 지지한다. 이러한 하우징(1406)은 또한, 수직 이동 메커니즘(1425) 및 수직 이동 전환 슬라이딩 스테이지(1411)를 포함한다.

[0243] 연장 가능한 조립체(1409)는 하우징(1406), 시스템 및 제어 케이블을 위한 다양한 광학 경로를 포함하는 아암(1407), 및 레이저 빔 전달 헤드(1408)를 포함한다. 레이저 빔 전달 헤드(1408)는 형상 및 위치 결정 장치(1412) 및 PID(1470)를 포함한다.

[0244] 시스템(1400)은 도 17에서 하나의 모니터(1413)와 함께 도시된다. 시스템은 하나 또는 두 개의 추가 모니터를 가질 수 있다(도 16a 내지 16c에 도시됨). 시스템은 통합 현미경을 가질 수 있다(이들 도면에는 표시되지 않음).

[0245] 도 15에서, 전환 슬라이딩 스테이지(1410)에 부착된 연장 가능한 조립체(1409)가 도시된다. 스테이지(1410)는 연장/수축 가능한 베이스(1424) 및 가요성 연장/수축 가능한 커버(1422)를 가진다. 스테이지(1410)는 조립체(1409)의 수평 이동을 제공한다. 스테이지(1410)는 하우징(1402) 내에 위치되고 부분적으로 그 하우징의 상부 표면을 형성한다. 하우징(1402)은 하우징(1401)에 부착된다.

[0246] 도 15a뿐만 아니라 도 15를 참조하면, 수평 이동 메커니즘(1420)은 하우징(1402) 내에 포함된다. 메커니즘(1420)은 하우징(1402), 하우징(1401) 및 이들의 조합 및 변형에 직접 부착될 수 있다. 하우징(1402)은 또한, 가요성 커버(1422)를 유지(즉, 감기 및 풀기)하는 릴(1423)을 포함한다. 하우징(1402)은 또한, 가요성 커버(1422)가 이동하는 롤러(1421)를 포함한다.

[0247] 도 15a는 커버(1402)가 제거된 수평 이동 메커니즘(1420)을 도시한다. 메커니즘(1420)은 모터, 구동 메커니즘, 센서 및 제어를 가진다. 메커니즘(1420)은 수평 슬라이드 메커니즘(1426)을 가지며, 이는 하나가 다른 하나의 내부에 있는 한 쌍의 슬라이딩 레일이다. 지지대(1428)는 내부 레일을 수직 슬라이드 메커니즘(1427)과 연결하며, 그 슬라이드 메커니즘은 수직 이동 메커니즘(1425)의 일부를 형성한다(도 15 참조). 도 15b는 레이저 작업을 수행하기 위한 위치인 제 1 연장 위치에 있는 도 15a의 레일 조립체를 도시한다.

[0248] 도 16a는 3개의 모니터가 있는 도 14의 시스템(1400)의 평면도이다. 시스템(1400)은 수술실 또는 환자 치료실 내에 위치된다. 시스템(1400)은 완전히 수축된, 예를 들어, 파킹 위치에 있다. 파킹 위치에서 연장 가능한 조립체(1409)는 베이스(1403)에서 연장되지 않는다. 따라서, 이러한 위치에서 연장 가능한 조립체(1409)는 시스템의 설치 공간 또는 엔벨로프, 점선(1480)을 넘어서 연장되지 않는다(즉, 완전히 내부에 있다). 시스템(1400)은 환자 침대(1490) 및 사람과 관련하여 도시된다.

[0249] 도 16b는 치료 레이저 작업을 수행하기 위한 연장 위치(제 1 위치 또는 제 1 연장 위치)에 있는 시스템을 도시한다. 시스템이 환자에 대해 90도 방향 각도로 도시되지만, 이러한 시스템은 환자에 대해 임의의 각도로 배치될 수 있음을 이해해야 한다. 예를 들어, 이러한 시스템은 예 23 및 예 24의 임의의 각도로 위치될 수 있다. 연장 가능한 조립체(1409)는 환자 위에 레이저 헤드를 위치시키기 위해서 시스템의 하우징을 넘어 수평으로 연장된다.

[0250] 도 16c는 치료적 레이저 작업을 수행하기 위해서 완전히 연장된 위치에 있는 시스템을 도시한다. 시스템은 환자에게 135도 방향 각도로 표시된다. 완전히 연장된 위치는 의사가 환자에게 적절하고 편안하며 인체공학적으로 접근할 수 있도록 환자로부터 충분히 멀리 떨어진 시스템의 하우징을 유지한다. 연장 가능한 조립체(1409)는 환자 위에 레이저 헤드를 위치시키기 위해서 시스템의 하우징 너머로 수평으로 연장된다. 도 16c와 도 16b를 비교하면, 도 16c의 완전히 연장된 위치에 있는 조립체(1409)가 더 긴 것으로 도시된다. 즉, 레이저 헤드가 도 16b의 제 1 연장 위치에서보다 베이스로부터 더 멀리 떨어져 있다.

[0251] 도 17a 내지 도 17c는 연장되고 수축될 때 도 14의 시스템의 연장 가능한 조립을 위한 특정 위치를 보여주는 일련의 사진이다. 도 17a는 레이저 시스템의 테스트 및 교정을 위한 중립 연장 위치를 도시한다. 도 17b는 치료 레이저 수술을 위한 제 1 작동 연장 위치를 도시한다. 도 17c는 치료 레이저 작업을 위한 제 2 작동 연장 위치(완전히 연장됨)를 도시한다.

[0252] 따라서, 시스템은 4 개의 미리 결정된 위치를 가질 수 있다. 파킹 위치는 레이저 헤드와 연장 가능한 조립체가 장치의 설치 공간 내에 있는 위치이다. 레이저 헤드만이 장치의 공간을 넘어 수평으로 연장되는 중립 위치이다. 제 1 연장된 위치는 환자에게 레이저 치료 활동을 수행할 수 있는 위치이다. 제 2 또는 완전히 연장된 위치는 레이저 치료 활동이 환자에게 수행될 수 있는 위치이다. 4 개의 미리 결정된 위치는 정지, 기계 기반, 제어 소프트웨어 기반 및 이들의 조합 및 변형으로 제어될 수 있다. 시스템은 또한, 미리 결정된 또는 단독으로 작업자가 결정한 중립에서 완전히 연장된 연장까지의 임의의 수의 다른 길이와 이들의 조합 및 변형인

길이를 갖도록 구성될 수 있다.

[0253] 하우징은 전력 부품, 제어 부품, 작동 부품, 분석 예측 및 진단 장치, 위치 억제 및 위치 장비, 레이저 빔 생성 부품, 초음파 발생 부품을 포함한다. 바람직한 실시예에서, 초음파 발생 구성요소는 수정체 유화 시스템의 구성요소이고 레이저 빔 발생 구성요소는 약 2 ps 이하의 펄스 길이를 갖는 레이저 빔을 제공한다.

[0254] 이들 구성요소는 다른 이유들 중에서도 공간을 최적화하고, 구성요소 간의 간섭을 방지하고, 열과 진동을 관리하고, 시스템(1400)의 보다 효율적인 제어 및 작동을 제공하기 위해서, 2 개의 하우징(1401, 1402) 사이에 전체적으로 그리고 부분적으로 분포될 수 있다. 2 개의 하우징(1401, 1402)은 동일한 베이스 또는 프레임에서 독립형 하우징일 수 있으며, 이들은 통신, 제어, 전력, 광학 및 이들 사이의 다른 연결을 가질 수 있으며, 이들은 제 3 또는 제 4 등의 하우징 또는 서브-하우징, 그리고 이들의 조합 및 변형으로 세분화되거나 분할될 수 있다.

[0255] 커넥터(1505)는 하우징(1401)과 하우징(1406)을 연결하는 광학 도관이다. 하우징(1406)은 치료 레이저 빔을 위한 스캐닝 장치 및 빔 성형 광학 장치를 포함하며, 스캐닝 장치, 광학 장치 및 둘 모두는 레이저 빔 및 광학 경로를 모니터링 및 진단하는데에도 사용될 수 있다. (하우징(1406)은 또한 수직 이동 메커니즘을 포함한다.) 실시예에서 하우징(1406)의 이들 구성요소는 전체 또는 부분적으로 다른 하우징 중 하나에 위치할 수 있고, 마찬가지로 다른 하우징의 구성요소는 하우징(1406)에 위치할 수 있다. 하우징(1406)은 하나 이상의 하우징 또는 서브-하우징, 및 이들의 조합 및 변형으로 세분화되거나 분할될 수 있다. 본 발명의 바람직한 실시예에서 하우징(1406)은 스캐너 및 빔 성형 광학기기를 포함하고 격리한다. 스캐너 및 빔 성형 광학기기, 또는 하우징(1406)에 포함될 수 있는 다른 구성요소는 시스템(1400)의 제어기 및 운영 체제와 제어 통신한다. 장치는 서로 직접 제어 통신할 수 있거나, 예를 들어 시스템(1400), 제어기, 모니터(1413)와 같은 중앙과 제어 통신하는 것과 같이 서로 간접적으로 제어 통신할 수 있으며, 이는 또한, 제어 능력과 이들의 조합 및 변형 능력을 가질 수 있다. 이들 장치는 또한, 서로 직접 및 간접적으로 제어 통신할 수 있다.

[0256] 광학 도관(1405)은 광 파이프(예를 들어, 레이저 빔이 중공 튜브 내의 자유 공간을 통해 전달되도록 내부 반사 표면을 갖는 중공 튜브 또는 채널일 수 있으며, 중공 튜브 내의 자유 공간은 부분 진공, 주위 공기, 불활성 가스 및 이들의 조합 및 변형을 가질 수 있음), 관절식 광 튜브, 절첩식 광 파이프, 가요성 광 파이프, 광섬유, 하나 이상의 광섬유, 중공 도관, 빔 가이드 그리고 이들 및 다른 레이저 빔 전달 구조의 조합 및 변형일 수 있다.

[0257] 하우징(1406)은 아암(1407)에 부착된다. 아암(1407) 및 하우징(1406)은 수직 이동 메커니즘(1425)에 의해 수직 방향으로 이동한다. 아암(1407)은 눈 및 눈 내의 구조의 형상 및 위치를 결정하기 위한 조립체 또는 장치(1412)를 가진다. 그 근위 단부, 즉 레이저 빔 경로를 따르는 가장 먼 단부, 따라서 레이저 빔 소스로부터 가장 먼 단부 및 장치(1412) 아래에 있는 아암(1407)은 환자 인터페이스 장치(PID)(1470)를 가진다. 하우징(1406)은 모니터(1413)를 가진다. 모니터는 예를 들어, 관절식 아암 상에서 이동할 수 있다. 모니터는 시술, 시스템 상태, 레이저 상태, 초음파 상태, 백내장 밀도, 초음파 설정, 레이저 패턴 설정 등의 정보를 제공하고 외과의사의 입력 및 지시를 수신할 수 있다. 모니터는 시스템(1400) 제어 시스템과 제어 통신하고 있으며, 모니터는 시스템(1400) 제어 시스템의 일부 또는 전체를 포함할 수도 있다. 모니터는 직접, 시스템(1400) 제어 시스템을 통해, 모니터(1413)를 통해, 그리고 이들의 조합 및 변형을 통해 레이저 제어 시스템 및 초음파 제어 시스템과 제어 통신한다. 모니터와 관절식 아암은 시스템(1400)의 다른 구조에 위치하거나 독립형일 수 있다. 1 개, 2 개 및 추가 모니터를 사용할 수 있다. 모니터는 3D 보기 또는 표시 기능을 가질 수 있다.

[0258] 아암(1407)은 레이저 빔의 전송을 위한 자유 공간을 제공하는 중공 튜브와 같은 레이저 빔 전달 구조를 형성하거나 포함한다. 실시예에서 아암(1407)은 자유 공간의 빔 경로, 또는 레이저 빔을 예를 들어 스캐너로 전송하기 위한 광섬유를 포함할 수 있으며, 이는 원위 단부 대신에 튜브의 근위 단부, 즉 하우징(1406) 근위 단부에 위치된다. 아암(1407)은 또한, 광학 도관(1405)으로 사용하기 위해 설명된 유형의 레이저 빔 전달 구조 중 임의의 것일 수 있거나 포함할 수 있다. 튜브는 또한, 광학기기를 포함할 수 있다. 도 14의 실시예에서, 아암(1407)은 시준되지 않은 레이저 빔을 포함하고, 따라서 아암(1407)은 시준되지 않은 레이저 빔 및 레이저 빔 경로를 포함하는 것으로 언급될 수 있다. 즉, 아암(1407)은 레이저 빔 경로를 따라 "비-시준된 공간"을 포함하거나, 둘러싸거나 수용한다. 아암(1407)은 시준된 공간, 즉 레이저 빔 경로 상의 레이저 빔이 시준되는 공간을 수용하거나 둘러쌀 수 있다. 광학 장치가 포함된 공간이 있을 수 있다. 시준된 공간과 시준되지 않은 공간을 모두 수용할 수 있다. 실시예에서 아암(1407)은 원위 지점에서 피봇할 수 있고, 회전하고, 신축할 수 있고, 관절로 연결될 수 있으며, 이들의 조합 및 변형이 가능하다. 아암(1407)에 있는 레이저 빔 경로의 근위 단부는 PID를 통해 환자의 눈으로 레이저 빔을 유도하는 미러 또는 광학 장치를 포함한다.

[0259] 예 33A

[0260] 예 33의 펨토-파코 시스템은 외과용 현미경(1457)을 가진다. 이러한 예에서 묘사된 외과용 현미경은 시스템의 다른 예 및 본 명세서의 시스템의 다른 실시예와 함께 사용될 수 있음을 이해해야 한다.

[0261] 예 34

[0262] 실시예에서 레이저 시스템은 외부, 내부 또는 둘 다의 냉각 기능을 가진다.

[0263] 예 35

[0264] 도 12a 내지 도 12j를 참조하면, 본 발명의 레이저-초음파 시스템 중 어느 것에 부착되고 함께 사용되는 PID(환자 인터페이스 장치)가 도시되며, 또한 독립형 레이저 시스템과 함께 사용하기 위한 것이 도시된다. 도 12a 내지 도 12j의 유사한 도면 부호는 유사 구조에 대응한다. 이러한 예의 그리고 도 12a 내지 도 12j에 도시된 바와 같은 실시예는 다음 구성요소들 가진다:

[0265] 1201 : PID 아암

[0266] 1202 : 상부 창

[0267] 1204 : 아이 피스

[0268] 1204a : 아이 피스 외부 스커트

[0269] 1204b : 아이 피스 내부 스커트

[0270] 1205 : 상부 링

[0271] 1206 : 하부 링

[0272] 1207a : 스냅

[0273] 1207b : 스냅

[0274] 1207c : 스냅

[0275] 1208a : 범퍼

[0276] 1208b : 범퍼

[0277] 1208c : 범퍼

[0278] 1209 : 메니스커스 인버터

[0279] 1210 : 리저버 링

[0280] 1211 : 상부 링 측벽

[0281] 1212 : 식염수 충전용 채널

[0282] 1213 : 진공 포트

[0283] 1220 : 부착 블록

[0284] 1221 : 아암

[0285] 1221a : 아암의 잠금 위치

[0286] 1222 : 수신 클램프

[0287] 1223 : 결합 볼(ball)

[0288] 1224 : 슬롯(운동학적 슬롯)

[0289] 1225 : 아암 운동을 보여주는 화살표

[0290] 1226 : 블록 결합 움직임을 보여주는 화살표

[0291] 1250 : 눈

[0292] 1260 : 레이저 초음파 장치

[0293] 이러한 환자 인터페이스 장치는 단일 조립체로 눈에 부착된다. 레이저 헤드에 부착된 전체 장치는 눈 표면에 위치되고 결합된다. PID 아암은 클램핑 메커니즘을 통해 레이저 시스템에 부착된다.

[0294] 도킹하는 동안 PID 아암의 석션 컵은 석션 링이 눈의 표면과 접촉하도록 각막 표면 위에 부드럽게 위치되며, 그런 다음 진공이 활성화되어 눈의 상대적인 이동을 억제하여 정확한 레이저 치료를 위해 PID에 대한 눈의 위치를 안정화시킨다.

[0295] PID 아암의 3 개의 구형 특징은 클램핑 메커니즘의 운동학적 슬롯 특징과 결합한다. 위치를 위한 결합 동안 볼에 의해 PID 아암에 스프링력이 가해진다. PID가 제자리에 있으면 레버가 CAM 메커니즘을 활성화하여 PID에 대해 볼을 로드하고 운동학적 마운트를 제자리에 고정한다.

[0296] 석션 컵 인터페이스(suction cup interface) 또는 "아이컵(eyecup) 인터페이스"는 눈의 전면을 덮고 눈에 부착된다. 유리 창은 환자 인터페이스 장치의 제 1 평면 표면을 정의한다. 조명 또는 레이저 빔에서 나오는 빛의 초점의 정확한 위치를 계산하기 위해서 소프트웨어 알고리즘에서 사용하는 제 1 굴절 표면에 대한 위치 기준이다.

[0297] 3 스냅은 창을 고정하기 위한 것이다. 3 개의 오버 몰드 범퍼가 창을 스냅 언더컷에 단단히 밀어 넣는다. PID 아암의 유체 챔버는 창에 근접하게 연장된 원형 벽으로 설계되었다. 이는 유체 챔버를 채우는 동안 창과 접촉하기 전에 유체 메니스커스가 반전되게 한다. 창과 유체의 적절한 접촉, 즉 창의 중심에서 주변으로의 접촉은 기포가 창 아래에 갇히는 것을 방지하여 레이저 빔을 방해할 수 있다.

[0298] PID 아암의 유체 챔버는 챔버에서 여분의 유체가 배출되는 저장소 링으로 연장된다. 이는 또한, 챔버의 식염수(BSS)가 모세관 작용에 의해 배출될 수 있는 환자 피부와 접촉하는 것을 방지하는 장벽 역할을 한다.

[0299] 이러한 환자 인터페이스 장치는 단일 조립체로 눈에 부착된다. 레이저 헤드에 부착된 전체 장치는 눈 표면에 위치되고 결합된다. PID 아암은 클램핑 메커니즘을 통해 레이저 시스템에 부착된다.

[0300] 도킹하는 동안 PID 아암의 석션 컵은 석션 링이 눈의 표면과 접촉하도록 각막 표면 위에 부드럽게 위치되며, 그런 다음 진공이 활성화되어 눈의 상대적인 이동을 억제하여 정확한 레이저 치료를 위해 PID에 대한 위치를 안정화한다.

[0301] PID 아암의 3 개의 구형 특징은 클램핑 메커니즘의 운동학적 슬롯 특징부와 결합한다. 위치를 위한 결합 동안 볼에 의해 PID 아암에 스프링력이 가해진다. PID가 제자리에 있으면 레버가 CAM 메커니즘을 활성화하여 PID에 대해 볼을 로드하고 운동학적 마운트를 제자리에 고정한다.

[0302] 석션 컵 인터페이스 또는 "아이컵 인터페이스(eyecup interface)"는 눈의 전면을 덮고 눈에 부착된다. 유리 창은 환자 인터페이스 장치의 제 1 평면 표면을 정의한다. 조명 또는 레이저 빔에서 나오는 빛의 초점의 정확한 위치를 계산하기 위해서 소프트웨어 알고리즘에서 사용하는 제 1 굴절 표면에 대한 위치 기준이다.

[0303] 3 스냅은 창을 유지하기 위한 것이다. 3 개의 오버 몰드 범퍼가 창을 스냅 언더컷에 단단히 밀어 넣는다. PID 아암의 유체 챔버는 창에 근접하게 연장된 원형 벽으로 설계되었다. 이는 유체 챔버를 채우는 동안 창과 접촉하기 전에 유체 메니스커스가 반전되게 한다. 창과 유체의 적절한 접촉, 즉 창의 중심에서 주변으로의 접촉은 기포가 창 아래에 갇히는 것을 방지하여 레이저 빔을 방해할 수 있다.

[0304] PID 아암의 유체 챔버는 챔버에서 여분의 유체가 배출되는 저장소 링으로 연장된다. 이는 또한, 챔버의 식염수(BSS)가 모세관 작용에 의해 배출될 수 있는 환자 피부와 접촉하는 것을 방지하는 장벽 역할을 한다.

[0305] PID 아암은 환자 눈의 전면과 인터페이스하도록 적응된 가요성 부착 링을 베이스에 가진다. 부착 링은 아이컵이 부착될 때 눈의 표면과 결합하는 실리콘으로 만들어진 유연한 환형 외부 및 내부 스커트를 포함한다. 내부 및 외부 스커트는 진공 통신 채널 역할을 하는 환형 흡입 채널을 나타낸다.

[0306] 설계의 다른 측면에서, PID 아암은 환형 흡입 채널에서 흡입력을 생성하고 아이컵 인터페이스가 환자의 눈에 깔끔하게 부착될 수 있게 하는 진공 포트를 측면에 가진다. 제 1 포트 옆에 있는 제 2 포트는 의료용 튜브에 연결되어 아이컵 인터페이스 챔버를 식염수(BSS)로 채운다.

[0307] **예 35A**

[0308] 도 13을 참조하면, PID(1300)의 사시도가 도시된다. PID(1300)는 PID 아암(1301), 유리일 수 있고 바람직하게

치료 레이저에 대해 고도로 투과성인 상부(원위) 창(1302), 및 유리일 수 있고 바람직하게 치료 레이저에 대해 고도로 투과성인 하부(근위) 유리 창(1303)을 가진다.

[0309] 예 36

[0310] 도 18 및 도 19를 참조하면, 예를 들어 눈, 광학 조립체 및 카메라로 눈을 보기 위한 경로로의 치료 레이저 빔 전달 경로의 일부분을 따라 파이프(DTP) 아래로 고정 광 광학 조립체 및 경로가 각각 도시된다. 바람직한 실시예에서, 대부분의 고정 광 경로와 DTP 시야 경로는 일치한다.

[0311] 예 37

[0312] 실시예에서, 레이저 초음파 시스템, 예를 들어 펨토-파코 시스템은 후방 수정체 절제술 및 후방 수정체 캡슐에 대한 레이저 수술을 위해 구성된 레이저를 가진다. 시스템은 접근되고 사용될 수 있는 미리 결정된 파코 매개변수가 있으며 레이저 작업과 통합 및 최적화된다. 시스템은 도 23a 내지 도 23d에 도시된 것과 같은 스크린을 갖는 GUI의 사용을 통해 메뉴 기반 제어 시스템을 가질 수 있다.

[0313] 예 38

[0314] 레이저, 레이저-초음파 및 펨토-파코 시스템용 환자 탐지기 장치 시스템은 신체, 머리 받침대 또는 둘 다에 배치될 수 있고 지속적인 추적을 위한 가시선(line-of-sight)을 필요로 하지 않는 자급식 마커를 가질 수 있다. 마커에 의해 자기장이 생성되고 사후 분석 계산 없이 위치 및 방향 데이터가 모두 출력된다. 정확한 고품질 데이터는 마커 당 50 Hz의 업데이트 속도로 전달된다. 마커는 (예를 들어, 시스템 당 4개) 추가된다. 시스템은 표 2에 추가로 설명된다.

표 2

[0315]

업데이트 속도	50 Hz/마커
지연시간	약 20 밀리초
정적 정확도	30 인치(76.2 cm)에서 하나의 마커와 하나의 수용체를 사용하여 1.0도 및 0.3인치(0.75 cm). 정확도는 설치에 따라 다르며, 전형적인 정확도는 정상적으로 1 내지 3도 및 1 내지 3 인치(2.54 cm 내지 7.6 2cm)가 될 수 있다.
작동 온도	10C 내지 40 C, 상대 습도 10% 내지 95%, 비응축
전력 요건	100-240 VAC, 50-60Hz, 단상, 4W
소프트웨어 툴	GUI 및 SDK 포함 Microsoft Windows용 USB 드라이버 포함
규제사항	FCC Part 15, 등급 B CE: EN61326-1: 2013 EMC 요건
지연시간	약 20 밀리초
정적 정확도	30 인치(76.2 cm)에서 하나의 마커와 하나의 수용체를 사용하여 1.0도 및 0.3인치(0.75 cm). 정확도는 설치에 따라 다르며, 전형적인 정확도는 정상적으로 1 내지 3도 및 1 내지 3 인치(2.54 cm 내지 7.6 2cm)가 될 수 있다.
작동 온도	10C 내지 40 C, 상대 습도 10% 내지 95%, 비응축

[0316] 예 39

[0317] 레이저, 레이저-초음파 및 펨토-파코 시스템은 시스템과 통합된 수술 현미경을 가질 수 있다. 현미경은 시스템의 하우징에 부착될 수 있으며 바람직하게 시스템에 통합된다. 이러한 방식으로 현미경은 시스템 제어 시스템(예를 들어, 펨토-파코 제어 시스템)과 정보, 데이터 및 제어 통신을 한다. 따라서, 예를 들어, 외과용 현미경 및 시스템은 현미경이 치료 레이저 시스템, 특히 광학 및 데이터 시스템으로부터의 명령 및 보기(디지털 오버레이)를 받아들이도록 구성되며, 이러한 통신은 레이저, 예를 들어 레이저 시술 중 펨토 모드, 예를 들어 파코 모드 중 펨토 시술, 예를 들어, 파코 시술 중, 워밍업 또는 관찰 모드(파코, 레이저 또는 둘 다 활성이지만 절차는 수행되지 않음) 중 파코 시술 그리고 이들의 조합에서 발생한다.

[0318] 실시예에서 수술 현미경은 3D 비전 시스템으로 대체되거나 증강된다. 3D 보기 시스템은 예를 들어, 각막, 수정체, PID 인터페이스 및 눈과의 접촉, IOL, 이들 및 기타 구조 및 장치의 조합 및 변형을 포함하는 눈 구조의 3

차원 이미지를 외과의사, 다른 의사 또는 관찰자에게 표시하는 임의의 시스템일 수 있다. 3D 보기 시스템은 예를 들어, 웨어러블 3D 부착식 보조기(예컨대, BEYEONICS 수술 장치), 3D 모니터, 모니터 및 안경 기반 시스템, 헤드업 디스플레이 시스템 및 이들의 조합 및 변형일 수 있다. 3D 보기 시스템은 절차를 3D로 기록할 수 있고 절차의 원격 3D 이미지를 레이저 시스템이 있는 원격, 예를 들어 다른 위치에 실시간으로 제공할 수 있다.

[0319] **예 40**

[0320] 레이저, 레이저-초음파, 예를 들어 펨토-파코 시스템은 시스템과 관련된 "스마트(smart)" 풋 스위치를 가질 수 있다. 풋 스위치는 시스템 제어 시스템과 통합된다. 풋 스위치는 시스템 모드에 따라 레이저와 파코를 온 및 오프할 수 있다. 풋 스위치는 메뉴 시스템, GUI 및 음성 명령과 통합될 수 있으며, 풋 스위치가 절차, 예를 들어 도 23a 내지 도 23d에 도시된 메뉴 항목과 같은 GUI 상의 메뉴 구동 항목을 선택하는데 사용될 수 있다. 풋 스위치는 "ALEXA" 또는 기타 유형의 음성 명령 시스템과 같은 말하기 및 듣기 제어 및 메뉴 선택 시스템과 통합될 수도 있다.

[0321] 풋스위치는 배선될 수 있다. 즉, 풋 스위치를 레이저-파코 시스템에 연결하는 제어 케이블을 가질 수 있다. 바람직하게, 풋 스위치는 무선이고 레이저, 파코, 통합 유닛, 이들 중 하나 이상 및 이들 모두를 위한 제어 시스템과 제어 통신한다.

[0322] 통신 버스(communication bus)는 풋 스위치와 기타 장치 및 시스템에 사용할 수 있다. 도 22a에 도시된 바와 같이, 버스가 각각의 끝에서 종료되면 감독 컴퓨터 없이도 여러 장치를 오프할 수 있다. 이러한 방식으로, 모든 장치는 서로 통신할 수 있다(예를 들어, 제어 통신, 정보 통신 및 둘 다에 있음). 바람직한 실시예에서 파코 및 펨토 컴퓨터는 모두 풋스위치가 있는 버스에 있다. 풋스위치는 레이저 시스템과 파코 시스템에 대해 두 컴퓨터, 예를 들어 제어기에서 처리할 수 있는 메시지 패킷을 브로드캐스트할 수 있다. 주 펨토 컴퓨터는 일부 풋스위치 제어를 사용하여 레이저를 발사하거나 모드 변경 작업을 수행할 수 있다. 파코 컴퓨터에서 다른 풋스위치 제어를 동시에 사용하여 파코 에너지, 관개 또는 흡인 진공 제어와 같은 다른 작업을 수행할 수 있다.

[0323] 실시예에서, 버스는 CanBus와 같은 브로드캐스트 유형 버스이다.

[0324] 실시예에서 TCP/IP가 사용될 수 있다. 그러나 상업적으로 이용 가능한 풋 스위치는 일반적으로 TCP/IP 기반이 아니다. 블루투스(Bluetooth) 또는 유선 풋스위치도 사용할 수 있지만 덜 선호된다.

[0325] **예 41**

[0326] 도 20, 도 20a, 및 도 20b는 PID 2000의 실시예가 도시된다. PID는 4 개의 구성요소를 갖고 있어 조립 비용과 복잡성을 크게 줄이고 더 복잡한 PID에 비해 세척을 더 쉽게 만든다. PID는 일회용 또는 재사용 가능하다. PID(2000)는 시스템(예를 들어, 레이저, 레이저-초음파, 펨토-파코 등)에 부착하기 위한 결합 수단, 예를 들어 클립(2010)을 갖는 일체형, 예를 들어 일체형 아암(2001)을 가진다. PID(2000)는 유체 운송 및 진공에 사용할 수 있는 두 개의 포트(2007, 2008)를 더 가진다. 바람직하게 2008은 진공용으로 사용하고 2007은 BSS 전달용으로 사용된다. PID(2000)는 리테이닝 링(2003)에 위치되고 클립(2004a, 2004b, 20004c)에 의해 제자리에 유지되는 창(2002)을 가진다. 단일 환형 진공 링(2005)은 리테이닝 링(2003)의 근위 단부와 결합한다. 환형 진공 링(2005)은 포트(2007 및 2008)와 유체 연통한다. 환형 진공 링(2005)은 바람직하게 단일편이다. 환형 진공 링(2005)은 하나 또는 두 포트(2007, 2008)와 유체 연통하는 유연한 눈 결합 링(2006)과 결합되고 유지된다.

[0327] PID(200)는 핀(2020a, 2020b, 2020c)(바람직하게는 링(2003)의 일체형, 즉 단일 부품임)을 갖는 창 지지대 및 유체 관리 시스템을 가진다. 핀은 창의 근위(아래) 측면에서 창(2002)을 지지하는 반면에, 클립(2002a, 2002b, 2002c)은 창(2002)의 측면 및 원위(상단)에 결합된다. 핀은 창을 두 개의 유체 채널, 외부 유체 채널(2021) 및 내부 채널(2022) 위에 유지한다. 채널은 환형 돌출부, 예를 들어 링 또는 릿지(2055)에 의해 분리된다. 실시예에서, 높은 외부 채널(2021)(따라서 링(2055)의 높이)은 핀보다 약간 더 낮으며, 핀의 상단보다 예를 들어 약 1 mm, 약 0.7 mm, 약 0.5 mm 더 낮다. 내부 및 외부 채널은 유체가 창의 바닥면과 접촉하도록 유지하는 유체 저장소 시스템 역할을 하는 동시에, 기포가 빠져나가고 과도한 유체가 외부 유체 채널(2021)로 넘칠 수 있게 한다.

[0328] **예 42**

[0329] 도 21, 도 21a, 도 21b, 도 21c, 도 21d, 도 21e를 참조하면, 펨토-파코 레이저 시스템(2100)의 실시예의 다양한 도면 및 구성요소가 도시된다. 유사한 도면 부호는 유사한 구조를 지칭한다. 시스템(2100)은 공통 하우징 내에 포함된 레이저 서브-시스템 및 수정체 유화제 서브-시스템을 가진다. 레이저 서브-시스템은 치료 레이저

빔 소스를 포함하고, 실시예에서 느린 펄스 지속 시간 및 긴 펄스 지속 시간의 치료 레이저 빔 소스를 포함한다. 레이저 서브-시스템은 치료 레이저 빔이 따라 이동하는 치료 레이저 빔 경로를 정의하는 레이저와 레이저 빔 경로를 따라 위치 설정되거나 위치되는 광학 구성요소를 포함한다. 이들 구성요소는 z-방향 초점 광학기기와 x-y 스캐너를 포함한다.

[0330] 펨토-파코 시스템(2100)은 제 1 하우징(2101)과 광학 조립체 및 스캐너 하우징(2102)을 가지며, 이는 제 1 하우징(2101)과 이동 가능하게, 기계적으로 및 광학적으로 연관되어 있다. 하우징(2101)은 수평 이동을 제공하는 연장/수축 가능한 조립체(2103)의 일부이다. 조립체(2103)는 또한 하우징(2101)과 기계적으로 연결되고 하우징(2101)에 대해 이동할 수 없는 베이스(2105)를 포함한다.

[0331] 광학 조립체 및 스캐너 하우징(2102)은 레이저 빔 경로 및 광학 경로의 일부를 수용하고 따라서 레이저 빔 및 광학 이미지의 전송을 제공하는 아암(2105)을 가진다. 레이저 전달 및 이미징 헤드(2016)가 아암(2105)과 기계적으로 및 광학적으로 연관되어 있다. 헤드(2016)의 수직 이동은 조이스틱(2107)에 의해 제어된다(또한 단독으로 또는 제어 시스템과 조합하여, GUI를 통해 수행될 수도 있다). 수직 이동은 본 명세서에 개시된 다양한 장치에 의해 달성될 수 있다.

[0332] 헤드(2016)는 위치 및 결정 장치(2108) 및 환자 인터페이스 장치(2109)를 가진다.

[0333] 레이저 빔 이동식 커넥터 장치, 예를 들어 관절식 중공 파이프(2110)는 하우징(2101)의 레이저용 레이저 빔을 하우징(2102)의 광학 장치 및 빔 처리 장치로 전송한다.

[0334] 시스템은 파코 트레이 조립체(2112)를 유지하고 보관하기 위한 개구(2114)를 가진다. 파코 트레이 조립체는 지지 트레이(2121) 및 결합 핀(2113)을 유지하는 프레임(2122)을 가진다.

[0335] 시스템(2100)은 핀(2113) 및 이에 따른 파코 트레이 조립체(2122)를 수용하고 유지하기 위한 2 개의 개구(2111(좌측) 및 2120(우측))를 가진다. 이러한 방식으로 시스템(2100)은 좌우 측 모두에서 동일한 방식으로 사용하도록 구성될 수 있도록 비-손잡이식(non-handed) 형태이며, 트레이와 트레이 조립체는 시스템의 왼쪽과 오른쪽 모두에서 사용할 수 있으므로 비-손잡이식 형태이다.

[0336] 시스템(2100)은 파코 카세트(2115) 및 파코 관련 구성요소(예를 들어, 공기, VIT, DIA, 제어 케이블 등)를 연결하기 위한 포트(2116)를 가진다.

[0337] 시스템(2100)은 바람직하게, 정보 및 메뉴를 표시하고 예를 들어 시스템의 조작자부터의 지시를 받는 그래픽 사용자 인터페이스(GUI)인 2 개의 모니터(2117, 2118)를 가진다. GUI는 도 23a 내지 도 23d에 도시된 것과 같은 제어 및 정보 메뉴를 표시할 수 있다.

[0338] 시스템(2100)은 비상 정지부(2119)를 가진다.

[0339] 이러한 예의 실시예에서 위치 및 결정 장치(2108)는 5 개의 샤임플러그 카메라 조립체, 예를 들어 2123, 2124, 2125, 2126을 가진다. 헤드(2106)는 레이저 전달 개구(2128)를 가진다. 레이저 빔 경로와 이미지 경로는 이러한 개구를 통과한다. 개구는 레이저 빔 및 이미지를 투과하는 투명한 창을 가질 수 있으며, 레이저를 사용하지 않을 때, 예를 들어 장치가 수축된 위치에 있을 때, 또는 파코 시스템이 작동 중일 때 창을 닫는 캡, 홍채 또는 기타 폐쇄 장치를 가질 수도 있다.

[0340] PID(2109)는 예를 들어, 예 41의 PID일 수 있다. PID(2109)는 PID 잠금 및 결합 장치(2127)를 통해 레이저 헤드(2106), 따라서 레이저 시스템(2100)에 부착된다. 장치(2127)는 잠금 위치(도 21e에 도시됨)와 잠금 해제 위치(도 21d에 도시됨) 사이에서 이동할 수 있는 잠금 레버 탭(2129)을 가진다.

[0341] 아암(2105)은 치료 레이저 빔 경로 뿐만 아니라 다른 광학 경로를 수용한다. 실시예에서 아암(2105)은 또한, 이미징 및 위치 장치 및 도킹 조립체(이 도면에 도시되지 않음)를 위한 제어 및 전원 케이블을 수용하거나 운반한다.

[0342] 시스템(2100)은 레이저 서브-시스템 및 파코 서브-시스템을 위한 공통 전원을 가진다. 공통 전원은 전체 시스템에 대한 모든 전원을 제공하므로 보조 전원 공급 장치 또는 전원이 필요하지 않다. 이를 통해 시스템을 수술실의 단일 전원에 연결할 수 있다.

[0343] 시스템(2100)은 비상 정지 버튼 또는 스위치(2119)를 포함하는 공통 제어 시스템을 가진다. 공통 제어 시스템은 제어기 작동 제어 소프트웨어 또는 작동 지침을 가진다. 바람직한 실시예에서, 공통 제어 시스템은 레이저 서브-시스템의 제어 시스템 및 제어기; 파코 서브-시스템의 제어 시스템 및 제어기 중 하나 이상 및 바람직하게

모두와 제어통신하고; 운영자 인터페이스와의 제어 통신하고; 비상 정지부(2119)와 제어 통신하고; 및 예를 들어 환자 의료 기록 시스템, 회계 시스템, 및 이들 구성의 조합 및 변형과 제어 통신한다.

[0344] 실시예에서 도킹 시스템(바람직하게 조이스틱 포함), 이미징 및 위치 결정 장치는 레이저 서브-시스템 제어 시스템에 의해 제어된다. 실시예에서 이들은 전체 또는 부분적으로 공통 제어 시스템에 의해 직접 제어될 수 있다. 실시예에서, 레이저 제어 시스템 및 파코 제어 시스템은 부분적으로 단일 공통 제어 시스템으로 완전히 통합될 수 있다. 따라서, 실시예에서 단지 하나의 제어 시스템 또는 단일 제어 시스템이 펨토-파코 시스템에 존재한다. 이 예에 대한 실시예에서 시스템은 도 22a에 도시된 예 40의 버스 통신 시스템을 사용한다.

[0345] **예 43**

[0346] 도 22a를 참조하면, 풋 스위치(2130)가 추가된 예 42의 시스템(2100)이 도시된다. 풋 스위치는 무선 통신 라인(2131)을 통해 시스템 컴퓨터, 예를 들어 제어기 및 시스템 장치와 제어 통신한다.

[0347] 이러한 예의 실시예는 예 40의 버스 통신 시스템을 사용하며, 이는 도 22a에 도시된다.

[0348] **예 44**

[0349] 실시예에서 통합 레이저 초음파 시스템은 제 1 하우징, 제 2 하우징, GUI 및 제 1 하우징과 제 2 하우징을 광학적으로 연결하기 위한 수단을 포함한다. 제 2 하우징은 제 1 하우징과 이동 가능하게 결합된다. 레이저-초음파 시스템은 레이저 빔 전달 경로를 따라 치료 레이저 빔을 제공하기 위한 치료 레이저를 갖는 조립체를 가진다. 레이저는 치료 레이저 제어 시스템을 가진다. 레이저 초음파 시스템은 초음파 치료 에너지를 제공하기 위한 수정체 유화 시스템도 있으며 이러한 시스템은 수정체 유화 시스템 제어 시스템을 가진다. 치료 레이저 및 수정체 유화 시스템의 적어도 일부, 바람직하게 이들 두 시스템 모두가 제 1 하우징 내에 위치된다.

[0350] 이러한 통합된 레이저-초음파 시스템은 치료 레이저 제어 시스템, 수정체 유화 시스템 및 GUI 중 적어도 하나, 바람직하게는 모두와 제어 통신하는 통합 제어 시스템을 가진다.

[0351] 이러한 통합된 레이저-초음파 시스템은 또한, 안전 인터록을 가지고 있어 수정체 유화 시스템이 작동 중일 때 레이저 시스템이 치료 레이저를 발사하는 것을 방지한다. 안전 인터록은 하나 이상의 통합 제어 시스템 및 레이저 제어 시스템과 제어 통신한다. 안전 인터록은 수정체 유화 제어 시스템과 제어 통신할 수도 있다.

[0352] 이러한 통합된 레이저-초음파 시스템은 또한, z-초점, 스캐너 및 렌즈를 포함하는 빔 형성 및 지향 조립체를 가진다. 이러한 빔 형성 및 지향 조립체는 제 2 하우징에 포함된다. 바람직하게, 이러한 조립체의 전체가 제 2 하우징 내에 포함된다.

[0353] 제 1 하우징과 제 2 하우징을 광학적으로 연결하기 위한 수단은 치료 레이저 및 빔 형성 및 유도 조립체와 광학적으로 통신한다. 광학적으로 연결하기 위한 이러한 수단은 관절식 중공 광 파이프, 섬유, 또는 본 명세서에 개시된 레이저 에너지를 전송하기 위한 임의의 다른 수단일 수 있다.

[0354] 이러한 통합된 레이저-초음파 시스템은 또한, 제 2 하우징에 부착되고 빔 형성 및 지향 조립체와 광학적으로 소통하는 아암을 가진다. 원위 단부 및 근위 단부를 갖는 아암으로서, 원위 단부는 제 2 하우징에 인접하고, 바람직하게는 기계적으로 부착되고, 실시예에서는 제 2 하우징과 일체화된다. 시스템은 인접하고 바람직하게, 아암의 근위 단부에 부착된 레이저 전달 헤드를 가진다. 레이저 전달 헤드는 레이저 빔 전달 경로에 있는 광학 요소를 가진다. 이러한 광학 요소는 예를 들어, 레이저 전달 헤드의 개구를 통해 레이저 빔 전달 경로를 따라 레이저 빔을 수신하고 지향시키는 미러일 수 있다. 따라서 예를 들어, 이러한 광학 요소는 빔을 수평에서 수직으로 90도 회전시킬 수 있다. 이러한 광학 요소는 또한, 레이저 빔을 수신, 형성 및 전송하는 렌즈를 포함할 수 있다. 이들 렌즈는 광학 경로의 미러 앞이나 뒤에 있을 수 있다.

[0355] 바람직하게 구성된 바와 같이, 아암은 예를 들어, 레이저 빔 전달 경로의 일부, 특히 빔 성형 및 지향 조립체에서 레이저 헤드로의 해당 부분을 포함한다. 이러한 방식으로 아암은 레이저 전달 헤드를 빔 형성 및 지향 조립체와 광학적으로 통신하도록 배치한다.

[0356] 바람직하게, 이러한 시스템은 샤임플러그 조립체, OCT 조립체 또는 둘 다일 수 있는 눈 구조의 형상 및 위치를 결정하기 위한 수단을 가진다. 이러한 수단은 바람직하게, 레이저 전달 헤드에 위치하거나 레이저 전달 헤드의 일부를 형성한다. 형상과 위치를 결정하기 위한 수단은 통합 제어 시스템, 치료 레이저 제어 시스템, 수정체 유화 제어 시스템 및 이들 모두 중 하나 이상과 제어 통신한다. 바람직하게, 상기 수단은 통합 제어 시스템, 레이저 제어 시스템 또는 둘 다와 적어도 통신한다.

[0357] 시스템은 또한, 다중 시계 각도 또는 위치에서 환자 주위에 배치되도록 구성된다. 바람직하게, 이러한 시스템은 환자 위치에 대한 각도로 위치되도록 구성되며, 각도는 아암의 경도 축과 환자 축에 의해 정의되며, 여기서 각도는 약 45°, 약 90°, 약 135°, 및 약 180°의 각도를 포함한다.

[0358] 이러한 시스템의 실시예에서 시스템은 다른 펄스 지속 시간을 갖는 2 개의 치료 레이저 빔을 제공하도록 구성되며; 홍채 등록 시스템을 가지며; 치료 레이저는 펨토초 레이저, 피코초 레이저 또는 둘 다인 특징들 중 하나 이상의 특징을 가진다.

[0359] **예 44A**

[0360] 예 44의 시스템은 통합 제어 시스템, 치료 레이저 제어 시스템 및 수정체 유화 제어 시스템 중 하나 이상과 제어 통신하는 풋 스위치를 가진다. 이들 시스템은 또한, 상이한 펄스 지속시간을 갖는 2 개의 치료 레이저 빔을 제공하도록 구성될 수 있다.

[0361] **예 44B**

[0362] 예 44 및 예 44A의 시스템은 또한, 통합 제어 시스템, 치료 레이저 제어 시스템 또는 복수의 미리 결정된 레이저 전달 패턴을 갖는 둘 모두를 가질 수 있다. 이들 미리 결정된 레이저 전달 패턴은 제어 시스템(들) 내에 포함될 수 있거나 제어 시스템(들)과 연관되어 액세스될 수 있는 메모리 장치에 위치될 수 있다. 또한, 이러한 시스템의 통합 제어 시스템, 수정체 유화 제어 시스템 또는 둘 다는 미리 결정된 수정체 유화술 절차를 가진다. 이들 미리 결정된 수정체 유화술 절차는 예를 들어, 초음파/수정체 유화술 - 본 명세서의 일반적인 섹션 - 에 기재된 매개변수(예를 들어, 전력) 및 절차 유형(예를 들어, 절단)을 포함한다.

[0363] 이러한 시스템은 눈의 수정체에서 백내장에 대한 정보를 결정하도록 추가로 구성된다. 레이저 헤드의 형상 및 위치 결정 장치는 데이터, 예를 들어 광학 이미지를 제공하여 결정된 정보의 결정을 위한 기반을 형성할 수 있다. 이러한 데이터를 제공하기 위해서 별도의 이미징 시스템이 사용될 수도 있다. 그런 다음 하나 이상의 제어 시스템이 데이터를 기반으로 결정을 내린다. 이러한 결정된 정보는 예를 들어, 바람직하게 백내장의 등급이다. 예를 들어, 이는 3 개의 등급 중 하나 또는 4 개 등급 중 하나일 수 있다.

[0364] 시스템은 레이저-초음파 조합 요법을 권장하도록 구성된다. 이러한 권장사항은 백내장에 대해 결정된 정보의 전부 또는 일부를 기반으로 한다.

[0365] 레이저-파코 조합 요법, 바람직하게 2 성분 요법, 즉 복수의 미리 결정된 레이저 전달 패턴 중 적어도 하나인 레이저 구성요소를 갖는 요법; 및 복수의 미리 결정된 수정체 유화 생성기들 중 적어도 하나를 갖는 수정체 구성요소를 가진다.

[0366] **예 45**

[0367] 백내장 눈에 레이저-파코 조합 요법을 제공하기 위해서 통합 레이저-파코 시스템을 사용하는 방법. 통합된 레이저-파코 시스템은 GUI; 치료 레이저 제어 시스템을 갖는, 레이저 빔 전달 경로를 따라 치료 레이저 빔을 제공하기 위한 치료 레이저; 수정체 유화 시스템 제어 시스템을 갖는, 치료 초음파 에너지를 제공하기 위한 수정체 유화 시스템; 치료 레이저 제어 시스템, 수정체 유화 시스템 및 GUI와 제어 통신하는 통합 제어 시스템을 가진다.

[0368] 따라서, 시스템은 백내장 렌즈의 백내장에 대한 정보를 결정하고 이를 결정하는데 사용될 수 있다. 바람직하게, 이러한 결정된 정보는 백내장의 등급이다.

[0369] 따라서, 시스템은 레이저-파코 조합 요법을 결정하고 이를 결정하는데 사용될 수 있다. 이러한 레이저-파코 조합 요법은 바람직하게는 2 성분 요법이다. 따라서, 이는 복수의 미리 결정된 레이저 전달 패턴 중 적어도 하나인 레이저 구성요소; 및 복수의 미리 결정된 수정체 유화 생성기 중 적어도 하나를 갖는 파코 구성요소를 가진다.

[0370] 상기 시스템은 백내장에 대해 결정된 정보를 기반으로 결정된 레이저-초음파 조합 요법을 권장하고 이를 권장하는데 사용할 수 있다. 바람직하게, 시스템은 GUI에 권장되는 레이저-초음파 조합 요법; 및 바람직하게 권장된 레이저-파코 조합 요법과 관련된 메뉴 항목으로서 GUI를 표시한다.

[0371] 그런 다음 시스템은 바람직하게, GUI 메뉴를 통해, 또한 음성 또는 풋 스위치를 통해 권장된 조합 요법; 조합 요법의 두 가지 성분 중 하나만을 지시하고; 조합 요법의 두 가지 성분 중 하나 또는 둘 모두를 다시 결정하며;

이들의 조합 및 변형을 수행한다. 시스템은 이들 지시를 수행한다.

[0372] 그 다음, 시스템은 환자의 눈의 수정체에 대해 결정되고 권장된 레이저-파코 조합 요법을 수행하고 이를 수행하도록 지시받을 수 있다. 이는 두 가지 이상의 성분 요법이기 때문에, 해당 요법의 단계를 수행하기 위한 하나 이상의 지시가 고려되고 요구될 수 있다.

[0373] **예 46**

[0374] 일반적으로, 본 레이저 초음파, 예를 들어 레이저-파코, 펨토-파코, 통합 시스템의 실시예를 사용하여 절차를 수행할 때, 레이저 절차가 먼저 수행되고, 시스템이 재구성된 다음 초음파 절차인 수정체 유화술이 두 번째로 수행된다. 따라서 일반적으로 환자가 준비된 후 레이저 절차가 먼저 수행된다. 이러한 레이저 절차는 수정체 절개, 수정체 단편화, 각막 절개 및 절차뿐만 아니라, 본 명세서에서 논의되고 당업자에게 공지된 다른 레이저 절차를 포함할 수 있다. 그런 다음 아암과 레이저 헤드를 환자에게서 멀리 이동하여 통합 시스템을 신속하게 재구성한다. 따라서 시스템을 레이저 구성에서 초음파로, 예를 들어 수정체 유화술로 전환한 다음, 초음파 절차, 예를 들어 수정체 유화를 수행한다. 이러한 방식으로 수정체 유화는 동일한 시스템, 즉 통합 시스템의 레이저에 의해 처음으로 절단되거나 단편화된 눈과 수정체 재료에 수행된다. 수정체 유화술 절차가 완료되면 환자를 제거하고 통합 시스템을 신속하게 레이저 구성으로 다시 구성한다. 시스템은 레이저 구성과 파코 구성 사이에 신속하고 반복적으로 전환, 즉 재구성할 수 있다.

[0375] 비록 현재로서는 바람직하지 않지만, 시스템은 초음파 절차, 예를 들어 수정체 유화술이 수행된 후에 동일한 환자, 동일하거나 다른 눈에 대해 레이저 절차를 수행할 수 있는 능력을 가진다는 것을 이해해야 한다.

[0376] 전술한 실시예에 더하여, 그리고 이들 예를 촉진하기 위해서, 초음파 레이저 시스템을 갖고, 하우징을 갖고, 환자 위치 결정 시스템을 갖고, 제 1 구성요소 및 제 2 구성요소를 갖는 레이저 시스템이 제공되며; 제 1 구성요소는 치료 레이저 시스템과 기계적으로 연결되고, 제 2 구성요소가 치료 레이저 시스템과 기계적으로 연관되지 않아서, 제 2 구성요소는 치료 레이저 시스템으로부터 독립되어 있고 그에 따라 치료 레이저 시스템에 대해 자유롭게 이동하며; 제 1 구성요소, 제 2 구성요소 또는 둘 모두는 제 1 구성요소에 대한 제 2 구성요소의 상대 위치를 결정하도록 구성된다.

[0377] 또한, 치료 레이저 시스템; 치료 초음파 에너지를 제공하기 위한 수정체 유화 시스템; 및 안전 인터록을 갖는 레이저-초음파 시스템이 제공되어서, 수정체 유화 시스템이 작동 중일 때 레이저 시스템이 레이저를 발사하는 것을 방지한다.

[0378] 또한, 치료 레이저 시스템; 치료 초음파 에너지를 제공하기 위한 수정체 유화 시스템; 및 시스템에 통합된 현미경을 갖는 레이저-초음파 시스템이 제공된다.

[0379] 또한, 치료 레이저 시스템; 치료 초음파 에너지를 제공하기 위한 수정체 유화 시스템; 및 눈의 형상, 위치 및 구조를 결정하는 샤임플러그 카메라 수단을 갖는 레이저-초음파 시스템이 제공된다.

[0380] 또한, 다음 특징 중 하나 이상을 갖는 이들 레이저 시스템, 레이저-초음파 시스템, 레이저-파코 시스템, 펨토-파코 시스템, 방법 및 장치가 제공되며, 그 특징은: 레이저 시스템은 통합 초음파 시스템을 가지며; 초음파 시스템은 치료 레이저 하우징 내에 포함되며; 초음파 시스템은 수정체 유화 시스템이며; 초음파 시스템이 사용 중일 때 레이저가 발사될 수 없도록 하는 레이저 안전 인터록을 가지며; 치료 레이저 시스템은 펨토초 레이저 시스템이며; 초음파 시스템은 수정체 유화 시스템이며; 환자 위치 결정 시스템은 A/C 전자기 추적 시스템, 전자기 추적 시스템, 자이로스코프, 가속도계 및 자력계로 구성된 그룹에서 선택된 장치를 가지며; 환자 위치 결정 시스템은 나침반, 레이저 위치 억제 장치, 음파 위치 결정 장치, RFID 장치로 구성된 그룹에서 선택된 장치를 가지며; 치료 레이저 시스템은 하우징으로부터 연장되는 아암을 가지며; 치료 레이저 시스템은 하우징으로부터 연장되고 아암의 근위 단부에 레이저 전달 헤드를 갖는 아암을 가지며; 결정된 상대 위치는 2 차원 공간에 있으며; 결정된 상대 위치는 3차원 공간에 있으며; 환자 결정 시스템은 적어도 95%의 정확도를 가지며; 환자 결정 시스템은 적어도 98%의 정확도를 가지며; 환자 결정 시스템은 적어도 99%의 정확도를 가지며; 시스템은 환자 종축에 대한 아암의 각도를 결정하고, 각도에 적어도 부분적으로 기초하여 치료 레이저 빔 패턴을 조정하도록 구성되며; 각도는 정확도의 ±5도 이내로 결정되며; 각도는 정확도의 ± 3도 이내로 결정되고; 각도는 정확도의 ± 2도 이내로 결정되며; 환자 위치 결정 시스템의 제 2 구성요소는 환자 머리 받침대에 포함되며; 치료 레이저 시스템은 환자 위치 결정 시스템의 제 2 구성요소를 위한 충전 스테이션을 가지며; 상기 시스템은 PID를 가지며; PID는 메니스커스 인버터를 가지며; PID는 아암을 포함하고 아암은 진공 채널 및 식염수 채널을 정의하며; 상기 시스템은 4 개의 동공을 정의하는 광학 장치를 가지며, 레이저 빔 경로는 2 개의 동공을 통해 연장되

며; 동공은 동반성 텔로센트릭 동공(conjugate telocentric pupil)이다.

[0381] 또한, 레이저 빔 경로를 따라 치료 레이저 빔을 제공하기 위한 치료 레이저를 갖는 조립체; 치료 초음파 에너지를 제공하기 위한 수정체 유화 시스템; 및 조립체에 부착되고 원위 단부 및 근위 단부를 갖는 아암을 갖는 레이저-초음파 시스템이 제공되며, 원위 단부가 조립체에 부착되며; 근위 단부는 레이저 전달 헤드를 가지며; 아암은 레이저 빔 전달 경로의 일부를 포함하며; 조립체는 환자 위치에 대해 비스듬히 위치되며; 각도는 아암의 경도 축과 환자 축으로 정의되며; 각도는 30도 내지 320도이다.

[0382] 또한, 다음 특징 중 하나 이상을 갖는 이들 레이저 시스템, 레이저-초음파 시스템, 레이저-파코 시스템, 펨토-파코 시스템, 방법 및 장치가 제공되며; 그 특징들은 각도가 45º, 90º, 135º, 180º, 225º, 270º 및 315º로 구성된 각도 그룹에서 선택되며; 아암은 조립체 상의 피봇 포인트를 중심으로 아치형 운동을 하도록 구성되며; 아암은 수평 이동을 위해 구성되며, 이에 의해 아암은 조립체로부터 연장 가능하고 조립체로 수축 가능하며; 아암, 레이저 헤드, 또는 둘 모두는 수직 이동을 위해 구성되며; 아암이 있는 레이저 빔 경로의 레이저 빔은 시준되지 않으며; 아암을 갖는 레이저 빔 경로의 레이저 빔은 광섬유 내에 있으며; 4 개의 동공을 정의하는 광학기기를 가지며; 레이저 빔 경로는 4 개의 동공을 통해 연장되며; 동공은 동반성 텔로센트릭 동공이며; 조립체에 대한 환자 위치를 결정하기 위한 수단을 가지며; 환자 위치를 결정하기 위한 수단은 제 1 구성요소 및 제 2 구성요소를 가지며; 제 1 구성요소는 레이저-초음파 시스템과 기계적으로 연관되며; 제 2 구성요소는 치료 레이저 시스템에 부착되지 않고, 이에 의해 제 2 구성요소는 치료 레이저 시스템으로부터 독립되어 있고 그에 따라 치료 레이저 시스템에 대해 자유롭게 이동하며; 제 1 구성요소, 제 2 구성요소 또는 둘 모두는 제 1 구성요소에 대한 제 2 구성요소의 상대 위치를 결정하도록 구성되며; 치료 레이저-초음파 시스템은 환자 위치 결정 시스템의 제 2 구성요소를 위한 충전 스테이션을 가지며; 레이저 시스템과 수정체 유화 시스템이 통합되며; 레이저 시스템과 수정체 유화 시스템은 하우징 내에 포함되며; 조립체는 하우징 내에 포함되며; 수정체 유화 시스템이 사용 중일 때 레이저를 발사할 수 없도록 하는 레이저 안전 인터록을 가지며; 치료 레이저는 펨토초 레이저이다.

[0383] 또한, 레이저-초음파 시스템이 제공되며, 이 시스템은: 레이저 빔 경로를 따라 치료 레이저 빔을 제공하기 위한 치료 레이저; 치료 초음파 에너지를 제공하기 위한 수정체 유화 시스템; 및 4 개의 동공을 정의하는 광학기기를 포함하며, 레이저 빔 경로는 적어도 2 개의 공동을 통해 연장된다.

[0384] 또한, 다음 특징 중 하나 이상을 갖는 이들 레이저 시스템, 레이저-초음파 시스템, 레이저-파코 시스템, 펨토-파코 시스템, 방법 및 장치가 제공되며; 그 특징들은 동공에는 동반성 텔로센트릭 동공이 있으며; 치료 레이저와 수정체 유화 시스템이 통합되며; 치료 레이저 및 수정체 유화 시스템은 하우징 내에 포함되며; 초음파 시스템이 사용 중일 때 레이저가 발사될 수 없도록 하는 레이저 안전 인터록을 가지며; 치료 레이저 시스템은 펨토초 레이저 시스템이다.

[0385] 또한, 레이저-초음파 시스템이 제공되며, 이 시스템은 제 1 및 제 2 치료 레이저 빔을 제공하기 위한 수단을 가지며; 시스템은 레이저 빔 경로를 정의하는 광학기기를 가지며; 제1 및 제2 레이저 빔 경로는 레이저 빔 경로를 따라 이동하며; 제 1 치료 레이저 빔은 약 1,000 fs 내지 약 2000 fs의 펄스 폭을 가지며; 시스템은 제 1 치료 레이저 빔으로 렌즈 절단을 수행하기 위한 레이저 빔 전달 패턴을 가지며; 제 2 치료 레이저 빔은 약 100 fs 내지 약 500 fs의 펄스 폭을 가지며; 시스템은 제 2 치료 레이저 빔으로 각막 절단을 수행하기 위한 레이저 빔 전달 패턴을 가지며; 수정체 유화 시스템은 치료 초음파 에너지를 제공하기 위한 것이다.

[0386] 또한, 다음 특징 중 하나 이상을 갖는 이들 레이저 시스템, 레이저-초음파 시스템, 레이저-파코 시스템, 펨토-파코 시스템, 방법 및 장치가 제공되며; 그 특징들은 제 1 레이저 빔의 파장은 1030 nm이며; 제 2 레이저 빔의 파장은 1030 nm이며, 반복율은 320 kHz 이하이다.

[0387] 또한 다음 특징 중 하나 이상을 갖는 이들 레이저 시스템, 레이저-초음파 시스템, 레이저-파코 시스템, 펨토-파코 시스템, 방법 및 장치가 제공되며; 그 특징들은 샤임플러그 카메라 수단은 n 개의 카메라를 가지며; 적어도 n-1 개의 카메라는 30도 내지 320도의 임의의 환자 각도에서 환자의 눈에 대한 시야를 가리고 있으며; 여기서 n은 5이고 n은 6이며; 카메라는 적어도 40도의 간격을 가진다.

[0388] 또한, 레이저-초음파 시스템이 제공되며, 이 시스템은 환자에게 치료 레이저 빔을 제공하기 위한 제 1 구성; 환자에게 수정체 유화술 절차를 수행하기 위한 제2 구성을 가지며; 제 1 구성으로부터 제 2 구성으로의 전환은 5분 미만이 소요된다.

[0389] 또한, 다음 특징 중 하나 이상을 갖는 이들 레이저 시스템, 레이저-초음파 시스템, 레이저-파코 시스템, 펨토-

파코 시스템, 방법 및 장치가 제공되며; 그 특징들은 레이저로부터 파코로의 전이는 3 분이며; 레이저로부터 파코로의 전환은 2 분 미만이며; 레이저로부터 파코로의 전환은 1 분 미만이며; 레이저로부터 파코로의 전환은 45 초 미만이며; 레이저로부터 파코로의 전환은 약 30 초이며; 레이저로부터 파코로의 전환은 약 1 분 내지 30 초이다.

[0390] 또한, 다음 특징 중 하나 이상을 갖는 이들 레이저 시스템, 레이저-초음파 시스템, 레이저-파코 시스템, 펨토-파코 시스템, 방법 및 장치가 제공되며; 그 특징들은 펨토 레이저로부터 파코로의 전환은 3 분 미만이며; 펨토 레이저로부터 파코로의 전환은 2 분 미만이며; 펨토 레이저로부터 파코로의 전환은 1 분 미만이며; 펨토 레이저로부터 파코로의 전환은 45 초 미만이며; 펨토 레이저로부터 파코로의 전환은 약 30 초이며; 펨토 레이저로부터 파코로의 전환은 약 1 분 내지 30초이다.

[0391] 또한, 레이저-초음파 시스템이 제공되며: 상기 시스템은 설치 공간 및 체적을 정의하는 조립체를 가지며; 조립체는 치료 레이저 시스템 및 치료 초음파 에너지를 제공하기 위한 수정체 유화 시스템을 가지며; 설치 공간은 1,500 제곱인치 미만이다.

[0392] 또한 다음 특징 중 하나 이상을 갖는 이들 레이저 시스템, 레이저-초음파 시스템, 레이저-파코 시스템, 펨토-파코 시스템, 방법 및 장치가 제공되며; 그 특징들은 설치 공간은 약 33 인치 x 약 22 인치이며; 설치 공간은 약 35 인치 이하이며, 설치 공간은 약 35 인치 이하 x 약 35 인치 이하이며; 설치 공간은 약 400 제곱인치 내지 약 800 제곱인치이며; 체적은 약 40 ft^3 미만이며; 체적은 약 35 ft^3 미만이며; 체적은 약 30ft^3 미만이며; 체적은 약 25ft^3 미만이고; 체적은 약 20 ft^3 미만이다.

[0393] 또한, 치료 레이저 시스템을 갖는 레이저-초음파 시스템이 제공되며: 상기 치료 레이저 시스템은 근위 단부를 갖는 아암; 아암의 근위 단부에 부착된 레이저 헤드; 치료 레이저 시스템을 작동하기 위한 전자기기; 수정체 유화 시스템을 작동시키기 위한 전자기기를 갖는 치료 초음파 에너지를 제공하기 위한 수정체 유화 시스템; 그리고 수정체 유화 시스템용 전자기기 및 치료 레이저 시스템 전자 장치로부터 전기적으로 절연된 레이저 헤드를 가진다.

[0394] 또한, 치료 레이저 빔을 제공하기 위한 치료 레이저 빔; 및 레이저 빔 경로를 정의하기 위한 광학 조립체를 갖는 레이저 시스템이 제공되며; 레이저 빔 경로가 300 ㎜보다 길며; 이로써 레이저 빔 패턴의 연장 없이 레이저 빔 패턴이 레이저 빔 경로를 따라 전송된다.

[0395] 추가적으로, 치료 레이저 빔을 제공하기 위한 치료 레이저 빔; 및 레이저 빔 경로를 정의하기 위한 광학 조립체를 갖는 레이저 시스템이 제공되며, 여기서 레이저 빔 경로는 300 ㎜보다 길며, 이로써 레이저 빔 패턴은 파면 오류 없이 레이저 빔 경로를 따라 전송된다.

[0396] 또한, 치료 레이저 빔을 제공하기 위한 치료 레이저 빔; 및 레이저 빔 경로를 정의하기 위한 광학 조립체를 갖는 레이저 시스템이 제공되며, 여기서 레이저 빔 경로는 300 ㎜보다 길며; 이로써 레이저 빔 패턴은 수차가 없는 레이저 빔 경로를 따라 전송된다.

[0397] 또한, 다음 특징 중 하나 이상을 갖는 이들 레이저 시스템, 레이저-초음파 시스템, 레이저-파코 시스템, 펨토-파코 시스템, 방법 및 장치가 제공되며: 그 특징은 레이저가 펨토초 레이저이며, 통합 수정체 유화 시스템을 추가로 가진다.

[0398] 또한, 하나 이상의 특징; 즉 홍채 등록 장치를 갖는 이들 레이저 시스템, 레이저-초음파 시스템, 레이저-파코 시스템, 펨토-파코 시스템, 방법 및 장치가 제공된다.

[0399] 또한, 다음 특징 중 하나 이상을 갖는 이들 레이저 시스템, 레이저-초음파 시스템, 레이저-파코 시스템, 펨토-파코 시스템, 방법 및 장치가 제공되며; 그 특징들은 초음파 시스템과 레이저 시스템 사이의 데이터 및 정보가 교환되며; 정보는 백내장 등급을 가지며; 레이저 시스템으로부터의 정보는 권장된 초음파 에너지를 제공하는데 사용된다.

[0400] 또한, 다음 특징 중 하나 이상을 갖는 이들 레이저 시스템, 레이저-초음파 시스템, 레이저-파코 시스템, 펨토-파코 시스템, 방법 및 장치가 제공되며; 그 특징들은 초음파 시스템과 레이저 시스템 사이의 데이터 및 정보는 교환되며; 정보는 백내장의 등급을 가진다.

[0401] 또한, 다음 특징 중 하나 이상: 즉 OCT 이미징 수단을 갖는 이들 레이저 시스템, 레이저-초음파 시스템, 레이저-파코 시스템, 펨토-파코 시스템, 방법 및 장치가 제공된다.

[0402] 추가로, 다음 특징 중 하나 이상을 갖는 이들 레이저 시스템, 레이저-초음파 시스템, 레이저-파코 시스템, 펨토-파코 시스템, 방법 및 장치가 제공되며; 그 특징들은 시스템이 설치 공간 크기를 가지며; 설치 공간 크기는 35 x 35 인치 미만, 35 x 25 인치 미만, 약 35 x 25 인치, 약 33 x 22 인치, 및 약 400 제곱인치 내지 약 800 제곱인치로 구성된 크기 그룹에서 선택된다.

[0403] 또한, 다음 특징 중 하나 이상을 갖는 이들 레이저 시스템, 레이저-초음파 시스템, 레이저-파코 시스템, 펨토-파코 시스템, 방법 및 장치가 제공되며; 그 특징들은 레이저 빔 경로에 위치된 레이저 헤드에 캡을 가짐으로써 레이저가 작동 가능한 구성에 있지 않을 때 광학 구성요소가 보호된다.

[0404] 이들 레이저 시스템, 레이저-초음파 시스템, 레이저-파코 시스템, 펨토-파코 시스템 중 임의의 것으로 레이저 작업 및 수정체 유화 작업을 수행하는 방법이 추가로 제공된다.

[0405] 또한, 다음 특징 중 하나 이상을 갖는 이들 레이저 시스템, 레이저-초음파 시스템, 레이저-파코 시스템, 펨토-파코 시스템, 방법 및 장치가 제공되며; 그 특징들은 외과용 현미경이 시스템 하우징에 부착되고 제어 시스템과 데이터 통신하고, 제어 통신하고 데이터 통신 및 제어 통신하며; 수술용 현미경은 시스템 하우징과 통합되며, 외과 현미경은 레이저, 예를 들어 펨토 또는 초음파, 예를 들어 파코 모드 및 절차에서 치료 레이저 시스템으로부터의 명령, 보기(예를 들어, 디지털 오버레이)를 수용할 수 있다.

[0406] 또한, 다음 특징 중 하나 이상을 갖는 이들 레이저 시스템, 레이저-초음파 시스템, 레이저-파코 시스템, 펨토-파코 시스템, 방법 및 장치가 제공되며; ㄱ됩니그 특징들은 시스템이 시스템 하우징에 부착되고 제어 시스템과 데이터 통신하고, 제어 통신하고 데이터 통신 및 제어 통신하며; 3D 보기 시스템은 시스템 하우징과 통합되며; 3D 시스템은 레이저, 예를 들어 펨토 또는 초음파, 예를 들어 파코 모드 및 절차에서 치료 레이저 시스템으로부터의 명령, 보기(예를 들어, 디지털 오버레이)를 수용할 수 있다.

[0407] **제목 및 실시예**

[0408] 본 명세서에서 제목의 사용은 명확성, 참조를 위한 것이며 어떤 식으로든 제한을 위한 것이 아니라는 것을 이해해야 한다. 따라서, 제목 아래에 설명된 공정 구성 및 개시는 다양한 예를 포함한, 본 명세서 전체의 맥락에서 읽어야 한다. 본 명세서에서 제목의 사용은 본 발명에 제공된 보호 범위를 제한하지 않아야 한다.

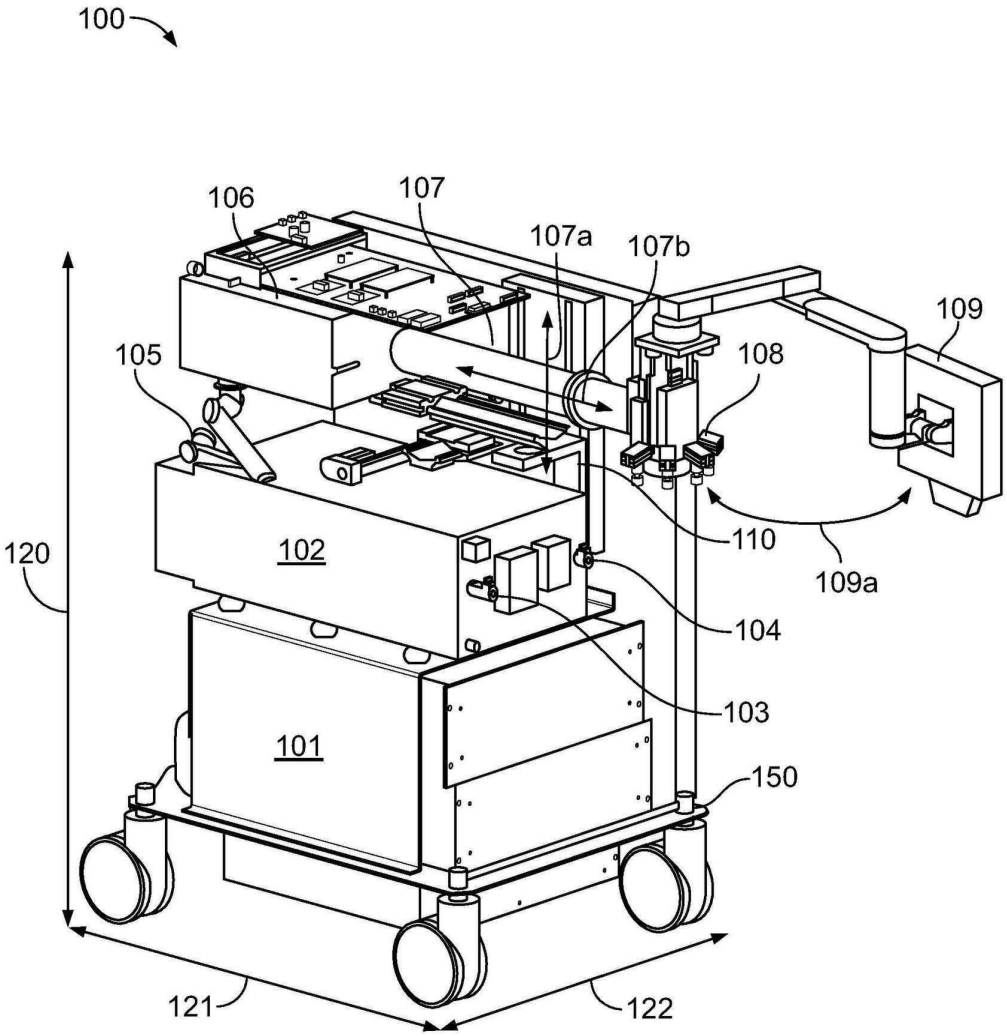
[0409] 본 발명의 실시예의 요지 또는 본 발명의 실시예와 관련된 신규하고 획기적인 공정, 레이저 작동 및 레이저 패턴, 향상되고 개선된 버젼, 또는 다른 유익한 특징 및 속성의 기초가 되는 이론을 제공하거나 다룰 필요가 없다는 점에 유의한다. 그럼에도 불구하고, 본 분야의 기술을 더욱 발전시키기 위해서 다양한 이론이 본 명세서에서 제공된다. 이 명세서에 제시된 이론은 달리 명시적으로 언급되지 않는 한 어떤 식으로든, 청구된 발명에 부여되는 보호 범주를 한정하거나 제한하거나 좁히지 않는다. 이들 이론은 본 발명을 활용하기 위해서 요구되거나 실행되지 않는 경우가 많다. 또한, 본 발명은 본 발명의 방법, 레이저 패턴, 레이저 수술, 눈의 기능, 장치 및 시스템의 기능-특징을 설명하기 위한 새롭고 지금까지 공지되지 않은 이론으로 이어질 수 있으며; 이후에 발전된 이론은 본 발명에 부여된 보호 범주를 제한하지 않아야 함을 이해해야 한다.

[0410] 본 명세서에 기재된 장치, 시스템, 레이저 샷 패턴, 활동 및 작업의 다양한 실시예는 도면의 실시예 및 본 명세서에 개시된 것들에 더하여 다양한 측정, 진단, 외과 및 치료 레이저 시스템과 함께, 그들에 또는 그들에 의해 사용될 수 있다. 본 명세서에 기재된 장치, 시스템, 레이저 샷 패턴, 활동 및 작업의 다양한 실시예는 미래에 개발될 수 있는 다른 측정, 진단, 수술 및 치료 시스템과 함께; 본 명세서의 교시에 기초하여 부분적으로 수정될 수 있는 기존의 측정, 진단, 수술 및 치료 레이저 시스템과 함께; 그리고 다른 유형의 측정, 진단, 수술 및 치료 시스템과 함께 사용될 수 있다. 또한, 본 명세서에 기재된 장치, 시스템, 레이저 샷 패턴, 활동 및 작업의 다양한 실시예는 서로 상이하고 다양한 조합으로 사용될 수 있다. 따라서, 예를 들어, 본 명세서의 다양한 실시예에서 제공되는 구성은 서로 사용될 수 있다. 예를 들어, A, A', B를 갖는 실시예의 구성요소와 A'', C 및 D를 갖는 실시예의 구성요소는 본 명세서의 교시에 따라서 다양한 조합, 예를 들어 A, C, D 그리고 A, A'', C 및 D 등으로 서로 사용될 수 있다. 따라서, 본 발명에 제공된 보호 범주는 특정 실시예, 예, 또는 특정 도면의 실시예에 기재된 특정 실시예, 구성 또는 배열로 제한되어서는 안 된다.

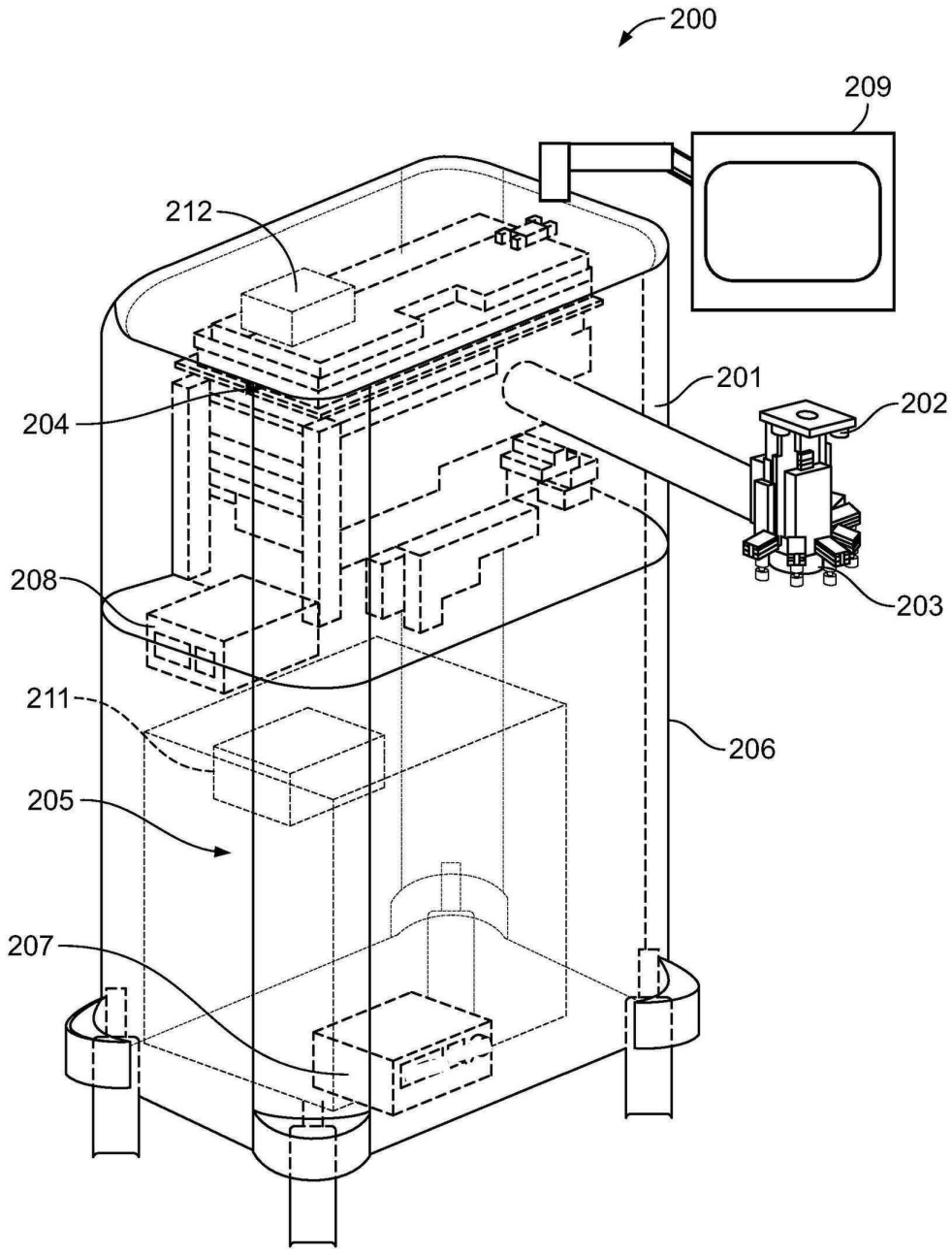
[0411] 본 발명은 본 발명의 사상 또는 본질적인 특성을 벗어나지 않고 본 명세서에 구체적으로 개시된 것과 다른 형태로 구현될 수 있다. 설명된 실시예는 모든 면에서 제한적인 것이 아닌 단지 예시적인 것으로 간주되어야 한다.

도면

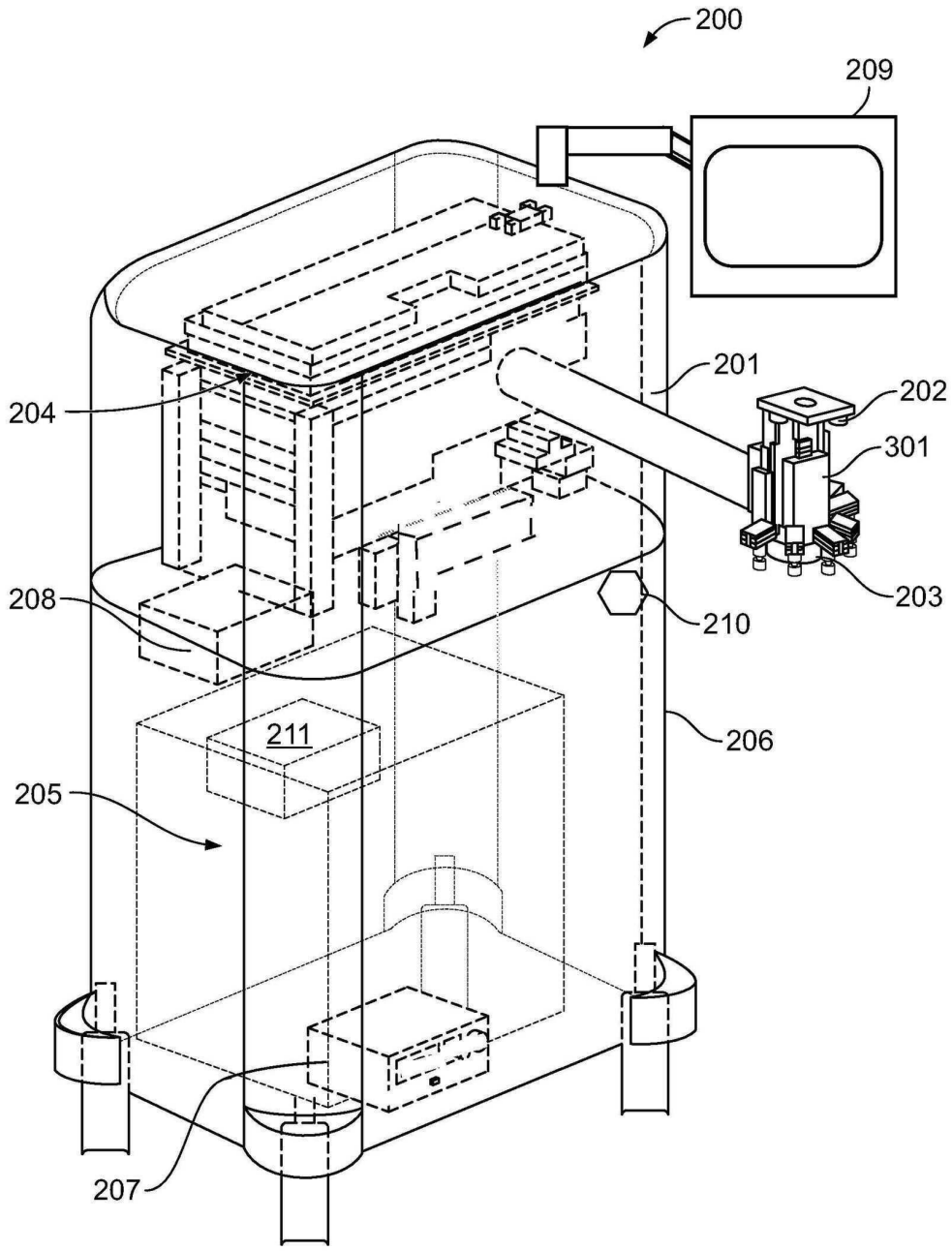
도면1


100
106
107
107a
107b
109
105
108
120
102
110
109a
104
103
101
150
121
122

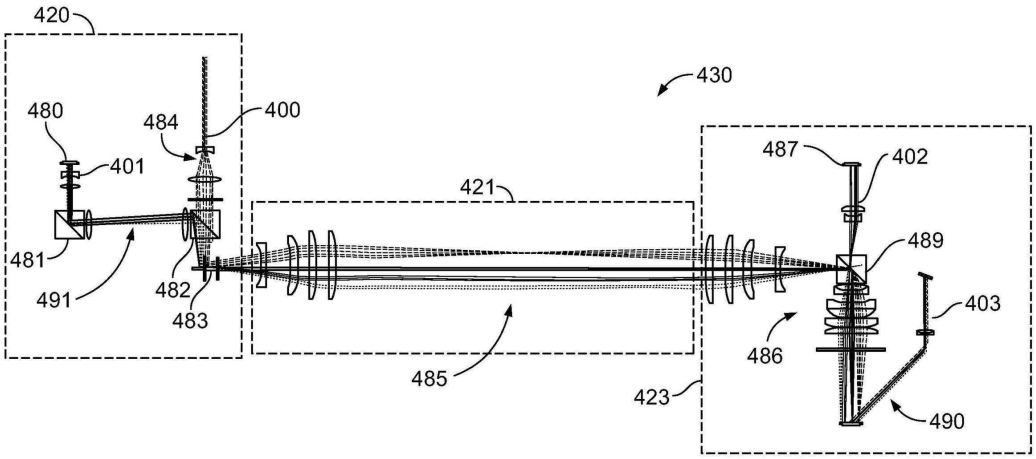
도면2



도면3

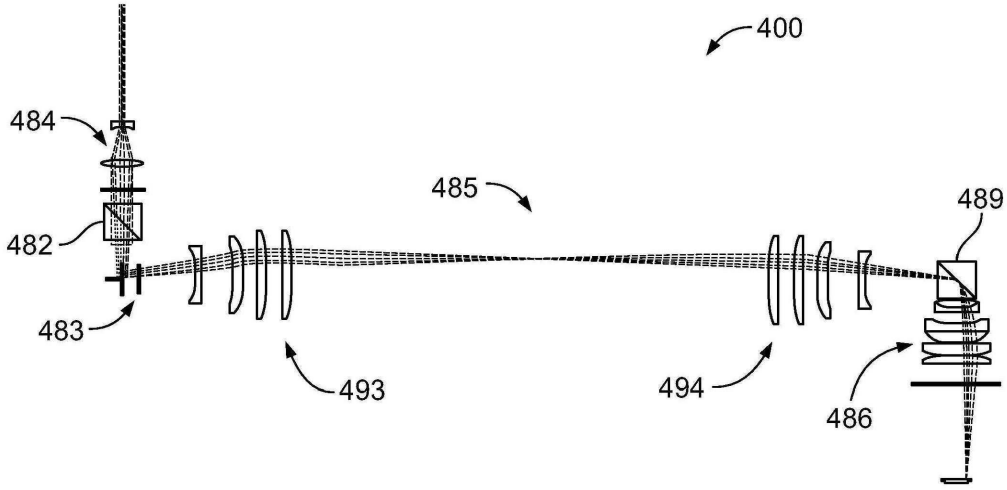


도면4

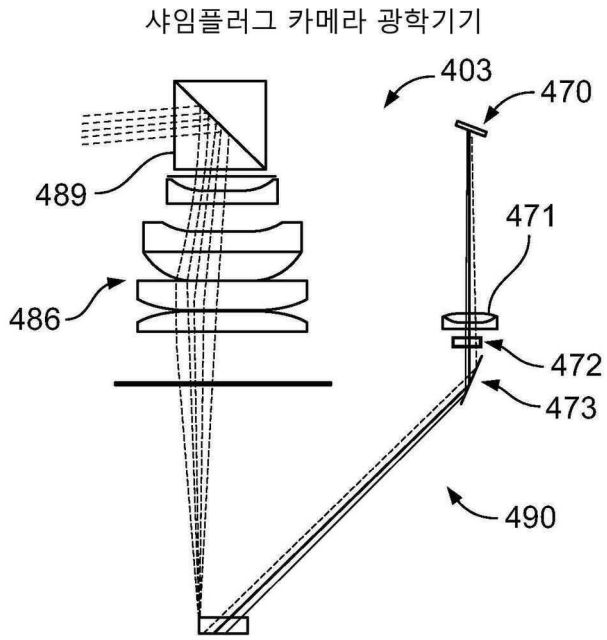


도면4a

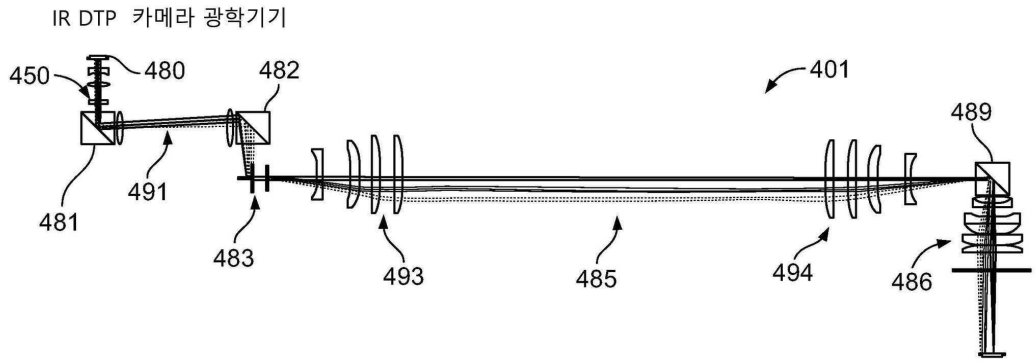
레이저/SLD 빔 전달 광학기기



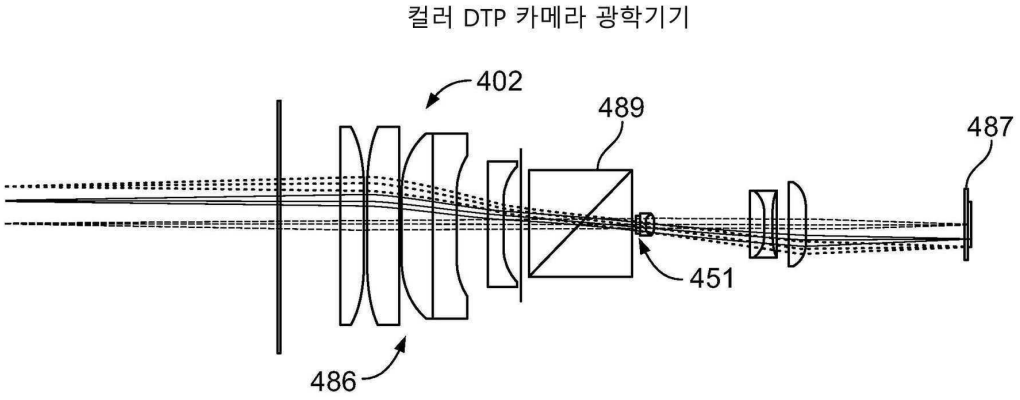
도면4b



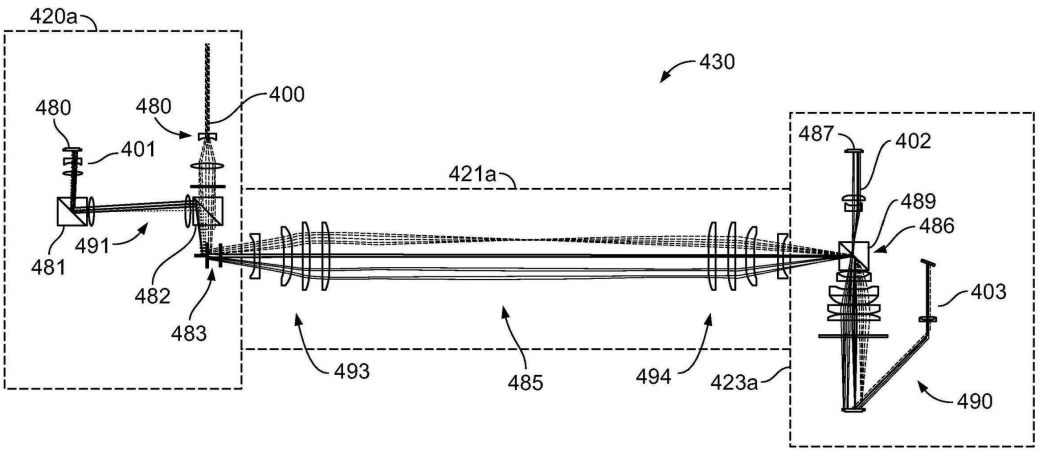
도면4c



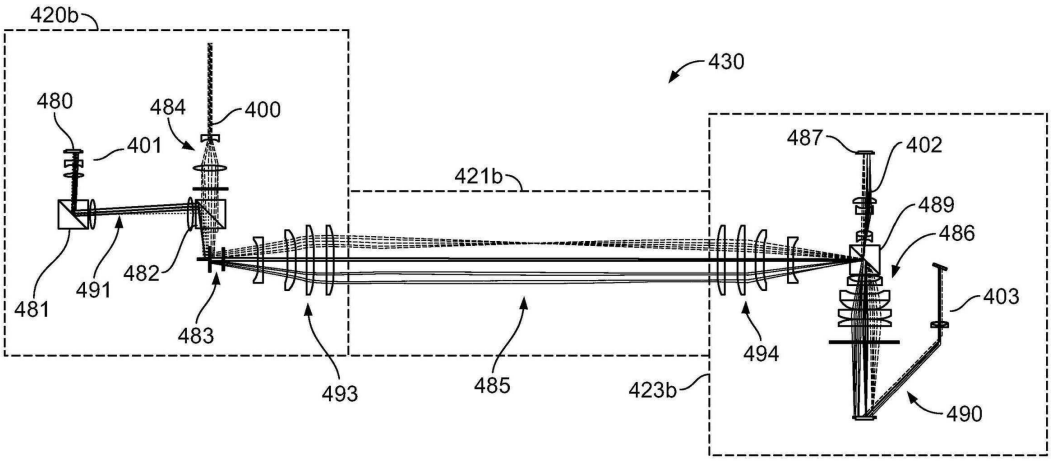
도면4d



도면4e

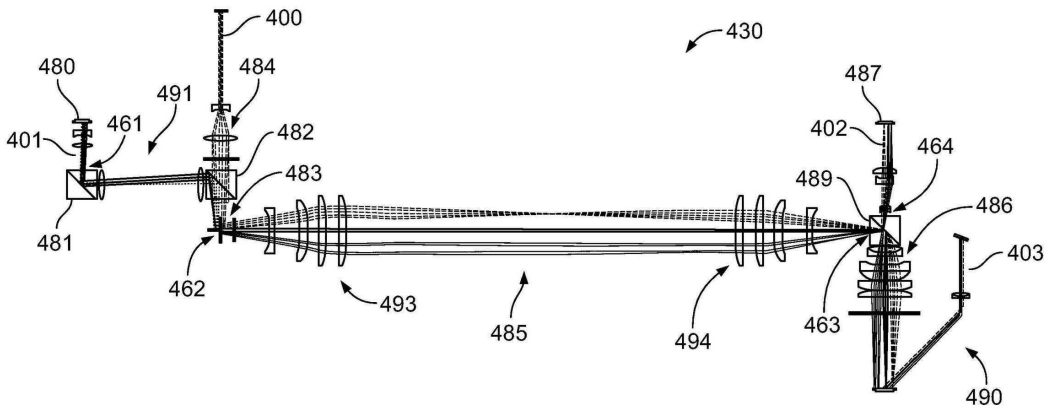


도면4f

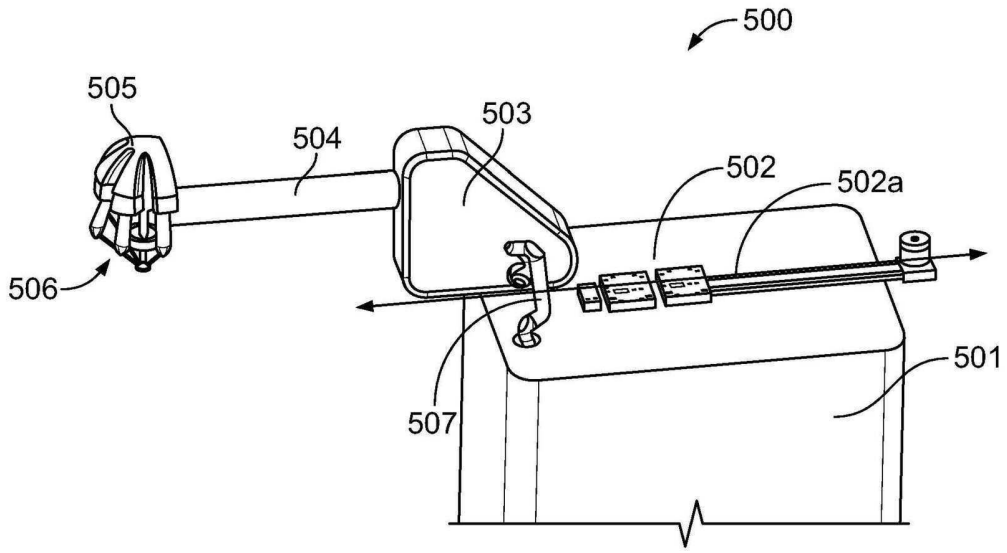


도면4g

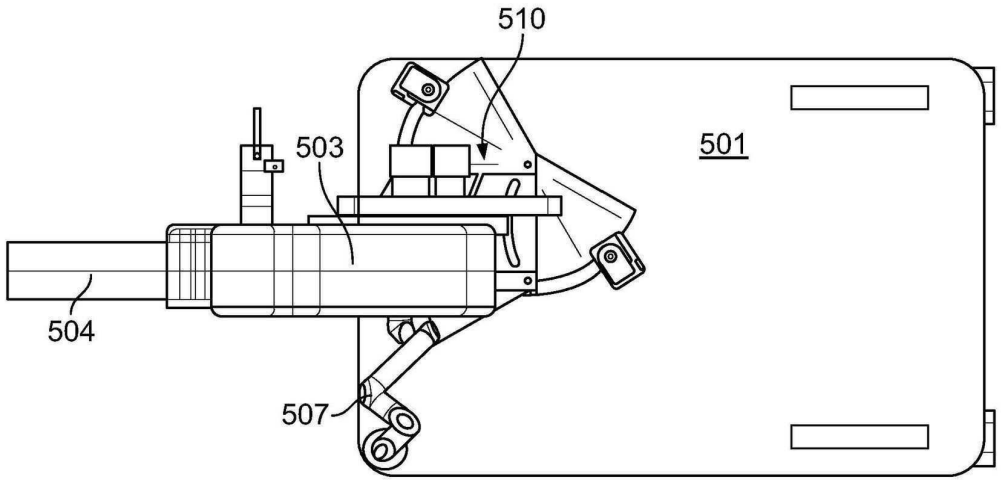
동반성 텔레센트릭 동공 위치



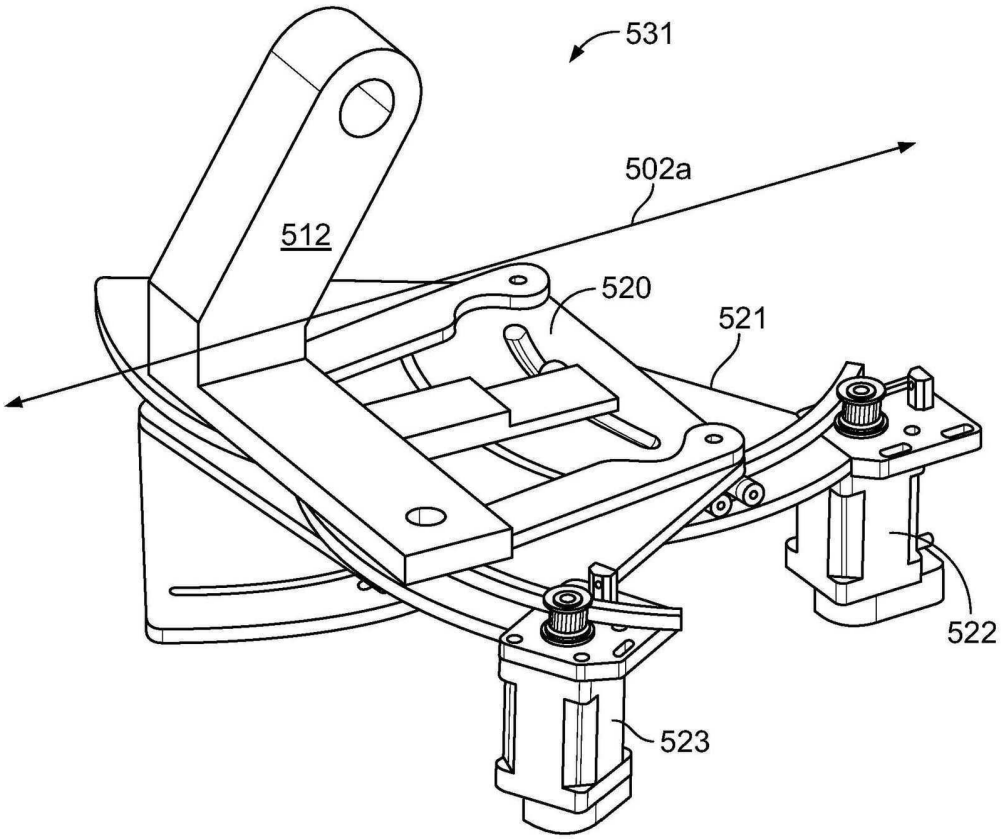
도면5



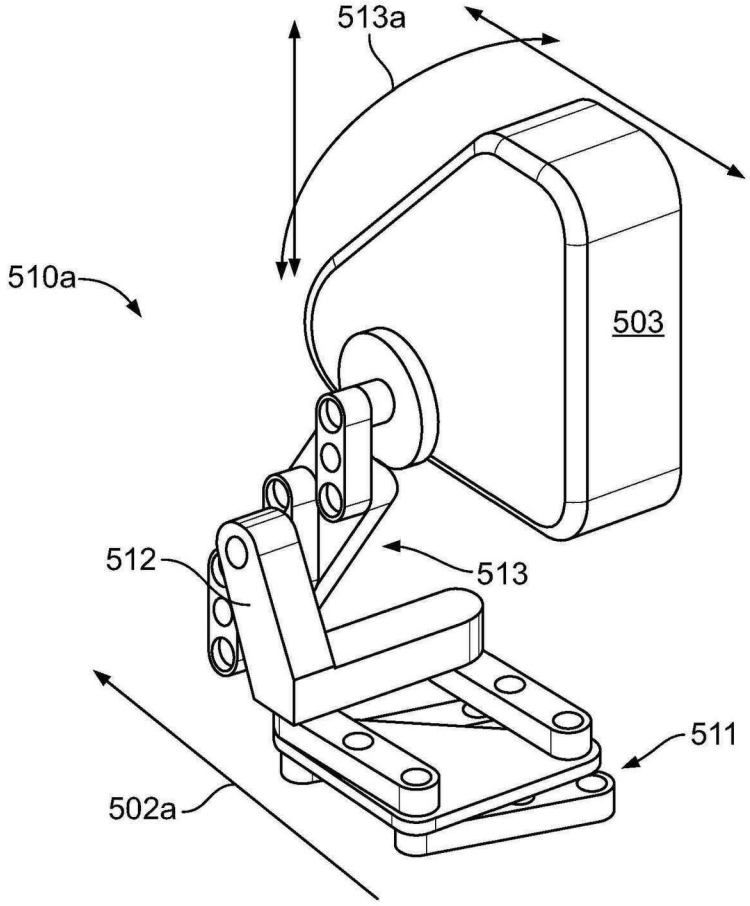
도면5a



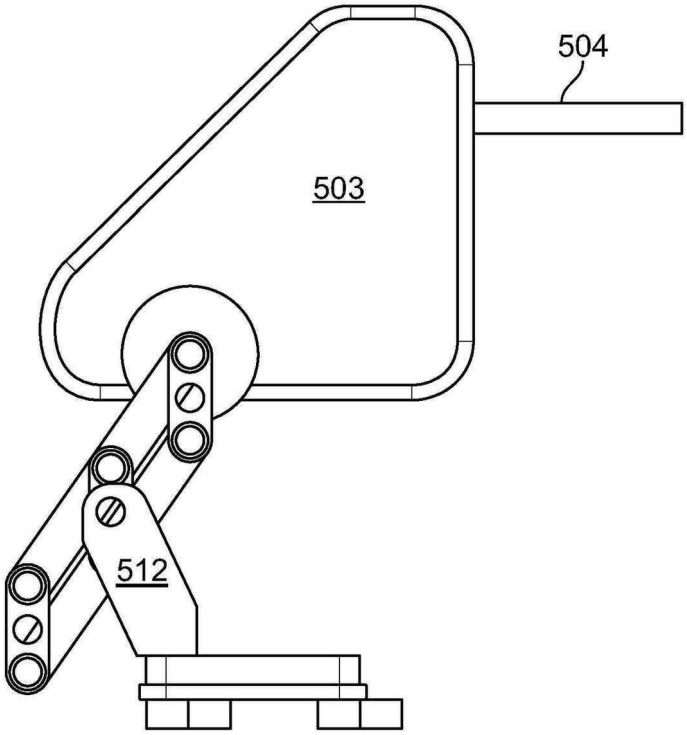
도면5b



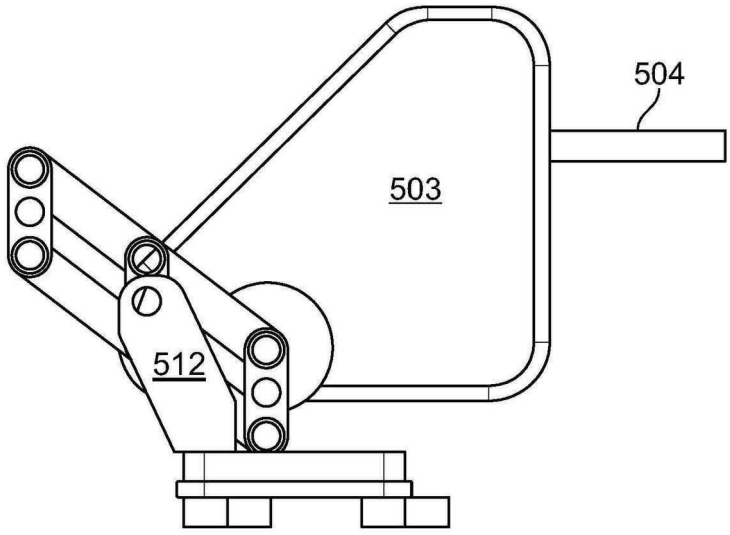
도면5c



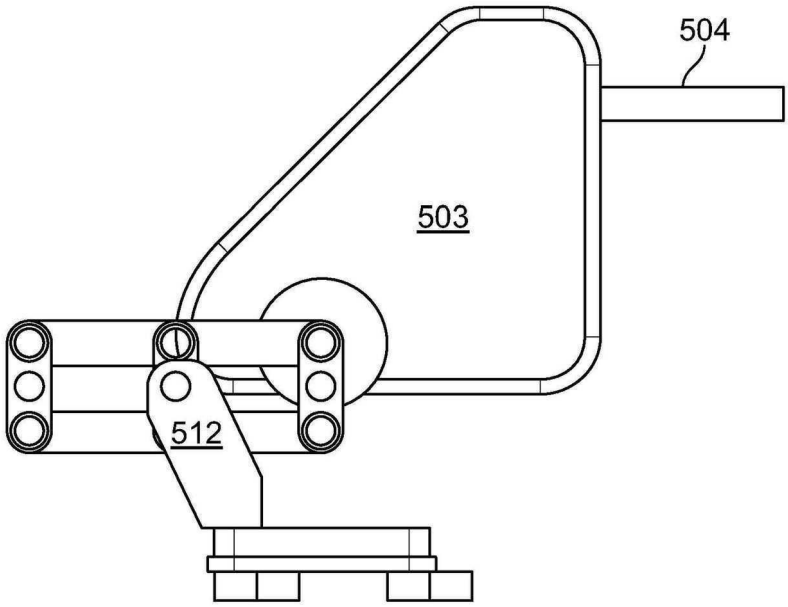
도면5d



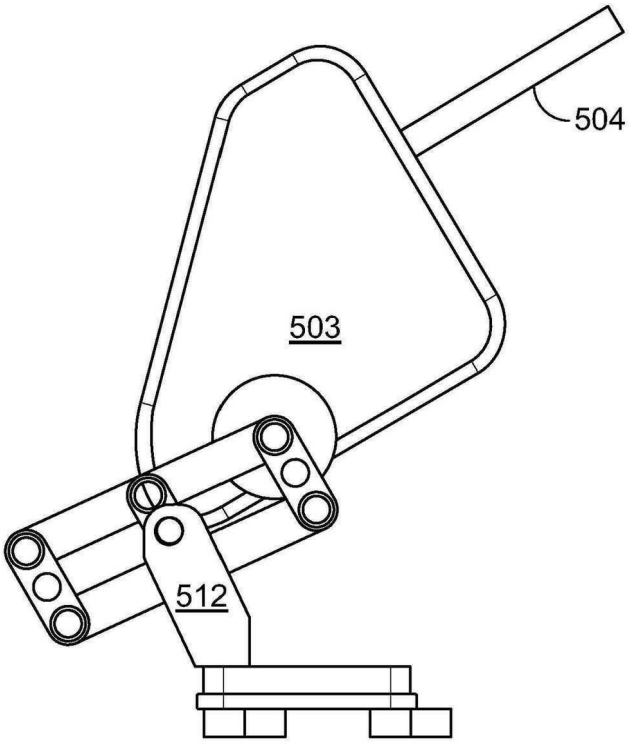
도면5e



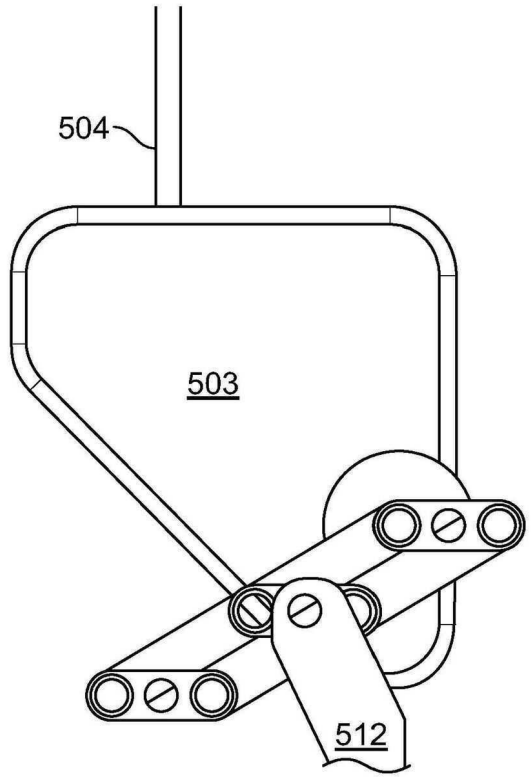
도면5f



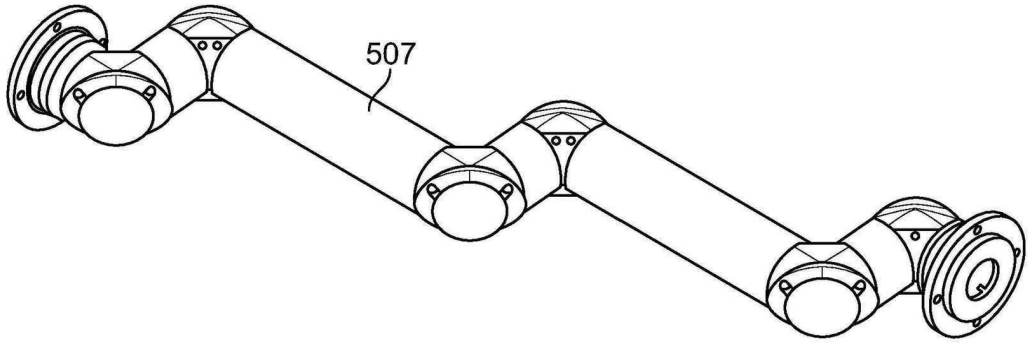
도면5g



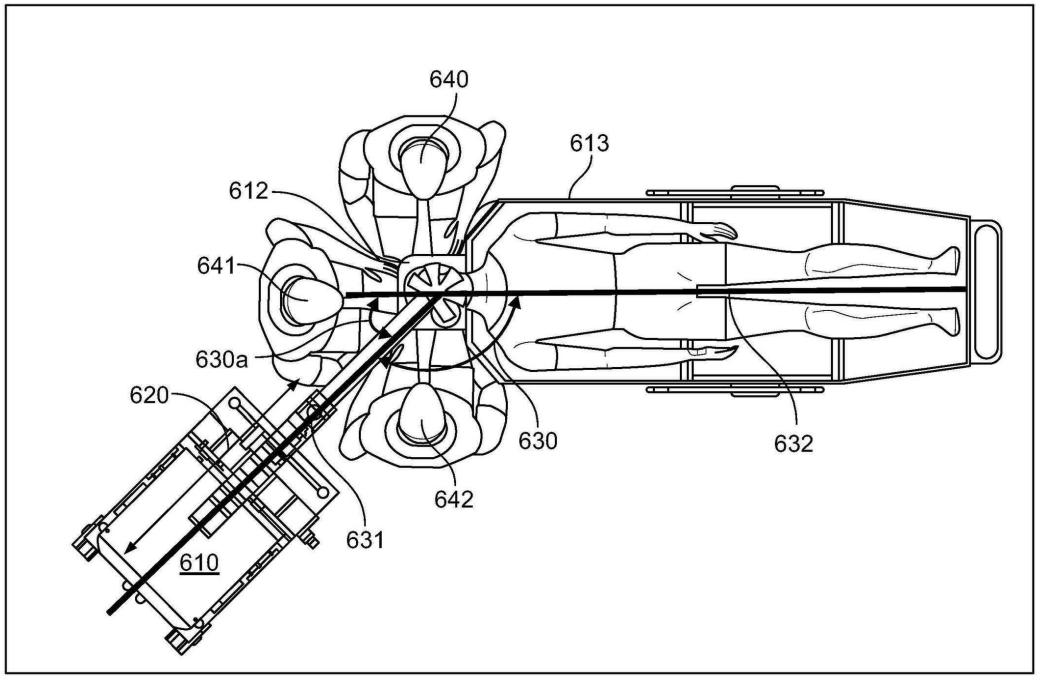
도면5h



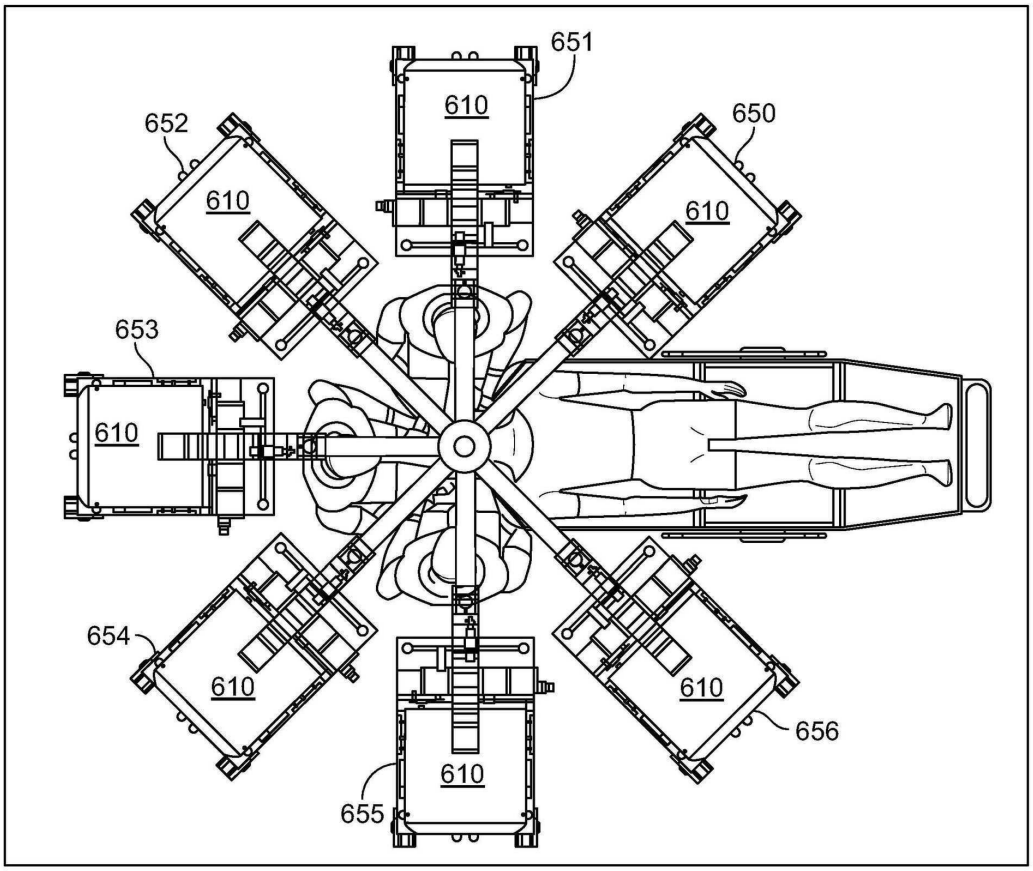
도면5i



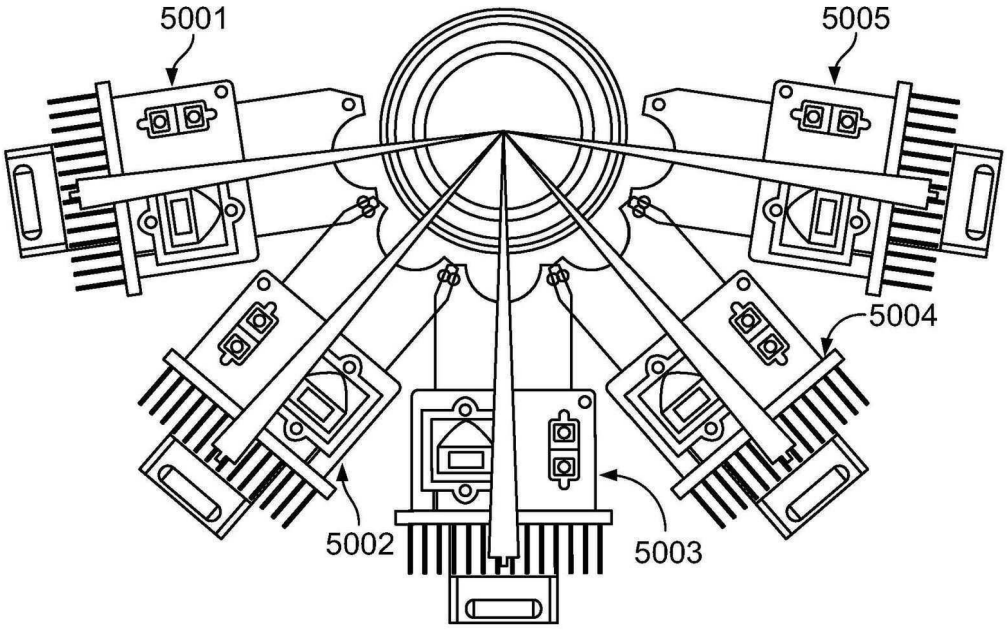
도면6


640
613
612
641
630a
620
630
632
642
631
610

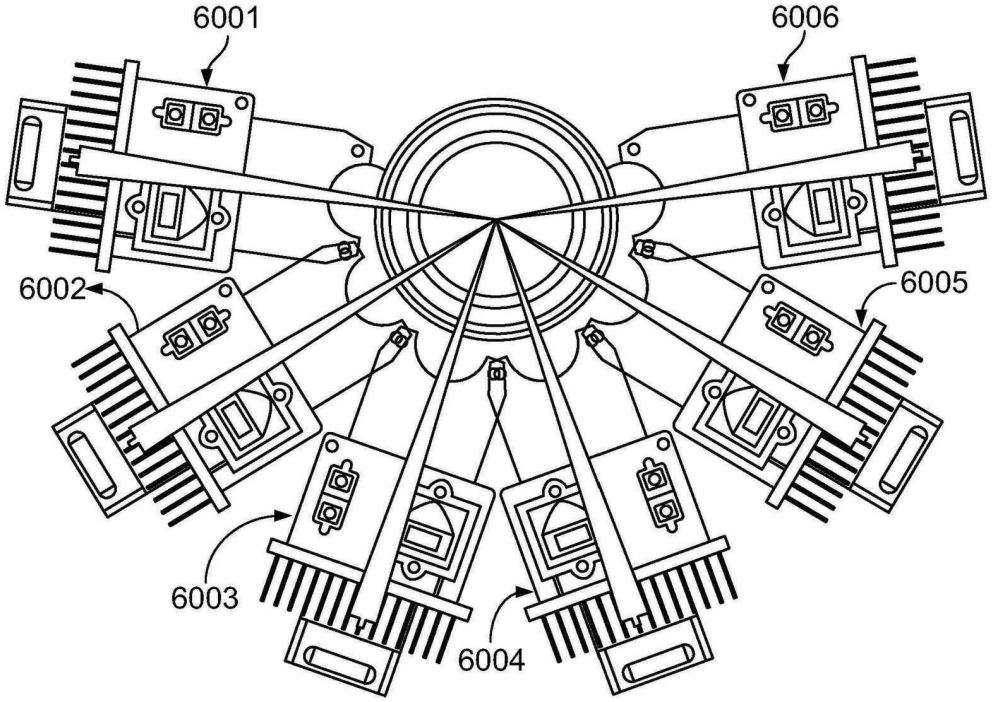
도면7


651
610
652
650
610
610
653
610
654
610
610
656
610
655

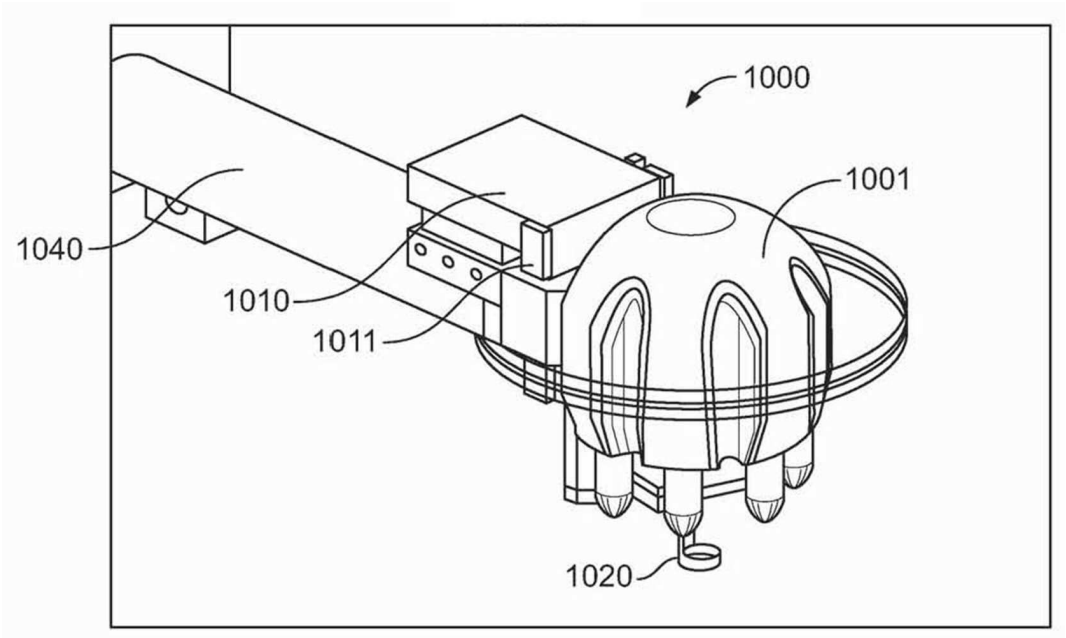
도면8



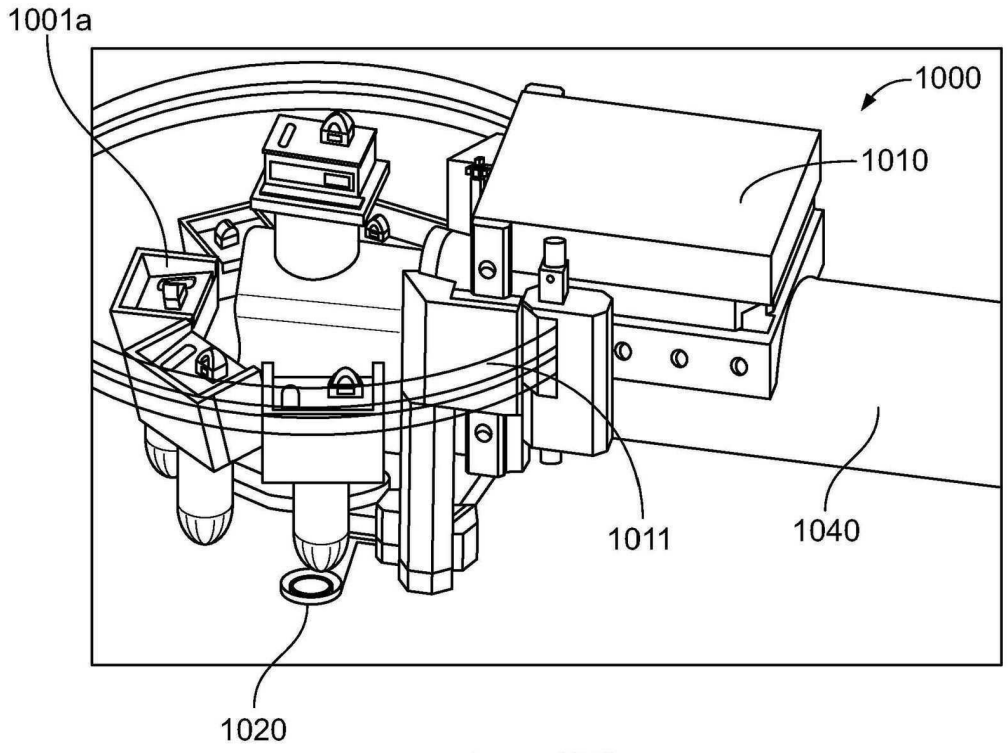
도면9



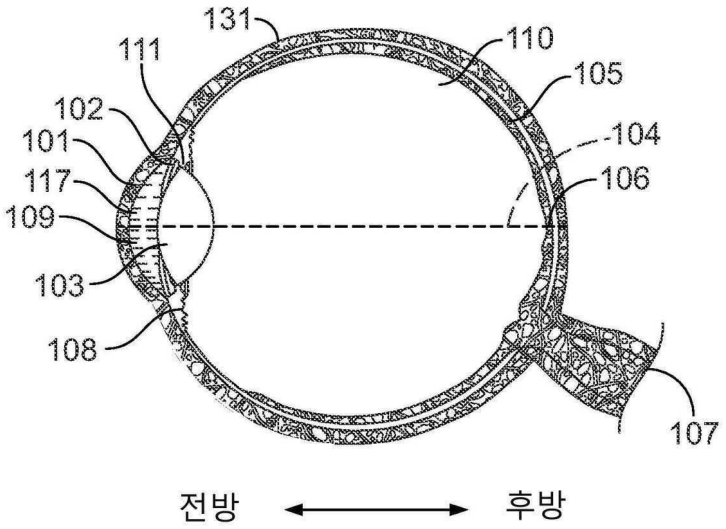
도면10a



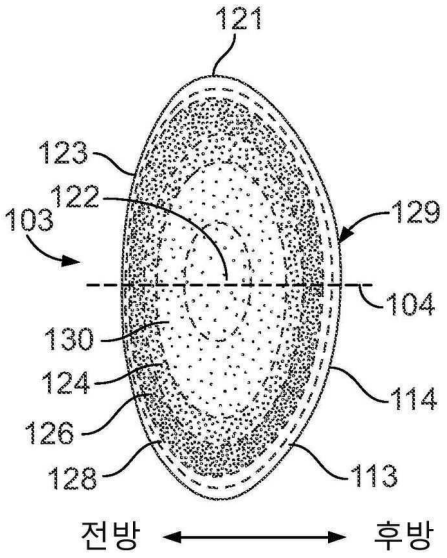
도면10b



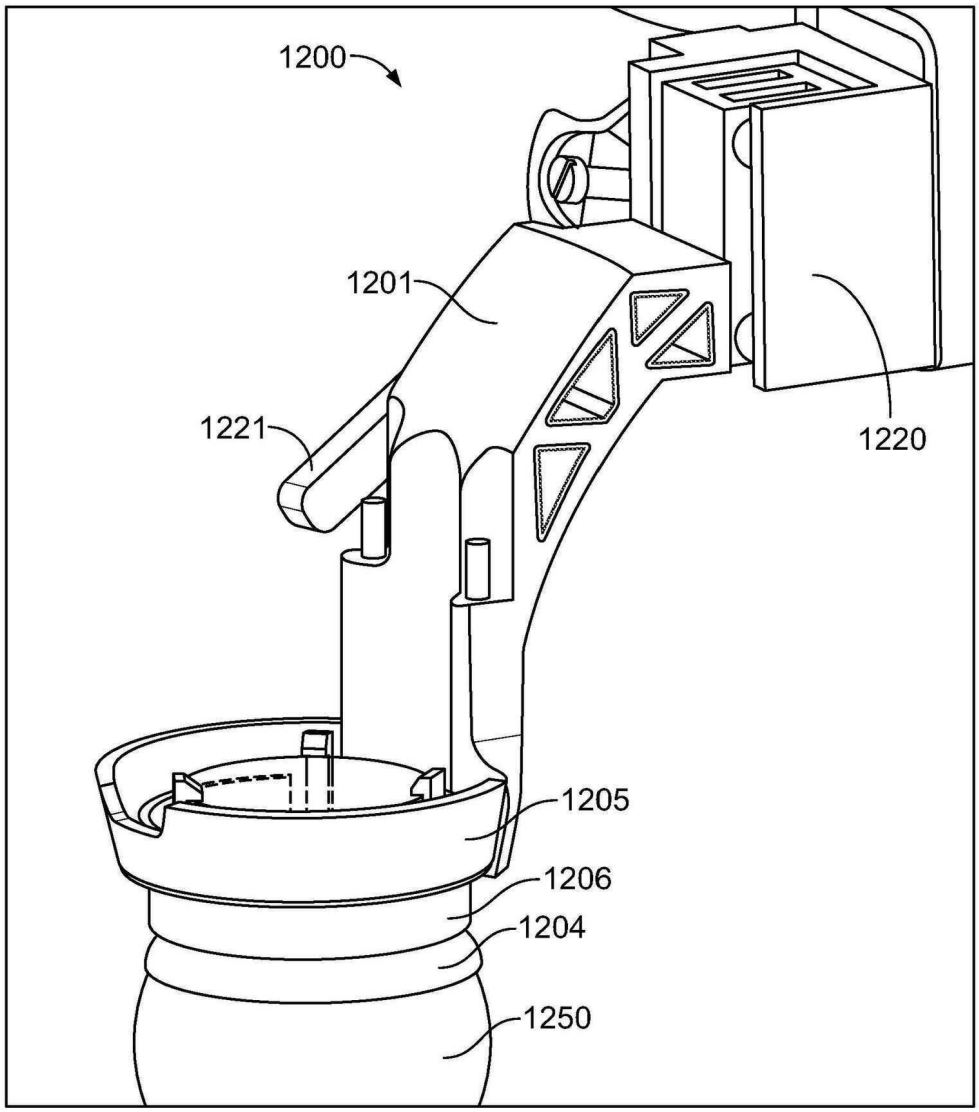
도면11


131
111
110
105
102
101
104
117
106
109
103
108
107
전방
후방

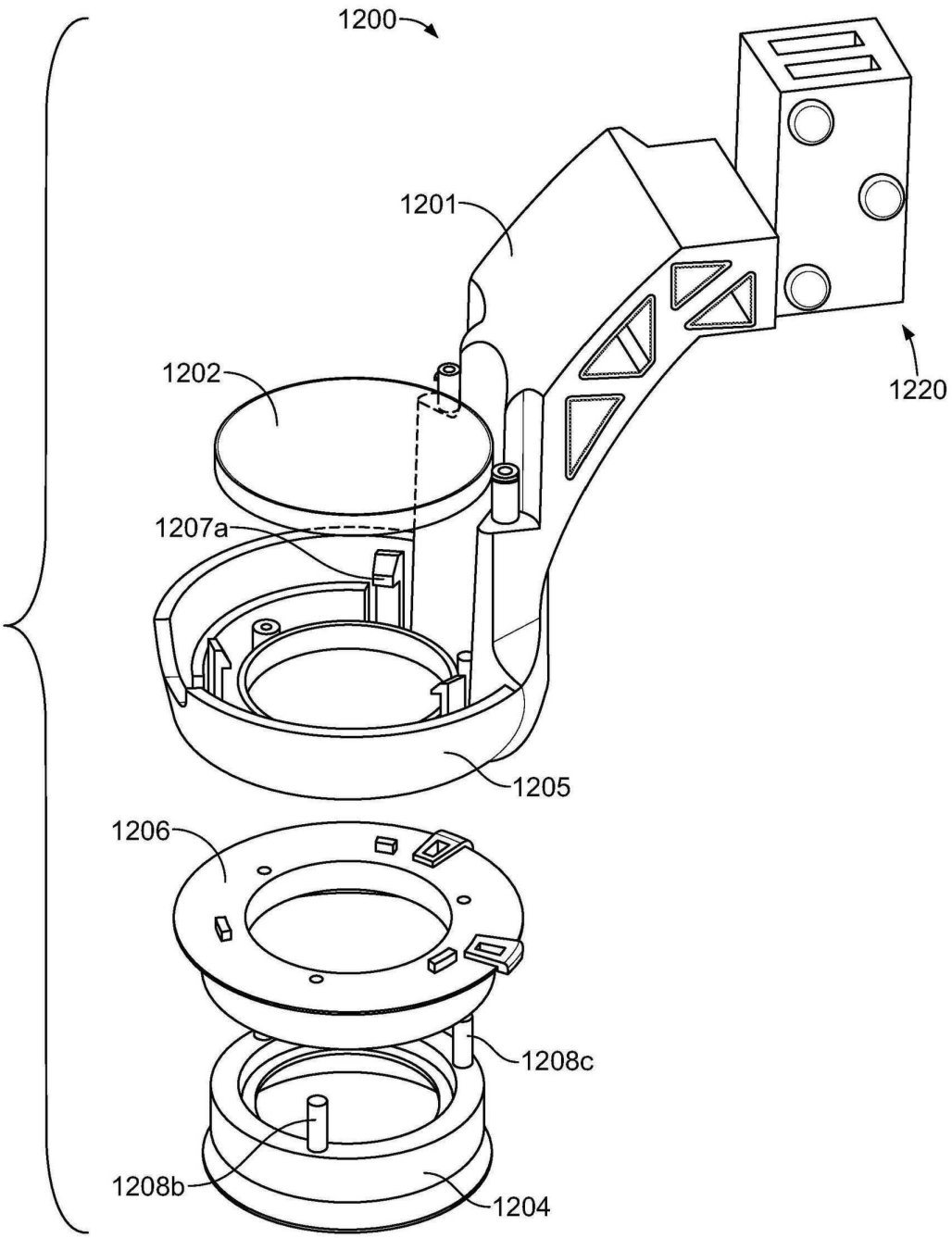
도면11a


121
123
122
103
129
104
130
124
114
126
128
113
전방
후방

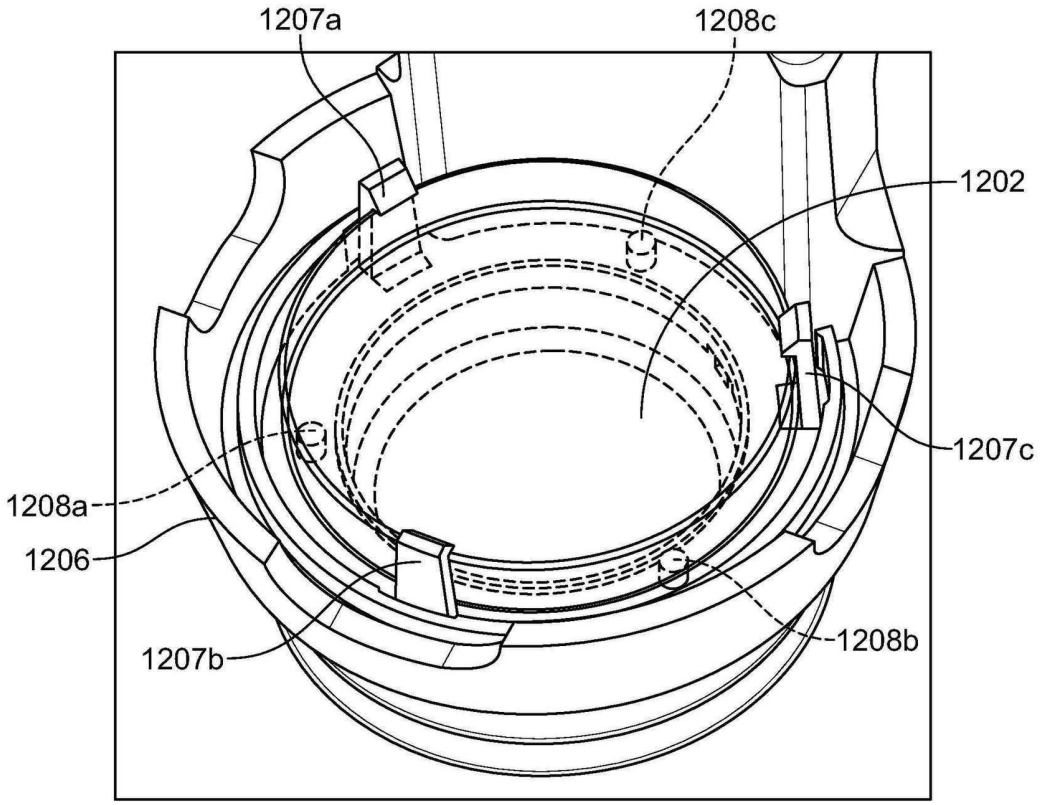
도면12a



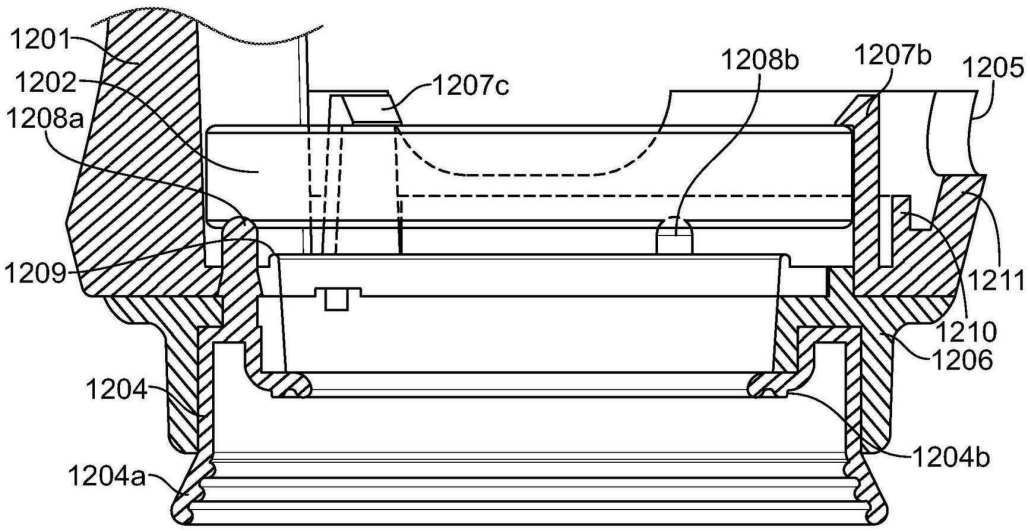
도면12b



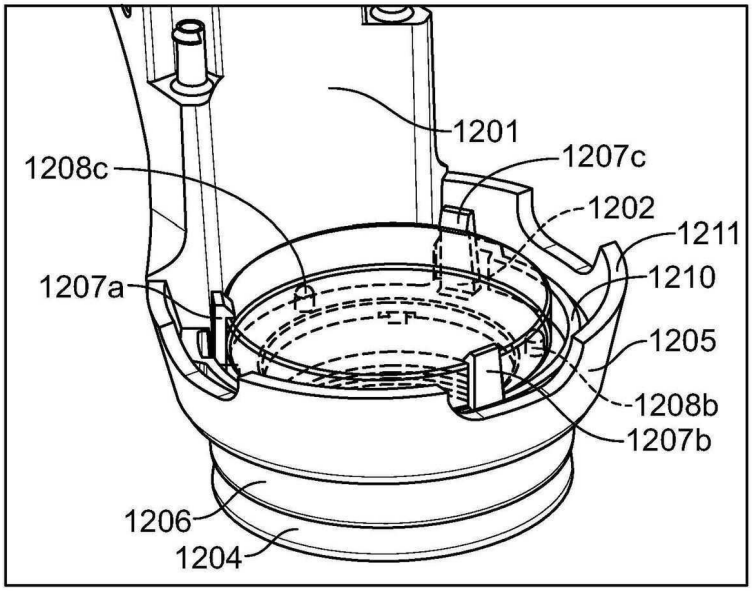
도면12c


1207a
1208c
1202
1207c
1208a
1206
1207b
1208b

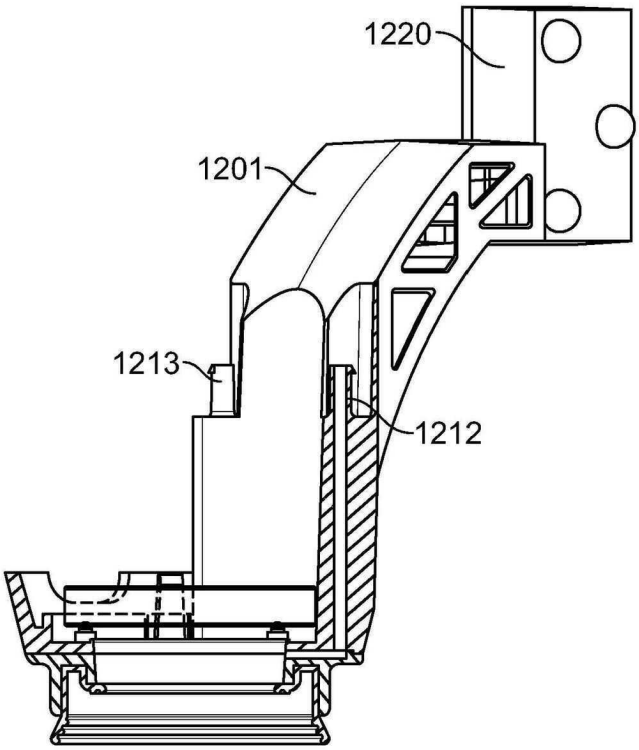
도면12d


1201
1202
1208a
1207c
1208b
1207b
1205
1209
1211
1210
1206
1204
1204b
1204a

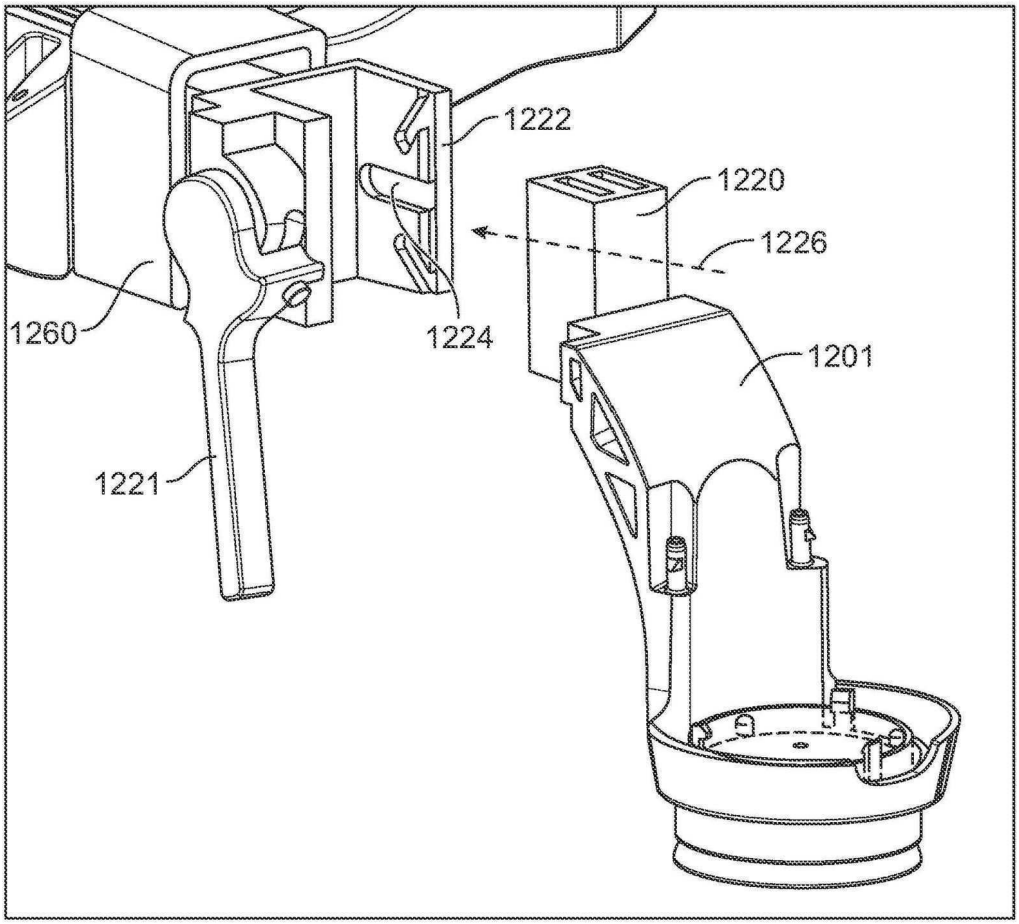
도면12e


1201
1208c
1207c
1202
1211
1207a
1210
1205
1208b
1207b
1206
1204

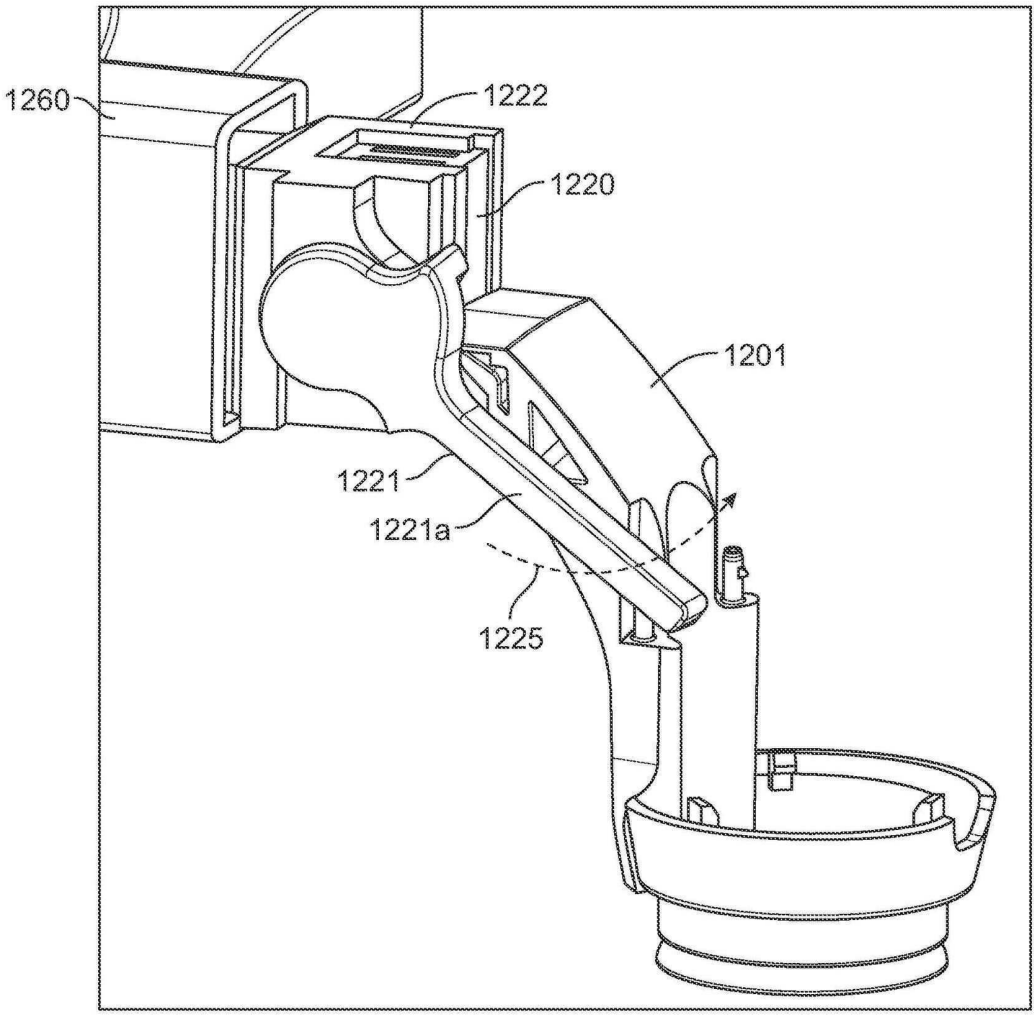
도면12f


1220
1201
1213
1212

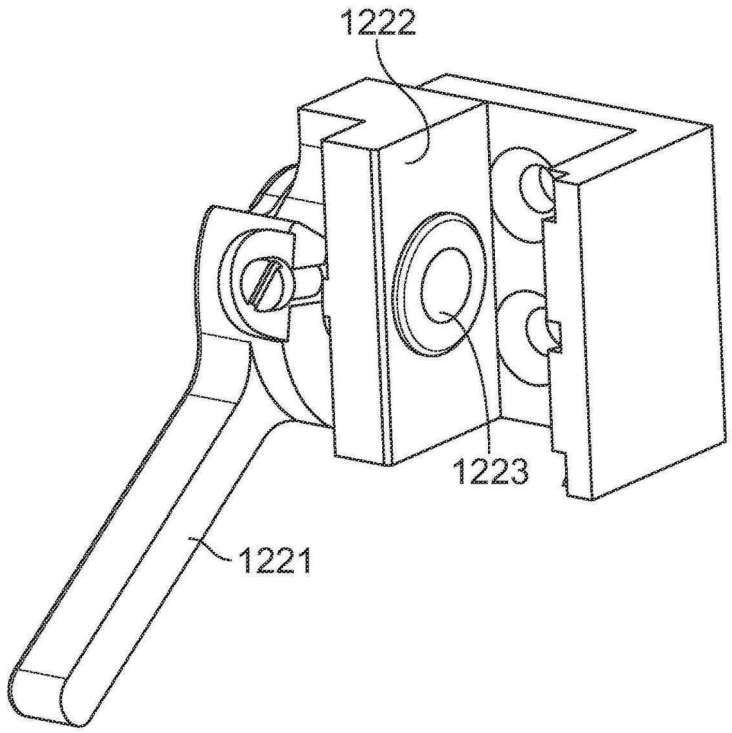
도면12g



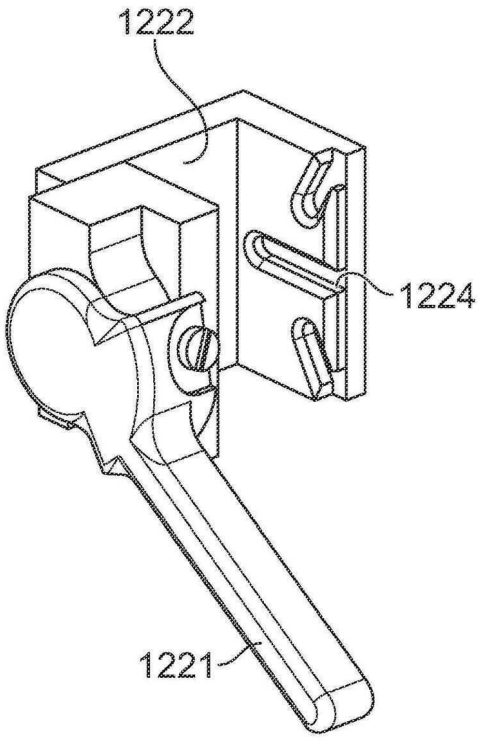
도면12h



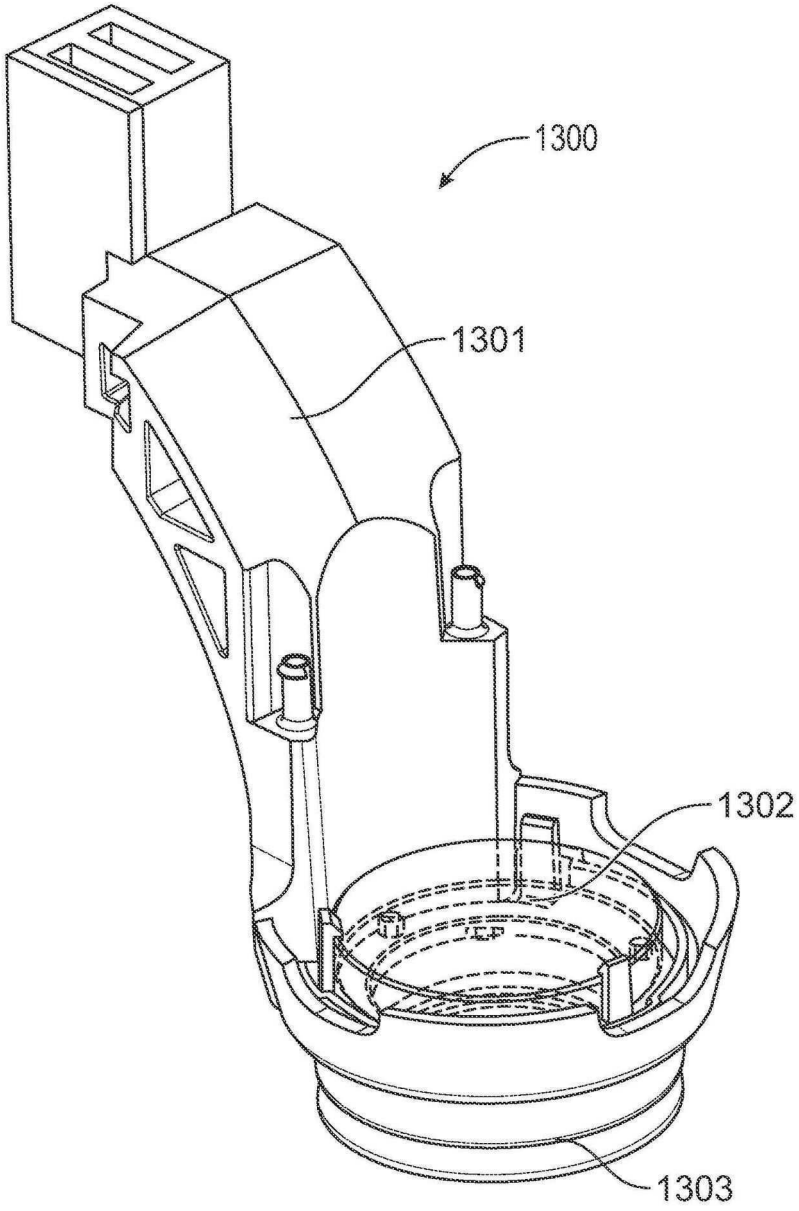
도면12i



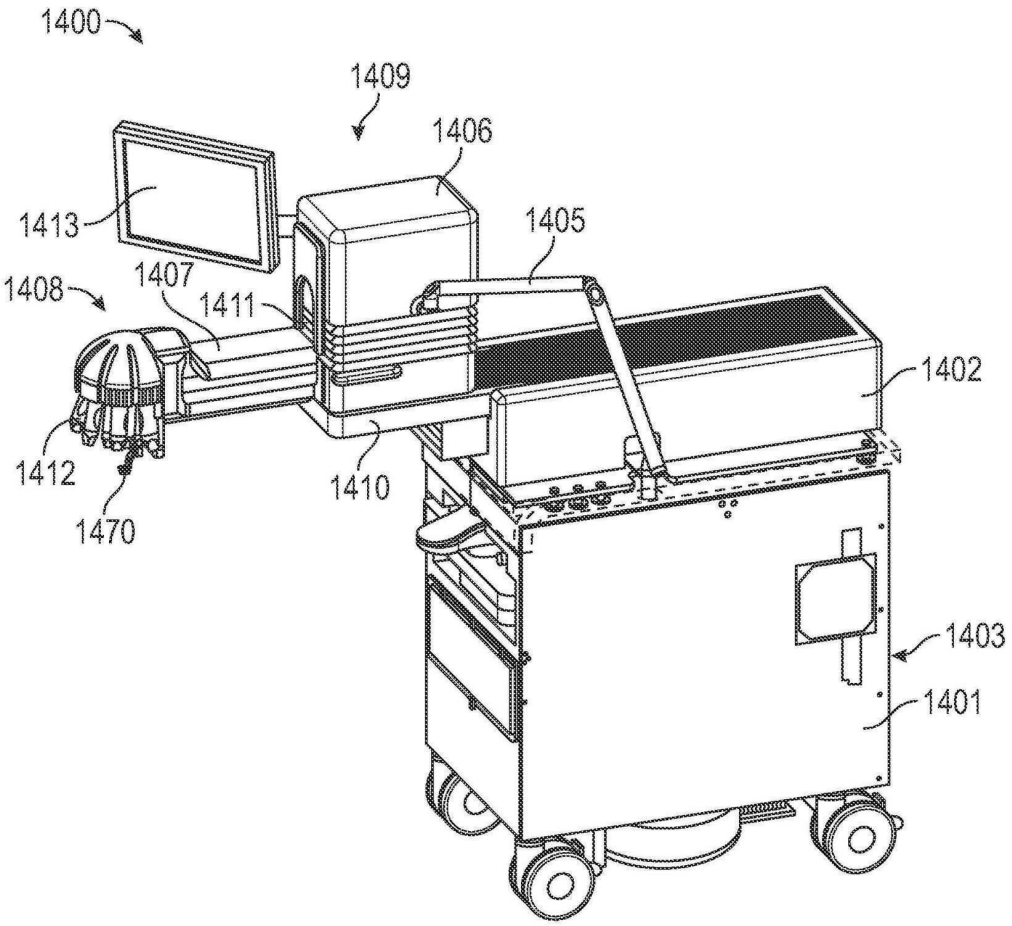
도면12j



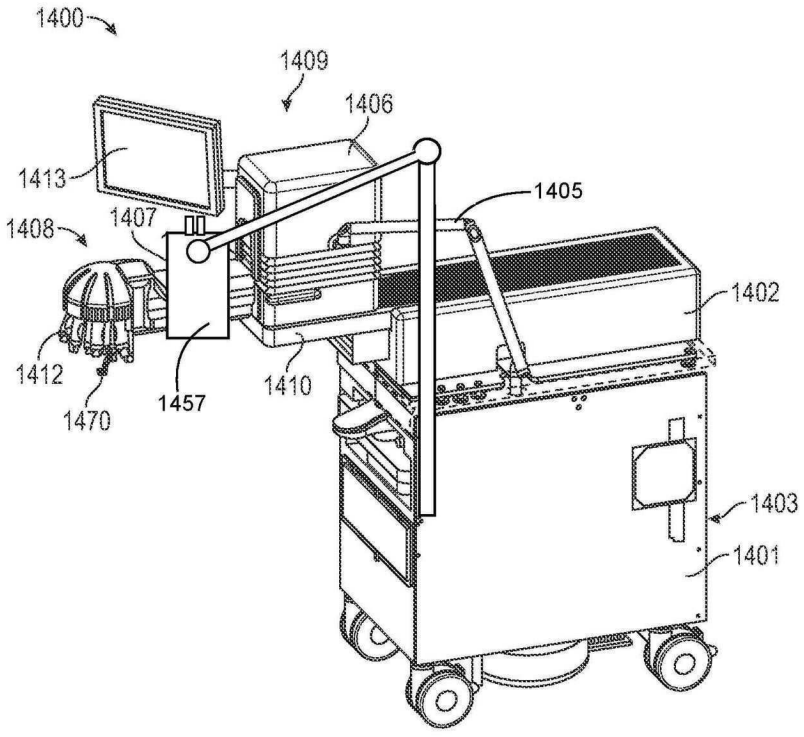
도면13



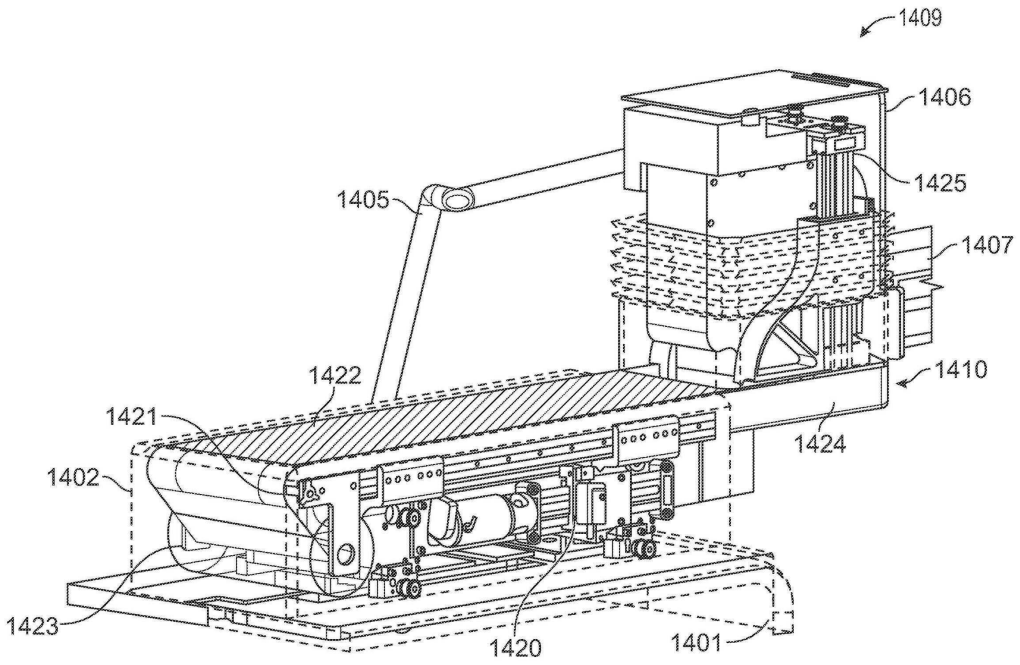
도면14


1400
1409
1406
1413
1405
1407
1408
1411
1402
1412
1410
1470
1403
1401

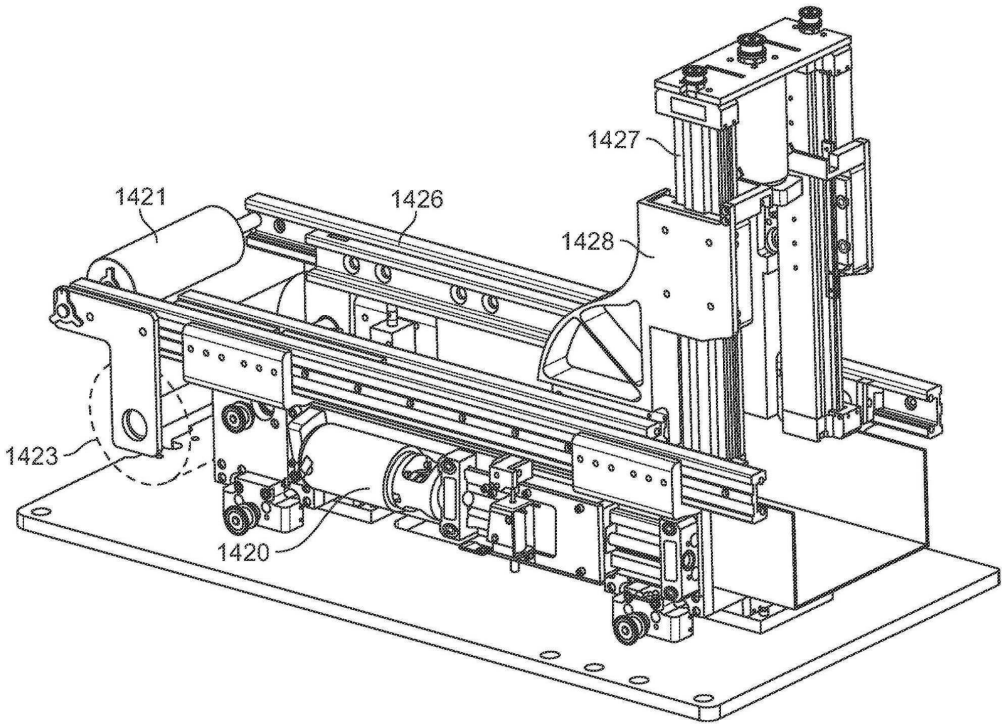
도면14a


1400
1409
1406
1413
1405
1407
1408
1402
1412
1457
1410
1470
1403
1401

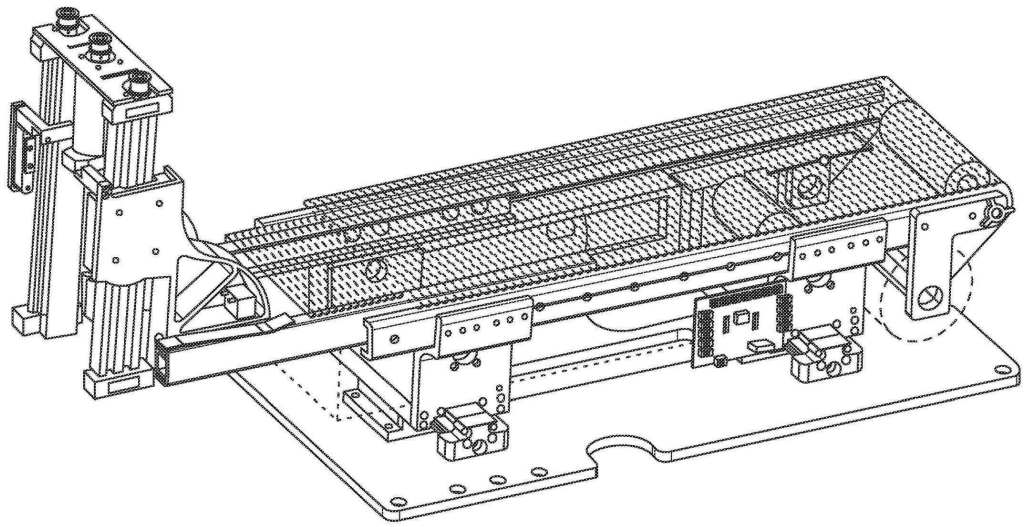
도면15


1409
1406
1425
1405
1407
1422
1410
1421
1424
1402
1423
1420
1401

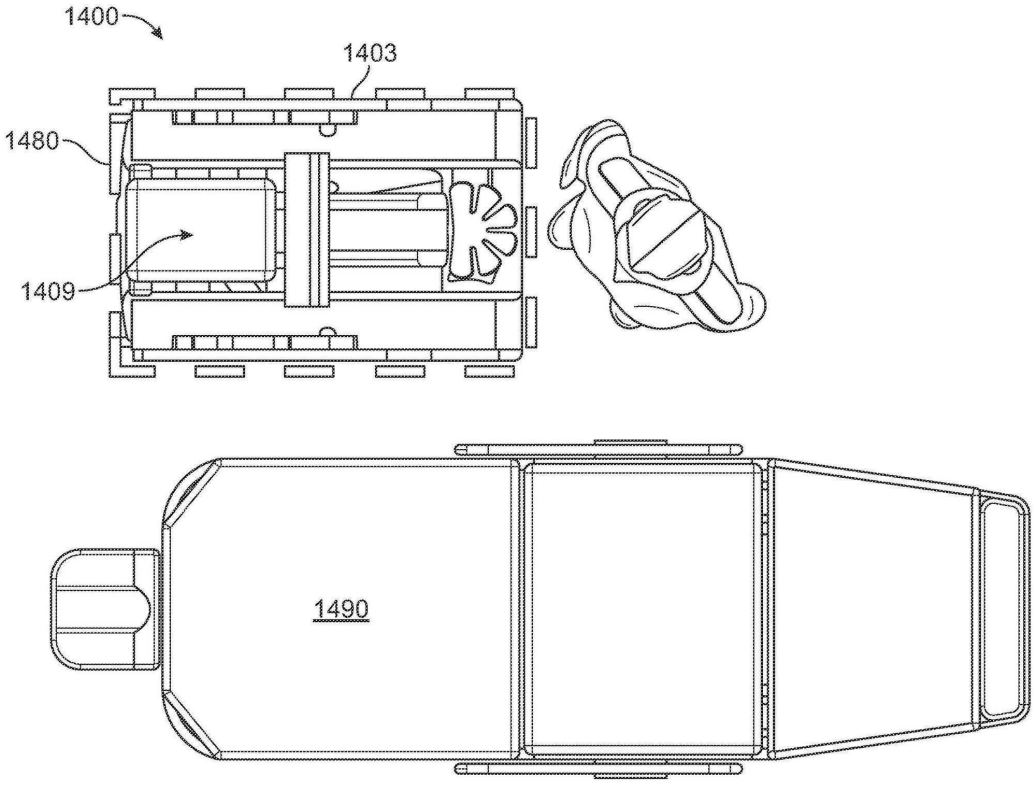
도면15a


1427
1421
1426
1428
1423
1420

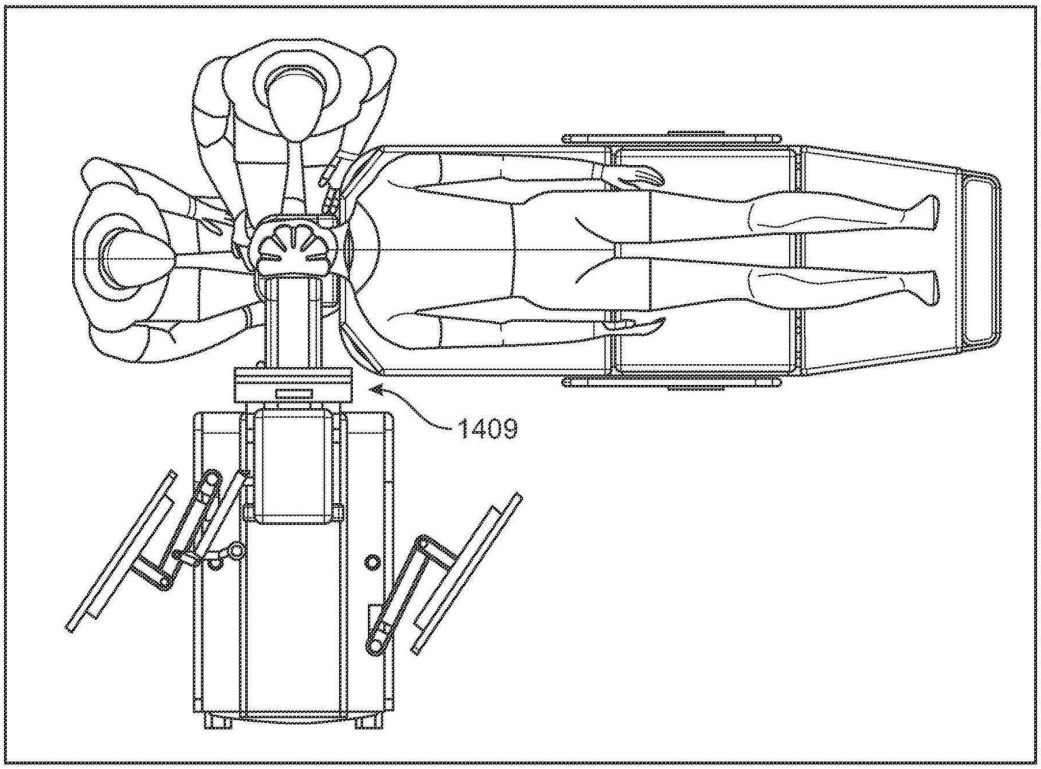
도면15b



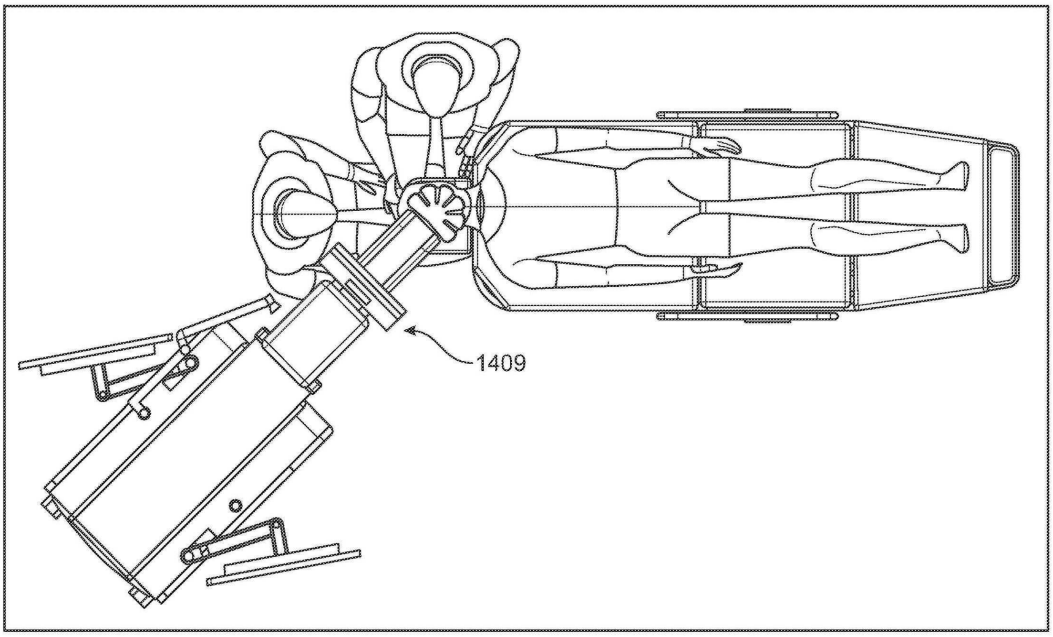
도면16a



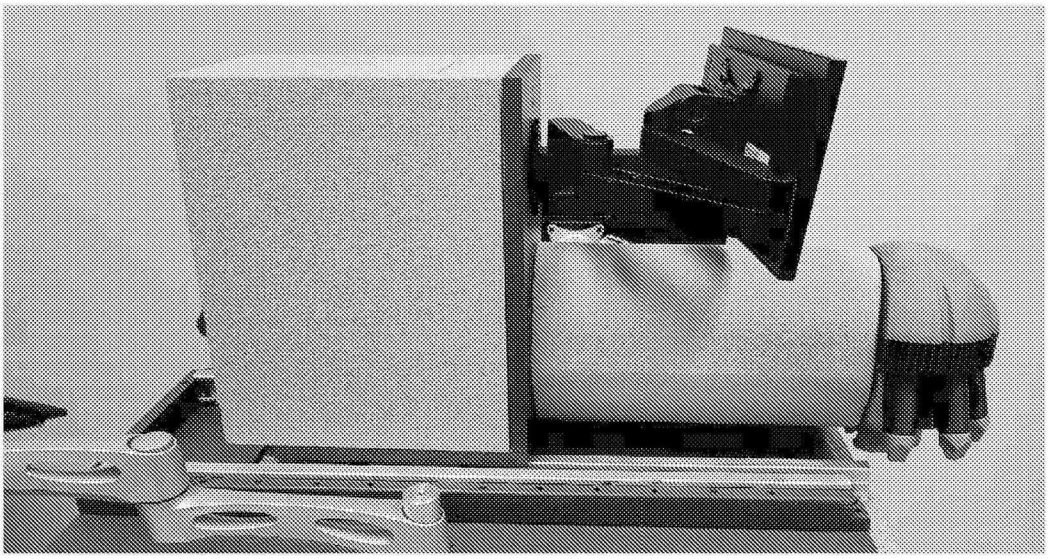
도면16b



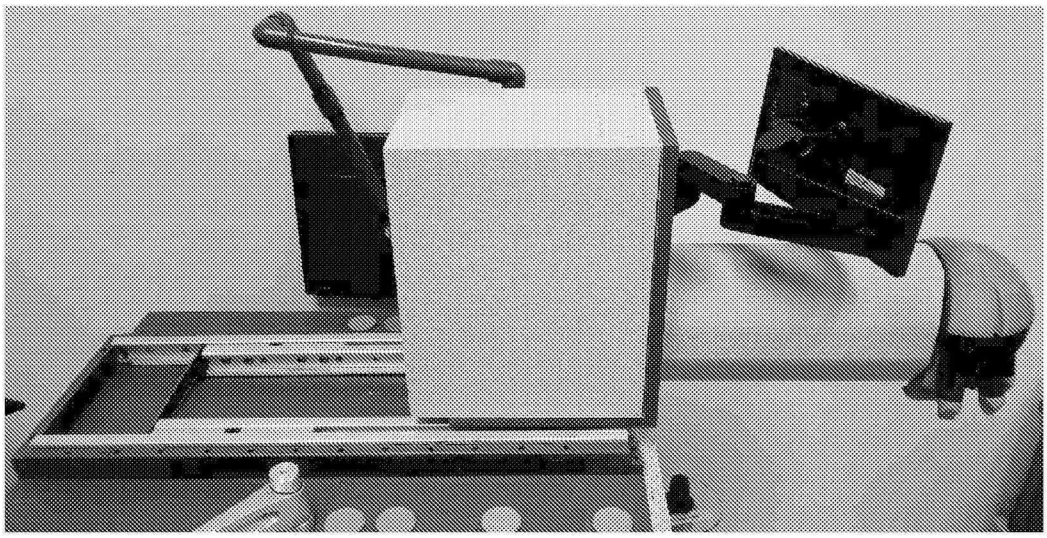
도면16c



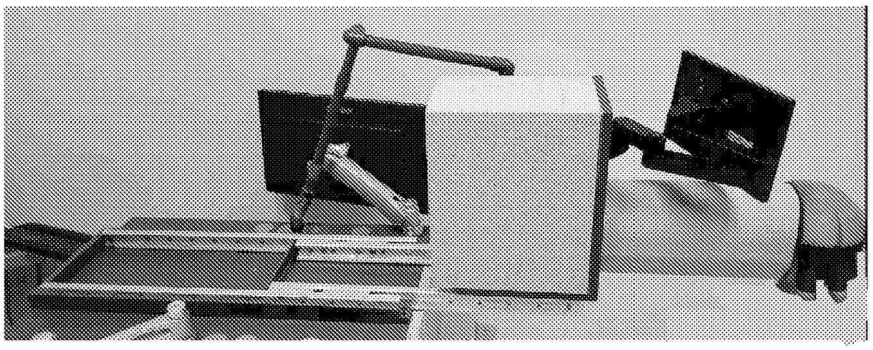
도면17a



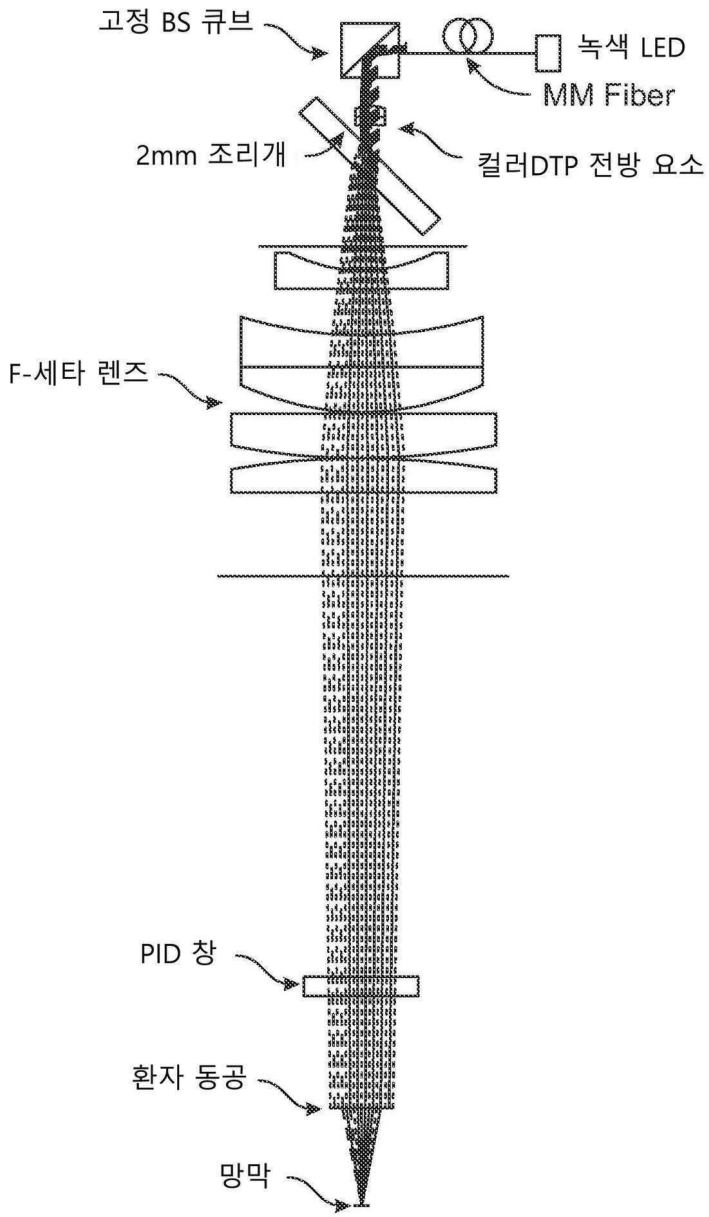
도면17b



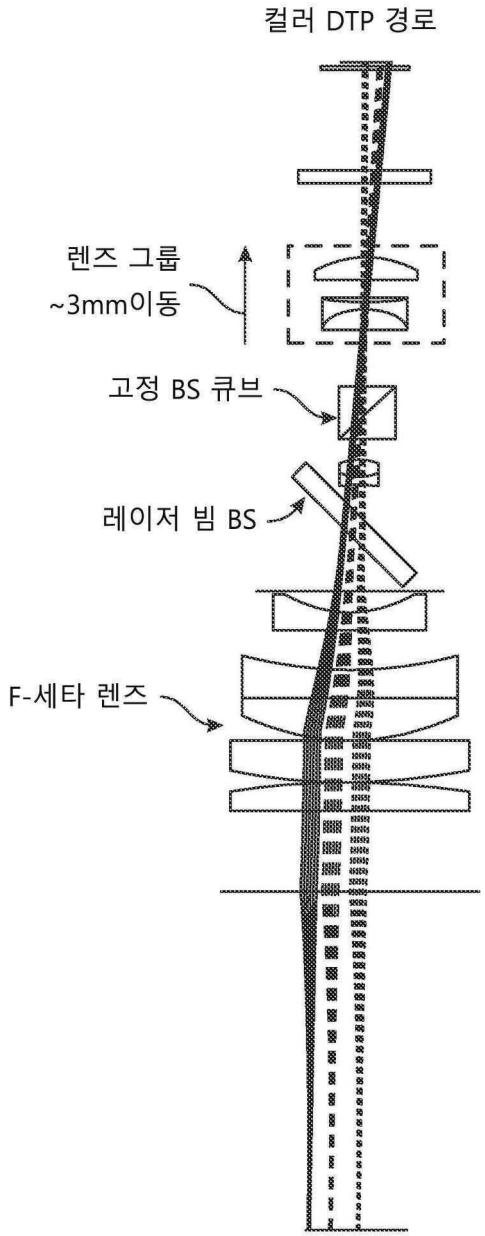
도면17c



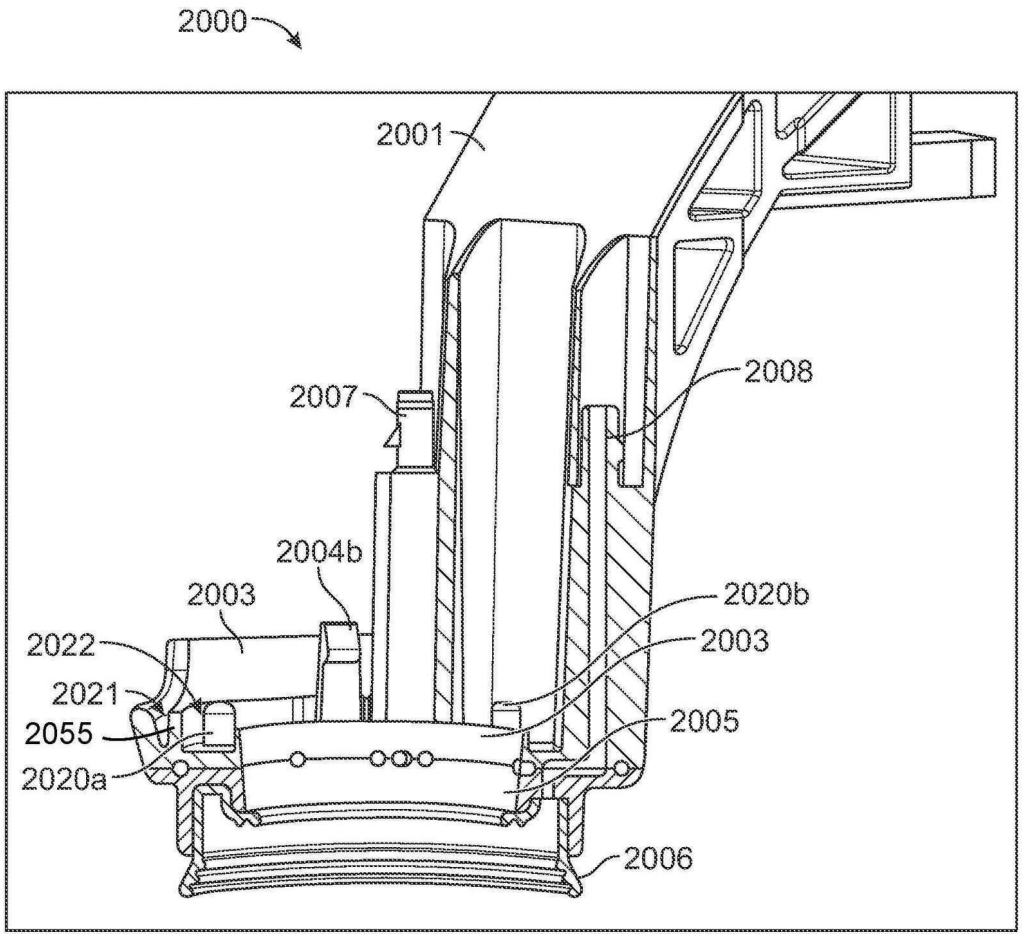
도면18



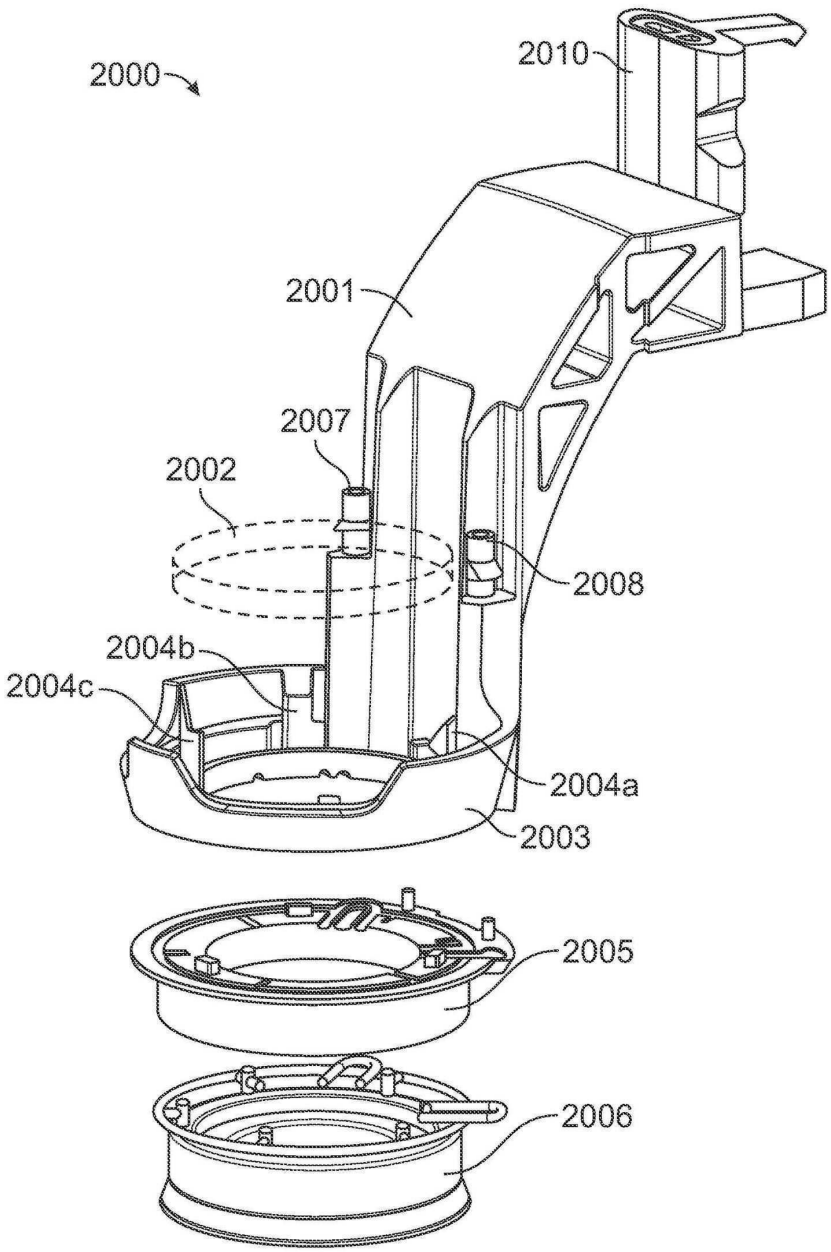
도면19



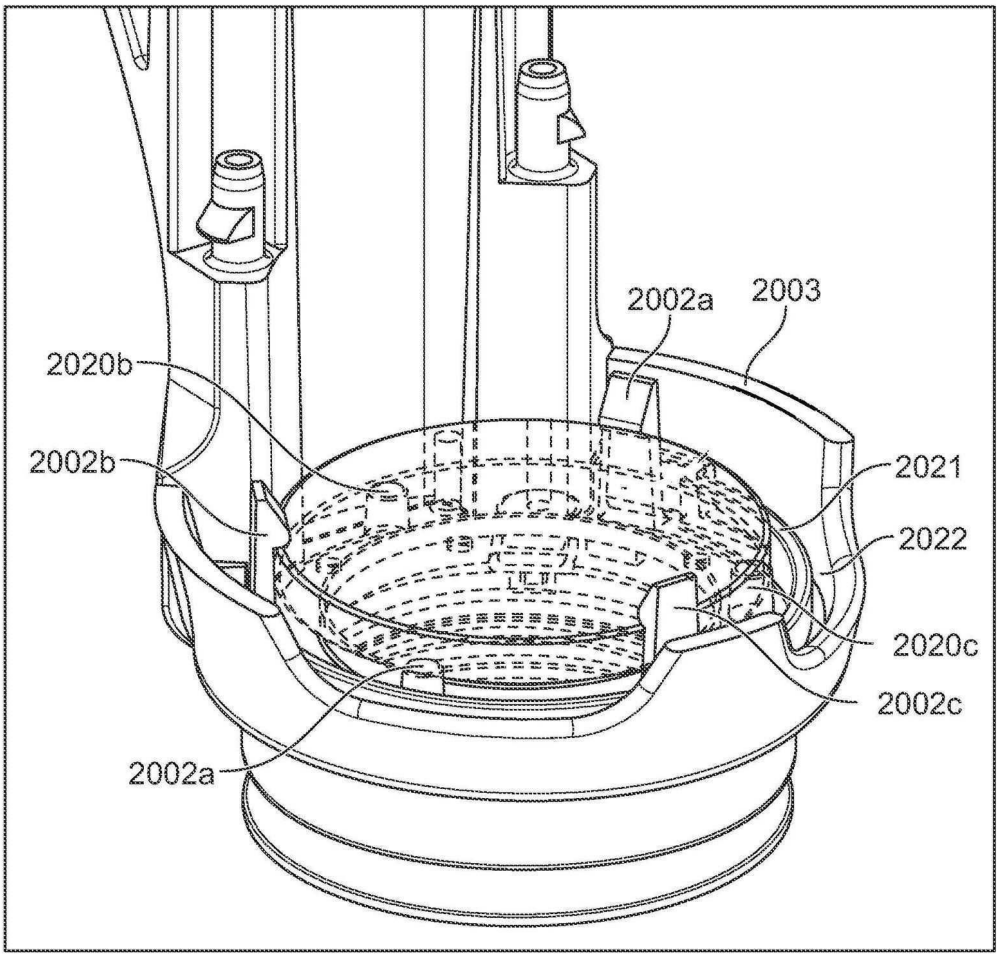
도면20


2000
2001
2007
2008
2004b
2003
2020b
2022
2003
2021
2005
2055
2020a
2006

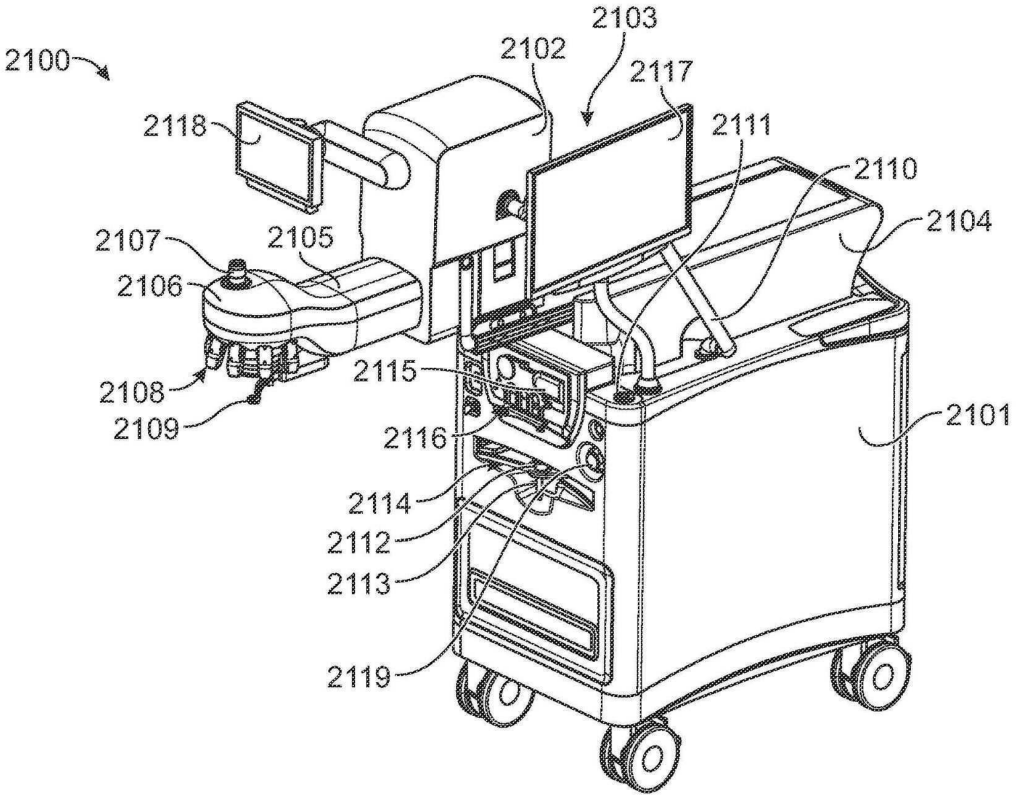
도면20a


2000
2010
2001
2007
2002
2008
2004b
2004c
2004a
2003
2005
2006

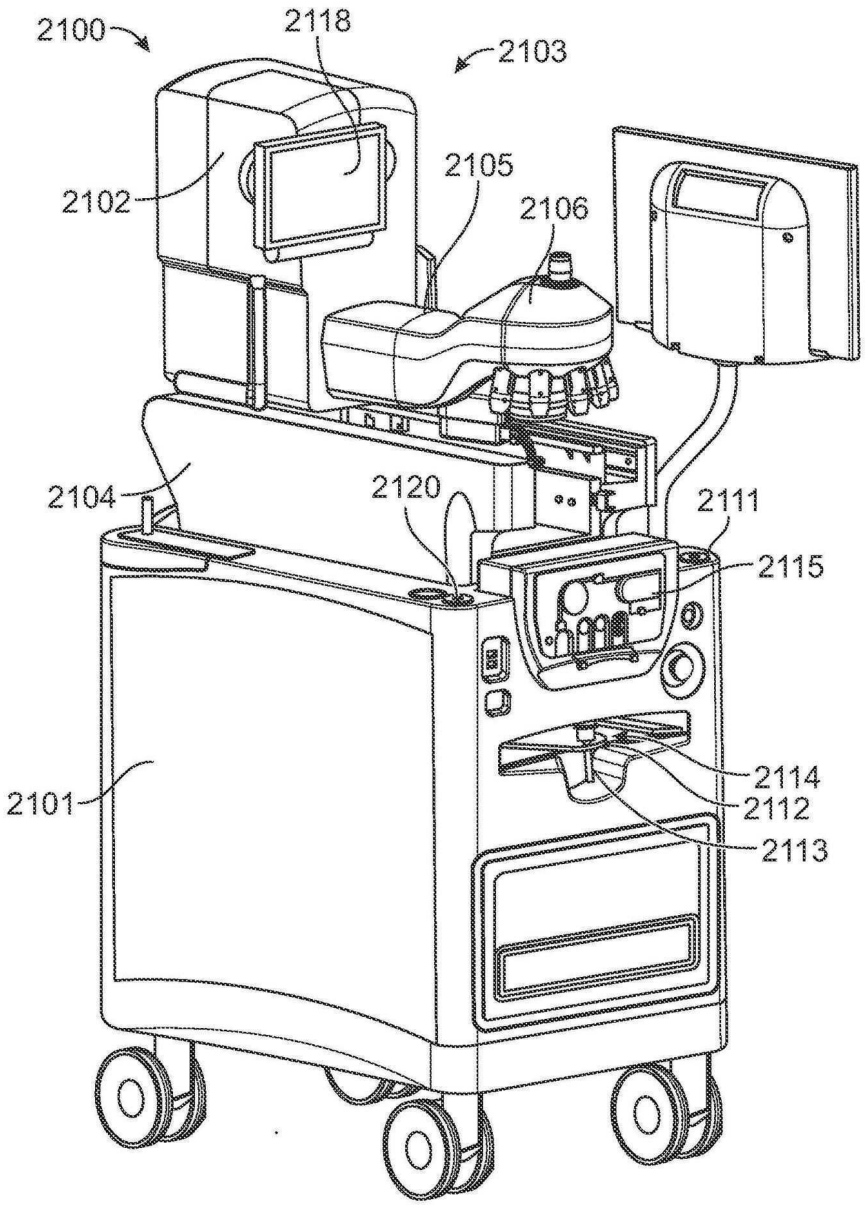
도면20b



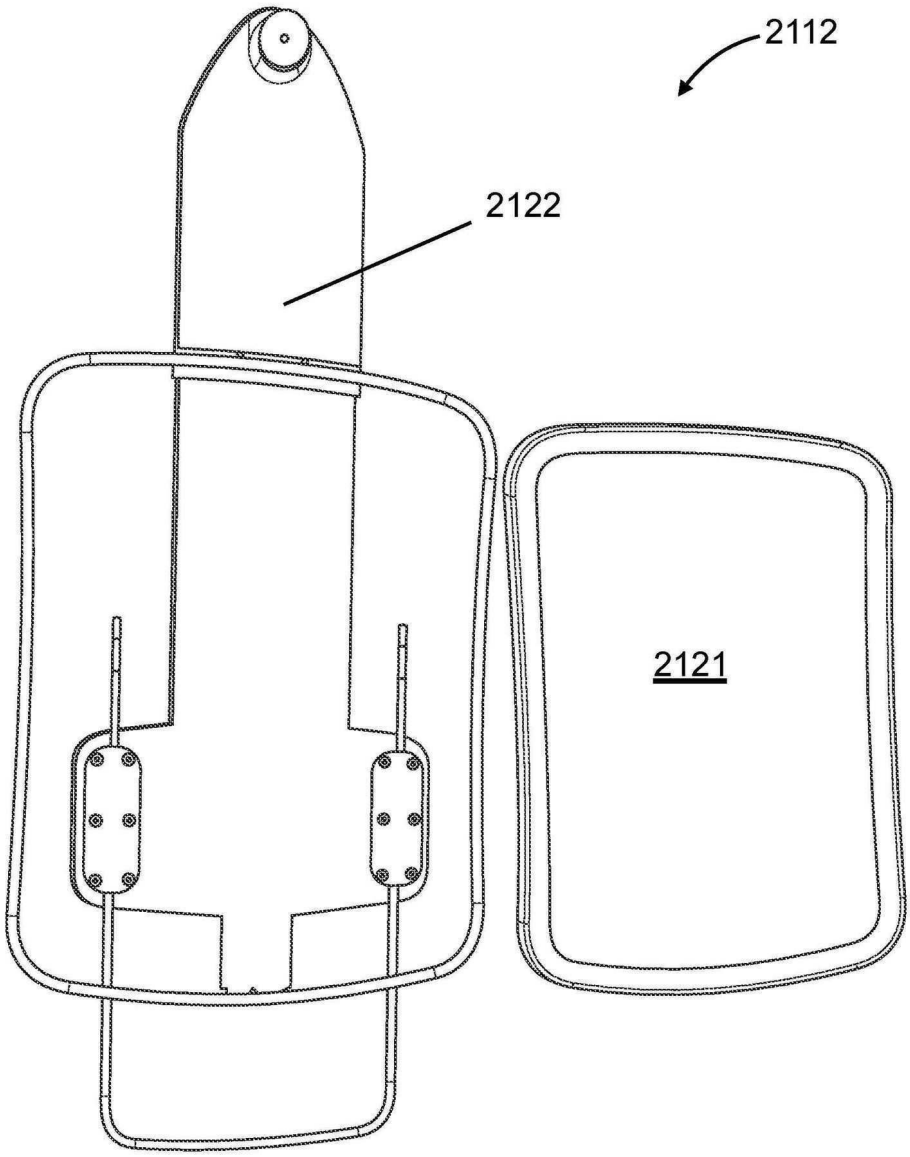
도면21


2100
2103
2102
2117
2118
2111
2110
2104
2107
2105
2106
2115
2108
2109
2116
2101
2114
2112
2113
2119

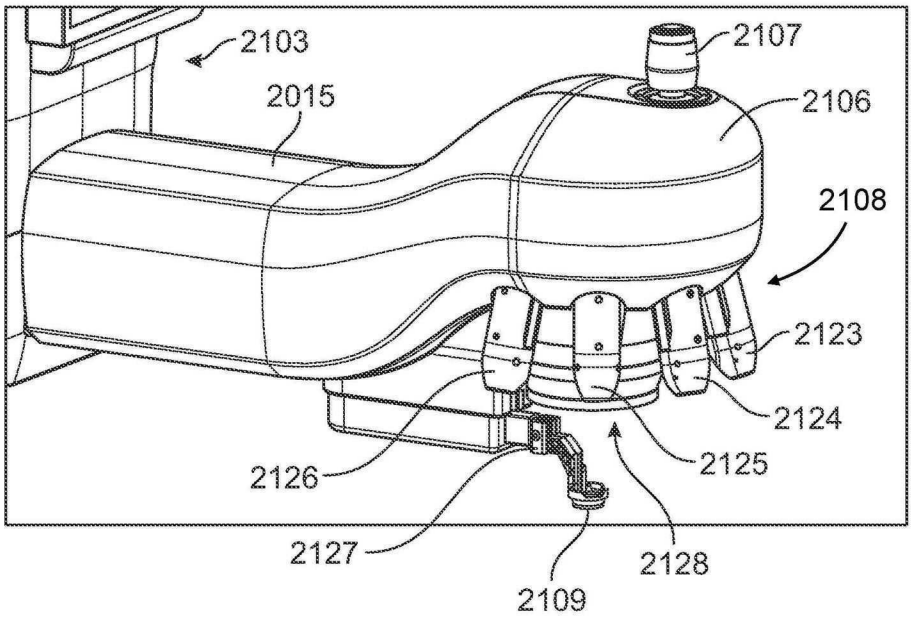
도면21a


2100
2118
2103
2102
2105
2106
2104
2120
2111
2115
2101
2114
2112
2113

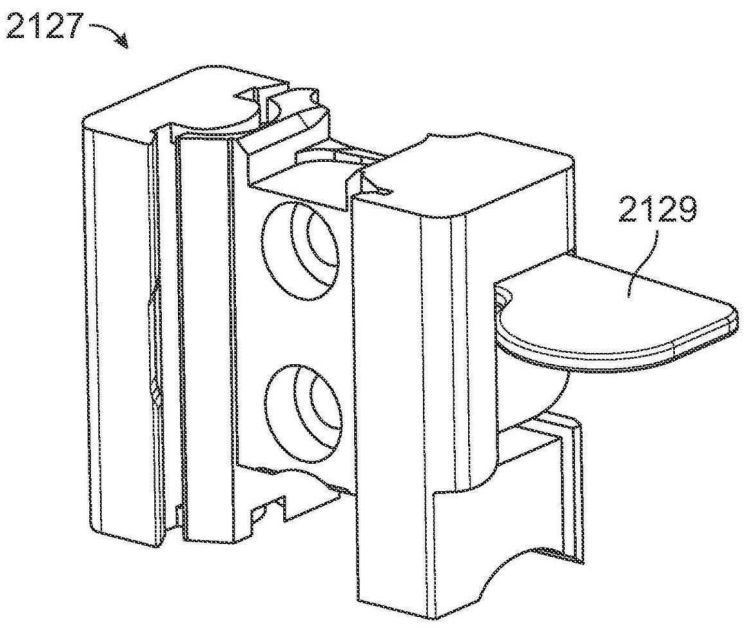
도면21b



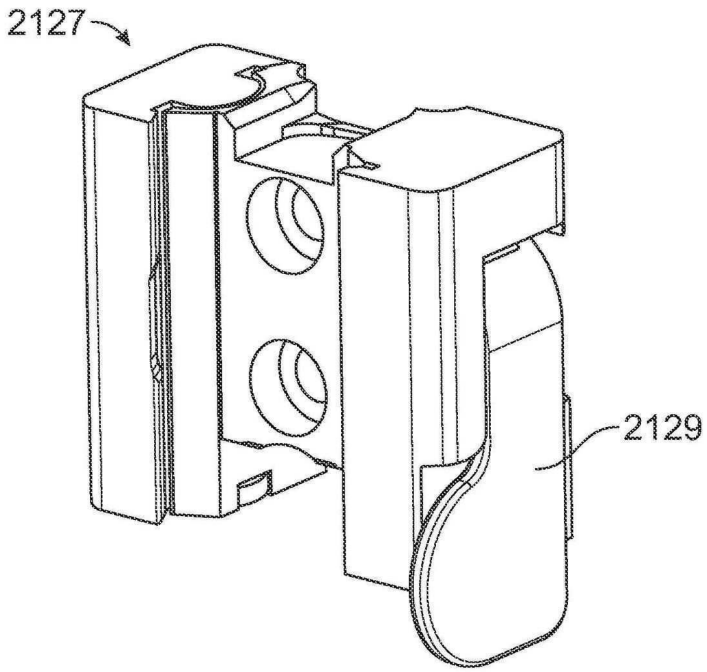
도면21c


2103
2015
2107
2106
2108
2123
2124
2125
2126
2127
2128
2109

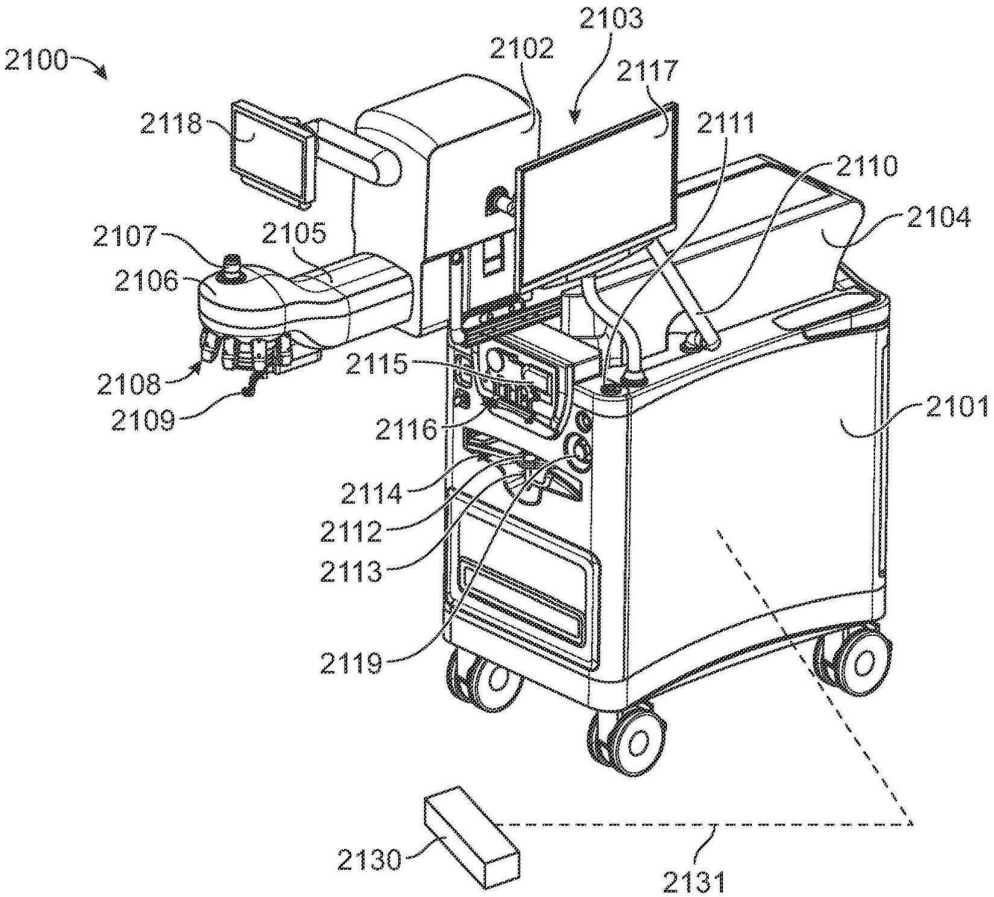
도면21d


2127
2129

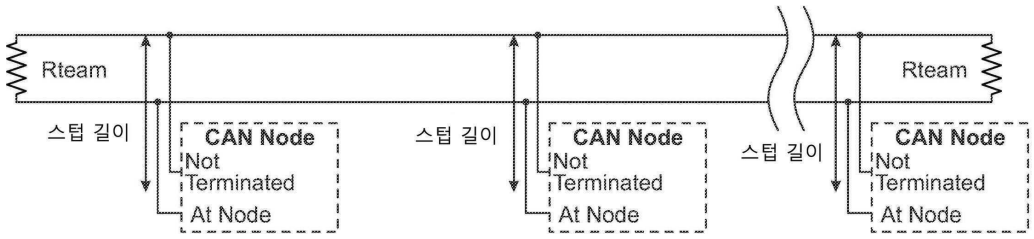
도면21e


2127
2129

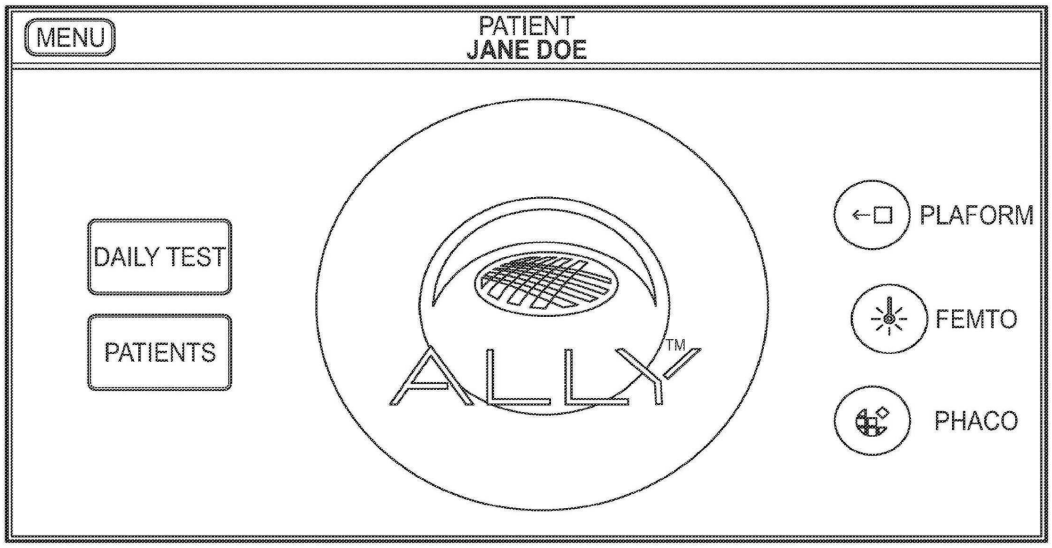
도면22


2100
2102
2103
2117
2118
2111
2110
2104
2107
2105
2106
2108
2109
2115
2116
2101
2114
2112
2113
2119
2130
2131

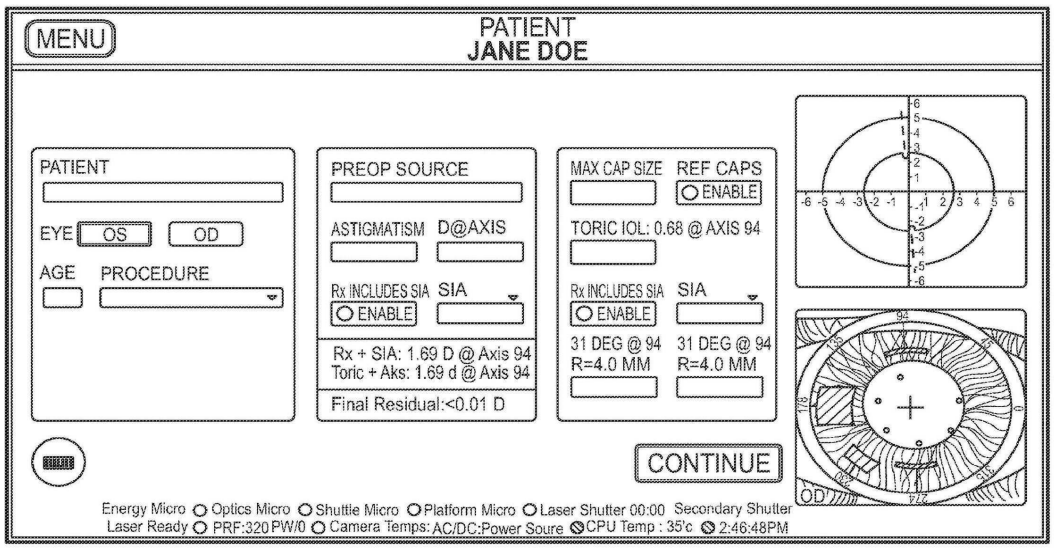
도면22a



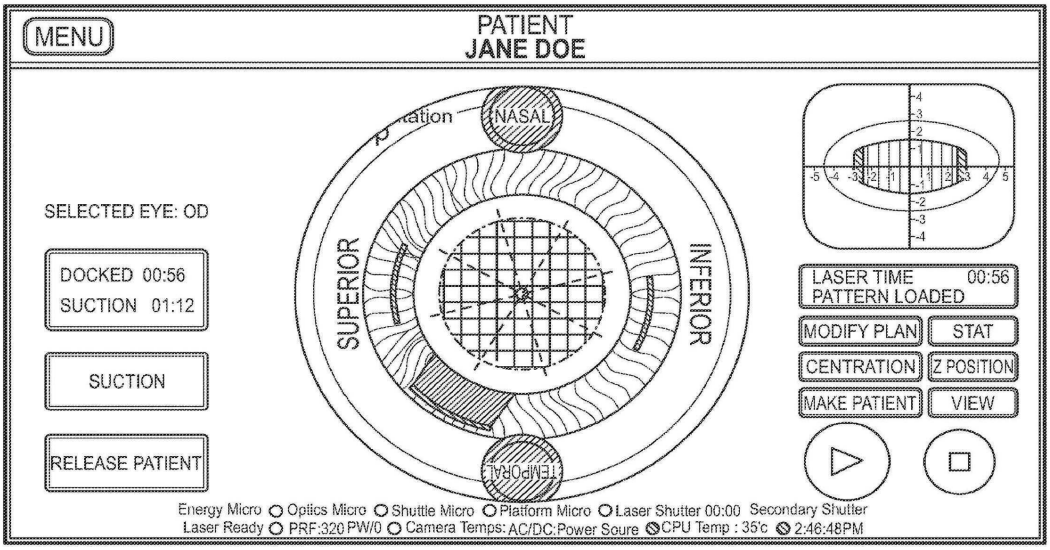
도면23a



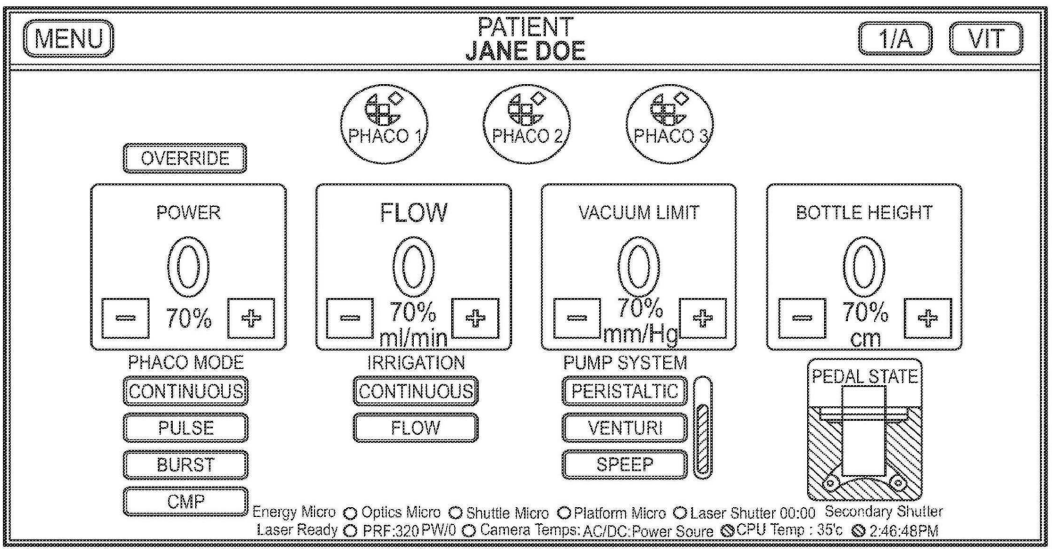
도면23b



도면23c


MENU
PATIENT
JANE DOE
NASAL
SUPERIOR
INFERIOR
TEMPORAL
SELECTED EYE: OD
DOCKED 00:56
SUCTION 01:12
SUCTION
RELEASE PATIENT
LASER TIME 00:56
PATTERN LOADED
MODIFY PLAN
STAT
CENTRATION
Z POSITION
MAKE PATIENT
VIEW
Energy Micro Optics Micro Shuttle Micro Platform Micro Laser Shutter 00:00 Secondary Shutter
Laser Ready PRF:320 PW/0 Camera Temps: AC/DC:Power Soure CPU Temp : 35'c 2:46:48PM

도면23d


MENU
PATIENT
JANE DOE
1/A
VIT
PHACO 1
PHACO 2
PHACO 3
OVERRIDE
POWER
70%
FLOW
70%
ml/min
VACUUM LIMIT
70%
mm/Hg
BOTTLE HEIGHT
70%
cm
PHACO MODE
CONTINUOUS
PULSE
BURST
CMP
IRRIGATION
CONTINUOUS
FLOW
PUMP SYSTEM
PERISTALTIC
VENTURI
SPEEP
PEDAL STATE
Energy Micro Optics Micro Shuttle Micro Platform Micro Laser Shutter 00:00 Secondary Shutter
Laser Ready PRF:320 PW/0 Camera Temps: AC/DC:Power Soure CPU Temp : 35'c 2:46:48PM