(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2017년02월22일
(11) 등록번호 10-1705591
(24) 등록일자 2017년02월06일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61C 1/00 (2006.01) *A61B 18/00* (2006.01)
A61B 18/20 (2006.01) *A61N 5/06* (2006.01)
A61N 5/067 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61C 1/0046 (2013.01)
A61B 18/20 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2016-0164365
(22) 출원일자 2016년12월05일
심사청구일자 2016년12월05일
(56) 선행기술조사문헌
KR101158561 B1
KR101576870 B1
JP2004057658 A
KR1020150129995 A

(73) 특허권자
주식회사 와로메디컬
경기도 안양시 만안구 만안로 272 , 208호 (안양동, 미래엠피아 아파트)
(72) 발명자
김광민
서울특별시 서대문구 가좌로4가길 16 (홍은동) 3층 A호
(74) 대리인
김봉조

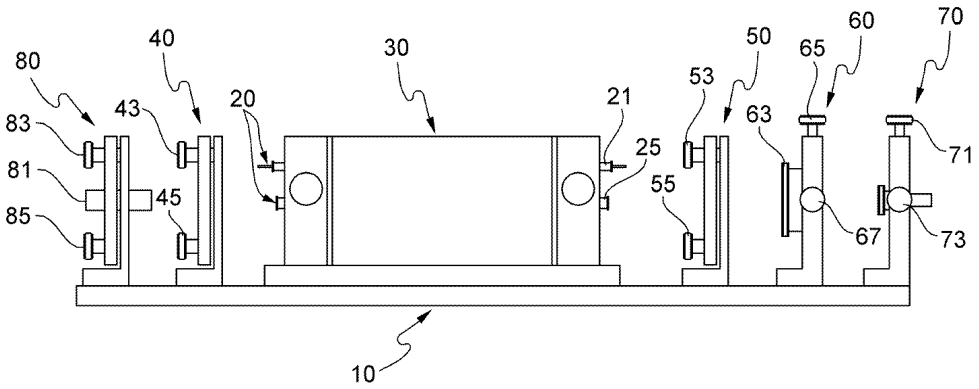
전체 청구항 수 : 총 12 항 심사관 : 양성연

(54) 발명의 명칭 **의료용 레이저 조사 장치**

(57) 요 약

의료용 레이저 조사 장치가 개시된다. 레이저 발생부는 초기 구동 전압인 트리거 전압에 의해 구동 대기 상태로 된 후 실제 구동 전압에 의해 광을 방사하는 램프와, 방사된 광을 흡수하여 레이저광으로 변환하는 로드(Lod)를 포함하고, 프런트 마운트는 레이저 발생부로부터 방사되는 레이저광을 다시 레이저 발생부로 전반사시키고, 리어 마운트는 전반사된 레이저광이 레이저 발생부에서 증폭되어 출력된 레이저 광 중 원하는 파장의 레이저광을 통과시키고, 포커싱 마운트는 리어 마운트를 통과한 레이저광을 집속시켜 출력하고, 파이버 마운트는 집속된 레이저광을 입력받아 출력하며, 트리거 전압은 램프로 다이렉트로 공급되며, 트리거 전압의 공급이 종료된 후, 실제 구동 시 트리거 전압보다 높은 실제 구동 전압이 램프로 공급된다.

대 표 도



(52) CPC특허분류
A61N 5/06 (2013.01)
A61B 2018/00577 (2013.01)
A61N 2005/063 (2013.01)
A61N 2005/067 (2013.01)

명 세 서

청구범위

청구항 1

초기 구동 전압인 트리거 전압에 의해 구동 대기 상태로 된 후 실제 구동 전압에 의해 광을 방사하는 램프와, 상기 방사된 광을 흡수하여 레이저광으로 변환하는 로드(Lod)를 포함하는 레이저 발생부;

상기 레이저 발생부로부터 방사되는 레이저광을 다시 상기 레이저 발생부로 전반사시키는 프런트 마운트;

상기 전반사된 레이저광이 상기 레이저 발생부에서 증폭된 레이저 광 중 원하는 파장의 레이저광을 통과시키는 리어 마운트;

상기 리어 마운트를 통과한 레이저광을 집속시켜 출력하는 포커싱 마운트;

상기 집속된 레이저광을 입력받아 출력하는 파이버 마운트;를 포함하며,

상기 트리거 전압은 상기 램프로 다이렉트로 공급되며, 상기 트리거 전압의 공급이 종료된 후, 실제 구동 시 상기 트리거 전압보다 높은 상기 실제 구동 전압이 상기 램프로 공급되는 것을 특징으로 하는 의료용 레이저 조사 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 트리거 전압 및 상기 실제 구동 전압을 상기 램프로 공급하는 파워 서플라이;

상기 파워 서플라이와 상기 램프를 전기적으로 도통가능하도록 연결하는 스위치; 및

상기 트리거 전압의 공급을 명령하는 플래그 0과 상기 트리거 전압의 공급 종료를 명령하는 플래그 1을 상기 파워 서플라이와 상기 스위치로 출력하는 제어부;를 더 포함하며,

상기 플래그 0이 입력되면 상기 스위치는 상기 파워 서플라이와 상기 램프를 연결하고, 상기 파워 서플라이는 상기 트리거 전압을 상기 램프로 공급하며, 상기 플래그 1이 입력되면 상기 스위치는 상기 연결을 종료하고, 상기 파워 서플라이는 상기 트리거 전압의 공급을 중단하는 것을 특징으로 하는 의료용 레이저 조사 장치.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 트리거 전압의 공급이 종료되어도 상기 램프는 오프 모드를 유지하며,

상기 제어부는 상기 오프 모드에서 실제 구동 전압을 공급하도록 상기 파워 서플라이를 제어하는 것을 특징으로 하는 의료용 레이저 조사 장치.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 실제 구동 전압을 상기 램프로 공급하는 파워 서플라이;

상기 공급된 실제 구동 전압에 따라 발생하는 상기 램프의 출력을 센싱하는 착탈가능한 광센서; 및

상기 센싱된 램프의 출력이 상기 실제 구동 전압에 대응하는 출력이 아니면, 상기 센싱된 램프의 출력이 조절되도록 상기 램프로 공급되는 실제 구동 전압을 조절하는 제어부;를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 의료용 레이

저 조사 장치.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 센싱된 램프의 출력과 상기 실제 구동 전압에 대응하는 출력의 차이와, 상기 차이에 매핑된 가변 구동 전압을 저장하는 매핑테이블;을 더 포함하며,

상기 제어부는, 상기 센싱된 램프의 출력과 상기 실제 구동 전압에 대응하는 출력의 차이에 매핑된 가변 구동 전압을 상기 매핑테이블로부터 확인하고, 상기 확인된 가변 구동 전압을 상기 램프로 공급하도록 상기 파워 서플라이를 제어하는 것을 특징으로 하는 의료용 레이저 조사 장치.

청구항 6

제4항에 있어서,

상기 센싱된 램프의 출력을 표시하고, 사용자로부터 상기 실제 구동 전압을 가변한 가변 구동 전압을 입력받는 사용자 인터페이스부;를 더 포함하며,

상기 제어부는, 상기 사용자 인터페이스부를 통해 입력받은 가변 구동 전압을 상기 램프로 공급하도록 상기 파워 서플라이를 제어하는 것을 특징으로 하는 의료용 레이저 조사 장치.

청구항 7

제1항에 있어서,

250um 직경을 가지며, 상기 집속된 레이저광을 외부로 출력하는 통합 파이버;를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 의료용 레이저 조사 장치.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 레이저 발생부는,

상기 램프와 상기 로드 사이에 구비되어 상기 램프로부터 방사되는 광을 400nm 파장 이하의 자외선을 차단한 채 상기 로드로 전달시키는 자외선 차단 필터; 및

상기 램프, 상기 필터 및 상기 로드를 보호하고, 상기 램프에서 방사되는 광을 상기 자외선 차단 필터 또는 상기 로드로 전달하는 세라믹관;을 더 포함하며,

상기 로드는 상기 프런트 마운트와 상기 리어 마운트 사이에서 증폭 및 공진에 의한 레이저광을 발생시키는 것을 특징으로 하는 의료용 레이저 조사 장치.

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 필터는 크리스탈 재질로 형성되고, 상기 로드는 이티늄(Yttrium), 알루미늄(Aluminum), 페로브스카이트(Perovskite)에 네오디움(Nd)을 도핑한 결정체로 형성되고,

상기 레이저광은 연질 조직 및 경질 조직에게 열을 가하여 치료가 가능하도록 1350nm의 파장을 갖는 것을 특징으로 하는 의료용 레이저 조사 장치.

청구항 10

제1항 또는 제9항에 있어서,

상기 리어 마운트는,

상기 원하는 파장의 레이저광을 통과시키기 위해 코팅처리된 리어 필터;를 포함하는 것을 특징으로 하는 의료용 레이저 조사 장치.

청구항 11

제 8항에 있어서,

상기 레이저 발생부의 외곽에 구비되어 상기 램프, 상기 필터, 상기 로드, 및 세라믹관을 외부 충격으로부터 보호하기 위한 챔버를 구비하며,

상기 챔버 내부로 물을 주입시켜 빛을 발산시키는 램프와 그 빛을 받아 열이 축적되는 로드 주위로 물을 순환시킴으로써 온도를 낮추고 챔버 외부로 온도가 상승 된 물을 내보냄으로써 물의 온도를 낮추는 과정을 반복적으로 수행하는 냉각기;를 더 구비하는 것을 특징으로 하는 의료용 레이저 조사 장치.

청구항 12

제 11항에 있어서, 상기 냉각기는,

상기 챔버 내부로 물을 주입시키는 워터 펌프와;

상기 워터 펌프에 수냉 순환방식으로 물을 공급하기 위하여 물을 저장하고 있는 워터 탱크와;

상기 워터 탱크의 내부 상측에 배치되어 물 수위를 감지함으로써 물 수위가 기준값 이하로 내려갈경우 이상신호를 발생시키는 수위감지센서와;

상기 워터 탱크의 내부 하측에 배치되어 물의 온도를 감지하여 적정 온도 이상으로 온도가 올라 갈 경우 이상신호를 발생시키는 제 1 온도감지센서; 및

상기 챔버에 부착되어 챔버가 적정 온도 이상으로 온도가 올라 갈 경우 이상신호를 발생시키는 제 2 온도감지센서;를 구비하며,

상기 수위감지센서, 제 1 온도감지센서, 및 제 2 온도감지센서 중 어느 하나 이상의 감지센서에서 이상신호가 발생할 경우 동작전원을 차단하는 것을 특징으로 하는 의료용 레이저 조사 장치.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 의료용 레이저 조사 장치에 관한 것으로서, 보다 상세하게는, 램프의 구동을 위한 전압 공급 방식을 제어하고, 통합 파이버와 단일 파장을 이용하는 의료용 레이저 조사 장치에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0003] 레이저 조사 장치는 다양한 분야에서 광범위하게 사용되고 있으며, 특히 의료용으로의 영역 확대가 광범위하게 이루어지고 있다. 예를 들어, 치과 치료를 위해 사용되는 레이저 조사 장치는 근관 치료와 치주 치료에 사용된다. 이때, 기존에는 근관 치료에는 220파이버를, 치주 치료에는 320 파이버를 사용하므로 최소 두 개의 파이버를 각각 구비한다. 이는, 근관의 최소 확대를 위해 가장 얇은 220 파이버를 사용함으로써 2.5㎜ 정도의 근관 확장만으로 치료가 가능하기 때문이다. 그러나, 220 파이버를 사용하는 경우, 파이버의 직경이 짧아 고출력의 에너지(5W) 이상에서는 파이버가 타거나 부러지는 문제가 발생한다. 따라서, 치주 치료에 사용하는 320 파이버

를 사용하여 10W의 에너지를 이용하는 경우에도 치주 내에서 파이버가 부러지지 않도록 한다.

[0004] 한편, 기존의 근관 치료학에서는 2.5㎜ 이상 근관을 확장하여 치료하였으나 현재의 근관 치료학에서는 2.5㎜ 까지만 근관을 확장하여도 치료의 성공률이 높은 것으로 인식되고 있으며, 레이저의 특성 상 빛이 들어가는 부분에 있어서 220 파이버는 열이 전달되기에는 얇은 것으로 인식되어 필요성이 낮아지고 있다.

[0005] 또한, 기존의 레이저 조사 장치는 레이저 빔 조사를 위해 램프를 초기에 온시킨 후 온상태를 유지한다. 이로써, 레이저 조사 장치로 치료를 하지 않는 등 사용하지 않을 때에도 램프가 계속 켜져 있어, 램프의 수명이 짧아진다.

[0006] 또한, 기존의 레이저 조사 장치는 램프의 노후화로 램프의 출력, 즉, 밝기가 저하되는데, 이 때 램프를 즉각적으로 교체하여야만 장치의 사용이 가능하다. 그러나, 램프의 즉각적인 교체가 어렵거나 AS가 필요한 경우 장시간동안 장치를 사용할 수 없는 불편함이 있다.

[0007] 또한, 기존의 레이저 조사 장치는 램프를 처음 구동할 때 필요한 트리거 전압을 챔버로 직접 공급하여 램프를 구동시키며, 따로 램프에 하이 전압을 공급한다. 이로써, 기존에는 램프 또는 트리거 부품의 노후화 시 부품의 특성이 변화되어 램프가 빛을 발생하지 못 하는 경우, 부품 특성에 맞추기 위해 램프의 수명이 남아 있음에도 불구하고 램프를 교체하여야 하며, 이로써 램프의 교체를 위한 불필요한 비용이 발생한다.

선행기술문헌

특허문헌

[0009] (특허문헌 0001) 국내 공개특허 제10-2010-0117401호(2010.11.03. 공개)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0010] 전술한 문제점을 해결하기 위하여 본 발명이 이루고자 하는 기술적 과제는, 레이저의 특성과 치료해야 할 대상을 고려하여 10W의 고열에도 잘 타지 않으면서 220 파이버와 동일한 곡률(즉, 탄성)을 가지고 있어, 근관 내부의 치료가 가능하면서 치주 치료 시 부러지지 않는 파이버를 사용할 수 있는 의료용 레이저 조사 장치를 제공하는 데 있다.

[0011] 또한, 본 발명이 이루고자 하는 기술적 과제는, 레이저 빔 조사를 위해 램프를 초기에 온시킨 후 온상태를 유지함으로써 램프의 수명이 짧아지는 문제점을 해소할 수 있는 의료용 레이저 조사 장치를 제공하는 데 있다.

[0012] 또한, 본 발명이 이루고자 하는 기술적 과제는, 램프의 노후화로 램프의 출력이 저하되어도 간단한 조작만으로 램프의 밝기를 정상화시켜 치료가 가능하도록 하고, 램프의 교체 주기가 단축되는 것을 방지할 수 있는 의료용 레이저 조사 장치를 제공하는 데 있다.

[0013] 또한, 본 발명이 이루고자 하는 기술적 과제는, 램프를 처음 구동할 때 필요한 트리거 전압을 챔버로 직접 공급함으로써 발생하는 램프 교체 문제를 해결할 수 있는 의료용 레이저 조사 장치를 제공하는 데 있다.

[0014] 본 발명의 해결과제는 이상에서 언급된 것들에 한정되지 않으며, 언급되지 아니한 다른 해결과제들은 아래의 기재로부터 당업자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

[0016] 전술한 기술적 과제를 해결하기 위한 수단으로서, 본 발명의 실시 예에 따르면, 의료용 레이저 조사 장치는, 초기 구동 전압인 트리거 전압에 의해 구동 대기 상태로 된 후 실제 구동 전압에 의해 광을 방사하는 램프와, 상기 방사된 광을 흡수하여 레이저광으로 변환하는 로드(Lod)를 포함하는 레이저 발생부; 상기 레이저 발생부로부터 방사되는 레이저광을 다시 상기 레이저 발생부로 전반사시키는 프런트 마운트; 상기 전반사된 레이저광이 상기 레이저 발생부에서 증폭되어 출력된 레이저 광 중 원하는 파장의 레이저광을 통과시키는 리어 마운트; 상기 리어 마운트를 통과한 레이저광을 집속시켜 출력하는 포커싱 마운트; 상기 집속된 레이저광을 입력받아 출력하는 파이버 마운트;를 포함하며, 상기 트리거 전압은 상기 램프로 다이렉트로 공급되며, 상기 트리거 전압의 공급이 종료된 후, 실제 구동 시 상기 트리거 전압보다 높은 상기 실제 구동 전압이 상기 램프로 공급된다.

[0017] 상기 트리거 전압 및 상기 실제 구동 전압을 상기 램프로 공급하는 파워 서플라이; 상기 파워 서플라이와 상기 램프를 전기적으로 도통가능하도록 연결하는 스위치; 및 상기 트리거 전압의 공급을 명령하는 플래그 0과 상기 트리거 전압의 공급 종료를 명령하는 플래그 1을 상기 파워 서플라이와 상기 스위치로 출력하는 제어부;를 더 포함하며, 상기 플래그 0이 입력되면 상기 스위치는 상기 파워 서플라이와 상기 램프를 연결하고, 상기 파워 서플라이는 상기 트리거 전압을 상기 램프로 공급하며, 상기 플래그 1이 입력되면 상기 스위치는 상기 연결을 종료하고, 상기 파워 서플라이는 상기 트리거 전압의 공급을 중단한다.

[0018] 상기 트리거 전압의 공급이 종료되어도 상기 램프는 오프 모드를 유지하며, 상기 제어부는 상기 오프 모드에서 실제 구동 전압을 공급하도록 상기 파워 서플라이를 제어한다.

[0019] 상기 실제 구동 전압을 상기 램프로 공급하는 파워 서플라이; 상기 공급된 실제 구동 전압에 따라 발생하는 상기 램프의 출력을 센싱하는 착탈가능한 광센서; 및 상기 센싱된 램프의 출력이 상기 실제 구동 전압에 대응하는 출력이 아니면, 상기 센싱된 램프의 출력이 조절되도록 상기 램프로 공급되는 실제 구동 전압을 조절하는 제어부;를 더 포함한다.

[0020] 상기 센싱된 램프의 출력과 상기 실제 구동 전압에 대응하는 출력의 차이와, 상기 차이에 매핑된 가변 구동 전압을 저장하는 매핑테이블;을 더 포함하며, 상기 제어부는, 상기 센싱된 램프의 출력과 상기 실제 구동 전압에 대응하는 출력의 차이에 매핑된 가변 구동 전압을 상기 매핑테이블로부터 확인하고, 상기 확인된 가변 구동 전압을 상기 램프로 공급하도록 상기 파워 서플라이를 제어한다.

[0021] 상기 센싱된 램프의 출력을 표시하고, 사용자로부터 상기 실제 구동 전압을 가변한 가변 구동 전압을 입력받는 사용자 인터페이스부;를 더 포함하며, 상기 제어부는, 상기 사용자 인터페이스부를 통해 입력받은 가변 구동 전압을 상기 램프로 공급하도록 상기 파워 서플라이를 제어한다.

[0022] 250um 직경을 가지며, 상기 집속된 레이저광을 외부로 출력하는 통합 파이버;를 더 포함한다.

[0023] 상기 레이저 발생부는, 상기 램프와 상기 로드 사이에 구비되어 상기 램프로부터 방사되는 광에서 400nm 파장 이하의 자외선을 차단한 채 상기 로드로 전달시키는 자외선 차단 필터; 및 상기 램프, 상기 필터 및 상기 로드를 보호하고, 상기 램프에서 방사되는 광을 상기 자외선 차단 필터 또는 상기 로드로 전달하는 세라믹관;을 더 포함하며, 상기 로드는 상기 프런트 마운트와 상기 리어 마운트 사이에서 증폭 및 공진에 의한 레이저광을 발생시킨다.

[0024] 상기 필터는 크리스탈 재질로 형성되고, 상기 로드는 이티늄(Yttrium), 알루미늄(Aluminum), 페로브스카이트(Perovskite)에 네오디뮴(Nd)을 도핑한 결정체로 형성되고, 상기 레이저광은 연질 조직 및 경질 조직에게 열을 가하여 치료가 가능하도록 1350nm의 파장을 갖는다.

[0025] 상기 리어 마운트는, 상기 원하는 파장의 레이저광을 통과시키기 위해 코팅처리된 리어 미러;를 포함한다.

[0026] 상기 레이저 발생부의 외곽에 구비되어 상기 램프, 상기 필터, 상기 로드, 및 세라믹관을 외부 충격으로부터 보호하기 위한 챔버를 구비하며, 상기 챔버 내부로 물을 주입시켜 빛을 발산시키는 램프와 그 빛을 받아 열이 축적되는 로드 주위로 물을 순환시킴으로써 온도를 낮추고 챔버 외부로 온도가 상승 된 물을 내보냄으로써 물의 온도를 낮추는 과정을 반복적으로 수행하는 냉각기;를 더 구비할 수 있다.

[0027] 상기 냉각기는, 상기 챔버 내부로 물을 주입시키는 워터 펌프와; 상기 워터 펌프에 수냉 순환방식으로 물을 공급하기 위하여 물을 저장하고 있는 워터 탱크와; 상기 워터 탱크의 내부 상측에 배치되어 물 수위를 감지함으로써 물 수위가 기준값 이하로 내려갈경우 이상신호를 발생시키는 수위감지센서와; 상기 워터 탱크의 내부 하측에 배치되어 물의 온도를 감지하여 적정 온도 이상으로 온도가 올라 갈 경우 이상신호를 발생시키는 제 1 온도감지센서; 및 상기 챔버에 부착되어 챔버가 적정 온도 이상으로 온도가 올라 갈 경우 이상신호를 발생시키는 제 2 온도감지센서;를 구비하며, 상기 수위감지센서, 제 1 온도감지센서, 및 제 2 온도감지센서 중 어느 하나 이상의 감지센서에서 이상신호가 발생할 경우 동작전원을 차단할 수 있다.

발명의 효과

[0029] 본 발명에 따르면, 램프를 처음 구동할 때 필요한 트리거 전압을 램프로 직접 공급하여 램프를 구동시킨 후 램프를 오프 모드로 전환시키고, 필요한 경우 하이 전압을 공급하되 트리거 전압과는 분리하여 공급함으로써, 트리거 부품에 노후화가 발생하는 경우, 트리거 부품만 교체하여 부품 유지 비용을 절감시킬 수 있다.

[0030] 또한, 본 발명에 따르면, 10W 전후의 고출력에도 잘 타지 않으면서 기존의 220 파이버와 동일한 곡률을 가지며,

근관 내부의 치료가 가능하면서 치주 치료 시 부러지지 않는 파이버를 사용함으로써 유지 비용을 감소시키는 효과를 제공할 수 있다.

[0031] 또한, 본 발명에 따르면, 레이저 빔 조사를 위해 램프를 초기에 온시킨 후 오프 모드, 즉, 슬리핑 모드로 전환하고, 이후, 원하는 파장의 레이저광을 출력함으로써 램프의 수명을 연장시킬 수 있다.

[0032] 또한, 본 발명에 따르면, 램프의 노후화로 램프의 출력이 저하되어도 간단한 조작으로 램프의 밝기를 정상화시켜 치료가 가능하도록 하고, 램프의 교체 주기가 단축되는 것을 방지할 수 있다.

[0033] 또한, 본 발명에 따르면, 워터펌프에 물을 공급하는 워터탱크 내부에 수위감지센서와 온도감지센서를 구비하고 챔버에 온도감지센서를 추가로 배치함으로써 제품의 이상발생시 장비의 동작을 차단함으로써 안전성을 높일 수 있다.

[0034] 본 발명의 효과는 이상에서 언급된 것들에 한정되지 않으며, 언급되지 아니한 다른 효과들은 아래의 기재로부터 당업자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

도면의 간단한 설명

[0036] 도 1은 본 발명의 실시 예에 따른 의료용 레이저 조사 장치의 정면도,

도 2는 본 발명의 실시 예에 따른 의료용 레이저 조사 장치의 측면도,

도 3은 도 1에 도시된 의료용 레이저 조사 장치의 정면 분해도,

도 4는 도 2에 도시된 의료용 레이저 조사 장치의 측면 분해도,

도 5는 도 1 내지 도 4를 참조하여 설명한 의료용 레이저 조사 장치의 블록도로서, 설명의 편의를 위해 개략적으로 도시한 도면,

도 6은 본 발명의 실시 예에 따른 하는 파이버를 도시한 도면,

도 7은 램프의 초기 구동 방식을 비교설명하기 위한 도면,

도 8은 본 발명의 실시 예에 따른 제어 장치를 도시한 블록도,

도 9는 사용자 IF부를 도시한 도면,

도 10은 파장에 따른 물 흡수율을 비교한 그래프, 그리고,

도 11은 파장에 따른 피부 침투율을 비교한 그래프이다.

도 12는 본 발명의 실시예에 따른 수냉 순환방식의 냉각기를 설명하기 위한 도면이다.

도 13은 도 12에 도시된 냉각기의 제어장치를 도시한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0037] 이상의 본 발명의 목적들, 다른 목적들, 특징들 및 이점들은 첨부된 도면과 관련된 이하의 바람직한 실시 예들을 통해서 쉽게 이해될 것이다.

[0038] 본 명세서에서, 어떤 구성요소가 다른 구성요소 상에 있다고 언급되는 경우에 그것은 다른 구성요소 상에 직접 형성될 수 있거나 또는 그들 사이에 제 3의 구성요소가 개재될 수도 있다는 것을 의미한다. 또한, 도면들에 있어서, 구성요소들의 두께는 기술적 내용의 효과적인 설명을 위해 과장된 것이다.

[0039] 본 명세서에서 제1, 제2 등의 용어가 구성요소들을 기술하기 위해서 사용된 경우, 이들 구성요소들이 이 같은 용어들에 의해서 한정되어서는 안 된다. 이들 용어들은 단지 어느 구성요소를 다른 구성요소와 구별시키기 위해서 사용되었을 뿐이다. 여기에 설명되고 예시되는 실시 예들은 그것의 상보적인 실시 예들도 포함한다.

[0040] 이하, 도면을 참조하여 본 발명을 상세히 설명하도록 한다. 아래의 특정 실시 예들을 기술하는데 있어서, 여러 가지의 특정적인 내용들은 발명을 더 구체적으로 설명하고 이해를 돕기 위해 작성되었다. 어떤 경우에는, 발명을 기술하는 데 있어서 흔히 알려졌으면서 발명과 크게 관련 없는 부분들은 본 발명을 설명하는 데 있어 별 이유 없이 혼돈이 오는 것을 막기 위해 기술하지 않음을 미리 언급해 둔다.

[0041] 이하, 본 발명에서 실시하고자 하는 구체적인 기술내용에 대해 첨부도면을 참조하여 상세하게 설명하기로 한다.

[0042] 먼저, 본 발명의 실시 예에 따른 의료용 레이저 조사 장치는 Nd YAP에 적용가능하다.

[0043] 도 1은 본 발명의 실시 예에 따른 의료용 레이저 조사 장치의 정면도이고, 도 2는 본 발명의 실시 예에 따른 의료용 레이저 조사 장치의 측면도이다.

[0044] 도 1 및 도 2를 참조하면, 본 발명의 실시 예에 따른 의료용 레이저 조사 장치는 베이스부(10), 레이저 발생부(20), 챔버(30), 프런트 마운트(Front Mount)(40), 리어 마운트(Rear Mount)(50), 포커싱 마운트(Focusing Mount)(60), 파이버 마운트(Fiber Mount)(70) 및 가이드 마운트(Guide Mount)(80)를 포함한다.

[0045] 베이스부(10)에는 레이저 발생부(20), 챔버(30), 프런트 마운트(40), 리어 마운트(50), 포커싱 마운트(60), 파이버 마운트(70) 및 가이드 마운트(80)가 고정된다.

[0046] 레이저 발생부(20)는 레이저 조사 장치가 초기에 온(on)되어 초기 전압이 공급되면 빛을 방사하고, 이후 치료에 필요한 전압이 공급되면, 설정된 파장을 포함하는 레이저광을 발생한다.

[0047] 챔버(30)는 레이저 발생부(20)의 외곽에 구비되어 레이저 발생부(20)를 외부 충격으로부터 보호한다.

[0048] 프런트 마운트(40)는 레이저 발생부(20)로부터 방사되는 레이저광을 다시 레이저 발생부(20)로 전반사시킨다.

[0049] 프런트 마운트(40)에 의해 전반사된 레이저광은 레이저 발생부(20)에서 증폭 및 공진되어 원하는 파장을 포함하는 레이저광으로 발생된다. 레이저광의 증폭은 램프(21)에서 광이 지속적으로 방사되므로, 이전에 발생한 레이저광이 전반사되어 다시 입사되는 동안 새로 발생한 광(즉, 레이저광)과 합쳐지기 때문이다.

[0050] 리어 마운트(50)는 레이저 발생부(20)에서 증폭 및 공진되어 출력된 레이저광 중 원하는 파장의 레이저광을 통과시킨다.

[0051] 포커싱 마운트(60)는 리어 마운트(50)를 통과한 레이저광을 집속시켜 출력한다.

[0052] 파이버 마운트(70)는 포커싱 마운트(60)에 의해 집속 출력된 레이저광을 입력받아 외부, 즉, 치료하고자 하는 위치로 출력한다.

[0053] 가이드 마운트(80)는 치료하는 부위를 사용자가 확인할 수 있도록 가이드한다.

[0054] 도 3은 도 1에 도시된 의료용 레이저 조사 장치의 정면 분해도이고, 도 4는 도 2에 도시된 의료용 레이저 조사 장치의 측면 분해도이다.

[0055] 도 1 내지 도 4를 참조하면, 레이저 발생부(20)는 램프(21), 자외선 차단 필터(23), 로드(Lod)(25) 및 세라믹관(27)을 포함한다.

[0056] 램프(21)는 초기 구동 전압인 트리거 전압에 의해 구동 대기 상태로 되고, 이후 공급되는 실제 구동 전압에 의해 광을 방사한다. 방사된 광은 자외선 차단 필터(23)로 입사된다. 램프(21)는 플래시 램프일 수 있다.

[0057] 자외선 차단 필터(23)는 램프(21)의 하단에 위치하며, 램프(21)로부터 방사되어 입사된 광을 로드(25)로 전달한다. 이 때, 자외선 차단 필터(23)는 입사된 광 중 400nm 이하의 파장은 통과하지 못하도록 필터링하고, 400nm를 초과하는 파장의 광이 필터를 통과하여 로드(25)로 입사되도록 한다. 이러한 자외선 차단 필터(23)는 크리스탈 재질로 형성되며, 세라믹관(27)의 중간에 삽입될 수 있다.

[0058] 여기서, 상기 자외선 차단 필터(23)는 램프에서 발생되는 자외선 파장의 빛이 직접 로드(25)에 전달되는 경우에 로드(25)의 표면에 코팅된 코팅층을 파손시킬 수 있기 때문에 램프(21)와 로드(25)사이에 삽입되어 로드에 손상을 끼치는 400nm 이하의 파장을 갖는 자외선을 필터링 하는 역할을 수행할 수 있다.

[0059] 로드(25)는 램프(21)에서 방사된 후 자외선 차단 필터(23)를 거쳐 입사된 광을 흡수하여 레이저로 변환한다. 이 때, 램프(21)에서 조사되는 광을 로드(25)로 전달하고 그 빛을 보관하는 역할을 세라믹관(27)이 하며, 로드(25)는 프런트 마운트(40)와 리어 마운트(50) 사이에서 광이 증폭 및 공진되도록 하여 원하는 파장의 레이저광을 발생시킨다. 이때, 레이저광은 연질 조직 및 경질 조직에게 열을 가하여 치료할 수 있도록 1350nm의 파장을 갖는다.

[0060] 로드(25)의 매질은 Nd-YAP 매질로서, 이티늄(Yttrium), 알루미늄(Aluminum), 페로브스카이트(Perovskite)에 네오디움(Nd)을 도핑한 결정체로 레이저광을 발생시키도록 형성된다.

[0061] 세라믹관(27)은 내부에 삽입되는 램프(21), 자외선 차단 필터(23) 및 로드(25)를 보호하고, 램프(21)에서 방사되는 광을 모두 자외선 차단 필터(23) 또는 로드(25)로 전달한다. 이를 위해, 세라믹관(27)은 세라믹 물질을 압

축하여 고온에서 도자기처럼 구워서 제작된다.

[0062] 한편, 챔버(30)는 내부에 삽입되는 세라믹관(27)을 외부의 충격으로부터 보호한다. 따라서, 램프(21), 자외선 차단 필터(23), 로드(25) 및 세라믹관(27)은 챔버(30)에 의해 보호된다. 챔버(30)는 방수캡(31), 램프 및 로드 고정 홀더(33), 램프 홀더(35) 및 로드 홀더(37)를 포함한다.

[0063] 방수캡(31)은 방수를 위하여 고무로 만들어지며, 챔버(30)에 고정된다.

[0064] 램프 및 로드 고정 홀더(33)는 램프(21)와 로드(25)의 위치 고정을 위하여 방수캡(31)에 고정된다. 램프 및 로드 고정 홀더(33)가 위치 고정된 후, 램프(21)와 로드(25)가 램프 및 로드 고정 홀더(33)에 삽입된다.

[0065] 그리고, 램프 홀더(35)는 램프(21)에 삽입된 후 램프 및 로드 고정 홀더(33)에 고정되고, 로드 홀더(37)는 로드(25)에 삽입된 후 램프 및 로드 고정 홀더(33)에 고정된다.

[0066] 프런트 마운트(40)는 프런트 미러(41), 프런트 X축 조절부(43) 및 프런트 Y축 조절부(45)를 포함한다.

[0067] 프런트 미러(41)는 프런트 마운트(40) 내에 삽입되어져 있고, 레이저 발생부(20)로부터 입사된 레이저광을 다시 로드(25)로 최대 100% 전반사시킨다. 프런트 X축 조절부(43) 및 프런트 Y축 조절부(45)는 입사된 레이저광이 로드(25)로 전반사되도록 X세로와 Y가로 위치를 조절하는데 사용된다.

[0068] 프런트 미러(41)에 의해 전반사되어 다시 로드(25)로 입사된 레이저광은 램프(21)에 의해 증폭되어 리어 마운트(50)로 전달된다. 이 때, 램프(21)의 펄스파의 동작으로 인해 부분적으로 1350nm보다 낮은 파장의 레이저광이 생성되어, 로드(25)에서 증폭된 레이저광은 낮은 파장의 레이저광을 포함할 수 있다.

[0069] 리어 마운트(50)는 리어 필터(51), 리어 X축 조절부(53) 및 리어 Y축 조절부(55)를 포함한다.

[0070] 리어 필터(51)는 리어 마운트(50)에 삽입되어 있고, 반사물질의 미세입자를 열을 이용하여 녹인 후 미러에 증착시켜 코팅한 형태를 갖는다. 이는, 로드(25)에서 증폭된 레이저광이 부분적으로 1350nm보다 낮은 파장의 레이저광을 포함하므로, 리어 필터(51)에서 부분적 방사가 가능하도록 하기 위함이다. 따라서, 리어 필터(51)로 입사된 레이저광 중 일부는 리어 필터(51)를 통과하고, 나머지는 로드(25)로 반사된다. 통과되는 일부는 예를 들어, 70% 내외이고, 나머지는 30% 내외일 수 있다. 이때, 리어 필터(51)는 로드(25)로부터 입사된 증폭된 레이저광 중 1100nm 이하의 파장은 차단하고, 1350nm의 파장을 갖는 레이저광은 통과시킨다.

[0071] 리어 X축 조절부(53) 및 리어 Y축 조절부(55)는 리어 필터(51)를 통과한 레이저광이 포커싱 마운트(60)로 입사되도록 X세로와 Y가로 위치를 조절하는데 사용된다.

[0072] 포커싱 마운트(60)는 포커싱 렌즈(61), 포커싱 Z축 조절부(63), 포커싱 X축 조절부(65) 및 포커싱 Y축 조절부(67)를 포함한다. 리어 마운트(50)에서 출력된 레이저광은 포커싱 마운트(60)로 전달되어 포커싱 렌즈(61)에 의해 집속된다.

[0073] 포커싱 렌즈(61)로 집속된 레이저광의 위치는 포커싱 Z축 조절부(63)에 의해 Z앞뒤의 위치가 조절되고, 파이버 마운트(70)로 입사되도록 포커싱 X축 조절부(65) 및 포커싱 Y축 조절부(67)에 의해 X세로와 Y가로 위치가 조절된다.

[0074] 파이버 마운트(70)는 파이버 X축 조절부(71), 파이버 Y축 조절부(73), 프로텍션 렌즈(75) 및 파이버 고정부(77)를 포함한다.

[0075] 포커싱 마운트(60)에서 출력된 레이저광은 파이버 마운트(70)로 입사된다. 파이버 X축 조절부(71) 및 파이버 Y축 조절부(73)는 입사된 레이저광인 파이버(90)로 전달되도록 X세로와 Y가로 위치를 조절하는데 사용된다.

[0076] 프로텍션 렌즈(75)는 파이버 마운트(70)의 끝 부분이 외부에 노출되어 있으므로 인해 외부로부터 유입될 수 있는 이물질을 차단한다.

[0077] 파이버 고정부(77)에는 파이버(90)가 삽입 및 고정된다.

[0078] 가이드 마운트(80)는 레이저 다이오드(81), 가이드 X축 조절부(83) 및 가이드 Y축 조절부(85)를 포함한다.

[0079] 레이저 다이오드(81)는 저출력 다이오드로서, 약 650nm의 적색 레이저광을 출력한다.

[0080] 가이드 X축 조절부(83) 및 가이드 Y축 조절부(85)는 레이저 다이오드(81)에서 출력된 적색 레이저광이 1350nm의 파장을 갖는 레이저광과 동일한 방향으로 진행하도록 X축 세로와 Y축 가로를 조절하는데 사용된다. 레이저 다이오드(81)는 1350nm의 파장을 갖는 레이저 광과 함께 또는 적색 레이저광만 출력하도록 구성된다.

[0081] 이하에서는 상술한 의료용 레이저 조사 장치의 구체적인 동작 또는 특징에 대해 보다 자세히 설명한다.

[0082] 도 5는 도 1 내지 도 4를 참조하여 설명한 의료용 레이저 조사 장치의 블록도로서, 설명의 편의를 위해 개략적으로 도시한 도면이다.

[0083] 도 5를 참조하면, 본 발명의 실시 예에 따른 의료용 레이저 조사 장치는 베이스부(10), 램프(21), 로드(25), 챔버(30), 프런트 미러(41), 리어 필터(51), 포커싱 렌즈(61), 레이저 다이오드(81), 파이버(90), 워터 펌프(100), 파워 서플라이(200), 제어장치(300) 및 광센서(400)를 포함한다.

[0084] 베이스부(10), 램프(21), 로드(25), 챔버(30), 프런트 미러(41), 리어 필터(51), 포커싱 렌즈(61), 프로텍트 렌즈(75), 및 레이저 다이오드(81)는 도 1 내지 도 4를 참조하여 상술하였으므로 자세한 설명은 생략한다.

[0085] 파이버(90)는 250um의 전체 직경을 가지며, 포커싱 마운트(60)에 의해 집속된 레이저광을 외부(즉, 치료 부위)로 출력하는 통합 광파이버이다. 의료용 레이저 조사 장치가 치과에서 사용되는 경우, 파이버(90)는 치주 치료와 엔도 치료에 겸용하여 치료가능하다.

[0086] 도 6은 본 발명의 실시 예에 따른 하는 파이버(90)를 도시한 도면이다.

[0087] 도 6을 참조하면, 파이버(90)는 코어(91), 글래드(93) 및 자켓(95)을 포함한다.

[0088] 코어(91)는 파이버 내부를 이루고, 글래드(93)는 코어(91)를 둘러싸 코어(91)를 충격으로부터 보호한다. 코어(91)와 글래드(93)에는 실리카가 도핑된다. 자켓(95)은 코어(91)와 글래드(93)를 보호하며, 폴리마이드로 형성된다.

[0089] 파이버(90)는 코어(91)와 글래드(93)의 굴절률을 조절하여 전반사를 이용하여 레이저광을 전달하며, 특히, 본 발명의 실시 예에서 사용하는 레이저광을 효과적으로 전달 및 이용할 수 있도록 만들어진다.

[0090] 또한, 포커싱 마운트에서 집속되어 출력되는 레이저광의 직경이 200um 일 때 상기 파이버(90)를 구성하는 코어(91)의 직경은 상기 레이저광의 직경에 대응되는 200um의 크기로 형성될 수 있다.

[0091] 일반적으로, 기존 치과 치료에서는, 근관 치료시에는 220 파이버를 사용하고, 치주 치료시에는 320 파이버를 사용한다. 따라서, 본 발명에서 제안하는 250um의 파이버(90)를 사용하는 경우, 기존의 문제점을 해결하면서 근관 치료와 치주 치료에 같이 사용하는 것이 가능하다. 특히, 250um의 파이버(90)는 10W(또는, 최대순간출력 2800W)의 고열에도 잘 타지 않으며 220um의 파이버와 동일한 곡률(탄성)을 가지고 있어 근관 내부에 자유롭게 들어갈 수 있으며, 동시에 단단하여 치주에서 부러지는 현상을 해결할 수 있다. 즉, 250um의 파이버(90)는 기존의 220 파이버의 장점과 320 파이버의 장점을 고루 갖추고 있다.

[0092] 다시 도 5를 참조하면, 워터 펌프(100)는 치과 치료 시 필요한 물을 제공함으로서 램프(21)의 열을 냉각시켜주는 역할을 수행하며, 수냉 순환방식으로 동작될 수 있다.

[0093] 즉, 본 발명의 실시예에서는, 워터 펌프(100)에 수냉 순환방식으로 물을 공급하기 위한 냉각기를 구비하고 있으며, 이에 대한 상세한 설명은 후술하는 도 12 내지 도13에서 상세하게 기술하기로 한다.

[0094] 파워 서플라이(200)는 제어 장치의 제어에 의해 트리거 전압 및 실제 구동 전압을 램프(21)로 다이렉트로 공급한다. 트리거 전압은 의료용 레이저 조사 장치에 처음 전원이 온되는 경우 램프(21)를 구동하기 위한 초기 구동 전압이다. 파워 서플라이(200)는 트리거 전압을 램프(21)로 다이렉트로 공급하도록 트리거 회로가 형성되며, 트리거 전압의 공급이 종료되면, 즉, 램프(21)가 구동 대기 상태로 전환되면, 제어 장치(300)의 제어에 의해 실제 구동 전압을 램프(21)로 공급하도록 실제 구동 전압 회로가 형성될 수 있다.

[0095] 본 발명의 실시 예에서는 트리거 전압으로서 100V, 실제 구동 전압으로서 500V를 편의상 예로 들어 설명하며, 이에 한정되지 않음은 물론이다. 또한, 실제 구동 전압이 트리거 전압(V_T)에 비해 높으므로, 본 발명의 실시 예에서 실제 구동 전압과 고전압(High Voltage, V_H)은 동일한 의미로 사용된다.

[0096] 도 7은 램프(21)의 초기 구동 방식을 비교설명하기 위한 도면이다.

[0097] 도 7을 참조하면, 기존에는 파워 서플라이의 트리거가 챔버로 트리거 전압(V_T)을 공급하여 램프의 외부로 전압이 유입됨으로써 램프가 구동되도록 한다. 이후, 실제 치료가 필요한 경우, 파워 서플라이가 램프로 실제 구동 전압(V_H)을 공급한다. 이로써, 기존에는 램프의 수명이 남아있음에도 불구하고, 트리거 부품과의 특성에 맞추기 위하여 램프를 교체하여야만 한다.

[0098] 이에 반해, 본 발명의 실시 예에서는 트리거 전압과 실제 구동 전압이 혼합된 램프 구동 방식을 사용한다. 즉, 첫 램프(21) 구동시에는 파워 서플라이(200)가 직접 램프(21)로 트리거 전압(V_T)을 공급하여 램프(21)가 구동 상태가 되도록 하고, 이후 실제 구동 전압(V_H) 공급 시에는 트리거 전압(V_T)을 분리시켜 램프(21)로 실제 구동 전압(V_H)을 공급한다.

[0099] 이로써, 본 발명의 실시 예에서와 같은 램프 구동 방식을 적용하는 경우에는, 파워 서플라이(200)가 트리거 전압과 실제 구동 전압을 혼합하여 램프(21)로 직접 공급함으로써, 램프(21)의 불필요한 교체를 방지할 수 있게 된다.

[0100] 한편, 제어 장치는 초기 램프 구동 방식과 칼리브레이션 기능을 담당한다.

[0101] 먼저, 제어 장치의 초기 램프 구동 방식에 대해 도 8을 참조하여 설명한다.

[0102] 도 8은 본 발명의 실시 예에 따른 제어 장치를 도시한 블록도로서, 초기 램프 구동을 설명하기 위한 도면이다.

[0103] 도 8을 참조하면, 제어 장치(300)는 사용자 인터페이스(IF)부(310), 제어부(320), A/D 컨버터(330) 및 스위치(340)를 포함한다.

[0104] 사용자 IF부(310)는 사용자가 치료 부위를 치료하기 위해 레이저광의 생성 명령을 입력받는다. 사용자 IF부(310)는 터치 패널 형태로 구현되거나, 화면과 다양한 버튼, 조작부 등으로 구현된다.

[0105] 제어부(320)는 의료용 레이저 조사 장치의 초기 전원 공급 시, 트리거 전압을 램프(21)로 공급하고, 이후 실제 구동 전압을 램프(21)로 공급하도록 파워 서플라이(200)와 스위치(340)를 제어한다.

[0106] 또한, 제어 장치(300)는 램프(21)가 트리거 전압에 의해 구동 대기 상태가 되면, 오프 모드를 유지하도록 한다. 오프 모드는 램프(21)가 트리거 전압에 의해 구동 대기 상태가 되면, 램프(21)가 광을 방사하지는 않으나 즉각 구동이 가능한 슬리핑 모드와 같은 것으로서, 불필요한 전력 소모를 방지하고, 램프(21)의 수명을 연장할 수 있다. 이를 위하여, 제어부(320)는 초기 전원 공급 시 트리거 전압의 공급을 명령하는 플래그 0과, 트리거 전압의 공급 종료를 명령하는 플래그 1을 파워 서플라이(200)와 스위치(340)로 출력한다.

[0107] A/D 컨버터(330)는 제어부(320)로부터 입력되는 플래그 0 또는 1의 디지털 신호를 아날로그로 변환하고, 플래그 값 0 또는 1에 대응하여 변환된 값을 스위치(340)로 전달한다.

[0108] 스위치(340)는 파워 서플라이(200)와 램프(21)를 전기적으로 도통가능하도록 연결한다. 스위치(340)는 제어부로부터 플래그 0이 입력되면 A/D 컨버터(330)로부터 그 변환된 값을 받아, 파워 서플라이(200)와 램프(21)가 연결되도록 동작하며, 이로써, 파워 서플라이(200)가 공급하는 트리거 전압이 램프(21)로 전달되도록 한다. 또한, 스위치(340)는 제어부로부터 플래그 1이 입력되면 A/D 컨버터(330)로부터 그 변환된 값을 받아, 파워 서플라이(200)와 램프(21)의 연결을 끊으며, 파워 서플라이(200)도 트리거 전압의 공급을 중단한다.

[0109] 트리거 전압의 공급이 종료되어도 램프(21)는 오프 모드에서 구동 대기 상태를 유지하며, 제어부(320)는 사용자 IF부(310)를 통해 레이저광의 사용이 요청되면, 실제 구동 전압을 램프(21)로 공급하도록 파워 서플라이(200)를 제어한다.

[0110] 기존에는 트리거 전압이 공급되어 램프가 온 된후, 레이저 조사 장치를 사용하지 않음에도 불구하고, 램프는 온 상태를 유지한다. 이로써 램프가 계속 켜져 있으므로 램프의 수명이 짧아지게 된다. 그러나, 본 발명의 실시 예에서는 램프(21)가 트리거 전압에 의해 온 된 후, 다시 오프 모드를 유지하므로, 장치가 실제로 사용될 때에만 램프(21)가 발광하도록 하여 램프(21)의 수명을 연장시키는 것이 가능하다.

[0111] 다음, 제어 장치의 칼리브레이션 기능에 대해 설명한다.

[0112] 의료용 레이저 조사장치를 오랜 시간 사용하게 되면 램프(21)의 노후화로 램프(21)의 출력(즉, 에너지 또는 램프의 밝기 정도)이 저하되어, 램프(21)를 교체하여야 한다. 그러나, 갑작스런 출력 저하로 인해 램프(21)를 교체하기 위해서는 AS를 이용하거나 램프(21)를 구입하는 등의 절차를 거쳐야 한다. 따라서, 본 발명의 실시 예에서는 이러한 문제를 보완하기 위하여 칼리브레이션 기능을 제공한다.

[0113] 칼리브레이션 기능은 램프(21)의 출력이 저하된 경우, 레이저 조사 장치의 실제 구동 전압을 올려주어 램프(21)가 정상적인 밝기로 출력하도록 보정함으로써 램프(21)의 수명을 연장하도록 하는 기능이다. 따라서, 사용자가 직접 램프(21)의 교체가 어렵거나 AS가 가능할 때까지 임시적으로 정상 출력의 램프(21)를 사용하는 것이 가

능하다.

[0114] 본 발명의 실시 예에서는 제어 장치가 자동으로 칼리브레이션 기능을 제공하거나, 사용자에 의해 수동으로 칼리브레이션 기능을 제공할 수 있다.

[0115] 먼저, 자동 칼리브레이션 기능 제공 방법에 대해 도 8을 참조하여 설명한다.

[0116] 자동 칼리브레이션 기능을 위해, 의료용 레이저 조사 장치는 광센서(400) 및 매핑 테이블(500)을 더 포함한다.

[0117] 광센서(400)는 파워 서플라이(200)에서 공급된 실제 구동 전압에 따라 발생하는 램프(21)의 출력을 센싱하는 디텍터로서, 의료용 레이저 조사 장치에 착탈가능하다. 광센서(400)에서 센싱된 램프(21)의 출력 값은 AD 컨버터(330)에서 디지털로 변환된 후 제어부(320)로 전달된다.

[0118] 매핑 테이블(500)은 광센서(400)에 의해 센싱된 램프(21)의 출력과 실제 구동 전압에 대응하는 정상적인 출력의 차이와, 차이에 매핑된 가변 구동 전압을 매핑 저장한다. 실제 구동 전압에 대응하는 출력은 예를 들어, 실제 구동 전압이 500V인 경우 정상적으로 출력되어야 하는 램프(21)의 출력을 의미한다. 가변 구동 전압은 실제 구동 전압이 500V에 대응하는 램프(21)의 정상 출력이 10W인 경우, 센싱된 램프(21)의 출력이 8W라면, 8W를 10W로 상향조정하는데 필요한 구동 전압을 의미한다.

[0119] 제어부(320)는 센싱된 램프(21)의 출력이 실제 구동 전압에 대응하여 매핑된 출력이 아니면, 센싱된 램프(21)의 출력이 상향 또는 하향 조절되도록 램프(21)로 공급되는 실제 구동 전압을 조절한다. 예를 들어, 제어부(320)는 센싱된 램프(21)의 출력과 실제 구동 전압에 대응하는 출력의 차이를 매핑 테이블(500)에서 확인하고, 확인된 차이에 매핑된 가변 구동 전압을 다시 매핑 테이블(500)로부터 확인한다. 또는, 제어부(320)는 상술한 '출력 간의 차이'와 실제 구동 전압(또는 가변 구동 전압) 간의 상관관계를 나타내는 수식(사전에 산출됨)을 이용하여 가변 구동 전압을 산출할 수도 있다.

[0120] 그리고, 제어부(320)는 확인된 또는 산출된 가변 구동 전압을 램프(21)로 공급하도록 파워 서플라이(200)를 제어한다.

[0121] 다음으로, 수동으로 칼리브레이션 기능을 제공하는 방법에 대해 도 8을 참조하여 설명한다.

[0122] 사용자 IF부(310)는 광센서(400)에 의해 센싱된 램프(21)의 출력을 표시하고, 사용자로부터 가변 구동 전압을 입력받는다. 따라서, 사용자가 육안으로 볼 때 램프(21)의 출력이 저하된 것으로 판단되거나, 램프(21)의 출력이 저하되었음을 알리는 알람이 사용자 IF부(310)에 표시되면, 사용자는 사용자 IF부(310)를 조작하여 실제 구동 전압을 조정한 가변 구동 전압을 입력한다.

[0123] 제어부(320)는, 사용자 IF부(310)를 통해 입력받은 가변 구동 전압을 램프(21)로 공급하도록 파워 서플라이(200)를 제어한다. 레이저 발생부(20)는 가변 구동 전압에 따라 레이저광을 발생한다.

[0124] 광센서(400)가 의료용 레이저 조사 장치에 장착된 경우, 제어부(320)는 광센서(400)에 의해 센싱되는 램프(21)의 출력을 주기적으로 사용자 IF부(310)에 표시하고, 가변 구동 전압에 의해 변화된 램프(21)의 출력도 표시하도록 제어할 수도 있다. 이러한 경우, 사용자는 보다 쉽고 정확하게 램프(21)의 출력, 즉, 가변 구동 전압을 조정할 수 있다.

[0125] 한편, 또 다른 수동 칼리브레이션 방법으로서, 매핑 테이블(500)에는 사용자가 주로 사용하는 치료 모드와, 각 치료 모드에 적합한 실제 구동 전압이 설정되어 매핑저장된다. 따라서, 램프(21)의 출력이 저하되었거나 높아졌다고 사용자가 판단한 경우, 사용자는 도 9에 도시된 사용자 IF부(310)를 조작하여 현재 램프(21)로 공급된 실제 구동 전압의 표시를 요청한다.

[0126] 제어부(320)는 사용자 요청에 따라 실제 구동 전압을 매핑 테이블(500)에서 확인하여 사용자 IF부(310)에 표시한다. 사용자는 표시된 실제 구동 전압을 참조하여, 사용자 IF부(310)를 조작하여 구동 전압을 높이거나 줄일 수 있다.

[0127] 기존에는 램프(21)의 출력이 저하된 경우, 레이저 조사 장치의 케이스를 분리하고, 기술자나 사용자가 직접 실제 구동 전압을 조정하고 있다. 이로써, 레이저 조사 장치의 조작에 어려움을 느끼는 사용자는 AS가 가능할 때까지 원하는 기능을 사용할 수 없으며, 또한, 500V, 510V, 520V 등 정해진 구동 전압 중 하나를 지정하여 램프의 출력을 조정한다. 그러나, 본 발명의 실시 예에서는 상술한 자동 또는 수동 칼리브레이션 기능을 제공하면서, 500V, 510V, 520V 뿐만 아니라 미세한 단위(예를 들어, 501V, 502V 등)로도 실제 구동 전압을 조정하는 것이 가능하다.

[0129] 한편, 상술한 본 발명의 실시 예에 따르면, 레이저 발생부(20)는 1350nm의 레이저광을 발생하는 로드(25)를 사용하는 것을 특징으로 한다. 아래에서는 도 10 및 도 11을 참조하여 1350nm 파장의 레이저광을 사용함으로써 얻는 효과에 대해 설명한다.

[0130] 도 10은 파장에 따른 물 흡수율을 비교한 그래프이다.

[0131] 도 10을 참조하면, 기존에 사용한 1340nm 파장의 레이저광에 비해 본 발명에서는 약 10nm 더 큰 파장대를 사용한다. 이는, 도 10에 도시된 바와 같이, 물에 대한 레이저광의 흡수도(흡수계수: Absorption Coefficient)가 1340nm 파장보다 더 우수하기 때문이다. 좀 더 자세히 설명하면, 1350nm 파장을 사용하는 경우 빠른 속도로 레이저광이 물에 흡수되어 치료를 위한 주변의 조직에 손상을 주지 않고 표적 조직, 삭마(ablation)할 수 있다. 또한, 1350nm 레이저광의 조사로 치료 부위의 절단과 동시에 혈액이 응고되므로, 절개 후 지혈에 탁월하며 빠른 지혈을 통해 환부의 오염과 감염을 줄일 수 있다.

[0132] 도 11은 파장에 따른 피부 침투율을 비교한 그래프이다.

[0133] 도 11을 참조하면, 치과 치료의 특성상 잇몸의 두께가 얇은 경우 다른 파장대의 레이저광은 피부침투율(관통거리: Depth Penetration)이 상대적으로 높아 치조골에 영향을 준다. 그러나, 1350nm 파장의 레이저광을 사용하는 경우, 레이저광이 잇몸에 직접 닿지 않게만 사용하면 레이저광의 파장이 잇몸 안으로 침투하여 치주골에 직접적으로 영양을 미치지 않고, 잇몸의 염증이나 내부 상처를 신속히 응고시켜 빠른 치유가 가능하도록 한다. 또한, 1350nm 파장의 레이저광을 사용하는 경우, 치료 부위의 진피층 아래에 파장과 저온의 열을 전달하여 진정효과 및 온열 치료적 효과를 제공할 수 있다.

[0134] 도 12는 본 발명의 실시예에 따른 수냉 순환방식의 냉각기를 설명하기 위한 도면이고, 도 13은 도 12에 도시된 냉각기의 제어장치를 도시한 도면이다.

[0135] 도 12 내지 도 13을 참조하여, 본 발명의 실시예에 따라 워터 펌프(100)의 수냉 순환방식에 필요한 냉각기(201)를 더욱 구체적으로 설명하면 다음과 같다.

[0136] 도면에 도시된 바와 같이, 본 발명의 실시예에 따른 의료용 레이저 조사 장치는, 워터 펌프(100)를 통해 수냉 순환방식으로 물을 공급하는 냉각기(201)를 구비하고 있다.

[0137] 보다 상세하게는, 상기 워터 펌프(100)는 물을 챔버(30)안으로 들여보내 빛을 발산시키는 램프(21)와 그 빛을 받아 열이 축적되는 로드(25) 주위로 물을 순환시켜 온도를 낮추고 챔버(30) 외부로 온도가 상승된 물을 내보낸 다음 냉각기(201)를 통해 물의 온도를 낮추는 과정을 반복적으로 수행하게 된다.

[0138] 여기서, 상기 냉각기(201)는, 워터 펌프(100)에 수냉 순환방식으로 물을 공급하기 위하여 물을 저장하고 있는 워터 탱크(210)와, 상기 워터 탱크(210)의 내부 상측에 배치되어 물 수위를 감지함으로써 물 수위가 기준값 이하로 내려갈경우 이상신호를 발생시키는 수위감지센서(220), 및 상기 워터 탱크(220)의 내부 하측에 배치되어 수위감지센서(220)가 작동하지 않더라도 물의 온도를 감지하여 적정 온도 이상으로 온도가 올라갈경우 이상신호를 발생시키는 제 1 온도감지센서(230)를 구비할 수 있다.

[0139] 또한, 상기 냉각기(201)는, 챔버(30)에 부착되는 제 2 온도감지센서(240)를 추가적으로 구비함으로써 상기 워터 펌프(100), 수위감지센서(220), 및 제 1 온도감지센서(230)가 모두 동작하지 못하여 챔버(30) 내부의 램프(21)와 로드(25)의 열을 식혀주지 못할 경우 온도를 감지하여 상기 챔버(30)의 온도가 적정 온도 이상으로 올라갈 경우에 이상신호를 발생시킴으로써 결과적으로 의료용 레이저 조사 장치의 전원을 차단시키는 역할을 수행할 수 있다.

[0140] 즉, 도 13에 도시된 바와 같이, 수위감지센서(220), 제 1 온도감지센서(230), 제 2 온도감지센서(240) 중 어느 한군데 이상의 센서에서 이상신호가 발생할 경우 제어부(320)에서 발생되는 제어신호를 전원장치에 전달하여 전원을 멈추게 함으로써 의료용 레이저 조사장치의 안전성을 향상 시킬 수 있다.

[0141] 또한, 본 발명의 실시예에 따른 의료용 레이저 조사 장치는, 앞서 상술한 바와 같이, 램프(21)가 트리거 전압에 의해 온 된 후 다시 오프 모드를 유지하는 방식으로 장치가 실제로 사용될 때에만 램프(21)가 발광하도록 하는 슬리핑 모드가 존재하기 때문에, 도 12 내지 도 13의 냉각기(201)와 함께 사용되었을 때 종래기술에 비해 냉각 효율을 향상 시킬 수 있을 뿐만 냉각시간도 단축되기 때문에 결과적으로 제품수명 및 유지비용을 절감할 수 있는 효과가 있다.

[0142] 게다가, 본 발명의 실시예에 따른 의료용 레이저 조사 장치는, 상기 수위감지센서(220), 제 1 온도감지센서

(230), 제 2 온도감지센서(240)를 이용하여 각각의 센서가 부착된 곳의 온도가 최적인 상태에서 장비의 온/오프 동작을 수행하기 때문에 결과적으로 의료용 레이저 조사 장치를 구성하는 레이저 발생부(20)의 램프(21)와 로드(25) 동작시 최적의 환경을 제공함으로서 장시간 사용하더라도 제품불량이 발생하는 것을 방지하고 제품수명을 연장시키는 효과가 있다.

[0143] 이제까지 본 발명에 대하여 실시예들을 중심으로 살펴보았다. 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 구현될 수 있음을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 개시된 실시예들은 한정적인 관점이 아니라 설명적인 관점에서 고려되어야 한다. 따라서 본 발명의 범위는 전술한 실시예에 한정되지 않고 특허청구범위에 기재된 내용 및 그와 동등한 범위 내에 있는 다양한 실시 형태가 포함되도록 해석되어야 할 것이다.

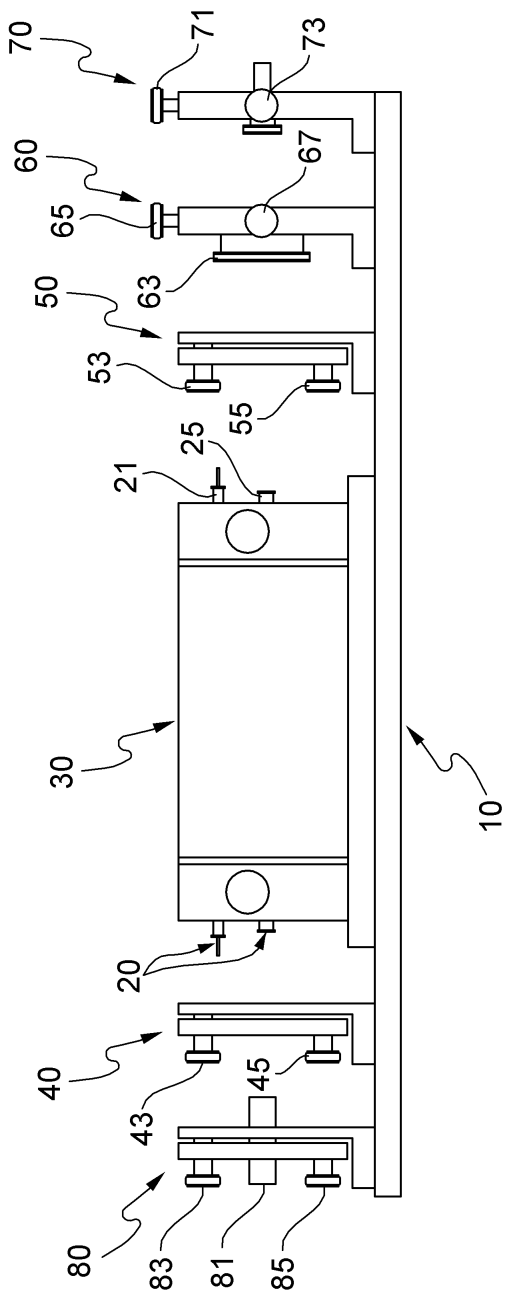
부호의 설명

[0145]

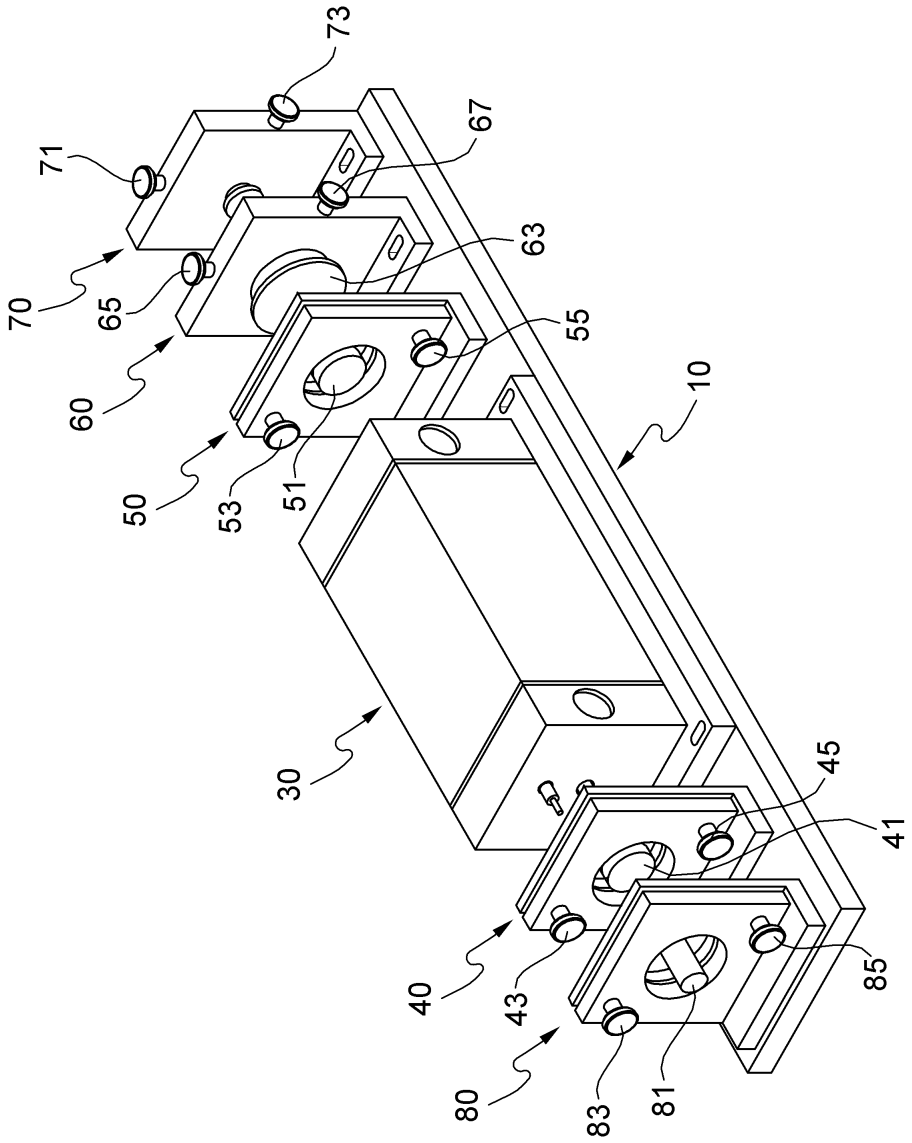
10: 베이스부	20: 레이저 발생부
30: 챔버	40: 프런트 마운트
50: 리어 마운트	60: 포커싱 마운트
70: 파이버 마운트	80: 가이드 마운트

도면

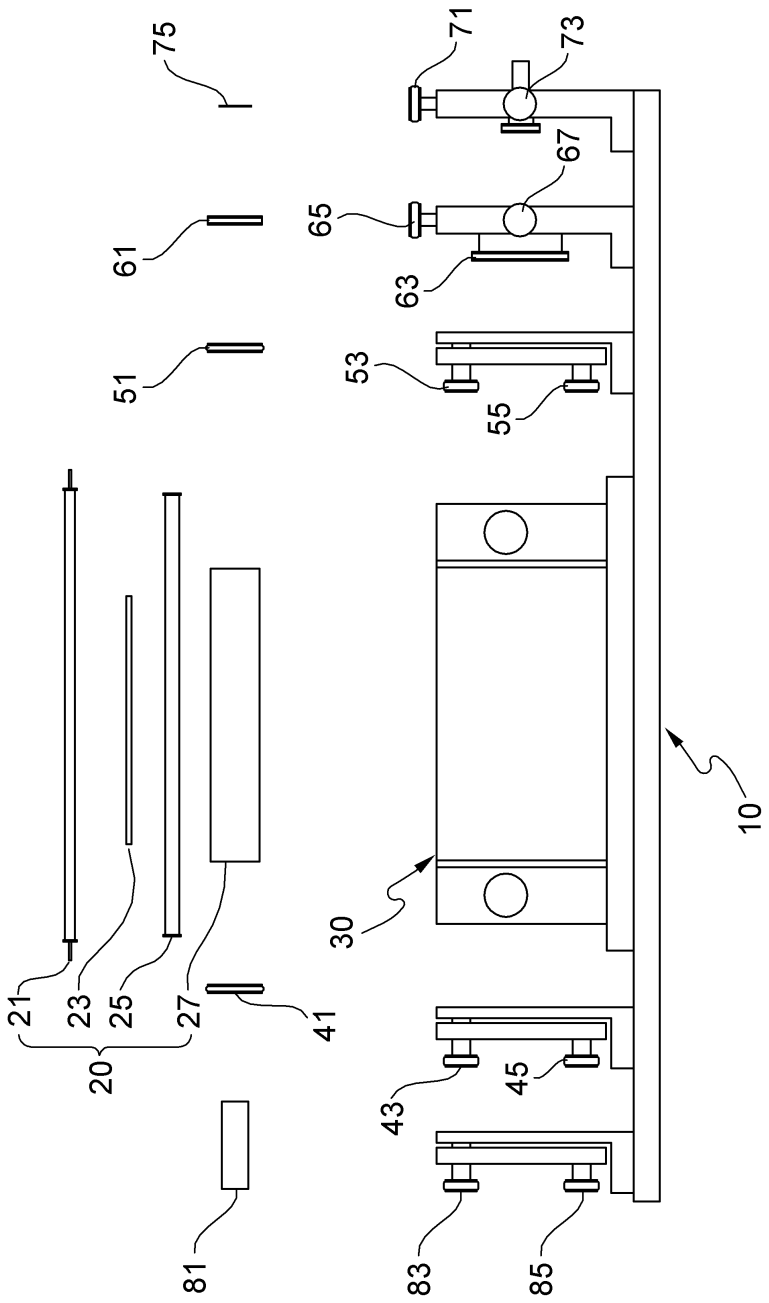
도면1



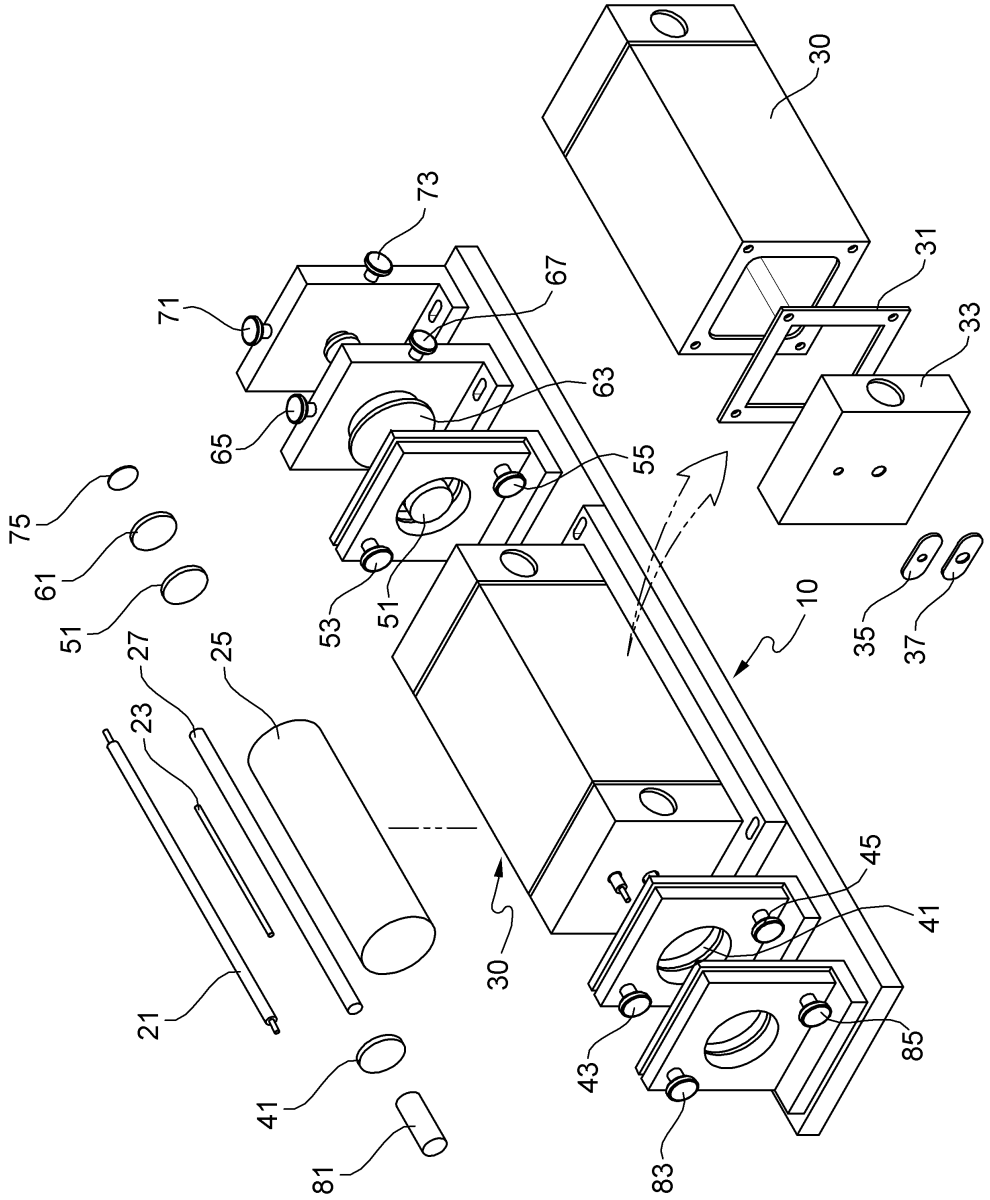
도면2



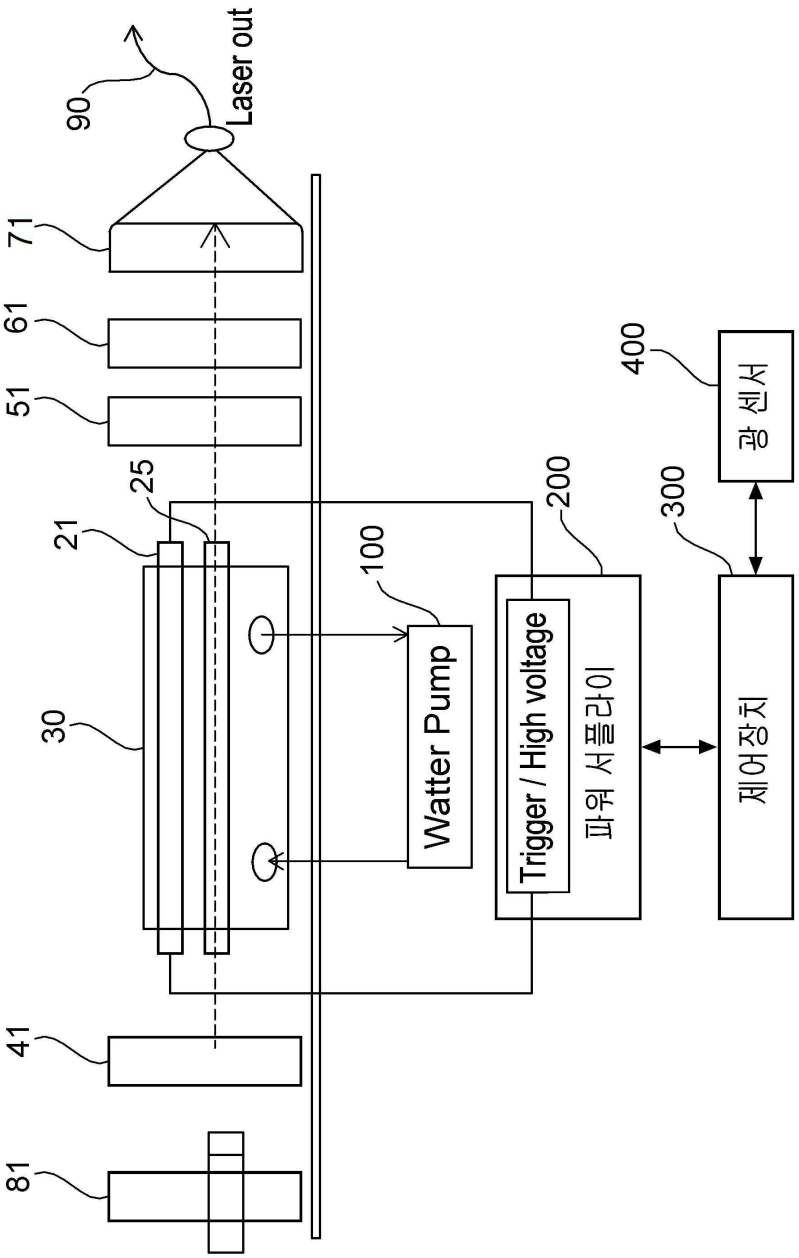
도면3



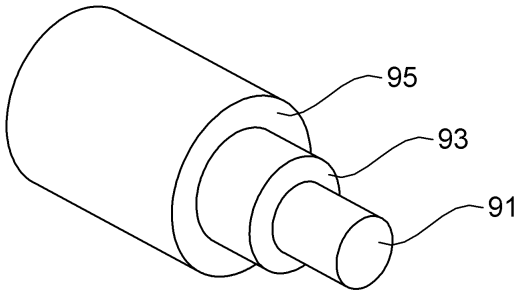
도면4


30
73
71
67
31
33
63
65
55
75
61
51
53
51
10
35
37
27
25
23
45
41
30
21
41
43
85
81
83

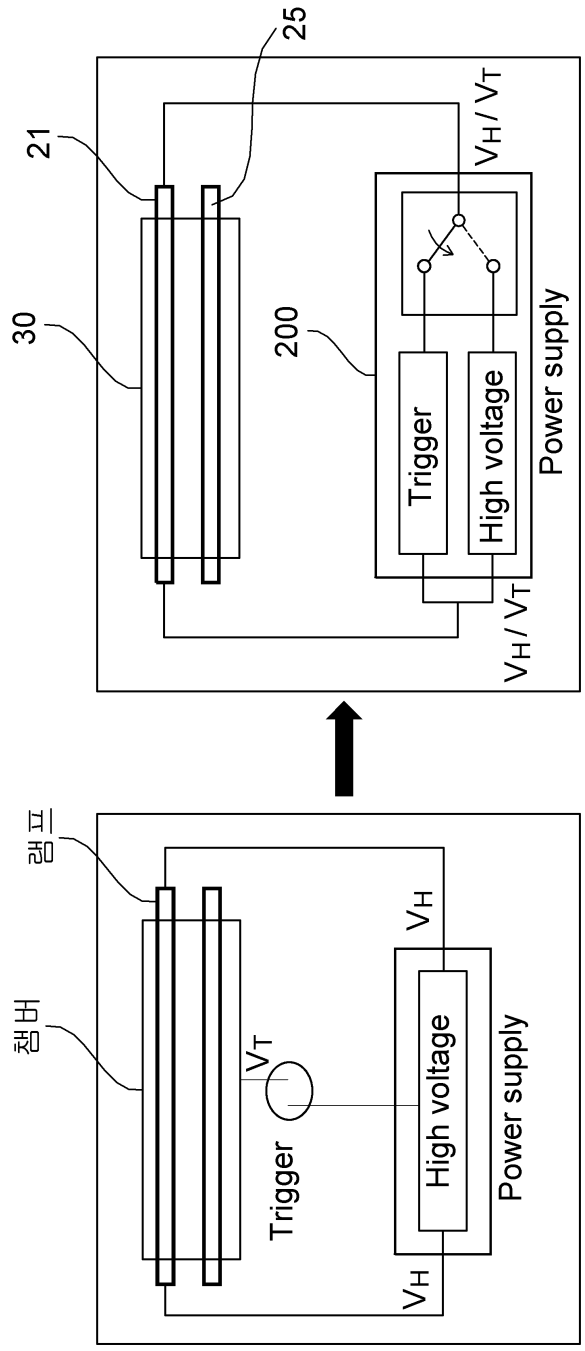
도면5


Laser out
90
71
61
51
25
21
30
41
81
100
Watter Pump
200
Trigger / High voltage
파워 서플라이
300
제어장치
400
광 센서

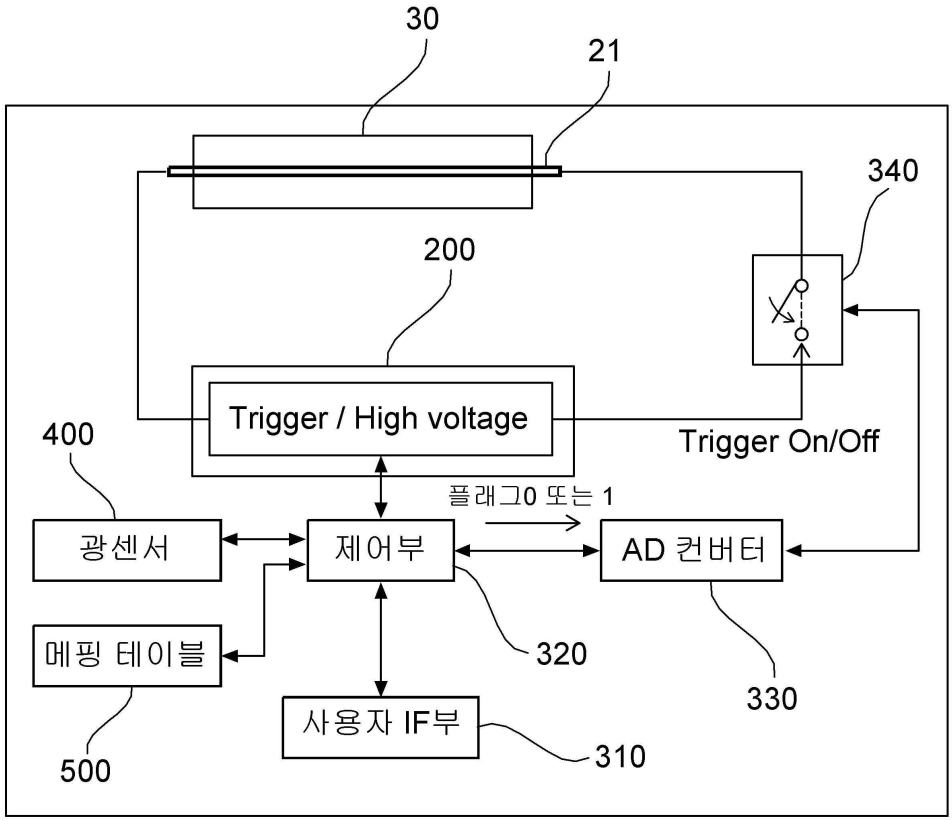
도면6


95
93
91

도면7

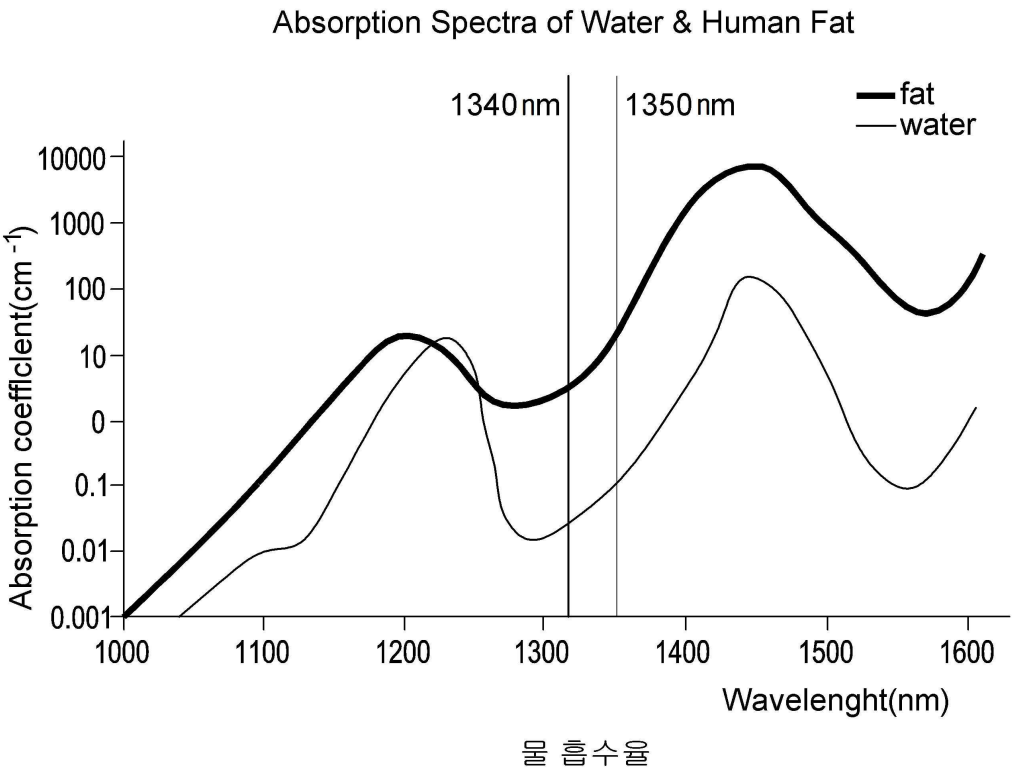

25
21
30
200
V_H / V_T
Trigger
High voltage
Power supply
V_H / V_T
램프
챔버
V_H
V_T
Trigger
High voltage
Power supply
V_H

도면8


30
21
340
200
Trigger / High voltage
Trigger On/Off
400
플래그0 또는 1
광센서
제어부
AD 컨버터
320
330
메핑 테이블
사용자 IF부
310
500

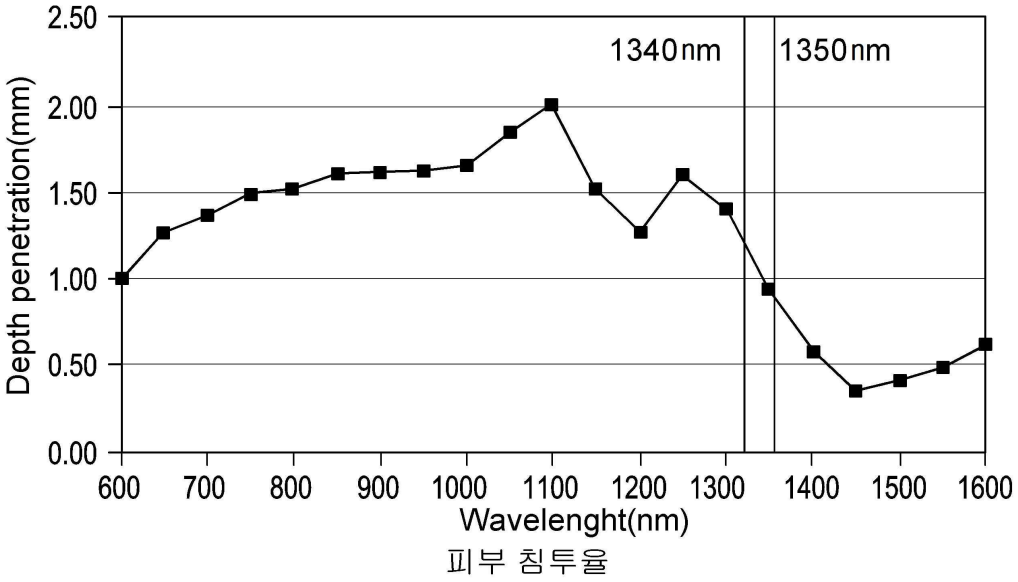
도면9

도면10



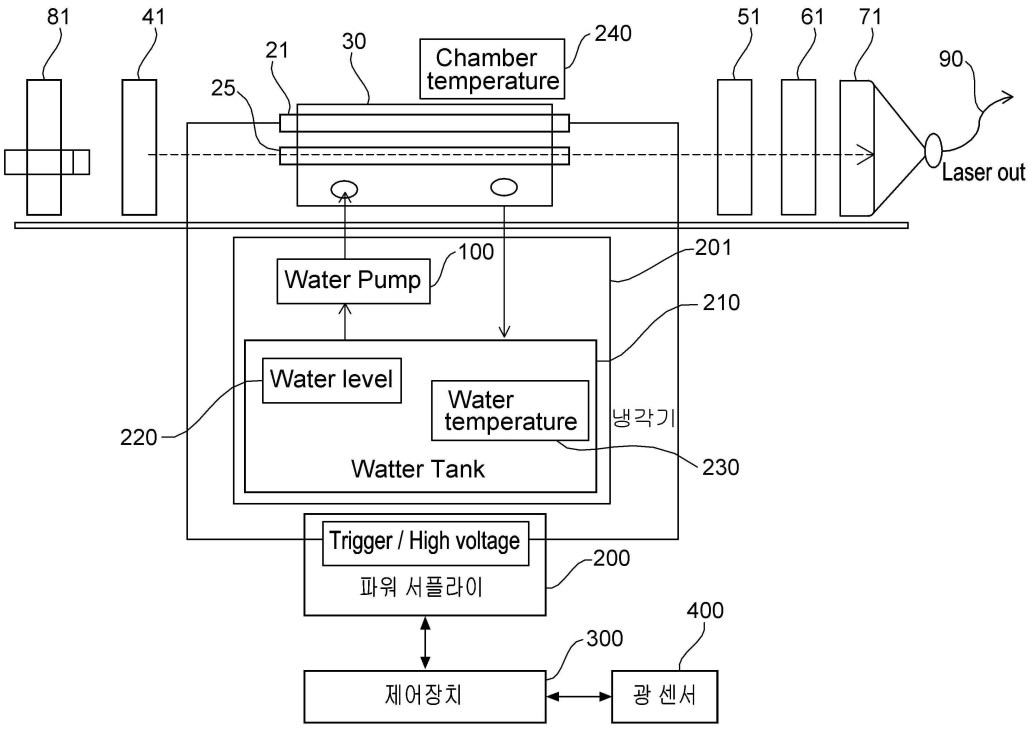
물 흡수율

도면11

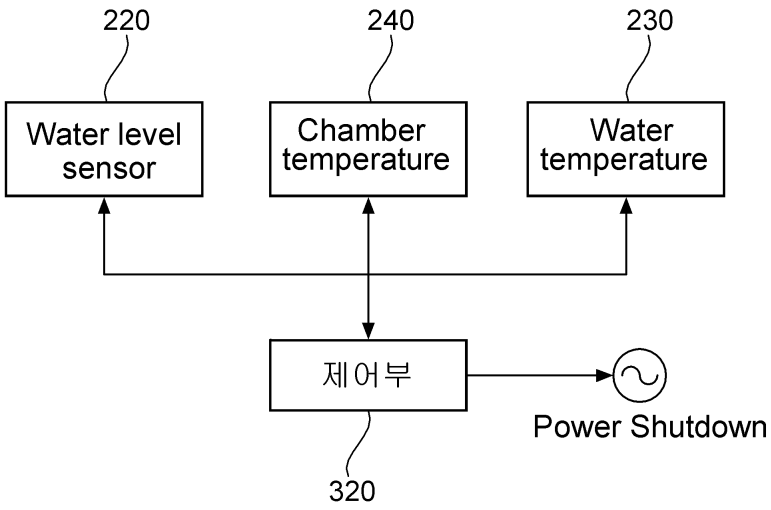


피부 침투율

도면12



도면13



【심사관 직권보정사항】

【직권보정 1】

【보정항목】 청구범위

【보정세부항목】 청구항 1

【변경전】

방사되는 이저광을

【변경후】

방사되는 레이저광을