(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2025-0001352
(43) 공개일자 2025년01월06일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 18/20 (2006.01) *A61B 18/00* (2022.01)
A61N 5/06 (2006.01) *A61N 5/067* (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 18/203 (2013.01)
A61N 5/0616 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2023-0083824
(22) 출원일자 2023년06월28일
심사청구일자 없음

(71) 출원인
주식회사 리센스메디컬
경기도 화성시 동탄순환대로 830, 908호(영천동, 에스케이 브이원센터)
울산과학기술원
울산광역시 울주군 언양읍 유니스트길 50
(72) 발명자
김건호
경기도 화성시 동탄반석로 232, 131동 503호 (석우동, 동탄예당마을신일유토빌아파트)
손현준
울산광역시 울주군 범서읍 점촌2길 50, 302호 (강변빌, 구영리)
(74) 대리인
특허법인아이플레이

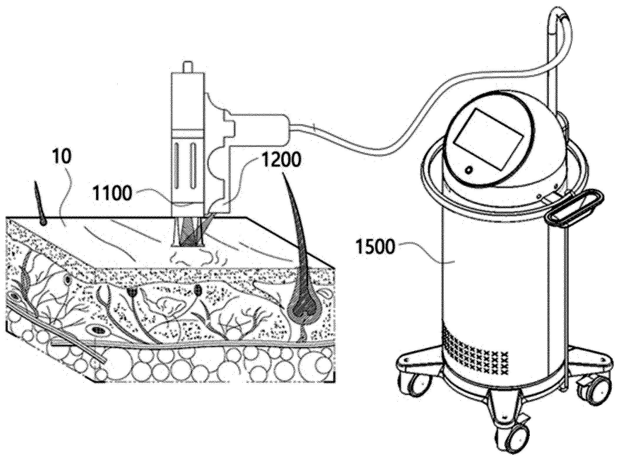
전체 청구항 수 : 총 11 항

(54) 발명의 명칭 **안정상태 도달 여부 판단 방법**

(57) 요 약

본 개시는 냉각 시스템이 구비된 레이저 시술 장치를 이용하여 레이저 시술을 진행함에 있어서, 타겟이 안정상태에 도달하는지 여부를 확인해야 하는 필요성에 대해 서술하고, 안정상태 도달 여부를 판단하기 위한 기준과 판단 방법, 그리고 안정상태 도달 후 수행될 수 있는 시술 보조 동작에 대해 서술한다. 나아가, 안정상태 도달 후 타겟 내 특정 깊이에서의 온도를 비침습적으로 모니터링 하는 방법과 그 활용 방안에 대해 서술한다.

대 표 도



(52) CPC특허분류
A61N 5/067 (2021.08)
A61B 2018/00011 (2013.01)
A61B 2018/00464 (2013.01)
A61B 2018/00642 (2013.01)
A61B 2018/00702 (2013.01)
A61B 2018/00791 (2013.01)
A61N 2005/0626 (2013.01)

명 세 서

청구범위

청구항 1

냉각 시스템을 포함하는 레이저 시술 장치에 있어서,

타겟의 표면의 제1 영역에 레이저를 조사하기 위한 레이저 모듈;

상기 타겟의 표면의 제2 영역에 냉각제를 분사하기 위한 냉각 모듈 -상기 냉각 모듈은 상기 냉각제의 온도를 조절하기 위한 온도조절부를 포함함-;

상기 타겟의 표면의 제3 영역의 온도를 측정하기 위한 온도 센서; 및

상기 레이저 모듈 및 상기 냉각 모듈을 제어하는 제어 모듈;을 포함하고,

상기 제어 모듈은,

제1 시점부터 상기 타겟의 표면의 상기 제2 영역에 상기 냉각제가 분사되도록 상기 냉각 모듈을 제어하고,

상기 제1 시점 이후의 제2 시점부터 상기 타겟의 표면의 상기 제1 영역에 미리 설정된 출력 세기를 가지는 상기 레이저가 조사되도록 상기 레이저 모듈을 제어하고,

상기 타겟의 표면의 상기 제3 영역에 대해 측정된 온도가 목표 냉각 온도가 되도록 상기 냉각 모듈의 상기 온도조절부를 제어하고,

미리 저장된 도달 시간 데이터베이스에서 상기 출력 세기 및 상기 목표 냉각 온도에 대응하는 도달 시간을 검색(retrieve)하고,

상기 제2 시점을 기준으로 상기 도달 시간이 경과되면 시술 보조 동작을 수행하도록 구성되는,

레이저 시술 장치.

청구항 2

제1 항에 있어서,

상기 타겟의 표면으로부터 미리 설정된 깊이에서의 온도는 상기 제2 시점부터 증가한 후, 상기 제2 시점으로부터 상기 도달 시간이 경과한 제3 시점에 임의의 값에 수렴하는 안정상태에 도달하는,

레이저 시술 장치.

청구항 3

제1 항에 있어서,

상기 도달 시간은 상기 제2 시점부터 상기 레이저 조사가 중단되는 제4 시점까지의 길이 보다 짧은,

레이저 시술 장치.

청구항 4

제1 항에 있어서,

상기 도달 시간 데이터베이스는,

제1 출력 세기 및 제1 목표 냉각 온도에 대응되는 제1 도달 시간, 및

제2 출력 세기 및 제2 목표 냉각 온도에 대응되는 제2 도달 시간을 포함하고,

상기 제1 도달 시간은 상기 제2 도달 시간과 다른 값을 가지는,

레이저 시술 장치.

청구항 5

제4 항에 있어서,

상기 제1 목표 냉각 온도 및 상기 제2 목표 냉각 온도가 동일하고 상기 제1 출력 세기가 상기 제2 출력 세기 보다 클 때, 상기 제1 도달 시간은 상기 제2 도달 시간 보다 큰 값을 가지는,

레이저 시술 장치.

청구항 6

제4 항에 있어서,

상기 제1 출력 세기 및 상기 제2 출력 세기가 동일하고 상기 제1 목표 냉각 온도가 상기 제2 목표 냉각 온도 보다 클 때, 상기 제1 도달 시간은 상기 제2 도달 시간 보다 큰 값을 가지는,

레이저 시술 장치.

청구항 7

제1 항에 있어서,

상기 시술 보조 동작은 상기 알림을 출력하는 것을 포함하는,

레이저 시술 장치.

청구항 8

제1 항에 있어서,

상기 시술 보조 동작은 시술 경과 시간을 출력하는 것을 포함하고,

상기 시술 경과 시간은 상기 제2 시점에서 상기 도달 시간이 경과한 시점을 기준으로 산출되는,

레이저 시술 장치.

청구항 9

제1 항에 있어서,

상기 시술 보조 동작은 상기 온도조절부에 의해 측정된 표면 온도 및 상기 출력 세기에 기초하여 상기 타겟의 표면으로부터 미리 설정된 깊이에서의 피하 온도를 산출하는 것을 포함하는,

레이저 시술 장치.

청구항 10

제1 항에 있어서,

상기 시술 보조 동작은 상기 온도조절부에 인가되는 전력 값에 기초하여 상기 타겟의 표면으로부터 미리 설정된 깊이에서의 피하 온도를 산출하는 것을 포함하는,

레이저 시술 장치.

청구항 11

제1 항에 있어서,

상기 제어 모듈은 상기 레이저 모듈을 제어하도록 구성되는 레이저 제어 모듈 및 상기 냉각 모듈을 제어하도록 구성되는 냉각 제어 모듈을 포함하는,

레이저 시술 장치.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 개시는 안정상태 도달 여부를 판단하는 방법에 관한 것으로, 보다 구체적으로 타겟에 대한 레이저 시술 및 냉각을 수행함에 있어서 타겟의 특정 깊이의 온도가 안정상태에 도달하였는지 여부를 판단하고, 이를 활용하는 방법에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 레이저 시술에 있어서 피시술자의 고통을 경감하기 위해 다양한 방법이 이용되고 있다. 예를 들어, 레이저 시술 전 타겟 표면에 마취크림을 도포하는 방법, 리도카인 등의 마취제를 주사하는 방법, 타겟 표면에 차가운 물질을 접촉시키거나 타겟 표면에 냉각제를 분사하여 냉각 마취하는 방법 등이 있다. 이 중, 냉각제 분사를 통한 고통 경감 방법은 냉각제 분사에 대한 피시술자의 불편함이 상대적으로 적고, 고통 경감의 효과 역시 뛰어나 각광 받고 있다.

[0003] 냉각제 분사의 경우 타겟 표면에 레이저를 조사하기 전, 레이저를 조사하는 도중, 그리고 레이저를 조사한 이후 지속적으로 이루어져 레이저 시술 동안 피시술자가 고통을 최소한으로 느끼도록 할 수 있다.

[0004] 한편, 레이저 시술의 효과는 타겟을 가열하는 시간과 타겟을 가열하는 온도에 따라 결정될 수 있는데, 냉각제 분사와 레이저 조사가 함께 수행되는 경우 타겟 내 특정 깊이에서의 온도나 그 변화 양상을 확인하는 것이 상당히 어려우며, 이에 대한 연구 역시 미미한 실정이다.

[0005] 본 개시에서는, 레이저 시술에 있어서, 피시술자의 고통을 경감시키기 위해 냉각제가 분사되는 과정에서 타겟의 온도나 그 변화 양상을 추정하는 방법에 대해 서술하고자 한다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006] 해결하고자 하는 일 과제는, 타겟 표면에 냉각제를 분사하면서 레이저를 조사하는 경우 타겟 내 특정 지점에서의 온도가 안정상태에 도달하였는지 여부를 판단하는 방법을 제공하는 것이다.

[0007] 해결하고자 하는 일 과제는, 레이저 시술에 있어서 시술 보조 동작이 개시되는 시점을 판단하는 방법을 제공하는 것이다.

[0008] 해결하고자 하는 일 과제는, 타겟 표면에 냉각제를 분사하면서 레이저를 조사하는 경우 타겟 내 특정 지점에서의 온도를 산출하는 방법을 제공하는 것이다.

[0009] 해결하고자 하는 과제가 상술한 과제로 제한되는 것은 아니며, 언급되지 아니한 과제들은 본 명세서 및 첨부된 도면으로부터 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

[0010] 일 실시예에 따르면, 냉각 시스템을 포함하는 레이저 시술 장치에 있어서, 타겟의 표면의 제1 영역에 레이저를 조사하기 위한 레이저 모듈; 상기 타겟의 표면의 제2 영역에 냉각제를 분사하기 위한 냉각 모듈 -상기 냉각 모듈은 상기 냉각제의 온도를 조절하기 위한 온도조절부를 포함함-; 상기 타겟의 표면의 제3 영역의 온도를 측정하기 위한 온도 센서; 및 상기 레이저 모듈 및 상기 냉각 모듈을 제어하는 제어 모듈;을 포함하고, 상기 제어 모듈은, 제1 시점부터 상기 타겟의 표면의 상기 제2 영역에 상기 냉각제가 분사되도록 상기 냉각 모듈을 제어하고, 상기 제1 시점 이후의 제2 시점부터 상기 타겟의 표면의 상기 제1 영역에 미리 설정된 출력 세기를 가지는 상기 레이저가 조사되도록 상기 레이저 모듈을 제어하고, 상기 타겟의 표면의 상기 제3 영역에 대해 측정된 온도가 목표 냉각 온도가 되도록 상기 냉각 모듈의 상기 온도조절부를 제어하고, 미리 저장된 도달 시간 데이터베이스에서 상기 출력 세기 및 상기 목표 냉각 온도에 대응하는 도달 시간을 검색(retrieve)하고, 상기 제2 시점을 기준으로 상기 도달 시간이 경과되면 시술 보조 동작을 수행하도록 구성되는 레이저 시술 장치가 제공된다.

[0011] 과제의 해결 수단이 상술한 해결 수단들로 제한되는 것은 아니며, 언급되지 아니한 해결 수단들은 본 명세서 및 첨부된 도면으로부터 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

발명의 효과

[0012] 일 실시예에 의하면, 타겟 표면에 냉각제를 분사하면서 레이저를 조사하는 시술에 있어서 타겟의 온도 변화 양상을 예측할 수 있다.

[0013] 일 실시예에 의하면, 레이저 시술에 있어서 시술 보조 동작이 수행되어야 하는 시점이 인식될 수 있다.

[0014] 일 실시예에 의하면, 타겟 표면에 냉각제를 분사하면서 레이저를 조사하는 시술에 있어서 타겟의 온도가 모니터링되어 레이저 시술의 안전성 및 효율성이 향상될 수 있다.

[0015] 발명의 효과가 상술한 효과들로 제한되는 것은 아니며, 언급되지 아니한 효과들은 본 명세서 및 첨부된 도면으로부터 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 명확히 이해될 수 있을 것이다.

도면의 간단한 설명

[0016] 도 1은 일 실시예에 따른 레이저 시술 장치를 나타내는 도면이다.

도 2는 일 실시예에 따른 레이저 시술 장치의 구성을 나타내는 도면이다.

도 3은 일 실시예에 따른 레이저 시술 장치가 동작하는 상태를 나타내는 도면이다.

도 4는 일 실시예에 따른 표면 온도 제어 방법을 나타내는 순서도이다.

도 5는 일 실시예에 따른 레이저 시술 실험에서 타겟의 온도 프로필(profile)을 나타내는 도면이다.

도 6은 일 실시예에 따른 제1 레이저 시술 실험에서 타겟의 온도 변화율을 나타내는 도면이다.

도 7은 일 실시예에 따른 제2 레이저 시술 실험에서 타겟의 온도 프로필 및 온도 변화율을 나타내는 도면이다.

도 8은 일 실시예에 따른 제3 레이저 시술 실험에서 타겟의 온도 프로필 및 온도 변화율을 나타내는 도면이다.

도 9는 일 실시예에 따른 도달 시간 데이터베이스를 나타내는 도면이다.

도 10은 일 실시예에 따른 레이저 시술 방법을 나타내는 순서도이다.

도 11 내지 도 16은 일 실시예에 따른 온도조절부에서 제공하는 전압의 제곱값과 온도 차 사이의 상관관계를 나타내는 도면이다.

도 17은 일 실시예에 따른 타겟 지점의 온도를 산출하고 이를 이용하는 레이저 시술 방법을 나타내는 순서도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0017] 일 실시예에 따르면, 냉각 시스템을 포함하는 레이저 시술 장치에 있어서, 타겟의 표면의 제1 영역에 레이저를 조사하기 위한 레이저 모듈; 상기 타겟의 표면의 제2 영역에 냉각제를 분사하기 위한 냉각 모듈 -상기 냉각 모듈은 상기 냉각제의 온도를 조절하기 위한 온도조절부를 포함함-; 상기 타겟의 표면의 제3 영역의 온도를 측정하기 위한 온도 센서; 및 상기 레이저 모듈 및 상기 냉각 모듈을 제어하는 제어 모듈;을 포함하고, 상기 제어 모듈은, 제1 시점부터 상기 타겟의 표면의 상기 제2 영역에 상기 냉각제가 분사되도록 상기 냉각 모듈을 제어하고, 상기 제1 시점 이후의 제2 시점부터 상기 타겟의 표면의 상기 제1 영역에 미리 설정된 출력 세기를 가지는 상기 레이저가 조사되도록 상기 레이저 모듈을 제어하고, 상기 타겟의 표면의 상기 제3 영역에 대해 측정된 온도가 목표 냉각 온도가 되도록 상기 냉각 모듈의 상기 온도조절부를 제어하고, 미리 저장된 도달 시간 데이터베이스에서 상기 출력 세기 및 상기 목표 냉각 온도에 대응하는 도달 시간을 검색(retrieve)하고, 상기 제2 시점을 기준으로 상기 도달 시간이 경과되면 시술 보조 동작을 수행하도록 구성되는 레이저 시술 장치가 제공된다.

[0018] 상기 타겟의 표면으로부터 미리 설정된 깊이에서의 온도는 상기 제2 시점부터 증가한 후, 상기 제2 시점으로부터 상기 도달 시간이 경과한 제3 시점에 임의의 값에 수렴하는 안정상태에 도달한다.

[0019] 상기 도달 시간은 상기 제2 시점부터 상기 레이저 조사가 중단되는 제4 시점까지의 길이 보다 짧다.

[0020] 상기 도달 시간 데이터베이스는, 제1 출력 세기 및 제1 목표 냉각 온도에 대응되는 제1 도달 시간, 및 제2 출력 세기 및 제2 목표 냉각 온도에 대응되는 제2 도달 시간을 포함하고, 상기 제1 도달 시간은 상기 제2 도달 시간과 다른 값을 가진다.

[0021] 상기 제1 목표 냉각 온도 및 상기 제2 목표 냉각 온도가 동일하고 상기 제1 출력 세기가 상기 제2 출력 세기 보다 클 때, 상기 제1 도달 시간은 상기 제2 도달 시간 보다 큰 값을 가진다.

[0022] 상기 제1 출력 세기 및 상기 제2 출력 세기가 동일하고 상기 제1 목표 냉각 온도가 상기 제2 목표 냉각 온도 보다 클 때, 상기 제1 도달 시간은 상기 제2 도달 시간 보다 큰 값을 가진다.

[0023] 상기 시술 보조 동작은 상기 알림을 출력하는 것을 포함한다.

[0024] 상기 시술 보조 동작은 시술 경과 시간을 출력하는 것을 포함하고, 상기 시술 경과 시간은 상기 제2 시점에서 상기 도달 시간이 경과한 시점을 기준으로 산출된다.

[0025] 상기 시술 보조 동작은 상기 온도조절부에 의해 측정된 표면 온도 및 상기 출력 세기에 기초하여 상기 타겟의 표면으로부터 미리 설정된 깊이에서의 피하 온도를 산출하는 것을 포함한다.

[0026] 상기 시술 보조 동작은 상기 온도조절부에 인가되는 전력 값에 기초하여 상기 타겟의 표면으로부터 미리 설정된 깊이에서의 피하 온도를 산출하는 것을 포함한다.

[0027] 상기 제어 모듈은 상기 레이저 모듈을 제어하도록 구성되는 레이저 제어 모듈 및 상기 냉각 모듈을 제어하도록 구성되는 냉각 제어 모듈을 포함한다.

[0028] 상술한 목적, 특징들 및 장점은 첨부된 도면과 관련된 다음의 상세한 설명을 통해 보다 분명해질 것이다. 다만, 본 발명은 다양한 변경이 가해질 수 있고 여러 가지 실시예들이 있을 수 있는 바, 이하에서는 특정 실시예들을 도면에 예시하고 이를 상세히 설명하고자 한다.

[0029] 도면들에 있어서, 층 및 영역들의 두께는 명확성을 기하기 위하여 과장된 것이며, 또한, 구성요소(element) 또는 층이 다른 구성요소 또는 층의 "위(on)" 또는 "상(on)"으로 지칭되는 것은 다른 구성요소 또는 층의 바로 위뿐만 아니라 중간에 다른 층 또는 다른 구성요소를 개재한 경우를 모두 포함한다. 명세서 전체에 걸쳐서 동일한 참조번호들은 원칙적으로 동일한 구성요소들을 나타낸다. 또한, 각 실시예의 도면에 나타나는 동일한 사상의 범위 내의 기능이 동일한 구성요소는 동일한 참조부호를 사용하여 설명하며, 이에 대한 중복되는 설명은 생략하기로 한다.

[0030] 본 명세서의 설명 과정에서 이용되는 숫자(예를 들어, 제1, 제2 등)는 하나의 구성요소를 다른 구성요소와 구분하기 위한 식별기호에 불과하다.

[0031] 또한, 이하의 실시예에서 사용되는 구성요소에 대한 접미사 "모듈" 및 "부"는 명세서 작성의 용이함만이 고려되어 부여되거나 혼용되는 것으로서, 그 자체로 서로 구별되는 의미 또는 역할을 갖는 것은 아니다.

[0032] 이하의 실시예에서, 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다.

[0033] 이하의 실시예에서, '포함하다' 또는 '가지다' 등의 용어는 명세서상에 기재된 특징, 또는 구성요소가 존재함을 의미하는 것이고, 하나 이상의 다른 특징들 또는 구성요소가 부가될 가능성을 미리 배제하는 것은 아니다.

[0034] 도면에서는 설명의 편의를 위하여 구성 요소들이 그 크기가 과장 또는 축소될 수 있다. 예컨대, 도면에서 나타난 각 구성의 크기 및 두께는 설명의 편의를 위해 임의로 나타낸 것으로, 본 발명이 반드시 도시된 바에 한정되지 않는다.

[0035] 어떤 실시예가 달리 구현 가능한 경우에 특정한 공정 순서는 설명되는 순서와 다르게 수행될 수도 있다. 예를 들어, 연속하여 설명되는 두 공정이 실질적으로 동시에 수행될 수도 있고, 설명되는 순서와 반대의 순서로 진행될 수 있다.

[0036] 이하의 실시예에서, 막, 영역, 구성 요소 등이 연결되었다고 할 때, 막, 영역, 구성 요소들이 직접적으로 연결된 경우 뿐만 아니라 막, 영역, 구성요소들 중간에 다른 막, 영역, 구성 요소들이 개재되어 간접적으로 연결된 경우도 포함한다.

[0037] 예컨대, 본 명세서에서 막, 영역, 구성 요소 등이 전기적으로 연결되었다고 할 때, 막, 영역, 구성 요소 등이 직접 전기적으로 연결된 경우 뿐만 아니라, 그 중간에 다른 막, 영역, 구성 요소 등이 개재되어 간접적으로 전기적 연결된 경우도 포함한다.

[0038] 이하의 실시예에서, 막, 영역, 구성 요소 등이 유체적으로 연결되었다는 의미는, 막, 영역, 구성 요소 등이 각각 유체가 유동하는 유로의 적어도 일부를 형성한다는 의미로 해석될 수 있다.

[0039] 예컨대, 본 명세서에서 구성 A가 구성 B와 유체적으로 연결되었다 함은 구성 A가 형성하는 유로를 통과한 유체가 구성 B가 형성하는 유로에 도달하거나 그 역이 성립할 수 있음을 의미할 수 있다. 구체적으로, 구성 A와 구성 B가 결합되어 구성 A가 형성하는 유로와 구성 B가 형성하는 유로가 직접적으로 연결된 경우 구성 A와 구성 B가 유체적으로 연결되었다고 볼 수 있다. 또는, 구성 A와 구성 B가 도관 등의 구성 C를 통해 연결되어 구성 A가 형성하는 유로와 구성 B가 형성하는 유로가 구성 C가 형성하는 유로를 통해 간접적으로 연결되는 경우 구성 A와 구성 B가 유체적으로 연결되었다고 볼 수 있다. 이 때, 구성 C가 구성 A 및 구성 B를 유체적으로 연결한 것으로 해석할 수 있다. 또한, 구성 A 및 구성 B가 복수의 구성을 통해 유체적으로 연결될 수 있음은 물론이다.

[0040] 본 개시는 안정상태 도달 여부를 판단하는 방법에 관한 것으로, 보다 구체적으로 타겟에 대한 레이저 시술 및 냉각을 수행함에 있어서 타겟의 특정 깊이의 온도가 안정상태에 도달하였는지 여부를 판단하고, 이를 활용하는 방법에 관한 것이다.

[0041] 레이저 시술이란, 타겟에 레이저를 조사하여 타겟에 열 에너지를 인가하는 시술을 의미한다. 예를 들어, 피하 지방 분해를 위한 레이저 시술의 경우, 피하 지방의 온도를 일정 수준(ex. 42~47℃)으로 일정 시간(ex. 20~40분) 동안 유지시켜 피하 지방의 세포 사멸이 유도 된다. 이 때, 시술 시간 및 시술 온도는 시술의 효과를 결정하는 주요한 요인이 된다.

[0042] 타겟이란, 레이저 시술이 수행되는 객체를 의미한다. 타겟은 레이저에 의해 열 에너지가 전달되는 부분으로, 신체의 특정 영역이나 조직을 의미할 수 있다. 예를 들어, 타겟은 표피, 진피, 피하 지방, 근육, 또는 혈관 등을 포함할 수 있다. 타겟은 얼굴, 팔, 다리, 또는 복부 등 신체 부위별로 구분될 수 있다. 타겟 표면은 타겟에 레이저가 조사될 때 레이저 경로에 위치하는 피부의 표면을 의미할 수 있다.

[0043] 타겟에 대해 냉각을 수행하는 것의 의미는 냉각제를 분사하는 방식 또는 냉각매체를 접촉하는 방식을 통해 타겟을 냉각하여 타겟 또는 타겟 표면의 온도를 낮추는 것을 의미한다. 본 개시에서는, 타겟 표면에 냉각제를 분사하여 냉각을 수행하는 경우에 대해 주로 서술하나, 냉각매체를 접촉하여 냉각을 수행하는 경우에도 후술하는 내용이 동일하게 적용될 수 있다.

[0044] 안정상태란, 레이저 시술 과정에서 타겟 내 임의의 지점에서의 온도가 일정 범위 내로 수렴한 상태를 의미할 수 있다. 예를 들어, 타겟 표면에 냉각제가 분사되는 상태에서 레이저가 조사되는 경우, 타겟 표면으로부터 일정 깊이의 타겟 지점의 온도는 순간적으로 가파르게 증가하다가 일정 값으로 수렴하는 형태로 변할 수 있다. 이 때, 타겟 지점의 온도는 일정 값을 기준으로 오차범위 내로 유지되는 안정상태에 도달할 수 있다. 안정상태는 타겟 지점의 온도가 일정 값으로 수렴하는 점에서 정상상태(steady state)로 이해될 수도 있다.

[0045] **1. 레이저 시술 장치**

[0046] 이하에서는, 도 1을 참고하여 레이저 시술 장치에 대해 서술한다.

[0047] 도 1은 일 실시예에 따른 레이저 시술 장치를 나타내는 도면이다.

[0048] 도 1을 참고하면, 레이저 시술 장치는 레이저 모듈(1100), 냉각 모듈(1200), 및 냉각제 저장부(1500)를 포함할 수 있다.

[0049] 레이저 모듈(1100)은 타겟(10)에 레이저를 조사할 수 있다. 예를 들어, 레이저 모듈(1100)은 타겟(10)으로부터 일정 거리 이격되어 위치하고, 시술자의 트리거 입력을 통해 레이저 모듈(1100)로부터 타겟(10)으로 레이저가 조사될 수 있다.

[0050] 레이저 모듈(1100)에서 조사되는 레이저는 다양한 파장을 가질 수 있다. 레이저 모듈(1100)에서 조사되는 레이저 파장은 시술 부위에 따라 달라질 수 있다. 예를 들어, 시술하고자 하는 부위가 피하 지방인 경우, 레이저 파장은 700nm 내지 1500nm에서 결정될 수 있다. 바람직하게는, 808nm, 1064nm, 또는 1450nm일 수 있다. 레이저 파장은 타겟 표면에서 시술 부위까지의 평균 깊이나 시술하고자 하는 부위의 흡수 파장 대역 등을 고려하여 결정될 수 있다.

[0051] 레이저 모듈(1100)에서 조사되는 레이저로 연속파(CW: Continuous Wave) 레이저, 롱 펄스 레이저(long pulse laser), 또는 숏 펄스 레이저(short pulse lase) 등이 사용될 수 있다.

[0052] 냉각 모듈(1200)은 타겟(10)에 냉각제를 분사할 수 있다. 예를 들어, 냉각 모듈(1100)은 타겟(10)으로부터 일정 거리 이격되어 위치하고, 시술자의 트리거 입력을 통해 타겟 표면에 냉각제가 분사될 수 있다.

[0053] 냉각 모듈(1200)에서 분사되는 냉각제는 이산화탄소, 액화질소, 이산화질소, HFC 계열의 물질, 메탄, PFC, SF6,

냉각수, 또는 냉각 가스 등 냉각 에너지를 인가할 수 있는 물질로 이해될 수 있다.

[0054] 타겟(10)에 대해 레이저가 조사될 때, 타겟 표면에는 냉각 모듈(1200)에 의해 냉각제가 분사될 수 있다. 또는, 냉각 모듈(1200)에 의해 타겟 표면에 냉각제가 분사되는 상황에서 타겟(10)에 레이저가 조사될 수 있다.

[0055] 이를 위해, 레이저 모듈(1100) 및 냉각 모듈(1200)은 특정 위치관계로 배치될 수 있다. 예를 들어, 도 1에 도시된 바와 같이 냉각 모듈(1200)이 레이저 모듈(1100)에 주변에 배치되고, 레이저 모듈(1100)의 레이저 조사 방향과 냉각 모듈(1200)의 냉각제 분사 방향이 미리 설정된 각도를 가지도록 레이저 모듈(1100) 및 냉각 모듈(1200)에 위치할 수 있다.

[0056] 냉각 모듈(1200)과 레이저 모듈(1100) 하나의 장치로 구현될 수 있다. 예를 들어, 하나의 핸드피스에 레이저 모듈(1100)과 냉각 모듈(1200)이 모두 탑재될 수 있다. 또는, 냉각 모듈(1200)가 레이저 모듈(1100)에 탈부착되는 형태로 구현될 수도 있다.

[0057] 냉각제 저장부(1500)는 냉각제를 저장할 수 있다. 냉각제 저장부(1500)는 액체, 기체 또는 그들의 조합의 상태를 가지는 냉각제를 저장할 수 있다. 냉각제 저장부(1500)는 냉각 모듈(1200)과 유체적으로 연결되어 냉각제 저장부(1500)에 수용된 냉각제가 냉각 모듈(1200)로 이동할 수 있다.

[0058] 냉각제 저장부(1500)는 탱크(tank) 형태로 제공될 수 있다. 여기서, 냉각제 저장부(1500)는 호스(hose)를 통해 냉각 모듈(1200)과 연결될 수 있다. 또는, 냉각제 저장부(1500)는 카트리지(cartridge) 형태로 제공될 수 있다. 냉각제 저장부(1500)는 냉각 모듈(1200)에 결합될 수 있으며, 1회 시술 또는 특정 횟수의 시술마다 교체되는 소모품 형태로 제공될 수 있다.

[0059] 이하에서는, 도 2를 참고하여 레이저 시술 장치의 구성들에 대해 보다 구체적으로 서술한다.

[0060] 도 2는 일 실시예에 따른 레이저 시술 장치의 구성을 나타내는 도면이다.

[0061] 도 2를 참고하면, 레이저 시술 장치는 레이저 모듈(1100), 냉각 모듈(1200), 온도감지센서(1300), 및 제어 모듈(1400)을 포함할 수 있다. 이하에서 각 구성에 대해 서술한다.

[0062] 레이저 모듈(1100)은 레이저 발생부(1110) 및 레이저 조사부(1120)를 포함할 수 있다.

[0063] 레이저 발생부(1110)는 레이저를 생성할 수 있다. 구체적으로, 레이저 발생부(1110)에 전압이 인가되면 전자 방출원에서 전자가 방출되고, 전기장에 따라 전자가 이동하여 전극에 충돌하게 되면서 레이저가 발생될 수 있다.

[0064] 레이저 발생부(1110)에서 발생된 레이저는 레이저 조사부(1120)를 통해 조사될 수 있다. 레이저 조사부(1120)는 레이저 세기를 조절하거나 레이저가 조사되는 형태(ex. 콜리메이티드(collimated), 포커스드(focused), 또는 디포커스드(defocused) 등)를 조절할 수 있다.

[0065] 냉각 모듈(1200)은 유량 조절부(1210), 온도조절부(1220), 및 분사부(1230)를 포함할 수 있다. 냉각제 저장부(1500)에서 공급되는 냉각제는 유량 조절부(1210)와 온도조절부(1220)를 순차적으로 지나 분사부(1230)를 통해 외부로 분사될 수 있다. 또는, 냉각제 저장부(1500)에서 공급되는 냉각제는 온도조절부(1220)와 유량조절부(1210)를 순차적으로 지나 분사부(1230)를 통해 외부로 분사될 수 있다.

[0066] 유량조절부(1210)는 냉각제의 유량을 조절할 수 있다. 구체적으로, 유량 조절부(1210)는 냉각제 저장부(1500)에서 분사부(1230)로 이동하는 냉각제의 흐름을 제어할 수 있다. 예를 들어, 유량조절부(1210)는 기계식 밸브 또는 전자식 밸브를 포함하고, 밸브의 개폐에 따라 냉각제가 이동하거나 이동하지 않을 수 있다. 이 때, 밸브의 개폐 주기나 개폐 정도에 따라 냉각제의 유량이 보다 세밀하게 조절될 수도 있다.

[0067] 온도조절부(1220)는 냉각제의 온도를 조절할 수 있다. 구체적으로, 온도조절부(1220)는 냉각제가 분사부(1230)를 통해 분사되기 전에 냉각제에 열 에너지를 인가하여 분사되는 냉각제의 온도를 조절할 수 있다. 예를 들어, 온도조절부(1220)는 냉각제가 이동하는 유로 또는 도관의 적어도 일부를 가열할 수 있다.

[0068] 온도조절부(1220)의 일 예로, 전력을 인가 받아 열 에너지를 발생시키는 열전소자(thermoelectric element) 가 이용될 수 있다.

[0069] 온도조절부(1220)는 후술하는 제어 모듈(1400)에 의해 제어될 수 있으며, 제어 모듈(1400)은 후술하는 온도감지센서(1300)에서 측정된 온도에 기초하여 온도조절부(1220)에 의해 냉각제에 인가되는 열 에너지 양을 제어할 수 있다.

[0070] 온도조절부(1220)는 유량조절부(1210) 및 분사부(1230)를 연결하는 도관에 배치되어 유량조절부(1210)에서 분사

부(1230)로 이동하는 냉각제를 가열할 수 있다. 또는, 온도조절부(1220)는 냉각제가 유입되는 유입부와 유량조절부(1210)를 연결하는 도관에 배치되어, 유입부에서 유량조절부(1210)로 이동하는 냉각제를 가열할 수 있다.

[0071] 분사부(1230)는 냉각제를 분사할 수 있다. 구체적으로, 분사부(1230)는 일단에서 타단으로 갈수록 내경이 줄어드는 유로를 포함하고, 냉각제는 분사부(1230)를 통과하면서 압력이 높아질 수 있다. 압력이 높아진 냉각제가 분사부(1230)를 나오면서 팽창되고, 그에 따라 줄-톰슨(Joule-Thomson) 효과로 인하여 냉각제의 온도가 급격히 낮아지게 된다.

[0072] 온도감지센서(1300)는 타겟 표면의 온도를 측정할 수 있다. 온도감지센서(1300)에서 측정된 온도는 제어 모듈(1400)에 제공되고, 제어 모듈(1400)은 측정된 온도에 기초하여 온도조절부(1220)를 이용하여 냉각제에 인가되는 열 에너지를 조절할 수 있다. 온도감지센서(1300)의 일 예로, 적외선 센서가 이용될 수 있다.

[0073] 온도감시센서(1300)는 타겟 표면의 온도를 제어하고, 나아가 타겟 표면으로부터 특정 깊이를 가지는 지점의 온도를 제어하기 위한 구성으로 이해될 수 있다.

[0074] 제어 모듈(1400)은 레이저 시술 장치의 전반적인 동작을 제어할 수 있다. 예를 들어, 제어 모듈(1400)은 레이저 모듈(1100) 및 냉각 모듈(1200)을 제어할 수 있다. 구체적으로, 제어 모듈(1400)은 레이저 모듈(1100)의 레이저 발생부(1110)를 제어하여 레이저를 조사하거나, 냉각 모듈(1200)의 유량조절부(1210)를 제어하여 냉각제를 분사할 수 있다.

[0075] 제어 모듈(1400)은 레이저 시술 장치의 구성들을 제어하는 구성을 의미하되, 하나의 물리적인 구성으로 한정되는 것은 아니다. 예를 들어, 레이저 모듈(1100)에 냉각 모듈(1200)이 탈부착되는 형태로 레이저 시술 장치가 구현되는 경우, 제어 모듈(1400)은 레이저 모듈(1100)에 연결되어 레이저 모듈(1100)을 제어하는 레이저 제어 모듈(또는 제1 제어 모듈) 및 냉각 모듈(1200)에 연결되어 냉각 모듈(1200)을 제어하는 냉각 제어 모듈(또는 제2 제어 모듈)을 포함할 수 있다.

[0076] 제어 모듈(1400)은 온도 감지 센서(1300)로부터 타겟 표면의 온도 정보를 획득할 수 있다. 제어 모듈(1400)은 획득된 온도 정보에 기초하여 온도조절부(1220)에 인가하는 전력을 제어할 수 있다. 이에 따라, 온도조절부(1220)에 의해 냉각제에 인가되는 열 에너지가 조절되어 냉각제의 온도가 조절될 수 있고, 결과적으로 타겟 표면의 온도가 제어될 수 있다.

[0077] 제어 모듈(1400)은 예시적으로 중앙 처리 장치(Central Processing Unit, CPU), 그래픽 처리 장치(Graphics Processing Unit, GPU), 디지털 신호 처리 장치(Digital Signal Processor, DSP), 상태 기계(state machine), 주문형 반도체(Application Specific Integrated Circuit, ASIC), 무선 주파수 집적 회로(Radio-Frequency Integrated Circuit, RFIC) 또는 이들의 조합일 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.

[0078] 도 2에 도시하진 않았으나, 레이저 시술 장치는 사용자 입력을 수신하기 위한 입력부, 특정 정보나 알림을 출력하기 위한 출력부, 외부 기기와 통신하기 위한 통신부, 및 프로그램 또는 데이터가 저장되는 메모리 등을 포함할 수 있다.

[0079] 입력부는 일반적으로 사용되는 사용자 입력 장치로 구현될 수 있다. 사용자 입력 장치는 예시적으로 사용자의 터치를 감지하는 터치 센서, 음성 신호를 입력 받는 마이크, 키보드, 마우스 또는 이들의 조합일 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.

[0080] 출력부는 영상을 출력하는 디스플레이, 소리를 출력하는 스피커, 진동을 발생시키는 햅틱(haptic) 장치 및/또는 그 외 다양한 형태의 출력 수단으로 구현될 수 있다.

[0081] 통신부는 예시적으로 유/무선 LAN(Local Area Network) 모듈, WAN 모듈, 이더넷 모듈, 블루투스(Bluetooth) 모듈, 지그비(Zigbee) 모듈, USB(Universal Serial Bus) 모듈, IEEE 1394 모듈, 와이파이(Wifi) 모듈, 이동 통신 모듈, 위성 통신 모듈 또는 이들의 조합일 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.

[0082] 메모리는 예시적으로 하드 디스크, 플래시 메모리, SSD(Solid State Drive), RAM(Random Access Memory), ROM(Read Only Memory), EEPROM(Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory), 자기 메모리, 자기 디스크, 광디스크 또는 이들의 조합일 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.

[0083] 이하에서는, 도 3을 참고하여 레이저 시술 장치가 동작하는 상태에 대해 서술한다.

[0084] 도 3은 일 실시예에 따른 레이저 시술 장치가 동작하는 상태를 나타내는 도면이다.

[0085] 도 3을 참고하면, 레이저 시술 장치는 타겟(10)에 레이저를 조사하여 타겟(10) 내 타겟 지점(TP)의 온도를 증가시키되, 타겟 표면의 온도는 목표 냉각 온도로 유지시키는 것을 목적으로 한다. 구체적으로, 타겟(10)에 조사되는 레이저는 타겟 지점(TP)까지 도달하여 타겟 지점(TP)을 가열하고, 타겟 표면에 분사되는 냉각제는 타겟 표면을 냉각시키되 타겟 표면의 온도를 목표 냉각 온도로 유지하기 위해 온도감지센서(1300)에서 측정되는 온도에 기초하여 분사되는 냉각제의 온도가 조절될 수 있다.

[0086] 여기서, 타겟 지점(TP)은 레이저를 이용하여 열 에너지를 집중시키는 지점을 의미하며 시술 종류에 따라 달라질 수 있다. 또한, 타겟 지점(TP)은 타겟 표면으로부터 타겟 깊이(TD)만큼 깊은 지점을 의미할 수 있으며, 타겟 깊이(TD) 역시 시술 종류에 따라 달라질 수 있다. 예를 들어, 얼굴의 피하 지방을 분해하는 시술의 경우, 타겟 깊이(TD)는 약 2㎜ 내지 3㎜일 수 있다. 다른 예를 들어, 복부의 피하 지방을 분해하는 시술의 경우, 타겟 깊이(TD)는 약 4㎜ 내지 10㎜일 수 있다.

[0087] 도 3을 참고하면, 타겟(10)에 대한 시술이 진행될 때, 타겟 표면에서 레이저 조사에 의한 레이저 조사 영역(LR), 냉각제 분사에 의한 냉각제 분사 영역(CR), 온도 감지를 위한 온도 감지 영역(SR)이 서로 다를 수 있다.

[0088] 일 예로, 레이저 조사 영역(LR), 냉각제 분사 영역(CR), 및 온도 감지 영역(SR) 각각의 크기가 다를 수 있다. 레이저 조사 영역(LR)은 냉각제 분사 영역(CR) 및 온도 감지 영역(SR) 보다 작을 수 있다. 또한, 냉각제 분사 영역(CR)은 온도 감지 영역(SR) 보다 클 수 있다. 레이저 조사 영역(LR), 냉각제 분사 영역(CR), 및 온도 감지 영역(SR)의 상대적인 크기가 전술한 것으로 한정되는 것은 아니다.

[0089] 다른 예로, 레이저 조사 영역(LR), 냉각제 분사 영역(CR), 및 온도 감지 영역(SR)의 중심점이 서로 다를 수 있다. 예를 들어, 온도 감지 영역(SR)의 중심은 레이저 조사 영역(LR)의 중심으로부터 일정 거리 이격될 수 있다.

[0090] 이하에서는, 도 4를 참고하여 레이저 시술 장치에서 타겟 표면의 온도를 제어하는 방법에 대해 서술한다.

[0091] 도 4는 일 실시예에 따른 표면 온도 제어 방법을 나타내는 순서도이다. 이하에서 서술하는 표면 온도 제어 방법은 레이저 시술이 진행됨에 있어서 냉각제가 분사되는 동안 수행되는 것으로 이해될 수 있다. 예를 들어, 레이저 조사 전 냉각제가 분사되는 사전 냉각 구간, 레이저 조사와 냉각제 분사가 함께 수행되는 시술 구간, 레이저 조사가 중단된 이후의 사후 냉각 구간에서 표면 온도 제어 방법이 수행될 수 있다.

[0092] 도 4를 참고하면, 표면 온도 제어 방법은 타겟 표면의 온도를 측정하는 단계(S1100), 측정된 온도와 목표 냉각 온도를 비교하는 단계(S1200), 및 냉각제에 인가되는 열 에너지를 조절하는 단계(S1300)를 포함할 수 있다.

[0093] 이하에서 각 단계에 대해 서술한다.

[0094] 먼저, 타겟 표면의 온도가 측정될 수 있다(S1100). 구체적으로, 온도감지센서(1300)에 의해 타겟 표면의 온도가 측정될 수 있다. 타겟 표면의 온도는 주기적으로 측정될 수 있다. 타겟 표면의 온도는 온도감지센서(1300)의 측정범위에 따라 결정되는 온도 감지 영역(SR)의 평균 온도로 이해될 수 있다.

[0095] 이후, 측정된 온도와 목표 냉각 온도가 비교될 수 있다(S1200). 제어 모듈(1400)은 온도감지센서(1300)를 이용하여 획득한 타겟 표면 온도와 목표 냉각 온도를 비교할 수 있다.

[0096] 여기서, 목표 냉각 온도는 타겟 표면의 온도의 목표 값으로 이해될 수 있다. 목표 냉각 온도는 피시술자가 레이저 조사에 의한 통증을 느끼지 않는 수준의 온도일 수 있다. 예를 들어, 목표 냉각 온도는 -10℃ 내지 20℃ 사이에서 선택될 수 있다. 구체적으로, 목표 냉각 온도는 -10℃, -9℃, -8℃, -7℃, -6℃, -5℃, -4℃, -3℃, -2℃, -1℃, 0℃, 1℃, 2℃, 3℃, 4℃, 5℃, 6℃, 7℃, 8℃, 9℃, 10℃, 11℃, 12℃, 13℃, 14℃, 15℃, 16℃, 17℃, 18℃, 19℃, 또는 20℃일 수 있으나 이에 한정되는 것은 아니다.

[0097] 냉각제에 인가되는 열 에너지가 조절될 수 있다(S1300). 제어 모듈(1400)은 온도조절부(1220)에 인가하는 전압 또는 전류의 크기를 조절함으로써 냉각제에 인가되는 열 에너지가 조절되고, 이로써 타겟 표면의 온도가 제어될 수 있다.

[0098] 단계 S1300에서 PID(Proportional-Integral-Differential) 제어가 이용될 수 있다. 예를 들어, 측정된 온도와 목표 냉각 온도의 차이를 입력 변수로 하고, 인가 전력을 출력 변수로 하는 PID 수식이 이용될 수 있다.

[0099] **2. 안정상태 도달 여부 판단 및 그 활용 방법**

[0100] 이하에서는, 도 5 내지 도 10을 참고하여, 레이저 시술 과정에서 표면 온도 제어 방법이 이용되는 경우, 타겟(10) 내 특정 깊이에서의 깊이 온도가 변화하는 양상에 대해 서술하고, 깊이 온도가 안정상태에 도달하였는지

여부를 판단하는 방법 및 그 방법의 활용예에 대해 서술한다.

[0101] 안정상태란, 전술한 바와 같이 타겟(10)에 대해 냉각제 분사와 레이저 조사가 함께 수행될 때, 타겟(10) 내 임의의 지점에서의 온도가 일정 값 또는 일정 범위 내로 수렴한 상태를 의미한다.

[0102] 도 5는 일 실시예에 따른 레이저 시술 실험에서 타겟(10)의 온도 프로필(profile)을 나타내는 도면이다.

[0103] 레이저 시술 실험은 다음과 같이 진행되었다.

[0104] 먼저, 타겟(10)으로 돼지 앞다리살을 준비하고, 돼지 앞다리살의 피부 표면으로부터 1㎜, 2㎜, 3㎜, 4㎜, 5㎜ 깊이에 온도 센서를 배치하였다.

[0105] 돼지 앞다리살에 대해 0~10초 구간에는 냉각제 분사나 레이저 조사가 수행되지 않고, 10~20초 구간에 냉각제만 분사되었으며, 20~130초 구간에서 냉각제 분사와 레이저 조사가 함께 수행되었고, 130~190초 구간에서 레이저만 조사되었으며, 190초 이후 구간에서는 냉각제 분사나 레이저 조사가 수행되지 않았다.

[0106] 냉각제가 분사되는 10~130초 구간에서 표면 온도 제어 방법이 함께 수행되었으며, 이 때 목표 냉각 온도는 9℃로 설정되었다. 또한, 레이저는 직경 10㎜, 최대 파워 2.5W, 808㎚의 파장을 가지는 레이저가 100% 출력으로 이용되었다. 여기서, 100% 출력은 레이저의 파워가 최대 파워인 2.5W로 설정되었음을 의미한다.

[0107] 표면의 온도는 적외선 온도 감지 센서로 측정되었으며, 깊이 별 온도는 돼지 앞다리살에 깊이 별로 삽입된 접촉식 온도 감지 센서가 이용되었다.

[0108] 도 5를 참고하면, 타겟 표면에 냉각제가 분사된 후 레이저가 조사되었으며, 레이저가 조사되기 시작한 시점(20초) 이후 표면 온도는 특정 값(약 13℃)으로 유지되는 반면 특정 깊이(1㎜, 2㎜, 3㎜, 4㎜, 5㎜)의 온도는 급격히 증가하였다. 이후 시간이 지남에 따라 특정 깊이의 온도가 각각 특정 값으로 수렴하였으며, 그 시간은 약 42.8초 내지 50초였다. 구체적으로, 3㎜ 깊이의 온도가 레이저 조사 개시 시점으로부터 약 22.8초 후부터 44℃~45℃로 유지되었고, 4㎜ 깊이의 온도가 레이저 조사 개시 시점으로부터 약 22.8초 후부터 45.25℃~46.25℃로 유지되었으며, 5㎜ 깊이의 온도가 레이저 조사 개시 시점으로부터 약 22.8초 후부터 42.5℃~43.5℃로 유지되었다.

[0109] 즉, 레이저 조사와 냉각제 분사가 함께 이루어지기 시작한 시점으로부터 약 22.8초 후에 타겟(10)은 안정상태에 도달하고, 그에 따라 타겟(10) 내 특정 깊이의 온도가 일정 범위 내에서 변하는 것을 알 수 있다.

[0110] 레이저 시술에 있어서, 안정상태 도달 여부는 시술 시간을 결정하거나, 레이저 시술에 있어서 보조적인 동작을 수행함에 있어서 필요한 확인 사항이다.

[0111] 일 예로, 레이저 시술의 경우 피하 지방과 같이 피부 아래 특정 위치에서의 온도를 목표 시술 온도 범위(ex. 42℃~47℃)로 목표 시술 시간(ex. 20분~40분) 동안 유지시켜야 한다. 이 때, 도 5에서 서술한 바와 같이 냉각제 분사와 레이저 조사를 함께 수행하는 경우 피하 지방의 온도가 일정 값으로 수렴하기까지 어느 정도 시간이 걸리고, 이 시간은 시술 시간에서 제외되어야 한다. 다시 말해, 목표 시술 시간을 측정함에 있어서, 타겟(10)이 안정상태에 도달하는 시점이 시술 시작 시점이 되어야 하는 점을 고려할 때, 안정상태 도달여부에 대한 확인은 필수적으로 이루어져야 한다.

[0112] 다른 예로, 레이저 시술에 있어서 타겟(10) 내 특정 깊이(또는 타겟 깊이(TD))에서의 온도에 대한 모니터링이 필요할 수 있다. 구체적으로, 피하 지방의 온도가 미리 정해진 목표 시술 온도 범위 내로 유지되고 있는지 여부를 판단하기 위해 피하 지방의 온도가 모니터링될 필요가 있다. 다만, 후술하는 바와 같이 피하 지방의 온도를 실시간으로 측정하기 위해서는 타겟(10)이 안정상태에 있어야 하고, 타겟(10)이 안정상태에 있지 않은 경우 후술하는 비침습적 피하 온도 측정 방법은 이용되기 어렵다. 따라서, 비침습적으로 피하 온도를 산출하기 위해서는 타겟(10)이 안정상태에 있어야 하는 조건이 충족될 필요가 있는 것이다.

[0113] 타겟(10)이 안정상태에 도달한 후 수행될 수 있는 시술 보조 동작에 대해서는 후술하도록 한다.

[0114] 타겟(10)이 안정상태에 도달하였는지 여부를 결정하는 기준은 다음과 같이 다양할 수 있다.

[0115] 안정상태 도달 여부의 제1 결정 기준은 타겟(10) 내 특정 깊이에서의 온도 변화량이 임계 변화량 이하가 되는 것이다. 구체적으로, 타겟(10) 내 특정 깊이에서의 온도 변화량이 미리 설정된 값 이하가 되는 경우 타겟(10)이 안정상태에 도달한 것으로 판단될 수 있다. 여기서, 특정 깊이는 피하 지방과 같은 시술 부위가 위치한 지점의 깊이를 의미할 수 있다. 또 여기서, 온도 변화량은 순간 변화량 또는 평균 변화량을 의미할 수 있다.

[0116] 도 6 내지 도 8을 참고하여, 제1 결정 기준에 대해 보다 구체적으로 서술하도록 한다.

[0117] 도 6은 일 실시예에 따른 제1 레이저 시술 실험에서 타겟(10)의 온도 변화율을 나타내는 도면이다. 제1 레이저 시술 실험은 도 5에서 서술한 실험과 동일하다. 도 6의 (a)는 도 5에 도시된 그래프에서 세로축을 온도 변화량으로 변환한 그래프를 나타내고, 도 6의 (b)는 도 6의 (a)의 일부를 확대한 그래프를 나타낸다.

[0118] 도 6을 참고하면, 타겟 표면으로부터의 깊이가 3㎜인 지점에서의 온도 변화율이 42.8초 지점에서 0.06℃/sec 이하가 된다. 또한, 42.8초 지점 이후부터 3㎜ 지점에서의 온도 변화량의 크기가 0.06℃/sec를 거의 벗어나지 않는다. 다시 말해, 온도 변화량의 크기가 0.06℃/sec 이하가 되면 온도 변화량이 -0.06℃/sec 및 0.06℃/sec 사이로 유지될 수 있고, 그에 따라 3㎜ 지점에서의 온도 역시 일정하게 유지되어 타겟(10)이 안정상태가 된 것으로 이해될 수 있다.

[0119] 도 7은 일 실시예에 따른 제2 레이저 시술 과정에서 타겟(10)의 온도 프로필 및 온도 변화율을 나타내는 도면이다. 제2 레이저 시술 실험의 경우 도 5에서 서술한 레이저 시술 실험과 비교할 때, 목표 냉각 온도는 동일하나 레이저 출력 세기를 2.5W의 70%로 설정되었다. 도 7의 (a)는 타겟(10)의 특정 깊이에서의 온도 프로파일을 나타내는 그래프이고, 도 7의 (b)는 도 7의 (a)에 도시된 그래프에서 세로축을 온도 변화량으로 변환하고 그 일부를 확대한 그래프를 나타낸다.

[0120] 도 7을 참고하면, 타겟 표면으로부터의 깊이가 3㎜인 지점에서의 온도 변화율이 39.6초 지점에서 0.06℃/sec 이하가 된다. 또한, 39.6초 지점 이후부터 3㎜ 지점에서의 온도 변화량의 크기가 0.06℃/sec를 거의 벗어나지 않는다. 다시 말해, 온도 변화량의 크기가 0.06℃/sec 이하가 되면 온도 변화량이 -0.06℃/sec 및 0.06℃/sec 사이로 유지될 수 있고, 그에 따라 3㎜ 지점에서의 온도 역시 일정하게 유지되어 타겟(10)이 안정상태가 된 것으로 이해될 수 있다.

[0121] 도 8은 일 실시예에 따른 제3 레이저 시술 과정에서 타겟(10)의 온도 프로필 및 온도 변화율을 나타내는 도면이다. 제3 레이저 시술 실험의 경우 도 5에서 서술한 레이저 시술 실험과 비교할 때, 목표 냉각 온도가 1℃로, 레이저 출력 세기는 동일하게 2.5W의 100%로 설정되었다. 도 8의 (a)는 타겟(10)의 특정 깊이에서의 온도 프로파일을 나타내는 그래프이고, 도 8의 (b)는 도 8의 (a)에 도시된 그래프에서 세로축을 온도 변화량으로 변환하고 그 일부를 확대한 그래프를 나타낸다.

[0122] 도 8을 참고하면, 타겟 표면으로부터의 깊이가 3㎜인 지점에서의 온도 변화율이 모두 37.6초 지점에서 0.06℃/sec 이하가 된다. 또한, 37.6초 지점 이후부터 각 지점에서의 온도 변화량의 크기가 0.06℃/sec를 거의 벗어나지 않는다. 다시 말해, 온도 변화량의 크기가 0.06℃/sec 이하가 되면 온도 변화량이 -0.06℃/sec 및 0.06℃/sec 사이로 유지될 수 있고, 그에 따라 3㎜ 지점에서의 온도 역시 일정하게 유지되어 타겟(10)이 안정상태가 된 것으로 이해될 수 있다.

[0123] 위 제1 레이저 시술 실험 내지 제3 레이저 시술 실험 결과를 고려할 때, 타겟(10) 내 적어도 하나의 지점에서의 온도 변화량이 임계 변화량 이하가 되는 것이 안정상태 판단을 위한 제1 결정 기준이 될 수 있다. 예를 들어, 제1 결정 기준은 타겟 표면을 기준으로 제1 깊이를 가지는 제1 지점에서의 온도 변화량이 제1 임계 변화량 이하인 것일 수 있다. 다른 예를 들어, 제1 결정 기준은 타겟 표면을 기준으로 제1 깊이를 가지는 제1 지점에서의 온도 변화량이 제1 임계 변화량 이하이고 타겟 표면을 기준으로 제2 깊이를 가지는 제2 지점에서의 온도 변화량이 제1 임계 변화량 이하인 것일 수 있다.

[0124] 한편, 제1 결정 기준은 타겟(10) 내 복수의 지점에서의 온도 변화량이 서로 다른 임계 변화량 이하가 되는 것일 수도 있다. 예를 들어, 제1 결정 기준은 타겟 표면을 기준으로 제1 깊이를 가지는 제1 지점에서의 온도 변화량이 제1 임계 변화량 이하인 것, 및 타겟 표면을 기준으로 제2 깊이를 가지는 제2 지점에서의 온도 변화량이 제2 임계 변화량 이하인 것일 수 있다.

[0125] 또 한편, 제1 결정 기준에서 임계 변화량은 레이저 시술에서 설정된 목표 냉각 온도 및/또는 레이저 출력 세기에 따라 다르게 설정될 수도 있다. 예를 들어, 제1 레이저 시술의 제1 목표 냉각 온도와 제2 레이저 시술의 제2 목표 냉각 온도가 서로 다른 경우 제1 레이저 시술에 대응하는 제1 결정 기준의 제1 임계 변화량은 제2 레이저 시술에 대응하는 제2 결정 기준의 제2 임계 변화량과 서로 다를 수 있다.

[0126] 안정상태 도달 여부의 제2 결정 기준은 타겟(10) 내 특정 깊이에서의 온도가 일정 범위 내로 일정 시간 동안 유지되는 것이다. 구체적으로, 타겟(10) 내 특정 깊이에서의 온도가 0.5℃ 크기를 가지는 온도 범위 이내로 10초 동안 유지되는 경우 타겟(10)이 안정상태에 도달한 것으로 판단될 수 있다. 제2 결정 기준의 온도 범위와 유지

시간은 레이저 시술에서 설정되는 목표 냉각 온도 및/또는 레이저 출력 세기에 따라 달라질 수 있다.

[0127] 안정상태 도달 여부의 제3 결정 기준은 타겟(10) 내 특정 깊이에서의 온도가 일정 값에 도달한 것이다. 예를 들어, 타겟(10) 내 피하 지방에 포함되는 일 지점에서의 온도가 45℃에 도달하는 경우 타겟(10)이 안정상태에 도달한 것으로 판단될 수 있다. 제3 결정 기준의 온도 값은 레이저 시술에서 설정되는 목표 냉각 온도 및/또는 레이저 출력 세기에 따라 달라질 수 있다.

[0128] 안정상태에 도달하였는지 여부를 결정하는 기준은 전술한 제1 결정 기준 내지 제3 결정 기준 중 적어도 어느 하나를 포함할 수 있다. 예를 들어, 제1 결정 기준이 만족되는 경우 안정상태에 도달한 것으로 판단될 수 있다. 다른 예를 들어, 제1 결정 기준 및 제3 결정 기준이 만족되는 경우 안정상태에 도달한 것으로 판단될 수 있다.

[0129] 이하에서는 전술한 안정상태 도달 여부를 결정하기 위한 결정 기준을 이용하여 레이저 시술에 있어서 안정상태 도달 여부를 판단하는 방법에 대해 서술한다.

[0130] 전술한 결정 기준은 타겟(10) 내 특정 깊이의 온도의 변화양상이나 기준 값 도달 여부 등에 기초한다. 한편, 레이저 시술 과정에서 타겟(10) 내 특정 깊이의 온도를 측정하는 것은 다소 어려운 부분이 있다. 타겟(10)에 온도 센서를 삽입하는 침습적 온도 감지 방법의 경우 피시술자의 불편함을 초래하여 사용되기 어렵고, 비침습적 온도 감지 방법의 경우 정확도가 매우 낮은 문제점이 있다. 따라서, 레이저 시술 과정에서 타겟(10) 내 특정 깊이의 온도를 직접적으로 측정하여 결정 기준 만족 여부를 판단하기 보다는, 간접적으로 안정상태 도달 여부를 판단하되, 그 과정에서 결정 기준이 사용될 수 있는 방법이 요구된다.

[0131] 이하에서는, 레이저 시술 과정에서 안정상태 도달 여부를 판단하는 기준으로 도달 시간에 대해 서술하고자 한다.

[0132] 도달 시간은 레이저 시술 과정에서 레이저 조사 시점을 기준으로 타겟(10)이 안정상태에 도달하기까지 걸리는 시간을 의미한다. 예를 들어, 도 5에서 도달 시간은 레이저 조사 시점(20초 지점)에서 안정상태 도달 시점(42.8초)까지의 22.8초이다.

[0133] 도달 시간의 기산 시점이 레이저 조사 시점으로 한정되는 것은 아니며, 냉각제 분사 시점이나 시술 시작 시점 등도 도달 시간의 기산 시점이 될 수도 있다. 이하에서는 설명의 편의를 위해 도달 시간이 레이저 조사 시점부터 안정상태 도달 시점까지인 경우에 대해 서술한다.

[0134] 다시 말해, 레이저 시술 과정에서 레이저 조사가 개시된 시점으로부터 도달 시간이 경과한 경우 타겟(10)은 안정상태에 도달한 것으로 판단될 수 있다.

[0135] 도달 시간은 전술한 레이저 시술 실험을 통해 데이터베이스(database)로 만들어질 수 있으며, 레이저 시술 마다 데이터베이스에서 검색된 도달 시간이 이용될 수 있다. 이 때, 데이터베이스를 구축함에 있어 전술한 결정 기준이 이용될 수 있다.

[0136] 이하에서는 도 9를 참고하여 도달 시간 데이터베이스를 구축하는 방법에 대해 서술한다.

[0137] 앞서 서술한 제1 레이저 시술 실험, 제2 레이저 시술 실험, 및 제3 레이저 시술 실험을 참고하면, 도달 시간은 레이저 시술 마다 달라질 수 있다. 보다 구체적으로, 도달 시간은 레이저 시술에서 설정되는 목표 냉각 온도 및 레이저 출력 세기에 따라 달라질 수 있다.

[0138] 일 예로, 제1 레이저 시술 실험과 관련하여 도 5 및 도 6에 도시된 그래프를 참고하면, 목표 냉각 온도가 9℃이고 레이저 출력 세기가 2.5W/100%인 경우 도달 시간은 22.8초일 수 있다.

[0139] 다른 예로, 제2 레이저 시술 실험과 관련하여 도 7에 도시된 그래프를 참고하면, 목표 냉각 온도가 9℃이고 레이저 출력 세기가 2.5W/70%인 경우 도달 시간은 19.6초일 수 있다.

[0140] 또 다른 예로, 제3 레이저 시술 실험과 관련하여 도 8에 도시된 그래프를 참고하면, 목표 냉각 온도가 1℃이고 레이저 출력 세기가 2.5W/100%인 경우 도달 시간은 17.6초일 수 있다.

[0141] 이처럼, 레이저 시술에서 설정된 목표 냉각 온도 및 레이저 출력 세기에 따라 도달 시간이 달라질 수 있으며, 시술 별 목표 냉각 온도와 레이저 출력 세기, 그에 따른 도달 시간을 측정하여 데이터베이스를 구축할 수 있다.

[0142] 도 9는 일 실시예에 따른 도달 시간 데이터베이스를 나타내는 도면이다.

[0143] 도 9를 참고하면, 도달 시간 데이터베이스는 적어도 목표 냉각 온도, 레이저 출력 세기, 및 도달 시간을 포함할 수 있다. 도 9에서는 데이터베이스가 예시적으로 목표 냉각 온도가 9℃, 7℃, 5℃, 3℃, 또는 1℃ 인 경우, 레

이저 출력 세기는 최대 출력 파워(2.4~2.5W)의 100%, 90%, 80%, 또는 70%인 경우에 따른 도달 시간을 포함하는 것으로 도시되어 있으나, 본 개시의 기술적 사상이 이에 한정되는 것은 아니다.

[0144] 목표 냉각 온도는 -10℃ 내지 20℃에서 0.1℃의 해상도로 선택될 수 있으며, 레이저 출력 세기 역시 최대 출력 파워의 100% 내지 50%에서 1%의 해상도로 선택될 수 있으며, 최대 출력 파워가 2.5W로 한정되는 것도 아니다.

[0145] 또한, 도 9에 도시된 도달 시간 데이터베이스는 타겟 깊이(TD)가 3mm인 경우의 도달 시간 값들을 포함하나, 다른 타겟 깊이(TD)(ex. 얼굴에 대한 레이저 시술의 경우 2.0mm 내지 5.0mm에서 선택되는 깊이. 다만, 시술 부위, 종류마다 다를 수 있음.)에 대한 도달 시간 값들도 포함할 수 있음은 물론이다.

[0146] 도달 시간 데이터베이스 구축을 위해 다양한 실험이 진행될 수 있으며, 여기서 다양한 실험이란 목표 냉각 온도와 레이저 출력 세기가 각각 다양하게 설정되는 실험을 의미한다. 목표 냉각 온도와 레이저 출력 세기가 각각 다양한 값으로 설정된 상태에서 결정 기준을 이용하여 도달 시간이 측정될 수 있으며, 측정된 도달 시간과 그에 대응하는 목표 냉각 온도와 레이저 출력 세기를 이용하여 도달 시간 데이터베이스가 구축될 수 있다.

[0147] 도 9를 참고하면, 레이저 출력 세기가 줄어들수록 도달 시간이 줄어드는 경향을 확인할 수 있다. 예를 들어, 목표 냉각 온도가 9℃일 때, 레이저 출력 세기가 100% 또는 90%인 경우보다 레이저 출력 세기가 80% 또는 70%인 경우가 도달 시간이 더 짧게 측정되었다. 다른 예를 들어, 목표 냉각 온도가 7℃일 때에도, 레이저 출력 세기가 100% 또는 90%인 경우보다 레이저 출력 세기가 80% 또는 70%인 경우가 도달 시간이 더 짧게 측정되었다. 나아가, 목표 냉각 온도가 5℃일 때에는 레이저 출력 세기가 낮아짐에 따라 도달 시간 역시 짧아지는 경향을 보였다.

[0148] 도 9를 참고하면, 목표 냉각 온도가 낮아질수록 도달 시간이 줄어드는 경향을 확인할 수 있다. 예를 들어, 레이저 출력 세기가 100%일 때, 목표 냉각 온도가 9℃ 또는 7℃인 경우보다 목표 냉각 온도가 5℃, 3℃, 또는 1℃인 경우가 도달 시간이 더 짧게 측정되었다. 다른 예를 들어, 레이저 출력 세기가 90%, 80%, 또는 70%일 때에도 마찬가지로, 목표 냉각 온도가 9℃ 또는 7℃인 경우보다 목표 냉각 온도가 5℃, 3℃, 또는 1℃인 경우가 도달 시간이 더 짧게 측정되었다.

[0149] 이하에서는, 도 10을 참고하여, 안정상태 도달 여부를 확인하는 과정을 포함하는 레이저 시술 방법에 대해 서술한다.

[0150] 도 10은 일 실시예에 따른 레이저 시술 방법을 나타내는 순서도이다.

[0151] 도 10을 참고하면, 레이저 시술 방법은 레이저 출력 세기를 설정하는 단계(S2100), 목표 냉각 온도를 설정하는 단계(S2200), 도달 시간 데이터베이스를 이용하여 도달 시간을 검색하는 단계(S2300), 냉각제 분사 및 레이저 조사를 수행하는 단계(S2400), 안정상태 도달 여부를 확인하는 단계(S2500), 및 시술 보조 동작을 수행하는 단계(S2600)를 포함할 수 있다.

[0152] 이하에서 각 단계에 대해 서술한다.

[0153] 먼저, 레이저 출력 세기가 설정될 수 있다(S2100). 구체적으로 레이저 시술 장치는 입력부를 통해 시술자 등으로부터 입력을 수신하고, 제어 모듈(1400)은 수신된 입력에 기초하여 레이저 출력 세기를 설정할 수 있다. 또는, 제어 모듈(1400)은 미리 설정된 목표 냉각 온도 및 목표 시술 온도에 기초하여 레이저 출력 세기를 설정할 수도 있다. 여기서, 목표 시술 온도는 타겟(10) 내 시술 부위를 레이저로 가열하고자 하는 온도를 의미할 수 있다.

[0154] 레이저 출력 세기는 레이저 출력 세기는 최대 출력 파워를 기준으로 x%(x는 양의 실수)로 설정될 수 있다. 또는, 레이저 출력 세기는 특정 값으로 설정될 수 있다.

[0155] 목표 냉각 온도가 설정될 수 있다(S2200). 구체적으로, 레이저 시술 장치는 입력부를 통해 시술자 등으로부터 입력을 수신하고, 제어 모듈(1400)은 수신된 입력에 기초하여 목표 냉각 온도를 설정할 수 있다. 또는, 제어 모듈(1400)은 미리 설정된 레이저 출력 세기 및 목표 시술 온도에 기초하여 목표 냉각 온도를 설정할 수도 있다.

[0156] 단계 S2100 및 단계 S2200은 동시에 또는 순차적으로 수행될 수 있다. 예를 들어, 레이저 출력 세기가 설정된 후 목표 냉각 온도가 설정될 수 있다. 다른 예를 들어, 목표 냉각 온도가 설정된 후 레이저 출력 세기가 설정될 수 있다.

[0157] 제어 모듈(1400)은 도달 시간 데이터베이스를 이용하여 도달 시간을 검색할 수 있다(S2300). 제어 모듈(1400)은 앞서 설정된 레이저 출력 세기 및 목표 냉각 온도를 이용하여 도달 시간 데이터베이스를 검색할 수 있다. 구체

적으로, 제어 모듈(1400)은 설정된 레이저 출력 세기 및 목표 냉각 온도에 대응하는 도달 시간을 로딩(loading)할 수 있다. 도달 시간 데이터베이스에서 도달 시간을 검색하는 과정에서 타겟 깊이(TD)가 더 고려될 수 있다.

[0158] 타겟(10)에 대해 냉각제 분사 및 레이저 조사가 수행될 수 있다(S2400). 구체적으로, 타겟 표면에 제1 시점에 냉각제가 분사되고, 제1 시점으로부터 미리 설정된 사전 냉각 시간이 경과한 제2 시점에 레이저가 조사될 수 있다. 제1 시점 및 제2 시점 사이에는 냉각제만 분사되고, 제2 시점 이후에는 냉각제 분사 및 레이저 조사가 함께 수행될 수 있다.

[0159] 안정상태 도달 여부가 확인될 수 있다(S2500). 구체적으로, 제어 모듈(1400)은 타겟(10)이 안정상태에 도달하였는지 여부를 확인할 수 있다. 예를 들어, 제어 모듈(1400)은 레이저가 조사된 제2 시점에 단계 S2300에서 획득된 도달 시간으로 설정된 타이머를 구동시키고, 타이머 종료 시 타겟(10)이 안정상태에 도달한 것으로 판단할 수 있다.

[0160] 안정상태 도달 후 시술 보조 동작이 수행될 수 있다(S2600). 시술 보조 동작은 레이저 시술에 있어서 보조적으로 수행되어야 하는 동작을 의미한다.

[0161] 시술 보조 동작의 일 예로, 타겟(10) 내 특정 깊이에서의 온도가 모니터링될 수 있다. 구체적으로, 타겟 표면으로부터 타겟 깊이(TD)에 위치한 타겟 지점(TP)의 온도가 추정될 수 있다. 예를 들어, 타겟 지점(TP)의 온도는 냉각제에 열 에너지를 제공하는 온도조절부(1220)에 인가되는 전력 값을 이용하여 산출될 수 있다. 타겟 지점(TP)에서의 온도를 추정하는 방법에 대해서는 후술하도록 한다.

[0162] 시술 보조 동작의 다른 예로, 시술 시간으로 설정된 타이머가 구동될 수 있다. 구체적으로, 제어 모듈(1400)은 안정상태 도달이 확인되는 경우 미리 설정된 시술 시간으로 설정된 타이머를 구동시킬 수 있다. 타이머는 안정상태 도달 시점을 기준으로 구동될 수 있다. 타이머가 종료되면, 또는 안정상태 도달 시점으로부터 시술 시간이 경과하면 레이저 조사가 중단될 수 있다. 이로써, 시술 부위 또는 타겟 지점(TP)의 온도가 시술 목표 온도로 시술 시간 동안 유지되어 시술 효율이 향상될 수 있다. 여기서, 시술 효율을 결정하는 기준은 시술 부위의 분해 정도, 시술에 따른 통증 정도, 또는 시술 시간의 길이 등이 있을 수 있다.

[0163] 시술 보조 동작의 또 다른 예로, 레이저 시술 장치는 안정상태 도달을 지시하는 알림을 출력할 수 있다. 안정상태 도달 알림이 출력되는 경우, 시술자는 타겟(10)이 안정상태에 도달하였음을 인지할 수 있다.

[0164] 레이저 시술 방법은 전술한 단계들 외에 레이저 조사를 중단하는 단계, 레이저 조사 중단 후 목표 냉각 온도를 변경하여 사후 냉각을 수행하는 단계, 또는 냉각제 분사를 중단하는 단계 등을 더 포함할 수 있다.

[0165] **3. 냉각제 인가 열 에너지를 이용한 타겟 지점의 온도 추정 방법**

[0166] 이하에서는, 도 11 내지 도 17을 참고하여 레이저 시술 과정에서 타겟 지점(TP)의 온도를 추정하는 방법에 대해 서술한다.

[0167] 레이저 시술에 있어서, 시술 부위를 시술 목표 온도로 시술 시간 동안 유지하는 것이 시술 효율을 향상시키는 부분에 대해 앞서 서술하였다. 안정상태 도달 여부를 판단하는 방법이 시술 시간을 최소화하는 데에 기여했다면, 타겟 지점(TP)의 온도를 추정하는 방법은 타겟 지점(TP)의 온도를 시술 목표 온도로 유지하는 데에 기여할 수 있다.

[0168] 일 예로, 타겟 지점(TP)의 온도가 시술 목표 온도 보다 미리 설정된 오차 값 이상으로 낮아지는 경우, 시술 효과가 낮아지므로, 레이저 출력 세기를 증가시키거나 목표 냉각 온도를 높여 타겟 지점(TP)의 온도를 높일 필요가 있다.

[0169] 다른 예로, 타겟 지점(TP)의 온도가 시술 목표 온도 보다 미리 설정된 오차 값 이상으로 높아지는 경우, 타겟(10)에 비가역적 손상을 야기할 수 있는 바, 레이저 조사를 중단하거나 목표 냉각 온도를 낮추거나 레이저 출력 세기를 감소시켜 타겟 지점(TP)의 온도를 낮출 필요가 있다.

[0170] 위와 같이 레이저 출력 세기 또는 목표 냉각 온도 등을 변경하기 위해 제어 모듈(1400)이 레이저 모듈(1100) 또는 냉각 모듈(1200)을 제어함에 있어서 타겟 지점(TP)의 온도가 주기적으로 또는 실시간으로 산출될 필요가 있다.

[0171] 레이저 시술 장치는 레이저 시술 과정에서 타겟 표면의 온도를 목표 냉각 온도로 제어하도록 동작할 수 있다. 보다 구체적으로, 제어 모듈(1400)은 온도감지센서(1300)에 의해 측정되는 타겟 표면의 온도와 목표 냉각 온도

를 비교하고, 비교한 값에 기초하여 온도조절부(1220)가 냉각 모듈(1200) 내에서 냉각제에 열 에너지를 인가하도록 제어할 수 있다.

[0172] 한편, 온도조절부(1220)가 열전소자로 구현되는 경우, 제어 모듈(1400)에서 온도조절부(1220)에 인가하는 전압값에 따라 냉각제에 인가되는 열 에너지가 달라지게 된다. 또한, 온도조절부(1220)에 인가되는 전압값 또는 전력값은 온도감지센서(1300)에 의해 측정되는 타겟 표면의 온도에 따라 조절된다.

[0173] 이러한 상황에서, 타겟 지점(TP)의 온도가 소정의 이유(ex. 레이저 시술 장치 내 구성의 제어 오류 등)로 변경되면 표면 온도에 영향을 미치게 되고, 그로 인해 온도조절부(1220)에 인가되는 전압값도 달라지게 된다. 다시 말해, 타겟 지점(TP)에서의 온도 변화는 온도조절부(1220)에 인가되는 전압값에 영향을 미칠 수 있다.

[0174] 이하에서는, 타겟 지점(TP)의 온도와 온도조절부(1220)에 인가되는 전압의 제곱 사이의 상관관계에 대한 실험예들에 대해 설명하고, 그 상관관계에 기초하여 레이저 시술 과정에서 타겟 지점(TP)의 온도를 추정하는 방법에 대해 서술하고자 한다.

[0175] 표면 온도와 타겟 지점(TP)의 온도 차이(이하 '온도 차')는 온도조절부(1220)에 인가되는 전압의 제곱(이하 '전압 제곱값')과 상관관계(correlation)를 가질 수 있다.

[0176] 도 11 내지 도 16은 일 실시예에 따른 온도조절부(1220)에서 제공하는 전압의 제곱값과 온도 차 사이의 상관관계를 나타내는 도면이다. 각 도면에 도시된 그래프는 도 5에서 서술한 레이저 시술 실험에서 레이저 출력 세기를 2.5W/70%, 2.5W/80%, 2.5W/90%, 또는 2.5W/100%로 설정하고, 목표 냉각 온도를 1℃, 3℃, 5℃, 7℃, 또는 9℃로 설정하고, 타겟(10)이 안정상태에 도달한 이후에 온도 차와 전압 제곱값을 측정하여 플롯팅(plotting)한 것이다. 여기서, 온도 차는 타겟 지점(TD)에서의 온도와 표면 온도의 차를 의미하며, 타겟 지점(TD)의 깊이는 3㎜이다.

[0177] 전압 제곱값을 산출하는 과정은 다음과 같다. 먼저, 온도조절부(1220)에 인가되는 전압값이 주기적으로 측정되었다. 그 후, 측정된 전압값들을 이용하여 미리 설정된 시간 동안의 평균 전압값이 산출되었고, 산출된 평균 전압값을 제곱하여 전압 제곱값이 산출되었다. 미리 설정된 시간은 아래와 같이 다양하게 설정될 수 있다.

[0178] 도 11의 (a)는 온도조절부(1220)에서 인가되는 전압값을 측정하고 5초의 시간 길이를 가지는 제1 시간 구간에서의 전압값의 평균을 제곱한 값을 전압 제곱값으로 이용하였다. 도 11의 (b)는 도 11의 (a)의 그래프에서 레이저 출력 세기를 구분하지 않은 경우를 나타낸다.

[0179] 도 12의 (a)는 온도조절부(1220)에서 인가되는 전압값을 측정하고 20초의 시간 길이를 가지는 제2 시간 구간에서의 전압값의 평균을 제곱한 값을 전압 제곱값으로 이용하였다. 여기서, 제2 시간 구간의 시작 시점은 도 11의 제1 시간 구간의 시작 시점과 동일하였다. 도 12의 (b)는 도 12의 (a)의 그래프에서 레이저 출력 세기를 구분하지 않은 경우를 나타낸다.

[0180] 도 13의 (a)는 온도조절부(1220)에서 인가되는 전압값을 측정하고 5초의 시간 길이를 가지는 제3 시간 구간에서의 전압값의 평균을 제곱한 값을 전압 제곱값으로 이용하였다. 여기서, 제3 시간 구간의 시작 시점은 도 11의 제1 시간 구간의 시작 시점과 상이하였다. 도 13의 (b)는 도 13의 (a)의 그래프에서 레이저 출력 세기를 구분하지 않은 경우를 나타낸다.

[0181] 도 11 내지 도 13을 참고하면, 온도 차와 전압 제곱값은 서로 반비례 관계에 있으며, 그 경향성이 레이저 출력 세기와 상관없이 서로 유사할 수 있다. 예를 들어, 도 11의 (a)에서 레이저 출력 세기 별 온도 차와 전압 제곱값은 선형함수로 표현될 수 있고, 그 기울기가 서로 유사하다. 또한, 도 11의 (b)를 참고하면, 레이저 출력 세기와 상관없이 온도 차와 전압 제곱값의 좌표들의 상관계수가 -0.542인 점에서, 비교적 강한 상관관계를 가지는 것을 확인할 수 있다. 도 12 및 도 13에 도시된 그래프를 보더라도 마찬가지로 레이저 출력 세기와 상관없이 온도 차와 전압 제곱값 사이에 상관계수가 각각 -0.5331, -0.5337인 점에서 비교적 강한 상관관계가 형성되는 것을 알 수 있다.

[0182] 또한, 도 11 내지 도 13을 참고하면, 전압 제곱값을 측정하는 방식에 상관 없이 온도 차와 전압 제곱값 사이의 경향성이 일관될 수 있다. 예를 들어, 도 11의 (b)에서 온도 차와 전압 제곱값의 좌표들은 x축에서 1 내지 7에, y축에서 26 내지 38에 분포하고, 도 12의 (b)에서 온도 차와 전압 제곱값의 좌표들은 x축에서 1 내지 6에, y축에서 26 내지 38에 분포하고, 도 13의 (b)에서 온도 차와 전압 제곱값의 좌표들은 x축에서 1 내지 6에, y축에서 26 내지 38에 분포한다. 나아가, 도 11의 (b), 도 12의 (b), 및 도 13의 (b)에서 온도 차와 전압 제곱값의 좌표들이 형성하는 그래프 형태 역시 유사하다.

[0183] 이처럼, 온도 차와 전압 제곱값은 레이저 출력 세기나 전압 제곱값 산출 지점, 산출 방식과 상관 없이 경향성을 가질 수 있고, 이는 아래와 같이 레이저 시술 실험 별 데이터들을 취합하였을 때 보다 뚜렷하게 나타난다.

[0184] 도 14의 (a)는 전압 제곱값을 산출함에 있어서 5초 동안 측정되는 전압값의 평균을 이용하되, 측정 구간을 50~55초, 60~65초, 70~75초, 및 80~85초로 달리한 경우의 온도 차 및 전압 제곱값의 그래프를 나타낸다.

[0185] 도 14의 (b)는 전압 제곱값을 산출함에 있어서 10초 동안 측정되는 전압값의 평균을 이용하되, 측정 구간을 50~60초, 60~70초, 70~80초, 및 80~90초로 달리한 경우의 온도 차 및 전압 제곱값의 그래프를 나타낸다.

[0186] 도 15의 (a)는 전압 제곱값을 산출함에 있어서 15초 동안 측정되는 전압값의 평균을 이용하되, 측정 구간을 50~65초, 60~75초, 70~85초, 및 80~95초로 달리한 경우의 온도 차 및 전압 제곱값의 그래프를 나타낸다.

[0187] 도 15의 (b)는 전압 제곱값을 산출함에 있어서 20초 동안 측정되는 전압값의 평균을 이용하되, 측정 구간을 50~70초, 60~80초, 70~90초, 및 80~100초로 달리한 경우의 온도 차 및 전압 제곱값의 그래프를 나타낸다.

[0188] 도 14의 (a)의 상관계수는 -0.5205이고, 도 14의 (b)의 상관계수는 -0.4905이며, 도 15의 (a)의 상관계수는 -0.4935이고, 도 15의 (b)의 상관계수는 -0.4911이다.

[0189] 도 14 및 도 15의 그래프들에서의 상관계수를 고려할 때, 전압 제곱값 산출 구간이나 구간의 길이와 상관 없이 온도 차 및 전압 제곱값이 비교적 강한 상관관계를 가지는 것을 확인할 수 있다.

[0190] 도 16은 도 14의 (a), 도 14의 (b), 도 15의 (a), 및 도 15의 (b)에 도시된 그래프의 좌표들을 모두 취합한 그래프를 나타내는 도면이다.

[0191] 도 16을 참고하면, 대부분의 좌표가 x축에서 1 내지 6에, y축에서 26 내지 38 사이에 분포하는 것을 확인할 수 있다. 또한, 도 16에서 상관계수는 -0.4973으로, 온도 차와 전압 제곱값은 레이저 출력 세기, 전압 제곱값 산출 구간과 구간의 길이와 상관 없이 비교적 강한 상관관계를 가지는 것으로 이해될 수 있다. 이는 곧, 레이저 시술 과정에서 안정상태 도달 이후 임의의 시점에서 임의의 시간 동안 측정된 전압값이 온도 차를 산출하는 데에 이용될 수 있음을 의미한다.

[0192] 전술한 실험 데이터들을 이용하여 온도 차 데이터베이스를 구축할 수 있다. 온도 차 데이터베이스는 레이저 시술 과정에서 타겟 지점(TP)의 온도를 추정하는 데에 이용될 수 있다.

[0193] 일 예로, 온도 차 데이터베이스는 전압 제곱값을 입력변수로, 온도 차를 출력변수로 하는 수학식을 포함할 수 있다.

[0194] 수학식은 전술한 레이저 시술 실험들을 이용하여 모델링될 수 있다. 예를 들어, 수학식은 도 16에 도시된 그래프에 표시된 좌표 값들을 이용하여 모델링될 수 있다. 다른 예를 들어, 수학식은 레이저 출력 세기와 목표 냉각 온도를 다양하게 변화시켜 진행한 레이저 시술 실험에서 획득된 데이터 세트들을 이용하여 모델링될 수 있으며, 여기서 데이터 세트들은 각각 온도 차와 전압 제곱값을 포함할 수 있다.

[0195] 수학식이 모델링 됨에 있어서, 선형 함수, 지수 함수, 로그 함수, 다항 함수, 이동 평균 함수 또는 이들의 조합이 이용될 수 있다.

[0196] 수학식은 타겟 지점(TP)의 타겟 깊이(TD)에 따라 달라질 수 있다. 예를 들어, 온도 차 데이터베이스는 적어도 제1 깊이에 대응하는 제1 수학식 및 제2 깊이에 대응하는 제2 수학식을 포함할 수 있다.

[0197] 한편, 수학식은 목표 냉각 온도 및/또는 레이저 출력 세기에 따라 달라질 수도 있다.

[0198] 제어 모듈(1400)은 레이저 시술 과정에서 측정된 전압값들을 이용하여 전압 제곱값을 산출하고, 산출된 전압 제곱값과 온도 차 데이터베이스에 저장된 수학식을 이용하여 온도 차를 획득할 수 있다. 나아가, 제어 모듈(1400)은 획득된 온도 차와 온도감지센서(1300)에서 측정된 표면 온도 값을 이용하여 타겟 지점(TP)의 온도를 산출할 수 있다.

[0199] 다른 예로, 온도 차 데이터베이스에는 전압 제곱값과 그에 대응하는 온도 차가 저장될 수 있다. 여기서, 전압 제곱값에 대응하는 온도 차는 타겟 지점(TP)의 타겟 깊이(TD) 별로 다를 수 있다. 구체적으로, 온도 차 데이터베이스는 적어도 제1 온도 차 및 제2 온도 차를 포함하되, 제1 온도 차는 제1 전압 제곱값 및 제1 깊이에 대응하고 제2 온도 차는 제1 전압 제곱값 및 제2 깊이에 대응하며, 제1 온도 차 및 제2 온도 차는 서로 다른 값을 가질 수 있다.

[0200] 또 다른 예로, 온도 차 데이터베이스에는 전압 제곱값, 표면 온도, 이들에 대응하는 깊이 온도가 저장될 수 있다. 여기서, 깊이 온도는 타겟 지점(TP)의 온도를 의미할 수 있다.

[0201] 이하에서는, 도 17을 참고하여 타겟 지점(TP)의 온도를 산출하고, 이를 활용하는 레이저 시술 방법에 대해 서술한다.

[0202] 도 17은 일 실시예에 따른 타겟 지점(TP)의 온도를 산출하고 이를 이용하는 레이저 시술 방법을 나타내는 순서도이다.

[0203] 도 17을 참고하면, 레이저 시술 방법은, 타겟 깊이(TD)를 설정하는 단계(S3100), 냉각제 분사 및 레이저 조사를 수행하는 단계(S3200), 안정상태 도달 여부를 확인하는 단계(S3300), 온도 차 데이터베이스를 이용하여 온도 차를 산출하는 단계(S3400), 표면 온도 및 온도 차를 이용하여 타겟 지점(TP)의 온도를 산출하는 단계(S3500), 및 산출된 타겟 지점(TP)의 온도에 기초하여 시술 보조 동작을 수행하는 단계(S3600)를 포함할 수 있다.

[0204] 이하에서 각 단계에 대해 구체적으로 서술한다. 한편, 후술하는 온도 차 데이터베이스는 전압 제곱값을 입력변수로, 온도 차를 출력변수로 하는 수학식을 포함하도록 구축되는 것으로 서술하나, 본 개시의 기술적 사상이 이에 한정되는 것은 아니다.

[0205] 먼저, 타겟 깊이(TD)가 설정될 수 있다(S3100). 타겟 깊이(TD)는 시술하고자 하는 부위의 깊이를 의미할 수 있으며, 레이저 시술 종류에 따라 달라질 수 있다. 타겟 깊이(TD)는 시술자의 입력을 통해 설정될 수 있다. 또는, 타겟 깊이(TD)는 레이저 시술 장치에서 사용되는 레이저 종류에 따라 설정될 수 있다. 한편, 타겟 깊이(TD)에 따라 시술 목표 온도가 결정될 수 있다.

[0206] 냉각제 분사 및 레이저 조사가 수행될 수 있다(S3200). 단계 S3200은 전술한 단계 S2400과 동일한 바, 구체적인 설명은 생략하도록 한다.

[0207] 냉각제 분사와 레이저 조사가 수행되는 동안 안정상태 도달 여부가 확인될 수 있다(S3300). 단계 S3300은 단계 S2500과 동일한 바, 구체적인 설명은 생략하도록 한다.

[0208] 타겟(10)이 안정상태에 도달한 것으로 판단되면, 온도 차 데이터베이스를 이용하여 온도 차가 산출될 수 있다(S3400). 제어 모듈(1400)은 제1 시점을 기준으로 제1 시간 동안 온도조절부(1220)에 인가되는 전압값을 측정하여 제1 전압 제곱값을 획득하고, 온도 차 데이터베이스로부터 단계 S3100에서 설정된 타겟 깊이(TD)에 대응하는 제1 수학식을 로딩하고, 제1 수학식 및 제1 전압 제곱값을 이용하여 제1 온도 차를 산출할 수 있다.

[0209] 이후, 표면 온도 및 온도 차를 이용하여 타겟 지점(TP)의 온도가 산출될 수 있다(S3500). 제어 모듈(1400)은 제1 시점에 대응하는 제1 온도 차와 제1 시점에 대응하는 제1 표면 온도를 이용하여 제1 시점에 대응하는 타겟 지점(TP)의 온도인 제1 깊이 온도를 획득할 수 있다.

[0210] 산출된 타겟 지점(TP)의 온도에 기초하여 시술 보조 동작이 수행될 수 있다(S3600). 제어 모듈(1400)은 타겟 지점(TP)의 온도가 특정 조건을 만족하는 경우 시술 보조 동작을 수행할 수 있다.

[0211] 일 예로, 제어 모듈(1400)은 산출된 타겟 지점(TP)의 온도가 시술 목표 온도 보다 제1 임계 오차 값 이상으로 낮은 경우 또는 제1 임계 온도 값 이하인 경우, 시술 보조 동작을 수행할 수 있다. 여기서, 시술 보조 동작은 목표 냉각 온도 증가, 레이저 출력 세기 증가, 또는 이들의 조합일 수 있다. 또는, 시술 보조 동작은 레이저 조사의 중단일 수 있다. 또 여기서, 제1 임계 오차 값은 레이저 시술 종류가 피하 지방 분해인 경우 0.5℃ 내지 5℃ 중 선택될 수 있다. 또 여기서, 제1 임계 온도 값은 레이저 시술 종류가 피하 지방 분해인 경우 35℃ 내지 42℃ 중 선택될 수 있다. 제1 임계 오차 값과 제1 임계 온도 값이 상술한 범위로 한정되는 것은 아니며, 레이저 시술 종류에 따라 다르게 설정될 수 있다.

[0212] 다른 예로, 제어 모듈(1400)은 산출된 타겟 지점(TP)의 온도가 시술 목표 온도 보다 제2 임계 오차 값 이상으로 높은 경우 또는 제2 임계 온도 값 이상인 경우, 시술 보조 동작을 수행할 수 있다. 여기서, 시술 보조 동작은 목표 냉각 온도 감소, 레이저 출력 세기 감소, 또는 이들의 조합일 수 있다. 또는, 시술 보조 동작은 레이저 조사의 중단일 수 있다. 또 여기서, 제2 임계 오차 값은 레이저 시술 종류가 피하 지방 분해인 경우 0.5℃ 내지 5℃ 중 선택될 수 있다. 또 여기서, 제2 임계 온도 값은 레이저 시술 종류가 피하 지방 분해인 경우 47℃ 내지 55℃ 중 선택될 수 있다. 제2 임계 오차 값과 제2 임계 온도 값이 상술한 범위로 한정되는 것은 아니며, 레이저 시술 종류에 따라 다르게 설정될 수 있다.

[0213] 전술한 단계 S3400, S3500, 및 S3600은 주기적으로 수행될 수 있다. 레이저 시술 장치는 실시간으로 타겟 지점

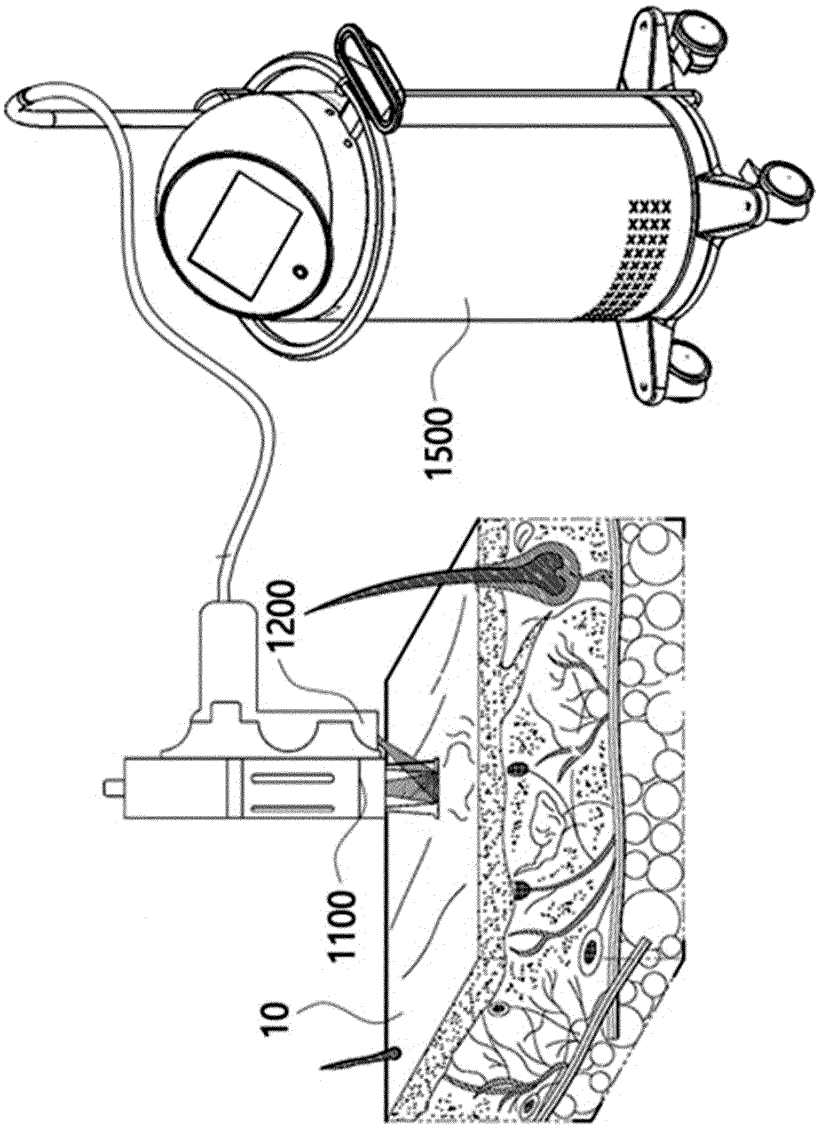
(TP)의 온도를 모니터링하여 시술 보조 동작을 수행하거나 수행하지 않을 수 있다. 이에 따라, 타겟 지점(TP)의 온도가 일정 범위 내로 제어될 수 있고, 타겟 지점(TP)의 온도가 과도하게 높아짐에 따라 발생할 수 있는 비가역적 손상을 방지할 수 있어, 레이저 시술의 효율성과 안전성이 크게 향상될 수 있게 된다.

[0214] 이상에서 실시 형태들에 설명된 특징, 구조, 효과 등은 본 명세서의 적어도 하나의 실시 형태에 포함되며, 반드시 하나의 실시 형태에만 한정되는 것은 아니다. 나아가, 각 실시 형태에서 예시된 특징, 구조, 효과 등은 실시 형태들이 속하는 분야의 통상의 지식을 가지는 자에 의해 다른 실시 형태들에 대해서도 조합 또는 변형되어 실시 가능하다. 따라서 이러한 조합과 변형에 관계된 내용들은 본 명세서의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

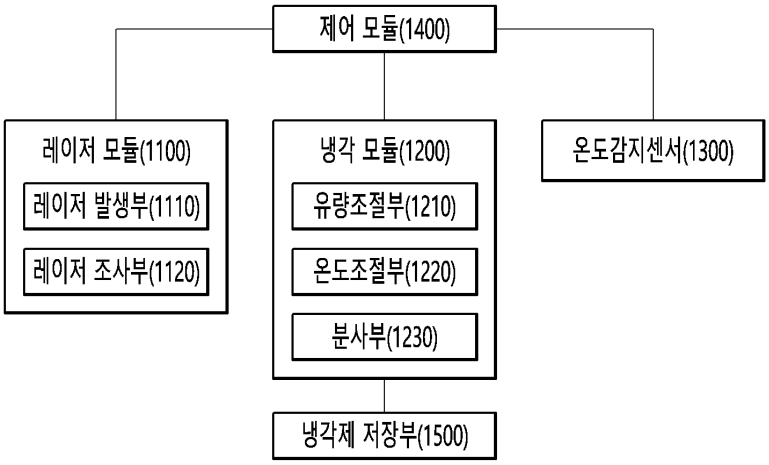
[0215] 또한, 이상에서 실시 형태를 중심으로 설명하였으나 이는 단지 예시일 뿐 본 명세서의 기술적 사상을 한정하는 것이 아니며, 본 명세서가 속하는 분야의 통상의 지식을 가진 자라면 본 실시 형태의 본질적인 특성을 벗어나지 않는 범위에서 이상에 예시되지 않은 여러 가지의 변형과 응용이 가능함을 알 수 있을 것이다. 즉, 실시 형태에 구체적으로 나타난 각 구성 요소는 변형하여 실시할 수 있는 것이다. 그리고 이러한 변형과 응용에 관계된 차이점들은 첨부된 청구 범위에서 규정하는 본 명세서의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

도면

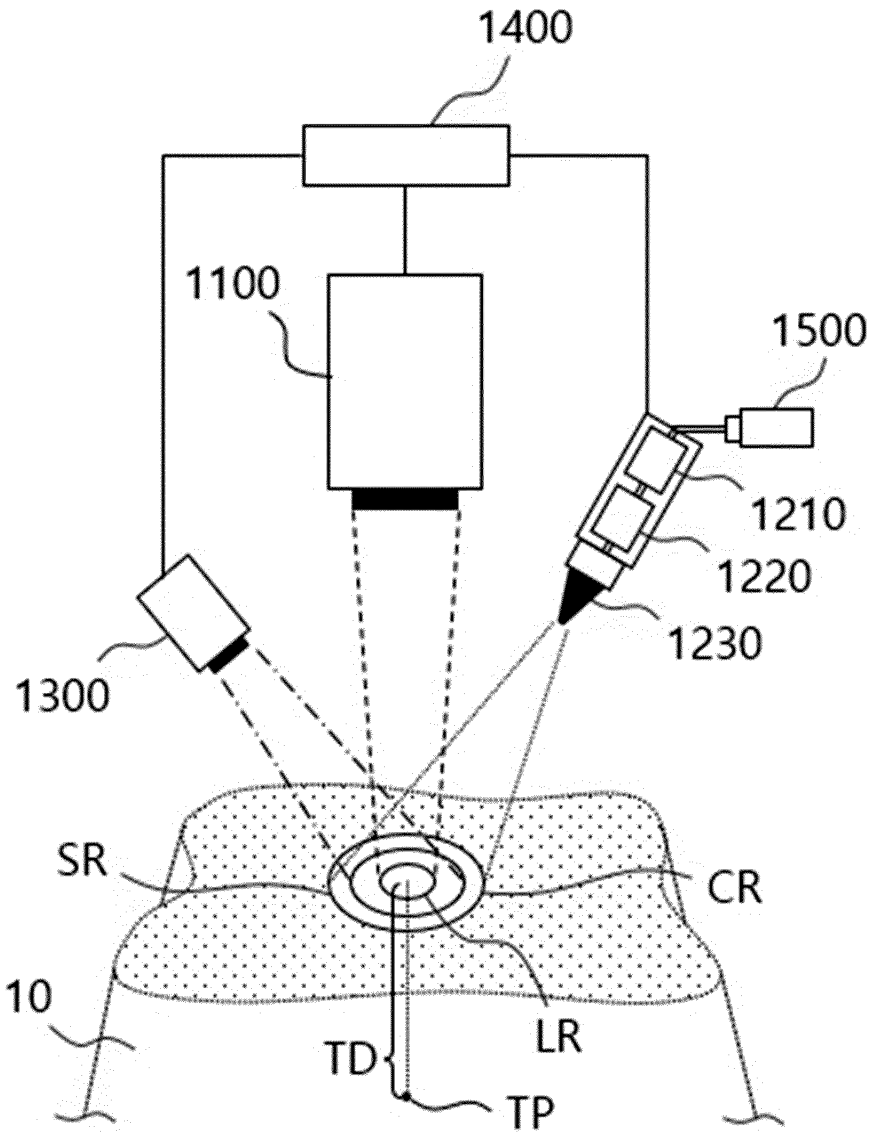
도면1



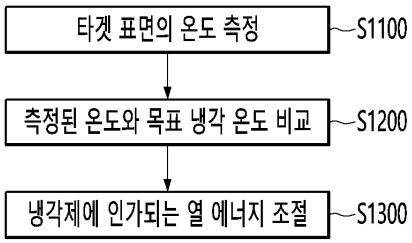
도면2


제어 모듈(1400)
레이저 모듈(1100)
레이저 발생부(1110)
레이저 조사부(1120)
냉각 모듈(1200)
유량조절부(1210)
온도조절부(1220)
분사부(1230)
온도감지센서(1300)
냉각제 저장부(1500)

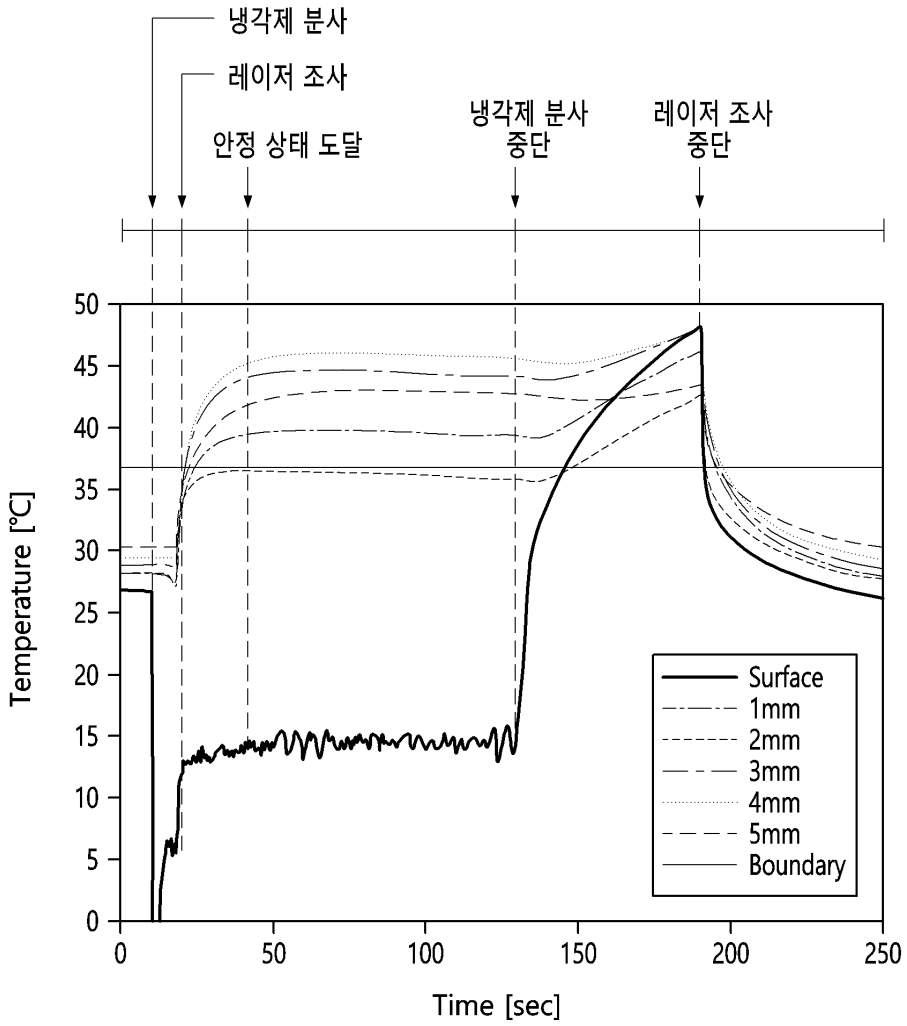
도면3



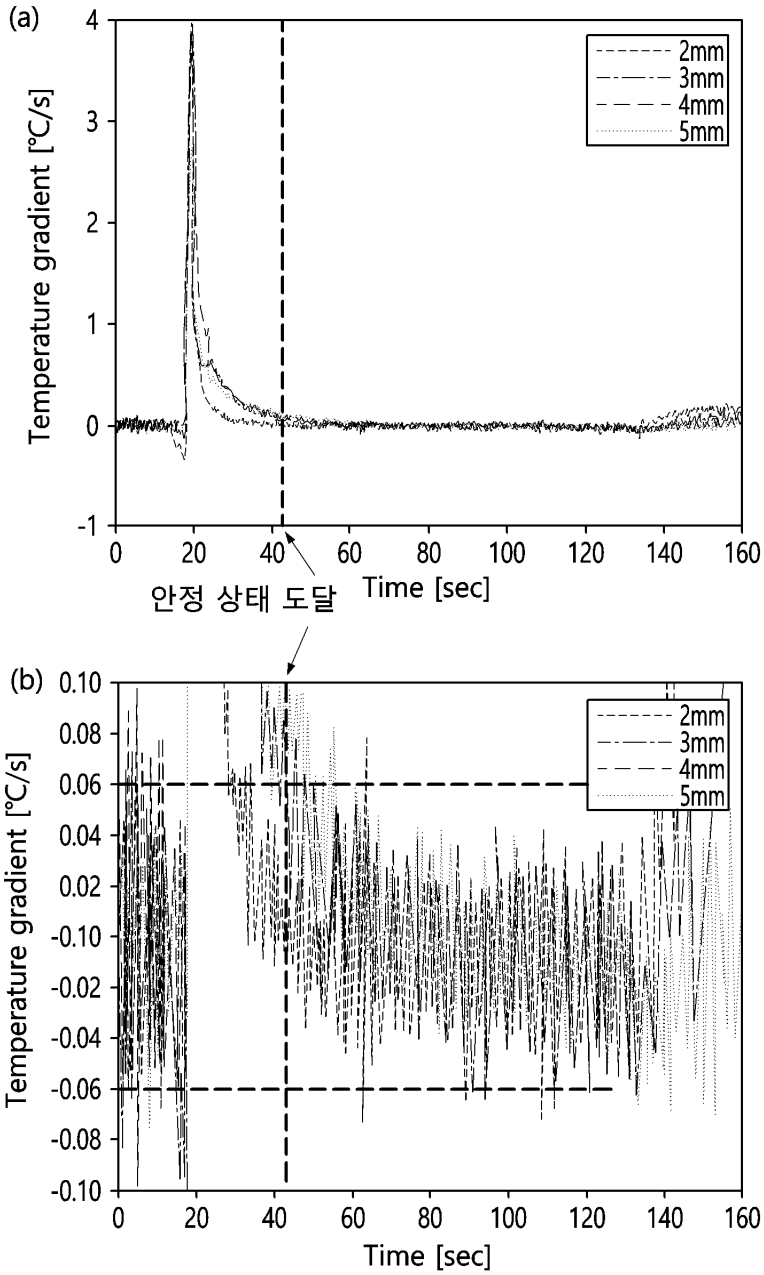
도면4


타겟 표면의 온도 측정
S1100
측정된 온도와 목표 냉각 온도 비교
S1200
냉각제에 인가되는 열 에너지 조절
S1300

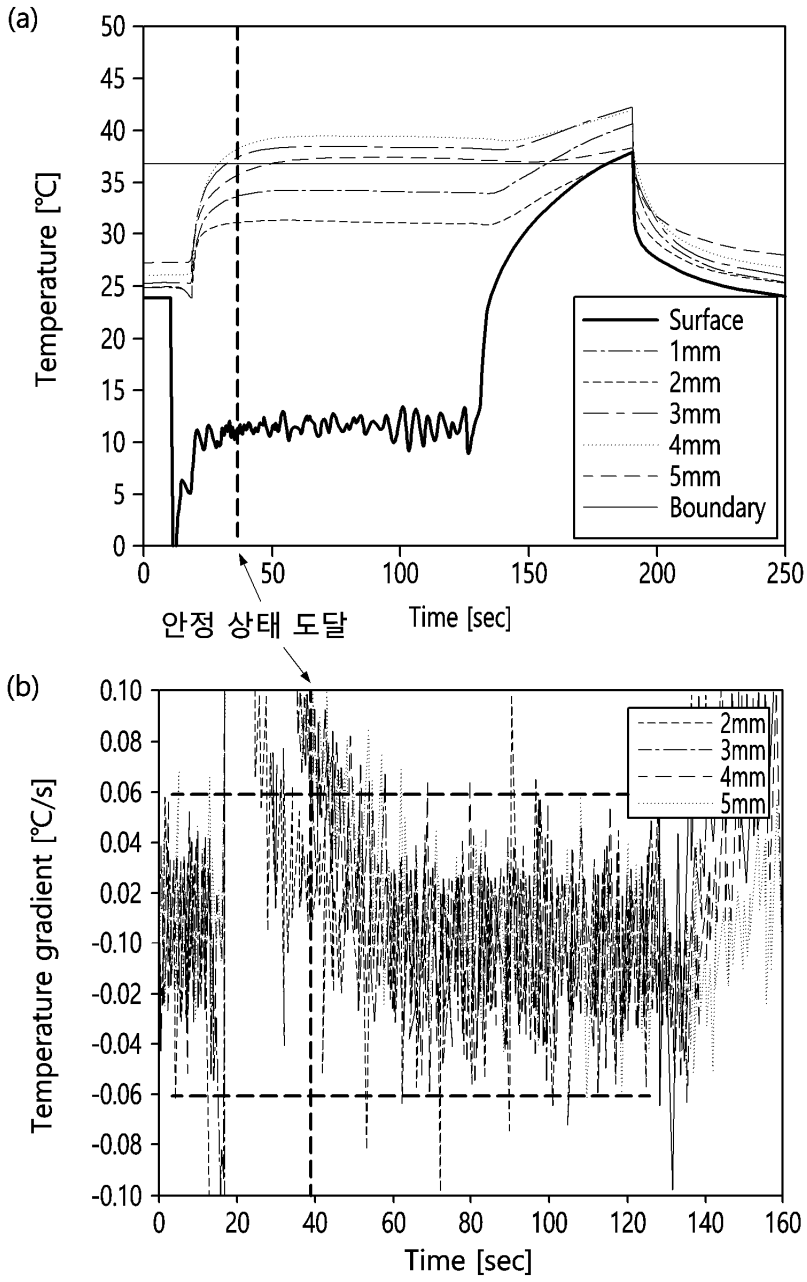
도면5


냉각제 분사
레이저 조사
안정 상태 도달
냉각제 분사 중단
레이저 조사 중단
Temperature [℃]
Time [sec]
0
5
10
15
20
25
30
35
40
45
50
0
50
100
150
200
250
Surface
1mm
2mm
3mm
4mm
5mm
Boundary

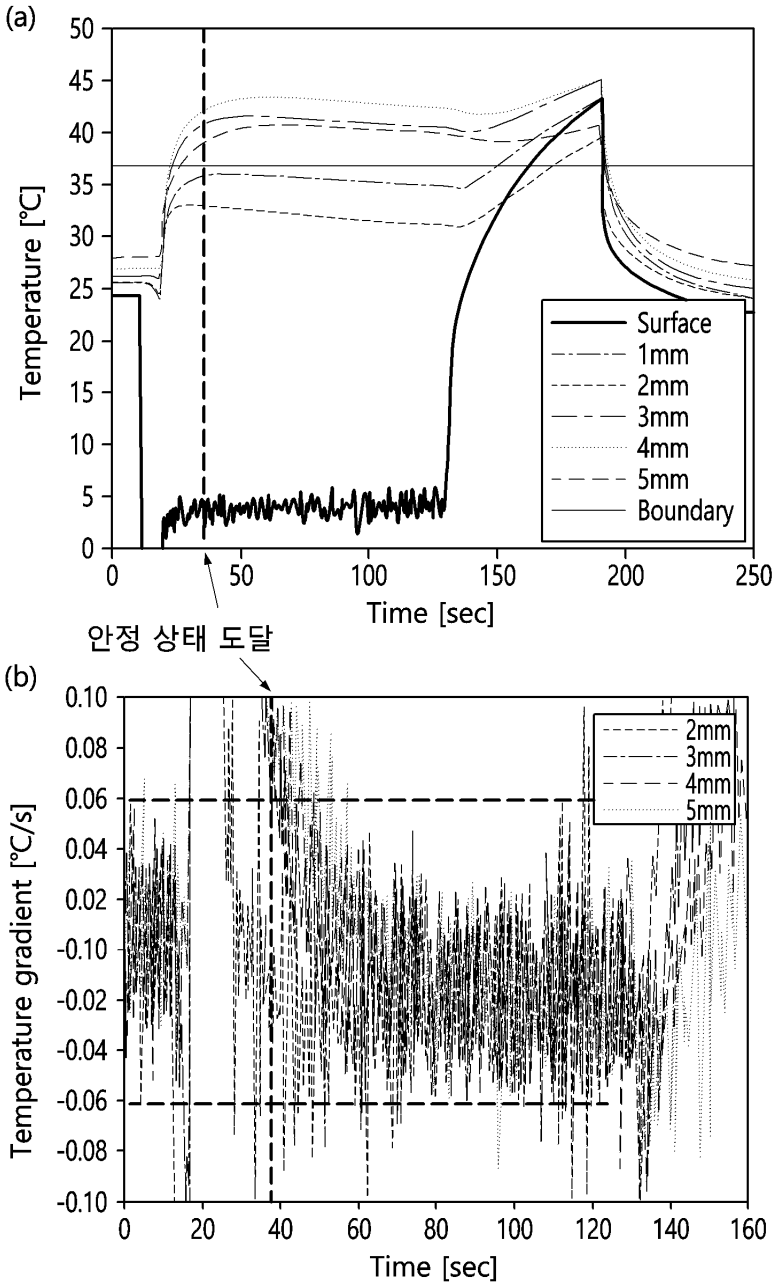
도면6


(a)
Temperature gradient [℃/s]
Time [sec]
2mm
3mm
4mm
5mm
안정 상태 도달
(b)
Temperature gradient [℃/s]
Time [sec]
2mm
3mm
4mm
5mm

도면7


(a)
Temperature [℃]
Time [sec]
Surface
1mm
2mm
3mm
4mm
5mm
Boundary
안정 상태 도달
(b)
Temperature gradient [℃/s]
Time [sec]
2mm
3mm
4mm
5mm

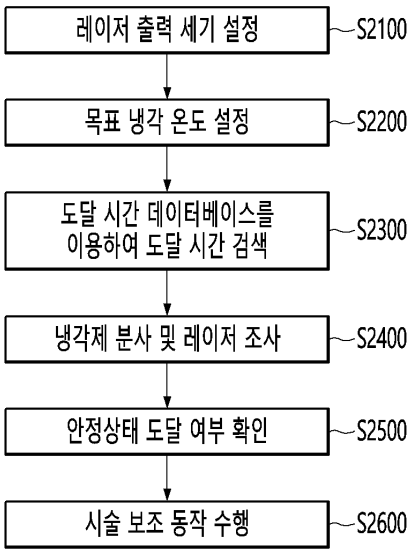
도면8


(a)
Temperature [℃]
Time [sec]
Surface
1mm
2mm
3mm
4mm
5mm
Boundary
안정 상태 도달
(b)
Temperature gradient [℃/s]
Time [sec]
2mm
3mm
4mm
5mm

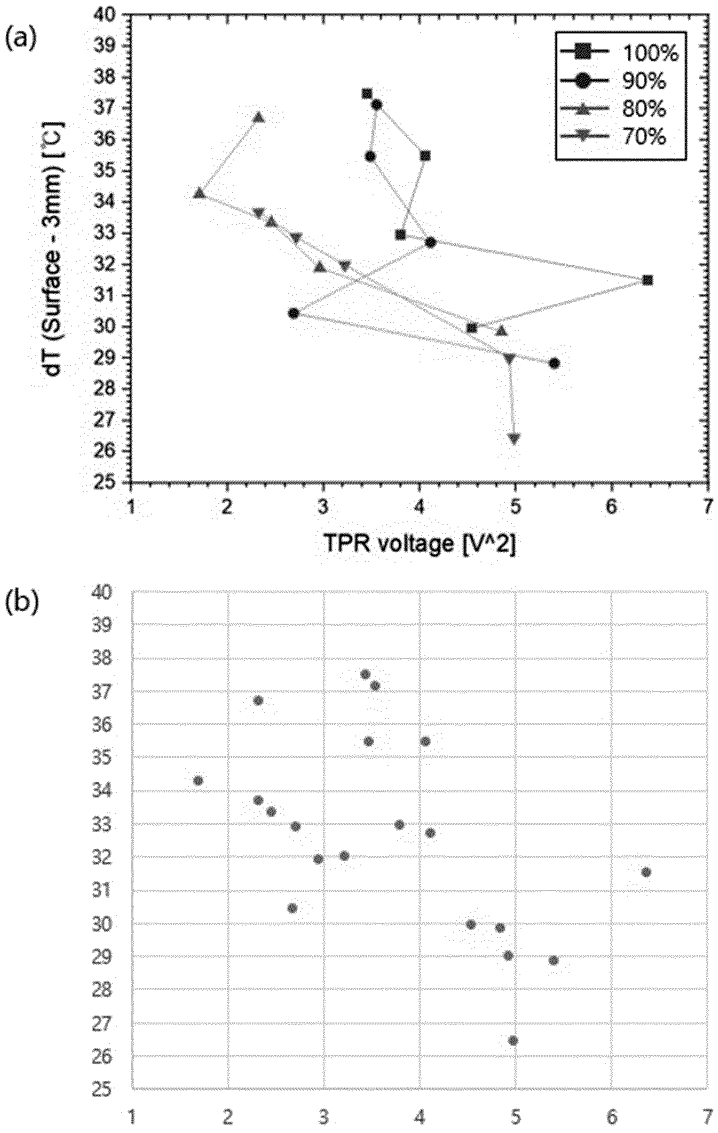
도면9

목표 냉각 온도	레이저 출력 세기 (max 2.4~2.5W)	도달 시간 (초)
9℃	100%	22.8
9℃	90%	24.4
9℃	80%	20
9℃	70%	19.6
7℃	100%	24.4
7℃	90%	24.4
7℃	80%	21.6
7℃	70%	20
5℃	100%	22
5℃	90%	20.8
5℃	80%	18
5℃	70%	15.2
3℃	100%	20.4
3℃	90%	18
3℃	80%	19.2
3℃	70%	15.2
1℃	100%	17.6
1℃	90%	18.4
1℃	80%	14
1℃	70%	16.4

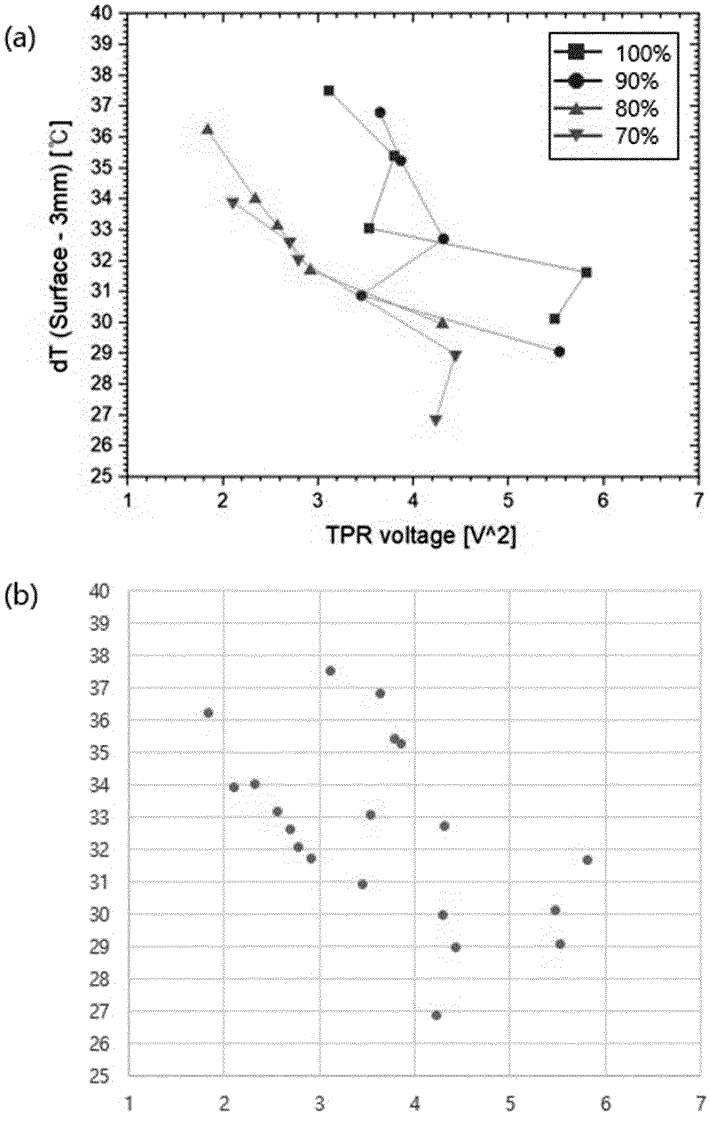
도면10


레이저 출력 세기 설정
S2100
목표 냉각 온도 설정
S2200
도달 시간 데이터베이스를
이용하여 도달 시간 검색
S2300
냉각제 분사 및 레이저 조사
S2400
안정상태 도달 여부 확인
S2500
시술 보조 동작 수행
S2600

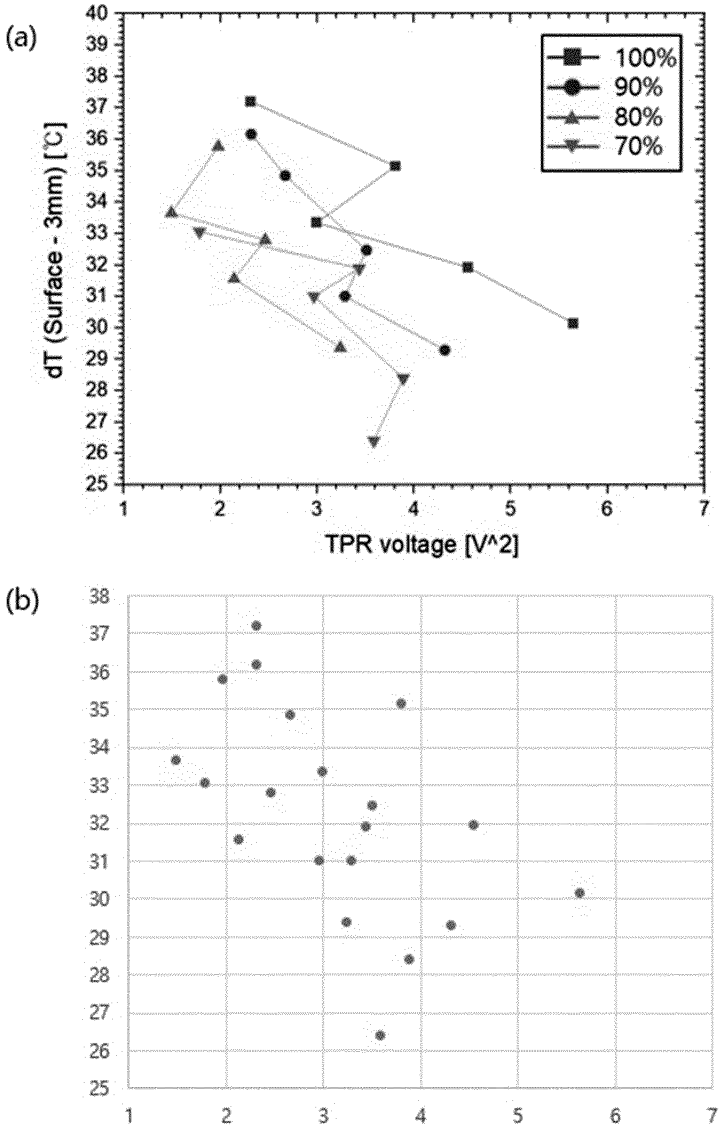
도면11



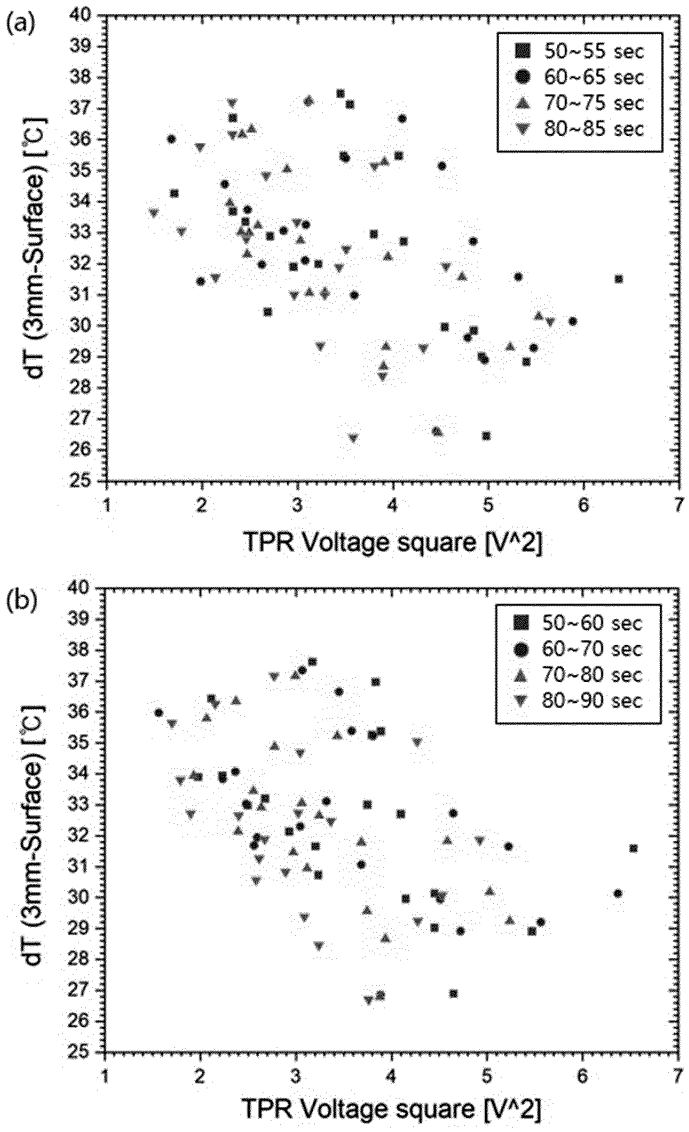
도면12



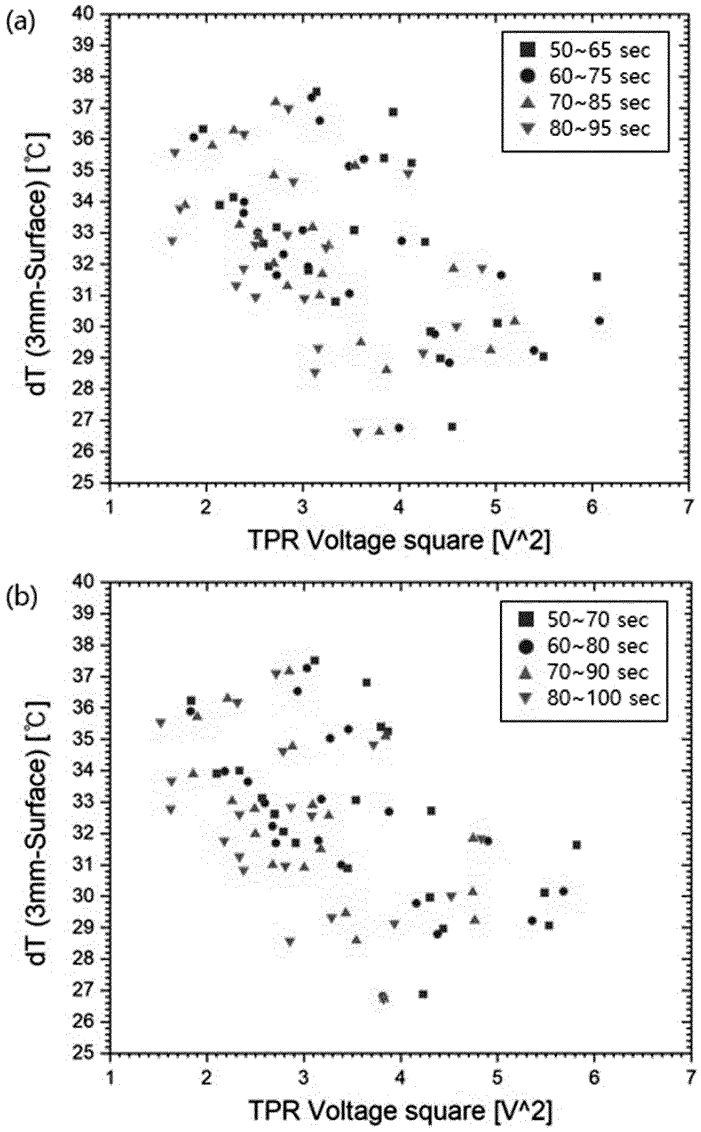
도면13



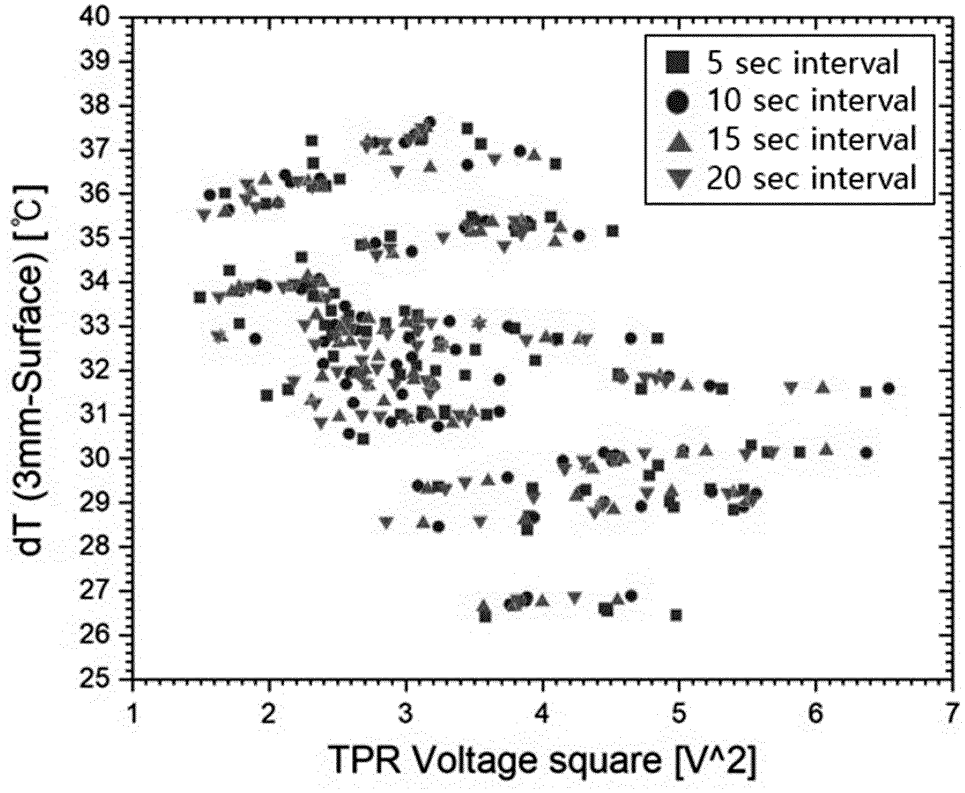
도면14


(a)
dT (3mm-Surface) [℃]
TPR Voltage square [V^2]
50~55 sec
60~65 sec
70~75 sec
80~85 sec
(b)
dT (3mm-Surface) [℃]
TPR Voltage square [V^2]
50~60 sec
60~70 sec
70~80 sec
80~90 sec

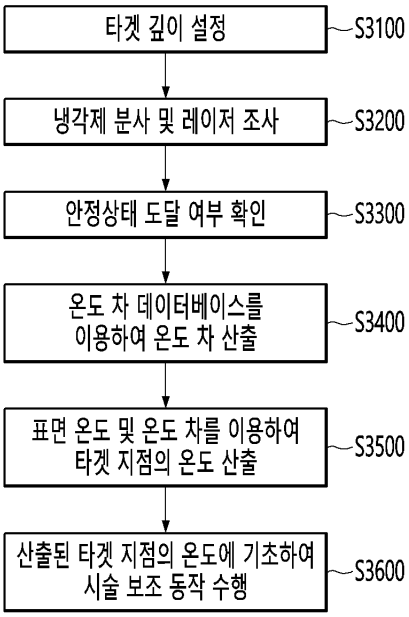
도면15


(a)
dT (3mm-Surface) [℃]
TPR Voltage square [V^2]
50~65 sec
60~75 sec
70~85 sec
80~95 sec
(b)
dT (3mm-Surface) [℃]
TPR Voltage square [V^2]
50~70 sec
60~80 sec
70~90 sec
80~100 sec

도면16


5 sec interval
10 sec interval
15 sec interval
20 sec interval
dT (3mm-Surface) [℃]
TPR Voltage square [V^2]
40
39
38
37
36
35
34
33
32
31
30
29
28
27
26
25
1
2
3
4
5
6
7

도면17


타겟 깊이 설정
S3100
냉각제 분사 및 레이저 조사
S3200
안정상태 도달 여부 확인
S3300
온도 차 데이터베이스를
이용하여 온도 차 산출
S3400
표면 온도 및 온도 차를 이용하여
타겟 지점의 온도 산출
S3500
산출된 타겟 지점의 온도에 기초하여
시술 보조 동작 수행
S3600