(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2021-0152093
(43) 공개일자 2021년12월15일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 18/20 (2006.01) *A61B 18/00* (2006.01)
A61B 18/02 (2006.01) *A61B 18/22* (2006.01)
A61B 5/00 (2021.01) *A61B 5/01* (2021.01)
A61B 90/00 (2016.01)
(52) CPC특허분류
A61B 18/203 (2013.01)
A61B 18/0218 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2020-0068482
(22) 출원일자 2020년06월05일
심사청구일자 2020년06월05일

(71) 출원인
주식회사 리센스메디컬
울산광역시 울주군 언양읍 유니스트길 50, 110동 301-1호
울산과학기술원
울산광역시 울주군 언양읍 유니스트길 50
(72) 발명자
김건호
울산광역시 울주군 언양읍 유니스트길 50, 404동 102호
(74) 대리인
특허법인 아이피에스

전체 청구항 수 : 총 12 항

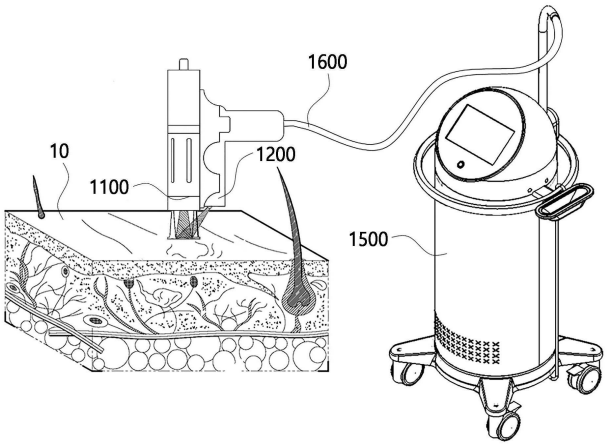
(54) 발명의 명칭 **레이저 시술 장치 및 그 시술 방법**

(57) 요 약

본 발명의 일 실시예에 따른 냉각시스템을 구비한 레이저 시술 장치는, 환자의 피부에 레이저를 조사하는 레이저 모듈; 상기 레이저에 의해 가열되기 이전 또는 가열 중 또는 가열 후의 상기 피부의 온도를 측정하는 센서; 상기 피부에 냉각재를 분사하는 노즐; 열전소자를 이용하여 상기 냉각재에 인가되는 열 에너지를 조절하는 냉각재상태

(뒷면에 계속)

대 표 도



조절기; 및 상기 레이저를 조사하는 구간에 대응하는 인터 쿨링 구간, 상기 인터 쿨링 구간 이전의 프리 쿨링 구간과 상기 인터 쿨링 이후의 포스트 쿨링 구간을 포함하는 분사 구간 동안 상기 노즐을 통하여 상기 냉각재가 분사되도록 조절하며, 상기 피부를 목표 온도로 냉각하기 위하여 상기 피부의 온도에 기초하여 분사될 상기 냉각재 온도를 상기 냉각재상태조절기를 통해 조절하며, 상기 프리 쿨링 구간 동안 상기 피부 아래의 혈관이 수축되지 않는 상기 혈관의 온도와 대응되는 피부 온도로 상기 목표 온도를 조절하며, 상기 포스트 쿨링 구간의 적어도 일부 동안 상기 혈관이 수축되는 상기 혈관의 온도와 대응되는 피부 온도로 상기 목표 온도를 조절하는 제어 모듈을 포함한다.

본 발명의 일 실시예에 따른 냉각시스템을 구비한 레이저 시술 방법은, 레이저 모듈을 통해, 환자의 피부에 레이저를 조사하는 것; 센서를 통해, 상기 레이저에 의해 가열되기 이전 또는 가열 중 또는 가열 후의 상기 피부의 온도를 측정하는 것; 노즐을 통해, 상기 피부에 냉각재를 분사하는 것; 열전소자를 이용한 냉각재상태조절기를 통해, 상기 냉각재에 인가되는 열 에너지를 조절하는 것; 및 제어 모듈을 통해, 상기 레이저를 조사하는 구간에 대응하는 인터 쿨링 구간, 상기 인터 쿨링 구간 이전의 프리 쿨링 구간과 상기 인터 쿨링 이후의 포스트 쿨링 구간을 포함하는 분사 구간 동안 상기 노즐을 통하여 상기 냉각재가 분사되도록 조절하며, 상기 피부를 목표 온도로 냉각하기 위하여 상기 피부의 온도에 기초하여 분사될 상기 냉각재 온도를 상기 냉각재상태조절기를 통해 조절하며, 상기 프리 쿨링 구간 동안 상기 피부 아래의 혈관이 수축되지 않는 상기 혈관의 온도와 대응되는 피부 온도로 상기 목표 온도를 조절하며, 상기 포스트 쿨링 구간의 적어도 일부 동안 상기 혈관이 수축되는 상기 혈관의 온도와 대응되는 피부 온도로 상기 목표 온도를 조절하는 것을 포함한다.

(52) CPC특허분류

A61B 5/01 (2021.01)
A61B 5/441 (2013.01)
A61B 90/04 (2016.02)
A61B 2018/00029 (2013.01)
A61B 2018/00047 (2013.01)
A61B 2018/00452 (2013.01)
A61B 2018/00642 (2013.01)
A61B 2018/00791 (2013.01)
A61B 2018/2253 (2020.05)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1425124478
과제번호	S2689541
부처명	중소벤처기업부
과제관리(전문)기관명	중소기업기술정보진흥원
연구사업명	(2단계)중소기업네트워크형사업
연구과제명	피부 질환 냉각치료기기 개발 및 임상 안전성/유효성 검증
기 여 율	1/1
과제수행기관명	주식회사 리센스메디컬
연구기간	2018.12.01 ~ 2019.11.30

명 세 서

청구범위

청구항 1

냉각 시스템을 갖는 레이저 시술을 위한 장치에 있어서,

환자의 피부에 레이저를 조사하는 레이저 모듈;

상기 레이저에 의해 가열되기 이전 또는 가열 중 또는 가열 후의 상기 피부의 온도를 측정하는 센서;

상기 피부에 냉각재를 분사하는 노즐;

열전소자를 이용하여 상기 냉각재에 인가되는 열 에너지를 조절하는 냉각재상태조절기; 및

상기 레이저를 조사하는 구간에 대응하는 인터 쿨링 구간, 상기 인터 쿨링 구간 이전의 프리 쿨링 구간과 상기 인터 쿨링 이후의 포스트 쿨링 구간을 포함하는 분사 구간 동안 상기 노즐을 통하여 상기 냉각재가 분사되도록 조절하며, 상기 피부를 목표 온도로 냉각하기 위하여 상기 피부의 온도에 기초하여 분사될 상기 냉각재 온도를 상기 냉각재상태조절기를 통해 조절하며, 상기 프리 쿨링 구간 동안 상기 피부 아래의 혈관이 수축되지 않는 상기 혈관의 온도와 대응되는 피부 온도로 상기 목표 온도를 조절하며, 상기 포스트 쿨링 구간의 적어도 일부 동안 상기 혈관이 수축되는 상기 혈관의 온도와 대응되는 피부 온도로 상기 목표 온도를 조절하는 제어 모듈을 포함하는,

레이저 시술 장치.

청구항 2

제1 항에 있어서,

밸브를 이용하여 상기 냉각재의 분사 여부 또는 상기 냉각재의 분사량을 조절하는 유량조절기를 더 포함하되,

상기 제어모듈은,

상기 피부를 상기 목표 온도를 조절하기 위하여 상기 피부의 온도에 기초하여 분사될 상기 냉각재의 분사량을 상기 유량조절기를 통해 조절하며,

상기 프리 쿨링 구간 동안, 상기 제어 모듈은 상기 피부 아래의 혈관이 수축되지 않는 상기 혈관의 온도와 대응되는 피부 온도로 상기 목표 온도를 조절하며,

상기 포스트 쿨링 구간의 적어도 일부 동안 상기 혈관이 수축되는 상기 혈관의 온도와 대응되는 피부 온도로 상기 목표 온도를 조절하는,

레이저 시술 장치.

청구항 3

제1 항에 있어서,

상기 냉각재상태조절기는 상기 프리 쿨링 구간과 상기 포스트 쿨링 구간에서 상이한 열 에너지를 냉각재에 인가하는,

레이저 시술 장치.

청구항 4

제2 항에 있어서,

상기 제어 모듈은,

상기 프리 쿨링 구간에서 상기 유량조절기의 개폐 시간과 상기 포스트 쿨링 구간에서 상기 유량조절기의 개폐 시간은 상이하도록 제어함으로써 분사되는 냉각재의 유량을 조절하는,

레이저 시술 장치.

청구항 5

제1 항 내지 제4 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 피부 아래의 혈관이 수축되지 않는 상기 혈관의 온도와 대응되는 피부 온도는 18℃ 이상 내지 40℃ 이하의 온도 범위 내의 온도인,

레이저 시술 장치.

청구항 6

제1 항 내지 제4 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 피부 아래의 혈관이 수축되지 않는 상기 혈관의 온도와 대응되는 피부 온도는 -10℃ 이상 내지 2℃ 이하의 온도 범위 내의 온도인,

레이저 시술 장치.

청구항 7

냉각 시스템을 갖는 레이저 시술을 위한 방법에 있어서,

레이저 모듈을 통해, 환자의 피부에 레이저를 조사하는 것;

센서를 통해, 상기 레이저에 의해 가열되기 이전 또는 가열 중 또는 가열 후의 상기 피부의 온도를 측정하는 것;

노즐을 통해, 상기 피부에 냉각재를 분사하는 것;

열전소자를 이용한 냉각재상태조절기를 통해, 상기 냉각재에 인가되는 열 에너지를 조절하는 것; 및

제어 모듈을 통해, 상기 레이저를 조사하는 구간에 대응하는 인터 쿨링 구간, 상기 인터 쿨링 구간 이전의 프리 쿨링 구간과 상기 인터 쿨링 이후의 포스트 쿨링 구간을 포함하는 분사 구간 동안 상기 노즐을 통하여 상기 냉각재가 분사되도록 조절하며, 상기 피부를 목표 온도로 냉각하기 위하여 상기 피부의 온도에 기초하여 분사될 상기 냉각재 온도를 상기 냉각재상태조절기를 통해 조절하며, 상기 프리 쿨링 구간 동안 상기 피부 아래의 혈관이 수축되지 않는 상기 혈관의 온도와 대응되는 피부 온도로 상기 목표 온도를 조절하며, 상기 포스트 쿨링 구간의 적어도 일부 동안 상기 혈관이 수축되는 상기 혈관의 온도와 대응되는 피부 온도로 상기 목표 온도를 조절하는 것을 포함하는,

레이저 시술 방법.

청구항 8

제7 항에 있어서,

밸브를 이용한 유량조절기를 통하여, 상기 냉각재의 분사 여부 및 상기 냉각재의 분사량 중 적어도 하나 이상을 조절하는 것을 더 포함하되,

상기 제어모듈은,

상기 피부를 상기 목표 온도를 조절하기 위하여 상기 피부의 온도에 기초하여 분사될 상기 냉각재의 분사량을 상기 유량조절기를 통해 조절하며,

상기 프리 쿨링 구간 동안, 상기 제어 모듈은 상기 피부 아래의 혈관이 수축되지 않는 상기 혈관의 온도와 대응되는 피부 온도로 상기 목표 온도를 조절하며,

상기 포스트 쿨링 구간의 적어도 일부 동안 상기 혈관이 수축되는 상기 혈관의 온도와 대응되는 피부 온도로 상기 목표 온도를 조절하는,

레이저 시술 방법.

청구항 9

제7 항에 있어서,

상기 냉각재상태조절기는 상기 프리 쿨링 구간과 상기 포스트 쿨링 구간에서 상이한 열 에너지를 냉각재에 인가하는,

레이저 시술 방법.

청구항 10

제8 항에 있어서,

상기 제어 모듈은,

상기 프리 쿨링 구간에서 상기 유량조절기의 개폐 시간과 상기 포스트 쿨링 구간에서 상기 유량조절기의 개폐 시간은 상이하도록 제어함으로써, 분사되는 냉각재의 유량을 조절하는,

레이저 시술 방법.

청구항 11

제7 항 내지 제10 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 피부 아래의 혈관이 수축되지 않는 상기 혈관의 온도와 대응되는 피부 온도는 18℃ 이상 내지 40℃ 이하의 온도 범위 내의 온도인,

레이저 시술 방법.

청구항 12

제7 항 내지 제10 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 피부 아래의 혈관이 수축되지 않는 상기 혈관의 온도와 대응되는 피부 온도는 -10℃ 이상 내지 2℃ 이하의 온도 범위 내의 온도인,

레이저 시술 방법.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 레이저 시술 장치 및 그 시술 방법에 관한 것으로, 보다 상세하게는, 냉각 시스템을 구비한 레이저 시술 장치와 그 시술 방법에 관한 발명이다.

배 경 기 술

[0002] 일반적으로 레이저 시술 장치는 피부의 미용, 혈관 병변, 제모, 사마귀 등의 시술이나 치료에 많이 사용되고 있다. 특히 현대 사회에서는 피부 미용에 대한 관심이 급증되고 있기 때문에 레이저 시술 장치에 대한 관심이나 연구가 증가되고 있는 실정이다.

[0003] 다만 레이저 시술이라는 특성 상 아주 짧은 시간에 고에너지를 출력하는 레이저를 생체의 피부에 사용하기 때문에 피부의 특정 부위에 열에너지가 축적되어 시술 목적 이외의 추가적인 열에 의한 손상이 발생할 가능성이 존재한다. 또한 짧은 시간에 고에너지를 출력하여 피부의 특정 부위를 열 붕괴 (Heat ablation)시키는 원리로 시술이 진행되기 때문에 열 붕괴에 의한 통증이 발생할 가능성이 높다.

[0004] 이를 위하여 레이저 조사와 함께 냉각을 병행하는 방식으로 레이저 시술을 진행해오고 있었다. 기존의 냉각의 경우에는 접촉식, 비접촉식, 에어 가스를 이용한 방식이 존재해왔으며, 특히 기존의 분사식 냉각의 경우에는 냉각재가 분사될 때의 강한 압력이 내부 구성부품에 인가되어 내부 구성부품이 마모되는 내구성 문제와 그로 인한 AS(After Service)에 따른 비용이 많이 소요된다는 문제가 존재하였다. 추가적으로 분사식 냉각의 경우 시술자의 경험에 본질적으로 의존하여 냉각재의 분사가 진행되기 때문에 피부 손상 및 통증의 부작용 문제가 여전히 존재하게 된다.

[0005] 따라서, 열에 의한 손상을 방지하고 통증을 완화하기 위한 냉각시스템을 구비한 레이저 시술 장치와 그 시술 방법에 대한 연구가 요청된다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006] 본 발명의 일 과제는, 분사식 냉각 시스템을 구비한 레이저 시술 장치 및 그 시술 방법을 제공하는 것이다.

[0007] 본 발명의 일 과제는, 피부 손상의 직접적인 요인인 피부의 '온도'를 측정하여 냉각재의 온도를 제어하는 데 이용하는 레이저 시술 장치 및 그 시술 방법을 제공하는 것이다.

[0008] 본 발명의 일 과제는, 측정된 피부의 온도를 기초로 냉각재의 온도 또는 유량을 세밀하게 제어하는 레이저 시술 장치 및 그 시술 방법을 제공하는 것이다.

[0009] 본 발명의 일 과제는, 레이저 시술 장치에 의한 레이저 조사의 이전, 조사 중, 조사 이후에 냉각을 수행하는 분사식 냉각 시스템을 구비한 레이저 시술 장치 및 그 시술 방법을 제공하는 것이다.

[0010] 본 발명의 일 과제는, 냉각재가 분사될 때 급작스런 압력 상승을 방지하는 분사식 냉각 시스템을 구비한 레이저 시술 장치 및 그 시술 방법을 제공하는 것이다.

[0011] 본 발명의 일 과제는, 레이저 조사 중에 발생할 수 있는 피부 온도 측정의 오차를 해결 및/또는 방지하는 분사식 냉각 시스템을 구비한 레이저 시술 장치 및 그 시술 방법을 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0012] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술을 위한 장치는, 환자의 피부에 레이저를 조사하는 레이저 모듈; 상기 레이저에 의해 가열되기 이전 또는 가열 중 또는 가열된 후 상기 환자의 피부의 표면의 온도를 검출하는 센서; 냉각재의 저장부로부터 냉각재를 유입받는 인렛, 상기 피부에 상기 냉각재를 분사하는 노즐, 상기 인렛과 상기 노즐을 연결하는 도관, 상기 도관 상에 위치되고 상기 인렛과 상기 노즐 간을 단락하는 밸브를 이용하여 상기 냉각재의 분사량을 조절하는 유량조절기, 및 상기 유량조절기와 상기 노즐 사이에 위치되는 열전소자를 이용하여 상기 냉각재에 열 에너지를 인가하는 냉각재상태조절기를 포함하고, 상기 냉각재의 분사를 통해 상기 레이저에 의해 가열되기 이전 또는 가열 중 또는 가열된 후의 상기 피부의 표면을 냉각하는 냉각 모듈; 및 상기 센서를 통하여 피부 온도 정보를 얻고, 상기 피부 온도 정보에 기초하여 상기 냉각재상태조절기에서 상기 냉각재에 인가되는 열 에너지를 조절함으로써 분사될 냉각재의 온도를 제어하여, 상기 레이저에 의해 가열 중의 상기 피부의 표면의 손상을 줄이도록 상기 피부의 표면의 온도를 조절하는 제어 모듈;을 포함할 수 있다.

[0013] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술을 위한 장치는, 레이저 시술을 위하여 환자의 피부에 레이저를 출력하는 레이저 모듈; 상기 피부의 온도를 측정하는 센서; 상기 피부에 냉각재를 분사하는 노즐; 상기 냉각재의 온도와 양 중 적어도 하나를 조절하기 위한 냉각재상태조절기; 및 상기 센서를 통하여 제1 피부 정보 및

제2 피부 정보 중 적어도 하나를 획득하되, 상기 제1 피부 정보는 적어도 제1 샷의 레이저 출력의 시작 시 또는 이전의 상기 피부 온도를 포함하며, 상기 제2 피부 정보는 적어도 상기 제1 샷의 레이저 출력의 종료 시 또는 이후의 상기 피부 온도를 포함하며, 상기 제1 샷의 레이저 시술을 수행한 후에 제2 샷의 레이저 시술을 수행하는 경우, 상기 제1 피부 정보 및 상기 제2 피부 정보 중 적어도 하나에 기초하여 상기 냉각재의 온도와 양 중 적어도 하나를 조절하도록 마련된 제어 모듈;을 포함할 수 있다.

[0014] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술을 위한 방법은, 레이저 모듈을 통해, 환자의 피부에 레이저를 조사함; 센서를 통해, 상기 레이저에 의해 가열되기 이전 또는 가열 중 또는 가열 후의 상기 피부의 온도를 측정함; 냉각재의 저장부로부터 냉각재를 유입받는 인렛, 상기 피부에 상기 냉각재를 분사하는 노즐, 상기 인렛과 상기 노즐을 연결하는 도관, 상기 도관 상에 위치되고 상기 인렛과 상기 노즐 간을 단락하는 밸브를 이용하여 상기 냉각재의 분사량을 조절하는 유량조절기, 및 상기 유량조절기와 상기 노즐 사이에 위치되는 열전소자를 이용하여 상기 냉각재에 열 에너지를 인가하는 냉각재상태조절기를 포함하는 냉각 모듈을 통해, 상기 냉각재의 분사를 통해 상기 레이저에 의해 가열되기 이전 또는 가열 중 또는 가열된 후의 상기 피부의 표면을 냉각함; 및 제어 모듈을 통해, 상기 센서로부터 피부 온도 정보를 얻고 상기 피부 온도 정보에 기초하여 상기 냉각재상태조절기에서 상기 냉각재에 인가되는 열 에너지를 조절함으로써 분사될 냉각재의 온도를 제어하여, 상기 레이저에 의해 가열 중의 상기 피부의 표면의 손상을 줄이도록 상기 피부의 표면의 온도를 조절하는 것을 포함할 수 있다.

[0015] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술을 위한 방법은, 레이저 모듈을 통해, 환자의 피부에 레이저를 출력함; 센서를 통해, 상기 피부의 온도를 측정함; 노즐을 통해, 상기 피부에 냉각재를 분사함; 냉각재상태조절기를 통해, 상기 냉각재의 온도와 양 중 적어도 하나를 조절함; 상기 제어모듈을 통하여, 제1 피부 정보 및 제2 피부 정보 중 적어도 하나를 상기 센서로부터 획득하되, 상기 제1 피부 정보는 적어도 제1 샷의 레이저 출력의 시작 시 또는 이전의 상기 피부 온도를 포함하며, 상기 제2 피부 정보는 적어도 상기 제1 샷의 레이저 출력의 종료 시 또는 이후의 상기 피부 온도를 포함함; 및 상기 제1 샷의 레이저 시술을 수행한 후에 제2 샷의 레이저 시술을 수행하는 경우, 상기 제어 모듈을 통하여, 상기 제1 피부 정보 및 상기 제2 피부 정보 중 적어도 하나에 기초하여 상기 냉각재의 온도와 양 중 적어도 하나를 조절함;을 포함할 수 있다.

[0016] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술을 위한 장치는 레이저 테라피(laser therapy)에 이용되며 냉각 기능이 구비된 레이저 시술 장치로, 환자의 피부에 레이저를 조사하는 레이저 모듈; 상기 레이저에 의해 가열되기 이전 상기 환자의 피부 표면의 온도를 디텍팅하여 피부 온도 정보를 획득하는 센서; 상기 피부 표면에 냉각재를 분사하는 노즐 및 상기 냉각재에 열 에너지를 인가하여 상기 냉각재의 온도를 제어하는 냉각재상태조절기를 포함하는 냉각 모듈; 및 상기 레이저 모듈을 통해 상기 피부에 대한 레이저 조사를 수행하되, 상기 레이저 조사 전 상기 피부에 상기 냉각재의 분사가 개시되도록 상기 냉각 모듈을 제어하고, 상기 냉각재를 분사하는 동안 상기 피부 온도 정보에 기초하여 상기 냉각재의 분사량 및 온도 중 적어도 하나를 조절하고, 상기 피부 표면의 온도가 제1 설정 온도에 도달하는지 여부를 검출하고, 상기 피부 표면의 온도가 상기 제1 설정 온도에 도달한 경우, 상기 레이저 조사를 개시하는 제어 모듈;을 포함할 수 있다.

[0017] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술을 위한 장치는, 레이저 테라피에 이용되며 냉각 기능이 구비된 레이저 시술 장치로, 환자의 피부에 레이저를 조사하는 레이저 모듈; 상기 레이저에 의해 가열되기 이전 상기 환자의 피부 표면의 온도를 디텍팅하여 피부 온도 정보를 획득하는 센서; 상기 피부 표면에 냉각재를 분사하는 노즐 및 상기 냉각재에 열 에너지를 인가하여 상기 냉각재의 온도를 제어하는 냉각재상태조절기를 포함하는 냉각 모듈; 및 상기 피부에 대해 상기 레이저 테라피를 제공함에 있어 사용자를 가이드(guide)하는 알림을 제공하는 알림 모듈; 상기 레이저 조사에 관한 사용자 입력을 획득하는 트리거; 및 상기 레이저 모듈을 통해 상기 피부에 대한 레이저 조사를 수행하되, 상기 레이저 조사 전 상기 피부에 상기 냉각재의 분사가 개시되도록 상기 냉각 모듈을 제어하고, 상기 냉각재를 분사하는 동안 상기 피부 온도 정보에 기초하여 상기 냉각재의 분사량 및 온도 중 적어도 하나를 조절하고, 상기 피부 표면의 온도가 제1 설정 온도에 도달하면 상기 알림 모듈을 통해 상기 알림을 출력하고, 상기 레이저 모듈을 통해 상기 알림이 출력된 후 상기 사용자 입력 수신에 따라 상기 레이저를 출력하는 제어 모듈;을 포함할 수 있다.

[0018] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술을 위한 방법은, 환자의 피부에 대해 냉각 및 레이저 조사를 수행하는 레이저 시술 방법으로, 센서를 이용하여 상기 환자의 피부 표면의 온도를 디텍팅하여 피부 온도 정보를 획득하고; 냉각재상태조절기를 통해 상기 피부 온도 정보에 기초하여 냉각재에 열 에너지를 인가하여 냉각재의 온도를 조절하고; 노즐을 통해 상기 레이저 조사 전 상기 환자의 피부 표면에 상기 냉각재를 분사하고; 상기 피부 표면의 온도가 제1 설정 온도에 도달하는지 여부를 검출하고; 알림 모듈을 이용하여 상기 피부 표면의 온

도가 상기 제1 설정 온도에 도달하였음을 지시하는 알림을 출력하고; 상기 피부 표면의 온도가 상기 제1 설정 온도에 도달한 경우, 레이저 모듈을 통해 상기 피부에 대해 상기 레이저 조사를 개시하는 것을 포함할 수 있다.

[0019] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술을 위한 장치는, 레이저 테라피(laser therapy)에 이용되며 냉각 기능이 구비된 레이저 시술 장치로, 환자의 피부에 레이저를 조사하는 레이저 모듈; 상기 환자의 피부 표면의 온도를 디텍팅하여 피부 온도 정보를 획득하는 센서; 상기 피부 온도 정보에 기초하여 상기 피부에 분사되는 냉각재의 분사량을 제어하는 유량조절부 및 상기 냉각재의 온도를 제어하는 냉각재상태조절부를 포함하는 냉각 모듈; 및 적어도 상기 레이저를 조사하는 시점 보다 앞선 시점에 시작되는 프리 쿨링(pre-cooling) 구간을 포함하는 분사 구간 동안 상기 피부에 상기 냉각재가 분사되도록 상기 냉각 모듈을 제어하는 제어 모듈;을 포함하되, 상기 냉각 모듈은 상기 프리 쿨링 구간의 적어도 일부에서 상기 피부 표면의 온도를 제1 설정 온도가 되도록 상기 냉각재의 온도 및 분사량 중 적어도 하나를 조절하되, 상기 제1 설정 온도는 상기 레이저의 적어도 일부를 반사하는 얼음이 상기 피부 표면에 형성되는 온도 이상에서 설정될 수 있다.

[0020] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술을 위한 장치는, 레이저 테라피에 이용되며 냉각 기능이 구비된 레이저 시술 장치로, 환자의 피부에 레이저를 조사하는 레이저 모듈; 상기 환자의 피부 표면의 온도를 디텍팅하여 피부 온도 정보를 획득하는 센서; 상기 피부 온도 정보에 기초하여 상기 피부에 분사되는 극저온제(cryogen) -상기 극저온제는 고체 상태, 액체 상태 및 기체 상태 중 적어도 하나를 포함하는 스프레이 형태로 분사됨- 의 분사량을 제어하는 유량조절부 및 상기 극저온제의 온도를 제어하는 냉각재상태조절부를 포함하는 냉각 모듈; 및 적어도 상기 레이저를 조사하는 시점 보다 앞선 시점에 시작되는 프리 쿨링(pre-cooling) 구간 및 상기 레이저가 조사되는 구간에 대응되는 인터 쿨링(inter-cooling) 구간을 포함하는 분사 구간 동안 상기 피부에 상기 극저온제가 분사되도록 상기 냉각 모듈을 제어하는 제어 모듈;을 포함하되, 상기 냉각 모듈은 상기 프리 쿨링 구간에서 상기 피부 표면의 온도가 제1 설정 온도가 되고, 상기 인터 쿨링 구간에서 상기 피부 표면의 온도가 제2 설정 온도가 되도록 상기 극저온제의 온도 및 분사량 중 적어도 하나를 조절하되, 상기 제2 설정 온도는 상기 레이저가 조사되는 경로 상에서 상기 레이저의 적어도 일부를 반사하는 고체 상태의 상기 극저온제가 형성되는 온도 이상에서 설정될 수 있다.

[0021] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술을 위한 장치는, 레이저 테라피(laser therapy)에 이용되며 냉각 기능이 구비된 레이저 시술 장치로, 환자의 피부에 레이저를 조사하는 레이저 모듈; 상기 환자의 피부 표면의 온도를 디텍팅하여 피부 온도 정보를 획득하는 센서; 상기 피부 온도 정보에 기초하여 상기 피부에 분사되는 극저온제(cryogen) -상기 극저온제는 고체 상태, 액체 상태 및 기체 상태 중 적어도 하나를 포함하는 스프레이 형태로 분사됨- 에 열 에너지를 인가하여 분사되는 상기 극저온제의 기체 상태 비율을 제어하는 냉각 모듈; 및 적어도 상기 레이저를 조사하는 시점 보다 앞선 시점에 시작되는 프리 쿨링(pre-cooling) 구간 및 상기 레이저가 조사되는 구간에 대응되는 인터 쿨링(inter-cooling) 구간을 포함하는 분사 구간 동안 상기 피부에 상기 극저온제가 분사되도록 상기 냉각 모듈을 제어하는 제어 모듈;을 포함하되, 상기 제어 모듈은 상기 인터 쿨링 구간에서 상기 극저온제의 상기 기체 상태 비율이 미리 설정된 값 이상이 되도록 상기 냉각 모듈을 이용하여 상기 극저온제에 열 에너지를 인가할 수 있다.

[0022] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술을 위한 방법은, 환자의 피부에 대해 냉각 및 레이저 조사를 수행하는 레이저 시술 방법으로, 센서를 이용하여 상기 환자의 피부 표면의 온도를 디텍팅하여 피부 온도 정보를 획득하고; 열전 소자를 이용하여 상기 피부 온도 정보에 기초하여 상기 피부에 분사되는 극저온제(cryogen) -상기 극저온제는 고체 상태, 액체 상태 및 기체 상태 중 적어도 하나를 포함하는 스프레이 형태로 분사됨- 에 열 에너지를 인가하고; 레이저 모듈을 이용하여 상기 환자의 피부에 레이저를 조사하고; 상기 피부에 레이저를 조사하는 시점 보다 앞선 시점에 시작되는 프리 쿨링(pre-cooling) 구간에서 상기 피부 표면의 온도가 제1 설정 온도가 되도록 상기 극저온제의 온도를 조절하고; 상기 레이저가 조사되는 구간에 대응되는 인터 쿨링(inter-cooling) 구간에서 상기 피부 표면의 온도가 제2 설정 온도 -상기 제2 설정 온도는 상기 레이저가 조사되는 경로 상에서 상기 레이저의 적어도 일부를 반사하는 고체 상태의 상기 극저온제가 형성되는 온도 이상에서 설정됨- 가 되도록 상기 극저온제의 온도를 조절하는 것;을 포함할 수 있다.

[0023] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술을 위한 장치는, 환자의 피부에 레이저를 조사하는 레이저 모듈; 상기 레이저에 의해 가열되기 이전 또는 가열 중 또는 가열 후의 상기 피부의 온도를 측정하는 센서; 상기 피부에 냉각재를 분사하는 노즐; 열전소자를 이용하여 상기 냉각재에 인가되는 열 에너지를 조절하는 냉각재상태조절기; 및 상기 레이저를 조사하는 구간에 대응하는 인터 쿨링 구간, 상기 인터 쿨링 구간 이전의 프리 쿨링 구간과 상기 인터 쿨링 이후의 포스트 쿨링 구간을 포함하는 분사 구간 동안 상기 노즐을 통하여 상기 냉각재가 분사되도록 조절하며, 상기 피부를 목표 온도로 냉각하기 위하여 상기 피부의 온도에 기초하여 분사될 상기 냉

각재 온도를 상기 냉각재상태조절기를 통해 조절하며, 상기 프리 쿨링 구간 동안 상기 피부 아래의 혈관이 수축되지 않는 상기 혈관의 온도와 대응되는 피부 온도로 상기 목표 온도를 조절하며, 상기 포스트 쿨링 구간의 적어도 일부 동안 상기 혈관이 수축되는 상기 혈관의 온도와 대응되는 피부 온도로 상기 목표 온도를 조절하는 제어 모듈을 포함할 수 있다.

[0024] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술을 위한 방법은, 레이저 모듈을 통해, 환자의 피부에 레이저를 조사하는 것; 센서를 통해, 상기 레이저에 의해 가열되기 이전 또는 가열 중 또는 가열 후의 상기 피부의 온도를 측정하는 것; 노즐을 통해, 상기 피부에 냉각재를 분사하는 것; 열전소자를 이용한 냉각재상태조절기를 통해, 상기 냉각재에 인가되는 열 에너지를 조절하는 것; 및 제어 모듈을 통해, 상기 레이저를 조사하는 구간에 대응하는 인터 쿨링 구간, 상기 인터 쿨링 구간 이전의 프리 쿨링 구간과 상기 인터 쿨링 이후의 포스트 쿨링 구간을 포함하는 분사 구간 동안 상기 노즐을 통하여 상기 냉각재가 분사되도록 조절하며, 상기 피부를 목표 온도로 냉각하기 위하여 상기 피부의 온도에 기초하여 분사될 상기 냉각재 온도를 상기 냉각재상태조절기를 통해 조절하며, 상기 프리 쿨링 구간 동안 상기 피부 아래의 혈관이 수축되지 않는 상기 혈관의 온도와 대응되는 피부 온도로 상기 목표 온도를 조절하며, 상기 포스트 쿨링 구간의 적어도 일부 동안 상기 혈관이 수축되는 상기 혈관의 온도와 대응되는 피부 온도로 상기 목표 온도를 조절하는 것을 포함할 수 있다.

발명의 효과

[0025] 본 명세서의 실시예에 의하면, 센서부가 피부 손상의 직접적인 요인인 피부의 '온도'를 측정하여 냉각재의 온도를 제어하는 데 이용할 수 있어 피부 손상 가능성을 최소화할 수 있다.

[0026] 본 명세서의 실시예에 의하면, 냉각재상태조절부가 측정된 피부의 온도를 기초로 냉각재의 온도 또는 유량을 세밀하게 조절하여, 피부 온도를 세밀하게 통제할 수 있다.

[0027] 본 명세서의 실시예에 의하면, 유량조절부가 측정된 피부의 온도를 기초로 냉각재의 유량을 세밀하게 조절하여, 피부 온도를 세밀하게 통제할 수 있다.

[0028] 본 명세서의 실시예에 의하면, 레이저 조사 개시 이전 및/또는 레이저 조사 중에 분사식 냉각 시스템이 냉각을 수행함으로써, 열에 의한 피부 손상을 최소화할 수 있다.

[0029] 본 명세서의 실시예에 의하면, 레이저 조사 종료 이후에 분사식 냉각 시스템이 냉각을 수행함으로써, 통증을 최소화할 수 있다.

[0030] 본 명세서의 실시예에 의하면, 레이저 조사의 이전, 조사 중, 조사 이후 등 각각의 구간에서 분사식 냉각 시스템이 최적의 물리적 특성의 냉각재로 냉각을 수행함으로써, 다양한 시술 형태 및 시술 목적에 따라 유연하게 시술을 할 수 있다.

[0031] 본 명세서의 실시예에 의하면, 냉각재상태조절부에 인가되는 전류를 제어하여 냉각재의 온도나 냉각재의 양을 조절하는 방식을 통해, 냉각재가 분사될 때 급작스런 압력 상승을 방지할 수 있다. 또한 이에 따라 냉각재 분사에 의한 강한 압력이 인가되어 분사부의 부품이 마모되는 것을 방지할 수 있다. 또한 마모로 인한 AS(After Service) 비용을 줄일 수 있다.

[0032] 본 명세서의 실시예에 의하면, 레이저 조사 중의 센서부에 의한 온도 측정의 오차를 보정하거나 오차를 방지하여, 레이저 조사 중의 피부 손상의 가능성을 최소화할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0033] 도 1은 본 명세서에 개시된 냉각시스템을 구비한 레이저 시술 장치의 예시적인 실시예의 사시도이다.

도 2는 본 명세서에 개시된 냉각시스템을 구비한 레이저 시술 장치의 실시예의 개략도이다.

도 3은 본 명세서에 개시된 냉각시스템을 구비한 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따른 동작을 도시한 개략도이다.

도 4는 본 출원에 개시된 레이저 시술 장치의 구동 방법의 예시적인 실시예에 따라 제어되는 피부 표면 온도와 타겟 온도의 변화를 도시한 그래프이다.

도 5는 본 출원의 개시된 레이저 시술 장치의 구동 방법의 일 실시예를 도시한 순서도이다.

도 6은 본 출원에 개시된 레이저 시술 방법의 일 실시예에 따른 프리 쿨링 및 레이저 조사 방법을 도시한 순서

도이다.

도 7은 본 출원에 개시된 레이저 시술 방법의 일 실시예에 따른 인터 쿨링 및 레이저 조사 방법을 도시한 순서도이다.

도 8은 본 출원에 개시된 레이저 시술 방법의 일 실시예에 따른 포스트 쿨링 및 레이저 조사 방법을 도시한 순서도이다.

도 9는 본 출원에 개시된 레이저 시술 방법의 일 실시예에 따른 측정된 피부 표면의 온도의 보정 방법을 도시한 순서도이다.

도 10은 제1 스팟에 대하여 제1 샷에 레이저를 조사하는 것을 도시한 도면이다.

도 11은 제1 스팟에 대하여 제1 샷에 레이저를 조사가 완료되고 일정한 시간이 흐른 후 제1 스팟에 대하여 제2 샷의 레이저를 조사하는 것을 도시한 도면이다.

도 12는 제1 스팟에 대하여 복수의 샷의 레이저를 조사하는 경우의 구동 방법을 도시한 순서도이다.

도 13은 제1 스팟에 대하여 레이저를 조사하는 것을 도시한 도면이다.

도 14는 제1 스팟에 대하여 레이저의 조사가 완료되고 일정한 시간이 흐른 후 제2 스팟에 대하여 레이저를 조사하는 것을 도시한 도면이다.

도 15는 복수의 스팟에 대하여 레이저를 조사하는 경우의 구동 방법을 도시한 순서도이다.

도 16은 본 발명의 일 실시예에 따른 냉각 수행 도중 레이저를 조사하는 방법을 나타내는 순서도이다.

도 17은 본 명세서의 일 실시예에 따른, 피부에 대한 냉각이 수행됨에 따라 피부 표면에 방해 물질이 형성되는 것을 나타내는 도면이다.

도 18은 본 명세서의 일 실시예에 따른, 냉각 수행 중 방해 물질 형성을 방지하는 방법을 나타내는 도면이다.

도 19는 본 명세서의 일 실시예에 따른, 서리 방지 구간을 포함하는 분사 구간에서 피부 표면에 대한 냉각을 수행하는 방법을 나타내는 도면이다.

도 20은 본 명세서의 일 실시예에 따른, 피부에 조사되는 레이저 경로 상에 방해 물질이 생성되는 것을 나타내는 도면이다.

도 21은 본 명세서의 일 실시예에 따른, 냉각 수행 중 레이저 경로 상에 방해 물질이 형성되는 것을 방지하는 방법을 나타내는 도면이다.

도 22는 본 명세서의 일 실시예에 따른, 방해 물질 생성 방지를 위해 냉각재 온도를 제어하는 방법을 나타내는 도면이다.

도 23은 본 명세서에 개시된 레이저 시술 장치의 혈관 병변 시술 및 /또는 치료 방법에 대한 순서도이다.

도 24는 본 출원에 개시된 레이저 시술 장치의 혈관 병변 시술/치료 방법의 예시적인 실시예에 따라 제어되는 피부 표면 온도의 변화를 도시한 그래프이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0034] 본 출원의 상술한 목적, 특징들 및 장점은 첨부된 도면과 관련된 다음의 상세한 설명을 통해 보다 분명해질 것이다. 다만, 본 출원은 다양한 변경을 가할 수 있고 여러 가지 실시예들을 가질 수 있는 바, 이하에서는 특정 실시예들을 도면에 예시하고 이를 상세히 설명하고자 한다.

[0035] 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.

[0036] 본 출원과 관련된 공지 기능 혹은 구성에 대한 구체적인 설명이 본 출원의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고

판단되는 경우 그 상세한 설명을 생략한다. 또한, 본 명세서의 설명 과정에서 이용되는 숫자(예를 들어, 제1, 제2 등)는 하나의 구성요소를 다른 구성요소와 구분하기 위한 식별기호에 불과하다.

[0037] 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.

[0038] 이하의 실시예에서, 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다.

[0039] 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.

[0040] 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.

[0041] 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.

[0042] 이하의 실시예에서, 막, 영역, 구성 요소 등이 연결되었다고 할 때, 막, 영역, 구성 요소들이 직접적으로 연결된 경우뿐만 아니라 막, 영역, 구성요소들 중간에 다른 막, 영역, 구성 요소들이 개재되어 간접적으로 연결된 경우도 포함한다.

[0043] 예컨대, 본 명세서에서 막, 영역, 구성 요소 등이 전기적으로 연결되었다고 할 때, 막, 영역, 구성 요소 등이 직접 전기적으로 연결된 경우뿐만 아니라, 그 중간에 다른 막, 영역, 구성 요소 등이 개재되어 간접적으로 전기적 연결된 경우도 포함한다.

[0045] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술을 위한 장치는, 환자의 피부에 레이저를 조사하는 레이저 모듈; 상기 레이저에 의해 가열되기 이전 또는 가열 중 또는 가열된 후 상기 환자의 피부의 표면의 온도를 검출하는 센서; 냉각재의 저장부로부터 냉각재를 유입받는 인렛, 상기 피부에 상기 냉각재를 분사하는 노즐, 상기 인렛과 상기 노즐을 연결하는 도관, 상기 도관 상에 위치되고 상기 인렛과 상기 노즐 간을 단락하는 밸브를 이용하여 상기 냉각재의 분사량을 조절하는 유량조절기, 및 상기 유량조절기와 상기 노즐 사이에 위치되는 열전소자를 이용하여 상기 냉각재에 열 에너지를 인가하는 냉각재상태조절기를 포함하고, 상기 냉각재의 분사를 통해 상기 레이저에 의해 가열되기 이전 또는 가열 중 또는 가열된 후의 상기 피부의 표면을 냉각하는 냉각 모듈; 및 상기 센서를 통하여 피부 온도 정보를 얻고, 상기 피부 온도 정보에 기초하여 상기 냉각재상태조절기에서 상기 냉각재에 인가되는 열 에너지를 조절함으로써 분사될 냉각재의 온도를 제어하여, 상기 레이저에 의해 가열 중의 상기 피부의 표면의 손상을 줄이도록 상기 피부의 표면의 온도를 조절하는 제어 모듈;을 포함할 수 있다.

[0046] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 제어 모듈은, 상기 유량조절기를 통해, 상기 레이저의 조사 구간의 적어도 일부를 포함하도록 상기 냉각재의 분사 구간을 조절하며, 상기 분사 구간 동안의 상기 피부 온도 정보에 기초하여 분사될 상기 냉각재의 온도를 상기 냉각재상태조절기를 통해 조절함으로써, 상기 레이저에 의한 상기 피부의 표면의 손상을 줄이기 위해 상기 피부의 표면의 온도를 조절할 수 있다.

[0047] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 냉각재상태조절기는 레이저 조사 구간 이외의 구간과 상기 레이저 조사 구간에서 상이한 열 에너지를 냉각재에 인가할 수 있다.

[0048] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 냉각재상태조절기는 상기 레이저 조사 구간 이외의 구간보다 상기 레이저 조사 구간에서 더 적은 열 에너지를 인가할 수 있다.

[0049] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 냉각재상태조절기는 상기 분사 구간의 제1 시점에서 제1 열 에너지를 인가하고, 상기 분사 구간의 제2 시점에서 제2 열 에너지를 인가하며, 상기 제2 시점은 상기 레이저 조사 구간에 포함되며, 상기 제1 시점은 상기 레이저 조사 구간 이전의 제1 구간 또는 상기 레이저 조사 구간 이후의 제2 구간에 포함되되, 상기 제2 열 에너지는 상기 제1 열 에너지보다 작을 수 있다.

[0050] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 제어 모듈은 상기 분사 구

간의 제1 시점에서의 상기 피부의 표면의 온도가 상기 레이저 조사 구간의 제2 시점에서의 상기 피부의 표면의 온도보다 낮은 경우, 상기 분사 구간의 상기 제1 시점에서 제1 열 에너지를 인가하고, 상기 분사 구간의 상기 제2 시점에서 상기 제1 열 에너지보다 더 작은 제2 열 에너지를 인가하도록 조절할 수 있다.

[0051] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술을 위한 장치는, 레이저 시술을 위하여 환자의 피부에 레이저를 출력하는 레이저 모듈; 상기 피부의 온도를 측정하는 센서; 상기 피부에 냉각재를 분사하는 노즐; 상기 냉각재의 온도와 양 중 적어도 하나를 조절하기 위한 냉각재상태조절기; 및 상기 센서를 통하여 제1 피부 정보 및 제2 피부 정보 중 적어도 하나를 획득하되, 상기 제1 피부 정보는 적어도 제1 샷의 레이저 출력의 시작 시 또는 이전의 상기 피부 온도를 포함하며, 상기 제2 피부 정보는 적어도 상기 제1 샷의 레이저 출력의 종료 시 또는 이후의 상기 피부 온도를 포함하며, 상기 제1 샷의 레이저 시술을 수행한 후에 제2 샷의 레이저 시술을 수행하는 경우, 상기 제1 피부 정보 및 상기 제2 피부 정보 중 적어도 하나에 기초하여 상기 냉각재의 온도와 양 중 적어도 하나를 조절하도록 마련된 제어 모듈;을 포함할 수 있다.

[0052] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 제1 피부 정보는 상기 레이저를 출력하는 개시 시점과 실질적으로 동일한 시점에서 검출된 상기 피부 온도를 포함하며, 상기 제2 피부 정보는 상기 레이저를 출력하는 종료 시점과 실질적으로 동일한 시점에서 검출된 상기 피부 온도를 포함하며, 상기 제1 샷의 레이저 시술을 수행한 후 상기 제2 샷의 레이저 시술을 수행하는 경우, 상기 제어 모듈은 상기 제1 피부 정보 및 상기 제2 피부 정보 중 적어도 하나에 기초하여, 상기 레이저의 조사 구간의 적어도 일부에서 상기 냉각재의 온도 및 양 중 적어도 하나를 조절할 수 있다.

[0053] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 제1 샷의 레이저 시술을 수행한 후에 상기 제2 샷의 레이저 시술을 수행하는 경우, 상기 제어 모듈은, 상기 레이저 조사 구간을 제외한 나머지 냉각 구간 동안, 상기 제2 샷이 조사되는 피부 표면에서 검출된 온도에 기초하여 상기 냉각재의 온도 및 양 중 적어도 하나를 조절할 수 있다.

[0054] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 제1 샷의 레이저 시술을 수행한 후에 상기 제2 샷의 레이저 시술을 수행하는 경우, 상기 제어 모듈은, 상기 레이저의 조사 구간의 적어도 일부 동안, 상기 제1 피부 정보와 상기 제2 피부 정보의 차이에 기초하여 상기 냉각재의 온도 및 양 중 적어도 하나를 조절할 수 있다.

[0055] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 제1 샷의 레이저 출력과 상기 제2 샷의 레이저 출력은 실질적으로 피부의 동일한 위치에 대한 것일 수 있다.

[0056] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 제1 샷은 피부의 제1 위치에 대한 레이저 출력이되, 상기 제2 샷은 상기 피부의 제2 위치에 대한 레이저 출력일 수 있다.

[0057] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 제어 모듈은, 상기 센서를 통하여 상기 제3 피부 정보를 획득하되, 상기 제3 피부 정보는 적어도 상기 제2 샷의 레이저 출력의 시작 시 또는 이전의 상기 피부 온도를 포함하며, 상기 제1 샷의 레이저 시술을 수행한 후에 상기 제2 샷의 레이저 시술을 수행하는 경우, 상기 제1 피부 정보, 상기 제2 피부 정보 및 상기 제3 피부 정보 중 적어도 하나에 기초하여 상기 냉각재의 온도와 양 중 적어도 하나를 조절할 수 있다.

[0058] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 제어 모듈은, 상기 제1 샷의 레이저 시술을 수행한 후에 상기 제2 샷의 레이저 시술을 수행하는 경우, 상기 제1 피부 정보와 상기 제3 피부 정보의 차이에 기초하여 상기 제2 샷의 레이저 시술 시 분사될 상기 냉각재의 온도와 양 중 적어도 하나를 조절할 수 있다.

[0059] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 제어 모듈은, 상기 제1 피부 정보에 포함된 피부 온도가 상기 제3 피부 정보에 포함된 피부 온도보다 높은 경우, 상기 제1 피부 정보에 포함된 피부 온도가 상기 제3 피부 정보에 포함된 피부 온도보다 낮은 경우보다 상기 제2 샷의 레이저 시술 시 분사될 냉각재의 온도를 상대적으로 높게 조절할 수 있다.

[0060] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 제어 모듈은, 상기 제1 샷의 레이저 시술을 수행한 후에 제2 샷의 레이저 시술을 수행하는 경우, 상기 제2 피부 정보와 상기 제3 피부 정보의 차이에 기초하여 상기 냉각재의 온도와 양 중 적어도 하나를 조절할 수 있다.

[0061] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 제어 모듈은, 상기 제1 차

이의 경우 레이저 시술 시에 분사되는 상기 냉각재의 온도를 상기 제1 차이보다 더 큰 차이인 상기 제2 차이인 경우에 분사되는 상기 냉각재의 온도보다 높게 조절할 수 있다.

[0062] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 제어 모듈은, 상기 제1 차이의 경우 레이저 시술 시에 분사되는 상기 냉각재의 양을 상기 제1 차이보다 더 큰 차이인 상기 제2 차이인 경우에 분사되는 상기 냉각재의 양보다 많게 조절할 수 있다.

[0063] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술을 위한 방법은, 레이저 모듈을 통해, 환자의 피부에 레이저를 조사함; 센서를 통해, 상기 레이저에 의해 가열되기 이전 또는 가열 중 또는 가열 후의 상기 피부의 온도를 측정함; 냉각재의 저장부로부터 냉각재를 유입받는 인렛, 상기 피부에 상기 냉각재를 분사하는 노즐, 상기 인렛과 상기 노즐을 연결하는 도관, 상기 도관 상에 위치되고 상기 인렛과 상기 노즐 간을 단락하는 밸브를 이용하여 상기 냉각재의 분사량을 조절하는 유량조절기, 및 상기 유량조절기와 상기 노즐 사이에 위치되는 열전소자를 이용하여 상기 냉각재에 열 에너지를 인가하는 냉각재상태조절기를 포함하는 냉각 모듈을 통해, 상기 냉각재의 분사를 통해 상기 레이저에 의해 가열되기 이전 또는 가열 중 또는 가열된 후의 상기 피부의 표면을 냉각함; 및 제어 모듈을 통해, 상기 센서로부터 피부 온도 정보를 얻고 상기 피부 온도 정보에 기초하여 상기 냉각재상태조절기에서 상기 냉각재에 인가되는 열 에너지를 조절함으로써 분사될 냉각재의 온도를 제어하여, 상기 레이저에 의해 가열 중의 상기 피부의 표면의 손상을 줄이도록 상기 피부의 표면의 온도를 조절하는 것을 포함할 수 있다.

[0064] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술을 위한 방법은, 레이저 모듈을 통해, 환자의 피부에 레이저를 출력함; 센서를 통해, 상기 피부의 온도를 측정함; 노즐을 통해, 상기 피부에 냉각재를 분사함; 냉각재상태조절기를 통해, 상기 냉각재의 온도와 양 중 적어도 하나를 조절함; 상기 제어모듈을 통하여, 제1 피부 정보 및 제2 피부 정보 중 적어도 하나를 상기 센서로부터 획득하되, 상기 제1 피부 정보는 적어도 제1 샷의 레이저 출력의 시작 시 또는 이전의 상기 피부 온도를 포함하며, 상기 제2 피부 정보는 적어도 상기 제1 샷의 레이저 출력의 종료 시 또는 이후의 상기 피부 온도를 포함함; 및 상기 제1 샷의 레이저 시술을 수행한 후에 제2 샷의 레이저 시술을 수행하는 경우, 상기 제어 모듈을 통하여, 상기 제1 피부 정보 및 상기 제2 피부 정보 중 적어도 하나에 기초하여 상기 냉각재의 온도와 양 중 적어도 하나를 조절함;을 포함할 수 있다.

[0065] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술을 위한 방법은, 상기 제1 피부 정보는 상기 레이저를 출력하는 개시 시점과 실질적으로 동일한 시점에서 검출된 상기 피부 온도를 포함하며, 상기 제2 피부 정보는 상기 레이저를 출력하는 종료 시점과 실질적으로 동일한 시점에서 검출된 상기 피부 온도를 포함하며, 상기 제1 샷의 레이저 시술을 수행한 후 상기 제2 샷의 레이저 시술을 수행하는 경우, 상기 제어 모듈을 통해, 상기 제1 피부 정보 및 상기 제2 피부 정보 중 적어도 하나에 기초하여 상기 레이저의 조사 구간의 적어도 일부에서 상기 냉각재의 온도 및 양 중 적어도 하나를 조절할 수 있다.

[0066] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술을 위한 방법은, 상기 제1 샷의 레이저 시술을 수행한 후에 상기 제2 샷의 레이저 시술을 수행하는 경우, 상기 제어 모듈을 통해, 상기 레이저 조사 구간을 제외한 나머지 냉각 구간 동안, 상기 제2 샷이 조사되는 피부 표면에서 검출된 온도에 기초하여 상기 냉각재의 온도 및 양 중 적어도 하나를 조절할 수 있다.

[0067] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술을 위한 방법은, 상기 제1 샷의 레이저 시술을 수행한 후에 상기 제2 샷의 레이저 시술을 수행하는 경우, 상기 제어 모듈을 통해, 상기 레이저의 조사 구간의 적어도 일부 동안, 상기 제1 피부 정보와 상기 제2 피부 정보의 차이에 기초하여 상기 냉각재의 온도 및 양 중 적어도 하나를 조절할 수 있다.

[0068] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술을 위한 방법은, 상기 제1 샷은 피부의 제1 위치에 대한 레이저 출력이되, 상기 제2 샷은 상기 피부의 제2 위치에 대한 레이저 출력일 수 있다.

[0069] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술을 위한 방법은, 상기 제어 모듈을 통해, 상기 센서으로부터 상기 제3 피부 정보를 획득하되, 상기 제3 피부 정보는 적어도 상기 제2 샷의 레이저 출력의 시작 시 또는 이전의 상기 피부 온도를 포함하며, 상기 제1 샷의 레이저 시술을 수행한 후에 상기 제2 샷의 레이저 시술을 수행하는 경우, 상기 제1 피부 정보, 상기 제2 피부 정보 및 상기 제3 피부 정보 중 적어도 하나에 기초하여 상기 냉각재의 온도와 양 중 적어도 하나를 조절할 수 있다.

[0070] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술을 위한 방법은, 상기 제1 샷의 레이저 시술을 수행한 후에 상기 제2 샷의 레이저 시술을 수행하는 경우, 상기 제어 모듈을 통해, 상기 제1 피부 정보와 상기 제3 피부 정

보의 차이에 기초하여 상기 제2 샷의 레이저 시술 시 분사될 상기 냉각재의 온도와 양 중 적어도 하나를 조절할 수 있다.

[0071] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 환자의 피부에 레이저를 조사하는 레이저 모듈; 상기 레이저에 의해 가열되기 이전 상기 환자의 피부 표면의 온도를 디텍팅하여 피부 온도 정보를 획득하는 센서; 상기 피부 표면에 냉각재를 분사하는 노즐 및 상기 냉각재에 열 에너지를 인가하여 상기 냉각재의 온도를 제어하는 냉각재상태조절기를 포함하는 냉각 모듈; 및 상기 레이저 모듈을 통해 상기 피부에 대한 레이저 조사를 수행하되, 상기 레이저 조사 전 상기 피부에 상기 냉각재의 분사가 개시되도록 상기 냉각 모듈을 제어하고, 상기 냉각재를 분사하는 동안 상기 피부 온도 정보에 기초하여 상기 냉각재의 분사량 및 온도 중 적어도 하나를 조절하고, 상기 피부 표면의 온도가 제1 설정 온도에 도달하는지 여부를 검출하고, 상기 피부 표면의 온도가 상기 제1 설정 온도에 도달한 경우, 상기 레이저 조사를 개시하는 제어 모듈;을 포함할 수 있다.

[0072] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 냉각 모듈은 상기 레이저 조사 후 상기 피부 표면의 온도가 상기 제1 설정 온도와 다른 제2 설정 온도에 도달하도록 상기 냉각재의 온도를 제어할 수 있다.

[0073] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 냉각 모듈은 상기 레이저 조사 전에 상기 피부 표면의 온도가 미리 설정된 구간에서 상기 제1 설정 온도가 되도록 상기 냉각재의 온도를 제어할 수 있다.

[0074] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 레이저 조사가 개시되면 상기 냉각 모듈은 상기 피부 표면에 상기 냉각재를 분사하는 것을 중단할 수 있다.

[0075] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 냉각 모듈은 상기 레이저 조사 종료 후 상기 피부 표면의 온도가 상기 제1 설정 온도와 다른 설정 온도가 되도록 상기 피부 표면에 상기 냉각재를 분사할 수 있다.

[0076] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 사용자의 입력을 수신하는 트리거를 포함하고, 상기 제어모듈은 상기 사용자 입력을 수신하면 상기 냉각 모듈을 통해 상기 피부 표면에 상기 냉각재를 분사하고 상기 레이저 모듈을 통해 상기 레이저를 조사할 수 있다.

[0077] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 피부 표면에 대한 냉각을 지시하는 제1 사용자 입력을 수신하는 제1 트리거 및 레이저 조사를 지시하는 제2 사용자 입력을 수신하는 제2 트리거를 포함하고, 상기 제어 모듈은 상기 제1 사용자 입력을 수신하여 상기 냉각 모듈을 통해 상기 피부 표면에 상기 냉각재를 분사하고, 상기 제2 사용자 입력을 수신하여 상기 레이저 모듈을 통해 상기 레이저를 조사할 수 있다.

[0078] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 제어 모듈은 상기 제1 사용자 입력이 수신되지 않고 상기 제2 사용자 입력이 수신된 경우 상기 피부에 상기 레이저가 조사되는 것을 금지할 수 있다.

[0079] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 레이저 조사를 지시하는 사용자 입력을 수신하는 트리거를 포함하고, 상기 제어 모듈은 상기 사용자 입력을 수신하여 상기 피부에 상기 레이저 조사를 수행하되, 상기 피부 표면의 온도가 상기 제1 설정 온도에 도달하지 않은 경우에는 상기 피부에 상기 레이저가 조사되는 것을 금지할 수 있다.

[0080] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 냉각 모듈은 분사 구간 동안 상기 피부 표면에 냉각재를 분사하는 것을 유지하고, 상기 분사 구간은 상기 레이저 모듈이 상기 피부 표면에 상기 레이저를 조사하는 구간을 포함할 수 있다.

[0081] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 제어 모듈은 상기 피부 표면의 온도가 상기 제1 목표 온도 이상인 상태에서 상기 사용자 입력을 수신하면 상기 레이저 조사를 금지할 수 있다.

[0082] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 알림은 시각적 알림, 청각적 알림 및 촉각적 알림 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.

[0083] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 방법의 일 실시예에 따르면, 센서를 이용하여 상기 환자의

피부 표면의 온도를 디텍팅하여 피부 온도 정보를 획득하고; 냉각재상태조절기를 통해 상기 피부 온도 정보에 기초하여 냉각재에 열 에너지를 인가하여 냉각재의 온도를 조절하고; 노즐을 통해 상기 레이저 조사 전 상기 환자의 피부 표면에 상기 냉각재를 분사하고; 상기 피부 표면의 온도가 제1 설정 온도에 도달하는지 여부를 검출하고; 알림 모듈을 이용하여 상기 피부 표면의 온도가 상기 제1 설정 온도에 도달하였음을 지시하는 알림을 출력하고; 상기 피부 표면의 온도가 상기 제1 설정 온도에 도달한 경우, 레이저 모듈을 통해 상기 피부에 대해 상기 레이저 조사를 개시할 수 있다.

[0084] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 환자의 피부에 레이저를 조사하는 레이저 모듈; 상기 환자의 피부 표면의 온도를 디텍팅하여 피부 온도 정보를 획득하는 센서; 상기 피부 온도 정보에 기초하여 상기 피부에 분사되는 냉각재의 분사량을 제어하는 유량조절부 및 상기 냉각재의 온도를 제어하는 냉각재상태조절부를 포함하는 냉각 모듈; 및 적어도 상기 레이저를 조사하는 시점 보다 앞선 시점에 시작되는 프리 쿨링(pre-cooling) 구간을 포함하는 분사 구간 동안 상기 피부에 상기 냉각재가 분사되도록 상기 냉각 모듈을 제어하는 제어 모듈;을 포함하되, 상기 냉각 모듈은 상기 프리 쿨링 구간의 적어도 일부에서 상기 피부 표면의 온도를 제1 설정 온도가 되도록 상기 냉각재의 온도 및 분사량 중 적어도 하나를 조절하되, 상기 제1 설정 온도는 상기 레이저의 적어도 일부를 반사하는 반사물질 이 상기 피부 표면에 형성되는 온도 이상에서 설정될 수 있다.

[0085] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 분사 구간은 상기 레이저가 조사되는 구간에 대응되는 인터 쿨링(inter-cooling) 구간을 포함하고, 상기 냉각 모듈은 상기 인터 쿨링 구간에서 상기 피부 표면의 온도가 상기 제1 설정 온도와 다른 제2 설정 온도가 되도록 상기 냉각재의 온도 및 분사량 중 적어도 하나를 조절할 수 있다.

[0086] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 분사 구간은 상기 레이저 조사 이후 시점에서 시작되는 포스트 쿨링(post-cooling) 구간을 포함하고, 상기 냉각 모듈은 상기 포스트 쿨링 구간에서 상기 피부 표면의 온도가 상기 제2 설정 온도와 다른 제3 설정 온도가 되도록 상기 냉각재의 온도 및 분사량 중 적어도 하나를 조절할 수 있다.

[0087] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 제3 설정 온도는 상기 레이저의 적어도 일부를 반사하는 얼음이 상기 피부 표면에 형성되는 온도 이하에서 설정될 수 있다.

[0088] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 분사 구간은 상기 레이저가 조사되는 구간에 대응되는 인터 쿨링(inter-cooling) 구간을 포함하고, 상기 제어 모듈은 상기 인터 쿨링 구간에서 상기 냉각 모듈이 상기 피부 표면에 상기 냉각재를 분사하는 것을 금지할 수 있다.

[0089] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 분사 구간은 상기 인터 쿨링 구간 이후의 포스트 쿨링(post-cooling) 구간을 포함하고, 상기 포스트 쿨링 구간에서 상기 냉각 모듈은 상기 피부 표면이 상기 제1 설정 온도와 다른 제3 설정 온도가 되도록 상기 냉각재의 온도 및 분사량 중 적어도 하나를 조절할 수 있다.

[0090] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 제1 설정 온도는 0℃ 이상에서 설정될 수 있다.

[0091] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 환자의 피부에 레이저를 조사하는 레이저 모듈; 상기 환자의 피부 표면의 온도를 디텍팅하여 피부 온도 정보를 획득하는 센서; 상기 피부 온도 정보에 기초하여 상기 피부에 분사되는 극저온제(cryogen) -상기 극저온제는 고체 상태, 액체 상태 및 기체 상태 중 적어도 하나를 포함하는 스프레이 형태로 분사됨- 의 분사량을 제어하는 유량조절부 및 상기 극저온제의 온도를 제어하는 냉각재상태조절부를 포함하는 냉각 모듈; 및 적어도 상기 레이저를 조사하는 시점 보다 앞선 시점에 시작되는 프리 쿨링(pre-cooling) 구간 및 상기 레이저가 조사되는 구간에 대응되는 인터 쿨링(inter-cooling) 구간을 포함하는 분사 구간 동안 상기 피부에 상기 극저온제가 분사되도록 상기 냉각 모듈을 제어하는 제어 모듈;을 포함하되, 상기 냉각 모듈은 상기 프리 쿨링 구간에서 상기 피부 표면의 온도가 제1 설정 온도가 되고, 상기 인터 쿨링 구간에서 상기 피부 표면의 온도가 제2 설정 온도가 되도록 상기 극저온제의 온도 및 분사량 중 적어도 하나를 조절하되, 상기 제2 설정 온도는 상기 레이저가 조사되는 경로 상에서 상기 레이저의 적어도 일부를 반사하는 고체 상태의 상기 극저온제가 형성되는 온도 이상에서 설정될 수 있다.

[0092] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 제2 설정 온도는 -20℃ 이상에서 설정될 수 있다.

[0093] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 분사 구간은 상기 레이저 조사 이후 시점에서 시작되는 포스트 쿨링(post-cooling) 구간을 포함하고, 상기 냉각 모듈은 상기 포스트 쿨링 구간에서 상기 피부 표면의 온도가 상기 제2 설정 온도 보다 낮은 제3 설정 온도가 되도록 상기 극저온제의 온도를 조절할 수 있다.

[0094] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 환자의 피부에 레이저를 조사하는 레이저 모듈; 상기 환자의 피부 표면의 온도를 디텍팅하여 피부 온도 정보를 획득하는 센서; 상기 피부 온도 정보에 기초하여 상기 피부에 분사되는 극저온제(cryogen) -상기 극저온제는 고체 상태, 액체 상태 및 기체 상태 중 적어도 하나를 포함하는 스프레이 형태로 분사됨- 에 열 에너지를 인가하여 분사되는 상기 극저온제의 기체 상태 비율을 제어하는 냉각 모듈; 및 적어도 상기 레이저를 조사하는 시점 보다 앞선 시점에 시작되는 프리 쿨링(pre-cooling) 구간 및 상기 레이저가 조사되는 구간에 대응되는 인터 쿨링(inter-cooling) 구간을 포함하는 분사 구간 동안 상기 피부에 상기 극저온제가 분사되도록 상기 냉각 모듈을 제어하는 제어 모듈;을 포함하되, 상기 제어 모듈은 상기 인터 쿨링 구간에서 상기 극저온제의 상기 기체 상태 비율이 미리 설정된 값 이상이 되도록 상기 냉각 모듈을 이용하여 상기 극저온제에 열 에너지를 인가할 수 있다.

[0095] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 극저온제는 이산화탄소를 포함하고, 상기 제어 모듈은 상기 분사되는 극저온제에 포함되는 드랍릿(droplet) 또는 드라이아이스(dry ice)가 일정량 이하가 되도록 상기 냉각 모듈을 이용하여 상기 극저온제에 열 에너지를 인가할 수 있다.

[0096] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 제어 모듈은 상기 인터 쿨링 구간에서 상기 극저온제의 상기 기체 상태 비율이 90% 이상이 되도록 상기 냉각 모듈을 이용하여 상기 극저온제에 열 에너지를 인가할 수 있다.

[0097] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 방법의 일 실시예에 따르면, 센서를 이용하여 상기 환자의 피부 표면의 온도를 디텍팅하여 피부 온도 정보를 획득하고; 열전 소자를 이용하여 상기 피부 온도 정보에 기초하여 상기 피부에 분사되는 극저온제(cryogen) -상기 극저온제는 고체 상태, 액체 상태 및 기체 상태 중 적어도 하나를 포함하는 스프레이 형태로 분사됨- 에 열 에너지를 인가하고; 레이저 모듈을 이용하여 상기 환자의 피부에 레이저를 조사하고; 상기 피부에 레이저를 조사하는 시점 보다 앞선 시점에 시작되는 프리 쿨링(pre-cooling) 구간에서 상기 피부 표면의 온도가 제1 설정 온도가 되도록 상기 극저온제의 온도를 조절하고; 상기 레이저가 조사되는 구간에 대응되는 인터 쿨링(inter-cooling) 구간에서 상기 피부 표면의 온도가 제2 설정 온도 -상기 제2 설정 온도는 상기 레이저가 조사되는 경로 상에서 상기 레이저의 적어도 일부를 반사하는 고체 상태의 상기 극저온제가 형성되는 온도 이상에서 설정됨- 가 되도록 상기 극저온제의 온도를 조절할 수 있다.

[0098] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 환자의 피부에 레이저를 조사하는 레이저 모듈; 상기 레이저에 의해 가열되기 이전 또는 가열 중 또는 가열 후의 상기 피부의 온도를 측정하는 센서; 상기 피부에 냉각재를 분사하는 노즐; 열전소자를 이용하여 상기 냉각재에 인가되는 열 에너지를 조절하는 냉각재상태조절기; 및 상기 레이저를 조사하는 구간에 대응하는 인터 쿨링 구간, 상기 인터 쿨링 구간 이전의 프리 쿨링 구간과 상기 인터 쿨링 이후의 포스트 쿨링 구간을 포함하는 분사 구간 동안 상기 노즐을 통하여 상기 냉각재가 분사되도록 조절하며, 상기 피부를 목표 온도로 냉각하기 위하여 상기 피부의 온도에 기초하여 분사될 상기 냉각재 온도를 상기 냉각재상태조절기를 통해 조절하며, 상기 프리 쿨링 구간 동안 상기 피부 아래의 혈관이 수축되지 않는 상기 혈관의 온도와 대응되는 피부 온도로 상기 목표 온도를 조절하며, 상기 포스트 쿨링 구간의 적어도 일부 동안 상기 혈관이 수축되는 상기 혈관의 온도와 대응되는 피부 온도로 상기 목표 온도를 조절하는 제어 모듈을 포함할 수 있다.

[0099] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 밸브를 이용하여 상기 냉각재의 분사 여부 또는 상기 냉각재의 분사량을 조절하는 유량조절기를 더 포함하되, 상기 제어모듈은, 상기 피부를 상기 목표 온도를 조절하기 위하여 상기 피부의 온도에 기초하여 분사될 상기 냉각재의 분사량을 상기 유량조절기를 통해 조절하며, 상기 프리 쿨링 구간 동안, 상기 제어 모듈은 상기 피부 아래의 혈관이 수축되지 않는 상기 혈관의 온도와 대응되는 피부 온도로 상기 목표 온도를 조절하며, 상기 포스트 쿨링 구간의 적어도 일부 동안 상기 혈관이 수축되는 상기 혈관의 온도와 대응되는 피부 온도로 상기 목표 온도를 조절할 수 있다.

[0100] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 냉각재상태조절기는 상기 프리 쿨링 구간과 상기 포스트 쿨링 구간에서 상이한 열 에너지를 냉각재에 인가할 수 있다.

[0101] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 제어 모듈은, 상기 프리

쿨링 구간에서 상기 유량조절기의 개폐 시간과 상기 포스트 쿨링 구간에서 상기 유량조절기의 개폐 시간은 상이하도록 제어함으로써 분사되는 냉각재의 유량을 조절할 수 있다.

[0102] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 피부 아래의 혈관이 수축되지 않는 상기 혈관의 온도와 대응되는 피부 온도는 18℃ 이상 내지 40℃ 이하의 온도 범위 내의 온도일 수 있다.

[0103] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치의 일 실시예에 따르면, 상기 피부 아래의 혈관이 수축되지 않는 상기 혈관의 온도와 대응되는 피부 온도는 -10℃ 이상 내지 2℃ 이하의 온도 범위 내의 온도일 수 있다.

[0104] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 방법의 일 실시예에 따르면, 레이저 모듈을 통해, 환자의 피부에 레이저를 조사하는 것; 센서를 통해, 상기 레이저에 의해 가열되기 이전 또는 가열 중 또는 가열 후의 상기 피부의 온도를 측정하는 것; 노즐을 통해, 상기 피부에 냉각재를 분사하는 것; 열전소자를 이용한 냉각재상태조절기를 통해, 상기 냉각재에 인가되는 열 에너지를 조절하는 것; 및 제어 모듈을 통해, 상기 레이저를 조사하는 구간에 대응하는 인터 쿨링 구간, 상기 인터 쿨링 구간 이전의 프리 쿨링 구간과 상기 인터 쿨링 이후의 포스트 쿨링 구간을 포함하는 분사 구간 동안 상기 노즐을 통하여 상기 냉각재가 분사되도록 조절하며, 상기 피부를 목표 온도로 냉각하기 위하여 상기 피부의 온도에 기초하여 분사될 상기 냉각재 온도를 상기 냉각재상태조절기를 통해 조절하며, 상기 프리 쿨링 구간 동안 상기 피부 아래의 혈관이 수축되지 않는 상기 혈관의 온도와 대응되는 피부 온도로 상기 목표 온도를 조절하며, 상기 포스트 쿨링 구간의 적어도 일부 동안 상기 혈관이 수축되는 상기 혈관의 온도와 대응되는 피부 온도로 상기 목표 온도를 조절하는 것을 포함할 수 있다.

[0105] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 방법의 일 실시예에 따르면, 밸브를 이용한 유량조절기를 통하여, 상기 냉각재의 분사 여부 및 상기 냉각재의 분사량 중 적어도 하나 이상을 조절하는 것을 더 포함하되, 상기 제어모듈은, 상기 피부를 상기 목표 온도를 조절하기 위하여 상기 피부의 온도에 기초하여 분사될 상기 냉각재의 분사량을 상기 유량조절기를 통해 조절하며, 상기 프리 쿨링 구간 동안, 상기 제어 모듈은 상기 피부 아래의 혈관이 수축되지 않는 상기 혈관의 온도와 대응되는 피부 온도로 상기 목표 온도를 조절하며, 상기 포스트 쿨링 구간의 적어도 일부 동안 상기 혈관이 수축되는 상기 혈관의 온도와 대응되는 피부 온도로 상기 목표 온도를 조절할 수 있다.

[0106] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 방법의 일 실시예에 따르면, 상기 냉각재상태조절기는 상기 프리 쿨링 구간과 상기 포스트 쿨링 구간에서 상이한 열 에너지를 냉각재에 인가할 수 있다.

[0107] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 방법의 일 실시예에 따르면, 상기 제어 모듈은, 상기 프리 쿨링 구간에서 상기 유량조절기의 개폐 시간과 상기 포스트 쿨링 구간에서 상기 유량조절기의 개폐 시간은 상이하도록 제어함으로써, 분사되는 냉각재의 유량을 조절할 수 있다.

[0108] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 방법의 일 실시예에 따르면, 상기 피부 아래의 혈관이 수축되지 않는 상기 혈관의 온도와 대응되는 피부 온도는 18℃ 이상 내지 40℃ 이하의 온도 범위 내의 온도일 수 있다.

[0109] 본 출원에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 방법의 일 실시예에 따르면, 상기 피부 아래의 혈관이 수축되지 않는 상기 혈관의 온도와 대응되는 피부 온도는 -10℃ 이상 내지 2℃ 이하의 온도 범위 내의 온도일 수 있다.

[0111] 본 명세서는 냉각 시스템을 구비한 레이저 시술 장치 및 그 시술 방법에 관한 것이다. 본 명세서의 일 실시예에 따르면, 냉각 시스템을 구비한 레이저 장치는 피부의 타겟 영역에 레이저를 조사하고, 피부 표면에 냉각을 수행할 수 있다.

[0112] 여기서, 레이저 시술이란 광 에너지를 시술하고자 하는 대상에 인가하며 광 에너지를 시술하고자 하는 대상에 대하여 열 에너지로 변환하여, 피부 미용이나 피부 치료를 도모하고자 하는 모든 행위를 의미할 수 있다. 예를 들어, 레이저의 광 에너지를 시술하고자 하는 대상에 열 에너지를 축적시켜 열 붕괴(Heat Ablation)를 일으키는 의미를 의미할 수 있다.

[0113] 레이저 시술에 이용되는 레이저는 피부 시술에 사용될 수 있는 모든 형태의 레이저가 될 수 있으며, 시술 형태

에 따라 롱 펄스 레이저(Long Pulse Laser) 또는 숏 펄스 레이저(Short Pulse Laser)가 사용될 수 있다.

[0114] 구체적으로, 레이저 시술에 이용되는 레이저는 레이저 시술의 타겟 대상 및 주변 조직의 흡수 파장 대와 피부 내 위치(예, 깊이) 등을 고려하여 결정될 수 있다. 레이저의 파장과 관련하여 일반적으로 레이저의 파장이 길수록 피부 내 침투 깊이가 깊어질 수 있다. 다만 단순 파장뿐만 아니라 타겟 대상의 흡수율에 따라 침투 깊이가 영향을 받기 때문에, 타겟 대상의 흡수 파장 대 또한 고려하여 레이저를 선택하여야 한다. 또한 주변 물질의 흡수율이 높은 광을 사용하게 된다면 타겟 대상의 시술 이전에 레이저가 주변 물질에 흡수되어 타겟 대상에 열을 충분히 인가하지 못할 수 있다. 예를 들어, 멜라닌은 피부의 표피 부근의 얕은 깊이에 다수 분포하며, 짧은 파장대의 광을 다수 흡수하기 때문에 멜라닌을 타겟으로 하는 레이저 시술의 경우, 파장이 상대적으로 짧으면서 멜라닌에 대하여 흡수율이 높은 광의 레이저를 사용하는 것이 바람직하다. 추가적으로 600nm 이하 파장의 경우 모세혈관에, 1200nm 이상의 파장의 경우 피부 내 수분에 잘 흡수되기 때문에 멜라닌을 타겟으로 하는 시술의 경우, 700nm~1100nm의 파장의 광을 사용하는 것이 바람직하다. 다시 말해, 레이저 시술에 이용되는 레이저는 시술 대상의 흡수율 및 피부 내 위치(예. 깊이) 및 주변 조직의 흡수율을 종합적으로 고려하여 선택하여야 한다.

[0115] 또한 본 명세서에서 서술되는 타겟이란 시술하고자 하는 대상을 의미한다. 구체적으로, 타겟 영역은 피부 시술이 진행될 피부의 특정 영역이나 조직을 의미하며, 레이저에 의한 열 에너지가 집중적으로 인가되어 열 붕괴(Heat ablation)을 통하여 시술이 진행되는 영역이나 조직으로서, 타겟은 피부, 신체 내부 및 외부 조직, 각종 세포, 혈액, 타액 등을 비롯하여 환자의 신체를 이루는 구성의 일부일 수 있다.

[0116] 또한, 피부 표면은 타겟 영역에 레이저가 조사될 때, 레이저 경로에 위치하는 피부의 표면의 영역을 의미할 수 있다. 즉 피부 표면은 타겟 영역보다는 피부의 상층에 위치하는 영역일 수 있다. 또한 타겟 영역이 피부 표면에 위치될 수도 있으며, 이 경우 타겟 영역과 피부 표면은 실질적으로 동일한 영역을 지칭할 수 있다. 다만, 타겟 영역이 피부 표면의 하부의 상이한 영역에 위치되는 경우, 피부의 타겟 영역과 피부 표면은 다른 영역을 지칭하는 것임을 명확히 한다.

[0117] 또한 본 명세서에서 서술되는 피부와 피부 표면은 상이한 개념으로 서술된다. 구체적으로 피부는 피부 표면, 표피, 진피, 피하 조직을 모두 포함하는 개념일 수 있는 반면, 피부 표면은 신체의 외부 표면 조직으로서, 피부의 상층 조직을 의미하는 개념으로 사용된다. 다시 말해, 피부가 피부 표면보다는 더 포괄적인 개념으로 본 명세서에서 사용된다.

[0118] 또한 본 명세서에서 서술되는 '냉각'은 냉각하고자 하는 대상에 냉각재를 통하여 냉각 에너지를 인가하여 냉각하고자 하는 대상의 열 에너지를 흡수하여 냉각하고자 하는 대상의 온도를 낮추는 것을 의미한다. 일 예로, 냉각은 냉각하고자 하는 대상에 냉각재를 '분사'하는 방식으로 냉각하고자 하는 대상에 냉각 에너지를 인가할 수 있다. 다른 예로, 냉각은 냉각매개체에 냉각 에너지를 인가하여, 냉각하고자 하는 대상에 냉각매개체를 '접촉'시키는 방식으로 냉각하고자 하는 대상에 냉각 에너지를 인가할 수 있다. 또 다른 예로, 에어가스를 '분사'하는 방식으로 냉각하고자 하는 대상에 냉각 에너지를 인가할 수 있다. 다시 말해, 냉각하고자 하는 대상에 냉각 에너지를 인가하는 모든 방식(예, 접촉식, 비접촉식(또는 분사식), 에어가스 분사식 등)을 포함하는 포괄적인 개념으로 이해되어야 할 것이다. 다만 본 명세서에 개시되는 바람직한 실시예에서는, 비접촉 방식, 특히 분사 방식을 통하여, 냉각재를 피부 표면에 분사하여 피부 표면을 냉각할 수 있다.

[0119] 여기서, '냉각하고자 하는 대상', 즉 냉각의 수행 대상은 다양할 수 있다. 예를 들어, 환자에 대한 레이저 시술이 진행되는 경우, 냉각하고자 하는 대상은 레이저 시술이 진행되는 피부, 신체 내부 및 외부 조직, 각종 세포, 혈액, 타액 등을 비롯하여 환자의 신체를 이루는 구성의 일부일 수 있다. 다시 말해, 본 명세서에서 냉각하고자 하는 대상이란 레이저 시술의 대상이 되는 모든 부위를 모두 포함하는 포괄적인 개념으로 이해되어야 할 것이다. 특히 냉각재를 분사하는 방식으로 환자의 신체의 일부를 냉각하는 경우, 일반적으로 피부 표면에 대하여 냉각재를 분사하는 데, 이 경우 피부 표면뿐 만 아니라 냉각 에너지의 전달로 인하여 피부 표면 내부의 영역의 피부 조직까지 냉각 에너지가 인가될 수 있다. 이 경우, 피부 표면뿐만 아니라 피부 표면 내부의 영역의 피부 조직을 포함하는 포괄적인 개념으로 이해되어야 할 것이다.

[0120] 또한, 본 명세서에서 '냉각재'는 냉각하고자 하는 대상에 냉각 에너지를 인가할 수 있는 모든 물질을 포함할 수 있다. 일 예로, 냉각재는 액체 상 및/또는 기체 상을 포함하는 극저온제(cryogen), 쿨런트(coolant), 냉매(refrigerant) 등을 포함할 수 있다. 다른 예로 냉각재는 고체 상을 일부 더 포함하는 물질들을 포함할 수 있다. 예를 들어, '냉각재'는 이산화탄소, 액화질소, 이산화질소, HFC 계열의 물질, 메탄, PFC, SF6, 냉각수, 냉각 가스 등 냉각 에너지를 인가할 수 있는 모든 물질의 상(phase) 또는 상(phase)들의 조합을 포함하는 포괄적인 개념으로 이해되어야 할 것이다. 본 명세서에 개시되는 바람직한 실시예에서, 냉각재는 이산화탄소일 수

있다. 다만, 이에 제한되지 않고, 피부에 유해하지 않고 피부의 온도를 낮출 수 있는 물질이라면 본 명세서의 레이저 시술 장치의 냉각재로 사용될 수 있을 것이다.

[0121] 또한, 냉각이 진행되는 냉각 구간은 이하에서는 '분사 구간'이라고 지칭하기로 한다. 분사 구간은 레이저 조사 구간과의 시간적 선후 관계에 있어서, 프리 쿨링(pre-cooling) 구간(또는 조사 전 냉각 구간), 인터 쿨링(inter-cooling) 구간(또는 조사 중 냉각 구간), 포스트 쿨링(post-cooling) 구간(또는 조사 후 냉각 구간)으로 구현될 수 있다. 프리 쿨링 구간은 레이저 조사 구간의 개시 시점보다 시간 축 상에서 이전에 위치하는 분사 구간을 의미한다. 인터 쿨링 구간은 레이저 조사 구간의 적어도 일부분과 시간 축 상에서 중첩되는 분사 구간을 의미한다. 포스트 쿨링 구간은 레이저 조사 구간의 완료 시점보다 시간 축 상에서 이후에 위치하는 분사 구간을 의미한다. 다시 말해, 분사 구간은 레이저 조사 구간 이외의 구간과 레이저 조사 구간에 적어도 일부분 포함되는 구간으로 구현되며, 레이저 조사 구간 이외의 구간은 레이저 조사 구간과의 시간적 선후 관계에 따라 프리 쿨링 구간, 포스트 쿨링 구간으로 구현되며, 레이저 조사 구간에 적어도 일부분 포함되는 구간은 인터 쿨링 구간일 수 있다. 일부 실시예에서는, 레이저 조사 구간과 인터 쿨링 구간은 실질적으로 동일한 구간으로 지칭될 수 있다. 예를 들어, 레이저 조사 개시 시점부터 레이저 조사 완료 시점까지 냉각이 연속적으로 진행된다면 레이저 조사 구간과 인터 쿨링 구간은 실질적으로 동일한 구간으로 의미될 수 있다.

[0122] 이때, 레이저가 복수의 펄스를 짧은 시간 간격(예, 나노초 및 마이크로초 시간 단위 간격)으로 연속적으로 조사되는 경우가 있을 수 있다. 이 경우, 레이저 조사 구간은 첫 번째 레이저 펄스의 출력 개시 시점부터 마지막 레이저 펄스의 출력 종료 시점까지를 레이저 조사 구간이라 지칭할 수 있다. 다시 말해, 복수의 펄스의 레이저가 나노초 시간 단위 간격 및 마이크로초 시간 단위 간격으로 조사되는 시술의 경우에는, 복수의 펄스의 레이저 출력이 '하나의 군'의 레이저 출력과 실질적으로 동일한 의미로 사용될 수 있으며, 따라서 레이저 조사 구간은 복수의 펄스 중 첫 번째 펄스의 개시 시점부터 마지막 펄스의 종료 시점까지를 의미할 수 있다.

[0123] 또한, 냉각 에너지를 인가한다는 것의 의미는 냉각하고자 하는 대상으로부터 열 에너지를 흡수한다는 것과 실질적으로 동일한 의미로 사용될 수 있다. 또한 냉각하고자 하는 대상으로부터 열 에너지를 흡수한다는 것의 의미는 냉각하고자 하는 대상에 대하여 음(negative)의 에너지를 인가한다는 것과 실질적으로 동일한 의미로 사용될 수 있다. 즉 냉각 에너지를 인가한다는 것의 의미는 음의 에너지를 인가한다는 것과 실질적으로 동일하게 사용 수 있다.

[0124] 유사하게, 열 에너지를 인가한다는 것의 의미는 양(negative)의 에너지를 인가한다는 것과 실질적으로 동일하게 사용될 수 있다.

[0125] 본 명세서에 개시된 냉각 시스템을 구비한 레이저 시술 장치는 피부 시술에 이용될 수 있으며, 구체적으로 혈관병변, 사마귀, 여드름, 색소 침착과 같은 피부 치료 및 제모, 탈모, 주름 제거, 점 빼기, 국소적인 지방 감소와 같은 미용에 이용될 수 있다. 다만 이에 제한되지 않으며 레이저가 이용될 수 있는 모든 분야에 이용될 수 있을 것이다.

[0127] 본 발명은 냉각 시스템을 구비한 레이저 시술 장치에 관한 것이다. 본 명세서의 일 실시예에 따르면, 냉각 시스템을 구비한 레이저 시술 장치는 피부의 타겟 영역에 레이저를 조사하고, 피부 표면에 냉각을 수행할 수 있다. 이때, 피부 표면에 냉각을 수행한 후 타겟 영역에 레이저가 조사될 수도 있으며, 레이저 조사 시에 피부 표면에 냉각이 동시에 수행될 수도 있으며, 레이저 조사가 완료된 후 피부 표면에 냉각이 수행될 수도 있다. 바람직하게는 상기 피부 표면에 대한 냉각은 냉각재를 분사하는 방식으로 진행될 수 있다.

[0129] 이하에서는 본 명세서의 실시예에 따른 냉각 시스템을 구비한 레이저 시술 장치의 구성에 대하여 도 1 및 도 2를 참조하여 설명한다.

[0130] 도 1은 본 명세서에 개시된 냉각시스템을 구비한 레이저 시술 장치의 예시적인 실시예의 사시도이다. 도 2는 본 명세서에 개시된 냉각시스템을 구비한 레이저 시술 장치(100)의 실시예의 개략도이다.

[0131] 본 출원의 일 실시예에 따르면, 냉각시스템을 구비한 레이저 시술 장치(100)는 레이저 모듈(1100)과 냉각모듈(1200), 저장부(1500, 또는 탱크), 관(1600, 또는 도관)을 포함할 수 있다.

[0132] 레이저 모듈(1100)은 레이저를 발생시키며 피부(10)의 타겟 영역으로 레이저를 출력할 수 있다. 레이저 모듈(1100)은 레이저 발생부(1110)와 레이저 조사부(1120)를 포함할 수 있다. 레이저 발생부(1110)에서는 전압이 인

가되면 전자 방출원에서 전자가 방출되며, 전기장에 따라 전자가 이동하여 전극에 충돌하게 되면서 레이저를 발생시킬 수 있다. 레이저 조사부(1120)는 레이저 발생부(1110)에서 발생된 레이저를 피부(10)의 타겟 영역 방향으로 출력할 수 있다.

[0133] 냉각 모듈(1200)은 피부에 냉각재를 분사함으로써, 냉각 에너지를 피부에 인가할 수 있다. 여기서, 냉각 모듈(1200)은 피부(10)에 인가되는 냉각 에너지를 조절할 수 있다. 구체적으로, 냉각 모듈(1200)은 분사되는 냉각재의 특성을 조절하여 피부(10)에 인가되는 냉각 에너지를 조절할 수 있다. 여기서, 냉각재의 특성은 냉각재의 온도, 양, 압력, 속도 등의 물리적 특성을 포함할 수 있다. 이처럼 냉각 모듈(1200)은 냉각재의 물리적 특성을 조절함으로써, 레이저 시술에 의해 피부 표면이 손상되는 것을 방지하거나 최소화할 수 있다. 또한, 냉각 모듈은(1200)은 냉각재의 물리적 특성을 조절함으로써, 통각 수용체의 활성을 낮추어 레이저에 의한 통증을 최소화하도록 냉각재의 온도를 조절할 수 있다.

[0134] 또한, 냉각 모듈(1200)은 분사식, 접촉식, 에어 가스 분사식 등의 냉각 방식을 이용하여 피부 표면의 온도를 냉각할 수 있다.

[0135] 또한, 냉각 모듈(1200)은 유량조절부(1210), 냉각재상태조절부(1220), 분사부(1230)를 포함할 수 있다.

[0136] 상기 냉각 모듈(1200)의 유량조절부(1210)는 냉각재상태조절부(1220) 또는 분사부(1230)로 공급되는 냉각재의 유량을 조절할 수 있다. 상기 냉각재상태조절부(1220)는 분사될 냉각재의 온도와 압력 및/또는 유량을 조절하며, 상기 분사부(1230)는 냉각재를 피부 표면을 향하여 분사할 수 있다.

[0137] 상기 저장부(1500)는 냉각재를 수용할 수 있다. 구체적으로 저장부(1500)는 액체 상태를 포함하는 열역학적 상태로 냉각재를 수용할 수 있다. 또한, 상기 저장부(1500)는 카트리지나 탱크의 형태로 구현될 수 있다. 상기 저장부(1500)는 분사부(1230)에서 분사되는 냉각재보다 더 큰 질량을 수용할 수 있다. 이를 통하여, 저장부(1500) 내의 압력을 안정적으로 유지할 수 있으며, 같은 부피 하에서 기체 상태를 포함하는 경우보다 더 많은 질량의 냉각재를 수용할 수 있다는 효과가 존재한다.

[0138] 도 1에서는 저장부(1500)가 레이저 시술 장치(100)의 핸드피스 외부에 위치되는 것으로 도시하였으나, 레이저 시술 장치(100)의 핸드피스 내부에 위치하도록 구현될 수도 있을 것이다. 예를 들어, 저장부(1500)가 탱크로 구현되는 경우에는 레이저 시술 장치(100)의 핸드피스 외부에 저장부(1500)가 위치될 수 있으나, 저장부(1500)가 카트리지로 구현되는 경우에는 상황에 따라 레이저 시술 장치(100)의 핸드피스 내부에 저장부(1500)가 위치되도록 구현될 수 있다.

[0139] 또한, 본 명세서의 일 실시예에 따른 레이저 시술 장치(100)는 저장부(1500)와 냉각모듈(1200)의 인렛을 연결하는 관(1600)을 더 포함할 수 있다. 또한, 도 1 및 도 2에서는 도시되지 않았으나 냉각 모듈(1200)의 구성요소들 간에도 관을 통하여 연결될 수 있다. 예를 들어, 냉각모듈(1200)의 인렛(inlet)과 냉각재상태조절부(1220)의 일 측은 관을 통하여 연결될 수 있으며, 냉각재상태조절부(1220)의 타 측과 분사부(1230)의 일 측 또한 관을 통하여 연결될 수 있다.

[0140] 또한, 상기 레이저 시술 장치(100)는 적어도 하나의 관을 포함할 수 있다. 상기 관은 상기 레이저 시술 장치(100) 내에서 상기 저장부(1500)로부터 배출되는 냉각재를 상기 분사부(1230)를 통해 외부로 분출하기 위해 유로를 형성하는 데에 이용될 수 있다.

[0141] 상기 레이저 시술 장치(100)는 상기 저장부(1500)의 냉각재의 배출구로부터 상기 유량조절부(1210)의 유입구 사이의 유로를 형성하는데 관여하는 관을 포함할 수 있다. 다시 말해 상기 저장부(1500)의 냉각재의 배출구와 상기 유량조절부(1210)의 유입구 사이에는 적어도 하나의 관이 배치될 수 있다.

[0142] 상기 레이저 시술 장치(100)는 상기 유량조절부(1210)의 배출구로부터 상기 냉각재상태조절부(1220)의 유입구 및/또는 유출구 사이의 유로를 형성하는데 관여하는 관을 포함할 수 있다.

[0143] 상기 레이저 시술 장치(100)는 상기 유량조절부(1210)의 배출구로부터 상기 분사부(1230)의 유입구 및/또는 유출구 사이의 유로를 형성하는데 관여하는 관을 포함할 수 있다.

[0144] 상기 레이저 시술 장치(100)는 상기 냉각재상태조절부(1220)의 배출구로부터 상기 분사부(1230)의 유입구 및/또는 유출구 사이의 유로를 형성하는데 관여하는 관을 포함할 수 있다.

[0145] 본 명세서의 일 실시예에 따른 레이저 시술 장치(100)의 레이저 모듈(1100)과 냉각 모듈(1200)의 결합 방식은 다양한 방식으로 구현될 수 있다. 예를 들어, 레이저 모듈(1100)과 냉각 모듈(1200)은 애드온(add-on) 타입으로

구현될 수 있다. 또는 레이저 모듈(1100)과 냉각 모듈(1200)은 스탠드 얼론(standalone) 타입으로 구현될 수도 있다.

[0146] 스탠드 얼론 타입이란 별도의 외부 설비(external equipment) 없이 독자적으로 본 명세서의 일 실시예에 따른 레이저 시술 방법을 수행할 수 있는 형태를 의미할 수 있다.

[0147] 애드 온 타입이란 외부 설비와 협업하여 본 명세서의 일 실시예에 따른 레이저 시술을 수행할 수 있는 형태를 의미할 수 있다. 애드 온 형태의 냉각 시스템은 스탠드-얼론 형태의 냉각 시스템에서 일부 구성이 제외된 형태로 제공될 수 있다. 예를 들어, 애드-온 형태의 냉각 시스템은 레이저 모듈을 제외하고 구현될 수 있다. 이러한 경우, 본 명세서의 일 실시예에 따른 레이저 시술 방법은 레이저를 조사하는 외부 설비와 애드-온 형태의 냉각 시스템이 협업함에 따라 수행될 수 있다.

[0148] 이하에서는 상술한 냉각 모듈(1200)에 대하여 보다 구체적으로 설명하기로 한다.

[0149] 다시 도 2를 참고하면, 냉각 모듈(1200)은 유량조절부(1210), 냉각재상태 조절부(1220) 및 분사부(1230)를 포함할 수 있다. 또한 냉각 모듈(1200)은 냉각재를 수용하는 저장부(1500)로부터 냉각재를 공급받는 인렛(inlet)을 더 포함할 수 있다.

[0150] 본 출원의 일 실시예에 따르면, 상기 유량조절부(1210)는 밸브로 구현될 수 있다. 상기 밸브는 냉각재의 흐름 및 유량을 조절하는 기능을 수행할 수 있다. 상기 밸브는, 상기 밸브를 통과하는 냉각재를 유출시키거나 차단시키는 기능을 수행할 수 있다. 또는 상기 밸브는, 상기 밸브를 통과하는 냉각재의 유출 정도를 조절하는 기능을 수행할 수 있다.

[0151] 본 출원의 일 실시예에 따른 밸브는 특정 신호에 따라 제어될 수 있다. 상기 밸브는 제어 모듈(1400)에 의해 생성된 전자적 신호에 따른 응답으로 개방 및 폐쇄 동작이 수행될 수 있다. 구체적인 예를 들어, 상기 밸브는 전자 밸브 (예, 솔레노이드 밸브)일 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.

[0152] 본 출원의 일 실시예에 따른 밸브는 기계적 구조 및 유체의 이동에 따라 제어될 수 있다. 상기 밸브는 상기 레이저 시술 장치(100) 내의 유로를 따라 이동하는 유체가 형성하는 압력에 따라 개방 및 폐쇄 동작이 수행될 수 있다. 구체적인 예를 들어, 상기 밸브는 유압 밸브(예, 압력 제어 밸브)일 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.

[0153] 본 출원의 일 실시예에 따른 밸브는 사용자의 입력에 따라 제어될 수 있다. 상기 밸브는 상기 사용자에 의해 개방 상태에 놓이거나 폐쇄 상태에 놓일 수 있다. 구체적인 예를 들어, 상기 밸브는 수동 밸브 (예, 글로브 밸브)일 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.

[0154] 일 예로, 유량조절부(1210)는 냉각 모듈(1200)의 인렛과 냉각재상태조절부(1220) 사이에 위치할 수 있다. 이때의 유량조절부(1210)는 냉각모듈(1200)의 인렛에서 냉각재상태조절부(1220)로 공급되는 냉각재의 양을 조절할 수 있다. 예를 들어, 밸브는 냉각모듈(1200)의 인렛과 냉각재상태조절부(1220)의 사이에 위치하여, 냉각모듈(1200)의 인렛에서 냉각재상태조절부(1220)로 공급되는 냉각재의 양을 조절할 수 있다. 구체적으로 상기 밸브의 개방 상태에서는, 냉각재는 냉각모듈(1200)의 인렛으로부터 상기 냉각재상태조절부(1220)로 이동 가능한 상태이고, 상기 밸브의 폐쇄 상태에서는, 상기 냉각재는 상기 냉각모듈(1200)의 인렛으로부터 상기 냉각재상태조절부(1220)로 이동이 제한되는 상태일 수 있다. 또한, 밸브의 개방 시간이나 개방 주기를 조절하여 상기 냉각모듈(1200)의 인렛으로부터 상기 냉각재상태조절부(1220)로 이동 가능한 냉각재의 양을 조절할 수 있다.

[0155] 다른 예로, 유량조절부(1210)는 냉각 모듈(1200) 내의 냉각재상태조절부(1220)와 분사부(1230) 사이에 위치할 수 있다. 이때의 유량조절부(1210)는 냉각재상태조절부(1220)에서 분사부(1230)로 공급되는 냉각재의 양을 조절할 수 있다. 예를 들어, 밸브는 냉각재상태조절부(1220)와 분사부(1230)의 사이에 위치하여, 냉각재상태조절부(1220)에서 분사부(1230)로 공급되는 냉각재의 양을 조절할 수 있다. 구체적으로 상기 밸브의 개방 상태에서, 냉각재는 상기 냉각재상태조절부(1220)로부터 상기 분사부(1230)로 이동 가능한 상태이고, 상기 밸브의 폐쇄 상태에서, 상기 냉각재는 상기 냉각재상태조절부(1220)로부터 상기 분사부(1230)로 이동이 제한되는 상태일 수 있다. 또한, 밸브의 개방 시간 또는 개방 주기를 조절하여 상기 냉각재상태조절부(1220)로부터 상기 분사부(1230)로 이동 가능한 냉각재의 양을 조절할 수 있다. 다시 말해, 유량조절부(1210)의 개방 시간을 조절하여, 분사부(1230)로 공급되는 냉각재의 양을 조절할 수 있으며, 궁극적으로 분사되는 냉각재의 양을 조절할 수 있어 피부 표면의 온도를 조절할 수 있다.

[0156] 일 예로, 상기 유량조절부(1210)는 솔레노이드 밸브로 구현될 수 있으며, 상기 솔레노이드 밸브는 제어 모듈(1400) 및 입력부와 전기적으로 연결되어, 사용자가 입력부를 조작함에 따라 발생한 신호가 상기 제어 모듈

(1400)로 입력되고, 상기 제어 모듈(1400)이 이를 기초로 상기 솔레노이드 밸브를 개방하도록 제어하여 냉각재의 유입 또는 유출을 제어하는 동작을 수행할 수 있다.

[0157] 일 예로, 상기 유량조절부(1210)는 솔레노이드 밸브로 구현될 수 있으며, 이 경우, 상기 솔레노이드 밸브는 제어 모듈(1400)의 전기적 신호에 따라 펄스 폭 변조(PWM, pulse width modulation) 방식에 의해 밸브의 개방 주기를 조절하여 냉각재의 유입 또는 유출을 제어하는 동작을 수행할 수 있다. 구체적으로 상기 솔레노이드 밸브는 상기 제어모듈(1400)로부터 미리 설정된 프로토콜에 따라 복수의 개폐동작을 자동으로 수행하여 시술시간 중에 일정 부분의 시간 동안만 밸브를 개방할 수 있다. 이때 상기 밸브의 개방 주기는 규칙적인 주기일 수도 있고, 비규칙적인 주기일 수 있다.

[0158] 다시 도 2를 참고하면, 레이저 시술 장치(100)의 냉각 모듈(1200)은 냉각재상태조절부(1220)를 포함할 수 있다. 본 출원의 일 실시예에 따른 냉각재상태조절부(1220)는 냉각재의 물리적 상태를 조절하는 기능을 수행할 수 있다. 다시 말해, 상기 냉각재상태조절부(1220)는 상기 레이저 시술 장치(100) 내의 냉각재의 물리적 상태를 조절하는 기능을 수행할 수 있다. 즉, 상기 냉각재상태조절부(1220)는 상기 유량조절부(1210) 및/또는 상기 분사부(1230) 등 냉각모듈(1200) 내를 이동하는 냉각재의 물리적 상태를 조절하는 기능을 수행할 수 있다.

[0159] 일 실시예로, 상기 냉각재상태조절부(1220)는 냉각재의 온도 및/또는 압력을 조절할 수 있다. 상기 냉각재상태조절부(1220)는 상기 냉각재를 가열할 수 있다. 또는, 상기 냉각재상태조절부(1220)는 상기 냉각재를 냉각할 수 있다. 또는, 상기 냉각재상태조절부(1220)는 상기 냉각재의 상태에 따라 가열 및/또는 냉각을 수행하여 상기 냉각재의 온도를 유지할 수 있다. 또는, 상기 냉각재상태조절부(1220)는 상기 냉각재의 상태에 따라 가열 및/또는 냉각을 수행하여 상기 냉각재의 압력을 유지할 수 있다.

[0160] 일 실시예로, 상기 냉각재상태조절부(1220)는 냉각재의 속도 및/또는 압력을 조절할 수 있다. 상기 냉각재상태조절부(1220)는 상기 냉각재가 팽창하는 공간을 제공하여, 상기 냉각재의 속도를 감소시킬 수 있고, 상기 냉각재의 압력을 감소시킬 수 있다. 또는, 상기 냉각재상태조절부(1220)는 상기 냉각재가 압축되는 공간을 제공하여, 상기 냉각재의 속도를 증가시킬 수 있고, 상기 냉각재의 압력을 증가시킬 수 있다.

[0161] 일 실시예로, 냉각재상태조절부(1220)는 냉각재의 유량을 조절하는 동작을 수행할 수 있다. 예를 들어, 상기 냉각재상태조절부(1220)에서 냉각재로 인가되는 열 에너지를 증가시키는 경우, 냉각재상태조절부(1220)를 유동하는 냉각재의 자유도가 증가하게 되고 이에 따라 정압(static pressure)가 증가하게 되어 냉각재의 유량의 감소되도록 구현될 수 있다. 반대로, 상기 냉각재상태조절부(1220)에서 냉각재로 인가되는 열 에너지를 감소시키는 경우, 냉각재상태조절부(1220)를 유동하는 냉각재의 자유도가 감소하게 되고 이에 따라 정압(static pressure)이 감소하게 되어 냉각재의 유량의 증가되도록 구현될 수 있다.

[0162] 본 출원의 일 실시예에 따른 냉각재상태조절부(1220)는 열에너지를 공급할 수 있는 소자를 포함할 수 있다. 상기 냉각재상태조절부(1220)는 열에너지를 발생시킬 수 있다.

[0163] 상기 냉각재상태조절부(1220)는 화학적 에너지를 이용하여 열에너지를 발생시키거나, 전기적 에너지를 이용하여 열에너지를 발생시킬 수 있다. 또한, 상기 냉각재상태조절부(1220)는 응축 가스를 이용한 줄-톰슨(Joule-Thomson) 방식을 이용하여 열에너지를 발생시킬 수 있다.

[0164] 또는, 상기 냉각재상태조절부(1220)는 펠티에(Peltier) 소자와 같은 열전소자를 이용하여 열에너지를 공급할 수도 있다. 상기 냉각재상태조절부(1220)가 열전소자인 경우, 열전소자에 전류를 인가하면 펠티에 효과에 의하여 열전소자의 제1 면은 흡열이 일어나고, 열전소자의 제2 면은 발열이 일어날 수 있다.

[0165] 본 출원의 일 실시예에 따르면, 상기 열전소자의 제2 면에 상응하는 면이 상기 냉각재에 이동하는 유로와 열적으로 접촉하도록 배치되는 레이저 시술 장치(100)가 제공될 수 있고, 이 때, 상기 열전소자는 상기 냉각재상태조절부(1220)로 기능할 수 있다.

[0166] 다시 도 2를 참고하면, 레이저 시술 장치(100)의 냉각 모듈(1200)은 분사부(1230)를 포함할 수 있다. 본 출원의 일 실시예에 따른 분사부(1230)는 냉각 모듈(1200) 내의 유체를 외부로 분사하는 기능을 수행할 수 있다. 상기 분사부(1230)는, 상기 유량조절부(1210) 및/또는 상기 냉각재상태조절부(1220)를 통과한 냉각재를 외부로 배출하는 기능을 수행할 수 있다.

[0167] 본 출원의 일 실시예에 따른 분사부(1230)는 노즐로 구현될 수 있다. 상기 노즐은 냉각 모듈(1200) 내의 적어도 일 영역을 유동하는 냉각재가 자유공간으로 분출되어 피부 표면의 영역으로 도달하도록 하는 기능을 수행할 수 있다. 또한, 분사부(1230)는 줄-톰슨(Joule-Thomson) 효과를 최적화 될 수 있는 노즐 구조를 포함하도록 구현될

수 있다. 구체적으로 노즐은 그 내부에 고압의 냉각재가 유동하는 유로보다, 폭이 좁은 노즐이 형성되어 있으며, 상기 유로가 개방됨에 따라 고압의 냉각재가 유로를 따라 상기 노즐로 안내되고, 상기 노즐을 통해 유출된 냉각재는 줄-톰슨 효과로 상기 노즐을 통하여 냉각된 상태에서 분사되도록 구현될 수 있다.

[0168] 상기 분사부(1230)를 통해 분사된 냉각재는 줄-톰슨(Joule-Thomson) 효과로 냉각된 상태에서 분사된다. 여기서, 줄-톰슨 효과란 압축한 기체가 팽창할 때, 온도가 떨어지는 현상이다. 압력-온도로 이루어지는 열역학적 상에 연관해서 온도가 변하는 것으로, 공기를 액화시킬 때나 냉매를 통한 냉각에 응용되는 현상이다. 유체의 유로 안에 오리피스와 같은 조리개를 삽입할 경우, 유체의 온도가 조리개 뒤쪽에서 저하되는 현상이다. 가스가 자유 팽창(free expansion)할 때, 즉 외부와 일의 교환 없이 단열 팽창할 때는 거의 내부 에너지는 변하지 않는 현상으로 가스액화 장치로 저온을 얻기 위해 단열 자유 팽창시키는 효과를 말한다. 줄-톰슨효과로, 상기 분사부(1230)를 통해 분사된 냉각재는 급격한 압력 강하로 냉각이 이루어지고, 상기 냉각재가 피시술부위에 분사되면, 상기 냉각재가 피시술부위와 접촉하면서 냉각재가 피시술부위의 열을 빼앗아 피시술부위의 냉각이 진행될 수 있다.

[0169] 자유공간으로 분출되는 상기 냉각재는 기체(gas), 액체(liquid) 및/또는 고체(solid) 상일 수 있다. 다시 말해, 상기 냉각재는 기체(gas)상일 수 있고, 액체(liquid)상일 수 있고, 고체(solid) 상일 수 있으며, 적어도 둘 이상의 상의 냉각재가 함께 분포하는 혼합물일 수 있다. 일 예에서, 냉각재가 이산화탄소(CO_2)인 경우 상기 분출되는 냉각재는 기체와 고체가 혼합되어 분포할 수 있다. 또 다른 예에서, 냉각재가 질소(N_2)일 때 상기 분출되는 냉각재는 기체와 액체가 혼합되어 분포할 수 있다.

[0170] 또한 상기 노즐은 내마모성 특성을 가질 수 있다. 다시 말해, 상기 노즐은 마찰에 의한 손상이 적은 물질로 형성될 수 있다. 예를 들어, 상기 노즐은 알루미늄합금, 스틸합금, 스테인레스스틸 또는 구리합금으로 구성될 수 있으나, 이에 제한되지 않는다.

[0171] 또한 본 출원의 일 실시예에 따르면, 상기 분사부(1230)는 상기 분사부(1230)로부터 배출되는 냉각재의 피부 표면에 존재하는 도달 영역을 한정하기 위한 분사부위 한정부를 추가로 포함할 수 있다. 또한, 상기 도달 영역 이외의 영역으로 냉각재가 도달하지 못하도록 가이드부를 더 포함할 수 있다.

[0172] 다시 도 2를 참고하면, 본 출원의 일 실시예에 의하면, 레이저 시술 장치(100)는 센서부(1300)를 포함할 수 있다. 상기 센서부(1300)는 피부 표면의 온도, 냉각재의 온도 및 냉각 모듈(1200)의 구성들의 온도 등 또는 이들의 임의의 적절한 조합의 정보들을 감지하는 기능을 수행할 수 있다.

[0173] 상기 센서부(1300)는 피부 표면의 영역의 온도를 측정하는 제1 온도센서부를 포함할 수 있다.

[0174] 또한 상기 센서부(1300)는 상기 냉각재상태조절부(1220)의 온도 및/또는 냉각재상태조절부(1220)에서 냉각재에 인가되는 열 에너지를 측정하기 위한 제2 온도센서부를 포함할 수 있다.

[0175] 또한 상기 센서부(1300)는 상기 분사부(1230)에서 분사될 냉각재의 온도를 측정하기 위한 제3 온도센서부를 포함할 수 있다.

[0176] 상기 제1 온도센서부는 레이저가 조사될 피부 표면의 영역 또는 레이저가 조사되고 있는 피부 표면의 영역 또는 레이저 조사가 완료된 피부 표면의 영역의 온도를 측정할 수 있다. 바람직하게는, 상기 제1 온도센서부는 피부 표면의 목표 영역(예, 레이저 경로 상의 피부 표면의 영역)의 중심 부근의 온도를 측정할 수 있다. 상기 제1 온도센서부가 피부 표면의 목표 영역의 중심 이외의 영역을 측정하도록 구성될 수도 있으나, 목표 영역의 중심 부근의 온도가 레이저 출력에 의해 온도 상승 정도가 가장 높으며, 그 만큼 피부 손상 온도에 도달할 가능성이 높기 때문에, 피부 표면의 목표 영역의 중심 부근의 온도를 측정하는 것이 피부 손상의 가능성을 최소화할 수 있다.

[0177] 이때, 상기 제1 온도센서부는 비접촉 온도 센서로 구성될 수 있다. 본 출원의 일 실시예에 따르면, 상기 레이저 시술 장치(100)와 피부 표면과의 이격거리는 가변적일 수 있는데, 이 때 상기 비접촉 온도 센서는 상기 이격거리에 따라 피부 표면의 목표 영역의 중심 영역을 측정하도록 각도가 조절될 수 있다. 예를 들어, 본 발명의 레이저 시술 장치(100)는 복수의 거리(예, 1cm, 2cm 및 3cm)로 조절 가능한 냉각거리유지부를 더 포함할 수 있고, 이때 상기 냉각거리유지부는 상기 비접촉 온도센서와 기계적으로 연동되어 상기 냉각거리유지부의 설정 거리에 따라 피부 표면의 목표 영역의 중심부를 조사하기 위해 비접촉 온도센서의 설치각도가 조절되도록 구현될 수 있다.

[0178] 상기 제2 온도센서부는 상기 냉각재상태조절부(1220)의 온도 및/또는 냉각재상태조절부(1220)에서 냉각재에 인

가되는 열 에너지를 측정할 수 있다. 일 예로 상기 냉각재상태조절부(1220)가 펠티에 소자와 같은 열전 소자인 경우, 상기 열전소자에 전류를 인가하면 펠티에 효과에 의하여 열전소자의 제1 면은 흡열이 일어나고, 열전소자의 제2 면은 발열이 일어날 수 있다. 이때 상기 열전소자에 인가되는 전류값에 따라 상기 열전소자에서 발생되거나 흡수되는 열 에너지가 상이해지기 때문에, 상기 제2 온도센서부는 상기 열전소자의 제1 면 또는 제2 면 중 적어도 하나 이상의 온도를 측정하도록 구성될 수 있다. 상기 냉각재상태조절부(1220)에서 인가되거나 흡수되는 열 에너지는 피부 표면의 목표 영역의 온도에 직접적인 변수 중 하나이기 때문에 상기 냉각재상태조절부(1220)의 온도를 측정함으로써, 피부 표면의 목표 영역의 온도를 세밀하게 조절할 수 있는 데이터를 획득할 수 있다.

[0179] 다만 이에 제한되지 않고, 열전소자에 인가되는 전류를 측정하여 측정된 전류값에 대한 정보 및 후술할 제3 온도센서부에서 측정된 냉각재의 온도를 기초로 냉각재상태조절부(1220)에서 냉각재에 인가되는 열 에너지량을 측정할 수 있다.

[0180] 상기 제3 온도센서부는 상기 분사부(1230)에서 분사되는 냉각재의 온도를 측정하도록 구성될 수 있다. 상기 분사부(1230)에서 분사되는 냉각재의 온도는 피부 표면의 목표 영역의 온도 조절에 직접적인 변수 중 하나이기 때문에 상기 분사부(1230)에서 분사되는 냉각재의 온도를 측정함으로써, 피부 표면의 목표 영역의 온도를 세밀하게 조절할 수 있는 데이터를 획득할 수 있다. 다만 상기 제3 온도측정부는 분사부(1230)에서 분사되는 냉각재의 온도를 측정하는 것에 제한되지 않으며, 레이저 시술 장치(100)의 냉각 모듈(1200)의 내부의 임의의 위치의 유로를 이동하는 냉각재의 온도를 측정하도록 구성되더라도 피부 표면의 목표 영역의 온도를 세밀하게 조절하기 위한 본 발명의 목적을 달성할 수 있음은 자명하다.

[0181] 다시 도 2를 참고하면, 본 출원의 일 실시예에 따른 레이저 시술 장치(100)는 제어모듈(1400)을 포함할 수 있다. 이때, 제어모듈(1400)은 기존의 시술 정보, 냉각재의 온도, 피부 표면의 온도 등의 온도 정보, 시술 프로토콜 정보들이 저장되어 있는 메모리를 더 포함할 수 있다.

[0182] 본 출원의 일 실시예에 따른 제어 모듈(1400)은 레이저 시술 장치(100)의 전반적인 동작을 제어할 수 있다. 예를 들어, 제어모듈(1400)은 메모리로부터 냉각 모듈(1200)의 동작을 위한 프로그램을 로딩하여 실행하거나 레이저 조사 모듈(100)에서 레이저가 조사되는 것을 제어하기 위한 제어 신호를 생성하거나 입력부를 통하여 사용자로부터 트리거링 신호를 제공받아 레이저 모듈(1100), 냉각 모듈(1200), 센서부(1300)에 전달할 수 있다.

[0183] 본 출원의 일 실시예에 따른 제어모듈(1400)은 레이저 시술 장치(100)의 동작을 제어할 수 있다. 예를 들어, 제어모듈(1400)은 레이저 시술 장치(100)의 레이저 모듈(1100)에 의해 레이저가 조사되는 것을 제어할 수 있다. 또한, 제어모듈(1400)은 레이저 시술 장치(100)의 냉각모듈(1200)에 의해 냉각재의 물리적 특성이 조절되고, 냉각재가 분사되는 동작을 제어할 수 있다. 또한, 제어모듈(1400)은 레이저 시술 장치(100)의 센서부(1300)가 피부 표면의 온도, 냉각재의 온도 등을 감지하는 동작을 제어할 수 있다.

[0184] 본 출원의 일 실시예에 따른 제어모듈(1400)은 레이저 모듈(1100)의 레이저 발생부(1110)와 레이저 조사부(1120)의 구동을 제어할 수 있다.

[0185] 본 출원의 일 실시예에 따른 제어모듈(1400)은 유량조절부(1210)의 구동을 제어할 수 있다. 보다 구체적인 예를 들어, 상기 제어모듈(1400)은 유량조절부(1210)의 개폐를 제어할 수 있고, 필요에 따라 상기 유량조절부(1210)의 개폐가 반복적인 주기를 갖도록 제어할 수도 있다.

[0186] 또한, 상기 제어모듈(1400)은 유량조절부(1210)의 개폐 시간을 제어할 수 있다. 이를 통하여, 상기 제어모듈(1400)은 상기 분사부(1230)로 공급되는 냉각재의 유량을 조절하여 피부 표면의 목표 영역에 인가되는 냉각 에너지량을 제어할 수 있다.

[0187] 본 출원의 일 실시예에 따른 제어모듈(1400)은 냉각재상태조절부(1220)의 구동을 제어할 수 있다. 예를 들어, 상기 제어모듈(1400)은 냉각재상태조절부(1220)의 구동 여부(예, 냉각재상태조절부(1220)의 전원의 on-off 여부)를 제어할 수 있고, 필요에 따라 상기 유량조절부(1210, 예 밸브)의 개폐 여부와의 연계성을 고려하여 상기 냉각재상태조절부(1220)의 온-오프를 제어할 수도 있다. 특히, 상기 냉각재상태조절부(1220)가 열전소자(예, 펠티에 소자)인 경우 상기 제어모듈(1400)은 상기 열전소자에 인가되는 전류의 양을 제어할 수 있다. 이를 통하여 열전소자의 제1 면에서의 흡열 정도 및 제2 면에서의 발열 정도를 제어하여 상기 열전소자에서 냉각재에 인가되는 열 에너지량을 제어할 수 있다.

[0188] 여기서, 냉각재상태조절부((1220) 예, 열전소자)에서 냉각재에 인가되는 열 에너지량이 증가된다는 의미는 냉각재상태조절부(1220) 내의 유로를 통과하는 냉각재의 온도가 증가된다는 의미와 실질적으로 동일할 수 있으며, 냉각재상태조절부((1220) 예, 열전소자)에서 냉각재에 인가되는 열 에너지량이 감소된다는 의미는 냉각재상태조

절부(1220) 내의 유로를 통과하는 냉각재의 온도가 감소된다는 의미와 실질적으로 동일할 수 있다.

[0189] 본 출원의 다른 실시예에 의하면, 제어모듈(1400)은 상기 열전소자에 가하는 전류의 방향을 반대로 하여 상기 열전소자의 제1 면에서는 발열이 일어나도록 제어하며, 제2 면에서 흡열이 일어나도록 제어할 수 있다. 이때 상기 냉각재온도조절부(1220)를 흐르는 냉각재는 상기 열전소자의 제2 면의 흡열에 의해 '냉각'될 수 있다. 따라서, 상기 냉각재온도조절부(1220)에 열전소자를 적용한다면, 제어모듈(1400)은 상기 열전소자에 가하는 전류의 방향을 조절하여, 상기 냉각재온도조절부(1220)를 통과하는 냉각재를 가열할 수도 있고 냉각할 수도 있다.

[0190] 도 2에 도시된 바에 따르면, 공통의 제어모듈(1400)이 레이저 모듈(1100) 및 냉각모듈(1200)을 제어하는 것으로 도시하였으나, 이에 제한되지 않으며, 레이저 시술 장치(100)가 복수의 제어모듈을 포함하며, 제1 제어모듈은 레이저 모듈(1100)의 동작을 제어하며, 제2 제어모듈은 냉각 모듈(1200)의 동작을 제어하도록 구성될 수 있다. 이때, 제1 제어모듈과 제2 제어모듈은 전기적으로 연결되도록 구성되어, 레이저 모듈(1100)과 냉각 모듈(1200) 간의 연계성을 고려하여 레이저 조사와 냉각재 분사가 수행되도록 제어될 수 있다.

[0191] 제어모듈(1400)은 하드웨어나 소프트웨어 또는 이들의 조합에 따라 CPU(Central Processing Unit)나 이와 유사한 장치로 구현될 수 있다. 예를 들어, 제어모듈(1400)은 콘트롤러(Controller) 또는 프로세서(Processor)로 구현될 수 있다. 제어모듈(1400)은 하드웨어적으로 전기적 신호를 처리하여 제어 기능을 수행하는 전자 회로 형태로 제공될 수 있으며, 소프트웨어적으로는 하드웨어적 회로를 구동시키는 프로그램이나 코드 형태로 제공될 수 있다.

[0192] 지금까지 본 출원의 일 실시예에 따른 레이저 시술 장치(100)의 구성 요소에 대해서 살펴보았다. 다만, 본 출원의 레이저 시술 장치(100)가 위의 구성요소만을 포함하여야 하는 것은 아니며, 따로 도시하지는 않았으나 사용자 입력을 수신하기 위한 입력부, 사용자에게 특정 정보를 출력하기 위한 디스플레이와 같은 출력부, 상기 레이저 시술 장치(100)를 유동하는 냉각재의 불순물을 여과하기 위한 필터 등을 더 포함할 수 있음은 물론이다.

[0193] 또한, 레이저 시술 장치(100)는 별도의 전원부를 가지거나 유선 혹은 무선으로 외부로부터 전원을 공급받을 수 있으며 전원부를 제어하는 스위치를 별도로 가질 수 있다.

[0195] 이하에서는, 본 출원의 일 실시예에 따른 레이저 시술 장치(100)의 구성 요소 간 연결 관계 및 레이저 시술 장치(100)의 구체적인 동작에 대해서 상세히 설명하기로 한다.

[0196] 도 3을 참고한다. 도 3은 본 명세서에 개시된 냉각시스템을 구비한 레이저 시술 장치(100)의 일 실시예에 따른 동작을 도시한 개략도이다. 레이저 모듈(1100)은 피부(10)의 타겟에 대하여 레이저를 조사하며, 냉각 모듈(1200)은 피부(10)의 타겟 및 피부 표면을 포함하는 영역에 대하여 냉각재를 분사할 수 있다. 도 3에서는 레이저 모듈(1100)에서 레이저가 출력될 때, 냉각 모듈(1200)에서 냉각재가 분사되는 것을 도시하였으나, 이에 제한되지 않으며, 냉각 모듈(1200)은 레이저가 출력되기 이전 시점에 냉각재를 분사되거나, 레이저의 출력이 종료된 시점 이후에 냉각재를 분사할 수 있다.

[0197] 또한, 센서부(1300)는 레이저의 조사 및/또는 냉각재의 분사에 따른 피부 표면의 온도를 측정할 수 있다. 또한 센서부(1300)는 레이저의 조사 및/또는 냉각재의 분사에 따른 피부 표면의 온도의 변화를 측정할 수 있다.

[0198] 또한, 레이저 모듈(1100), 냉각 모듈(1200) 및 센서부(1300) 각각은 제어 모듈(1400)과 전기적으로 연결되어 있어, 제어 모듈(1400)과 각각 전기적인 신호를 송신하거나 수신할 수 있다. 제어모듈(1400)은 전기적 신호를 통하여 레이저 모듈(1100), 냉각 모듈(1200) 및 센서부(1300)의 동작을 제어할 수 있다.

[0199] 본 출원의 일 실시예에 따른 제어모듈(1400)은 레이저 모듈(1100)이 레이저를 목표 영역을 향해 조사하는 경우, 센서부(1300)의 제1 온도센서부가 레이저의 경로인 피부 표면의 온도를 측정하도록 제어할 수 있다. 이 때, 상기 센서부(1300)의 제1 온도센서부는 레이저 조사 전, 조사 중, 조사 후의 피부 표면 온도를 측정할 수 있으며, 검출된 피부 표면 온도는 제어 모듈(1400)로 송신될 수 있다.

[0200] 예를 들어, 제어 모듈(1400)과 센서부(1300)의 제1 온도센서부는 전기적으로 연결되어, 제1 온도센서부에서 측정된 피부 표면의 온도가 제어 모듈(1400)로 송신되어, 제어 모듈(1400)에서 수신된 후 저장될 수 있다.

[0202] 본 출원의 일 실시예에 따른 레이저 시술 장치(100)의 냉각재상태조절부(1220)는 분사될 냉각재의 온도 및/또는 압력 및/또는 유량을 조절할 수 있다. 이때, 냉각재상태조절부(1220)는 냉각재에 인가되는 열 에너지를 조절함

으로써, 냉각재의 온도 및/또는 압력을 조절할 수 있다. 이때 센서부(1300)는 냉각재상태조절부(1220)에서 냉각재에 인가되는 열 에너지의 정도를 측정하는 제2 온도센서부를 더 포함할 수 있다. 상기 제2 온도센서부는 냉각재상태조절부(1220)의 온도의 변화량 또는 냉각재상태조절부(1220)를 통과하는 냉각재의 온도의 변화량(예, 냉각재상태조절부(1220)의 인렛과 아울렛에서의 냉각재의 온도의 변화량) 등을 측정하여 냉각재에 인가되는 열 에너지의 정도를 측정할 수 있다. 다만, 이에 제한 되지 않고, 냉각재상태조절부(1220)에 인가되는 전류의 세기를 측정하는 다른 방식으로도 냉각재상태조절부(1220)에서 냉각재에 인가되는 열 에너지의 정도를 측정하기 위한 목적을 달성할 수 있을 것이다.

[0203] 이때, 상기 제2 온도센서부에서 검출된 냉각재상태조절부(1220)의 온도(예, 열전소자 제1 면 및 제2 면의 온도) 또는 냉각재상태조절부(1220)를 통과하는 냉각재의 온도의 변화량 등의 온도 정보는 제어 모듈(1400)로 송신될 수 있다.

[0204] 예를 들어, 제어 모듈(1400)과 센서부(1300)의 제2 온도센서부는 전기적으로 연결되어, 제2 온도센서부에서 측정한 온도 정보가 제어 모듈(1400)로 송신되어, 제어 모듈(1400)에서 수신된 후 저장될 수 있다.

[0205] 또한, 본 출원의 일 실시예에 따른 레이저 시술 장치(100)의 분사부(1230)는 냉각재의 분사할 수 있다. 이때, 분사부(1230)에서 분사되는 냉각재는 냉각재상태조절부(1220) 및/또는 유량조절부(1210)에서 제어된 냉각재의 온도와 유량으로 분사될 수 있도록 구성될 수 있다. 이때 센서부(1300)는 분사부(1230)에서 분사되는 냉각재의 온도를 측정할 수 있는 제3 온도센서부를 더 포함할 수 있으며, 상기 제3 온도센서부에서 검출된 냉각재의 온도는 제어 모듈(1400)로 송신될 수 있다.

[0206] 예를 들어, 제어 모듈(1400)과 센서부(1300)의 제3 온도센서부는 전기적으로 연결되어, 제3 온도센서부에서 검출한 분사되는 냉각재의 온도 정보가 제어 모듈(1400)로 송신되어, 제어 모듈(1400)에서 수신된 후 저장될 수 있다.

[0207] 본 출원의 일 실시예에 따른 제어 모듈(1400)은 제어 모듈(1400)에 수신 및 저장된 제1 온도센세부 내지 제3 온도센서부에서 검출한 온도 정보들을 기초로 유량조절부(1210)의 개폐시간 또는 냉각재상태조절부(1220)에 인가되는 전류를 제어할 수 있다.

[0208] 본 출원의 일 실시예에 따른 제어 모듈(1400)은 유량조절부(1210)와 전기적으로 연결될 수 있으며, 상기 제어 모듈(1400)은 제1 온도센서부 내지 제3 온도센서부에서 검출한 온도 데이터를 기초로 하여 상기 유량조절부(1210)의 개폐주기나 개폐시간을 제어하여 공급되는 냉각재의 유량을 세밀하게 제어할 수 있다. 또한, 유량조절부(1210)의 개폐 주기 및 개폐시간에 대한 데이터는 타이머 등으로 측정될 수 있으며, 타이머에 의해 측정된 유량조절부(1210)의 개폐주기 및 개폐시간에 대한 데이터는 제어 모듈(1400)로 송신되어 저장될 수 있다. 제어모듈(1400)에 저장된 유량조절부(1210)의 개폐주기 및 개폐시간에 대한 데이터는, 피부 표면의 온도 또는/및 냉각재의 온도와 결합되어, 분사될 냉각재의 온도 및/또는 유량을 제어하는 데 기초가 될 수 있다. 제어모듈(1400)은 유량조절부(1210)의 개폐주기 및 개폐시간에 대한 데이터, 피부 표면의 온도 및 냉각재의 온도 등을 기초로 분사될 냉각재의 온도 및/또는 유량을 제어할 수 있다.

[0209] 또한, 본 출원의 일 실시예에 따른 제어 모듈(1400)은 냉각재상태조절부(1220)와 전기적으로 연결될 수 있으며, 상기 제어 모듈(1400)은 제1 온도센서부 내지 제3 온도센서부에서 검출한 온도 데이터를 기초로 하여 상기 냉각재상태조절부(1220)에서 냉각재에 인가되는 열 에너지 및/또는 상기 냉각재상태조절부(1220)를 통과하는 냉각재의 유량을 제어하도록 구성될 수 있다. 또한, 냉각재상태조절부(1220)에서 냉각재에 인가되는 열 에너지에 대한 정보는 제2 온도센서부 등으로 측정될 수 있으며, 제2 온도센서부에 의해 측정된 냉각재상태조절부(1220)에서 냉각재에 인가되는 열 에너지에 대한 정보는 제어 모듈(1400)로 송신되어 저장될 수 있다. 제어모듈(1400)에 저장된 냉각재상태조절부(1220)에서 냉각재에 인가되는 열 에너지에 대한 정보는, 피부 표면의 온도 또는/및 냉각재의 온도와 결합되어, 이후 분사될 냉각재의 온도 및/또는 유량을 제어하는 데 기초가 될 수 있다. 다시 말해, 제어모듈(1400)은 냉각재상태조절부(1220)에서 냉각재에 인가되는 열 에너지에 대한 정보, 피부 표면의 온도 및 냉각재의 온도 등을 기초로 분사될 냉각재의 온도 및/또는 유량을 제어할 수 있다.

[0210] 본 출원의 일 실시예에 따른 제어 모듈(1400)은 냉각재상태조절부(1220) 에서 냉각재에 인가되는 열 에너지의 제어 및/또는 유량조절부(1210)의 개폐시간, 개폐 주기, 개폐 여부를 제어할 수 있다. 이를 통하여, 제어모듈(1400)은 분사되는 냉각재의 유량을 제어하여, '피부 표면의 온도'를 제어할 수 있다. 이때, 상기 제어모듈(1400)은, 제1 온도센서부로 검출하여 제어모듈(1400)에 저장된 기존의 피부 표면의 온도 정보와 제2 내지 제3 온도센서부 중 적어도 하나로 검출하여 제어모듈(1400)에 저장된 온도 정보를 이용하여 분사될 냉각재의 온도를

제어할 수 있다. 추가적으로 제어모듈(1400)은 피부 표면에, 제어된 온도로 분사부(1230)가 냉각재를 피부 표면을 향하여 분사하도록 제어하여 '피부 표면의 온도'를 제어할 수 있다.

[0211] 예를 들어, 냉각재상태조절부(1220)에서 냉각재에 인가되는 열 에너지 정도에 기초한 온도 정보를 이용하여 분사되는 냉각재의 온도는 매 시술마다 제어 모듈(1400)에 의해 저장될 수 있다. 또한 분사되는 냉각재의 온도에 따라 조절되는 피부 표면의 온도 정보 또한 제어모듈(1400)에 저장될 수 있다. 다시 말해, 상기 제어모듈(1400)은 저장된 온도 정보들을 이용하여, 피부 표면의 온도를 특정 온도로 제어하기 위하여는 냉각재상태조절부(1220)에서 냉각재에 인가되는 열 에너지 등을 어느 정도 인가해야 하는지 정보를 저장 및 분석할 수 있다. 본 출원의 일 실시예에 따른 제어모듈(1400)은 상술한 온도 정보들을 이용하여 '냉각재'의 온도를 제어하여 피부 표면의 온도를 제어할 수 있다.

[0212] 또한, 본 출원에 따른 레이저 시술 장치(100)의 제어모듈(1400)은 레이저 조사 구간과 냉각재 분사 구간의 중첩 여부를 고려하여 냉각재에 인가되는 열 에너지 및/또는 유량조절부(1210)의 개폐시간 등을 제어할 수 있다.

[0213] 예를 들어, 레이저 조사되기 이전의 프리 쿨링의 경우에는 제어 모듈(1400)은 센서부(1300)로부터 피부 표면의 온도 정보를 수신 받아 '레이저 조사 구간'에서의 피부 표면의 온도를 피부 표면이 손상되는 임계 온도 이하로 제어하도록, 냉각재상태조절부(1220)에서 인가되는 열 에너지의 조절을 통하여 레이저 조사 개시 시점 이전에 분사되는 냉각재의 온도를 조절할 수 있다. 이때 제어모듈(1400)은, 레이저 조사 구간에서의 레이저에 의한 피부 표면 온도 상승값을 고려하여 피부 표면의 온도가 손상되는 임계 온도 이하가 되도록 프리 쿨링 구간(P1)에서 분사되는 냉각재의 온도를 제어할 수 있다.

[0214] 또한, 레이저 조사되는 구간에서 제어모듈(1400)은 센서부(1300)로부터 레이저 조사에 의한 피부 표면의 온도 정보를 수신 받아 냉각재상태조절부(1220)에서 인가되는 열 에너지의 조절을 통하여, 레이저 조사 구간에서 분사되는 냉각재의 온도를 조절할 수 있다. 이때 냉각재의 온도는 레이저 조사에 의한 피부 표면 온도가 피부 표면이 손상되는 임계 온도 이하로 제어되도록, 제어모듈(1400)에 의해 조절될 수 있다.

[0215] 또한, 레이저가 조사된 이후의 포스트 쿨링의 경우에는 제어모듈(1400)은 센서부(1300)로부터 피부 표면의 온도 정보를 수신 받아 냉각재상태조절부(1220)에서 인가되는 열 에너지의 조절을 통하여, 레이저 조사 구간 종료 시점 이후에 분사되는 냉각재의 온도를 조절할 수 있다. 이때 냉각재의 온도는 피부(10)의 통증을 최소화하는 온도로 제어되도록 제어모듈(1400)에 의해 조절될 수 있다.

[0217] 도 4는 본 출원에 개시된 레이저 시술 장치(100)의 구동 방법의 예시적인 실시예에 따라 제어되는 피부 표면 온도와 타겟 온도의 변화를 도시한 그래프이다. 여기서, 도 4의 "T_surface"는 본 명세서의 피부 표면의 온도를 지칭할 수 있다. 또한, 도 4의 "T_target"는 본 명세서의 타겟의 온도를 지칭할 수 있다. 또한, 도 4의 "T_damage"는 본 명세서의 피부 손상 온도를 지칭할 수 있다. 또한, 도 4의 "T_desired"는 본 명세서의 타겟 목표 온도를 지칭할 수 있다. 또한, 도 4의 "P1", "P2", "P3"는 각각 본 명세서의 "프리 쿨링 구간", "인터 쿨링 구간", "포스트 쿨링 구간"을 지칭할 수 있다. 또한 도 4의 "Ts1", "Ts2", "Ts3"는 각각 본 명세서의 "제1 설정 온도", "제2 설정 온도", "제3 설정 온도"를 지칭할 수 있다.

[0218] 본 출원에 개시된 레이저 시술 장치(100)의 일 실시예에 따르면, 제어모듈(1400)은 유량조절부(1210)를 통해, 레이저 조사 구간의 적어도 일부를 포함하도록 냉각재의 분사 구간을 조절할 수 있다. 예를 들어, 도 4의 경우 냉각재의 분사 구간은 프리 쿨링 구간(P1), 레이저 조사 구간의 인터 쿨링 구간(P2), 포스트 쿨링 구간(P3)으로 구성되되, 인터 쿨링 구간(P2)은 레이저 조사 구간의 적어도 일부를 포함하며, 실질적으로 레이저 조사 구간과 동일한 구간일 수 있다.

[0219] 또한 제어 모듈(1400)은 상기 냉각재의 분사 구간의 피부 온도 정보(예, 피부 표면 온도, 타겟 온도 등)에 기초하여 분사될 냉각재의 온도를 냉각재상태조절부(1220)를 통해 조절할 수 있다. 이를 통하여 레이저에 의한 피부 표면의 손상을 줄이기 위해 상기 피부 표면의 온도를 조절할 수 있다. 예를 들어 도 4를 참고하면, 레이저 조사 구간의 피부 표면 온도는 피부 손상 온도의 이하로 제어되도록 제2 설정 온도(Ts2)가 설정될 수 있으며, 이에 따라 냉각재상태조절부(1220)를 통해 조절된 냉각재의 온도로 냉각재가 분사될 수 있다.

[0220] 본 출원에 개시된 레이저 시술 장치(100)의 일 실시예에 따르면, 제어모듈(1400)은 유량조절부(1210)를 통해, 레이저 조사 구간의 적어도 일부를 포함하도록 냉각재의 분사 구간을 조절할 수 있다. 이때 냉각재상태조절부(1220)는 냉각재의 레이저 조사 구간 이외의 분사 구간(예, 프리 쿨링 구간(P1) 및/또는 포스트 쿨링 구간(P

3))과 레이저 조사 구간의 분사 구간에서 냉각재에 상이한 열 에너지를 인가할 수 있다.

[0221] 예를 들어 도 4를 참고하면 분사 구간은 프리 쿨링 구간(P1), 인터 쿨링 구간(P2, 레이저 조사 구간), 포스트 쿨링 구간(P3)을 포함할 수 있으며, 상기 분사 구간, 특히 인터 쿨링 구간(P2)은 레이저 조사 구간의 적어도 일부를 포함하도록 조절될 수 있다. 이때, 레이저 조사 구간에서의 냉각재상태조절부(1220)로부터 냉각재에 인가되는 열 에너지와, 레이저 조사 구간 이외의 분사 구간, 예를 들어 프리 쿨링 구간(P1) 및/또는 포스트 쿨링 구간(P3)에서 냉각재상태조절부(1220)로부터 냉각재에 인가되는 열 에너지는 상이할 수 있다.

[0222] 본 출원에 개시된 레이저 시술 장치(100)의 일 실시예에 따르면, 레이저 조사 구간에서 피부 표면의 온도와 피부 손상 온도 간 차이가 레이저 조사 이외의 구간의 피부 표면의 온도와 피부 손상 온도 간 차이보다 상대적으로 작을 수 있다. 따라서, 레이저 조사 구간에서의 냉각재상태조절부(1220)로부터 냉각재에 인가되는 열 에너지는 레이저 조사 구간 이외의 구간에서의 냉각재상태조절부(1220)로부터 냉각재에 인가되는 열 에너지보다 적을 수 있다. 다시 말해, 레이저 조사 구간에서의 분사되는 냉각재의 온도가 레이저 조사 구간 이외의 구간에서 분사되는 냉각재의 온도보다 더 낮을 수 있다.

[0223] 예를 들어, 도 4를 참고하면 레이저 조사 구간에서 냉각재상태조절부(1220)로부터 냉각재에 인가되는 열 에너지는, 레이저 조사 구간 이외의 구간(예를 들어, 프리 쿨링 구간(P1) 및 포스트 쿨링 구간(P3))에서 냉각재상태조절부로부터 냉각재에 인가되는 열 에너지보다 적을 수 있다. 다시 말해, 레이저 조사 구간에서는 레이저 조사 구간 이외의 구간보다 레이저 출력에 의한 피부(10)의 온도 상승이 상대적으로 높을 수 있기 때문에, 레이저 조사 구간 이외의 분사 구간보다 레이저 조사 구간에서 냉각재상태조절부(1220)로부터 냉각재에 인가되는 열 에너지를 적게 제어하여 분사될 냉각재의 온도를 레이저 조사 구간에서 더 낮도록 제어할 수 있다.

[0224] 다만 상술한 내용은 예시에 불과하며, 레이저 조사 구간에 해당하는 여부와는 관계 없이, 센서부(1300)에 측정된 피부 표면의 온도와 피부 손상 온도 간 차이 값 자체를 기초로 하여, 냉각재상태조절부(1220)로부터 냉각재에 인가되는 열 에너지가 조절되도록 구성될 수 있다.

[0225] 본 출원에 개시된 레이저 시술 장치(100)의 일 실시예에 따르면, 상기 분사 구간은 제1 시점(TP1)과 제2 시점(TP2)을 포함할 수 있다. 상기 제1 시점(TP1)은 상기 분사 구간 내의 시점으로 레이저 조사 구간 이전의 제1 구간(예, 프리 쿨링 구간(P1)) 또는 레이저 조사 구간 이후의 제2 구간(예, 포스트 쿨링 구간(P3))에 포함되는 시점일 수 있다. 상기 제2 시점(TP2)은 레이저 조사 구간 내에 포함되는 시점일 수 있다. 이때 냉각재상태조절부(1220)는 상기 분사 구간의 제1 시점(TP1)에서 제1 열 에너지를 냉각재에 인가하며, 상기 레이저 조사 구간의 제2 시점(TP2)에서는 제2 열 에너지를 냉각재에 인가하되, 상기 제2 열 에너지는 상기 제1 열 에너지보다 작을 수 있다.

[0226] 예를 들어 도 4를 참고하면, 제1 시점(TP1)은 분사 구간 중 프리 쿨링 구간(P1)에 포함되는 시점이며, 제2 시점(TP2)은 레이저 조사 구간이자 분사 구간 중 인터 쿨링 구간(P2)에 포함된 시점일 수 있다. 이때, 제2 시점(TP2)에서는 레이저 조사에 의하여 온도 상승이 발생하기 때문에, 냉각재상태조절부(1220)에서 냉각재로 인가되는 열 에너지는 제2 시점(TP2)보다 제1 시점(TP1)에서 더 크도록 조절하여 분사되는 냉각재의 온도를 레이저 조사 구간의 분사 구간에서 상대적으로 낮도록 제어할 수 있다.

[0227] 본 출원에 개시된 레이저 시술 장치(100)의 일 실시예에 따르면, 상기 분사 구간은 제1 시점(TP1)과 제2 시점(TP2)을 포함할 수 있다. 상기 제1 시점(TP1)은 상기 분사 구간 내의 시점으로 레이저 조사 구간 이전의 제1 구간(예, 프리 쿨링 구간(P1)) 또는 레이저 조사 구간 이후의 제2 구간(예, 포스트 쿨링 구간(P3))에 포함되는 시점일 수 있다. 상기 제2 시점(TP2)은 레이저 조사 구간 내에 포함되는 시점일 수 있다. 이때, 상기 제1 시점(TP1)에서의 피부 표면 온도가 상기 제2 시점(TP2)에서의 피부 표면 온도보다 낮은 경우, 제어모듈(1400)은 상기 제1 시점(TP1)에서는 제1 열 에너지를 인가하되, 상기 제2 시점(TP2)에서는 제1 열 에너지보다 '적은' 제2 열 에너지를 인가하도록 구성될 수 있다. 제어모듈(1400)은 냉각재상태조절부(1220)를 통하여 상기 제1 시점(TP1)과 상기 제2 시점(TP2)에 각각 냉각재에 인가되는 열 에너지를 조절할 수 있다.

[0228] 도 4에서는 제1 설정 온도(Ts1), 제2 설정 온도(Ts2), 제3 설정 온도(Ts3)가 모두 상이한 온도로 도시하였으나, 이에 제한되지 않고, 제1 설정 온도(Ts1), 제2 설정 온도(Ts2), 제3 설정 온도(Ts3) 중 적어도 2 이상의 온도가 동일할 수 있다. 또는 제1 설정 온도(Ts1), 제2 설정 온도(Ts2), 제3 설정 온도(Ts3)가 모두 동일하도록 설정될 수 있다. 이에 대하여는 도 6 내지 8과 관련하여 구체적으로 후술한다.

[0229] 또한 도 4에서는, 프리 쿨링 구간(P1), 인터 쿨링 구간(P2), 포스트 쿨링 구간(P3)이 모두 포함된 것으로 도시하였으나, 이에 제한되지 않으며, 시술 목적, 시술 유형 등에 따라서 프리 쿨링 구간(P1), 인터 쿨링 구간(P2)

및 포스트 쿨링 구간(P3) 중 일부 구간만이 포함되도록 냉각재가 분사될 수 있다.

[0230] 이상에서는, 본 출원의 일 실시예에 따른 레이저 시술 장치(100)의 레이저 모듈(1100), 냉각 모듈(1200), 센서부(1300), 제어모듈(1400), 저장부(1500), 관(1600)의 여러 동작들에 대하여 서술하였다. 이는 이하에서 서술할 냉각 시스템을 구비한 레이저 시술 장치(100)의 구동 방법에 대하여도 유추 적용하여 수행될 수 있음을 명확하게 밝히는 바이다.

[0232] 도 5는 본 출원에 개시된 레이저 시술 장치(100)의 구동 방법(S1000)의 일 실시예를 도시한 순서도이다.

[0233] 본 출원의 일 실시예에 따른 레이저 시술 장치(100)의 레이저 시술 방법(S1000)은 피부 표면의 온도 및 냉각재의 온도를 측정하는 단계(S1100); 냉각재 온도 또는 분사량을 결정하는 단계(S1200); 및 냉각재를 분사하는 단계(S1300)를 포함할 수 있다.

[0234] 본 출원의 일 실시예에 따른 레이저 시술 방법(S1000)은 시술이 시작되면, 피부 표면의 온도 및/또는 냉각재의 온도를 측정(S1100)하며, 측정된 온도 및 기설정된 설정 온도를 고려하여, 냉각재 온도 또는 분사량을 결정(S1200)하는 단계가 진행될 수 있다. 또한 상기 S1200 단계에서 결정된 냉각재의 온도 또는 분사량에 따라, 냉각재가 분사(S1300)되는 단계가 진행될 수 있다.

[0235] 일 실시예에 따르면, 상기 S1000 단계가 시작되기 이전(또는 상기 S1100 단계 이전)에 설정 온도가 설정될 수 있다.

[0236] 상기 설정 온도는 피부 표면의 온도를 제어하고자 하는 목표 온도일 수 있다. 또는 분사되는 냉각재의 온도를 제어하고자 하는 목표 온도일 수 있다. 또는 레이저에 의해 시술될 타겟의 온도를 제어하고자 하는 목표 온도일 수 있다.

[0237] 이때, 설정 온도는 사용자에 의해 직접 피부 표면의 온도, 분사되는 냉각재의 온도 및/또는 타겟 목표 온도 각각이 제어하고자 하는 특정 온도로 설정될 수 있다. 예를 들어, 본 출원의 일 실시예에 따른 레이저 시술 장치(100)는 사용자의 입력을 수신할 수 있는 입력부를 포함할 수 있으며, 사용자는 상기 입력부를 통하여 피부 표면의 온도, 냉각재의 온도 및 타겟 목표 온도 중 적어도 하나 이상의 온도를 제어하고자 하는 특정 온도로 입력할 수 있다. 상기 입력부에 입력된 피부 표면의 온도, 냉각재의 온도 및 타겟 목표 온도 중 적어도 하나 이상의 온도는 제어 모듈(1400)로 송신되어 상기 S1200 단계에서 냉각재 온도 또는 분사량을 결정하는 고려요소로 이용될 수 있다.

[0238] 다른 예에서, 설정 온도는 시술하고자 하는 부위, 시술하고자 하는 병변의 형태, 시술 목적, 사용하고자 하는 레이저의 종류 등을 고려하여 '제어 모듈'(1400)에 의해 설정될 수 있다. 예를 들어, 본 출원의 일 실시예에 따른 레이저 시술 장치(100)는 사용자의 입력을 수신할 수 있는 입력부를 포함할 수 있으며, 사용자는 상기 입력부를 통하여 시술하고자 하는 병변의 형태, 시술 부위, 시술 목적, 사용하고자 하는 레이저의 종류 등의 시술 정보를 입력할 수 있다. 이때, 상기 입력부에 입력된 시술 정보들은 제어 모듈(1400)로 송신되며, 제어 모듈(1400)은 수신된 시술 정보들을 기초로 하여 피부 표면의 온도, 냉각재의 온도 및 타겟 목표 온도 중 적어도 하나 이상의 온도를 특정 값으로 설정할 수 있다. 제어 모듈(1400)로부터 설정된 피부 표면의 온도, 냉각재의 온도 및 타겟 목표 온도 중 적어도 하나 이상은 사용자로부터 수정되거나 컨펌되도록 구현될 수 있다. 상기 제어 모듈(1400)로부터 설정된 피부 표면의 온도, 냉각재의 온도 및 타겟 목표 온도 중 적어도 하나 이상의 온도는 제어 모듈(1400)로 송신되어 상기 S1200 단계에서 냉각재 온도 또는 분사량을 결정하는 고려요소로 이용될 수 있다.

[0239] 또한 상기 설정 온도를 설정하는 단계에서는 레이저 조사 구간 및 분사 구간에 따라 상이하게 피부 표면의 온도, 분사되는 냉각재의 온도 및 타겟 목표 온도 중 적어도 하나 이상의 온도가 설정될 수 있다. 다시 말해, 상기 설정 온도를 설정하는 단계에서는 프리 쿨링 구간(P1)의 제1 설정 온도(Ts1), 인터 쿨링 구간(P2)의 제2 설정 온도(Ts2), 포스트 쿨링 구간(P3)의 제3 설정 온도(Ts3)이 각각 설정될 수 있다. 또한 상기 설정 온도를 설정하는 단계에서는 프리 쿨링 구간(P1)의 제1 설정 온도(Ts1), 인터 쿨링 구간(P2)의 제2 설정 온도(Ts2), 포스트 쿨링 구간(P3)의 제3 설정 온도(Ts3)이 상이하게 설정될 수 있다. 이는 도 6 내지 도 8과 관련하여 자세히 후술한다.

[0240] 상기 입력부는 레이저 시술 장치(100)의 외부면 상에 구현될 수도 있으며, 레이저 시술 장치(100)와는 별개의 공간에 레이저 시술 장치(100)와 유선으로 연결되거나 무선으로 통신될 수 있는 방식으로 구현될 수 있다. 예를

들어, 상기 입력부는 레이저 시술 장치(100)의 핸드피스의 외부면 상에 디스플레이 형태로 구현될 수 있을 것이다. 다른 예를 들어 상기 입력부는 레이저 시술 장치(100)와 무선으로 통신될 수 있는 외부 장치로 구현될 수 있을 것이다. 다만 이에 제한되지 않으며, 레이저 시술 장치(100)의 제어 모듈(1400)로 설정 온도 정보나 시술 정보들을 송신할 수 있는 다양한 방식으로 구현될 수 있을 것이다.

[0241] 상술한 바에 따르면, 설정 온도를 설정하는 단계가 상기 S1000 단계가 시작되기 이전에 진행될 수 있다고 기재하였으나, 이는 예시에 불과하며, 설정 온도는 상기 S1000 단계 내의 임의의 적절한 단계에서 설정될 수 있다.

[0242] 이하에서 각 단계에 대하여 자세히 서술한다.

[0243] 다시 도 2 및 도 5를 참고하면, 상기 S1100 단계에서는 피부 표면의 온도 및/또는 냉각재의 온도가 측정될 수 있다.

[0244] 상기 피부 표면의 온도 및/또는 냉각재의 온도를 측정하는 단계(S1100)는 레이저 시술 장치(100)의 센서부(1300)를 이용하여 온도 정보들을 검출한 후 제어모듈(1400)로 검출된 온도 정보를 송신하는 것으로 구현될 수 있다. 상기 온도 정보들은 피부 표면의 온도, 냉각재의 온도 중 적어도 하나를 포함할 수 있다. 다시 말해, 레이저 시술 장치(100)는 피부 표면의 온도 및/또는 냉각재의 온도를 측정할 수 있으며, 구체적으로 센서부(1300)를 통해 상기 온도 정보를 검출할 수 있다.

[0245] 예를 들어, 센서부(1300)는 피부의 표면 온도를 측정할 수 있는 제1 온도 센서부를 포함할 수 있으며, 상기 제1 온도센서부에서 측정된 피부 표면의 온도는 레이저 시술 장치(100)의 제어모듈(1400)로 송신되어 저장될 수 있다.

[0246] 다른 예를 들어, 센서부(1300)는 분사부(1230)에서 분사되는 냉각재의 온도를 측정할 수 있는 제3 온도센서부를 포함할 수 있으며, 상기 제3 온도센서부에서 측정된 냉각재의 온도는 레이저 시술 장치(100)의 제어모듈(1400)로 송신되어 저장될 수 있다.

[0247] 도 5에 따르면, 상기 온도 정보는 피부 표면의 온도 및 냉각재의 온도를 포함할 수 있다고 도시하였으나, 상기 온도 정보는 이에 제한되지 않으며, 냉각재상태조절부(1220)와 관련된 온도 정보를 포함할 수 있다. 예를 들어, 센서부(1300)는 냉각재상태조절부(1220)에서 냉각재로 인가되는 열 에너지의 정도를 측정할 수 있는 제2 온도센서부를 포함할 수 있으며, 상기 제2 온도센서부에서 측정된 온도 정보는 레이저 시술 장치(100)의 제어모듈(1400)로 송신되어 저장될 수 있다.

[0248] 또한, 도 5에 따르면, 상기 온도 정보는 피부 표면의 온도 및 냉각재의 온도를 모두 포함할 수 있는 것으로 도시하였으나, 냉각재의 온도를 제외하고 피부 표면의 온도만을 측정하여, 후술할 S1200 단계에서 냉각재의 온도 또는 분사량을 결정하는데 고려할 수 있다. 다시 말해, 도 5의 S1100 단계에서 냉각재 온도를 측정하는 것은 생략될 수 있다.

[0249] 도 5를 다시 참고하면, 본 출원의 일 실시예에 따른 레이저 시술 방법은, 상기 S1100 단계에서 측정된 온도와 기설정된 설정온도를 고려하여, 냉각재의 온도 또는 분사량을 결정하는 단계(S1200)를 포함할 수 있다.

[0250] 본 출원의 일 실시예에 따르면, 측정된 온도 및 기설정된 설정온도를 고려하여, 냉각재 온도 또는 분사량을 결정하는 단계(S1200)는 냉각재의 온도 또는 분사량을 결정함에 있어, 상기 S1100 단계에서 측정된 온도들을 고려할 수 있다. 또한, 상기 S1200 단계는 냉각재의 온도 또는 분사량을 결정함에 있어, 기설정된 설정 온도를 고려할 수 있다. 또한, 상기 S1200 단계는 냉각재의 온도 또는 분사량을 결정하는 데, 측정된 온도 및 기설정된 설정 온도의 차이를 고려할 수 있다.

[0251] 상기 측정된 온도들은 센서부(1300)에 측정된 피부 표면의 온도, 분사되는 냉각재의 온도 중 적어도 하나를 포함하는 온도일 수 있다. 구체적으로 피부 표면의 온도는 제1 온도센서부에서 측정되어 제어 모듈(1400)로 송신되어 저장된 온도일 수 있다. 또한 냉각재의 온도는 분사되는 냉각재의 온도로, 제3 온도센서부에서 측정되어 제어 모듈(1400)로 송신되어 저장된 온도일 수 있다.

[0252] 상기 기설정된 설정 온도는 상술한 온도를 설정하는 단계에서 설정된 피부 표면의 온도의 목표 온도 또는 냉각재의 목표 온도일 수 있다. 구체적으로 상기 기설정된 설정 온도는 사용자에 의해 입력부로 입력된 온도 정보일 수 있다. 또는 사용자에 의해 입력부에 입력된 시술 정보들을 기초로 하여 제어 모듈(1400)에 의해 설정된 온도일 수 있다.

[0253] 본 출원의 일 실시예에 따르면, 상기 S1200 단계에서는 측정된 온도 및 기설정된 설정온도를 고려하여, 냉각재

온도 또는 분사량과 같은 냉각재의 특성이 결정될 수 있다. 구체적으로는, 상기 냉각재의 온도 및/또는 냉각재의 분사량은 제어모듈(1400)에 의하여 제어되는 냉각재상태조절부(1220) 또는 유량조절부(1210)에 의해 결정될 수 있다.

[0254] 일 실시예에 따르면, 상기 냉각재의 온도는 제어모듈(1400)에 의하여 제어되는 냉각재상태조절부(1220)에 의해 조절될 수 있다.

[0255] 예를 들어, 제어 모듈(1400)은 피부 표면의 온도가 피부 표면의 기설정된 설정 온도에 근접하도록 조절하기 위해 냉각재상태조절부(1220)에서 냉각재에 인가되는 열 에너지를 조절하여 분사될 '냉각재의 온도'를 제어하도록 구현될 수 있다. 분사될 냉각재의 온도를 제어하여 궁극적으로 피부 표면의 온도가 기설정된 설정 온도에 근접하도록 조절될 수 있다. 이때, 분사부(1230)에서 분사된 직후, 냉각재는 분사부(1230)과 목표부위 사이에 존재하는 공기, 즉, 외기에 의해 온도가 상승할 수 있으므로, 목표부위의 온도보다 분사부(1230)에서 분사된 직후의 냉각재는 목표부위의 온도보다 낮은 상태로 냉각재상태조절부(1220)에 의해 제어될 수 있다. 이때, 분사부(1230)에서 분사된 직후의 냉각재의 온도와 목표부위의 온도 차이는 외기의 온도에 따라 달라질 수 있으며, 외기의 온도가 높아질수록 상기 분사부(1230)에서 분사된 직후의 냉각재의 온도와 목표부위의 온도의 차이는 커질 수 있다. 구체적인 예를 들어, 피부 표면의 온도가 -20℃ 이상 10℃ 이하의 온도 범위에 근접되도록, 분사되는 냉각재(예, 이산화탄소)의 온도는 -20℃ 이하가 되도록 냉각재상태조절부(1220)에서 냉각재에 인가되는 열 에너지를 조절할 수 있다. 또는 피부 표면의 온도가 -20℃ 이상 10℃ 이하의 온도 범위에 근접되도록, 분사되는 냉각재(예, 이산화탄소)의 온도는 10℃ 이하가 되도록 냉각재상태조절부(1220)에서 냉각재에 인가되는 열 에너지를 조절할 수 있다. 바람직하게는, 피부 표면의 온도가 -20℃ 이상 10℃ 이하의 온도 범위에 근접되도록, 분사되는 냉각재(예, 이산화탄소)의 온도는 -60℃ 이상 -20℃ 이하가 되도록 냉각재상태조절부(1220)에서 냉각재에 인가되는 열 에너지를 조절할 수 있다.

[0256] 또는, 피부 표면의 온도가 -20℃ 이상 -10℃ 이하의 온도 범위에 근접되도록 분사되는 냉각재(예, 이산화탄소)의 온도는 -20℃ 이하가 되도록 냉각재상태조절부(1220)에서 냉각재에 인가되는 열 에너지를 조절할 수 있다. 또는 피부 표면의 온도가 -20℃ 이상 -10℃ 이하의 온도 범위에 근접되도록, 분사되는 냉각재(예, 이산화탄소)의 온도는 -10℃ 이하가 되도록 냉각재상태조절부(1220)에서 냉각재에 인가되는 열 에너지를 조절할 수 있다. 바람직하게는, 피부 표면의 온도가 -20℃ 이상 -10℃ 이하의 온도 범위에 근접되도록, 분사되는 냉각재(예, 이산화탄소)의 온도는 -60℃ 이상 -30℃ 이하가 되도록 냉각재상태조절부(1220)에서 냉각재에 인가되는 열 에너지를 조절할 수 있다.

[0257] 또는, 피부 표면의 온도가 -10℃ 이상 0℃ 이하의 온도 범위에 근접되도록 분사되는 냉각재(예, 이산화탄소)의 온도는 -10℃ 이하가 되도록 냉각재상태조절부(1220)에서 냉각재에 인가되는 열 에너지를 조절할 수 있다. 또는 피부 표면의 온도가 -10℃ 이상 -10℃ 이하의 온도 범위에 근접되도록, 분사되는 냉각재(예, 이산화탄소)의 온도는 0℃ 이하가 되도록 냉각재상태조절부(1220)에서 냉각재에 인가되는 열 에너지를 조절할 수 있다. 바람직하게는, 피부 표면의 온도가 -10℃ 이상 0℃ 이하의 온도 범위에 근접되도록, 분사되는 냉각재(예, 이산화탄소)의 온도는 -60℃ 이상 -25℃ 이하가 되도록 냉각재상태조절부(1220)에서 냉각재에 인가되는 열 에너지를 조절할 수 있다.

[0258] 또는, 피부 표면의 온도가 0℃ 이상 10℃ 이하의 온도 범위에 근접되도록 분사되는 냉각재(예, 이산화탄소)의 온도는 0℃ 이하가 되도록 냉각재상태조절부(1220)에서 냉각재에 인가되는 열 에너지를 조절할 수 있다. 또는 피부 표면의 온도가 0℃ 이상 10℃ 이하의 온도 범위에 근접되도록, 분사되는 냉각재(예, 이산화탄소)의 온도는 10℃ 이하가 되도록 냉각재상태조절부(1220)에서 냉각재에 인가되는 열 에너지를 조절할 수 있다. 바람직하게는, 피부 표면의 온도가 0℃ 이상 10℃ 이하의 온도 범위에 근접되도록, 분사되는 냉각재(예, 이산화탄소)의 온도는 -55℃ 이상 -25℃ 이하가 되도록 냉각재상태조절부(1220)에서 냉각재에 인가되는 열 에너지를 조절할 수 있다.

[0259] 상술한 분사되는 냉각재의 온도는, 피부 표면의 온도를 특정한 온도로 조절하기 위하여 약 25㎜의 분사 거리(분사부에서 피부 표면까지의 거리)로 냉각재가 분사되는 경우, 분사부로부터 약 3㎜ 거리에 thermocouple을 설치한 후 측정된 냉각재의 온도일 수 있다.

[0260] 다만, 이는 예시에 불과하며 피부 표면의 온도를 특정 온도 범위에 근접하도록 분사되는 냉각재의 온도가 조절될 수 있으며, 분사되는 냉각재의 온도는 측정 프로토콜(예, 분사거리 및 분사되는 냉각재 온도 측정 위치 등)에 따라 상이할 수 있다.

[0261] 일 실시예에 따르면, 상기 냉각재의 분사량은 제어모듈(1400)에 의하여 제어되는 유량조절부(1210)에 의해 조절될 수 있다.

[0262] 예를 들어, 제어 모듈(1400)은 피부 표면의 온도가 피부 표면의 기설정된 설정 온도에 근접하도록 조절하기 위해 유량조절부(1210)의 개폐 시간이나 개폐 주기를 조절하여 분사될 냉각재의 유량을 제어하도록 구현될 수 있다. 분사될 냉각재의 유량을 제어함으로써, 피부 표면에 인가되는 냉각 에너지의 정도를 조절할 수 있다. 또한 이를 통하여 궁극적으로 피부 표면의 온도가 기설정된 온도에 근접하도록 조절될 수 있다.

[0263] 다른 실시예에 따르면, 상기 냉각재의 분사량은 냉각재상태조절부(1220)에서 제어될 수 있다.

[0264] 예를 들어, 상기 냉각재상태조절부(1220)에서 냉각재로 인가되는 열 에너지 정도를 증가시키는 경우, 즉 냉각재의 온도를 증가시키는 경우, 냉각재상태조절부(1220)를 유동하는 냉각재의 자유도가 증가하게 되고 이에 따라 정압(static pressure)가 증가하게 되어 냉각재의 유량의 감소되도록 구현될 수 있다. 반대로, 상기 냉각재상태조절부(1220)에서 냉각재로 인가되는 열 에너지 정도를 감소시키는 경우, 냉각재상태조절부(1220)를 유동하는 냉각재의 자유도가 감소하게 되고 이에 따라 정압(static pressure)이 감소하게 되어 냉각재의 유량의 증가되도록 구현될 수 있다. 분사될 냉각재의 유량을 제어함으로써, 피부 표면에 인가되는 냉각 에너지의 정도를 조절할 수 있다. 또한 이를 통하여 궁극적으로 피부 표면의 온도가 기설정된 설정 온도에 근접하도록 조절될 수 있다.

[0265] 냉각재상태조절부(1220)에서 냉각재에 인가되는 열 에너지의 제어는 펠티에(Peltier) 소자와 같은 열전소자를 통해 구현될 수 있으며, 제어모듈(1400)은 열전소자의 전력 공급 여부 및/또는 열전소자에 인가되는 전류의 양을 조절함으로써, 냉각재상태조절부(1220)에서 냉각재에 인가되는 열 에너지량을 조절할 수 있다. 다만 이는 하나의 예시이며 상술한 제어모듈(1400)과 냉각재상태조절부(1220)의 다양한 동작을 통하여 냉각재상태조절부(1220)에서 냉각재에 인가되는 열 에너지의 정도를 조절하여 냉각재의 온도 또는 냉각재의 유량을 조절할 수 있을 것이다.

[0266] 일 실시예에 따른 상기 S1200 단계에서는, 기설정된 설정 온도 및 측정된 온도를 고려하여, 냉각재의 특성을 제어할 수 있다. 냉각재의 특성은 냉각재의 온도, 유량, 압력, 속도 또는 이들의 임의의 적절한 조합을 포함할 수 있다.

[0267] 일 예로, 냉각재의 특성은 기설정된 피부 표면의 온도와 실제 측정된 피부 표면 온도의 차이값에 기초하여 조절될 수 있다. 구체적으로, 측정된 피부 표면의 온도가 기설정된 피부 표면의 온도보다 큰지 작은지에 기초하여, 냉각재의 특성이 조절될 수 있다. 기설정된 피부 표면의 온도가 실제 측정된 피부 표면의 온도보다 낮다면, 제어모듈(1400)은 실제 피부 표면의 온도를 감소시키도록 유량조절부(1210) 및/또는 냉각재상태조절부(1220)를 제어할 수 있다. 예를 들어, 제어모듈(1400)은 유량조절부(1210)의 개폐시간을 증가시켜, 냉각재의 유량을 증가시킴으로써 피부 표면에 인가되는 에너지의 양을 증가시킬 수 있다. 다른 예를 들어, 제어 모듈(1400)은 냉각재상태조절부(1220)에 인가되는 전류를 감소시켜, 냉각재의 온도가 낮아지도록 제어할 수 있다. 반면, 기설정된 피부 표면의 온도가 실제 측정된 피부 표면의 온도보다 높다면, 제어모듈(1400)은 실제 피부 표면의 온도를 증가시키도록 유량조절부(1210) 및/또는 냉각재상태조절부(1220)를 제어할 수 있다. 예를 들어, 제어모듈(1400)은 유량조절부(1210)의 개폐시간을 감소시켜, 냉각재의 유량을 감소시킴으로써 피부 표면에 인가되는 냉각 에너지의 양을 감소시킬 수 있다. 다른 예를 들어, 제어 모듈(1400)은 냉각재상태조절부(1220)에 인가되는 전류를 증가시켜, 냉각재의 온도가 증가하도록 제어할 수 있다.

[0268] 일 예로, 냉각재의 특성은 기설정된 '냉각재'의 온도와 실제 측정된 '냉각재'의 온도 간의 차이 값에 기초하여 조절될 수 있다. 구체적으로, 측정된 냉각재의 온도가 기설정된 냉각재의 온도보다 큰지 작은지에 기초하여, 냉각재의 특성이 조절될 수 있다. 기설정된 냉각재의 온도가 실제 측정된 냉각재의 온도보다 낮다면, 제어모듈(1400)은 실제 냉각재의 온도를 감소시키도록 냉각재상태조절부(1220)를 제어할 수 있다. 예를 들어, 제어 모듈(1400)은 냉각재상태조절부(1220)에 인가되는 전류를 감소시켜, 냉각재의 온도를 감소시키도록 제어할 수 있다. 반면, 기설정된 냉각재의 온도가 실제 측정된 냉각재의 온도보다 높다면, 제어모듈(1400)은 실제 분사될 냉각재의 온도를 증가시키도록 냉각재상태조절부(1220)를 제어할 수 있다. 예를 들어, 제어 모듈(1400)은 냉각재상태조절부(1220)에 인가되는 전류를 증가시켜, 냉각재의 온도가 높아지도록 제어할 수 있다.

[0269] 일 실시예에 따른 상기 S1200 단계에서는, 기설정된 온도와 측정된 실제 온도의 '차이의 정도'에 따라 냉각재의 온도 및/또는 냉각재의 유량 등의 냉각재의 특성이 조절될 수 있다.

[0270] 일 예로, 기설정된 피부 표면의 온도와 측정된 실제 피부 표면의 온도의 차이가 제1 온도 차이인 경우와 제1 온도 차이보다 '더 큰' 제2 온도 차이인 경우 간에 냉각재의 온도 및/또는 냉각재의 유량의 조절이 세부적으로 차

이가 존재할 수 있다.

[0271] 예를 들어, 기설정된 피부 표면의 온도와 측정된 실제 피부 표면의 온도의 차이가 제1 온도 차이의 경우에는 제2 온도 차이의 경우보다 상대적으로 기설정된 피부 표면의 온도에 근접하고 있다는 의미일 수 있다. 따라서 제1 온도 차이의 경우에 기존에 분사된 냉각재의 온도와 제어되어 분사될 냉각재의 온도의 '변화량'이 제2 온도 차이의 경우보다 상대적으로 작을 수 있다. 유사하게, 제1 온도 차이의 경우에 기존에 분사되었던 냉각재의 유량과 제어되어 분사될 냉각재의 유량 간의 '변화량'이 제2 온도 차이의 경우보다 상대적으로 작을 수 있다.

[0272] 반면, 기설정된 피부 표면의 온도와 측정된 실제 피부 표면의 온도의 차이가 제2 온도 차이인 경우에는 제1 온도 차이의 경우보다 기설정된 피부 표면의 온도에 대하여 큰 차이를 나타내고 있다는 의미일 수 있다. 따라서, 냉각재의 온도 및/또는 냉각재의 유량이 제1 온도 차이의 경우보다 상대적으로 더 수정되어야 할 수 있다. 다시 말해, 제2 온도 차이의 경우에 기존에 분사된 냉각재의 온도와 제어되어 분사될 냉각재의 온도 간의 '변화량'이 제1 온도 차이의 경우보다 상대적으로 클 수 있다. 이를 위하여, 제2 온도 차이의 경우에 기존에 냉각재상태조절부(1220)에 인가되는 전류와 제어되어 인가될 전류 간의 '변화량'이 제1 온도 차이의 경우보다 상대적으로 클 수 있다. 유사하게, 제2 온도 차이의 경우에 기존에 분사된 냉각재의 유량과 제어되어 분사될 냉각재의 유량 간의 '변화량'이 제1 온도 차이의 경우보다 상대적으로 클 수 있다. 이를 위하여 제2 온도 차이의 경우에 기존에 유량조절부(1210)의 개방시간과 제어되어 개방될 유량조절부(1210)의 개방시간 간의 '변화량'이 제1 온도 차이의 경우보다 상대적으로 클 수 있다. 상술한 예에서는 피부 표면의 기설정된 온도와 실제 측정된 피부 표면의 온도를 기초로 설명하였으나, 냉각재의 기설정된 온도와 실제 측정된 냉각재의 온도에 대하여 유사하게 적용될 수 있을 것이다.

[0273] 일 실시예에 따른 상기 S1200 단계에서는, 바람직하게는 기설정된 온도와 실제 측정된 온도를 고려하여, PID(Proportional Integral Derivative) 제어 방법을 이용하여 냉각재의 온도 및/또는 냉각재의 유량 등의 냉각재의 특성이 조절될 수 있다.

[0274] 일 실시예에 따른 상기 S1200 단계에서는, 외기 온도를 고려하여 냉각재의 온도 및/또는 냉각재의 유량 등의 냉각재의 특성이 조절될 수 있다. 일 예로, 기설정된 피부 표면의 온도가 일정할 때, 외기 온도에 따라, 냉각재상태조절부에서 냉각재로 인가되는 열 에너지가 상이하도록 제어할 수 있다. 구체적인 예를 들어, 기설정된 피부 표면의 온도가 일정할 때, 외기 온도가 10℃ 이상 25℃ 이하의 온도 범위인 경우에 일반적으로 외기 온도가 높을수록, 기설정된 피부 표면의 온도를 달성하기 위해 분사되는 냉각재의 온도가 낮아질 수 있다. 따라서, 외기 온도가 높아질수록, 냉각재상태조절부에서 냉각재로 인가되는 열 에너지는 적어지도록 조절될 수 있다.

[0275] 일 실시예에 따른 상기 S1200 단계에서는, 측정된 온도 및 기설정된 설정 온도뿐만 아니라 냉각재의 '종류'를 더 고려하여 제어모듈(1400)에 의해 냉각재의 온도 및/또는 유량 등이 조절될 수 있다. 구체적으로 냉각재의 대기압 하에서의 냉각재의 본질적인 물리적 특성에 따라 냉각재의 온도 및/또는 유량 등이 제어 방법이 상이해질 수 있다.

[0276] 일 예로, 냉각재로 이산화탄소(CO2)를 사용하는 경우, 이산화탄소의 냉각재는 분사부(1230)에서 분사된 이후 대기압 하에서, HFC 계열의 냉각재보다 상대적으로 낮은 온도로 피부 표면에 인가될 수 있다. 예를 들어, 냉각재상태조절부(1220)가 열전소자(예, 펠티에 소자 등)인 경우, 열전소자의 전력을 OFF하여 이산화탄소의 냉각재를 분사하는 경우 약 -40℃ 내지 -70℃의 온도로 분사되어 피부 표면에 인가될 수 있다. 구체적으로 외기 온도에 따라 분사되는 냉각재의 온도가 영향을 받을 수 있는데, 외기의 온도가 15℃에서 25℃ 이하의 온도의 경우에 열전소자의 전력이 OFF된 상태에서 분사되는 이산화탄소 냉각재의 온도는 약 -70℃ 이상 -50℃ 이하의 온도일 수 있다. 또한 외기의 온도가 25℃에서 35℃ 이하의 온도의 경우에 열전소자의 전력이 OFF된 상태에서 분사되는 이산화탄소 냉각재의 온도는 약 -40℃ 이상 -60℃ 이하의 온도일 수 있다. 이때, 측정된 냉각재의 분사 온도는 분사부로부터 약 3㎜ 거리에 thermocouple 설치 후 측정한 온도일 수 있다. 따라서, 냉각재로 이산화탄소를 사용하는 경우에는, 냉각재상태조절부(1220)에서 냉각재를 '가열'하는 정도만을 조절하여, 냉각재의 온도를 제어할 수 있다. 다시 말해, 이산화탄소의 냉각재는 냉각재상태조절부(1220)에서 냉각재로 인가되는 열 에너지가 없는 경우(즉, 가열을 하지 않은 경우)에도 온도가 상당히 낮기 때문에, 바람직하게는 '가열'을 통하여 냉각재상태조절부(1220)에서 냉각재에 인가되는 열 에너지의 양을 조절하여 분사되는 냉각재의 온도를 조절할 수 있다.

[0277] 일 예로, 냉각재로 HFC 계열의 물질을 사용하는 경우, 냉각재상태조절부(1220)를 OFF하였을 때, 이산화탄소의 냉각재보다 상대적으로 높은 온도(예, -20℃)로 분사될 수 있다. 이는 피부 표면의 온도를 광범위한 온도로 제어하기에는 상대적으로 높은 온도일 수 있다. 특히, HFC 계열의 냉각재를 사용하여 추가적인 냉각 없이는 피부 표면의 온도를 약 - 10℃ 이하의 온도로 조절하기 어려울 수 있다. 따라서, 냉각재로 HFC 계열의 물질을 사용하

는 경우에는, 냉각재를 가열하는 것뿐만 아니라 냉각재를 '냉각'하도록 냉각재상태조절부(1220)가 구동될 수 있다. 특히, 냉각재상태조절부(1220)가 열전소자(예, 펠티에 소자)인 경우 열전소자에 전류가 제1 방향으로 인가되면 열전소자의 제1 면에서는 흡열 및 제2 면에서는 발열이 일어나게 될 수 있다. 또한 열전소자에 전류가 제2 방향으로 인가되면 열전소자의 제1 면에서는 발열 및 제2 면에서는 흡열이 일어나게 될 수 있다. 이때, 냉각재가 이동하는 유로는 제1 면 또는 제2 면 중 적어도 하나와 접촉하도록 구성되되, 제어모듈(1400)이 열전소자에 인가되는 방향을 제어하여 상황에 따라 냉각재를 가열하거나, 냉각하도록 구성될 수 있다.

[0278] 상술한 바에 따르면, 상기 S1200 단계에서, 제어모듈(1400)이 측정된 온도 및 기설정된 설정 온도를 고려하여, 냉각재의 온도 또는 분사량을 결정하는 것을 중심으로 서술하였다.

[0279] 다만, 이는 예시에 불과하며 일 실시예에 따르면, 제어 모듈(1400)은 측정된 실제 온도(예, 피부 표면의 실제 온도, 분사되는 냉각재의 실제 온도)가 기설정된 설정 온도 '조건'에 해당하는지 여부를 판단하도록 구현될 수 있다. 이때, 상기 기설정된 설정 온도 '조건'은 상기 기설정된 설정 온도를 기준으로 허용될 수 있는 '오차 범위'가 설정된 온도 범위일 수 있다.

[0280] 측정된 실제 온도(예, 피부 표면의 실제 온도, 분사되는 냉각재의 실제 온도)가 기설정된 설정 온도 조건에 해당된다면, 제어모듈(1400)은 기존에 분사된 냉각재의 온도 또는 분사량으로 분사되도록 분사될 냉각재의 온도 또는 분사량을 결정할 수 있다.

[0281] 측정된 실제 온도(예, 피부 표면의 실제 온도, 분사되는 냉각재의 실제 온도)가 기설정된 설정 온도 조건에 해당되지 않는다면, 제어모듈(1400)은 냉각재상태조절부(1220)를 통하여 냉각재의 온도 또는 냉각재의 유량을 제어하도록 구현될 수 있다. 또는 제어모듈(1400)은 유량조절부(1210)를 통하여 냉각재의 유량을 제어하도록 구현될 수 있다.

[0282] 도 5를 다시 참고하면, 본 출원의 일 실시예에 따른 레이저 시술 방법은, 냉각재를 분사하는 단계(S1300)를 포함할 수 있다.

[0283] 이때 냉각재를 분사하는 단계(S1300)에서는, 상기 S1200 단계에서 결정된 냉각재의 온도 또는 분사량에 따라 냉각재가 분사될 수 있다.

[0284] 도 5에서는 냉각재를 분사하면 레이저 시술 장치(100)의 구동이 종료되는 것으로 도시되었으나, 이는 예시에 불과하며, 냉각재를 분사하면, 피부 표면의 온도 및/또는 냉각재의 온도를 측정하는 단계(S1100)가 다시 수행되어 일련의 단계들을 다시 반복하여 수행하도록 구현될 수 있다.

[0285] 본 출원에 개시된 레이저 시술 장치(100)의 구동 방법에 따르면, 피부 표면의 온도 및/또는 냉각재의 온도를 측정하여, 측정된 피부 표면의 온도 정보 및/또는 냉각재의 온도 정보를 고려하여, 분사될 냉각재의 온도 또는 분사량을 결정함으로써, 피부 표면의 온도가 기설정된 설정 온도에 근접하도록 제어할 수 있다. 이러한 온도 피드백을 통하여 피부 손상의 가장 직접적인 변수인 피부 표면의 온도를 안정적으로 설정 온도 부근으로 유지할 수 있다. 특히, 설정 온도를 피부 손상 온도보다 낮게 설정함으로써, 피부의 손상을 최소화시킬 수 있다는 효과가 존재한다.

[0286] 이상으로, 본 출원의 일 실시예에 따른 레이저 시술 방법에 대하여 서술하였으며, 상술한 내용은 후술할 본 출원의 다른 실시예에 따른 레이저 시술 장치(100)의 레이저 시술 방법에 대하여도 동일하게 적용될 수 있다.

[0287] 본 출원의 일 실시예에 따른 레이저 시술 장치(100)에 의한 레이저 시술 방법은 온도를 측정하는 단계; 냉각재의 온도 또는 냉각재의 유량을 결정하는 단계; 냉각재를 분사하는 단계; 및 레이저를 조사하는 단계;를 포함할 수 있다.

[0288] 상기 레이저를 조사하는 단계는 시술하고자 하는 타겟 영역을 향하여 레이저를 조사하는 것을 포함할 수 있다. 레이저는 레이저 모듈(1100)의 레이저 발생부(1110)에서 생성되어 레이저 조사부(1120)에서 조사될 수 있다.

[0289] 구체적으로는 레이저 모듈(1100)은 제어 모듈(1400)과 전기적으로 연결되어, 제어 모듈(1400)의 레이저 조사 신호를 수신하여 레이저를 조사할 수 있다.

[0290] 이때, 제어 모듈(1400)은 사용자에 의한 레이저 조사 입력을 수신하여 레이저 모듈(1100)에 레이저 조사 신호를 송신함으로써, 레이저 모듈(1100)의 레이저 조사 동작이 수행될 수 있다. 또는 제어 모듈(1400)에 레이저 조사에 대한 조건이 미리 설정되어 있을 수 있다. 이 경우에는 미리 설정된 조건이 충족되는 경우 레이저가 조사되도록 레이저 모듈(1100)이 제어 모듈(1400)에 의해 제어될 수 있다. 예를 들어, 냉각시스템에 의해 피부 표면의

온도가 특정 온도가 되면 레이저를 조사하도록 레이저 모듈(1100)이 제어 모듈(1400)에 의해 제어될 수 있다. 이때 상기 특정 온도는 피부 손상 온도, 피부 표면에 서리 생성 온도, 레이저 경로 상의 방해물질을 최소화하는 온도 등을 고려하려 설정될 수 있다. 이에 대하여는 도 17 내지 도 22와 관련하여 자세히 후술한다.

[0291] 본 출원의 일 실시예에 따른 레이저 시술 장치(100)의 구동에 의한 레이저 시술 방법은 냉각재 분사 구간과 레이저 조사 구간을 포함하도록 구성될 수 있다.

[0292] 이때 도 4를 참고하면, 상기 냉각재 분사 구간은 프리 쿨링 구간(P1)과 인터 쿨링 구간(P2), 포스트 쿨링 구간(P3)으로 구성될 수 있다. 상기 냉각재 분사 구간은 냉각재의 분사에 의해 피부 표면에 냉각 에너지가 인가되는 구간을 의미할 수 있다. 다만, 냉각재의 분사의 시점과 피부 표면에 냉각 에너지가 인가되는 시점은 시간차가 존재할 수 있는데, 바람직하게는, 상기 시간차는 매우 작은 값일 수 있으며, 이 경우 상기 냉각재 분사 구간과 피부 표면에 냉각 에너지가 인가되는 구간은 실질적으로 동일한 의미로 사용될 수 있다.

[0293] 상기 프리 쿨링 구간(P1)은 레이저 조사 구간의 시작점 이전에 냉각재에 의해 피부 표면에 냉각 에너지가 인가되는 구간을 의미할 수 있다. 다만, 레이저 조사 구간의 시작점 '이전'이라 기재하였으나, 레이저 조사 시작점에 냉각재에 의해 피부 표면에 냉각 에너지가 인가된다면 레이저 조사 시작점 또한 프리 쿨링 구간(P1)에 포함될 수 있다. 상기 프리 쿨링 구간(P1)은, 레이저 조사 구간에서의 레이저 조사에 의한 열 에너지 축적에 의해 피부 표면의 온도가 상승되어 피부 손상 온도에 도달하는 것을 방지하도록 '사전'에 피부 표면의 온도를 낮추기 위함일 수 있다. 또는 상기 프리 쿨링 구간(P1)은, 레이저 조사 이전에 피부(10)를 마취하기 위한 목적으로 수행될 수 있다.

[0294] 상기 인터 쿨링 구간(P2)은 레이저 조사 구간에서 냉각재에 의해 피부 표면에 냉각 에너지가 인가되는 구간을 의미할 수 있다. 상기 인터 쿨링 구간(P2)은 인터 냉각 구간, 실시간 쿨링 구간, 레이저 조사 중 냉각 구간 등과 같은 용어로도 사용될 수 있다. 상기 인터 쿨링 구간(P2)의 적어도 일부와 상기 레이저 조사 구간의 적어도 일부는 시간 축 상에서 중첩될 수 있다. 즉 상기 인터 쿨링 구간(P2)에서의 냉각과 상기 레이저 조사 구간에서의 레이저 조사는 적어도 일부 동시에 진행될 수 있다.

[0295] 상기 인터 쿨링 구간(P2)은 레이저 조사 구간과 시간 축 상에서 적어도 일부 중첩되는 구간으로, 레이저 조사에 의해 피부 표면의 온도가 폭발적으로 상승할 수 있는 구간일 수 있다. 이때, 피부 표면의 온도가 피부 손상 온도 이하로 제어되도록 피부 표면을 냉각하는 것이 인터 쿨링의 주된 목적일 수 있다.

[0296] 상기 포스트 쿨링 구간(P3)은 레이저 조사 구간의 종료 시점 이후에 냉각재에 의해 피부 표면에 냉각 에너지가 인가되는 구간을 의미할 수 있다. 다만, 레이저 조사 구간의 종료 시점 '이후'이라 기재하였으나, 레이저 조사 종료 시점에 냉각재에 의해 피부 표면에 냉각 에너지가 인가된다면 레이저 조사 종료 시점 또한 포스트 쿨링 구간(P3)에 포함될 수 있다.

[0297] 상기 포스트 쿨링 구간(P3)은 레이저 조사가 종료된 시점 이후의 구간으로서, 레이저 시술 후 피부 표면 온도 및/또는 타겟의 온도를 정상 범위의 온도로 낮추거나 통증을 완화시키기 위한 목적으로 수행될 수 있다.

[0298] 이하에서는 상기 프리 쿨링 구간(P1), 상기 인터 쿨링 구간(P2), 상기 포스트 쿨링 구간(P3)에서의 레이저 시술 구동 방법의 실시예들에 대하여 자세히 서술한다.

[0300] 본 출원의 일 실시예에 따른 레이저 시술 장치(100)의 레이저 시술 방법은 프리 쿨링, 인터 쿨링, 포스트 쿨링을 통하여 구현될 수 있다. 다시 말해, 본 출원의 일 실시예에 따른 레이저 시술 장치(100)의 레이저 시술 방법은 프리 쿨링 구간(P1), 인터 쿨링 구간(P2), 포스트 쿨링 구간(P3)을 포함할 수 있다.

[0301] 도 4 및 도 6을 참고한다. 도 6은 본 출원에 개시된 레이저 시술 방법의 일 실시예에 따른 프리 쿨링 및 레이저 조사 방법을 도시한 순서도(S2000)이다.

[0302] 상기 프리 쿨링은 피부 표면의 온도 및/또는 냉각재의 온도를 측정하는 단계(S2100); 냉각재의 온도 또는 냉각재의 유량을 결정하는 단계(S2200); 및 냉각재를 분사하는 단계(S2300); 및 레이저 조사 이벤트 발생하였는지 판단하는 단계(S2400)를 포함할 수 있다.

[0303] 상기 피부 표면의 온도 및/또는 냉각재의 온도를 측정하는 단계(S2100)는 상술한 S1100 단계의 내용이 동일하게 적용될 수 있다. 프리 쿨링 구간(P1)으로서의 특징을 중심으로 서술하면, 상기 S2100 단계는 레이저 조사 구간의 시작점 이전에 분사되는 냉각재의 온도를 측정하고, 레이저 조사 구간의 시작점 이전의 피부 표면의 온도를

측정할 수 있다.

[0304] 도 6에 따르면, 상기 S2100 단계에서는 냉각재의 온도와 피부 표면의 온도를 모두 측정하는 것으로 도시하였으나, 냉각재의 온도를 제외하고 피부 표면의 온도만을 측정하여, 후술할 S2200 단계에서 냉각재의 온도 또는 분사량을 결정하는데 고려할 수 있다. 다시 말해, 도 6의 S2100 단계에서 냉각재 온도를 측정하는 것은 생략될 수 있다.

[0305] 상기 냉각재의 온도 또는 분사량을 결정하는 단계(S2200)는 상술한 S1200 단계의 내용이 동일하게 적용될 수 있다. 따라서 이하에서는 프리 쿨링 구간(P1)으로서의 특징을 중심으로 서술한다.

[0306] 도 6을 다시 참고하면, 본 출원의 일 실시예에 따른 레이저 시술 방법은, 상기 S2100 단계에서 측정된 온도와 기설정된 제1 설정온도를 고려하여, 냉각재의 온도 또는 분사량을 결정하는 단계(S2200)를 포함할 수 있다.

[0307] 상기 제1 설정 온도(Ts1)는 프리 쿨링 구간에서 피부 표면의 온도를 제어하고자 하는 목표 온도일 수 있다. 또는 상기 제1 설정 온도(Ts1)는 프리 쿨링 구간에서 분사되는 냉각재의 온도를 제어하고자 하는 목표 온도일 수 있다. 또는 상기 제1 설정 온도(Ts1)는 프리 쿨링 구간에서 레이저에 의해 시술될 타겟의 온도를 제어하고자 하는 목표 온도일 수 있다.

[0308] 일 실시예로 상기 제1 설정 온도(Ts1)는 레이저 조사 구간의 피부 표면의 온도 상승 정도, 피부 손상 온도, 레이저 조사 구간의 레이저 방해 물질 생성 여부 등을 고려하여 설정될 수 있다. 또한, 상기 제1 설정 온도(Ts1)는 사용자에 의해 직접 설정되거나 제어모듈(1400)에 저장된 시술 정보 및 온도 정보를 이용하여 제어 모듈(1400)에 의해 설정된 값을 사용자가 선택하여 설정될 수 있다.

[0309] 일 예로, 레이저 조사 구간에서는 타겟에 레이저의 광 에너지가 열 에너지로 변환 및 축적되면서 타겟과 피부 표면을 포함한 피부의 온도가 상승할 수 있다. 이때, 레이저 조사 구간에서 피부 표면의 온도가 피부 손상 온도보다 높게 상승된다면, 피부 표면에 손상이 발생할 수 있다. 따라서, 프리 쿨링 구간(P1)에서는, 레이저 조사 구간에서 피부 표면의 온도가 상승되더라도 피부 손상 온도 이하까지만 피부 표면의 온도가 상승하도록 제어하기 위해, 레이저 조사 이전에 피부 표면의 온도를 낮추는 동작이 수행될 수 있다. 이를 위하여 프리 쿨링 구간(P1)에서는 레이저 조사에 의한 온도 상승 정도, 피부 손상 온도를 고려하여 피부 표면의 온도가 제1 설정 온도(Ts1)로 설정될 수 있다. 이때, 피부 손상 온도는 시술 형태 및 피부 유형에 따라 상이할 수 있으나, 일반적으로 40℃ 내지 60℃ 범위 내의 온도에 피부 온도가 도달하는 경우, 열에 의한 손상이 일어날 수 있다. 바람직한 실시예에 따르면, 50℃ 내지 60℃ 범위 내의 온도에 피부 온도가 도달하는 경우, 열에 의한 손상이 일어날 수 있다. 다만 이에 제한되지 않으며, 당업자는 피부 손상이 될 수 있는 열 에너지 축적 정도를 고려하여 상기 제1 설정 온도(Ts1)가 설정될 수 있다. 예를 들어, 피부 온도가 40℃ 이하의 온도로 지속적인 유지되는 경우에도 피부 손상이 발생할 수 있으며, 이 경우 피부에 열이 노출되는 시간 및/또는 열이 축적되는 정도를 고려하여 상기 제1 설정 온도(Ts1)이 설정될 수 있다.

[0310] 다른 예로, 상기 제1 설정 온도(Ts1)는 레이저 조사 구간에서의 피부 손상을 최소화하도록 시술할 타겟의 위치, 시술한 피부의 유형, 레이저의 종류, 레이저의 출력의 세기 등을 고려하여 설정될 수 있다. 예를 들어 시술할 타겟의 위치가 피부 표면에서 가까울수록 레이저 조사에 의한 피부 표면 온도 상승 정도가 높을 가능성이 높기 때문에, 이를 고려하여 프리 쿨링 구간(P1)의 상기 제1 설정 온도(Ts1)가 설정될 수 있다. 또한 사용될 레이저의 출력의 세기가 클수록 타겟에 축적되는 열 에너지량이 높을 수 있으므로, 사용될 레이저의 종류에 따른 출력의 세기 등을 고려하여 프리 쿨링 구간(P1)의 상기 제1 설정 온도(Ts1)가 설정될 수 있다.

[0311] 다른 예로, 상기 제1 설정 온도(Ts1)는 레이저 조사 구간의 레이저 방해 물질 생성 여부를 고려하여 설정될 수 있다. 예를 들어, 프리 쿨링 구간(P1) 이후의 레이저 조사 구간에서 서리, 아이스, 드라이아이스, 수증기 등과 같은 레이저 방해 물질이 레이저 조사 경로 또는 피부 표면에 잔존하는 경우 레이저의 산란이 일어날 가능성이 있다. 따라서 프리 쿨링 구간(P1)에서는 상기 레이저 방해 물질이 레이저 조사 구간에서 잔존하지 않도록 상기 제1 설정 온도(Ts1)가 설정될 수 있다.

[0312] 일 실시예로 상기 제1 설정 온도(Ts1)는 시술 부위, 시술 병변 등을 고려하여 설정될 수 있다. 예를 들어, 혈관 병변에 대한 레이저 시술 시 혈관 수축 온도 조건에 대응되는 온도로 피부를 프리 쿨링하면 혈관이 수축 되어, 시술할 매개체가 사라진다는 문제가 존재할 수 있다. 따라서 혈관 병변에 대한 레이저 시술의 프리 쿨링 시에는 혈관 병변의 수축 온도 조건을 고려하여 제1 설정 온도(Ts1)가 설정될 수 있다. 혈관 병변에 대한 본 레이저 시술 방법에 대하여는 도 23 내지 도 24와 관련하여 자세히 후술한다.

[0313] 일 실시예로 상기 제1 설정 온도(Ts1)는 프리 쿨링 구간(P1) 내에서도 상이하게 설정될 수 있다.

[0314] 일 예로, 상술한 바와 같이, 프리 쿨링 구간(P1)에서는 레이저 조사 구간의 레이저 조사에 의한 온도 상승에 의한 피부 손상 가능성을 최소화하기 위해 상기 제1 설정 온도(Ts1)를 상대적으로 낮게 설정하기 위한 필요성과 레이저 조사 구간에서 피부 표면에 레이저 방해 물질이 잔존하지 않도록 하기 위해 제1 설정 온도(Ts1)를 상대적으로 높게 설정하기 위한 필요성이 존재할 수 있다.

[0315] 이때, 바람직하게는 프리 쿨링 구간(P1)의 후반 구간이자 레이저 조사 구간의 시작점과 인접한 구간에서는 피부 표면에 레이저 방해 물질을 잔존하지 않도록 제1 설정 온도(Ts1)가 설정되도록 구성될 수 있다. 피부 표면 상의 레이저 방해 물질은 레이저 조사 구간이 시작된 시점부터만 잔존하지 않으면 레이저 산란을 방지하기에 충분하기 때문에, 레이저 조사 시작 직전 구간에서만 제1 설정 온도(Ts1)를 레이저 방해 물질을 잔존하지 않는 온도로 설정하여 레이저 산란을 방지할 수 있다.

[0316] 또한, 프리 쿨링 구간(P1)의 후반 구간을 제외한 구간에서는 상기 제1 설정 온도(Ts1)가 상대적으로 낮게 설정되도록 하여, 레이저 조사 구간에서 레이저 조사에 의한 피부 손상의 가능성을 최소화할 수 있다.

[0317] 다시 말해, 프리 쿨링 구간(P1)의 후반 구간을 제외한 구간(예, 프리 쿨링 구간(P1)의 초중반 구간)에서는 상기 제1 설정 온도(Ts1)를 최대한 낮게 설정하여 레이저 조사 구간에서의 피부 손상 가능성을 최소화하며, 프리 쿨링 구간(P1)의 후반 구간에서는 상기 제1 설정 온도(Ts1)가 피부 표면 상에 레이저 방해 물질이 잔존하지 않는 온도로 설정하여 레이저 조사 구간에서의 레이저 산란 문제를 최소할 수 있다. 따라서 프리 쿨링 구간(P1) 내에서도 상기 제1 설정 온도(Ts1)는 상이하게 설정될 수 있다.

[0318] 일 실시예로, 상기 제1 설정 온도(Ts1)는 특정 범위의 온도일 수 있다. 구체적으로 상기 제1 설정 온도(Ts1)를 기준으로 허용될 수 있는 '오차 범위'가 포함된 온도 범위일 수 있다.

[0319] 이때, 상기 제1 설정 온도(Ts1)의 오차 범위는 프리 쿨링 구간(P1) 내에서도 상이하게 설정될 수 있다. 예를 들어, 프리 쿨링 구간(P1)에 포함된 레이저 조사 구간의 직전 구간에서는 피부 표면에 서리와 같은 레이저 방해 물질이 형성되지 않는 온도로 피부 표면의 온도가 제어될 수 있다. 이때 피부 표면에 레이저 방해 물질이 형성되지 않는 온도로 피부 표면의 온도를 제어하기 위하여는, 오차 범위가 좁게 설정되는 것이 바람직할 수 있다. 다시 말해, 프리 쿨링 구간(P1)에 포함된 레이저 조사 구간의 직전 구간에는 피부 표면에 서리가 형성되지 않도록 피부 표면의 온도를 세밀하게 조절하기 위해 오차 범위가 상대적으로 좁게 설정될 수 있다. 반면 레이저 조사 구간과 시간적으로 분리된 프리 쿨링 구간(P1)의 초기 구간에서는 피부 표면의 온도를 최대한 낮추어 레이저 조사 구간에서의 피부 손상의 가능성을 줄이도록 냉각이 진행될 수 있다. 이 경우 프리 쿨링 구간(P1)의 초기 구간에서는 피부 표면의 온도가 상대적으로 덜 세밀하게 제어되어도 무방하기 때문에 오차 범위가 상대적으로 넓게 설정될 수 있다.

[0320] 이상에서는 상기 제1 설정 온도(Ts1)가 피부 표면의 온도를 기준으로 설정될 수 있다고 설명되었으나, 이에 제한되지 않으며 피부 표면의 온도의 직접적인 변수인 냉각재의 온도를 기준으로 특정 온도가 설정될 수 있음은 통상의 기술자에게 자명한 사항임을 명백하게 밝힌다.

[0321] 상기 S2200 단계는 상기 S2100 단계에서 측정된 피부 표면의 온도 및/또는 냉각재의 온도를 고려하여, 냉각재의 온도 또는 분사량을 결정하는 것을 포함할 수 있다. 구체적으로 제어 모듈(1400)은 상기 S2100 단계에서 측정된 피부 표면의 온도 및/또는 냉각재의 온도를 고려하여, 냉각재상태조절부(1220)를 제어하여 냉각재의 온도 및/또는 냉각재의 분사량을 결정(S2200)할 수 있다. 또는 제어 모듈(1400)은 유량조절부(1210)의 개폐 주기, 개폐 시간 등을 제어하여 분사부(1230)로 공급되는 냉각재의 유량을 조절함으로써, 냉각재의 분사량을 결정(S2200)할 수 있다.

[0322] 상기 냉각재를 분사하는 단계(S2300)는 상기 S2200 단계에서 결정된 냉각재의 온도 또는 분사량에 따라 냉각재가 분사될 수 있다.

[0323] 상기 S2300 단계에서 냉각재가 분사되면, 레이저 조사 이벤트 발생 여부를 판단하는 단계(S2400)가 진행될 수 있다.

[0324] 상기 레이저 조사 이벤트는 사용자의 레이저 조사 신호의 입력에 따라 발생하도록 구현될 수 있다. 또는, 프리 쿨링이 시작되고 미리 정해진 시간이 경과함에 따라 레이저 조사 이벤트가 발생되도록 구현될 수 있다. 또는, 레이저 조사 이벤트는 피부 표면의 온도 및/또는 냉각재의 온도가 피부 표면에 서리가 잔존하지 않도록 설정된 제1 설정 온도(Ts1)와 실질적으로 동일한 경우에 발생되도록 구현될 수 있다.

[0325] 상기 레이저 조사 이벤트 발생 여부를 판단하는 단계(S2400)에서는 레이저 조사 이벤트 발생 여부에 따라 프리 쿨링 구간(P1)의 종료 여부가 결정될 수 있다. 구체적으로, 상기 S2400 단계에서는 냉각재가 분사(S2300)되면 제어 모듈(1400)에 의해, 레이저의 조사 이벤트가 발생하였는지, 레이저의 조사 이벤트가 발생되지 않았는지 여부를 판단하도록 구성될 수 있다. 레이저의 조사 이벤트가 발생되지 않았다면, 제어 모듈(1400)은 피부 표면의 온도 및 냉각재 온도를 측정하는 단계(S2100)가 진행하도록 레이저 시술 장치(100)를 제어하여 일련의 단계들이 다시 수행될 수 있다.

[0326] 반면, 레이저 조사 이벤트가 발생되었다면, 제어모듈(1400)은 프리 쿨링을 종료하고, 인터 쿨링이 진행(C1)되도록 레이저 시술 장치(100)를 제어할 수 있다.

[0327] 다만, 여기서는 레이저 조사 이벤트 발생 여부를 제어 모듈(1400)이 '판단'하는 것으로 서술하였으나, 이에 제한되지 않고, 레이저 조사 이벤트가 발생되면, 레이저 조사 시그널이 제어 모듈(1400)에 송신되어 제어 모듈(1400)이 레이저 조사 이벤트 발생 여부를 판단하지 않더라도, 인터 쿨링이 진행(C1)되도록 레이저 시술 장치(100)가 제어될 수 있을 것이다.

[0329] 상술한 바에 따르면, 상기 S2200 단계에서, 제어모듈(1400)이 측정된 온도 및 기설정된 제1 설정 온도(Ts1)를 "고려"하여, 냉각재의 온도 또는 분사량을 "결정"하는 것을 중심으로 서술하였다. 다만, 이는 예시에 불과하며 일 실시예에 따르면, 제어 모듈(1400)은 측정된 실제 온도(예, 피부 표면의 실제 온도, 분사되는 냉각재의 실제 온도)가 기설정된 제1 설정 온도 조건에 해당하는지 여부를 "판단"하도록 구현될 수 있다. 이때, 상기 기설정된 제1 설정 온도 조건은 상기 기설정된 제1 설정 온도를 기준으로 허용될 수 있는 '오차 범위'가 설정된 온도 범위일 수 있다. 또는 상기 제1 설정 온도 조건은 특정 온도 값을 기준으로 특정 시간 동안 유지되는지 등에 대한 조건 등을 포함하는 임의의 적절한 조건일 수 있다.

[0330] 측정된 실제 온도(예, 피부 표면의 실제 온도, 분사되는 냉각재의 실제 온도)가 기설정된 제1 설정 온도 조건에 해당된다면, 제어모듈(1400)은 기존에 분사된 냉각재의 온도 또는 분사량으로 분사되도록 분사될 냉각재의 온도 또는 분사량을 결정할 수 있다.

[0331] 측정된 실제 온도(예, 피부 표면의 실제 온도, 분사되는 냉각재의 실제 온도)가 기설정된 제1 설정 온도 조건에 해당되지 않는다면, 제어모듈(1400)은 냉각재상태조절부(1220)을 통하여 냉각재의 온도 또는 냉각재의 유량을 제어하도록 구현될 수 있다. 또는 제어모듈(1400)은 유량조절부(1210)를 통하여 냉각재의 유량을 제어하도록 구현될 수 있다.

[0333] 도 4 및 도 7을 참고한다. 도 7은 본 출원에 개시된 레이저 시술 방법의 일 실시예에 따른 인터 쿨링 및 레이저 조사 방법을 도시한 순서도(S3000)이다.

[0334] 상기 인터 쿨링은 레이저를 조사하는 단계(S3010); 피부 표면의 온도 및/또는 냉각재의 온도를 측정하는 단계(S3100); 냉각재의 온도 또는 냉각재의 유량을 결정하는 단계(S3200); 냉각재를 분사하는 단계(S3300); 및 레이저 조사 종료 이벤트 발생 여부를 판단하는 단계(S3400)를 포함할 수 있다.

[0335] 상기 레이저를 조사하는 단계(S3010)는 시술하고자 하는 타겟의 온도가 타겟 목표 온도 이상이 되도록 레이저 모듈(1100)에서 출력된 레이저에 의해 타겟에 열 에너지가 인가되도록 구현될 수 있다. 상기 타겟 목표 온도는 상기 타겟에 열 붕괴(Heat Ablation)를 야기할 수 있는 온도를 의미할 수 있다.

[0336] 상기 타겟 목표 온도는 시술 형태 및/또는 타겟 조직의 종류에 따라 상이할 수 있으나, 일반적으로 약 40℃ 내지 60℃ 내의 온도일 수 있다. 바람직하게는 상기 타겟 목표 온도는 약 50℃ 내지 60℃ 내의 온도일 수 있다.

[0337] 다만, 레이저에 의해 타겟에 축적된 열 에너지가 피부 표면에 전도 또는 전달 등이 될 수 있으며, 이로 인하여 피부 표면의 온도 상승이 일어날 수 있다. 이때, 피부 표면의 온도가 피부 손상 온도 이상이 된다면, 피부 손상의 부작용이 유발될 수 있기 때문에 후술할 피부 표면의 온도 및/또는 냉각재의 온도를 측정하는 단계(S3100); 냉각재의 온도 또는 냉각재의 유량을 제어하는 단계(S3200); 냉각재를 분사하는 단계(S3300); 등을 통하여 레이저 조사에 따른 피부 손상의 부작용을 최소화할 수 있다.

[0338] 상기 피부 표면의 온도 및/또는 냉각재의 온도를 측정하는 단계(S3100)는 상술한 S1100 단계의 내용이 동일하게 적용될 수 있다. 인터 쿨링 구간(P2)으로서의 특징을 중심으로 서술하면, 상기 S3100 단계는 레이저 조사 구간

에 분사되는 냉각재의 온도를 측정하고, 레이저 조사 구간의 피부 표면의 온도를 측정할 수 있다. 도 7에 따르면, 상기 S3100 단계에서는 냉각재의 온도와 피부 표면의 온도를 모두 측정하는 것으로 도시하였으나, 냉각재의 온도를 제외하고 피부 표면의 온도만을 측정하여, 후술할 S3200 단계에서 냉각재의 온도 또는 분사량을 결정하는데 고려할 수 있다. 다시 말해, 도 7의 S3100 단계에서 냉각재 온도를 측정하는 것은 생략될 수 있다.

[0339] 상기 냉각재의 온도 또는 분사량을 결정하는 단계(S3200)는 상술한 S1200 단계의 내용이 동일하게 적용될 수 있다. 따라서 이하에서는 인터 쿨링 구간(P2)으로서의 특징을 중심으로 서술한다.

[0340] 도 7을 다시 참고하면, 본 출원의 일 실시예에 따른 레이저 시술 방법은, 상기 S3100 단계에서 측정된 온도와 기설정된 제2 설정온도(Ts2)를 고려하여, 냉각재의 온도 또는 분사량을 결정하는 단계(S3200)를 포함할 수 있다.

[0341] 상기 제2 설정 온도(Ts2)는 인터 쿨링 구간(P2)에서 피부 표면의 온도를 제어하고자 하는 목표 온도일 수 있다. 또는 상기 제2 설정 온도(Ts2)는 인터 쿨링 구간(P2)에서 분사되는 냉각재의 온도를 제어하고자 하는 목표 온도일 수 있다. 또는 상기 제2 설정 온도(Ts2)는 인터 쿨링 구간(P2)에서 레이저에 의해 시술될 타겟의 목표 온도를 제어하고자 하는 목표 온도일 수 있다.

[0342] 일 실시예로 상기 제2 설정 온도(Ts2)는 레이저 조사 구간의 피부 표면의 온도 상승 정도, 레이저 조사 구간의 타겟의 온도 및 타겟 목표 온도, 피부 손상 온도, 레이저 조사 구간의 레이저 방해 물질 생성 여부 등을 고려하여 설정될 수 있다. 또한, 상기 제2 설정 온도(Ts2)는 사용자에 의해 직접 설정되거나 제어모듈(1400)에 저장된 시술 정보 및 온도 정보를 이용하여 제어 모듈(1400)에 의해 설정된 값을 사용자가 선택하여 설정될 수 있다.

[0343] 일 예로, 상기 제2 설정 온도(Ts2)는 레이저 조사 구간의 피부 표면의 온도 상승 정도를 고려하여 설정될 수 있다. 피부 표면의 온도의 상승 정도는 출력 및 파장과 관련된 레이저의 종류, 시술 부위 및 시술 부위의 위치 등에 따라 상이할 수 있다. 구체적으로 레이저의 출력이 강할수록 피부 표면의 온도 상승 정도가 높을 수 있으며, 레이저 파장에 따라 레이저가 흡수되는 타겟의 종류와 위치가 상이하게 될 수 있기 때문에, 레이저 출력 및 파장과 관련된 레이저 종류에 따라 피부 표면의 온도 상승 정도가 상이할 수 있다. 또한 시술 부위가 피부 표면에서 가까이 위치할수록 피부 표면의 온도 상승 정도가 높을 수 있다. 따라서, 상기 제2 설정 온도(Ts2)는 상술한 변수들을 고려하여 설정될 수 있다.

[0344] 일 예로, 상기 제2 설정 온도(Ts2)는 레이저 조사 구간의 '타겟의 온도' 및 '타겟 목표 온도'를 고려하여 설정될 수 있다. 구체적으로 레이저 조사 구간의 적어도 일부 구간에서는 시술 부위(타겟)의 열 붕괴(Heat Ablation)을 위하여 시술 부위의 온도를 타겟 목표 온도 이상이 되도록 레이저에 의한 열 에너지가 시술 부위에 인가되어야 한다. 따라서, 피부 표면의 온도에 대한 상기 제2 설정 온도(Ts2)는 상기 타겟의 온도가 충분히 타겟 목표 온도에 도달할 수 있도록 설정될 수 있다

[0345] 일 예로, 상기 제2 설정 온도(Ts2)는 피부 손상 온도를 고려하여 설정될 수 있다. 구체적으로 레이저 조사 구간에서 레이저에 의해 타겟에 인가된 열 에너지의 전도 및/또는 전달에 의하여 피부 표면의 온도 또한 상승될 수 있다. 이때, 피부 표면의 온도가 피부 손상 온도보다 높아진다면 피부 손상이라는 부작용이 유발될 수 있다. 따라서, 피부 손상의 부작용을 최소화하기 위하여 상기 제2 설정 온도(Ts2)는 피부 표면의 온도가 피부 손상 온도에 도달하지 못하도록 고려된 온도로 설정될 수 있다.

[0346] 일 예로, 상기 제2 설정 온도(Ts2)는 레이저 출력 시, '레이저 경로 상'의 레이저 방해 물질(예, 고체 상(phase)의 물질)의 생성 여부를 고려하여 설정될 수 있다. 구체적으로, 냉각 모듈(1200)에서 냉각재가 분사될 때, 줄-톰슨 효과에 의해 냉각재가 단열 팽창하여 냉각재의 온도가 상당히 낮아질 수 있다. 이때, 냉각재 자체에서도 고체 상 물질이 발생할 수도 있으며, 주변 대기 상 수분이 아이스(ice)와 같은 고체 상으로 순간적으로 상태 변화가 진행될 수 있다. 이러한 고체 상(phase)의 물질이 레이저 경로 상에 존재한다면 레이저를 산란시켜 레이저 시술의 효율을 감소시킬 수 있다. 따라서, 상기 제2 설정 온도(Ts2)는, 레이저 경로 상 고체 상의 비율이 최소화되도록 고려된 냉각재의 온도에 대응되는 온도로 설정될 수 있다.

[0347] 일 예로, 상기 제2 설정 온도(Ts2)는 '피부 표면 상'의 레이저 방해 물질 생성 여부를 고려하여 설정될 수 있다. 구체적으로, 피부 표면의 온도가 0℃ 이하로 제어되는 경우, 피부 표면에는 서리와 같은 레이저 방해 물질이 생성될 수 있으며, 레이저 방해 물질은 레이저를 산란시켜 효율적인 레이저 시술을 방해할 수 있다. 따라서 상기 제2 설정 온도(Ts2)는 피부 표면의 온도가 레이저 방해 물질이 생성되지 않는 온도를 고려하여 설정될 수 있다. 바람직하게는 상기 제2 설정 온도(Ts2)는 서리와 같은 레이저 방해 물질이 생성되지 않는 0℃보다 높은 온도로 설정될 수 있다.

[0348] 일 실시예로, 상기 제2 설정 온도(Ts2)는 인터 쿨링 구간(P2) 내에서도 상이하게 설정될 수 있다. 예를 들어 인터 쿨링 구간(P2)의 초기 구간에서는 레이저에 의해 인가된 총 열 에너지량이 상대적으로 적을 수 있기 때문에 상기 인터 쿨링 구간(P2)의 초기 구간에서는 상대적으로 피부 손상 온도보다는 레이저 경로 상 및/또는 피부 표면 상의 레이저 방해 물질의 생성 여부가 상기 제2 설정 온도(Ts2)를 설정하는 데 중요한 고려요소가 될 수 있다. 반면 인터 쿨링 구간(P2)의 후반 구간에서는 레이저에 의해 인가된 총 열 에너지량이 상대적으로 클 수 있기 때문에 피부 손상의 유발 가능성이 상대적으로 높을 수 있다. 따라서, 상기 인터 쿨링 구간(P2)의 후반 구간에서는 상대적으로 피부 손상 온도 등을 주요하게 고려하여 상기 제2 설정 온도(Ts2)가 설정될 수 있다. 따라서, 인터 쿨링 구간(P2) 내에서도 상황에 따라서 적절하게 상기 제2 설정 온도(Ts2)가 상이하게 설정될 수 있다.

[0349] 일 실시예로 상기 제2 설정 온도(Ts2)는 특정 범위의 온도일 수 있다. 구체적으로 상기 제2 설정 온도(Ts2)를 기준으로 허용될 수 있는 '오차 범위'가 포함된 온도 범위일 수 있다. 상기 제2 설정 온도(Ts2)의 오차 범위는 레이저 조사 구간 내에서도 상이하게 설정될 수 있다. 예를 들어, 레이저 조사 구간의 초기 부분보다는 레이저 조사 구간의 후반 부분이 레이저 시술에 의한 열 축적량이 상대적으로 높아 피부 손상 가능성이 상대적으로 높기 때문에, 레이저 조사 구간의 후반 부분의 오차 범위가 레이저 조사 구간의 후반 부분의 오차 범위보다 상대적으로 좁게 설정하여 세밀하게 피부 표면의 온도가 제어되도록 구현될 수 있다.

[0350] 이상에서는 상기 제2 설정 온도(Ts2)가 피부 표면의 온도를 기준으로 설정될 수 있다고 설명되었으나, 이에 제한되지 않으며 피부 표면 온도의 직접적인 변수인 냉각재의 온도를 기준으로 특정 온도가 설정될 수 있음은 통상의 기술자에게 자명한 사항임을 명백하게 밝힌다.

[0352] 다시 도 7을 참고하면, 상기 S3200 단계는 상기 S3100 단계에서 측정된 피부 표면의 온도 및/또는 냉각재의 온도를 고려하여, 냉각재의 온도 또는 분사량을 결정하는 것을 포함할 수 있다. 구체적으로 제어 모듈(1400)은 상기 S3100 단계에서 측정된 피부 표면의 온도 및/또는 냉각재의 온도를 고려하여, 냉각재상태조절부(1220)를 제어하여 냉각재의 온도 및/또는 냉각재의 분사량을 결정(S3200)할 수 있다. 또는 제어 모듈(1400)은 유량조절부(1210)의 개폐 주기, 개폐 시간 등을 제어하여 분사부(1230)로 공급되는 냉각재의 유량을 조절함으로써, 냉각재의 분사량을 결정(S3200)할 수 있다.

[0353] 상기 냉각재를 분사하는 단계(S3300)는 상기 S3200 단계에서 결정된 냉각재의 온도 또는 분사량에 따라 냉각재가 분사될 수 있다.

[0354] 상기 S3300 단계에서 냉각재가 분사되면, 레이저 조사의 종료 이벤트 발생 여부를 판단하는 단계(S3400)가 진행될 수 있다.

[0355] 상기 레이저 조사 종료 이벤트는 사용자의 레이저 조사 신호의 입력을 종료함에 발생되도록 구현될 수 있으며, 인터 쿨링이 시작되고 미리 정해진 시간이 경과함에 따라 레이저 조사 종료 이벤트가 발생되도록 구현될 수 있다. 또는, 레이저 조사 종료 이벤트는 피부 표면의 온도 및/또는 냉각재의 온도가 기설정된 제2 설정 온도와 실질적으로 동일한 경우에 발생되도록 구현될 수 있다. 또는, 레이저 조사 종료 이벤트는 타겟의 온도가 타겟의 목표 온도에 도달한 시점을 기준으로 미리 정해진 시간이 경과함에 따라 레이저 조사 종료 이벤트가 발생되도록 구현될 수 있다. 다만 이에 제한되지 않으며, 임의의 적절한 방식으로 레이저 조사 종료 이벤트가 발생되도록 구현될 수 있다.

[0356] 상기 레이저 종료 이벤트 발생 여부를 판단하는 단계(S3400)에서는 레이저 종료 이벤트 발생 여부에 따라 인터 쿨링 구간(P2)의 종료 여부가 결정될 수 있다. 구체적으로, 상기 S3400 단계에서는 냉각재가 분사(S3300)되는 경우에는, 제어 모듈(1400)에 의해, 레이저 조사의 종료 이벤트가 발생하였는지, 레이저 조사의 종료 이벤트가 발생되지 않았는지 여부가 판단되도록 구현될 수 있다.

[0357] 레이저 조사 종료 이벤트가 발생되지 않았다면, 제어 모듈(1400)은 피부 표면의 온도 및 냉각재 온도를 측정하는 단계(S3100)가 진행하도록 레이저 시술 장치(100)를 제어하여 일련의 단계들이 다시 수행될 수 있다.

[0358] 반면, 레이저 조사의 종료 이벤트가 발생되었다면, 제어모듈(1400)은 인터 쿨링을 종료하고, 포스트 쿨링이 진행(C2)되도록 레이저 시술 장치(100)를 제어할 수 있다.

[0359] 다만, 여기서는 레이저 조사 종료 이벤트 발생 여부를 제어 모듈(1400)이 '판단'하는 것으로 서술하였으나, 이에 제한되지 않고, 레이저 조사 종료 이벤트가 발생되면, 레이저 종료 시그널이 제어 모듈(1400)에 송신되어 제

어 모듈(1400)이 레이저 조사의 종료 이벤트 여부를 판단하지 않더라도, 포스트 쿨링이 진행(C2)되도록 레이저 시술 장치(100)이 제어될 수 있을 것이다.

[0361] 상술한 바에 따르면, 상기 S3200 단계에서, 제어모듈(1400)이 측정된 온도 및 기설정된 제2 설정 온도(Ts2)를 고려하여, 냉각재의 온도 또는 분사량을 결정하는 것을 중심으로 서술하였다. 다만, 이는 예시에 불과하며 일 실시예에 따르면, 제어 모듈(1400)은 측정된 실제 온도(예, 피부 표면의 실제 온도, 분사되는 냉각재의 실제 온도)가 기설정된 제2 설정 온도 '조건'에 해당하는지 여부를 '판단'하도록 구현될 수 있다. 이때, 상기 기설정된 제2 설정 온도 '조건'은 상기 기설정된 제2 설정 온도를 기준으로 허용될 수 있는 '오차 범위'가 설정된 온도 범위일 수 있다. 또는 상기 제2 설정 온도 조건은 특정 온도 값을 기준으로 특정 시간 동안 유지되는지에 대한 조건 등을 포함하는 임의의 적절한 조건일 수 있다.

[0362] 측정된 실제 온도(예, 피부 표면의 실제 온도, 분사되는 냉각재의 실제 온도)가 기설정된 제2 설정 온도 조건에 해당된다면, 제어모듈(1400)은 기존에 분사된 냉각재의 온도 또는 분사량으로 분사되도록 분사될 냉각재의 온도 또는 분사량을 결정할 수 있다.

[0363] 측정된 실제 온도(예, 피부 표면의 실제 온도, 분사되는 냉각재의 실제 온도)가 기설정된 제2 설정 온도 조건에 해당되지 않는다면, 제어모듈(1400)은 냉각재상태조절부(1220)을 통하여 냉각재의 온도 또는 냉각재의 유량을 제어하도록 구현될 수 있다. 또는 제어모듈(1400)은 유량조절부(1210)를 통하여 냉각재의 유량을 제어하도록 구현될 수 있다.

[0365] 도 4 및 도 8을 참고한다. 도 8은 본 출원에 개시된 레이저 시술 방법의 일 실시예에 따른 포스트 쿨링 및 레이저 조사 방법을 도시한 순서도(S4000)이다.

[0366] 상기 포스트 쿨링은 피부 표면의 온도 및/또는 냉각재의 온도를 측정하는 단계(S4100); 냉각재의 온도 또는 냉각재의 유량을 결정하는 단계(S4200); 냉각재를 분사하는 단계(S4300); 및 레이저 조사 종료 후 미리 설정된 시간이 경과되었는지 여부를 판단하는 단계(S4400)를 포함할 수 있다.

[0367] 상기 피부 표면의 온도 및 냉각재의 온도를 측정하는 단계(S4100)는 상술한 S1100 단계의 내용이 동일하게 적용될 수 있다. 포스트 쿨링 구간(P3)으로서의 특징을 중심으로 서술하면, 상기 S4100 단계는 레이저 조사 구간의 '종료' 시점 이후에 분사되는 냉각재의 온도를 측정하고, 레이저 조사 구간의 종료 시점 이후의 피부 표면의 온도를 측정할 수 있다. 즉 상기 S4100 단계는 레이저 조사가 종료된 이후에 분사되는 냉각재의 온도 및/또는 피부 표면의 온도를 측정할 수 있다. 도 8에 따르면, 상기 S4100 단계에서는 냉각재의 온도와 피부 표면의 온도를 모두 측정하는 것으로 도시하였으나, 냉각재의 온도를 제외하고 피부 표면의 온도만을 측정하여, 후술할 S4200 단계에서 냉각재의 온도 또는 분사량을 결정하는데 고려할 수 있다. 다시 말해, 도 8의 S4100 단계에서 냉각재 온도를 측정하는 것은 생략될 수 있다.

[0368] 상기 냉각재의 온도 또는 분사량을 결정하는 단계(S4200)는 상술한 S1200 단계의 내용이 동일하게 적용될 수 있다. 따라서 이하에서는 포스트 쿨링 구간(P3)으로서의 특징을 중심으로 서술한다.

[0369] 도 8을 다시 참고하면, 본 출원의 일 실시예에 따른 레이저 시술 방법은, 상기 S4100 단계에서 측정된 온도와 기설정된 제3 설정온도(Ts3)를 고려하여, 냉각재의 온도 또는 분사량을 결정하는 단계(S4200)를 포함할 수 있다.

[0370] 상기 제3 설정 온도(Ts3)는 포스트 쿨링 구간(P3)에서 피부 표면의 온도를 제어하고자 하는 목표 온도일 수 있다. 또는 상기 제3 설정 온도(Ts3)는 포스트 쿨링 구간(P3)에서 분사되는 냉각재의 온도를 제어하고자 하는 목표 온도일 수 있다. 또는 상기 제3 설정 온도(Ts3)는 포스트 쿨링 구간(P3)에서 레이저에 의해 시술될 타겟의 목표 온도를 제어하고자 하는 목표 온도일 수 있다.

[0371] 일 실시예로 상기 제3 설정 온도(Ts3)는 레이저 조사 구간에서의 피부 표면의 온도 상승 정도, 통증 최소화 온도, 냉각에 의한 피부 사멸 온도 등을 고려하여 설정될 수 있다. 또한, 상기 제3 설정 온도(Ts3)는 사용자에 의해 직접 설정되거나 제어모듈(1400)에 저장된 시술 정보 및 온도 정보를 이용하여 제어 모듈(1400)에 의해 설정된 값을 사용자가 선택하여 설정될 수 있다.

[0372] 일 예로, 상기 제3 설정 온도(Ts3)는 레이저 조사 구간에서의 피부 표면의 온도 상승 정도를 고려하여 설정될

수 있다. 구체적으로 포스트 쿨링은 레이저 조사 구간에서의 레이저 출력에 의하여 상승한 피부 표면의 온도를 정상 체온의 온도로 낮추기 위하여 진행될 수 있다. 따라서 포스트 쿨링 구간(P3)은 레이저 조사 구간에서의 피부 표면의 온도 상승 정도에 따른 피부 표면 온도를 고려하여 냉각재가 분사될 수 있으며, 상술한 점을 고려하여, 포스트 쿨링 구간(P3)의 제어될 피부 표면의 설정 온도가 상기 제3 설정 온도(Ts3)로 설정될 수 있다.

[0373] 일 예로, 상기 제3 설정 온도(Ts3)는 피부 표면이나 타겟에 인접한 조직의 통증을 최소화하는 온도를 고려하여 설정될 수 있다. 구체적으로 포스트 쿨링은 피부 표면의 손상을 최소화하는 역할 뿐만 아니라 통증을 최소화하는 역할 또한 수행할 수 있다. 따라서 포스트 쿨링 구간(P3)의 상기 제3 설정 온도(Ts3)는 통증을 최소화하는 온도를 고려하여 설정될 수 있다. 예를 들어, 상기 제3 설정 온도는 피부 표면이나 타겟에 인접한 조직의 통증 수용체의 활성을 낮추는 온도 인 30℃ 이하의 온도로 설정될 수 있다. 또는, 상기 제3 설정 온도(Ts3)는 피부 표면이나 타겟에 인접한 조직의 통증 수용체의 활성을 낮추는 온도인 10℃ 이하의 온도(바람직하게는, 0℃ 이상 10℃ 이하의 온도)로 설정될 수 있다.

[0374] 일 예로, 상기 제3 설정 온도(Ts3)는 냉각에 의하여 피부 표면 또는 피부의 조직이 사멸하는 온도를 고려하여 설정될 수 있다. 구체적으로 예를 들면, 피부 표면 또는 피부가 0℃ 이하의 온도에서 장기간 노출되는 경우 동상 등으로 인해 피부 조직이 사멸될 수 있다. 다른 예를 들면, 피부 표면 또는 피부가 -20℃ 이하의 온도에서 노출되는 경우 짧은 시간 노출되더라도 피부 조직이 사멸될 수 있다. 따라서 포스트 쿨링 구간(P3)에서는 피부 표면 또는 피부가 사멸되는 온도(예, 0℃ 이하)보다 높은 온도로 상기 제3 설정 온도(Ts3)가 설정될 수 있다.

[0375] 일 실시예로 포스트 쿨링 구간(P3) 내에서도 구간에 따라 상기 제3 설정 온도(Ts3)가 상이하게 설정될 필요가 존재할 수 있다. 예를 들어, 포스트 쿨링 구간(P3)의 초기 구간에서는 레이저 조사 구간의 종료 시점과 상대적으로 인접하기 때문에 레이저 조사 구간에서의 피부 표면의 온도 상승 정도가 상기 제3 설정 온도(Ts3)를 설정하는데 중요한 고려요소가 될 수 있다. 반면 포스트 쿨링 구간(P3)의 초기 이후의 구간에서는 통증을 최소화하는 온도 및 피부의 사멸 온도 등이 상기 제3 설정 온도(Ts3)를 설정하는데 상대적으로 중요한 고려요소가 되는 상황이 존재할 수 있다. 이때, 상기 제3 설정 온도(Ts3)는 포스트 쿨링 구간(P3)의 초기 구간과 후반 구간에서 고려하는 요소가 상이해지기 때문에 포스트 쿨링 구간(P3) 내에서도 상이하게 설정될 수 있다.

[0376] 이상에서는 상기 제3 설정 온도(Ts3)가 피부 표면의 온도를 기준으로 설정될 수 있다고 설명되었으나, 이에 제한되지 않으며 피부 표면의 온도의 직접적인 변수인, 냉각재상태조절부(1220)를 통하여 조절되는 냉각재의 온도를 기준으로 특정 온도가 설정될 수 있음은 통상의 기술자에게 자명한 사항임을 명백하게 밝힌다.

[0377] 다시 도 8을 참고하면, 상기 S4200 단계는 상기 S4100 단계에서 측정된 피부 표면의 온도 및/또는 냉각재의 온도를 고려하여, 냉각재의 온도 또는 분사량을 결정하는 것을 포함할 수 있다. 구체적으로 제어 모듈(1400)은 상기 S4100 단계에서 측정된 피부 표면의 온도 및/또는 냉각재의 온도를 고려하여, 냉각재상태조절부(1220)를 제어하여 냉각재의 온도 및/또는 냉각재의 분사량을 결정(S4200)할 수 있다. 또는 제어 모듈(1400)은 유량조절부(1210)의 개폐 주기, 개폐 시간 등을 제어하여 분사부(1230)로 공급되는 냉각재의 유량을 조절함으로써, 냉각재의 분사량을 결정(S4200)할 수 있다.

[0378] 상기 냉각재를 분사하는 단계(S4300)는 상기 S4200 단계에서 결정된 냉각재의 온도 또는 분사량에 따라 냉각재가 분사될 수 있다.

[0379] 상기 S4300 단계에서 냉각재가 분사되면, 레이저 조사 종료 후 미리 설정된 시간이 경과되었는지 여부를 판단하는 단계(S4400)가 진행될 수 있다.

[0380] 상기 레이저 조사 종료 후 미리 설정된 시간이 경과되었는지 여부를 판단하는 단계(S4400)에서는 제어모듈(1400)에 의해, 포스트 쿨링이 진행된 시간이 레이저 조사가 종료 된 후 미리 설정된 시간 이내인지 여부가 판단될 수 있다.

[0381] 상기 미리 설정된 시간은 시술 유형에 따른 통증의 정도, 레이저 조사 구간에서의 피부 표면의 온도 상승 정도 등을 고려하여 설정될 수 있다. 상기 미리 설정된 시간은 포스트 쿨링이 진행될 수 있는 시간을 의미할 수 있으며, 상기 포스트 쿨링의 시간은 피부 표면에 인가되는 에너지량과 선형적인 관계를 가질 수 있기 때문에, 시술에 따른 통증의 정도, 레이저 조사 구간에서의 피부 표면의 온도 상승 정도 등을 고려하여 설정될 수 있다.

[0382] 예를 들어, 시술 형태나 시술 부위에 따라 통증의 정도가 상이하게 유발될 수 있는데, 통증의 정도가 상대적으로 높은 경우라면, 포스트 쿨링 시간, 즉 미리 설정된 시간이 상대적으로 길게 설정되어, 피부 표면에 상대적으로 많은 냉각 에너지량을 인가하도록 구성될 수 있다. 반면 통증의 정도가 상대적으로 낮은 경우라면, 포스트 쿨링의 시간, 즉 미리 설정된 시간이 상대적으로 짧게 설정되어 피부 표면에 상대적으로 적은 냉각 에너지량을

인가하도록 구성될 수 있다. 다시 말해, 시술에 따른 통증의 정도를 고려하여 상기 미리 설정된 시간이 설정될 수 있다.

[0383] 상기 미리 설정된 시간은 사용자에 의해 직접 설정되거나 제어모듈(1400)에 저장된 시술 정보 및 온도 정보를 이용하여 제어 모듈(1400)에 의해 설정된 값을 사용자가 선택하여 설정될 수 있다. 또한, 상기 미리 설정된 시간은 레이저 시술이 시작되기 전(예, 도 5의 시작 단계 이전)에 설정될 수 있다.

[0384] 포스트 쿨링이 진행된 시간이 미리 설정된 시간 이내의 시간이라면 피부 표면의 온도 및 냉각재의 온도를 측정하는 단계(S4100)가 진행되도록 구현되어 일련의 단계들이 다시 진행될 수 있다.

[0385] 반면, 포스트 쿨링이 진행된 시간이 미리 설정된 시간을 경과되었다면, 제어모듈(1400)은 포스트 쿨링을 종료(E)하도록 구현될 수 있다.

[0386] 다만, 여기서는 레이저 조사 종료 후 미리 설정된 시간이 경과하였는지 여부를 제어 모듈(1400)이 '판단'하는 것으로 서술하였으나, 이에 제한되지 않고, 레이저 조사 종료 후 미리 설정된 시간이 경과하였다면, 시간 경과 시그널이 제어모듈(1400)에 송신되어 제어 모듈(1400)은 레이저 조사의 종료 후 미리 설정된 시간이 경과되었는지 여부를 판단하지 않더라도, 포스트 쿨링이 종료(E)되도록 레이저 시술 장치(100)를 제어할 수 있을 것이다.

[0387] 또한, 도 8에서는 레이저 조사 종료 후 미리 설정된 시간이 경과되는 경우에 포스트 쿨링이 종료되는 것으로 도시되었으나, 이는 예시에 불과하며 사용자의 냉각재 분사 입력의 종료를 통하여도 포스트 쿨링이 종료되도록 구현될 수 있다.

[0388] 상술한 바에 따르면, 상기 S4200 단계에서, 제어모듈(1400)이 측정된 온도 및 기설정된 제3 설정 온도(Ts3)를 고려하여, 냉각재의 온도 또는 분사량을 결정하는 것을 중심으로 서술하였다. 다만, 이는 예시에 불과하며 일 실시예에 따르면, 제어 모듈(1400)은 측정된 실제 온도(예, 피부 표면의 실제 온도, 분사되는 냉각재의 실제 온도)가 기설정된 제3 설정 온도 '조건'에 해당하는지 여부를 '판단'하도록 구현될 수 있다. 이때, 상기 기설정된 제3 설정 온도 '조건'은 상기 기설정된 제3 설정 온도를 기준으로 허용될 수 있는 '오차 범위'가 설정된 온도 범위일 수 있다. 또는 상기 제3 설정 온도 조건은 특정 온도 값을 기준으로 특정 시간 동안 유지되는지에 대한 조건 등을 포함하는 임의의 적절한 조건일 수 있다.

[0389] 측정된 실제 온도(예, 피부 표면의 실제 온도, 분사되는 냉각재의 실제 온도)가 기설정된 제3 설정 온도 조건에 해당된다면, 제어모듈(1400)은 기존에 분사된 냉각재의 온도 또는 분사량으로 분사되도록 분사될 냉각재의 온도 또는 분사량을 결정할 수 있다.

[0390] 측정된 실제 온도(예, 피부 표면의 실제 온도, 분사되는 냉각재의 실제 온도)가 기설정된 제3 설정 온도 조건에 해당되지 않는다면, 제어모듈(1400)은 냉각재상태조절부(1220)을 통하여 냉각재의 온도 또는 냉각재의 유량을 제어하도록 구현될 수 있다. 또는 제어모듈(1400)은 유량조절부(1210)를 통하여 냉각재의 유량을 제어하도록 구현될 수 있다.

[0392] 본 출원에 개시된 레이저 시술 장치(100)에 따른 레이저 시술 방법에 의하면, 프리 쿨링 구간(P1)에서의 제1 설정 온도(Ts1), 레이저 조사 구간에서의 제2 설정 온도(Ts2) 및 포스트 쿨링 구간(P3)에서의 제3 설정 온도(Ts3) 중 적어도 2 이상의 설정 온도는 상이하게 설정될 수 있다. 구체적으로 프리 쿨링 구간(P1), 레이저 조사 구간, 포스트 쿨링 구간(P3)마다 고려해야 할 요소가 상이할 수 있다. 예를 들어, 상기 제1 설정 온도(Ts1)는 레이저 조사 구간의 피부 표면의 온도 상승 정도, 레이저 조사 구간의 레이저 방해 물질 생성 여부 등을 고려하여 설정될 수 있으며, 상기 제2 설정 온도는 레이저 조사 구간의 타겟의 온도 및 타겟 목표 온도, 피부 손상 온도 등을 고려하여 설정될 수 있다. 또한 상기 제3 설정 온도(Ts3)는 통증 최소화 온도, 냉각에 의한 피부 사멸 온도 등을 고려하여 설정될 수 있다. 이때, 각각의 구간에서 고려해야 할 요소가 상이할 수 있기 때문에, 상기 제1 설정 온도(Ts1), 상기 제2 설정 온도(Ts2), 상기 제3 설정 온도(Ts3)가 각각 상이하게 설정될 수 있다.

[0393] 일 예로, 상기 제1 설정 온도(Ts1)는 제2 설정 온도(Ts2)보다 작으며, 상기 제3 설정 온도(Ts3)는 상기 제1 설정 온도(Ts1)와 제2 설정 온도(Ts2) 사이의 온도 값일 수 있다. 구체적으로, 상기 제2 설정 온도(Ts2)는 레이저 조사에 의해 피부 표면의 온도가 상승하는 구간일 수 있기 때문에, 상기 제2 설정 온도(Ts2)는 제1 설정 온도(Ts1) 및 제3 설정 온도(Ts3)보다 높게 설정될 수 있다. 또한, 제1 설정 온도(Ts1)는 레이저 조사 이전에 피부 표면의 온도를 최대한 낮게 유지하기 위하여 제3 설정 온도(Ts3)보다 작은 값으로 설정될 수 있다.

[0394] 일 예로, 상기 제1 설정 온도(Ts1)는 제2 설정 온도(Ts2)보다 작으며, 상기 제1 설정 온도(Ts1)는 상기 제3 설

정 온도(Ts3)보다 클 수 있다. 구체적으로, 상기 제2 설정 온도(Ts2)는 레이저 조사에 의해 피부 표면의 온도가 상승하는 구간일 수 있기 때문에, 상기 제2 설정 온도(Ts2)는 제1 설정 온도(Ts1) 및 제3 설정 온도(Ts3)보다 높게 설정될 수 있다. 또한, 제1 설정 온도(Ts1)는 레이저 조사 시에 피부 표면의 서리가 존재하지 않는 온도(0℃ 이상)로 설정되되, 제3 설정 온도(Ts3)는 피부 표면의 온도를 최대한 빠르게 정상 온도로 되돌리고자 0℃보다 낮은 온도로 설정될 수 있다.

[0395] 일 예로, 상기 제1 설정 온도(Ts1)는 제2 설정 온도(Ts2)보다 작되, 제3 설정 온도(Ts3)와는 동일할 수 있다. 구체적으로, 상기 제2 설정 온도(Ts2)는 레이저 조사에 의해 피부 표면의 온도가 상승하는 구간일 수 있기 때문에, 상기 제2 설정 온도(Ts2)는 제1 설정 온도(Ts1) 및 제3 설정 온도(Ts3)보다 높게 설정될 수 있다. 또한, 상기 제1 설정 온도(Ts1)와 제3 설정 온도(Ts3)는 상술한 내용들을 고려하여 임의의 적절한 동일한 온도로 설정될 수 있다.

[0396] 일 예로, 레이저 조사 구간에서는 피부 표면의 온도가 제2 설정 온도에 근접하도록 제2 설정 온도가 설정될 수 있다. 다만, 레이저 조사 구간에서는 고출력의 에너지가 피부 표면에 인가되기 때문에, 피부 표면의 온도가 설정된 제2 설정 온도로 제어되지 않을 가능성이 존재할 수 있다. 즉 실제 피부 표면의 온도가 제2 설정 온도와 큰 오차가 발생할 가능성이 존재할 수 있다. 이러한 예에서는, 실제 피부 표면의 온도와 관계 없이 상기 제2 설정 온도를 최대한 낮게 설정하여, 피부 표면의 손상 가능성을 최소화할 수 있다. 이 경우, 상기 제2 설정 온도(Ts2)가 제1 설정 온도(Ts1) 및/또는 제3 설정 온도(Ts3)보다 작을 수 있다.

[0397] 다만, 상술한 내용은 예시에 불과하며, 시술 형태 및 목적 등을 고려하여, 상기 제1 설정 온도(Ts1), 제2 설정 온도(Ts2), 제3 설정 온도(Ts3)가 설정될 수 있을 것이다. 예를 들어, 제1 설정 온도(Ts1), 제2 설정 온도(Ts2), 제 3 설정 온도가 모두 동일한 온도로 설정될 수도 있다. 다른 예를 들어, 시술 형태 및 목적 등을 고려하여 상기 제1 설정 온도(Ts1)와 제2 설정 온도(Ts2)가 동일하게 설정될 수 있다. 또 다른 예를 들어, 시술 형태 및 목적 등을 고려하여 상기 제2 설정 온도(Ts2)와 제3 설정 온도(Ts3)가 동일하게 설정될 수 있다.

[0399] 본 출원에 개시된 레이저 시술 장치(100)에 따른 레이저 시술 방법에 의하면, 프리 쿨링 구간(P1)에서의 제1 설정 온도(Ts1)의 오차 범위, 레이저 조사 구간에서의 제2 설정 온도(Ts2)의 오차 범위 및 포스트 쿨링 구간(P3)에서의 제3 설정 온도(Ts3)의 오차 범위가 각각 설정될 수 있다. 예를 들어, 다시 도 4를 참고하면, 프리 쿨링 구간(P1)에서 피부 표면의 온도가 제1 설정 온도(Ts1)로 제어되도록 설정되되, 일정 온도 범위 이내에서 유지되도록 오차 범위(R1)가 설정될 수 있다.

[0400] 이때, 상기 오차 범위들은 상술한 설정 온도들과 유사하게 사용자에 의해 직접 입력되거나, 제어 모듈(1400)에서 임의로 적절한 값으로 설정될 수 있다.

[0401] 또한, 상기 오차 범위들은 프리 쿨링 구간(P1), 인터 쿨링 구간(P2), 포스트 쿨링 구간(P3) 등에 따라 상이하게 설정될 수 있다.

[0402] 예를 들어, 인터 쿨링 구간(P1)에서는 레이저의 종류, 레이저의 출력, 피부 손상 온도, 타겟 목표 온도 등을 고려하여 오차 범위가 설정될 수 있으며, 레이저에 의해 피부 손상이 일어날 가능성이 상대적으로 높기 때문에, 설정 온도의 오차 범위가 다른 쿨링 구간에 비해 상대적으로 좁게 설정될 수 있을 것이다.

[0403] 반면 포스트 쿨링 구간(P3)은 레이저 출력이 종료된 이후의 쿨링 구간으로, 레이저 시술에 의한 온도 상승으로 인한 피부 손상 가능성이 다른 쿨링 구간에 비해 상대적으로 낮을 수 있어, 포스트 쿨링 구간(P3)에서의 설정 온도와 관련된 오차 범위는 다른 쿨링 구간에 비해 상대적으로 넓게 설정될 수 있다.

[0404] 본 출원에 개시된 레이저 시술 장치(100)에 따른 레이저 시술 방법에 의하면 프리 쿨링 구간(P1), 레이저 조사 구간, 포스트 쿨링 구간(P3)의 각각의 시술 상황 및 온도 상황 등을 고려하여 적절하게 피부 표면의 설정 온도를 설정할 수 있기 때문에 각각의 시술 상황 및 온도 상황 등에 맞춤형 시술을 수행할 수 있으며, 보다 효율적으로 냉각을 수행할 수 있다는 장점이 존재한다. 특히 프리 쿨링 구간(P1)에서는, 레이저 조사 전에 피부 표면의 온도를 낮추어 레이저 조사 구간에서의 온도 상승으로 인한 피부 손상 가능성을 사전에 방지할 수 있으며, 레이저 조사 구간에서는 피부 표면의 온도가 피부 손상 온도 이하에서 제어되도록 구성될 수 있어 피부 손상 가능성을 최소화할 수 있다. 또한, 포스트 쿨링 구간(P3)에서는 통증을 최소화할 수 있는 온도로 피부 표면의 온도를 제어할 수 있기 때문에 시술에 의한 통증을 최소화할 수 있다는 장점이 존재한다. 추가적으로 레이저 조사 구간에서는 피부 표면의 온도는 피부 손상 온도 이하로 유지하면서, 타겟의 온도는 타겟 목표 온도에 도달하도록 레이저 조사와 관련되어 냉각재의 온도 및/또는 유량을 제어할 수 있다. 따라서 상술한 내용을 바탕으로, 타

겟의 시술이라는 목적과 피부 손상의 가능성 및 통증을 최소화하기 위한 본 명세서의 목적을 달성할 수 있다.

[0406] 레이저가 조사될 때 온도를 측정함에 있어서 오차가 발생할 수 있다. 구체적으로 레이저 조사 구간에서 레이저가 조사되는 동시에 센서부(1300)에서 피부 표면의 온도를 감지할 때, 레이저의 출력이 상당히 크기 때문에 센서부(1300)가 피부 표면의 온도를 검출하는 것이 레이저에 의해 간섭을 받을 수 있다. 따라서 레이저 조사 구간에서 피부 온도를 측정하는 경우 측정된 피부 온도에 오차가 발생할 수 있다는 문제가 존재할 수 있다. 이하 도 9를 참고하여, 레이저 조사 구간에서 측정된 피부 온도의 오차를 최소화하는 구동 방법에 대하여 서술한다. 도 9는 본 출원에 개시된 레이저 시술 방법의 일 실시예에 따른 측정된 피부 표면의 온도의 보정 방법을 도시한 순서도(S5000)이다.

[0407] 도 9를 참고하면, 본 출원에 개시된 레이저 시술 장치(100)의 구동 방법은 레이저 조사하는 단계(S5100); 피부 표면의 온도를 측정하는 단계(S5200); 및 측정된 피부 표면의 온도가 실제 피부 표면의 온도인지 판별하는 단계(S5300);를 포함할 수 있다. 이때 측정된 피부 표면의 온도가 실제 피부 표면의 온도라면, 측정된 피부 표면의 온도를 기초로 하여 냉각재의 온도 및/또는 냉각재의 유량을 조절하여 온도 피드백(S5410)을 진행할 수 있다. 반면 측정된 피부 표면의 온도가 실제 피부 표면의 온도가 아닌 것으로 판별된다면 측정된 피부 표면의 온도를 보정(S5420)하는 단계가 진행될 수 있다.

[0408] 이하에서는 상기 S5420 단계에서 측정된 피부 표면의 온도를 보정하는 방법으로서 오차를 보정하거나 오차의 가능성을 낮출 수 있는 방법을 제시한다.

[0409] 일 실시예에서, 레이저 조사 시점과 동일 시점에 센서부(1300)에 의해 측정된 피부 표면의 온도 데이터를 보정 및 추정하는 방법을 사용함으로써 측정 온도의 오차에 의한 온도 피드백의 정확도를 향상시킬 수 있다. 구체적으로 기존 시술에 의해 축적된 레이저 조사에 따른 피부 표면의 온도 데이터를 이용하여, 레이저 조사 시점과 동일 시점에 센서부(1300)에 의해 측정된 피부 표면의 온도 데이터를 실제 표면 온도와 오차가 적어지도록 보정 및/또는 추정을 할 수 있다. 예를 들어, 기존 시술에 의해 축적된 레이저 조사에 따른 피부 표면의 온도 변화 데이터를 기초로 레이저 조사에 따른 피부 표면의 온도 변화 경향성을 분석할 수 있으며, 피부 표면의 온도 변화 경향성에 부합하도록, 오차 가능성이 높은 피부 표면의 온도 데이터를 보정 및/또는 추정할 수 있다. 오차의 가능성이 높은 온도 데이터들을 적절한 온도 데이터로 보정 및/또는 추정함으로써, 온도 피드백의 정확도를 향상시킬 수 있다.

[0410] 레이저의 조사 도중 센서를 이용하여 피부 표면의 온도를 측정하는 경우, 레이저의 영향을 받아 측정된 피부 표면의 온도와 실제 피부 표면의 온도가 차이가 있을 수 있다.

[0411] 일 실시예로 이러한 오차를 줄이기 위하여 센서부(1300)의 온도 측정 주기가 레이저 조사 주기와의 관계를 고려하여 설정될 수 있다. 예를 들어, 레이저가 조사되는 경우 레이저가 일정 주기로 출력될 수 있는데, 이때 센서부(1300)의 피부 표면의 온도 측정 주기를 레이저 출력 주기와 상이하게 설정하여 측정된 피부 표면의 온도의 오차를 방지하거나 줄일 수 있다.

[0412] 일 예로 레이저 조사 주기보다 센서부(1300)의 온도 측정 주기가 짧게 설정될 수 있다. 레이저 조사 주기보다 센서부(1300)의 온도 측정 주기를 짧게 설정한다면, 레이저의 영향을 받아 오차가 발생할 가능성이 높은 피부 표면의 온도를 측정한 횟수와 그렇지 않은 피부의 온도를 측정한 횟수가 달라 구분이 용이해질 수 있다. 이를 통하여 레이저의 영향을 받아 오차가 발생했을 가능성이 높은 피부 표면의 측정 온도(예, 레이저 조사 시점과 동일 시점에 측정된 피부 표면 온도)를 데이터에서 제외하거나 보정함으로써 측정 온도의 오차에 의한 온도 피드백의 정확도를 향상시킬 수 있다.

[0413] 여기에서는 레이저 조사 주기보다 센서부(1300)의 온도 측정 주기를 짧게 설정하는 것으로 예시하였으나, 이에 제한되지 않으며, 온도 측정 주기가 레이저 조사 주기와 동일한 주기 또는 레이저 조사 주기보다 긴 주기로 설정되되, 레이저 조사 시점과 온도 측정 시점이 동시에 진행되는 시점의 온도 데이터들을 제외하거나 보정하는 방법을 사용함으로써 측정 온도의 오차에 의한 온도 피드백의 정확도를 향상시킬 수 있을 것이다.

[0414] 일 예로 센서부(1300)가 피부 표면의 온도를 랜덤하게 측정하도록 구성할 수 있다. 구체적으로 레이저가 출력되는 시점 및 주기와 관계없이 센서부(1300)가 피부 표면의 온도를 랜덤하게 측정함으로써, 레이저가 출력되는 시점에 동시에 센서부(1300)가 피부 표면의 온도를 측정하는 확률을 감소시킬 수 있다. 이를 통하여 피부 표면의 측정 온도에 오차가 발생할 확률을 감소시킴으로써 온도 피드백의 정확도를 향상시킬 수 있다.

[0415] 또한, 레이저의 조사 도중 센서를 이용하여 피부 표면의 온도를 측정하는 경우, 레이저의 영향을 받아 측정된 피부 표면의 온도와 실제 피부 표면의 온도가 차이가 있을 수 있다. 이러한 오차를 줄이기 위하여 원하는 시점의 측정 온도 데이터들만 선별적으로 필터링하도록 구성될 수 있다.

[0416] 일 예로, 센서부(1300)가 연속적으로 피부 표면의 온도를 측정하되, 측정된 온도 데이터 중에서 레이저 조사 시점에 측정된 온도 데이터는 제외하고 레이저 조사 시점 이외 시점에서 측정된 온도 데이터들만 선별적으로 필터링되도록 구성될 수 있다. 상기 필터링은 외부의 기기를 통하여 구현될 수 있거나 제어 모듈(1400) 자체에서 구현될 수 있다. 오차의 가능성이 높은 온도 데이터들을 필터링함으로써 온도 피드백의 정확도를 향상시킬 수 있다.

[0417] 레이저의 조사 도중 센서를 이용하여 피부 표면의 온도를 측정하는 경우, 레이저의 영향을 받아 측정된 피부 표면의 온도와 실제 피부 표면의 온도가 차이가 있을 수 있다.

[0418] 일 실시예로 레이저의 간섭에 의한 센서부(1300)의 온도 측정의 오차를 방지하기 위하여 시술에 사용된 레이저의 파장만을 선별적으로 차단하는 필터가 사용할 수 있다. 구체적으로는 피부 표면의 온도를 측정하기 위한 센서부(1300)는 적외선 온도 센서로 구성될 수 있는데, 레이저를 조사하는 경우 레이저 광이나 레이저가 피부 표면에 일부 반사된 광이 상기 적외선 온도 센서에 간섭 등의 영향을 줄 수 있다. 이때, 상기 적외선 온도 센서에 레이저 파장대역 또는 피부 표면에 반사된 레이저 반사광의 파장대역을 필터링할 수 있는 필터를 부착시킬 수 있으며, 이를 통하여 레이저 또는 레이저 반사광에 의해 센서부(1300)의 온도 측정 오차를 최소화할 수 있다. 다시 말해, 센서부(1300)에 특정 파장은 통과되지 못하도록 필터(예, 적외선 필터(Infrared Radiation Filter))를 부착할 수 있으며, 이를 통하여 센서부(1300)의 온도 측정에 있어 레이저 및/또는 레이저 반사광의 간섭으로 인한 오차를 최소화할 수 있다.

[0420] 본 출원에 개시된 레이저 시술 장치(100)의 구동 방법은 측정된 피부 표면의 온도 측정의 오차를 방지하는 방법으로서, 레이저 조사 구간에서의 센서부(1300)의 온도 측정 기능을 사용하지 않도록 구성할 수 있다. 구체적으로 레이저 조사 구간에서는 레이저에 의하여 피부 표면의 온도 측정에 간섭이 존재할 수 있으며, 이때에도 피부 표면의 온도를 측정하여 온도 피드백을 하는 것은 효율적이지 않을 수 있다. 따라서, 레이저 조사 구간에서는 센서부(1300)의 피부 표면의 온도를 측정하는 동작을 수행하지 않도록 구성될 수 있다. 다만, 레이저 조사 구간은 피부 손상의 가능성이 높은 구간이기 때문에, 이하에서는 센서부(1300)의 온도 측정 동작을 수행하지 않더라도 피부 손상을 방지하기 위한 추가적인 방법을 제시한다.

[0421] 일 실시예에서, 본 출원에 개시된 레이저 시술 장치(100)의 구동 방법은 레이저 조사 구간에서는 피부 표면의 온도와는 무관하게 피부 표면으로 분사되는 냉각재의 유량을 고정된 값으로 설정하여 분사할 수 있다. 구체적으로는, 레이저 조사 구간에서는 센서부(1300)의 피부 표면의 온도를 측정하는 동작을 수행하지 않도록 구성하되, 레이저 조사 구간에서도 레이저에 의한 열 에너지로부터 피부 표면이 손상되는 것을 방지하기 위해 냉각재의 유량을 고정된 값으로 설정하여 피부 표면으로 냉각재가 분사되도록 구현될 수 있다. 이때 냉각재의 유량의 설정 값은 제어 모듈(1400)에 저장된 시술 정보 및 온도 정보들을 기초로, 피부 표면의 온도가 피부 손상 온도에 도달하지 못하도록 고려된 값일 수 있다.

[0422] 일 실시예에서, 본 출원에 개시된 레이저 시술 장치(100)의 구동 방법은 레이저 조사 구간에서는 피부 표면의 온도와는 무관하게, 피부 표면으로 분사되는 냉각재의 온도를 고정된 값으로 설정하여 분사할 수 있다. 구체적으로는, 레이저 조사 구간에서는 센서부(1300)가 피부 표면의 온도를 측정하지 않도록 구성하되, 레이저 조사 구간에서도 레이저에 의한 열 에너지로부터 피부 표면이 손상되는 것을 방지하기 위해 분사되는 냉각재의 온도를 고정된 값으로 설정하여 특정 온도 값으로 피부 표면으로 냉각재가 분사되도록 구현될 수 있다. 냉각재의 온도는 피부 표면의 온도에 대하여 직접적인 변수이기 때문에, 냉각재의 온도를 특정한 온도로 분사하여 피부 표면의 온도를 제어할 수 있다. 이때 냉각재의 온도의 설정 값은 제어 모듈(1400)에 저장된 시술 정보 및 온도 정보들을 기초로, 피부 표면의 온도가 피부 손상 온도에 도달하지 못하도록 고려된 값일 수 있다.

[0423] 일 실시예에서, 본 출원에 개시된 레이저 시술 장치(100)의 구동 방법은 레이저 조사 구간에서는 피부 표면의 온도와는 무관하게, 냉각재상태조절부(1220)에서 냉각재에 인가되는 열 에너지량의 값을 고정시켜 구동할 수 있다. 구체적으로는, 레이저 조사 구간에서는 센서부(1300)의 피부 표면의 온도를 측정하는 동작을 수행하지 않도록 구성하되, 레이저 조사 구간에서도 레이저에 의한 열 에너지로부터 피부 표면이 손상되는 것을 방지하기 위해 냉각재상태조절부(1220)에서 냉각재에 인가되는 열 에너지량의 값을 고정시킬 수 있다. 이를 위하여, 냉각재

상태조절부(1220)에 인가되는 전류를 고정시킴으로써, 냉각재상태조절부(1220)에 인가되는 전력을 고정시킬 수 있다. 이때 냉각재상태조절부(1220)에 인가되는 전류 값, 냉각재상태조절부(1220)에 인가되는 전력값, 및 냉각재에 인가되는 열에너지량 중 적어도 하나 이상은 제어 모듈(1400)에 저장된 시술 정보 및 온도 정보들을 기초로, 피부 표면의 온도가 피부 손상 온도에 도달하지 못하도록 고려된 값일 수 있다.

[0424] 이상에서는, 레이저 조사 구간에서는 센서부(1300)가 피부 표면의 온도 측정 동작을 수행하지 않는 경우를 중심으로 서술하였으나, 레이저 조사 구간에서 센서부(1300)가 피부 표면의 온도를 측정하면서 상술한 냉각재의 유량을 고정하거나, 냉각재의 온도를 고정하거나, 냉각재 상태 조절부에서 냉각재에 인가되는 열 에너지량 등을 고정하는 방안이 결합되어 사용될 수 있으며, 이러한 조합을 통하여 레이저 조사 구간에서 피부 표면의 온도가 피부 손상 온도를 넘지 않도록 제어하고자 하는 본 발명의 목적을 달성할 수 있음은 통상의 기술자에게 자명함을 명확히 밝히는 바이다.

[0426] 본 출원에 개시된 레이저 시술 장치(100)의 구동 방법은 센서부(1300)에서 측정된 피부 표면의 온도의 오차의 발생을 방지하면서 피부 표면의 손상의 가능성을 최소화하기 위하여, 기존 시술을 통하여 획득한 시술 정보 및/또는 온도 정보를 기초로, 레이저 조사 구간의 피부 표면 온도, 타겟 온도의 변화 등을 추정할 수 있다. 구체적으로, 제어 모듈(1400)은 시술을 진행할 시술 부위, 레이저 종류 등의 시술 정보가 실질적으로 동일한 기존 시술에서 획득한 피부 표면의 온도, 타겟 온도, 냉각재의 온도 등을 기초로, 레이저 조사 구간에서의 온도 변화를 추정 및/또는 예측하도록 구성될 수 있다.

[0427] 일 실시예에서, 기존 시술의 레이저 조사 구간에서 레이저가 조사되는 동시에 냉각재의 온도 및 유량을 특정 값으로 피부 표면에 분사하는 방식을 통해 시술을 진행하는 경우, 제어 모듈(1400)은 기존 시술에서 획득한 시술 정보 및 온도 정보 등을 기초로 하여, 피부 표면의 온도 및/또는 타겟 온도 등을 포함하는 온도 정보들의 변화 및 경향성을 분석할 수 있다. 이때 제어 모듈(1400)은 냉각재의 온도 및 유량, 레이저의 종류, 시술 부위 등의 정보와 피부 표면의 온도 및/또는 타겟 온도의 변화 간의 연관성을 분석할 수 있다. 또한 제어모듈(1400)은 기존 시술과 실질적으로 동일한 시술을 진행하는 경우, 피부 표면의 온도와 타겟의 온도를 추정 및 예측하여 냉각재의 온도 및/또는 냉각재의 유량 등을 조절하여 냉각재의 분사를 제어하도록 구성될 수 있다. 이때, 제어 모듈(1400)은 피부 표면의 온도는 피부 손상 온도에 도달하지 않도록, 타겟의 온도는 타겟 목표 온도에 도달하도록 냉각재의 온도 및/또는 냉각재의 유량을 제어하도록 구성될 수 있다.

[0428] 일 실시예에서, 진행할 시술과 실질적으로 동일한 기존 시술의 피부 표면의 온도 및/또는 타겟의 온도를 기초로, 제어모듈(1400)이 분사될 냉각재의 온도 및 냉각재의 유량 등을 제어하도록 구성될 수 있다. 특히, 기존 시술의 레이저 조사 시작 시점의 피부 표면 온도 및/또는 타겟 온도와 레이저 조사 종료 시점의 피부 표면 온도 및/또는 타겟 온도를 기초로 하여, 제어모듈(1400)이 분사될 냉각재의 온도 및 냉각재의 유량 등을 제어하도록 구성될 수 있다. 이때, 제어 모듈(1400)은 피부 표면의 온도는 피부 손상 온도에 도달하지 않도록, 타겟의 온도는 타겟 목표 온도에 도달하도록 냉각재의 온도 및/또는 냉각재의 유량을 제어하도록 구성될 수 있다.

[0429] 일 실시예에서는 하나의 타겟에 복수의 레이저를 조사하는 시술이 진행될 수 있다. 이 경우에는 제1 샷에 의한 피부 정보를 이용하여 제2 샷에 분사되는 냉각재의 온도 및/또는 냉각재의 유량이 제어되도록 구성될 수 있다. 이에 대하여는 자세히 후술한다.

[0430] 일 실시예에서는 복수의 타겟에 레이저를 조사하는 시술이 진행될 수 있다. 이 경우에는 제1 스팟에 의한 온도 정보를 이용하여 제2 스팟에 분사되는 냉각재의 온도 및/또는 냉각재의 유량이 제어되도록 구성될 수 있다. 이에 대하여는 자세히 후술한다.

[0432] 본 출원에 개시된 레이저 시술 장치(100)는 레이저 시술을 위하여 환자의 피부에 레이저를 출력하는 레이저 모듈; 상기 피부의 온도를 측정하는 센서; 상기 피부에 냉각재를 분사하는 노즐; 상기 냉각재의 온도와 양 중 적어도 하나를 조절하기 위한 냉각재상태조절기; 및 상기 센서를 통하여 제1 피부 정보 및 제2 피부 정보 중 적어도 하나를 획득하되, 상기 제1 피부 정보는 적어도 제1 샷의 레이저 출력의 시작 시 또는 이전의 상기 피부 온도를 포함하며, 상기 제2 피부 정보는 적어도 상기 제1 샷의 레이저 출력의 종료 시 또는 이후의 상기 피부 온도를 포함하며, 상기 제1 샷의 레이저 시술을 수행한 후에 제2 샷의 레이저 시술을 수행하는 경우, 상기 제1 피부 정보 및 상기 제2 피부 정보 중 적어도 하나에 기초하여 상기 냉각재의 온도와 양 중 적어도 하나를 조절하도록 마련된 제어 모듈을 포함할 수 있다.

[0433] 여기서, 제1 피부 정보나 제2 피부 정보는 피부 유형, 피부 시술 부위, 피부 온도와 피부와 관련된 임의의 적절한 정보를 포함하는 개념이나, 이하에서는 피부 온도에 대한 정보에 대한 실시예를 중심으로 서술한다.

[0434] 상기 제1 피부 정보는 제1 샷의 레이저 출력의 시작점이나 이전의 상기 피부 온도일 수 있으며, 상기 제2 피부 정보는 상기 제1 샷의 레이저 출력의 종료나 이후의 상기 피부 온도일 수 있다.

[0435] 상기 레이저 시술 장치(100)의 제어모듈(1400)은 상기 제1 샷의 레이저 치료 수행한 후에 제2 샷의 레이저 치료를 수행하는 경우, 상기 제1 피부 정보 및 상기 제2 피부 정보 중 적어도 하나에 기초하여 상기 냉각재의 온도와 양 중 적어도 하나를 조절하도록 제공될 수 있다.

[0436] 일 실시예에 따르면, 상기 제1 피부 정보는 상기 레이저를 출력하는 개시 시점과 실질적으로 동일한 시점에서 검출된 상기 피부 온도를 나타낼 수 있으며, 상기 제2 피부 정보는 상기 레이저를 출력하는 종료 시점과 실질적으로 동일한 시점에서 검출된 상기 피부 온도를 나타낼 수 있다. 이때 상기 제1 샷의 레이저 치료를 수행한 후 상기 제2 샷의 레이저 치료를 수행하는 경우, 상기 제어 모듈(1400)은 상기 제1 피부 정보 및 상기 제2 피부 정보 중 적어도 하나에 기초하여, 상기 레이저의 조사 구간의 적어도 일부에서 상기 냉각재의 온도 및 양 중 적어도 하나를 조절하도록 구성될 수 있다.

[0437] 일 실시예에 따르면, 상기 제1 샷의 레이저 치료를 수행한 후 상기 제2 샷의 레이저 치료를 수행하는 경우, 상기 제어 모듈(1400)은 상기 제1 피부 정보 및 상기 제2 피부 정보의 '차이'에 기초하여 상기 냉각재의 온도 및 양 중 적어도 하나를 조절하도록 구성될 수 있다.

[0438] 일 실시예에 따르면, 상기 제1 샷의 레이저 치료를 수행한 후에 상기 제2 샷의 레이저 치료를 수행하는 경우, 상기 제어 모듈(1400)은 제2 샷의 상기 레이저 조사 구간을 제외한 나머지 냉각 구간 동안 상기 제2 샷이 조사되는 피부 표면에서 검출된 온도에 기초하여 상기 냉각재의 온도 및 양 중 적어도 하나를 조절하도록 구성될 수 있다. 다시 말해, 상기 제어 모듈(1400)은, 레이저 조사 구간에서는 상기 제1 샷과 관련된 상기 제1 피부 정보 및/또는 상기 제2 피부 정보에 기초하여, 상기 레이저의 조사 구간의 적어도 일부에서 상기 냉각재의 온도 및 양 중 적어도 하나를 조절하도록 구성될 수 있되, 레이저 조사 구간 이외의 프리 쿨링 구간(P1) 및/또는 포스트 쿨링 구간(P3)에서는 상기 제2 샷이 조사될 또는 조사된 피부 표면에서 검출된 온도에 기초하여 상기 냉각재의 온도 및 양 중 적어도 하나를 조절하도록 구성될 수 있다.

[0439] 일 실시예에 따르면, 상기 제1 샷과 상기 제2 샷은 동일한 타겟에 대하여 레이저가 출력되는 것일 수 있다. 예를 들어, 상기 제1 샷이 제1 스팟에 대하여 출력된 경우, 상기 제2 샷 또한 제1 스팟에 대하여 출력된 것일 수 있다. 다시 말해, 상기 제1 샷의 레이저 출력과 상기 제2 샷의 레이저 출력은 실질적으로 피부의 동일한 위치에 대해 수행될 수 있다.

[0440] 일 실시예에 따르면, 상기 제1 샷과 상기 제2 샷은 상이한 타겟에 대하여 레이저가 출력되는 것일 수 있다. 예를 들어, 상기 제1 샷이 제1 스팟에 대하여 출력된 경우, 상기 제2 샷 또한 제2 스팟에 대하여 출력된 것일 수 있다. 다시 말해, 상기 제1 샷은 피부의 제1 위치에 대한 레이저 출력이되, 상기 제2 샷은 상기 제1 위치와는 상이한 상기 피부의 제2 위치에 대한 레이저 출력일 수 있다.

[0441] 일 실시예에 따르면, 본 출원에 개시된 레이저 시술 장치(100)의 구동 방법은 하나의 타겟에 복수의 레이저 샷을 조사하는 것을 포함할 수 있다.

[0442] 일 실시예에 따르면 또한 본 출원에 개시된 레이저 시술 장치(100)의 구동 방법은 복수의 타겟에 하나의 레이저 샷을 각각 조사하는 것을 포함할 수 있다.

[0443] 일 실시예에 따르면 본 출원에 개시된 레이저 시술 장치(100)의 구동 방법은 복수의 타겟에 각각 복수의 레이저 샷을 조사하는 것을 포함할 수 있다.

[0444] 여기서, 하나의 레이저 샷이란 하나의 펄스를 출력하는 것을 의미할 수 있다. 또한, 복수의 레이저 샷이란 일반적으로 복수의 펄스를 출력하는 것을 일반적으로 의미할 수 있다. 다만, 짧은 펄스로 아주 짧은 시간단위(예, 나노 초 시간단위) 간격으로 복수의 펄스를 연속적으로 출력하는 경우가 있을 수 있는데, 이 경우에는 하나의 레이저 샷은 연속적으로 출력되는 복수의 펄스를 포괄하는 의미일 수 있다.

[0445] 이러한 동작 및 구현 방법을 통하여, 적어도 레이저 조사 구간의 피부 표면의 온도의 측정 오차를 미연에 방지하면서 피부 손상의 가능성을 최소화할 수 있는 효과도 존재한다. 이하에서는 상술한 동작 및 구현 방법에 대하여, 좀 더 구체적으로 서술한다.

[0447] 도 10 내지 도 12를 참고한다. 도 10은 제1 스팟에 대하여 제1 샷에 레이저를 조사하는 것을 도시한 도면이다. 도 11은 제1 스팟에 대하여 제1 샷에 레이저를 조사가 완료되고 일정한 시간이 흐른 후 제1 스팟에 대하여 제2 샷의 레이저를 조사하는 것을 도시한 도면이다. 도 12는 제1 스팟에 대하여 복수의 샷의 레이저를 조사하는 경우의 구동 방법(S6000)을 도시한 순서도이다.

[0448] 본 출원에 개시된 레이저 시술 장치(100)의 구동 방법은 시술이 시작되고, 제1 피부 정보를 측정하는 단계(S6100); 제1 샷의 레이저를 조사하는 단계(S6200); 제2 피부 정보를 측정하는 단계(S6300); 상기 제1 피부 정보 및 상기 제2 피부 정보 중 적어도 하나에 기초하여 냉각재의 온도 및 냉각재의 양 중 적어도 하나를 조절하는 단계(S6400); 및 제2 샷의 레이저 조사 및 상기 조절된 냉각재의 온도나 냉각재의 양에 따라 냉각재 분사하는 단계(S6500)를 포함할 수 있다.

[0449] 일 실시예에 따르면, 상기 제1 피부 정보를 측정하는 단계(S6100)에서는 레이저에 의해 시술될 타겟의 피부 표면 또는 피부 표면과 인접한 영역의 피부 정보가 센서부(1300)에 의해 검출될 수 있다.

[0450] 상기 제1 피부 정보는 레이저의 출력이 개시되는 시점이나 이전 시점에서 검출될 수 있다. 바람직하게는, 상기 제1 피부 정보는 레이저를 출력하는 개시 시점과 실질적으로 동일한 시점에서 검출된 피부 정보일 수 있다.

[0451] 상기 제1 피부 정보는 레이저에 의해 시술될 타겟의 피부 표면 또는 피부 표면과 인접한 영역의 '피부 온도'일 수 있다. 예를 들어 상기 제1 피부 정보는 레이저가 출력되어 피부 표면에 열 에너지가 인가되기 전의 피부 표면의 온도일 수 있다. 다만, 피부 표면의 온도에 제한되지 않으며, 피시술자의 피부 유형, 시술 부위, 타겟의 위치 및/또는 깊이 등 또한 제1 피부 정보에 포함할 수 있다. 예를 들어, 제모를 위한 시술을 진행하는 경우, 모가 위치하는 피부의 특성(예, 수분, 민감도 등)에 대한 정보 및 타겟의 위치나 깊이에 대한 피부 정보를 측정하여 제2 샷의 레이저 조사 시에 기초로 이용할 수 있다.

[0452] 일 실시예에 따르면, 상기 제1 피부 정보는 레이저의 출력이 개시되는 시점의 이전 시점에서 검출될 수 있다. 이때, 레이저의 출력이 개시되는 시점의 이전 시점에서는 프리 쿨링이 진행될 수 있다. 프리 쿨링이 진행되는 경우에는 제1 피부 정보뿐만 아니라, 프리 쿨링에 분사되는 냉각재의 온도 및/또는 냉각재의 유량에 대한 정보를 추가적으로 획득하여, 후술할 제2 샷의 레이저 조사 시에 함께 분사될 냉각재의 온도 및/또는 냉각재의 유량을 조절하는 데에 이용될 수 있다.

[0453] 상기 제1 샷의 레이저 조사하는 단계(S6200)에서는 시술하고자 하는 타겟에 대하여 레이저 모듈(1100)에 의해 레이저가 출력될 수 있다. 바람직하게는, 상기 제1 샷의 레이저를 조사하는 것은 제2 샷의 레이저를 조사하는 경우 함께 분사될 냉각재의 온도 및/또는 냉각재의 유량을 적절히 조절하기 위한 피부 정보들을 획득하기 위한 의미일 수 있다. 다시 말해, 상기 제1 샷의 레이저 조사 구간의 개시 시점과 조사 완료 시점의 피부 정보들을 획득하여, 이를 기초로 제2 샷의 레이저 시술 시 피부 표면의 온도를 피부 손상 온도에 도달하지 않도록 냉각재의 온도 및/또는 냉각재의 유량을 조절하기 위함일 수 있다.

[0454] 일 실시예에 따르면, 상기 제2 피부 정보를 측정하는 단계(S6300)에서는 제1 피부 정보를 측정한 피부 표면의 영역과 동일한 피부 표면의 영역에서 제2 피부 정보가 센서부(1300)에 의해 검출될 수 있다. 즉 레이저에 의해 시술될 타겟의 피부 표면 또는 피부 표면과 인접한 영역에 대하여 제2 피부 정보가 측정될 수 있다.

[0455] 상기 제2 피부 정보는 레이저의 출력이 완료된 시점이나 이후 시점에서 검출될 수 있다. 바람직하게는, 상기 제2 피부 정보는 레이저의 출력이 종료된 시점과 실질적으로 동일한 시점에서 검출된 피부 정보일 수 있다.

[0456] 상기 제2 피부 정보는 레이저에 의해 시술될 타겟의 피부 표면 또는 피부 표면과 인접한 영역의 '피부 온도'일 수 있다. 예를 들어 상기 제2 피부 정보는 레이저의 출력이 종료되어 피부 표면에 열 에너지가 인가된 이후의 피부 표면의 온도일 수 있다. 다만, 피부 표면의 온도에 제한되지 않으며, 레이저 조사 구간에서의 레이저 종류(레이저 파장 및 출력), 레이저 조사 시간 등이 제2 피부 정보와 함께 검출될 수 있다.

[0457] 일 실시예에 따르면, 상기 제2 피부 정보는 레이저의 출력이 완료된 시점이나 이후 시점에서 검출될 수 있다. 이때, 레이저 조사 구간에서 레이저 출력뿐만 아니라 냉각재가 함께 분사되는 경우가 있을 수 있다. 즉 인터 쿨링이 수행될 수 있다. 인터 쿨링이 진행되는 경우에는 인터 쿨링에서 분사된 냉각재의 온도 및/또는 냉각재의 유량에 대한 정보를 추가적으로 획득할 수 있다. 또한, 인터 쿨링에서 분사된 냉각재의 온도 및/또는 냉각재의 유량에 따른 피부 표면의 온도의 변화에 대한 정보들도 획득할 수 있다. 상기 인터 쿨링에서의 냉각재의 온도, 냉각재의 유량 정보 및/또는 상기 피부 표면의 온도의 변화에 대한 정보는 후술할 제2 샷의 레이저 조사 이전에

/함께/이후에 분사될 냉각재의 온도 및/또는 냉각재의 유량을 조절하는 데에 이용될 수 있다.

[0458] 상기 제1 피부 정보 및 상기 제2 피부 정보 중 적어도 하나에 기초하여 냉각재의 온도 및 냉각재의 양 중 적어도 하나를 조절하는 단계(S6400); 에서는 제어모듈(1400)이 검출된 상기 제1 피부 정보 및 상기 제2 피부 정보 중 적어도 하나에 기초하여 제2 샷의 레이저 조사 시에 함께 분사될 냉각재의 온도 및 냉각재의 양 중 적어도 하나를 조절할 수 있다. 이때, 제어모듈(1400)은 냉각재상태조절부(1220)를 통하여, 냉각재에 인가되는 열 에너지량을 조절하여 제2 샷의 레이저 조사 시에 함께 분사될 냉각재의 온도 및/또는 냉각재의 유량을 제어할 수 있다. 또는 제어모듈(1400)은 유량조절부(1210)의 개폐 시간 및/또는 개폐 주기 등을 조절하여 제2 샷의 레이저 조사 시에 함께 분사될 냉각재의 유량을 제어할 수 있다.

[0459] 상기 제1 피부 정보 및 상기 제2 피부 정보 중 적어도 하나에 기초하여 냉각재의 온도 및 냉각재의 양 중 적어도 하나를 조절하는 단계(S6400); 에서는 제2 샷의 레이저 조사 시에 함께 분사될 냉각재의 온도 및 냉각재의 양 중 적어도 하나를 조절하여 제2 샷이 조사될 때 피부 표면의 온도가 피부 손상 온도 이하의 온도로 제어할 수 있다. 따라서 피부 손상의 가능성을 최소화할 수 있다는 장점이 있다.

[0460] 일 예로, 상기 제1 피부 정보 및 상기 제2 피부 정보 중 적어도 하나에 기초하여 냉각재의 온도 및 냉각재의 양 중 적어도 하나를 조절하는 단계(S6400); 에서는, 상기 제1 피부 정보를 기초로 제2 샷의 레이저 조사 시에 함께 분사될 냉각재의 온도 및/또는 냉각재의 유량을 조절할 수 있다.

[0461] 예를 들어, 제1 샷의 레이저 조사의 개시 시점에서의 시술 부위의 '피부 표면의 온도'를 기초로 제2 샷의 레이저 조사 시에 함께 분사될 냉각재의 온도 및/또는 냉각재의 유량을 조절할 수 있다. 상기 피부 표면의 온도가 상대적으로 높은 경우라면, 레이저에 의한 열 축적에 의해 피부 표면의 온도 상승으로 피부 손상 온도에 도달할 가능성이 높기 때문에 제2 샷의 레이저 조사 시에 함께 분사될 냉각재의 온도를 상대적으로 낮은 온도로 분사하거나 상대적으로 많은 양의 냉각재를 분사하도록 제어될 수 있다.

[0462] 반면, 상기 피부 표면의 온도가 상대적으로 낮은 경우라면, 레이저에 의한 열 축적에 의해 피부 표면의 온도 상승으로 피부 손상 온도에 도달할 가능성이 상대적으로 낮기 때문에 제2 샷의 레이저 조사 시에 함께 분사될 냉각재의 온도를 상대적으로 높은 온도로 분사하거나 상대적으로 적은 양의 냉각재를 분사하도록 제어되어 냉각재상태조절부(1220)의 전력 소모를 줄이고 냉각재를 절약할 수 있다.

[0463] 일 예로, 상기 제1 피부 정보 및 상기 제2 피부 정보 중 적어도 하나에 기초하여 냉각재의 온도 및 냉각재의 양 중 적어도 하나를 조절하는 단계(S6400); 에서는, 상기 '제2 피부 정보'를 기초로 제2 샷의 레이저 조사 시에 함께 분사될 냉각재의 온도 및/또는 냉각재의 유량을 조절할 수 있다.

[0464] 예를 들어, 제1 샷의 레이저 조사의 완료 시점과 실질적으로 동일한 시점에서의 시술 부위의 '피부 표면의 온도'를 기초로 제2 샷의 레이저 조사 시에 함께 분사될 냉각재의 온도 및/또는 냉각재의 유량을 조절할 수 있다. 상기 레이저 조사의 완료 시점과 실질적으로 동일한 시점에서의 피부 표면의 온도가 피부 손상 온도 이상이거나 상대적으로 피부 손상 온도에 근접한 온도라면, 레이저 조사에 의하여 피부 손상의 가능성이 높다는 의미이기 때문에 제2 샷의 레이저 조사 시에 함께 분사될 냉각재의 온도를 상대적으로 낮은 온도로 분사하거나 상대적으로 많은 양의 냉각재를 분사하도록 제어될 수 있다. 따라서 피부 손상의 가능성을 최소화할 수 있다

[0465] 반면, 상기 피부 표면의 온도가 상대적으로 피부 손상 온도에 근접하지 않은 경우라면, 레이저에 의한 열 축적에 의해 피부 표면의 온도 상승으로 피부 손상 온도에 도달할 가능성이 상대적으로 낮다는 의미이기 때문에 제2 샷의 레이저 조사 시에 함께 분사될 냉각재의 온도를 상대적으로 높은 온도로 분사하거나 상대적으로 적은 양의 냉각재를 분사하도록 제어되어 냉각재상태조절부(1220)의 전력 소모를 줄이고 냉각재를 절약할 수 있다.

[0466] 일 예로, 상기 제1 피부 정보 및 상기 제2 피부 정보 중 적어도 하나에 기초하여 냉각재의 온도 및 냉각재의 양 중 적어도 하나를 조절하는 단계(S6400); 에서는, 상기 제1 피부 정보 및 상기 제2 피부 정보를 기초로 제2 샷의 레이저 조사 시에 함께 분사될 냉각재의 온도 및/또는 냉각재의 유량을 조절할 수 있다. 일부 예에서, 상기 제1 피부 정보 및 상기 제2 피부 정보 중 적어도 하나에 기초하여 냉각재의 온도 및 냉각재의 양 중 적어도 하나를 조절하는 단계(S6400); 는 상기 제1 피부 정보와 상기 제2 피부 정보의 '차이'를 기초로 제2 샷의 레이저 조사 시에 함께 분사될 냉각재의 온도 및/또는 냉각재의 유량을 조절할 수 있다.

[0467] 예를 들면, 상기 제1 피부 정보 및 상기 제2 피부 정보 중 적어도 하나에 기초하여 냉각재의 온도 및 냉각재의 양 중 적어도 하나를 조절하는 단계(S6400); 는 제1 샷의 레이저 조사의 개시 시점과 실질적으로 동일한 시점에서의 시술 부위의 피부 표면 온도와 제1 샷의 레이저 조사의 완료 시점과 실질적으로 동일한 시점에서의 시술 부위의 피부 표면 온도의 "차이"를 기초로 제2 샷의 레이저 조사 시에 함께 분사될 냉각재의 온도 및/또는 냉각

재의 유량을 조절할 수 있다. 즉 제1 샷의 레이저 조사의 개시 시점과 완료 시점에서의 피부 표면의 온도의 차이를 기초로 제2 샷의 레이저 조사 시에 함께 분사될 냉각재의 온도 및/또는 냉각재의 유량을 조절할 수 있다. 상기 피부 표면의 온도의 차이가 상대적으로 큰 경우라면, 레이저 조사에 의하여 피부 표면의 온도의 상승이 크다는 의미로 피부 손상 온도에 도달할 가능성이 높다는 의미로 해석될 수 있다. 따라서 이 경우에는 제2 샷의 레이저 조사 시에 함께 분사될 냉각재의 온도를 상대적으로 낮은 온도로 분사하거나 상대적으로 많은 양의 냉각재를 분사하도록 제어될 수 있다. 따라서 피부 손상의 가능성을 최소화할 수 있다.

[0468] 반면, 상기 피부 표면의 온도의 차이가 상대적으로 작은 경우라면, 레이저 조사에 의하여 피부 표면의 온도의 상승이 작다는 의미로 피부 손상 온도에 도달할 가능성이 낮다는 의미로 해석될 수 있다. 따라서 이 경우에는 제2 샷의 레이저 조사 시에 함께 분사될 냉각재의 온도를 상대적으로 높은 온도로 분사하거나 상대적으로 적은 양의 냉각재를 분사하도록 제어될 수 있다. 따라서 냉각재상태조절부(1220)의 전력 소모를 줄이고 냉각재를 절약할 수 있다는 장점이 있다.

[0469] 상기 제1 피부 정보 및 상기 제2 피부 정보 중 적어도 하나에 기초하여 냉각재의 온도 및 냉각재의 양 중 적어도 하나를 조절하는 단계(S6400); 에서는 추가적으로 제1 샷이 종료된 시점과 제2 샷이 개시되는 시점과의 시간 간격을 고려하여 냉각재의 온도 및 냉각재의 양 중 적어도 하나가 조절될 수 있다.

[0470] 예를 들어, 제1 샷이 종료된 시점과 제2 샷이 개시되는 시점의 시간 간격이 상대적으로 긴 경우, 제1 샷의 레이저 조사에 의하여 피부 표면에 전달된 열 에너지가 주변 조직으로 분산될 가능성이 높다. 반면, 상기 시간 간격이 상대적으로 짧다면, 제1 샷의 레이저 조사로 인하여 피부 표면에 잔존하는 열 에너지가 상대적으로 높을 수 있으며 제2 샷의 레이저 조사로 인하여 추가적인 열 에너지가 피부 표면에 축적되어 피부 손상 온도에 도달할 가능성이 상대적으로 높아질 수 있다. 따라서 상기 시간 간격이 상대적으로 짧은 경우에는 제2 샷의 레이저 조사 시에 함께 분사될 냉각재의 온도를 상대적으로 낮은 온도로 분사하거나 상대적으로 많은 양의 냉각재를 분사하도록 제어될 수 있다.

[0471] 상기 제2 샷의 레이저 조사 및 상기 조절된 냉각재의 온도나 냉각재의 양에 따라 냉각재를 분사하는 단계(S6500)에서는 상기 제1 피부 정보 및 상기 제2 피부 정보 중 적어도 하나에 기초하여 냉각재의 온도 및 냉각재의 양 중 적어도 하나를 조절하는 단계(S6400)에서 조절된 냉각재의 온도 및/또는 냉각재의 유량에 따라 시술부위에 냉각재가 분사될 수 있다. 이때 냉각재 분사는 제2 샷의 레이저 조사 구간의 적어도 일부분에서 분사될 수도 있다. 즉 상기 조절된 냉각재의 온도나 냉각재의 양에 따라 냉각재를 분사하여 제2 샷의 레이저 조사 시에 인터 쿨링을 수행할 수 있다. 또한 이러한 냉각을 통하여 제2 샷의 레이저 조사 구간에서의 피부 표면의 온도가 피부 손상 온도에 도달하지 않도록 제어할 수 있다.

[0472] 다만, 인터 쿨링에 제한되지 않으며, 상기 조절된 냉각재의 온도나 냉각재의 양에 따라 제2 샷의 레이저 조사 이전의 "프리 쿨링" 및/또는 제2 샷의 레이저 조사 이후의 "포스트 쿨링"을 수행하여 피부 손상의 가능성을 최소화하고 통증을 최소화하는 본 발명의 목적을 달성할 수 있을 것이다. 다시 말해, 상기에서는 제1 샷의 제1 피부 정보 및/또는 제2 피부 정보를 기초로 냉각재의 온도 및 냉각재의 양 중 적어도 하나를 조절하여 인터 쿨링에 대하여 중심으로 기재하였으나 이에 제한되지 않고, 제1 샷의 제1 피부 정보 및/또는 제2 피부 정보를 기초로 제2 샷의 프리 쿨링 및/또는 포스트 쿨링에서 분사될 냉각재의 온도 및 냉각재의 양 중 적어도 하나를 조절할 수 있다.

[0473] 이상에서는 하나의 타겟에 대하여 복수의 레이저 샷을 조사하는 시술에 대하여 서술하였으나, 상술한 설명은 하나의 타겟에 대하여 복수의 레이저 샷을 조사하는 것에만 한정되지 않고, 후술할 복수의 타겟에 대하여 레이저를 조사하는 경우에도 동일하게 또는 유사하게 유추적용 될 수 있을 것이다. 이하에서는 복수의 타겟에 레이저 시술을 하는 것으로 인한 특징을 중심으로 서술한다.

[0474] 도 13 및 도 15를 참고한다. 도 13은 제1 스팟에 대하여 레이저를 조사하는 것을 도시한 도면이다. 도 14는 제1 스팟에 대하여 레이저의 조사가 완료되고 일정한 시간이 흐른 후 제2 스팟에 대하여 레이저를 조사하는 것을 도시한 도면이다. 도 15는 복수의 스팟에 대하여 레이저를 조사하는 경우의 구동 방법(S7000)을 도시한 순서도이다.

[0475] 본 출원에 개시된 레이저 시술 장치(100)의 구동 방법은 시술이 시작되고, 제1 스팟의 제1 피부 정보를 측정하는 단계(S7100); 제1 스팟에 레이저를 조사하는 단계(S7200); 제1 스팟의 제2 피부 정보를 측정하는 단계(S7300); 상기 제1 피부 정보 및 상기 제2 피부 정보 중 적어도 하나에 기초하여 냉각재의 온도 및 냉각재의 양 중 적어도 하나를 조절하는 단계(S7400); 및 제2 스팟에 레이저 조사 및 상기 조절된 냉각재의 온도나 냉각재의

양에 따라 냉각재 분사하는 단계(S7500)를 포함할 수 있다.

[0476] 일 실시예에 따르면, 상기 제1 스팟의 제1 피부 정보를 측정하는 단계(S610)에서는 레이저에 의해 시술될 제1 타겟의 피부 표면 또는 피부 표면과 인접한 영역의 피부 정보가 센서부(1300)에 의해 검출될 수 있다. 상기 제1 스팟은 후술할 제2 스팟과는 상이한 스팟일 수 있다. 다만, 바람직하게는, 제1 스팟과 제2 스팟은 인접한 영역에서 동일 또는 유사한 기능을 수행하는 생체 내의 조직일 수 있다.

[0477] 상기 제1 피부 정보는 '제1 스팟'에 대하여 레이저의 출력이 개시되는 시점 또는 이전 시점에서 검출될 수 있다.

[0478] 또한, 상기 제1 피부 정보는 '제1 스팟'의 피부 표면 또는 피부 표면과 인접한 영역의 피부 온도일 수 있다. 다만 이에 제한되지 않고, 피시술자의 피부 유형, 시술 부위, 타겟의 위치, 또한 제1 피부 정보에 포함할 수 있다.

[0479] 상기 제1 스팟에 레이저를 조사하는 단계(S7200)에서는 시술하고자 하는 제1 타겟에 대하여 레이저 모듈(1100)에 의해 레이저가 출력될 수 있다. 바람직하게는, 상기 제1 스팟에 레이저를 조사하는 것은 제2 스팟에 레이저를 조사하는 경우 함께 분사될 냉각재의 온도 및/또는 냉각재의 유량을 적절히 조절하기 위한 피부 정보들을 획득하기 위한 의미일 수 있다. 다시 말해, 상기 '제1 스팟'의 레이저 조사 구간의 개시 시점과 조사 완료 시점의 피부 정보들을 획득하여, 이를 기초로 제1 스팟과 상이한 스팟인 제2 스팟의 레이저 시술 시 피부 표면의 온도를 피부 손상 온도에 도달하지 않도록 냉각재의 온도 및/또는 냉각재의 유량을 조절하기 위함일 수 있다.

[0480] 일 실시예에 따르면, 상기 제1 스팟의 제2 피부 정보를 측정하는 단계(S7300)에서는 제1 피부 정보를 측정한 피부 표면의 영역과 동일한 피부 표면의 영역에서 제2 피부 정보가 센서부(1300)에 의해 검출될 수 있다. 즉 제1 스팟에서 제2 피부 정보가 측정될 수 있다.

[0481] 상기 제2 피부 정보는 '제1 스팟'에 대하여 레이저의 출력이 완료되는 시점 또는 이후 시점에서 검출될 수 있다.

[0482] 또한, 상기 제2 피부 정보는 '제1 스팟'의 피부 표면 또는 피부 표면과 인접한 영역의 '피부 표면의 온도'일 수 있다. 다만, 피부 표면의 온도에 제한되지 않으며, 레이저 조사 구간에서의 레이저 종류(레이저 파장 및 출력), 레이저 조사 시간 등이 제2 피부 정보와 함께 검출될 수 있다.

[0483] 상기 제1 피부 정보 및 상기 제2 피부 정보 중 적어도 하나에 기초하여 냉각재의 온도 및 냉각재의 양 중 적어도 하나를 조절하는 단계(S7400); 에서는 제1 스팟에 대하여 검출된 상기 제1 피부 정보 및 상기 제2 피부 정보 중 적어도 하나에 기초하여 제2 스팟에 레이저 조사 시에 분사될 냉각재의 온도 및 냉각재의 양 중 적어도 하나를 조절할 수 있다. 이때, 제2 스팟에 레이저 조사 시에 분사될 냉각재의 온도 및 냉각재의 양 중 적어도 하나를 조절함으로써, 제2 스팟에 레이저가 조사되는 경우, 제2 스팟의 피부 표면 온도가 피부 손상 온도에 도달하지 못하도록 제어할 수 있다. 이를 통하여 제2 스팟의 피부 손상 가능성을 최소화할 수 있다.

[0484] 상기 제2 스팟에, 레이저 조사 및 상기 조절된 냉각재의 온도나 냉각재의 양에 따라 냉각재를 분사하는 단계(S6500)에서는 상기 제1 스팟에서 검출한 상기 제1 피부 정보 및 상기 제2 피부 정보 중 적어도 하나에 기초하여 조절된 냉각재의 온도 및/또는 냉각재의 유량에 따라 제2 스팟에 냉각재가 분사될 수 있다. 이때, 제2 스팟에 분사되는 냉각재는, 제2 스팟에 레이저가 조사되기 이전에 분사될 수 있다. 또는 제2 스팟에 레이저가 조사되는 동안 제2 스팟에 냉각재가 분사될 수 있다. 또는 제2 스팟에 레이저가 조사된 이후에 제2 스팟에 냉각재가 분사될 수 있다.

[0485] 상술한 실시예는, 바람직하게는 제1 스팟과 제2 스팟의 시술 환경, 시술 형태 또는 시술 방법 등이 동일하거나 유사한 경우에 적용될 수 있다.

[0486] 다만, 제1 스팟과 제2 스팟의 시술 환경, 시술 형태 또는 시술 방법이 상이한 경우에도 제1 스팟과 제2 스팟의 시술 환경, 시술 형태 또는 시술 방법의 차이를 추가적으로 고려하여 제1 스팟의 제1 피부 정보 및 제2 피부 정보 중 적어도 하나에 기초하여 제2 스팟에 분사될 냉각재의 온도 및 냉각재의 양 중 적어도 하나를 조절할 수 있을 것이다.

[0487] 일 예로, 도 15에는 도시되지 않았지만, 상기 제1 샷의 레이저 시술을 수행한 후에 상기 제2 샷의 레이저 시술을 수행하는 경우, 센서부(1300)에 의해 제2 스팟의 제3 피부 정보가 측정될 수 있다.

[0488] 상기 제3 피부 정보는 적어도 상기 제2 샷의 레이저 출력의 시작 또는 이전의 상기 제2 스팟의 피부 정보일 수

있다. 또한 상기 제3 피부 정보는 제2 샷의 레이저에 의해 시술될 타겟의 피부 표면 또는 피부 표면과 인접한 영역의 '피부 온도'일 수 있다. 예를 들어 상기 제3 피부 정보는 제2 샷의 레이저가 출력되어 제2 스팟과 대응되는 피부 표면에 열 에너지가 인가되기 전의 피부 표면의 온도일 수 있다. 다만, 피부 표면의 온도에 제한되지 않으며, 피시술자의 피부 유형, 시술 부위, 타겟의 위치 및/또는 깊이 등 또한 제3 피부 정보에 포함할 수 있다. 예를 들어, 제모를 위한 시술을 진행하는 경우, 모가 위치하는 피부의 특성(예, 수분, 민감도 등)에 대한 정보 및 타겟의 위치나 깊이에 대한 피부 정보를 측정하여 제2 샷의 레이저 조사 시 냉각재의 특성을 조절하는 데 기초로 이용할 수 있다.

[0489] 일 실시예로, 제어모듈(1400)은, 센서부(1300)를 통하여 획득한 제1 샷에 관한 제1 피부 정보, 제2 피부 정보 및 제2 샷에 관한 제3 피부 정보 중 적어도 하나 이상에 기초하여 상기 제2 샷의 레이저 시술 시 분사될 냉각재의 온도와 양 중 적어도 하나를 조절할 수 있다.

[0490] 일 예로, 제어 모듈(1400)은 제1 샷과 관련된 제1 피부 정보와 제2 샷과 관련된 제3 피부 정보의 차이에 기초하여 제2 샷의 레이저 시술 시 분사될 냉각재의 온도 또는 양을 조절할 수 있다. 예를 들어, 제1 피부 정보에 포함된 피부 온도가 제3 피부 정보에 포함된 피부 온도보다 높은 경우, 제어모듈(1400)은 제1 피부 정보에 포함된 피부 온도가 제3 피부 정보에 포함된 피부 온도보다 낮은 경우보다 제2 스팟에 분사될 냉각재의 온도를 상대적으로 높게 제어할 수 있다. 또는, 제1 피부 정보에 포함된 피부 온도가 제3 피부 정보에 포함된 피부 온도보다 높은 경우, 제어모듈(1400)은 제1 피부 정보에 포함된 피부 온도가 제3 피부 정보에 포함된 피부 온도보다 낮은 경우보다 제2 스팟에 분사될 냉각재의 양을 상대적으로 적게 제어할 수 있다.

[0491] 일 예로, 제어 모듈(1400)은 제1 샷과 관련된 제2 피부 정보와 제2 샷과 관련된 제3 피부 정보의 '차이'에 기초하여 제2 샷의 레이저 시술 시 분사될 냉각재의 온도 또는 양을 조절할 수 있다. 예를 들어, 제2 피부 정보에 포함된 피부 온도와 제3 피부 정보에 포함된 피부 온도 간의 차이가 제1 차이의 경우보다, 제2 피부 정보에 포함된 피부 온도와 제3 피부 정보에 포함된 피부 온도 간의 차이가 상기 제1 차이보다 더 큰 제2 차이인 경우에, 제어모듈(1400)은 제2 스팟에 분사될 냉각재의 온도를 상대적으로 높게 제어할 수 있다. 또는, 제2 피부 정보에 포함된 피부 온도와 제3 피부 정보에 포함된 피부 온도 간의 차이가 제1 차이의 경우보다, 제2 피부 정보에 포함된 피부 온도와 제3 피부 정보에 포함된 피부 온도 간의 차이가 상기 제1 차이보다 더 큰 제2 차이인 경우에, 제어모듈(1400)은 제2 스팟에 분사될 냉각재의 양을 상대적으로 적게 제어할 수 있다.

[0492] 도 10 내지 도 12를 참고하면, 하나의 스팟에 대하여 복수의 레이저 샷을 출력하는 방법으로 본 명세서에 개시된 레이저 시술 장치(100)가 구동될 수 있다. 또한 도 13 내지 도 15를 참고하면, 복수의 스팟에 대하여 각각 레이저 샷을 출력하는 방법으로 본 명세서에 개시된 레이저 시술 장치(100)가 구동될 수 있다. 다만 이에 제한되지 않으며, 하나의 스팟에 대하여 복수의 레이저 샷을 출력하는 방법의 임의의 원리 및 장점과 복수의 스팟에 대하여 각각 레이저 샷을 출력하는 방법의 임의의 원리 및 장점을 조합하여 구현할 수 있을 것이다.

[0493] 예를 들어, 제1 스팟에 대하여 제1 샷을 조사하여 시술한 경우, 제1 샷에 대한 제1 피부 정보 및 제2 피부 정보 중 적어도 하나에 기초하여, 제1 스팟에 대한 제2 샷 시술 시 분사될 냉각재의 온도 및/또는 냉각재의 유량을 조절할 수 있다. 뿐만 아니라 제1 샷에 대한 제1 피부 정보 및 제2 피부 정보 중 적어도 하나에 기초하여, 제2 스팟에 대한 레이저 시술 시 분사될 냉각재의 온도 및/또는 냉각재의 유량을 조절할 수 있다.

[0494] 즉 하나의 스팟에 대하여 복수의 레이저 샷을 출력하는 방법과 복수의 스팟에 대하여 각각 레이저 샷을 출력하는 방법을 조합하여 구현할 수 있다.

[0496] 이하에서는, 도 16을 참조하여 본 명세서의 일 실시예에 따른 냉각 시스템이 구비된 레이저 시술 장치(100)를 이용하여 냉각 중 레이저를 조사하는 방법에 대해 서술한다.

[0497] 도 16은 본 발명의 일 실시예에 따른 냉각 수행 도중 레이저를 조사하는 방법(S8000)을 나타내는 순서도이다.

[0498] 도 16을 참조하면, 레이저 시술에 있어서 피부 표면에 대해 냉각이 수행되는 도중 레이저를 조사하는 방법(S8000)은 제1 트리거링 신호를 수신하는 단계(S8100), 냉각 기능을 수행하는 단계(S8200), 제2 트리거링 신호를 수신하는 단계(S8300), 레이저 조사 조건 만족 여부를 판단하는 단계(S8400), 알림을 제공하는 단계(S8500) 및 레이저를 조사하는 단계(S8600)를 포함할 수 있다.

[0499] 이하에서는 각 단계에 대해 보다 구체적으로 서술하도록 한다.

[0500] 레이저 시술 장치(100)는 사용자로부터 제1 트리거링 신호를 수신할 수 있다(S8100). 여기서, 상기 제1 트리거

링 신호는 레이저 시술 시작을 지시하기 위한 트리거링 신호 및/또는 레이저 시술 전 냉각 수행을 지시하기 위한 트리거링 신호를 포함할 수 있다. 이 때, 레이저 시술 장치(100)는 상기 제1 트리거링 신호를 수신하기 위해 제1 트리거링 버튼(또는 제1 트리거)을 구비할 수 있다.

[0501] 레이저 시술 장치(100)는 상기 제1 트리거링 신호를 수신하면 냉각 모듈을 구동시켜 피부 표면에 대한 냉각을 수행할 수 있다(S8200). 예를 들어, 냉각 모듈은 피부 표면의 온도를 지속적으로 측정하고 피부 표면의 온도가 제1 설정 온도(Ts1)가 되도록 피부 표면에 냉각재를 주기적으로, 또는 지속적으로 분사하여 냉각을 수행할 수 있다. 다른 예를 들어, 냉각 모듈은 피부 표면의 온도가 제1 설정 온도(Ts1)를 기준으로 미리 설정된 온도 범위 내가 되도록 피부 표면을 냉각할 수 있다. 또 다른 예를 들어, 냉각 모듈은 서로 다른 설정 온도 범위 내에서 피부 표면의 온도가 시간에 따라 변경되도록 피부 표면을 냉각할 수 있다. 이 때, 레이저 시술 장치(100)는 냉각 모듈을 구동함에 있어 센서로부터 획득한 피부 온도 정보를 이용할 수 있다.

[0502] 레이저 시술 장치(100)는 사용자로부터 제2 트리거링 신호를 수신할 수 있다(S8300). 상기 제2 트리거링 신호는 피부 표면에 레이저를 조사할 것을 지시하는 신호를 포함할 수 있다. 이 때, 레이저 시술 장치(100)는 상기 제2 트리거링 신호를 수신하기 위해 제2 트리거링 버튼(또는 제2 트리거)을 구비할 수 있다. 한편, 제2 트리거링 신호를 수신하는 단계(S8300)는 생략되거나 후술하는 레이저 조사 조건 만족 여부 판단 단계(S8400) 이후에 진입될 수도 있다. 제2 트리거링 신호를 수신하는 단계(S8300)를 통해 사용자는 원하는 시점에 피부 표면에 레이저를 조사할 수 있다.

[0503] 레이저 시술 장치(100)는 상기 제1 트리거링 신호를 수신하거나 제2 트리거링 신호를 수신하면 레이저 조사 조건 만족 여부를 판단할 수 있다(S8400). 여기서, 레이저 조사 조건은 피부 표면의 온도가 설정 온도 범위에 포함되는 조건, 피부 표면의 온도가 일정 시간 동안 설정 온도 범위 내에서 유지되는 조건 및 피부 표면에 냉각재가 분사되기 시작하고 일정 시간이 지나는 조건 중 적어도 하나를 포함할 수 있다. 상술한 조건 만족 여부를 판단하는 데에 본 명세서에서 서술된 피부 표면 온도 데이터가 이용될 수 있음은 물론이다.

[0504] 레이저 시술 장치(100)는 레이저 조사 조건이 만족되지 않는 경우 알림을 제공하고(S8500) 피부 표면에 대해 냉각 기능을 수행할 수 있다(S8200). 예를 들어, 레이저 시술 장치(100)는 알림 모듈을 포함하고 상기 알림 모듈을 통해 사용자에게 레이저 조사 조건이 만족되지 않았음을 지시하는 알림을 제공할 수 있다. 상기 알림은 시각적, 청각적, 촉각적 알림 등 다양한 방법으로 구현될 수 있다. 한편, 레이저 시술 장치(100)는 레이저 조사 조건이 만족되는 경우에도 사용자에게 레이저 조사 조건이 만족되었음을 지시하는 알림을 제공할 수 있다.

[0505] 레이저 시술 장치(100)는 레이저 조사 조건이 만족되는 경우 피부 표면에 레이저를 조사할 수 있다(S8600). 예를 들어, 레이저 시술 장치(100)는 레이저 조사 조건이 만족된 시점으로부터 일정 시간 내에 레이저 모듈을 구동시켜 피부 표면에 레이저를 조사할 수 있다. 한편, 레이저 시술 장치(100)는 레이저 조사 조건이 만족된 경우 사용자에게 알림을 제공하고 사용자로부터 상기 제2 트리거링 신호를 수신하면 피부 표면에 레이저를 조사할 수도 있다.

[0506] 피부 표면에 대해 냉각이 수행되는 도중 레이저를 조사하는 방법(S8000)은 상술한 단계 중 적어도 하나를 생략할 수 있다. 예를 들어, 레이저 조사 조건 만족 여부를 판단하는 단계(S8400) 및 알림을 제공 단계(S8500)는 생략될 수 있다. 구체적으로, 레이저 시술 장치(100)는 피부 표면에 대한 냉각 중 상기 제2 트리거링 신호 수신하면 레이저를 조사할 수 있다. 또는, 레이저 시술 장치(100)는 제1 트리거링 신호를 수신하면 피부 표면에 냉각을 수행하고 미리 설정된 시간이 경과하거나 피부 표면이 특정 온도 조건을 만족하는 경우 레이저를 조사할 수 있다.

[0507] 나아가, 도 16에서 도시하지는 않았으나 본 명세서 다른 부분에서 서술한 것과 같이 피부 표면에 레이저가 조사되는 동안에도 피부 표면에 대한 냉각이 수행될 수 있으며, 레이저가 조사된 이후에도 냉각이 수행될 수 있다. 예를 들어, 레이저 시술 장치(100)는 피부에 레이저를 조사하는 동안 피부 표면의 온도가 제2 설정 온도(Ts2)가 되도록 분사되는 냉각재를 제어하고, 레이저 조사 이후에는 피부 표면의 온도가 제3 설정 온도가 되도록 분사되는 냉각재를 제어할 수 있다. 다른 예를 들어, 레이저 시술 장치(100)는 레이저 조사가 개시되면 냉각재 분사를 중단할 수 있다. 또 다른 예를 들어, 레이저 시술 장치(100)는 레이저 조사가 개시되면 냉각재 분사를 중단하고, 레이저 조사가 종료되면 냉각재 분사를 재개하고 피부 표면의 온도가 제1 설정 온도(Ts1)와 같거나 다른 제3 설정 온도가 되도록 냉각재를 제어할 수 있다.

[0508] 상술한 바와 같이 피부 표면에 대하여 지속적으로 또는 주기적으로 냉각을 수행하는 상태에서 미리 정해진 조건을 만족하는 경우 피부 표면에 레이저를 조사함으로써 보다 안전하고 레이저 조사로 인한 통증이 감소되는 레이

저 시술이 수행될 수 있다.

[0510] 한편, 냉각 수행 도중 레이저를 조사하는 방법(S8000)의 효과를 보다 향상시키기 위해 복수의 냉각 모듈이 이용될 수도 있다. 예를 들어, 레이저 시술 장치(100)는 분사 구간에서 지속적으로 냉각재를 분사하는 주 냉각 모듈 및 레이저 조사 시점을 기초로 설정되는 미리 설정된 구간에서 냉각재를 분사하는 보조 냉각 모듈을 포함할 수 있다. 여기서, 피부 표면에 대해 보조 냉각 모듈이 구동되어 냉각재를 분사한 후 레이저 모듈이 구동되어 레이저가 조사될 수 있다.

[0511] 여기서, 주 냉각 모듈 및 보조 냉각 모듈은 각각 본 명세서에서 서술한 냉각 모듈과 유사한 것으로 이해될 수 있으며, 구성의 일부를 공유하는 형태로 구현될 수도 있다. 또한, 주 냉각 모듈 및 보조 냉각 모듈은 서로 다른 설정 온도를 이용하여 피부 표면에 분사되는 냉각재를 제어할 수 있다.

[0512] 또 여기서, 주 냉각 모듈 및 보조 냉각 모듈은 상술한 트리거링 신호에 기초하여 구동될 수 있다. 예를 들어, 레이저 시술 장치(100)는 제1 트리거링 신호를 수신하면 주 냉각 모듈을 구동하고, 제2 트리거링 신호를 수신하면 보조 냉각 모듈을 구동할 수 있다.

[0513] 이처럼, 레이저 시술 장치(100)가 분사 구간 내에서 지속적으로 냉각을 수행하는 주 냉각 모듈 및 한시적으로 냉각을 수행하는 보조 냉각 모듈을 포함함으로써 레이저 시술 장치(100)가 피부 상에서 이동하면서 연속적으로 레이저를 조사함에 있어서 피부 표면이 보다 신속하게 냉각될 수 있다.

[0515] 이하에서는, 도 17 내지 도 22를 참조하여 피부에 레이저가 조사되는 것을 방해하는 방해 물질(20)이 생성되거나 형성되는 것을 방지하는 방법에 대하여 서술한다.

[0516] 앞서 서술한 바와 같이, 레이저 시술에 있어서 피부에 레이저를 조사하기 전에 냉각을 수행함에 따라 레이저 조사를 방해하거나 레이저의 적어도 일부를 차단하는 방해 물질(20)(또는 차단 물질, 반사 물질)이 발생할 수 있다. 예를 들어, 냉각에 의해 피부 표면의 온도가 낮아짐에 따라 피부 표면에 서리가 발생하여 피부 표면에 조사되는 레이저를 산란 또는 반사시켜 레이저의 적어도 일부를 차단시킬 수 있다. 또 다른 예를 들어, 피부 표면에 분사되는 냉각재의 온도가 낮아짐에 따라 냉각재의 적어도 일부가 레이저 조사 경로 상에서 결정을 형성하여 조사되는 레이저를 산란시키거나 반사시킬 수 있다. 따라서, 이러한 방해 물질(20)의 발생을 미연에 방지하거나 발생된 방해 물질(20)을 제거하기 위해 피부 표면 또는 냉각재의 온도를 제어하여 보다 효과적인 레이저 시술을 꾀할 필요가 있다.

[0518] 도 17은 본 명세서의 일 실시예에 따른, 피부에 대한 냉각이 수행됨에 따라 피부 표면에 방해 물질(20)이 형성되는 것을 나타내는 도면이다.

[0519] 도 18은 본 명세서의 일 실시예에 따른, 냉각 수행 중 방해 물질(20) 형성을 방지하는 방법을 나타내는 도면이다.

[0520] 도 19는 본 명세서의 일 실시예에 따른, 서리 방지 구간(P_frost)을 포함하는 분사 구간에서 피부 표면에 대한 냉각을 수행하는 방법을 나타내는 도면이다.

[0521] 도 17을 참조하면, 방해 물질(20)은 피부 표면에 형성될 수 있다. 예를 들어, 공기 중의 수분이나 피부 내 포함된 수분 또는 기체 상태의 물질이 피부에 대한 냉각이 수행됨에 따라 응결될 수 있고 이에 따라 방해 물질(20)이 형성될 수 있다. 또 다른 예를 들어, 피부 표면 냉각을 위해 분사되는 냉각재가 응결 되면서 피부 표면에 방해 물질(20)이 형성될 수도 있다. 이러한 방해 물질(20)은 피부(10)에 대한 레이저 시술에 있어서 사용자의 시야를 방해하거나 피부(10)에 조사되는 레이저를 반사시키거나 산란 시켜 결과적으로 레이저 시술의 효과를 반감시킬 수 있다. 이하에서는, 설명의 편의를 위해 방해 물질(20)이 서리인 경우를 주로 서술하나 본 명세서의 기술적 사상이 이에 한정 되는 것은 아니며 냉각 수행에 따라 피부 표면에 형성되어 사용자의 시야를 방해하는 물질 및 레이저를 산란 또는 반사시키는 물질 등에 유사하게 적용될 수 있음은 물론이다.

[0522] 도 18을 참조하면, 서리 형성 방지 방법(S9000)은 제1 설정 온도에 기초하여 냉각재 분사를 제어하는 단계(S9100), 서리 임계 온도에 기초하여 냉각재 분사를 제어하는 단계(S9200), 레이저를 조사하는 단계(S9300) 및 제2 설정 온도에 기초하여 냉각재 분사를 제어하는 단계(S9400)를 포함할 수 있다.

[0523] 이하에서는 각 단계에 대해 구체적으로 서술한다.

[0524] 레이저 시술 장치(100)는 제1 설정 온도에 기초하여 냉각재 분사를 제어할 수 있다(S9100). 예를 들어, 레이저 시술 장치(100)는 레이저 시술하고자 하는 타겟에 대하여 레이저를 조사함에 앞서 프리 쿨링 구간(P1) 동안 냉각재를 분사하여 피부 표면의 온도를 낮출 수 있다. 여기서, 냉각을 수행하기 위해 레이저 시술 장치(100)에서 설정되는 온도는 본 명세서의 다른 부분에서 서술한 제1 설정 온도(Ts1)를 포함할 수 있다. 이 때, 제1 설정 온도(Ts1)는 후술하는 서리 임계 온도(Th1) 보다 낮거나 같을 수 있다.

[0525] 레이저 시술 장치(100)는 서리 임계 온도에 기초하여 냉각재 분사를 제어할 수 있다(S9200). 예를 들어, 레이저 시술 장치(100)는 타겟 또는 피부 표면에 레이저를 조사하기 전에 서리 임계 온도(Th1)에 기초하여 냉각재 분사를 제어할 수 있다. 여기서, 서리 임계 온도(Th1)는 후술하는 바와 같이 서리가 형성되지 않게 하는 온도를 의미할 수 있다. 이로써 타겟 또는 피부 표면에 레이저가 조사되기 전에 서리가 형성되는 것을 방지할 수 있다.

[0526] 레이저 시술 장치(100)는 타겟 또는 피부 표면에 레이저를 조사할 수 있다(S9300). 예를 들어, 레이저 시술 장치(100)는 서리 임계 온도(Th1)를 기초로 냉각제를 제어하여 피부 표면에 대한 냉각을 수행한 후 레이저를 조사할 수 있다. 다른 예를 들어, 레이저 시술 장치(100)는 사용자 입력을 수신하여 타겟 또는 피부 표면에 레이저를 조사할 수 있다. 여기서, 레이저 시술 장치(100)는 레이저를 출력하기에 앞서 피부 표면에 서리가 형성되었는지 여부를 판단할 수도 있다. 구체적으로, 레이저 시술 장치(100)는 피부 표면의 온도를 측정하여 서리 형성 여부를 판단할 수 있다. 또는, 레이저 시술 장치(100)는 서리 임계 온도(Th1)에 기초하여 냉각재를 제어한 시간이 미리 설정된 시간 이상인 경우 서리가 형성되지 않았다고 판단할 수도 있다. 또는, 레이저 시술 장치(100)는 사용자의 입력을 수신하여 서리 형성 여부를 판단할 수도 있다. 이러한 서리 형성 여부 판단이 필수적으로 수행되어야 하는 것이 아님은 물론이다.

[0527] 레이저 시술 장치(100)는 제2 설정 온도(Ts2)에 기초하여 냉각재 분사를 제어할 수 있다(S9400). 예를 들어, 레이저 시술 장치(100)는 타겟 또는 피부 표면에 레이저를 조사하는 인터 쿨링 구간(P2) 동안 냉각재를 분사하여 레이저에 의해 상승하는 피부 표면의 온도를 낮출 수 있다. 여기서, 냉각을 수행하기 위해 레이저 시술 장치(100)에서 설정되는 온도는 본 명세서의 다른 부분에서 서술한 제2 설정 온도(Ts2)를 포함할 수 있다. 이 때, 제2 설정 온도(Ts2)는 서리 임계 온도(Th1) 보다 높거나 같을 수 있다.

[0528] 한편, 제2 설정 온도(Ts2)에 기초하여 냉각재 분사를 제어하는 단계(S9400)는 생략될 수 있다. 예를 들어, 레이저 시술 장치(100)는 인터 쿨링 구간(P2) 동안 냉각재를 분사하는 것을 금지할 수 있다. 다른 예를 들어, 레이저 시술 장치(100)는 인터 쿨링 구간(P2) 동안 냉각재 분사를 금지하고 레이저 조사가 종료된 후 피부에 냉각재를 분사할 수 있다.

[0529] 도시하지는 않았으나, 레이저 시술 장치(100)는 레이저 조사 후 포스트 쿨링 구간(P3)에도 냉각재 분사를 제어할 수 있다. 예를 들어, 레이저 시술 장치(100)는 타겟 또는 피부에 레이저를 조사한 후 제3 설정 온도(Ts3)에 기초하여 냉각을 수행하여 레이저 조사에 따라 피부 표면 또는 타겟에 잔존하는 열을 일부분 제거할 수 있다. 여기서, 포스트 쿨링 구간(P3)에서 설정되는 제3 설정 온도(Ts3)는 서리 임계 온도(Th1)와 무관하게 설정될 수 있다. 또는, 제3 설정 온도(Ts3)는 제2 설정 온도(Ts2) 보다 낮고 서리 임계 온도(Th1) 보다 높게 설정되거나 서리 임계 온도(Th1) 보다 낮게 설정될 수 있다.

[0530] 도 19를 참조하면, 레이저 시술 장치(100)는 레이저 조사 전 서리 형성 방지 또는 서리 제거를 위해 서리 임계 온도(Th1)로 냉각을 수행할 수 있고 그에 따라 표면 온도가 제어될 수 있다.

[0531] 일 예로, 레이저 시술 장치(100)는 레이저 조사 전 서리 방지 구간(P_frost) 동안 서리 임계 온도(Th1)에 기초하여 냉각을 수행할 수 있다.

[0532] 여기서, 서리 방지 구간(P_frost)은 프리 쿨링 구간(P1) 및 인터 쿨링 구간(P2) 사이에 배치되거나 인터 쿨링 구간(P2) 이전에 배치되되 프리 쿨링 구간(P1)에 포함될 수 있다. 또는, 서리 방지 구간(P_frost)은 프리 쿨링 구간(P1)의 적어도 일부 및 인터 쿨링 구간(P2)의 적어도 일부를 포함할 수도 있다.

[0533] 또 여기서, 서리 방지 구간(P_frost)은 냉각 효율을 증대시키기 위해 충분히 짧게 설정되거나 서리 방지 효율을 증대시키기 위해 충분히 길게 설정될 수 있다. 예를 들어, 서리 방지 구간(P_frost) 길이는 0~10초 범위에서 선택될 수 있다. 또는, 서리 방지 구간(P_frost) 길이는 프리 쿨링 구간(P1)의 0~20% 내에서 설정될 수 있다. 한편, 서리 방지 구간(P_frost) 길이는 분사되는 냉각재의 온도나 양을 고려하여 설정될 수도 있다.또 여기서, 서리 임계 온도(Th1)는 서리나 결정과 같은 방해 물질(20)이 생성되지 않는 온도를 포함할 수 있다. 예를 들어,

서리 임계 온도(Th1)는 서리가 발생하는 서리 형성 온도(T_frost) 이상에서 설정될 수 있다. 구체적으로, 서리 임계 온도(Th1)는 0℃ 이상에서 설정될 수 있다. 또 다른 예를 들어, 서리 임계 온도(Th1)는 피부(10) 또는 피부 주변의 습도를 고려하여 설정될 수 있다. 구체적으로, 피부 주변의 습도가 상대적으로 높은 경우 서리 임계 온도(Th1)는 피부 주변의 습도가 상대적으로 낮은 경우보다 높게 설정될 수 있다. 한편, 서리 임계 온도(Th1)는 피부 표면에 대한 냉각 수행 시작 시점에서 냉각의 기초가 된 제1 설정 온도(Ts1) 보다 높게 설정될 수 있다.

[0535] 도 20은 본 명세서의 일 실시예에 따른, 피부(10)에 조사되는 레이저 경로 상에 방해 물질(20)이 생성되는 것을 나타내는 도면이다.

[0536] 도 21은 본 명세서의 일 실시예에 따른, 냉각 수행 중 레이저 경로 상에 방해 물질(20)이 형성되는 것을 방지하는 방법을 나타내는 도면이다.

[0537] 도 22는 본 명세서의 일 실시예에 따른, 방해 물질(20) 생성 방지를 위해 냉각재 온도를 제어하는 방법을 나타내는 도면이다.

[0538] 도 20을 참조하면, 방해 물질(20)은 피부(10)에 조사되는 레이저의 조사 경로 상에서 형성될 수 있다. 예를 들어, 방해 물질(20)은 냉각재 분사 경로에서 형성될 수 있고, 냉각재 분사 경로가 레이저 조사 경로와 겹쳐지는 부분에서 방해 물질(20)이 생성될 수 있다. 여기서, 방해 물질(20)은 냉각재의 온도가 특정 온도 이하로 낮아지거나 압력이 상승하면서 생성될 수 있다. 구체적으로, 방해 물질(20)은 기체 또는 액체 상태의 냉각재가 피부(10)에 분사되면서 냉각재의 적어도 일부가 단열 팽창 등으로 고체 상태로 변화하면서 형성될 수 있다.

[0539] 이처럼 레이저 조사 경로에 형성되는 방해 물질(20)은 레이저의 적어도 일부를 산란시키거나 반사시켜 타겟 영역에 충분한 열 에너지를 인가하지 못할 수 있고 이로써 레이저 시술의 효율이 낮아질 수 있다.

[0540] 이하에서는, 설명의 편의를 위해 레이저 조사 경로에 형성되는 방해 물질(20)이 드라이아이스인 경우를 주로 서술하나 본 명세서의 기술적 사상이 이에 한정 되는 것은 아니며 냉각 수행에 따라 레이저 조사 경로에 형성되어 레이저를 산란 또는 반사시키는 물질이라면 무엇이든 유사하게 적용될 수 있음은 물론이다.

[0541] 도 21을 참조하면, 드라이아이스 형성 방지 방법(S10000)은 드라이아이스 형성 온도(T_ice)에 기초하여 제1 온도(T1) 및 제2 온도(T2)를 설정하는 단계(S10100), 제1 온도(T1)에 기초하여 냉각재 온도를 제어하는 단계(S10200), 레이저를 조사하는 단계(S10300) 및 제2 온도(T2)에 기초하여 냉각재 온도를 제어하는 단계(S10400)을 포함할 수 있다.

[0542] 여기서, 냉각재 온도는 레이저 시술 장치에서 분사되기 전 냉각재 온도 또는 레이저 시술 장치(100)에서 분사된 냉각재 온도를 의미할 수 있다. 또한, 냉각재 온도는 레이저 시술 장치가 포함하는 센서부를 통해 측정되거나 별도의 센서를 이용하여 측정될 수 있다.

[0543] 이하에서는 각 단계에 대해 구체적으로 서술한다.

[0544] 레이저 시술 장치(100)는 드라이아이스 형성 온도에 기초하여 제1 온도(T1) 및 제2 온도(T2)를 설정할 수 있다(S10100). 예를 들어, 레이저 시술 장치(100)의 제어 모듈은 피부 표면에 대한 냉각 수행 중 냉각재 온도가 제어되는 온도로 제1 온도(T1) 및 제2 온도(T2)를 설정할 수 있다. 다른 예를 들어, 레이저 시술 장치(100)의 메모리에 냉각 수행에 이용되는 냉각재 온도 정보로 제1 온도(T1) 및 제2 온도(T2)가 저장되고, 제어 모듈은 이를 이용하여 냉각 수행 중 냉각재 온도를 제어할 수 있다. 또 다른 예를 들어, 제1 온도(T1) 및 제2 온도(T2)는 사용자의 입력에 기초하여 설정될 수도 있다. 여기서, 제1 온도(T1) 및 제2 온도(T2)는 후술하는 드라이아이스 형성 온도에 기초하여 설정될 수 있다. 구체적으로, 제1 온도(T1)는 드라이아이스 형성 온도 보다 낮게 설정되고 제2 온도(T2)는 드라이아이스 형성 온도 보다 높게 설정될 수 있다. 본 단계는 피부 표면에 대한 냉각 수행 전 또는 냉각 수행 중에 수행되거나 생략될 수 있다.

[0545] 레이저 시술 장치(100)는 제1 온도(T1)에 기초하여 냉각재 온도를 제어할 수 있다(S10200). 예를 들어, 레이저 시술 장치(100)는 레이저 조사 전 제1 온도(T1)에 기초하여 냉각재에 열 에너지를 제공할 수 있다. 구체적으로, 레이저 시술 장치(100)는 냉각 수행 중 냉각재 온도를 측정하고, 냉각재 온도가 제1 온도(T1) 근방에서 제어되도록 유량조절부 및 냉각재상태조절부 중 적어도 하나를 제어할 수 있다. 다른 예를 들어, 레이저 시술 장치(100)는 제1 온도(T1)를 고려하여 설정된 제1 설정 온도를 이용하여 피부 표면에 대한 냉각을 수행할 수 있다.

[0546] 레이저 시술 장치(100)는 타겟 또는 피부 표면에 레이저를 조사할 수 있다(S10300). 예를 들어, 레이저 시술 장

치(100)는 제1 온도(T1)에 기초하여 제어되는 냉각재를 피부 표면에 분사하여 피부 표면을 냉각하고 미리 설정된 시간이 경과하면 레이저를 조사할 수 있다. 다른 예를 들어, 레이저 시술 장치(100)는 사용자 입력을 수신하여 타겟 또는 피부 표면에 레이저를 조사할 수 있다. 또 다른 예를 들어, 레이저 시술 장치(100)는 피부 표면의 온도 또는 냉각재 온도가 미리 설정된 온도 이상이 되면 레이저를 조사할 수 있다. 여기서, 레이저 시술 장치(100)는 레이저를 출력하기에 앞서 레이저 조사 경로 상에 드라이아이스가 형성되었는지 여부를 판단할 수도 있다. 구체적으로, 레이저 시술 장치(100)는 냉각재의 온도를 측정하여 드라이아이스 형성 여부를 판단할 수 있다. 또는, 레이저 시술 장치(100)는 사용자의 입력을 수신하여 드라이아이스 형성 여부를 판단할 수도 있다. 이러한 드라이아이스 형성 여부 판단이 필수적으로 수행되어야 하는 것이 아님은 물론이다.

[0547] 레이저 시술 장치(100)는 제2 온도(T2)에 기초하여 냉각재 온도를 제어할 수 있다(S10400). 예를 들어, 레이저 시술 장치(100)는 피부에 레이저를 조사하는 경우 제2 온도(T2)에 기초하여 온도가 제어된 냉각재를 피부 표면에 분사하여 냉각을 수행할 수 있다. 다른 예를 들어, 레이저 시술 장치(100)는 피부에 레이저를 조사하면서 제2 온도(T2)에 대응되는 제2 설정 온도(Ts2)로 피부 표면에 대한 냉각을 수행할 수 있다.

[0548] 도시하지는 않았으나, 레이저 시술 장치(100)는 레이저 조사 후 포스트 쿨링 구간(P3)에도 냉각재 온도를 제어할 수 있다. 예를 들어, 레이저 시술 장치(100)는 타겟 또는 피부에 레이저를 조사한 후 제3 온도(T3)에 기초하여 냉각재를 제어하거나 제3 온도(T3)에 대응하는 제3 설정 온도(Ts3)에 기초하여 냉각을 수행하여 레이저 조사에 따라 피부 표면 또는 타겟에 잔존하는 열을 적어도 일부분 제거할 수 있다. 여기서, 포스트 쿨링 구간(P3)에서 설정되는 제3 온도(T3)는 드라이아이스 형성 온도와 무관하게 설정될 수 있다. 또는, 제3 온도(T3)는 제2 온도(T2) 보다 낮고 드라이아이스 형성 온도 보다 높게 설정되거나 드라이아이스 형성 온도 보다 낮게 설정될 수 있다.

[0549] 도 22를 참조하면, 프리 쿨링 구간(P1) 및 인터 쿨링 구간(P2)에서 냉각재의 온도는 서로 다른 온도로 제어되고 이로써 냉각재 온도가 제어될 수 있다.

[0550] 프리 쿨링 구간(P1)에서 냉각재의 온도는 제1 온도(T1)로 제어될 수 있다. 예를 들어, 레이저 시술 장치는 프리 쿨링 구간(P1)에서 냉각재의 온도를 센싱하고 냉각재의 온도가 제1 온도(T1)로부터 미리 설정된 범위 내가 되도록 냉각재상태조절부 또는 유량조절부를 제어할 수 있다.

[0551] 인터 쿨링 구간(P2)에서 냉각재의 온도는 제2 온도(T2)로 제어될 수 있다. 예를 들어, 레이저 시술 장치는 인터 쿨링 구간(P2)에서 냉각재의 온도를 센싱하고 냉각재의 온도가 제2 온도(T2)로부터 미리 설정된 범위 내가 되도록 냉각재상태조절부 또는 유량조절부를 제어할 수 있다.

[0552] 제1 온도(T1) 및 제2 온도(T2)는 드라이아이스 형성 온도(T_ice)를 기준으로 설정될 수 있다. 예를 들어, 제1 온도(T1)는 드라이아이스 형성 온도 보다 낮을 수 있다. 또 예를 들어, 제2 온도(T2)는 드라이아이스 형성 온도 보다 높을 수 있다.

[0553] 드라이아이스 형성 온도는 냉각재 또는 분사되는 냉각재의 적어도 일부가 드라이아이스를 형성하는 온도를 의미할 수 있다. 드라이아이스 형성 온도는 냉각재 분사 전 압력 및 냉각재 분사 후 압력(예를 들어 대기압)을 고려하여 설정될 수 있다. 구체적으로, 드라이아이스 형성 온도는 냉각재의 온도가 냉각재가 분사되면서 단열 팽창 등을 통해 변화하는 정도를 기초로 설정될 수 있다. 예를 들어, 드라이아이스 형성 온도는 -20℃ 내지 10℃에서 설정될 수 있다.

[0554] 한편, 드라이아이스 형성 온도는 분사되는 냉각재의 상 비율에 기초하여 설정될 수도 있다. 예를 들어, 냉각재는 분사됨에 따라 기체 상태를 가지는 제1 부분, 액체 방울(liquid droplet) 및 고체 결정(solid particle) 중 적어도 하나를 포함하는 제2 부분을 포함할 수 있고, 냉각재 온도에 따라 상기 제1 부분 및 제2 부분의 비율이 결정될 수 있다. 구체적으로, 분사되는 냉각재는 적어도 기체 상태를 가지는 제1 부분 및 드라이아이스를 포함하는 제2 부분을 포함할 수 있고 냉각재의 온도에 따라 분사되는 냉각재에서 드라이아이스의 비율이 결정될 수 있다. 다른 예를 들어, 분사되는 냉각재는 온도에 따라 변화하는 고체 상태 비율, 액체 상태 비율 및 기체 상태 비율을 가질 수 있다. 이 때, 드라이아이스 형성 온도는 분사되는 냉각재의 드라이아이스 비율 또는 액체 상태 및 고체 상태 비율이 미리 설정된 값 이하가 되는 온도일 수 있다. 또는, 드라이아이스 형성 온도는 분사되는 냉각재의 기상 비율이 미리 설정된 값 이상이 되는 온도일 수 있다. 예를 들어, 드라이아이스 형성 온도는 분사되는 냉각재에서 드라이아이스의 비율이 10% 이하가 되도록 설정될 수 있다. 또 다른 예를 들어, 드라이아이스 형성 온도는 분사되는 냉각재의 기체 상태 비율이 90% 이상이 되는 온도를 포함할 수 있다.

[0555] 이상에서는 냉각재의 온도를 센싱하여 특정 온도 범위에 포함되도록 제어하는 것을 주로 서술하였으나, 본 명세

서의 기술적 사상이 이에 한정되는 것은 아니며 제1 및 제2 설정 온도(Ts1, Ts2)를 제어하여 레이저 조사 경로 상에 방해 물질(20)이 형성되지 않도록 할 수도 있다. 예를 들어, 레이저 시술 장치는 상술한 제1 온도(T1) 및 제2 온도(T2)에 각각 대응되는 제1 설정 온도(Ts1) 및 제2 설정 온도(Ts2)에 기초하여 피부 표면에 대한 냉각을 수행할 수 있다. 또 다른 예로, 레이저 시술 장치는 프리 쿨링 구간(P1)에서 드라이아이스 형성 온도 보다 낮은 제1 설정 온도(Ts1)로 냉각을 수행하고, 인터 쿨링 구간(P2)에서 드라이아이스 형성 온도(T_ice) 보다 높은 제2 설정 온도(Ts2)로 냉각을 수행할 수 있다.

[0556] 또한, 이상에서는 냉각재의 적어도 일부가 상 변화함에 따라 방해 물질(20)이 레이저 조사 경로 상에 형성되는 것을 주로 서술하였으나, 본 명세서의 기술적 사상이 이에 한정되는 것은 아니며, 냉각재로부터 형성되는 방해 물질(20)이 피부 표면에 형성되는 경우에도 유사하게 적용될 수 있다.

[0558] 한편, 상술한 서리 형성 방지 방법(S9000) 및 드라이아이스 형성 방지 방법(S10000)은 중복적으로 수행될 수 있다. 예를 들어, 피부 표면에 대해 서리 발생이 방지되도록 냉각을 수행하면서 레이저 조사 경로 상에 드라이아이스가 형성되지 않도록 냉각재 온도를 제어할 수 있다. 구체적으로, 레이저 시술 장치(100)는 프리 쿨링 구간(P1) 및 인터 쿨링 구간(P2)에서 서리 임계 온도(Th1) 및 드라이아이스 형성 온도를 고려하여 설정된 제1 설정 온도(Ts1) 및 제2 설정 온도(Ts2)에 기초하여 각각 피부 표면에 대한 냉각을 수행할 수 있다. 또는, 레이저 시술 장치(100)는 프리 쿨링 구간(P1)에서 서리 임계 온도(Th1) 및 제1 온도(T1)를 고려하여 설정된 제1 설정 온도(Ts1)에 기초하여 피부 표면에 대한 냉각을 수행하고 인터 쿨링 구간(P2)에서 서리 임계 온도(Th1) 및 제2 온도(T2)를 고려하여 설정된 제2 설정 온도(Ts2)에 기초하여 피부 표면에 대한 냉각을 수행할 수 있다.

[0560] 레이저를 이용하여 혈관 병변(blood vessel lesion)을 시술하거나 치료하는 경우, 혈관은 레이저 시술의 타겟 조직이자, 레이저 광의 흡수 매개체이다. 다시 말해, 혈관 병변의 시술 대상은 혈관이다. 따라서, 혈관 병변을 레이저를 이용하여 시술하는 경우, 시술 대상인 혈관의 수축되어 사라지는 것이 방지되어야 한다. 또한, 혈관이 수축된다면 시술자가 시술 대상을 찾기 어려울 수 있어, 시술 및/또는 치료의 효과를 감소시키며, 시술 대상인 혈관 이외의 부위에 레이저를 조사하여 부작용이 발생할 가능성이 존재할 수 있다. 따라서, 레이저를 이용하여 혈관 병변(blood vessel lesion)을 시술하거나 치료하는 경우, 혈관의 수축이 방지될 필요성이 존재한다.

[0561] 또한, 레이저 시술 및/또는 치료의 경우, 고출력의 레이저에 의하여 피부에 열 에너지가 축적되어 피부 손상의 가능성이 존재한다. 따라서, 레이저 조사하기 '이전'에 피부 표면을 포함한 피부의 온도를 최대한 낮추는 프리 쿨링이 수행될 수 있다. 다만, 혈관 병변에 대한 시술 및/또는 치료에 대하여 프리 쿨링을 수행하는 경우, 혈관이 수축되는 피부 온도로 피부 온도가 낮춰져 상술한 혈관이 수축됨에 따른 부작용이 발생할 수 있다. 따라서, 혈관 병변에 대하여 프리 쿨링을 수행하더라도 피부 온도가 혈관이 수축되지 않는 온도 제어될 수 있는 세밀하고 정확한 레이저 시술 장치(100) 및 그 시술 방법이 요구된다.

[0562] 일반적으로, 피부의 온도가 약 2℃ 이상 18℃ 이하의 범위의 온도인 경우, 혈관은 수축할 수 있다. 또한, 피부의 온도가 약 2℃ 이하가 되는 경우, 조직의 손상을 방지하기 위하여 혈류량이 증가하여 혈관이 이완될 수 있다. 또한, 피부의 온도가 약 18℃ 이상이 되는 경우, 혈관이 이완될 수 있다.

[0563] 본 명세서에 개시된 레이저 시술 장치(100)의 구동 방법에 따르면, 피부의 온도를 혈관이 수축하지 않는 온도(예, 18℃ 이상의 온도 또는 2℃ 이하의 온도)로 제어하여, 혈관을 수축시키지 않으면서 레이저 조사 시 온도 상승에 의한 피부 손상을 사전에 방지할 수 있다.

[0564] 이하에서는 본 명세서에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치(100) 및 혈관 병변 시술 방법에 대하여 서술한다. 이에 대하여는 도 1 내지 도 4과 관련하여 상술한 레이저 시술 장치(100)의 구성 요소들의 임의의 적절한 원리 및 장점과 레이저 장치(100)의 구동 방법의 실시예들의 임의의 적절한 원리 및 장점들이 유추적용될 수 있다. 따라서, 이하에서는 혈관 병변을 시술 및/또는 치료하는 데 있어, 레이저 시술 장치(100)의 구성 요소의 특징이나 혈관 병변 시술 방법의 특징적 내용을 중심으로 서술하기로 한다.

[0565] 본 명세서에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치(100)에 의하면, 환자의 피부에 레이저를 출력하기 위한 레이저 모듈(1100); 상기 레이저에 의해 가열되기 이전 또는 가열 중 또는 가열 후의 상기 피부의 온도를 측정하는 센서부(1300); 상기 피부에 냉각재를 분사하는 분사부(1230); 열전소자를 이용하여 상기 냉각재에 인가되는 열 에너지를 조절하는 냉각재상태조절부(1220); 및 제어모듈(1400)을 포함할 수 있다.

[0566] 본 명세서에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치(100)에 의하면, 상기 레이저 시술 장치(100)는 혈관 병변을 시술하거나 치료하는 데 사용될 수 있다.

[0567] 상기 레이저 모듈(1100)은 시술 대상인 혈관이 흡수하는 파장 대의 파장을 갖는 레이저를 발생시키고, 조사할 수 있다. 예를 들어, 혈관은 500nm 내지 600nm의 범위 및 700nm 내지 1200nm의 범위 내의 파장을 갖는 광에 대하여 흡수도가 높다. 또한 혈관을 이동하는 산소헤모글로빈(Oxyhemoglobin)은 350nm 내지 500 nm의 범위 내의 파장을 갖는 광에 대하여 흡수도가 높을 수 있다. 따라서, 상기 레이저 모듈(1100)은 상술한 파장 대역을 갖는 레이저 광을 조사할 수 있다. 또한, 레이저 모듈(1100)에서 조사되는 레이저 광은 파장에 대한 흡수도 뿐만 아니라 혈관의 위치(예, 피부 내 깊이)를 고려하여 특정 깊이까지 침투할 수 있는 파장을 고려하여 선택될 수 있다.

[0568] 상기 센서부(1300)는 피부 표면을 포함한 '피부'의 온도를 측정할 수 있다. 바람직하게는, 센서부(1300)는 피부 표면의 온도를 측정할 수 있다. 센서부(1300)는 피부 표면의 온도를 측정하여 제어모듈(1400)로 송신함으로써, 제어모듈(1400)이 혈관이 수축되었는지, 이완되었는지를 나타낼 수 있는 정보를 측정 및 제공할 수 있다. 상기 센서부(1300)는 바람직하게는 온도 센서로 구현될 수 있다. 다만, 피부 표면의 온도는 예시에 불과하며, 혈관이 수축되는 것을 나타낼 수 있는 다양한 형태의 정보들을 센서부(1300)가 측정하도록 구현될 수 있다. 예를 들어, 상기 다양한 형태의 정보들이란, 혈관의 수축 및 이완에 따른 혈류량, 혈중 산소 농도, 혈압 등 혈관의 수축 및 이완 여부를 판단할 수 있는 다양한 형태의 정보를 의미할 수 있다.

[0569] 상기 냉각재상태조절부(1220)는 혈관이 수축되지 않는 온도 조건에 대응하는 온도로 피부 표면의 온도가 조절되도록 상기 냉각재의 온도 및/또는 유량을 제어할 수 있다.

[0570] 구체적으로, 상기 냉각재상태조절부(1220)는, 상기 냉각재상태조절부(1220) 내부의 유로를 이동하는 냉각재에 열 에너지를 인가하여 냉각재의 온도를 조절할 수 있다. 이때, 상기 냉각재상태조절부(1220)는 피부 표면의 온도를, 혈관이 수축되지 않는 온도 조건에 대응되는 온도, 예를 들어, 약 18℃ 이상의 온도 또는 약 2℃ 이하의 온도로 제어하도록, 냉각재에 인가되는 열 에너지를 조절하여 분사될 냉각재의 온도를 제어할 수 있다.

[0571] 또한, 상기 냉각재상태조절부(1220)는 상기 냉각재상태조절부(1220) 내부의 유로를 이동하는 냉각재에 인가되는 열 에너지를 조절함으로써, 냉각재의 유량을 조절할 수 있다. 이때, 상기 냉각재상태조절부(1220)는 혈관이 수축되지 않는 온도 조건에 대응되는 냉각 에너지를 피부 표면에 인가하도록, 냉각재의 유량을 조절할 수 있다. 상기 냉각재상태조절부(1220)는 바람직하게 펠티에 소자와 같은 열전소자로 구현될 수 있다.

[0572] 상기 분사부(1230)는 냉각재를 분사하는 동작을 수행할 수 있다. 이때 혈관이 수축되지 않는 온도 조건에 대응되는 온도로 피부 표면의 온도가 제어되도록, 상술한 냉각재상태조절부(1220)에 의해 조절된 온도 및/또는 유량에 따라 냉각재가 분사부(1230)에 의해 피부 표면에 분사될 수 있다. 상기 분사부(1230)는 바람직하게 노즐로 구현될 수 있다.

[0573] 상기 제어모듈(1400)은 레이저를 출력하는 구간에 대응하는 인터 쿨링 구간(P2), 상기 인터 쿨링 구간(P2) 이전의 프리 쿨링 구간(P1)과 상기 인터 쿨링 이후의 포스트 쿨링 구간(P3)을 포함하는 분사 구간 동안 상기 분사부(1230)를 통하여 상기 냉각재를 분사하도록 조절할 수 있다.

[0574] 또한, 상기 제어 모듈(1400)은 피부를 목표 온도로 냉각하기 위하여 피부 온도에 기초하여 분사될 상기 냉각재 온도를 상기 냉각재상태조절부(1220)를 통해 조절하도록 구성될 수 있다. 이때, 상기 목표 온도는 혈관이 수축되지 않는 온도 조건에 대응하는 임의의 적절한 온도일 수 있다. 바람직하게는 상기 목표 온도는 피부 표면의 온도로 2℃ 이하의 온도 또는 18℃ 이상의 온도 중 임의의 적절한 온도일 수 있다. 바람직하게는 혈관이 수축되지 않는 온도 조건에 대응되는 피부 온도는 18℃ 이상 내지 40℃ 이하의 온도 범위 내의 온도로 미리 설정될 수 있다. 또는 바람직하게는 혈관이 수축되지 않는 온도 조건에 대응되는 피부 온도는 -10℃ 이상 내지 2℃ 이하의 온도 범위 내의 온도로 미리 설정될 수 있다.

[0575] 상기 제어 모듈(1400)은 피부를 목표 온도로 냉각하기 위하여 피부 온도에 기초하여 분사될 상기 냉각재 유량을 상기 냉각재상태조절부(1220) 및/또는 후술할 유량조절부(1210)를 통해 조절하도록 구성될 수 있다.

[0576] 또한, 상기 제어 모듈(1400)은 프리 쿨링 구간(P1) 동안 피부 아래의 혈관이 수축되는 미리 설정된 온도 이상(예를 들어, 18℃ 이상의 온도)으로 상기 목표 온도를 조절할 수 있다.

[0577] 또한, 상기 제어 모듈(1400)은 프리 쿨링 구간(P1) 동안 피부 아래의 혈관이 수축되는 미리 설정된 온도 이하(예를 들어, 2℃ 이상의 온도)로 상기 목표 온도를 조절할 수 있다.

[0578] 또한, 상기 제어 모듈(1400)은 상기 프리 쿨링 구간(P1) 동안 상기 피부 아래의 혈관이 수축되지 않는 상기 혈관의 온도와 대응되는 피부 온도로 상기 목표 온도를 조절하며, 상기 포스트 쿨링 구간(P3)의 적어도 일부 동안 상기 혈관이 수축되는 상기 혈관의 온도와 대응되는 피부 온도로 상기 목표 온도를 조절할 수 있다. 예를 들어, 프리 쿨링 구간(P1) 동안에는 혈관이 수축됨에 따라 레이저의 흡수 매개체가 사라져 레이저 시술이 진행되지 못하는 것을 방지하기 위해 혈관이 수축되지 않는 혈관의 온도에 대응되는 피부 온도로 목표 온도가 조절될 수 있다. 반면, 포스트 쿨링 구간(P3)은 레이저 조사가 종료된 시점 이후의 구간이므로, 포스트 쿨링 구간(P3)의 적어도 일부 구간에서는 혈관이 수축되어도 무방할 수 있다. 따라서, 포스트 쿨링 구간(P3)의 적어도 일부 구간 동안에서는, 상기 제어 모듈(1400)은 혈관이 수축되는 혈관의 온도와 대응되는 피부 온도로 상기 목표 온도를 조절할 수 있다.

[0579] 또한, 본 명세서에 개시된 냉각 시스템을 갖는 레이저 시술 장치(100)는 유량조절부(1210)를 더 포함할 수 있다. 상기 유량조절부(1210)는 바람직하게는 밸브의 형태로 구현될 수 있다.

[0580] 상기 유량조절부(1210)는 냉각재의 유량 및/또는 흐름을 조절할 수 있다. 구체적으로 상기 유량조절부(1210)는 혈관이 수축되지 않는 온도 조건에 대응되는 냉각 에너지를 피부 표면에 인가하도록, 냉각재의 유량을 조절할 수 있다. 상기 유량조절부(1210)의 개방시간, 개방주기 등을 조절함으로써, 냉각재의 유량 및/또는 흐름이 조절될 수 있으며, 이를 통하여 궁극적으로 피부 표면에 인가되는 냉각 에너지량을 조절하여, 피부 표면의 온도가 혈관이 수축되지 않는 온도 조건에 대응하는 온도가 되도록 제어될 수 있다.

[0581] 상기 제어모듈(1400)은 유량조절부(1210)를 통해 분사될 냉각재의 분사량을 조절함으로써, 프리 쿨링 구간(P1) 동안, 피부 아래의 혈관이 수축되지 않는 혈관의 온도와 대응되는 피부 온도로 목표 온도를 조절할 수 있다. 반면 상기 제어모듈(1400)은 유량조절부(1210)를 통해 분사될 냉각재의 분사량을 조절함으로써, 포스트 쿨링 구간(P3)의 적어도 일부 구간 동안 혈관이 수축되는 혈관의 온도와 대응되는 피부 온도로 목표 온도를 조절할 수 있다.

[0582] 상기 제어모듈(1400)은 센서부(1300)에서 측정된 온도(예, 피부 표면의 온도, 냉각재의 온도)를 수신 받아 저장할 수 있으며, 상기 센서부(1300)에서 측정된 온도가 혈관 이완 온도에 대응되는 온도에 해당되는지 여부를 판단할 수 있다.

[0583] 상기 센서부(1300)에서 측정된 온도가 혈관 이완 온도에 해당되지 않는다면, 제어 모듈(1400)은 냉각재상태조절부(1220) 및/또는 유량조절부(1210)의 동작을 제어하여 냉각재 온도 및/또는 유량을 제어할 수 있다.

[0584] 구체적으로 상기 센서부(1300)에서 측정된 온도가 혈관 이완 온도에 해당되지 않는다면, 제어모듈(1400)은 냉각재상태조절부(1220)에 인가되는 전류의 양을 조절하고/하거나 냉각재상태조절부(1220)의 전력의 ON-OFF 여부를 조절함으로써, 냉각재의 온도를 조절할 수 있다. 또는 상기 센서부(1300)에서 측정된 온도가 혈관 이완 온도에 해당되지 않는다면, 제어모듈(1400)은 냉각재상태조절부(1220)에 인가되는 전류의 양을 조절하고/하거나 냉각재상태조절부(1220)의 전력의 ON-OFF 여부를 조절함으로써, 냉각재의 유량을 조절할 수 있다.

[0585] 일 예로, 센서부(1300)에서 측정된 온도가 혈관 이완 온도에 해당되지 않는다면, 냉각재상태조절부(1220)는 프리 쿨링 구간(P1)과 포스트 쿨링 구간(P3)에서 상이한 열 에너지를 냉각재에 인가할 수 있다.

[0586] 일 예로, 센서부(1300)에서 측정된 온도가 혈관 이완 온도에 해당되지 않는다면, 유량조절부(1210)의 프리 쿨링 구간(P1)에서의 개폐 주기나 개폐 시간은 포스트 쿨링 구간(P3)에서의 개폐 주기나 개폐 시간과 상이하도록 제어될 수 있다.

[0587] 반면, 상기 센서부(1300)에서 측정된 온도가 혈관 이완 온도에 해당된다면, 제어 모듈(1400)은 레이저의 조사 개시 신호를 레이저 모듈(1100)에 송신할 수 있다. 레이저 모듈(1100)은 상기 레이저 조사 개시 신호를 수신하여 레이저를 출력하도록 구성될 수 있다. 다만, 이에 제한되지 않고, 상기 센서부(1300)에서 측정된 온도가 혈관 이완 온도에 대응되는 온도에 해당됨을 레이저 시술 장치(100)의 추가적인 디스플레이에 표시하여 사용자가 직접 레이저 조사 입력을 하도록 구성될 수 있다.

[0588] 추가적으로 레이저가 출력이 개시되는 경우, 레이저 조사 신호가 제어모듈(1400)로 송신되며, 제어모듈(1400)은 레이저 조사 신호를 수신하여 레이저 조사 구간의 적어도 일부 구간이 포함되도록 냉각재를 분사하도록 냉각모듈(1200), 특히 분사부(1230)에 냉각재 분사 신호를 송신할 수 있다. 상기 냉각 모듈(1200), 특히 분사부(1230)는 냉각재 분사 신호를 수신하여 레이저 조사 구간의 적어도 일부 구간이 포함되도록 냉각재를 분사할 수 있다.

[0589] 또한, 레이저가 출력이 개시되는 경우, 레이저 조사 신호가 제어 모듈(1400)로 송신되며, 제어모듈(1400)은 레이저 조사 신호를 수신하여 레이저 조사 구간의 적어도 일부 구간에 분사되는 냉각재의 온도 및/또는 냉각재의 유량을 제어하도록 냉각재상태조절부(1220)에 인가되는 전류의 양 및/또는 전력의 ON-OFF 여부를 제어할 수 있다. 또는 레이저가 출력이 개시되는 경우, 레이저 조사 신호가 제어 모듈(1400)로 송신되며, 제어모듈(1400)은 레이저 조사 신호를 수신하여 레이저 조사 구간의 적어도 일부 구간에 분사되는 냉각재의 유량을 제어하도록 유량조절부(1210)의 개폐시간, 개폐주기 등을 제어할 수 있다.

[0591] 이하에서는 도 23 및 도 24를 참고하여, 본 명세서에 개시된 레이저 시술 장치(100)의 혈관 병변 시술 및/또는 치료 방법에 대하여 구체적으로 서술한다.

[0592] 도 23은 본 명세서에 개시된 레이저 시술 장치(100)의 혈관 병변 시술 및 /또는 치료 방법(S11000)에 대한 순서도이다.

[0593] 도 24는 본 출원에 개시된 레이저 시술 장치(100)의 혈관 병변 시술/치료 방법의 예시적인 실시예에 따라 제어되는 피부 표면 온도들의 변화를 도시한 그래프이다. 여기서, 도 24의 "T_surface1"는 본 명세서의 일 실시예에 따른 피부 표면의 온도를 지칭할 수 있다. 또한, 도 24의 "T_surface2"는 본 명세서의 일 실시예에 따른 피부 표면의 온도를 지칭할 수 있다. 또한, 도 24의 "T_damage"는 본 명세서의 피부 손상 온도를 지칭할 수 있다. 또한, 도 24의 "R2"는 본 명세서의 혈관이 수축되는 피부 표면의 온도 범위를 지칭할 수 있다.

[0594] 도 23을 참고하면, 본 출원에 개시된 레이저 시술 장치(100)의 혈관 병변 시술/치료 방법은 냉각재 분사 및 피부 표면의 온도를 측정하는 단계(S11100); 측정된 피부 표면 온도에 기초하여 혈관 이완 여부를 판단하는 단계(S11200); 냉각재 온도 및/또는 분사량을 제어하는 단계(S11300); 레이저 조사 단계(S11400); 및 피부 표면의 온도가 기설정된 설정 온도에 근접되도록 분사되는 냉각재의 특성을 제어하는 단계(S11500)가 포함될 수 있다.

[0595] 상기 S11100 단계에서의 냉각재를 분사하는 것은 프리 쿨링을 의미할 수 있다. 즉, 레이저 조사 개시 시점 이전에 냉각재를 분사하는 것일 수 있다. 따라서, 도 4 내지 도 6에서 프리 쿨링과 관련하여 서술된 내용들이 유추 적용될 수 있다.

[0596] 상기 S11100 단계에서는 혈관을 수축시키지 않는 온도에 대응되는 냉각재의 온도로 냉각재가 분사될 수 있다. 또한 피부 표면의 온도가 혈관을 수축시키지 않는 온도가 되도록 냉각 에너지를 인가하기 위한 냉각재 유량으로 냉각재가 분사될 수 있다.

[0597] 또한, 상기 S11100 단계에서 피부 표면의 온도를 측정하는 것은 센서부(1300)에 의해 측정될 수 있다. 센서부(1300)는 피부 표면의 온도를 측정하여 이와 관련된 온도 정보에 대한 데이터를 제어모듈(1400)로 송신할 수 있다. 상기 피부 표면의 온도 정보에 관련된 데이터는 후술할 S11200 단계에서 혈관 이완 여부를 판단하는데 기초로 사용될 수 있다.

[0598] 도 23의 S11100 단계의 블록도에서는 피부 표면의 온도를 측정하는 것만 도시하였으나 이는 예시에 불과하며, '냉각재'의 온도를 측정하여 냉각재의 온도에 대한 데이터를 제어모듈(1400)로 송신할 수 있으며, 냉각재의 온도에 대한 정보에 기초하여 혈관이 수축되지 않는 온도에 대응하는 '냉각재'의 온도를 추정하여, 후술할 S11200 단계에서 혈관 이완 여부를 판단하는데 기초로 사용될 수 있다. 또한, '냉각재'의 온도에 대한 정보에 기초하여 후술할 S11300 단계 또는 동일한 혈관 병변 시술에서 제어될 냉각재의 온도를 결정하는 데 사용될 수 있다.

[0599] 또한, 냉각재의 유량 또한 다양한 방식으로 센서부(1300)에 의해 측정될 수 있으며, 냉각재의 유량과 관련된 정보는 제어모듈(1400)로 송신되어, 냉각재의 유량에 대한 정보에 기초하여 혈관이 수축되지 않는 온도에 대응하는 냉각재의 유량을 추정하여 후술할 S11200 단계에서 혈관 이완 여부를 판단하는데 기초로 사용될 수 있다. 또한, 냉각재의 유량과 관련된 정보를 기초로 후술할 S11300 단계 또는 동일한 혈관 병변 시술에서 제어될 냉각재의 온도를 결정하는 데 사용될 수 있다.

[0600] 상기 S11200 단계에서는 상기 S11100 단계에서 측정된 피부 표면 온도와 관련된 온도 정보에 기초하여 혈관 이완 여부가 제어모듈(1400)에 의해 판단될 수 있다. 구체적으로 혈관 이완 여부는 측정된 피부 표면 온도가 혈관 이완 온도(예, 2도 이하 온도 또는 18도 이상의 온도)에 해당하는 지 여부를 기준으로 판단될 수 있다. 다시 말해, 혈관이 수축되는 온도 범위에 대응하는 피부 표면의 온도(예, 2℃ 내지 18℃ 이외의 온도)로 피부 표면의 온도가 측정되었는지 여부를 기초로 혈관의 수축/이완 여부가 판단될 수 있다. 또한, 제어모듈(1400)은 S11100 단계에서 측정된 피부 표면 온도와 S11200에서의 관련된 온도 정보에 따른 혈관 이완의 판단 결과에 대한 정보

를 저장할 수 있다. 여기서 혈관 이완의 판단 결과에 대한 정보는 상기 S11300 단계에서, 냉각재의 온도 또는 분사량을 제어하는 데 기초로 사용될 수 있다.

[0601] 상술한 바에 따르면, 혈관 이완 여부가 '피부 표면 온도'를 기준으로 판단된다고 기재하였으나, 이는 예시에 불과하며 혈압, 혈류량, 혈중 산소 농도 등을 측정하는 등의 다양한 방식으로도 구현될 수 있다.

[0602] 상기 S11200 단계에서, 측정된 피부 표면의 온도가 혈관 이완 온도에 대응하는 온도에 해당되지 않으면, 즉 측정된 피부 표면의 온도가 혈관 수축 온도에 대응하는 온도에 해당된다면, S11300 단계가 진행될 수 있다.

[0603] 상술한 바에 따르면, 상기 S11200 단계는 상기 S11100 단계에서 측정된 피부 표면 온도에 기초하여 혈관 이완 여부가 '판단'되는 것으로 도시되었으나, 이는 예시에 불과하며 피부 표면 온도에 기초하여 혈관 이완 여부가 '판단'되는 단계가 생략되도록 구현될 수 있다. 예를 들어, 혈관이 수축되는 피부의 온도 범위(예, 도 24의 R2)에 해당되지 않는 특정 온도로, 피부 온도가 레이저 시술이 시작되기 이전에 미리 설정될 수 있으며, 이때 제어 모듈(1400)은 혈관의 이완 여부를 '판단'하지 않더라도 상기 S11100 단계에서 측정된 피부 표면의 온도와 미리 설정된 피부 온도를 고려하여 냉각재의 온도나 분사량을 제어하도록 구현될 수 있다. 구체적으로, 제어모듈(1400)은 혈관의 이완 여부를 판단하지 않더라도, 상기 S11100 단계에서 측정된 피부 표면의 온도와 상기 미리 설정된 피부 온도 간의 차이 자체를 고려하여 냉각재의 온도나 분사량을 제어할 수 있다. 이 경우, 레이저의 조사(S11400)는 사용자의 레이저 조사 입력에 의해 조사될 수 있다. 또는 상기 S11100 단계에서 냉각재가 분사되기 시작하는 시점으로부터 미리 설정된 시간이 경과한 후에 레이저가 조사되도록 구현될 수 있다.

[0604] 상기 S11300 단계에서, 제어 모듈(1400)은 S11100 단계에서 측정된 냉각재의 온도에 관한 정보, 냉각재의 유량에 대한 정보, 피부 표면의 온도에 대한 정보 및 이에 따라 S11200 단계에서 수행된 혈관 이완 여부를 판단한 정보에 기초하여 냉각재의 온도 및/또는 분사량을 제어할 수 있다.

[0605] 구체적으로 상기 S11300 단계에서, 제어 모듈(1400)은 냉각재상태조절부(1220)를 통하여, 피부 표면의 온도가 혈관이 수축되지 않는 온도에 대응하는 피부 표면의 온도가 되도록 냉각재의 온도를 제어할 수 있다. 이때, 냉각재의 온도는 혈관이 수축되지 않는 피부 표면의 온도인 2℃ 이하에 대응하는 온도 또는 18℃ 이상에 대응하는 냉각재의 온도일 수 있다. 또는 제어 모듈(1400)은 냉각재상태조절부(1220)를 통하여, 혈관이 수축되지 않는 온도에 대응하는 온도로 피부 표면의 온도가 제어되도록, 냉각재의 유량이 조절될 수 있다. 냉각재의 유량이 조절됨으로써, 피부 표면에 인가되는 냉각 에너지를 조절할 수 있어, 피부 표면의 온도가 혈관이 이완되는 온도 조건에 대응되는 온도로 제어될 수 있다.

[0606] 또한, 상기 S11300 단계에서, 유량조절부(1210)를 통하여 혈관이 수축되지 않는 피부 표면의 온도에 대응하는 냉각 에너지가 피부 표면에 인가되도록 냉각재의 유량이 조절될 수 있다.

[0607] 일 예로, 제어 모듈(1400)은 S11100 단계에서 측정한 '피부 표면 온도'에 따라 S11200 단계에서 판단된 혈관 이완 여부에 따른 정보에 기초하여 냉각재의 온도 및/또는 분사량을 제어할 수 있다.

[0608] 예를 들어, 측정된 피부 표면의 온도가 혈관 수축 온도 조건에 대응되는 온도(예, 피부 표면의 온도가 2℃ 이상 18℃ 이하)라면, 제어 모듈(1400)은 "냉각재상태조절부" (1220)를 통하여, 냉각재의 온도를 혈관 이완 온도 조건에 대응되는 온도로 증가시켜 피부 표면의 온도를 혈관 이완 온도 조건에 대응되는 온도(예, 피부 표면의 온도를 18℃ 이상의 온도로 제어)로 제어할 수 있다. 또는 제어 모듈(1400)은 "냉각재상태조절부" (1220)를 통하여, 냉각재의 온도를 혈관 이완 온도 조건에 대응되는 온도로 감소시켜 피부 표면의 온도를 혈관 이완 온도 조건에 대응되는 온도(예, 피부 표면의 온도를 2℃ 이하의 온도로 제어)로 제어할 수 있다.

[0609] 다른 예를 들어, 측정된 피부 표면의 온도가 혈관 수축 온도 조건에 대응되는 온도(예, 피부 표면의 온도가 2℃ 이상 18℃ 이하)라면, 제어 모듈(1400)은 "유량조절부"(1210)를 통하여, 혈관 이완 온도 조건에 대응되는 "피부 표면의 온도"(예, 피부 표면의 온도가 2℃ 이하)가 되도록 냉각재의 유량을 증가시켜, 피부 표면에 인가되는 냉각 에너지를 증가시킬 수 있다. 또는 제어 모듈(1400)은 "유량조절부"(1210)를 통하여, 혈관 이완 온도 조건에 대응되는 피부 표면의 온도(예, 피부 표면의 온도가 18℃ 이상)가 되도록 냉각재의 유량을 감소시켜, 피부 표면에 인가되는 냉각 에너지를 감소시킬 수 있다.

[0610] 일 실시예에서, 제어 모듈(1400)은 S11100 단계에서 측정한 "냉각재의 온도"에 따라 S11200 단계에서 판단된 혈관 이완 여부에 따른 정보에 기초하여 냉각재의 온도 및/또는 분사량을 제어할 수 있다. 냉각재의 온도는 피부 표면의 온도에 대하여 직접적인 변수기 때문에, 피부 표면의 온도뿐만 아니라 냉각재의 온도를 통하여도 냉각재의 온도 및/또는 분사량을 제어할 수 있도록 구현될 수 있다. 예를 들어, 냉각재의 온도가 혈관 수축 온도 조건에 대응되는 온도라면, 제어 모듈(1400)은 냉각재의 온도를 혈관 이완 온도 조건에 대응되는 온도로 증가시키거

나 혈관 이완 온도 조건에 대응되는 온도로 감소시킬 수 있다.

[0611] 일 예로, 상기 S11000 단계에서 측정된 "냉각재의 온도"가 혈관 수축 온도 조건에 대응되는 온도라면, 제어 모듈(1400)은 "냉각재상태조절부"(1220)를 통하여, 혈관 이완 온도 조건에 대응되는 피부 표면의 온도(예, 피부 표면의 온도가 2℃ 이하 또는 피부 표면의 온도가 18℃ 이상)가 되도록 "냉각재의 온도"를 조절할 수 있다. 또는 제어 모듈(1400)은 "냉각재상태조절부"(1220)를 통하여, 혈관 이완 온도 조건에 대응되는 피부 표면의 온도(예, 피부 표면의 온도가 2℃ 이하 또는 피부 표면의 온도가 18℃ 이상)가 되도록 냉각재의 유량을 조절하여, 피부 표면에 인가되는 냉각 에너지를 제어할 수 있다.

[0612] 일 예로, 상기 S11000 단계에서 측정된 "냉각재의 온도"가 혈관 수축 온도 조건에 대응되는 온도라면, 제어 모듈(1400)은 "유량조절부"(1210)를 통하여, 혈관 이완 온도 조건에 대응되는 피부 표면의 온도(예, 피부 표면의 온도가 2℃ 이하)가 되도록 "냉각재의 유량"을 증가시켜, 피부 표면에 인가되는 냉각 에너지를 증가시킬 수 있다. 또는 제어 모듈(1400)은 유량조절부(1210)를 통하여, 혈관 이완 온도 조건에 대응되는 피부 표면의 온도(예, 피부 표면의 온도가 18℃ 이상)가 되도록 냉각재의 유량을 감소시켜, 피부 표면에 인가되는 냉각 에너지를 감소시킬 수 있다.

[0613] 일 예로, 제어 모듈(1400)은 S11100 단계에서 측정된 "냉각재의 유량"에 따라 S11200 단계에서 판단된 혈관 이완 여부에 따른 정보에 기초하여, "냉각재상태조절부"(1220)를 통하여, 혈관 이완 온도 조건에 대응되는 피부 표면의 온도(예, 피부 표면의 온도가 2℃ 이하 또는 피부 표면의 온도가 18℃ 이상)가 되도록 "냉각재의 온도"를 조절할 수 있다. 또는 제어 모듈(1400)은 "냉각재상태조절부"(1220)를 통하여, 혈관 이완 온도 조건에 대응되는 피부 표면의 온도(예, 피부 표면의 온도가 2℃ 이하 또는 피부 표면의 온도가 18℃ 이상)가 되도록 냉각재의 유량을 조절하여, 피부 표면에 인가되는 냉각 에너지를 제어할 수 있다.

[0614] 일 예로, 제어 모듈(1400)은 S11100 단계에서 측정된 "냉각재의 유량"에 따라 S11200 단계에서 판단된 혈관 이완 여부에 따른 정보에 기초하여, "유량조절부"(1210)를 통하여, 혈관 이완 온도 조건에 대응되는 피부 표면의 온도(예, 피부 표면의 온도가 2℃ 이하)가 되도록 "냉각재의 유량"을 증가시켜, 피부 표면에 인가되는 냉각 에너지를 증가시킬 수 있다. 또는, 제어 모듈(1400)은 S11100 단계에서 측정된 냉각재의 유량에 따라 S11200 단계에서 판단된 혈관 이완 여부에 따른 정보에 기초하여, "유량조절부" (1210)를 통하여, 혈관 이완 온도 조건에 대응되는 피부 표면의 온도(예, 피부 표면의 온도가 18℃ 이상)가 되도록 "냉각재의 유량"을 감소시켜, 피부 표면에 인가되는 냉각 에너지를 감소시킬 수 있다.

[0615] 상기 S11300 단계 이후에는, 냉각재상태조절부(1220) 및/또는 유량조절부(1210)를 통하여, 제어 모듈(1400)에 의해 조절된 냉각재의 온도 및/또는 유량에 따라 냉각재가 분사되며, 이에 따른 피부 표면의 온도를 측정(S11100)하는 동작 및 일련의 단계들이 진행될 수 있다. 추가적으로, 상기 S11300 단계에서의 냉각재 온도 및/또는 유량의 변화에 따른 상기 S11000 단계에서의 피부 표면의 온도의 변화, 냉각재의 온도, 냉각재의 유량에 대한 정보는 제어 모듈(1400)에 송신되어 제어 모듈(1400)에 저장되어 S11200 단계의 혈관 이완 여부를 판단하는 정보로 사용될 수 있다. 또한, 상기 S11300 단계에서의 냉각재 온도 및/또는 유량의 변화에 따른 상기 S11000 단계에서의 피부 표면의 온도의 변화, 냉각재의 온도, 냉각재의 유량에 대한 정보는 제어 모듈(1400)에 송신되어 제어 모듈(1400)에 저장되어 이후 진행될 S11300 단계의 냉각재의 온도 또는 분사량을 제어하는 데 기초로 사용될 수 있다.

[0616] 상기 S11200 단계에서, 측정된 피부 표면의 온도가 혈관 이완 온도에 대응하는 온도에 해당된다면, 즉 측정된 피부 표면의 온도가 혈관 수축 온도에 대응하는 온도에 해당되지 않는다면, 레이저를 조사하는 S11400 단계가 진행될 수 있다. 상기 S11400 단계에서의 상기 레이저는 혈관에 흡수도가 높은 레이저일 수 있으며, 혈관이 위치하는 깊이에 도달할 수 있는 파장 대역을 갖는 임의의 적절한 레이저로 선택될 수 있다. 레이저 조사에 대하여는, 도 1, 2, 3, 4, 5, 7의 임의의 적절한 원리 및 장점에 대한 기재가 유추적용될 수 있다.

[0617] 상기 S11500 단계에서, 제어 모듈(1400)은 피부 표면의 온도가 기설정된 설정 온도에 근접되도록, 분사되는 냉각재의 온도, 유량과 같은 냉각재의 특성을 제어할 수 있다.

[0618] 상기 S11500 단계에서는, 레이저 조사로 인하여 피부 표면의 온도가 상승하여 피부 손상이 발생할 가능성이 존재할 수 있다. 따라서, 상기 S11500 단계에서는 인터 쿨링이 진행될 수 있다. 상기 S11500 단계에서, 인터 쿨링이 진행되는 경우에는 도 1, 2, 3, 4, 5, 7과 관련하여 설명한 인터 쿨링의 설정 온도 및 설정 온도 조건 등과 같은 기재와 인터 쿨링에 대한 임의의 적절한 원리 및 장점이 유추적용될 수 있다. 다시 말해, 인터 쿨링 시에 레이저 조사로 인해 피부 온도가 피부 손상 온도에 도달하지 않기 위한 목적을 달성하기 위해, 상술한 제어 모

듈(1400), 냉각 모듈(1200), 레이저 모듈(1100) 등의 동작 및 구동 방법이 적절하게 적용될 수 있을 것이다.

[0619] 일 예로, 도 23 및 도 24를 참고하면, 상기 S11200 단계의 측정된 피부 온도가 혈관 이완 온도(예, 2℃ 이하)에 해당하는 경우, 레이저 조사에 따라 피부 표면의 온도가 상승하면서 혈관 수축 범위에 해당(예, 도 24의 점선의 피부 표면 온도(T_surface1)의 경우)되게 되어 레이저 조사 중에 혈관이 수축하여 시술의 부작용 및 비효율을 초래할 수 있다. 따라서, 상기 S11200 단계의 측정된 피부 온도가 혈관 이완 온도(예, 2℃ 이하)에 해당하는 경우, 상기 S11500 단계에서의 기설정된 피부 표면의 설정 온도는 2℃ 이하의 온도로 설정될 수 있다.

[0620] 예를 들어, 상기 S11200 단계의 측정된 피부 온도가 혈관 이완 온도(예, 2℃ 이하)에 해당하는 경우, 기설정된 설정 온도는 피부 표면의 서리와 같은 레이저 방해 물질을 고려하여 설정될 수 있다. 구체적으로 레이저 조사 중에 피부 표면에 서리와 같은 레이저 방해 물질이 존재하는 경우, 레이저를 산란시켜 비효율적인 레이저 시술이 될 수 있으므로 피부 표면에 서리와 같은 레이저 방해 물질이 존재하지 않는 0℃ 이상의 온도로 피부 표면의 설정 온도가 설정될 수 있다.

[0621] 다른 예를 들어, 상기 S11200 단계의 측정된 피부 온도가 혈관 이완 온도(예, 2℃ 이하)에 해당하는 경우, 기설정된 설정 온도는 레이저 조사 경로 상의 아이스(ice)와 같은 레이저 방해 물질을 고려하여 설정될 수 있다. 구체적으로 레이저 조사 중에 레이저 조사 경로 상의 아이스(ice)와 같은 레이저 방해 물질이 다수 존재하는 경우, 레이저를 산란시켜 비효율적인 레이저 시술이 될 수 있으므로 레이저 조사 중에 레이저 조사 경로 상의 아이스(ice)와 같은 레이저 방해 물질이 최소화되는 온도로 피부 표면의 설정 온도가 설정될 수 있다.

[0622] 또 다른 예를 들어, 상기 S11200 단계의 측정된 피부 온도가 혈관 이완 온도(예, 2℃ 이하)에 해당하는 경우, 레이저 조사 개시 직전에 추가적인 냉각재의 온도 및/또는 유량 조절을 통하여 피부 표면의 온도를 18℃ 이상으로 조절한 후 레이저를 조사하도록 구현될 수도 있다. 구체적으로 도 23에서는 상기 S11200 단계의 측정된 피부 온도가 혈관 이완 온도(예, 2℃ 이하)에 해당하는 경우, 레이저 조사가 진행되는 것(S11400)으로 도시되어 있으나, 레이저 조사가 진행됨에 따라, 피부 표면에 열이 축적되어 피부 표면의 온도가 혈관 수축 온도 범위(2℃ 이상 18℃ 이하)에 해당될 가능성이 존재한다. 따라서, 이러한 가능성을 최소화하기 위하여 레이저 조사 단계(S11400) 개시 이전에, 제어 모듈(1400)은 냉각재상태조절부(1220) 및/또는 유량조절부(1210)를 통하여 피부 표면의 온도를 혈관 이완되는 온도에 대응되는 하나의 온도 조건인 18℃ 이상으로 조절한 후 레이저를 조사하도록 구성될 수도 있다.

[0623] 일 예로, 도 23 및 도 24를 참고하면, 상기 S11200 단계의 측정된 피부 온도가 혈관 이완 온도(예, 18℃ 이상)에 해당하는 경우, 레이저 조사에 따라 피부 표면의 온도가 상승하면서 혈관 수축 범위에 해당(예, 도 24의 실선의 피부 표면 온도(T_surface2)의 경우)할 가능성이 상대적으로 적을 수 있다. 다만, 레이저 조사에 따라 피부 표면의 온도가 상승하면서 피부 손상 온도에 도달할 가능성이 존재할 수 있다. 따라서, 이 경우 S11500 단계에서는, 피부 표면의 설정 온도가 피부 손상 온도를 고려하여 설정될 수 있으며, 제어 모듈(1400)은 피부 표면 온도가 피부 손상 온도를 고려한 설정 온도에 근접되도록 분사되는 냉각재의 온도 및/또는 유량을 제어할 수 있다. 이를 통하여, 피부 손상 온도에 도달하지 않도록 설정 온도를 설정하여 피부 손상 가능성을 최소화할 수 있다. 이에 대하여는 도 7과 관련하여 설명된 제2 설정 온도(Ts2)에 대한 내용이 유추적용 될 수 있다.

[0624] 일 예로, 상기 S11500 단계에서는 타겟인 혈관의 온도가 혈관에 열 손상을 인가될 수 있는 온도를 고려하여 설정 온도가 설정될 수 있으며, 이에 대하여는 도 7과 관련하여 설명된 타겟 목표 온도에 대한 내용이 유추적용 될 수 있다.

[0625] 상기 S11500 단계에서는 상술한 여러 가지 요소를 고려하여 선택된 임의의 적절한 설정 온도를 고려하여 제어 모듈(1400)은 냉각재의 특성을 제어하여 냉각재가 분사되도록 구성될 수 있다.

[0626] 또한 도 23 및 도 24에는 도시되지는 않았으나, 상기 S11500 단계는, 레이저 조사가 완료된 시점 이후에 포스트 쿨링에 관한 것일 수 있다. 이 경우에서는, 도 1, 2, 3, 4, 5, 8과 관련하여 설명한 포스트 쿨링의 설정 온도 및 설정 온도 조건 등과 같은 기재와 포스트 쿨링에 대한 임의의 적절한 원리 및 장점이 유추 적용될 수 있다. 다시 말해, 포스트 쿨링 시에는 레이저 조사로 인해 피부 온도가 상승한 것을 정상 피부 온도로 되돌리거나 통증을 최소화하기 위한 목적을 달성하기 위해 상술한 제어 모듈(1400), 냉각 모듈(1200) 등의 동작 및 구동 방법이 적절하게 적용될 수 있을 것이다.

[0627] 이상에서 실시 형태들에 설명된 특징, 구조, 효과 등은 본 발명의 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 발명의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

[0628] 또한, 이상에서 실시 형태를 중심으로 설명하였으나 이는 단지 예시일 뿐 본 발명을 한정하는 것이 아니며, 본 발명이 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 발명의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

부호의 설명

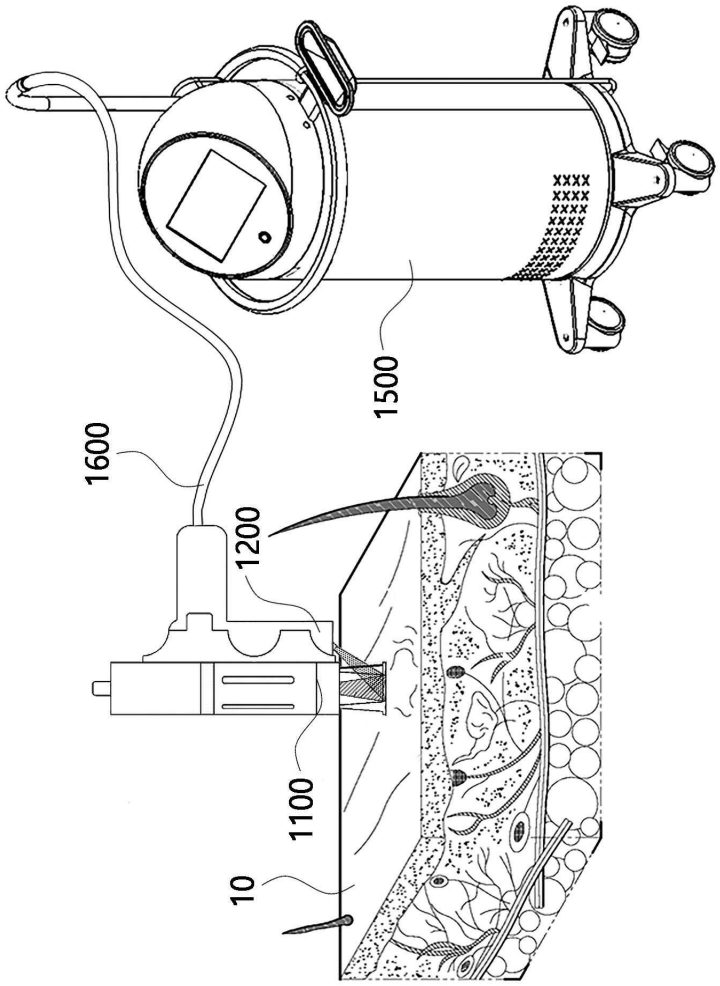
[0629] 10: 피부 100: 레이저 시술 장치

1100: 레이저 모듈 1200: 냉각 모듈

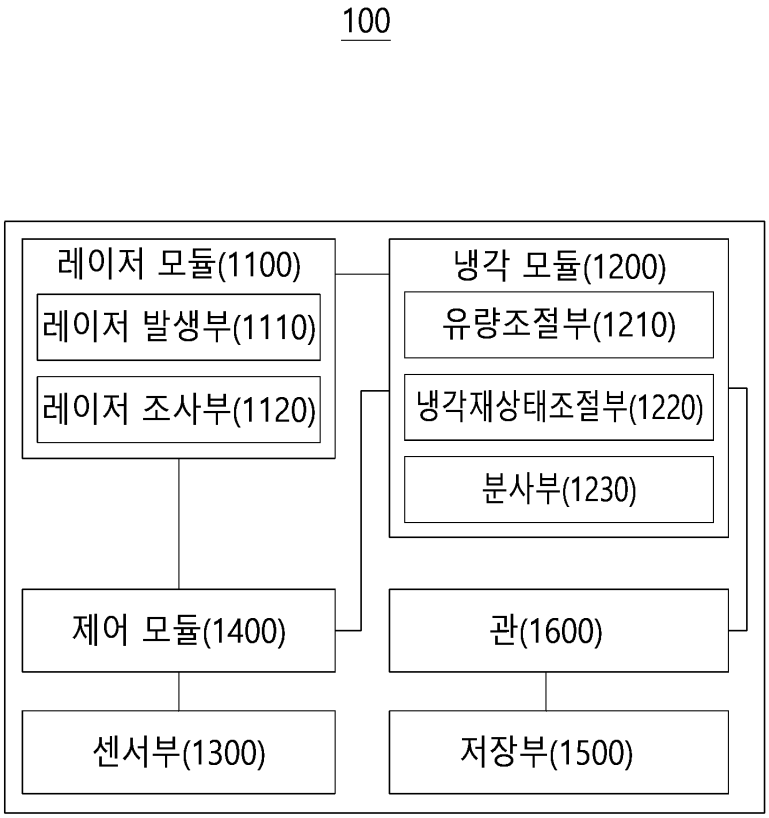
1500: 저장부 1600: 관

도면

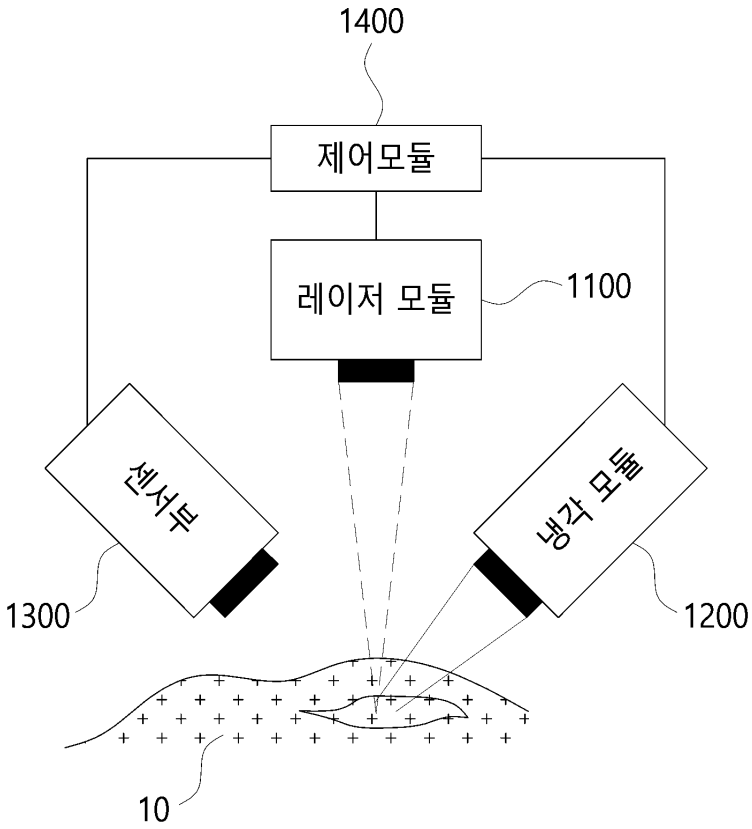
도면1



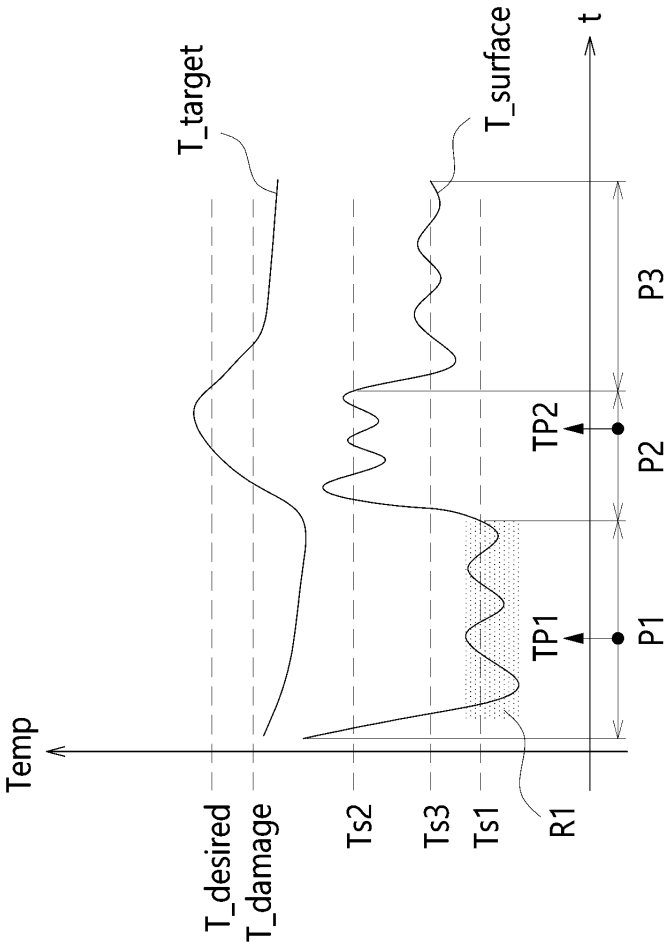
도면2


100
레이저 모듈(1100)
레이저 발생부(1110)
레이저 조사부(1120)
냉각 모듈(1200)
유량조절부(1210)
냉각재상태조절부(1220)
분사부(1230)
제어 모듈(1400)
관(1600)
센서부(1300)
저장부(1500)

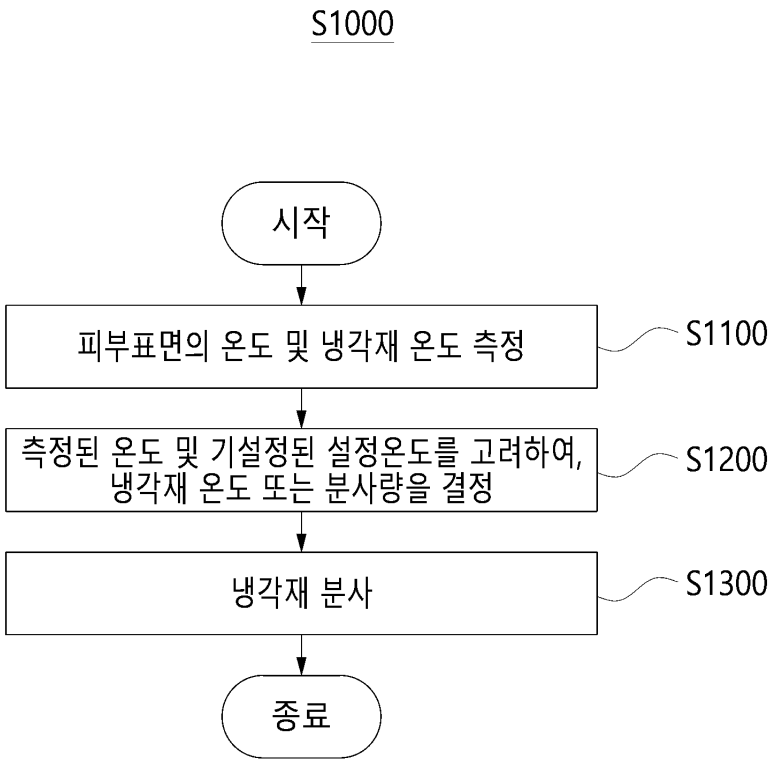
도면3



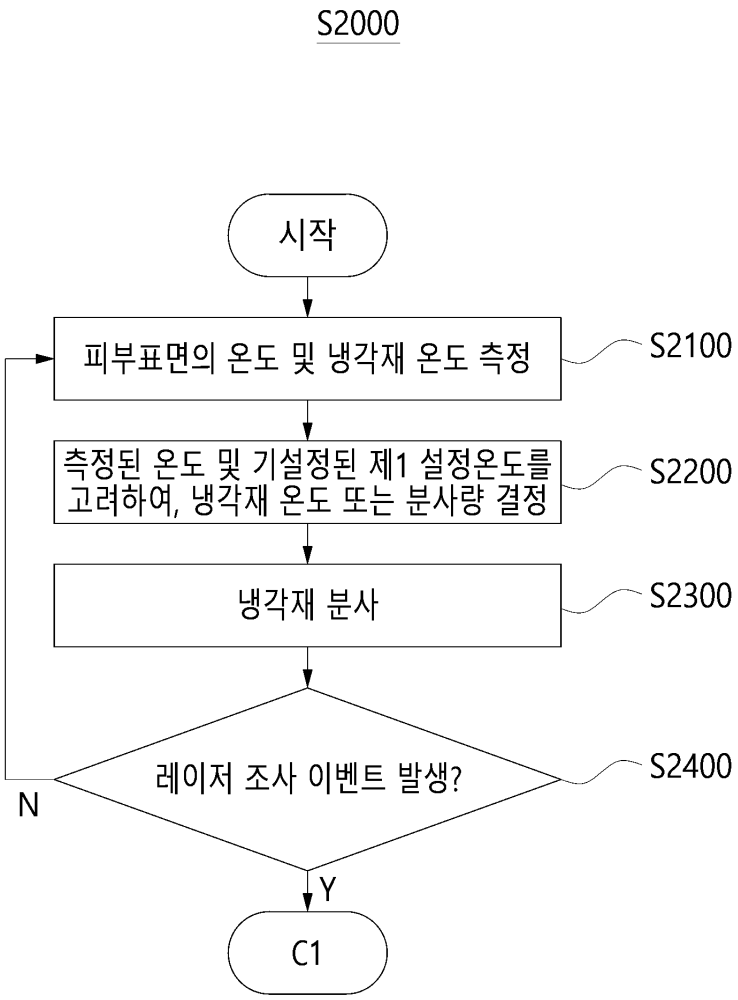
도면4


T_target
T_surface
t
P3
TP2
P2
TP1
P1
Temp
T_desired
T_damage
Ts2
Ts3
Ts1
R1

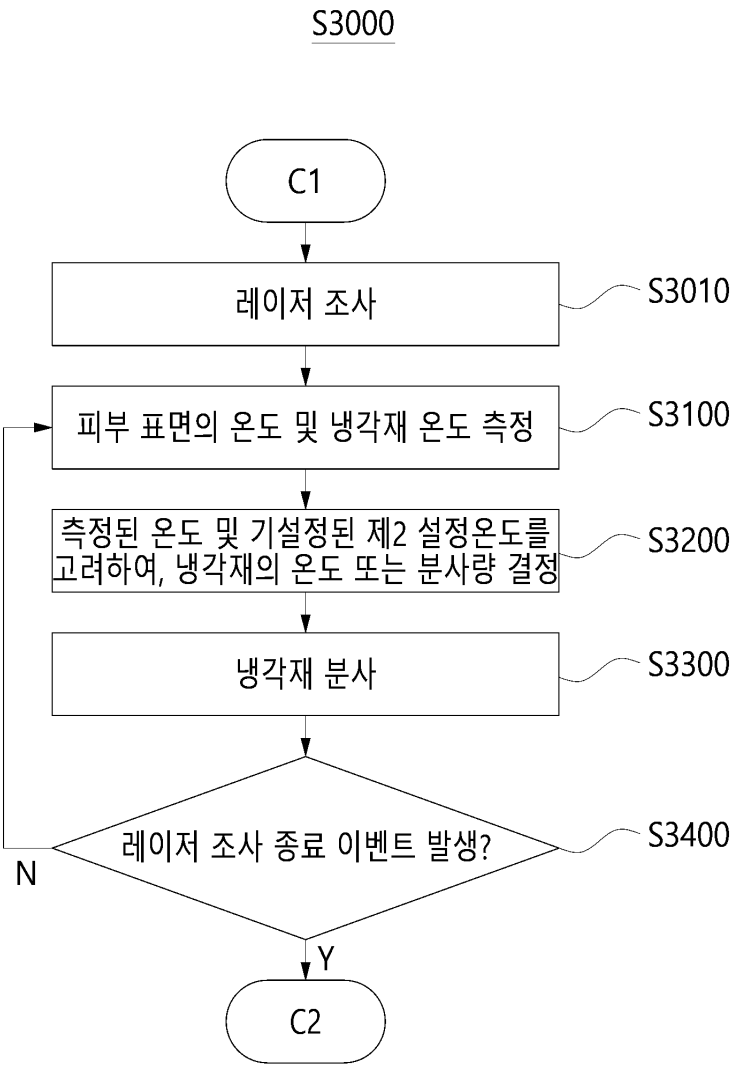
도면5


S1000
시작
피부표면의 온도 및 냉각재 온도 측정
S1100
측정된 온도 및 기설정된 설정온도를 고려하여,
냉각재 온도 또는 분사량을 결정
S1200
냉각재 분사
S1300
종료

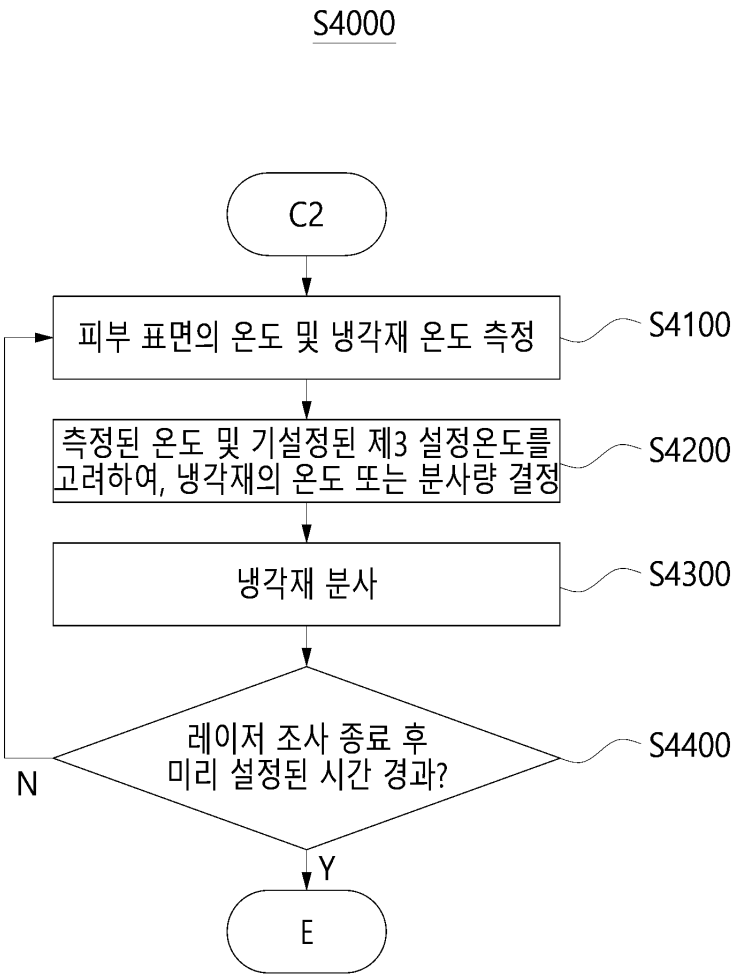
도면6


S2000
시작
피부표면의 온도 및 냉각재 온도 측정
S2100
측정된 온도 및 기설정된 제1 설정온도를 고려하여, 냉각재 온도 또는 분사량 결정
S2200
냉각재 분사
S2300
레이저 조사 이벤트 발생?
S2400
N
Y
C1

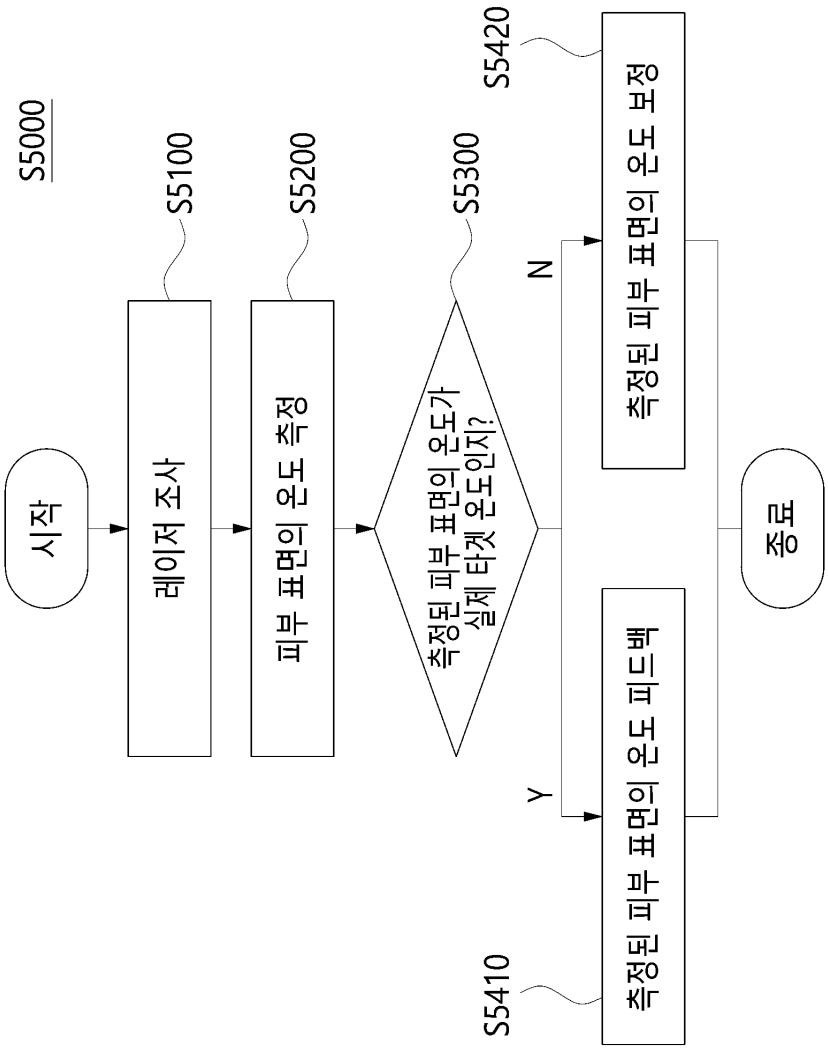
도면7


S3000
C1
레이저 조사
S3010
피부 표면의 온도 및 냉각재 온도 측정
S3100
측정된 온도 및 기설정된 제2 설정온도를 고려하여, 냉각재의 온도 또는 분사량 결정
S3200
냉각재 분사
S3300
레이저 조사 종료 이벤트 발생?
S3400
N
Y
C2

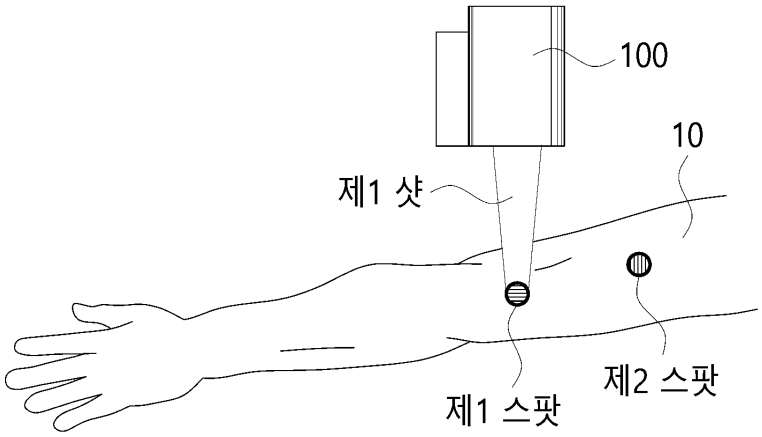
도면8


S4000
C2
피부 표면의 온도 및 냉각재 온도 측정
S4100
측정된 온도 및 기설정된 제3 설정온도를 고려하여, 냉각재의 온도 또는 분사량 결정
S4200
냉각재 분사
S4300
레이저 조사 종료 후 미리 설정된 시간 경과?
S4400
N
Y
E

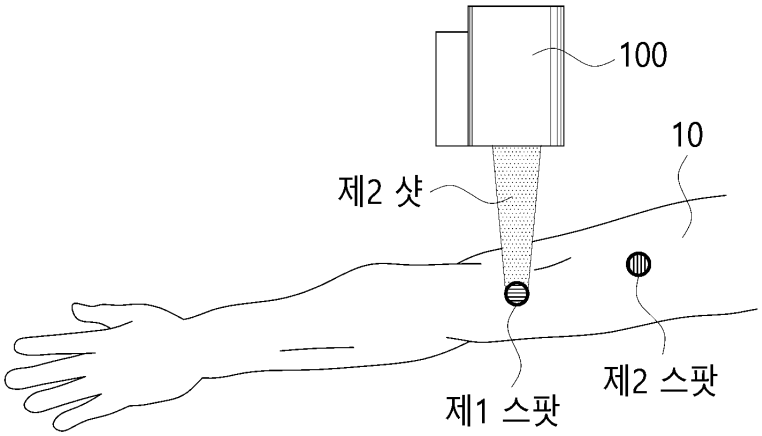
도면9


S5000
시작
S5100
레이저 조사
S5200
피부 표면의 온도 측정
S5300
측정된 피부 표면의 온도가
실제 타겟 온도인지?
N
Y
S5420
측정된 피부 표면의 온도 보정
S5410
측정된 피부 표면의 온도 피드백
종료

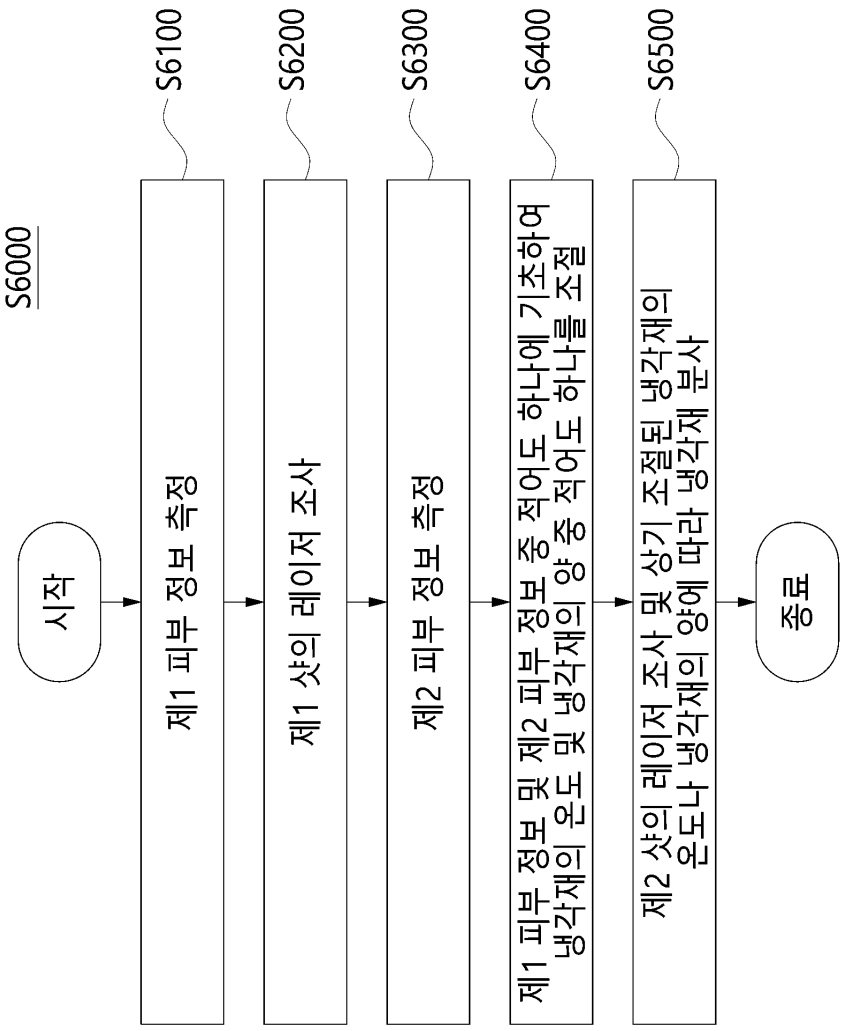
도면10



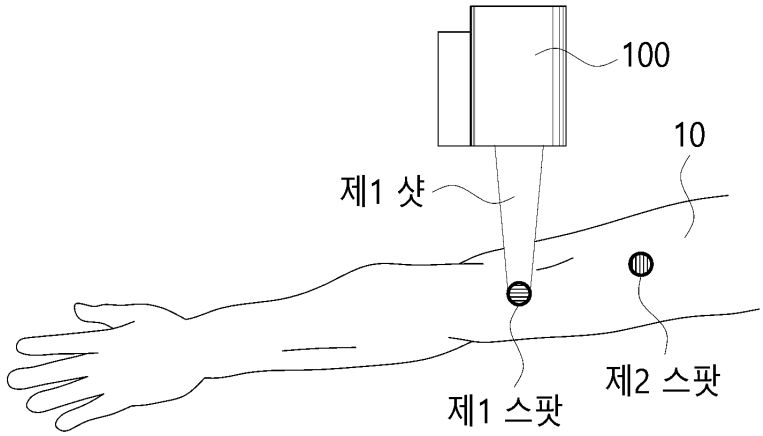
도면11



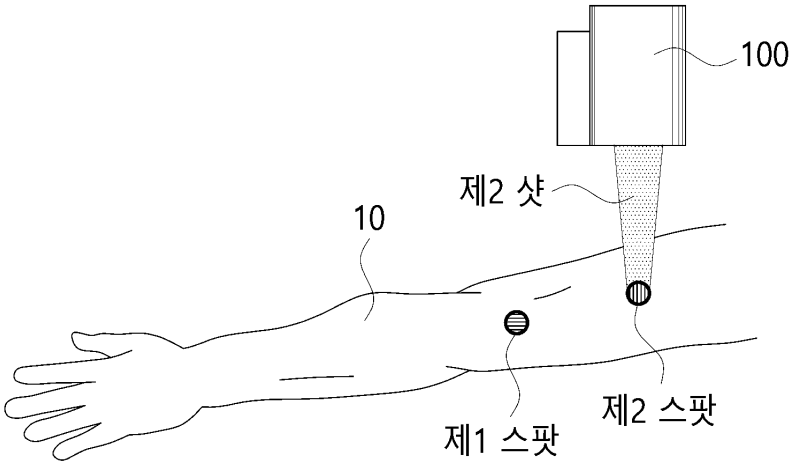
도면12


S6000
시작
S6100
제1 피부 정보 측정
S6200
제1 샷의 레이저 조사
S6300
제2 피부 정보 측정
S6400
제1 피부 정보 및 제2 피부 정보 중 적어도 하나에 기초하여
냉각재의 온도 및 냉각재의 양 중 적어도 하나를 조절
S6500
제2 샷의 레이저 조사 및 상기 조절된 냉각재의
온도나 냉각재의 양에 따라 냉각재 분사
종료

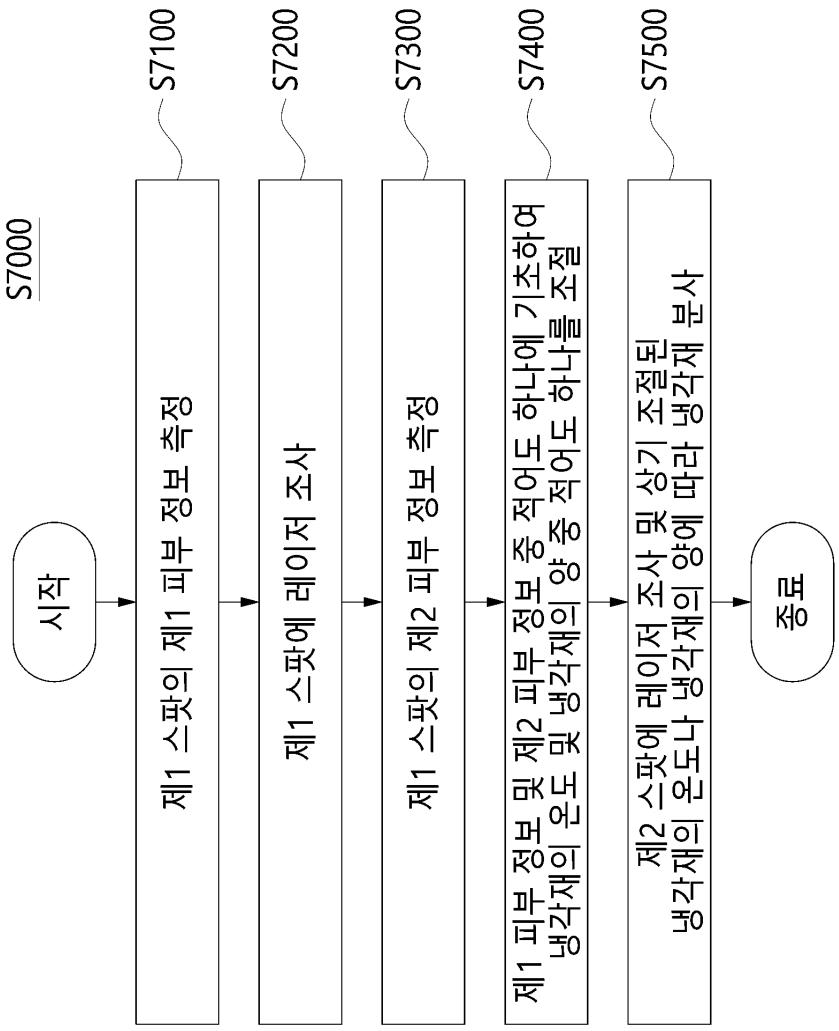
도면13



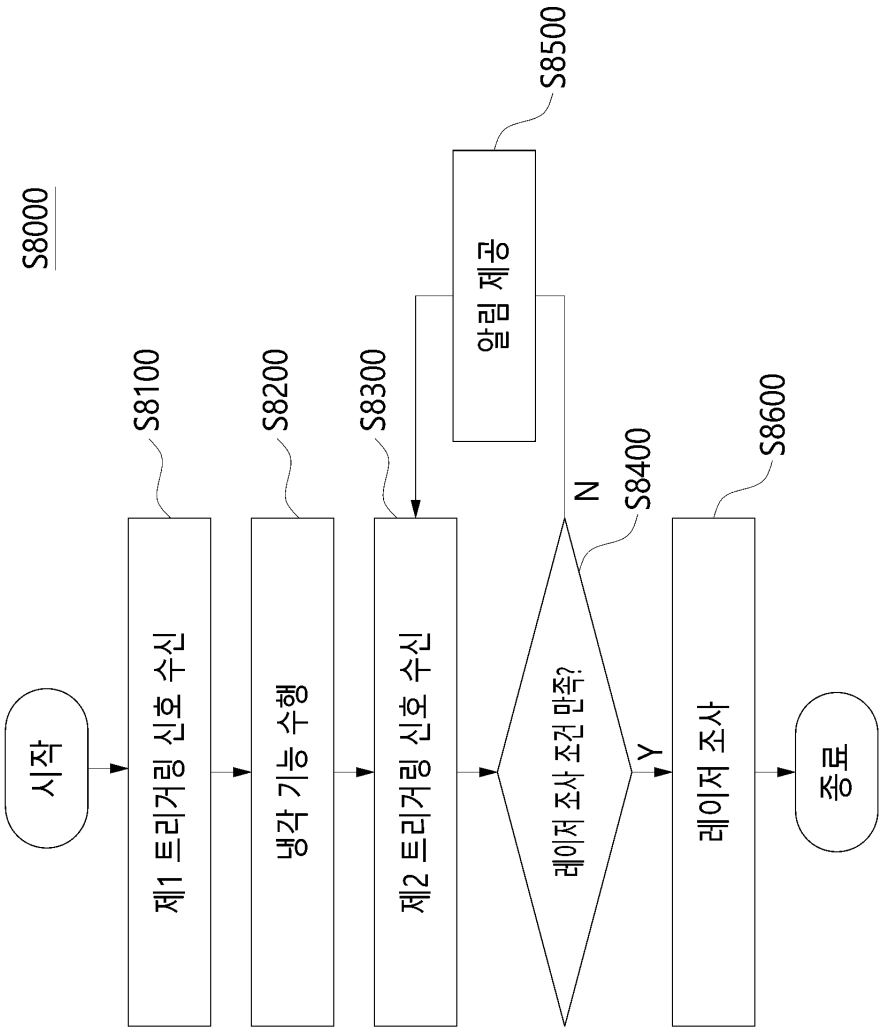
도면14



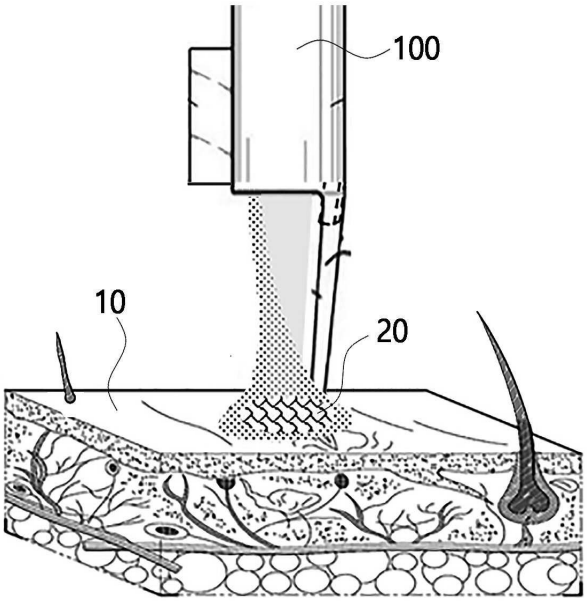
도면15


S7000
시작
S7100
제1 스팟의 제1 피부 정보 측정
S7200
제1 스팟에 레이저 조사
S7300
제1 스팟의 제2 피부 정보 측정
S7400
제1 피부 정보 및 제2 피부 정보 중 적어도 하나에 기초하여
냉각재의 온도 및 냉각재의 양 중 적어도 하나를 조절
S7500
제2 스팟에 레이저 조사 및 상기 조절된
냉각재의 온도나 냉각재의 양에 따라 냉각재 분사
종료

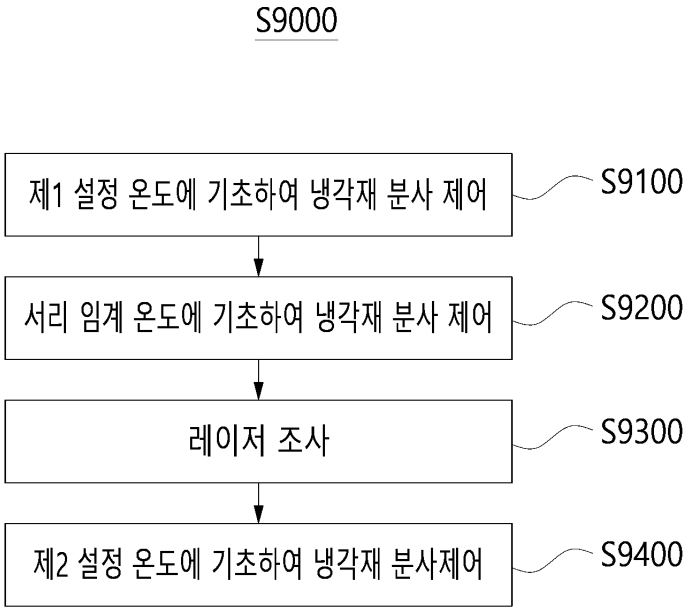
도면16


S8000
시작
S8100
제1 트리거링 신호 수신
S8200
냉각 기능 수행
S8300
제2 트리거링 신호 수신
S8400
레이저 조사 조건 만족?
N
Y
S8500
알림 제공
S8600
레이저 조사
종료

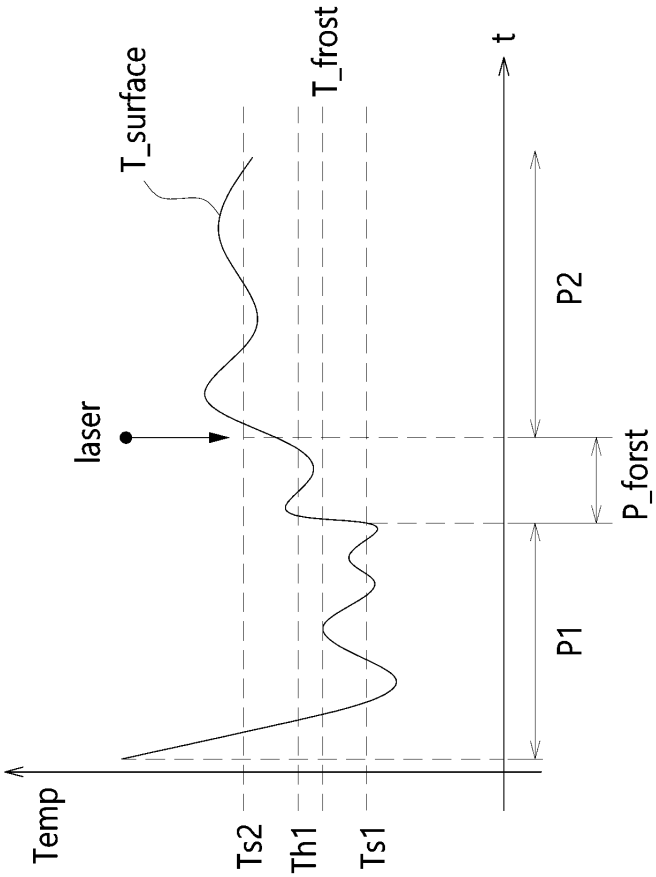
도면17



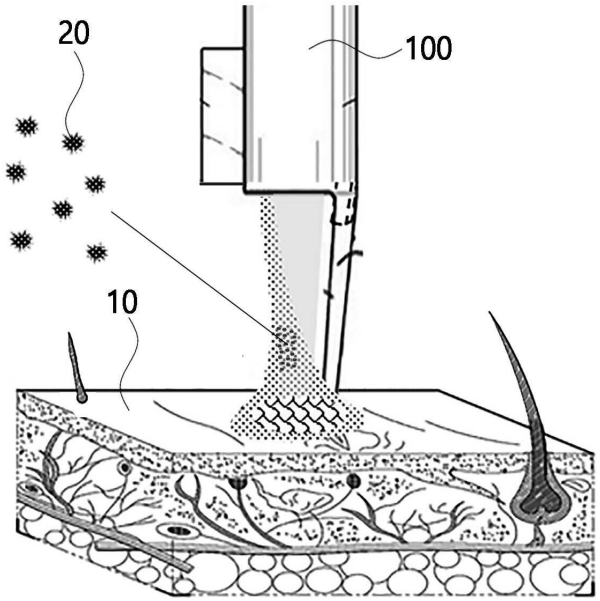
도면18


S9000
제1 설정 온도에 기초하여 냉각재 분사 제어
S9100
서리 임계 온도에 기초하여 냉각재 분사 제어
S9200
레이저 조사
S9300
제2 설정 온도에 기초하여 냉각재 분사제어
S9400

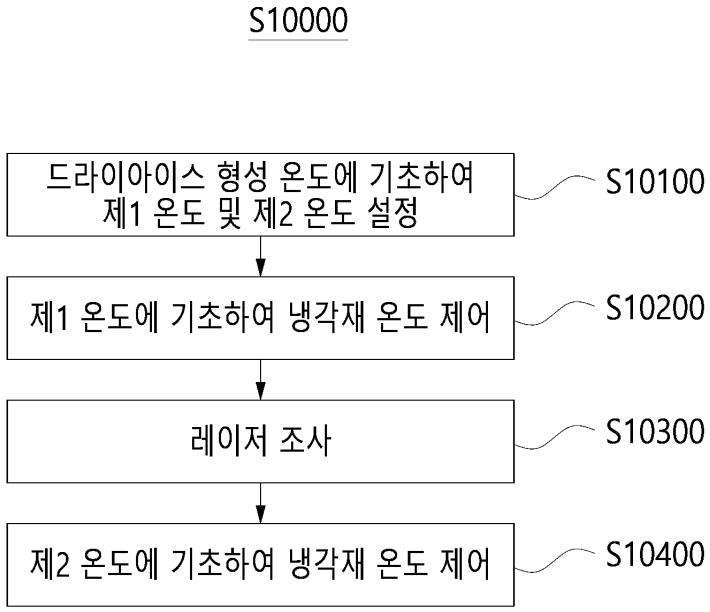
도면19



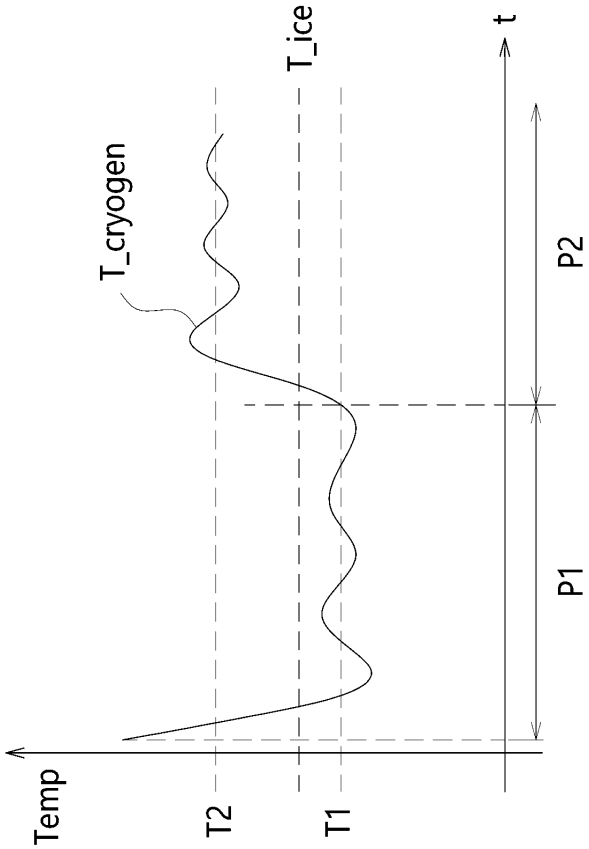
도면20



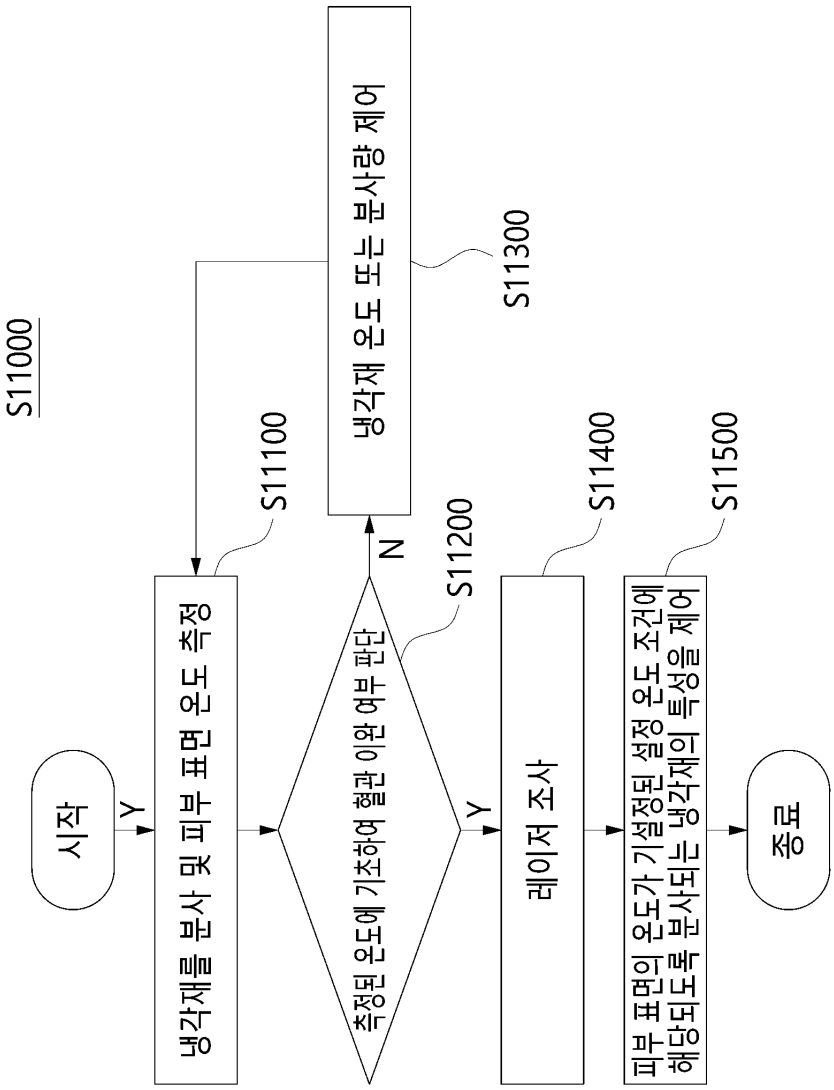
도면21


S10000
드라이아이스 형성 온도에 기초하여 제1 온도 및 제2 온도 설정
S10100
제1 온도에 기초하여 냉각재 온도 제어
S10200
레이저 조사
S10300
제2 온도에 기초하여 냉각재 온도 제어
S10400

도면22



도면23


S11000
시작
Y
냉각재를 분사 및 피부 표면 온도 측정
S11100
측정된 온도에 기초하여 혈관 이완 여부 판단
S11200
N
냉각재 온도 또는 분사량 제어
S11300
Y
레이저 조사
S11400
피부 표면의 온도가 기설정된 설정 온도 조건에 해당되도록 분사되는 냉각재의 특성을 제어
S11500
종료

도면24

