



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2018-0109828
(43) 공개일자 2018년10월08일

- | | |
|---|--|
| <p>(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61M 19/00 (2006.01) A61F 7/00 (2006.01)</p> <p>(52) CPC특허분류
A61M 19/00 (2013.01)
A61F 7/0085 (2013.01)</p> <p>(21) 출원번호 10-2018-0117138(분할)</p> <p>(22) 출원일자 2018년10월01일
심사청구일자 2018년10월01일</p> <p>(62) 원출원 특허 10-2016-0151947
원출원일자 2016년11월15일
심사청구일자 2016년11월15일</p> | <p>(71) 출원인
울산과학기술원
울산광역시 울주군 언양읍 유니스트길 50</p> <p>(72) 발명자
김건호
울산광역시 울주군 언양읍 유니스트길 50</p> <p>(74) 대리인
유미특허법인</p> |
|---|--|

전체 청구항 수 : 총 16 항

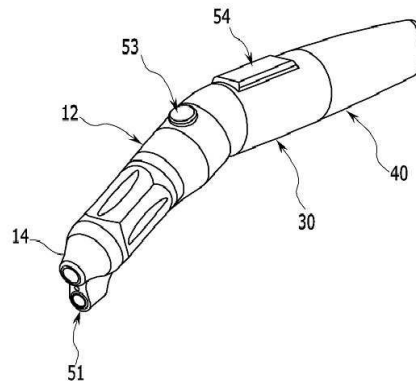
(54) 발명의 명칭 국부 냉각 마취 장치 및 국부 냉각 마취 장치의 제어 방법

(57) 요약

냉각재를 분사하여 시술 부위를 냉각 마취하는 냉각 마취 장치로, 외형을 이루며 냉각재가 분사되는 하우징, 상기 하우징에 설치되어 냉각재를 분사하기 위한 분사부, 및 상기 분사부에 연결되어 상기 분사부를 제어하는 제어부를 포함하되, 상기 분사부는 상기 냉각재의 공급량을 조절하는 밸브를 포함하고, 상기 제어부는 상기 밸브를 제어하여 상기 냉각재의 공급량을 조절하는 제1 냉각온도조절을 수행하여, 상기 냉각재의 온도와 상이한 냉각온도로 상기 시술부위를 냉각하도록 상기 냉각온도를 조절하여, 미리 설정된 목표온도로 상기 시술부위를 냉각마취하는, 국부 냉각 마취 장치가 소개된다.

대표도 - 도1

10



(52) CPC특허분류

A61F 2007/0086 (2013.01)

A61F 2007/0093 (2013.01)

A61M 2205/3368 (2013.01)

A61M 2205/3606 (2013.01)

A61M 2205/366 (2013.01)

A61M 2205/502 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

냉각재를 분사하여 시술 부위를 냉각 마취하는 냉각 마취 장치로,
 외형을 이루며 냉각재가 분사되는 하우징,
 상기 하우징에 설치되어 냉각재를 분사하기 위한 분사부, 및
 상기 분사부에 연결되어 상기 분사부를 제어하는 제어부를 포함하되,
 상기 분사부는 상기 냉각재의 공급량을 조절하는 밸브를 포함하고,
 상기 제어부는 상기 밸브를 제어하여 상기 냉각재의 공급량을 조절하는 제1 냉각온도조절을 수행하여,
 상기 냉각재의 온도와 상이한 냉각온도로 상기 시술부위를 냉각하도록 상기 냉각온도를 조절하여, 미리 설정된 목표온도로 상기 시술부위를 냉각마취하는, 국부 냉각 마취 장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,
 상기 제어부는,
 상기 분사부에 분사되는 냉각재에 열 에너지를 가하는 제2 냉각온도를 수행하여, 상기 냉각온도를 조절하는 국부 냉각 마취 장치.

청구항 3

제 1 항에 있어서,
 상기 분사부는 상기 냉각재를 분사하는 노즐을 더 포함하고,
 상기 제어부는, 상기 노즐에서 분사되는 상기 냉각재의 분사량을 조절하는 제2 냉각온도조절을 수행하여, 상기 냉각온도를 조절하는 국부 냉각 마취 장치.

청구항 4

제 3 항에 있어서,
 상기 제어부는,
 상기 밸브의 개폐를 제어하여 상기 냉각재의 분사량을 조절하는, 국부 냉각 마취 장치.

청구항 5

제 1 항에 있어서,
 상기 제어부는,
 펄스폭제어(Pulsed Width Modulation)을 통하여 상기 밸브의 개폐를 제어하는, 국부 냉각 마취 장치.

청구항 6

제1항에 있어서,
 상기 제어부는,
 상기 냉각재의 공급량을 조절함으로써, 상기 시술 부위의 냉각온도를 -50 내지 15℃로 조절하는 국부 냉각 마취 장치.

청구항 7

제1항에 있어서,
상기 제어부는,
실제 시술 부위 온도와 미리 설정된 목표온도를 비교하여 상기 냉각온도를 조절하는, 국부 냉각 마취 장치.

청구항 8

제 1 항에 있어서,
상기 하우징에 설치되고 상기 분사부로 냉각재를 공급하기 위한 공급부를 더 포함하는 국부 냉각 마취 장치.

청구항 9

제 1 항에 있어서,
상기 분사부는 냉각재가 이송되는 이송라인에 설치되어 냉각재를 분사하는 노즐을 더 포함하는, 국부 냉각 마취 장치.

청구항 10

제 9 항에 있어서,
상기 제어부는 설정값을 입력하기 위한 입력부와, 제어부에 인가된 신호를 외부에 표시하기 위한 표시부를 더 포함하는 국부 냉각 마취 장치.

청구항 11

시술 부위에 냉각재를 분사하여 냉각 마취하는 국부 냉각 마취 장치에 대한 제어 방법으로,
상기 냉각재를 분사하는 단계; 및
상기 냉각재를 공급하는 밸브를 제어하여, 상기 냉각재의 공급량을 조절함으로써, 상기 냉각 온도를 조절하는 단계
를 포함하는 국부 냉각 마취 장치의 제어 방법.

청구항 12

제11항에 있어서,
상기 냉각재를 상기 시술 부위에 냉각재를 분사하여, 상기 시술 부위를 -50 내지 15℃로 냉각하는 단계
를 더 포함하는 국부 냉각 마취 장치의 제어 방법.

청구항 13

제 11 항에 있어서,
상기 냉각 목표온도를 설정하는 단계
를 더 포함하는 국부 냉각 마취 장치의 제어 방법.

청구항 14

제 11 항에 있어서,
상기 냉각재의 분사량을 설정하는 단계
를 더 포함하는 국부 냉각 마취 장치의 제어 방법.

청구항 15

제11항에 있어서,

시술 부위의 실제온도를 검출하는 단계; 및

검출된 실제온도 값과 목표온도 값을 비교 연산하여 실제온도 값이 목표온도 값에 도달하도록 상기 냉각재의 공급량 또는 분사량을 조절하여 냉각온도를 조절하는 단계;

를 더 포함하는 국부 냉각 마취 장치의 제어 방법.

청구항 16

제 15 항에 있어서,

상기 온도 제어 단계는,

검출된 실제온도 값과 목표온도 값을 비교하여 실제온도 값과 목표온도 값의 차이의 절대값이 기 설정된 임의의 알파값(α) 보다 작은지 여부를 연산하는 단계;

실제온도 값과 목표온도 값의 차이의 절대값이 알파값 보다 작은 경우 정밀 냉각 제어에 따라, 상기 냉각재의 공급량을 조절하여 냉각 온도를 조절하는 1차 연산 단계; 및

실제온도 값과 목표온도 값의 차이의 절대값이 알파값 이상인 경우 빠른 냉각 제어에 따라, 상기 냉각재의 공급량을 조절하여 냉각 온도를 조절하는 2차 연산 단계를 포함하는 국부 냉각 마취 장치의 제어 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 한냉요법(cryotherapy)에서 사용되는 국부 냉각 마취 장치와 국부 냉각 마취 장치의 제어 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 일반적으로 냉각 마취에 사용되는 기기(Cryoanesthesia)는 Lidocane 등 의약품 사용과 달리 빠른 시간 안에 국소 부위에서 마취 상태를 생성시킬 수 있어 여러 의료 시술 시 필요한 국소마취에 유용하다.

[0003] Lidocane 등 마취제의 경우, 마취제가 두꺼운 피부층을 투과하여 통감 신경에 도달하기까지 시간이 오래 걸린다는 한계가 있고, 피부 및 직접 주사가 없이는 마취효과 또한 미비한 경우가 많다.

[0004] 국소 마취의 필요성이 큰 예로, 치료나 미용 목적 등에 쓰이는 레이저 시술이 있는데, 이는 피부세포 파괴를 수반할 수 있기 때문에 중간 이상의 고통이 수반된다. 레이저 시술 전 표준 마취법으로 사용되는 Lidocane 등 마취제를 이용한 마취법은 효과가 나타나는데 30분 이상이 필요하여 시술시까지 환자가 많은 시간을 대기해야 하고 진료 시간이 늘어나는 원인이 되며, 효과도 미비해 환자 만족도를 저하시키고, 특히, 어린이를 대상으로 한 레이저 시술에서 큰 어려움을 가져온다.

[0005] 냉각 마취 장치(cryoanesthesia)는 마취제에 비해 월등히 빠른 마취효과를 가져올 수 있을 뿐만 아니라, 시술 영역의 온도를 낮추는 것을 통해 마취를 일으키는 기법이기 때문에 레이저 시술 시 열화상으로 인한 주변 세포 파괴를 최소화하고, 일반적 부작용인 erythema, purpura, crusting 등의 위험성을 줄인다. 레이저 시술 외에도, 초고속 냉각 마취 장치는 무통 혈액 채취, 무통 주사 또는 간단한 절제술 등 여러 의료 시술에서 유용하게 쓰일 수 있다.

[0006] 냉각된 공기를 이용한 마취 방식은 공기의 낮은 열용량으로 인해 마취효과가 나타나는 온도까지 시술 부위 온도를 낮추기 어렵다. 액화 질소, CO₂ 등의 냉각재를 이용한 시술 부위 냉각은 냉각재의 상변화 시 일어나는 흡열로 인해 냉각효과가 강력하고 신속하게 이루어지나 냉각재의 기화점 또는 액화점이 정해져 있고 그 온도가 세포 파괴 온도보다 낮아 암세포 파괴 등 세포파괴를 필요로 하는 시술에 주로 이용된다. 액화 질소 또는 CO₂ 등을 이용할 시 냉각 마취 기기에서 냉각재의 온도를 제대로 조절하지 못할 경우 시술 영역의 온도가 안전 범위 이하로 내려가 건강한 세포의 파괴를 일으킬 수 있다.

[0007] 과도 냉각을 방지하기 위해 냉각재의 분사량이나 분사시간을 조절할 수 있으나, 이 경우에도 시술 영역에 가해지는 냉각재 자체의 온도는 여전히 세포파괴를 가져오는 위험 온도에 머물러 있어 과도 냉각으로 인한 위험성을 낮추기 어렵다. 특히, 냉각재를 피부 및 통감신경층까지 냉각시키는 충분한 시간에 걸쳐 분사할 경우 표면 세포

의 온도가 과도하게 낮어져 세포 파괴에 따른 추가 통증을 일으키고, 피부 세포 파괴를 막기 위해 냉각제를 짧은 시간에 걸쳐 적용하게 되면 통감신경층의 온도를 충분히 냉각할 수 없어 마취효과가 미비하다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 시술 부위에 분사되는 냉각제의 온도를 보다 신속하고 정확하게 조절할 수 있도록 된 국부 냉각 마취 장치와 국부 냉각 마취 장치의 제어 방법을 제공한다.

[0009] 냉각제 자체의 온도를 빠르고 정밀하게 측정하고 조절하여, 세포 파괴 등 부작용 없이 마취 효과가 나타나기에 충분한 시간에 걸쳐 냉각제를 적용할 수 있도록 된 국부 냉각 마취 장치와 국부 냉각 마취 장치의 제어 방법을 제공한다.

과제의 해결 수단

[0010] 본 발명의 일 실시예에 의한 국부 냉각 마취 장치는 냉각제를 분사하여 시술 부위를 냉각 마취하는 냉각 마취 장치로, 외형을 이루며 냉각제가 분사되는 하우징, 상기 하우징에 설치되어 냉각제를 분사하기 위한 분사부, 및 상기 분사부에 연결되어 상기 분사부를 제어하는 제어부를 포함하되,

[0011] 상기 분사부는 상기 냉각제의 공급량을 조절하는 밸브를 포함하고, 상기 제어부는 상기 밸브를 제어하여 상기 냉각제의 공급량을 조절하는 제1 냉각온도조절을 수행하여, 상기 냉각제의 온도와 상이한 냉각온도로 상기 시술 부위를 냉각하도록 상기 냉각온도를 조절하여, 미리 설정된 목표온도로 상기 시술부위를 냉각마취한다.

[0012] 상기 제어부는, 상기 분사부에 분사되는 냉각제에 열 에너지를 가하는 제2 냉각온도를 수행하여, 상기 냉각온도를 조절할 수 있다.

[0013] 상기 분사부는 상기 냉각제를 분사하는 노즐을 더 포함하고, 상기 제어부는, 상기 노즐에서 분사되는 상기 냉각제의 분사량을 조절하는 제2 냉각온도조절을 수행하여, 상기 냉각온도를 조절할 수 있다.

[0014] 상기 제어부는, 상기 밸브의 개폐를 제어하여 상기 냉각제의 분사량을 조절할 수 있다.

[0015] 상기 제어부는, 펄스폭제어(Pulsed Width Modulation)을 통하여 상기 밸브의 개폐를 제어할 수 있다.

[0016] 상기 제어부는, 상기 냉각제의 공급량을 조절함으로써, 상기 시술 부위의 냉각온도를 -50 내지 15℃로 조절할 수 있다.

[0017] 상기 제어부는, 실제 시술 부위 온도와 미리 설정된 목표온도를 비교하여 상기 냉각온도를 조절할 수 있다.

[0018] 상기 하우징에 설치되고 상기 분사부로 냉각제를 공급하기 위한 공급부를 더 포함할 수 있다.

[0019] 상기 분사부는 냉각제가 이송되는 이송라인에 설치되어 냉각제를 분사하는 노즐을 더 포함할 수 있다.

[0020] 상기 제어부는 설정값을 입력하기 위한 입력부와, 제어부에 인가된 신호를 외부에 표시하기 위한 표시부를 더 포함할 수 있다.

[0022] 본 발명의 일 실시예에 의한 국부 냉각 마취 장치의 제어 방법은 시술 부위에 냉각제를 분사하여 냉각 마취하는 국부 냉각 마취 장치에 대한 제어 방법으로, 상기 냉각제를 분사하는 단계; 및 상기 냉각제를 공급하는 밸브를 제어하여, 상기 냉각제의 공급량을 조절함으로써, 상기 냉각 온도를 조절하는 단계를 포함한다.

[0023] 상기 냉각제를 상기 시술 부위에 냉각제를 분사하여, 상기 시술 부위를 -50 내지 15℃로 냉각하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0024] 상기 냉각 목표온도를 설정하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0025] 상기 냉각제의 분사량을 설정하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0026] 시술 부위의 실제온도를 검출하는 단계; 및 검출된 실제온도 값과 목표온도 값을 비교 연산하여 실제온도 값이 목표온도 값에 도달하도록 상기 냉각제의 공급량 또는 분사량을 조절하여 냉각온도를 조절하는 단계;를 더 포함할 수 있다.

[0027] 상기 온도 제어 단계는, 검출된 실제온도 값과 목표온도 값을 비교하여 실제온도 값과 목표온도 값의 차이의 절대값이 기 설정된 임의의 알파값(α) 보다 작은지 여부를 연산하는 단계; 실제온도 값과 목표온도 값의 차이의 절대값이 알파값 보다 작은 경우 정밀 냉각 제어에 따라, 상기 냉각재의 공급량을 조절하여 냉각 온도를 조절하는 1차 연산 단계; 및 실제온도 값과 목표온도 값의 차이의 절대값이 알파값 이상인 경우 빠른 냉각 제어에 따라, 상기 냉각재의 공급량을 조절하여 냉각 온도를 조절하는 2차 연산 단계를 포함할 수 있다.

발명의 효과

[0028] 이와 같이 본 구현예에 의하면, 냉각재의 온도를 측정 및 조절할 수 있는 기능을 가짐으로써 냉각재를 시술 목적에 따른 안전 범위 내 온도에서 시술 영역에 적용할 수 있다. 이에 따라 국소마취 등의 원하는 시술 목표를 세포파괴 등의 부작용 없이 안전하고 신속하게 이룰 수 있게 된다.

[0029] 또한, 표피 세포 파괴 없이 오랜시간에 걸쳐 냉각재를 적용시킬 수 있게 되어, 충분한 적용시간을 통해 피부 및 통감신경층까지 안전하게 냉각시킬 수 있게 된다. 이에 강력한 국소마취 효과를 얻을 수 있게 된다.

도면의 간단한 설명

[0030] 도 1은 본 실시예에 따른 냉각 온도 조절기를 구비한 국부 냉각 마취 장치를 도시한 개략적인 사시도이다.

도 2는 본 실시예에 따른 국부 냉각 마취 장치의 구성을 도시한 개략적인 도면이다.

도 3은 본 실시예에 따른 냉각 온도 조절기가 국부 냉각 마취 장치에 설치된 상태를 도시한 개략적인 도면이다.

도 4는 본 실시예에 따른 냉각 온도 조절기를 도시한 개략적인 도면이다.

도 5는 또다른 실시예에 따른 냉각 온도 조절기를 도시한 개략적인 도면이다.

도 6은 본 실시예에 따른 냉각 온도 조절 과정을 도시한 순서도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0031] 이하에서 사용되는 전문용어는 단지 특정 실시예를 언급하기 위한 것이며, 본 발명을 한정하는 것을 의도하지 않는다. 여기서 사용되는 단수 형태들은 문구들이 이와 명백히 반대의 의미를 나타내지 않는 한 복수 형태들도 포함한다. 명세서에서 사용되는 “포함하는”의 의미는 특정 특성, 영역, 정수, 단계, 동작, 요소 및/또는 성분을 구체화하며, 다른 특정 특성, 영역, 정수, 단계, 동작, 요소, 성분 및/또는 군의 존재나 부가를 제외시키는 것은 아니다.

[0032] 이하, 첨부한 도면을 참조하여, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 본 발명의 실시예를 설명한다. 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 이해할 수 있는 바와 같이, 후술하는 실시예는 본 발명의 개념과 범위를 벗어나지 않는 한도 내에서 다양한 형태로 변형될 수 있다. 이에, 본 발명은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며 여기에서 설명하는 실시예에 한정되지 않는다.

[0033] 이하 본 발명의 실시예로, 레이저 시술 등에 사용될 수 있는 국소마취를 시술 목적으로 하는 장치를 예로서 설명한다. 그러나, 본 발명에 따른 국부 냉각 마취 장치는 국소마취에 그 시술 목적이 제한되지 않으며 필요할 시 세포파괴를 시술 목적으로 하는 암치료 등 다양한 시술에 대해 모두 적용 가능하다.

[0034] 도 1과 도 2는 본 실시예에 따라 냉각온도조절기를 구비한 국부 냉각 마취 장치의 구성을 도시하고 있으며, 도 3은 본 실시예에 따른 냉각온도조절기의 설치 상태를 개략적으로 도시하고 있다.

[0035] 본 실시예의 국부 냉각 마취 장치(10)는 외형을 이루는 하우징(12), 하우징(12) 내부에 설치되는 분사부, 냉각 온도조절기(20), 제어부(50), 공급부(30), 전원공급부(40)를 포함한다.

[0036] 본 실시예는 하우징(12)에 냉각재 공급을 위한 공급부(30)와 동력 구동을 위한 전원공급부(40)를 모두 구비하여 하우징(12) 자체가 독립적으로 구동될 수 있는 휴대가능한 장치를 구성할 수 있다. 이러한 구조와 달리 고출력을 위해 공급부(30)나 전원공급부(40)가 하우징(12)의 외부에 별도로 배치되고 별도의 라인을 통해 외부에서 하우징(12) 내부로 냉각재나 전원을 공급받아 사용하는 구조일 수 있다.

[0037] 도 1에 도시된 바와 같이, 상기 하우징(12)은 장치의 외형을 이루어 내부 구성부를 보호하며, 외부로 냉각재의 냉기나 냉각온도조절기(20)의 열 에너지가 전달되지 않도록 단열 재질로 이루어질 수 있다. 상기 하우징(12)은

사용자가 수월히 잡을 수 있게 인체공학적 형태로 이루어질 수 있다. 도 1에 상기 하우징(12)의 외형이 도시되어 있으나, 상기 하우징(12)은 이에 한정되지 않으며 사용자가 보다 편리하고 용이하게 사용할 수 있도록 다양한 형태로 변형가능하다.

- [0038] 상기 하우징(12)의 선단에는 시술 부위로 냉각재를 분사하기 위한 분사구(14)가 형성된다. 분사구(14) 아래쪽으로 소정 거리 이격되어 시술부위 온도를 측정하기 위한 온도측정부(51)가 설치된다. 또한, 하우징(12)의 일측에 장치 제어 작동을 위한 입력부(53)와 표시부(54)가 설치된다. 온도측정부, 입력부 및 표시부에 대해서는 뒤에서 다시 상세하게 설명한다.
- [0039] 상기 분사구(14)는 하우징(12) 내부에 배치된 냉각온도조절기(20)와 매끄럽게 연결된다. 이에 냉각온도조절기(20)를 거치면서 온도가 조절된 냉각재가 분사구(14)를 통해 원활하게 분사될 수 있다. 상기 분사구(14)는 시술 영역에 빛을 조사할 수 있도록 조명부가 더 결합될 수 있다. 예를 들어, 상기 분사구(14) 외측을 따라 빛을 조사하는 LED가 설치되어 LED 빛이 시술 영역에 조사될 수 있다.
- [0040] 공급부(30)는 하우징(12)에 설치되고 내부에는 냉각재가 충전되는 압력용기일 수 있다. 상기 압력용기에는 냉각재가 압축되어 충전될 수 있다. 상기 공급부(30)는 냉각재의 공급압력을 제공하기 위해 냉각재를 압축하기 위한 압축기를 더 포함할 수 있다. 상기 압축기를 통해 냉각재를 공급부(30)인 압축용기에 고압으로 충전할 수 있다.
- [0041] 상기 냉각재는 액체 질소, CO₂ 또는 저온으로 냉각된 공기 등 다양한 물질을 사용할 수 있다. 또한, 상기 냉각재는 공기 중에서 흡열반응을 통해 온도를 낮출 수 있는 물질일 수 있다.
- [0042] 이하, 본 실시예에서는 상기 냉각재로 CO₂가 사용되는 경우를 예로서 설명한다. 상기 압력용기는 CO₂가 고압으로 충전된 용기로, 분사부와 연결되어 고압의 CO₂를 분사부로 공급한다. 예를 들어, 상기 압력용기는 600 kPa 압력을 견딜 수 있고, 50g의 CO₂를 보관할 수 있다.
- [0043] 상기 공급부는 CO₂를 보관하는 압력용기가 1kg 이상의 대용량으로 이루어져 하우징 외부에 배치될 수 있다. 이러한 구조의 경우, 외부 압력용기에서 분사부로 긴 튜브에 의해 CO₂가 공급될 수 있다.
- [0044] 상기 분사부는 냉각재가 이송되는 이송라인(31)에 설치되어 냉각재를 분사하는 노즐(32), 상기 이송라인(31) 상에 설치되어 상기 이송라인(31)을 통한 냉각재 공급량을 조절하는 밸브(33)를 포함한다.
- [0045] 상기 공급부(30)에 이송라인(31)이 연결 설치된다. 이송라인(31)을 따라 이송된 CO₂는 이송라인(31) 선단에 설치된 노즐(32)을 통해 분사된다. 본 실시예에서 상기 노즐(32)은 구멍의 직경이 대략 500 μ m 정도로 고압의 CO₂ 냉각재를 외부에 분출하게 된다. 상기 밸브(33)는 제어부(50)의 신호에 따라 제어 구동되어 이송라인(31)을 통해 공급되는 냉각재의 공급량을 조절하게 된다. 밸브(33)의 구동에 따라 노즐(32)을 통해 외부로 분사되는 냉각재 분사량이 조절된다.
- [0046] 상기 전원공급부(40)는 하우징(12) 내부 각 구성부의 작동에 필요한 전원을 공급하기 위한 것으로, 예를 들어, 리튬이온전지와 같은 반복 사용이 가능한 이차전지 또는 교체 가능한 일차전지일 수 있다. 상기 전원공급부(40)는 하우징(12) 선단에 착탈가능하게 설치될 수 있다.
- [0047] 상기 냉각온도조절기(20)는 분사부의 노즐(32)에서 분사되는 냉각재에 열 에너지를 가하여 시술 부위로 분사되는 냉각재의 온도를 조절한다. 상기 냉각온도조절기(20)는 하우징(12) 선단부 즉, 분사부의 노즐(32)과 하우징(12)의 선단 분사구(14) 사이의 냉각재 이동통로 상에 배치되어 노즐(32)로부터 분사되어 분사구(14)로 향하는 냉각재와 열교환을 이루게 된다. 노즐(32)과 냉각온도조절기(20) 사이는 높은 열전달을 갖는 접합 방식으로 접합될 수 있다. 예를 들어 노즐(32)과 냉각온도조절기(20) 사이는 써멀페이스트(thermal paste)를 매개로 접합될 수 있다.
- [0048] 상기 냉각온도조절기(20)는 냉각재를 가열하기 위한 열원(21), 상기 열원(21)의 열을 냉각재에 전달하기 위한 열교환부를 포함한다. 상기 열교환부는 하우징(12) 내에서 냉각재 분사방향을 따라 길게 배치된다. 열원(21)과 냉각재 사이의 열교환 효율을 보다 극대화할 수 있도록, 상기 열교환부는 열원(21)이 설치되는 발열판(22)과, 상기 발열판(22)에 설치되고 냉각재와 접하는 복수의 방열핀(23)을 포함한다.
- [0049] 상기 열교환부는 열전도도가 높은 금속 재질로 이루어 질 수 있다. 상기 방열판과 방열핀(23)은 일체로 형성될 수 있다. 예를 들어 상기 열교환부는 알루미늄 또는 구리 재질로 형성될 수 있다.

- [0050] 상기 방열핀(23)을 통해 냉각재와 열교환이 이루어진다. 상기 방열핀(23)은 발열판(22)에서 돌출 형성되고 냉각재의 분사 방향을 따라 길게 연장된 판 형태로 이루어지고, 복수개가 간격을 두고 배치되어 냉각재와의 접촉면적을 높이도록 된 구조로 되어 있다. 이에, 방열핀(23)에 의해 냉각재와의 접촉면적이 보다 증대되어 열전달 효율을 극대화할 수 있게 된다.
- [0051] 상기 열원(21)은 전열히터, 열전소자 또는 적외선이나 마이크로웨이브 등 빛이나 전자기파를 조사하여 열을 가하는 구조일 수 있다. 본 실시예에서 상기 열원(21)은 0.1 내지 10W의 최대출력을 가질 수 있다.
- [0052] 또한, 본 장치는 상기 냉각온도조절기(20)의 열교환부를 거친 냉각재를 직접 시술 부위에 분사하지 않고, 별도의 냉각용 구조물을 시술부위에 접촉하여 냉각하는 구조일 수 있다.
- [0053] 예를 들어, 눈 표면 등과 같은 시술 대상의 경우 냉각재를 시술 부위에 직접 분사하여 냉각하는 방식에 적합하지 않다. 이에, 눈 표면 등과 같은 시술대상의 경우 냉각온도조절기(20)를 통과한 냉각재가 시술 부위에 직접 분사되어 온도를 조절하는 대신, 냉각온도조절기에 별도의 구조물이 설치되어 냉각온도조절기는 별도의 구조물 온도를 조절하고, 별도의 구조물이 시술부위와 직접 접촉하여 시술부위의 온도를 낮출 수 있다.
- [0054] 이를 위해, 상기 하우징의 선단에는 냉각온도조절기(20)의 열교환부에 연결되며 시술 부위에 접촉하는 별도의 냉각용 구조물(15)이 설치될 수 있다. 상기 냉각용 구조물(15)은 시술 부위와의 접촉면을 갖는 소정 면적의 막혀진 플레이트 구조물로 이해할 수 있다. 예를 들어, 상기 냉각용 구조물(15)은 냉각재를 분사하는 분사구 대신에 하우징 선단에 설치되거나 또는 분사구에 별도로 설치될 수 있다.
- [0055] 상기 냉각용 구조물(15)은 하우징 선단을 통한 냉각재 분사를 차단하며, 시술 부위에 접촉하여 시술 부위를 냉각한다. 상기 냉각온도조절기(20)의 열교환부는 하우징 선단에 설치된 냉각용 구조물에 연결되어 열교환부를 거친 냉각재를 냉각용 구조물에 가함으로써, 상기 냉각용 구조물의 온도를 조절할 수 있다.
- [0056] 상기 냉각용 구조물(15)은 냉각온도조절기의 열교환부를 거쳐 분사되는 냉각재에 의해 냉각되며, 시술 부위에 접촉되어 냉각재의 냉기를 전달하게 된다. 이에, 시술 부위에 냉각재가 직접 분사되지 않고 냉각용 구조물에 의해 냉각이 이루어지게 된다.
- [0057] 상기한 구조 외에, 냉각온도조절기(20)는 열교환부 선단이 냉각재가 분사되지 않도록 막혀진 구조로 형성되며, 하우징(12) 선단으로 돌출된 구조일 수 있다. 이러한 구조의 경우 냉각온도조절기(20) 선단이 직접 시술영역에 접촉되어 시술 영역의 온도를 낮출 수 있다.
- [0058] 또한, 열교환부가 하우징(12) 선단으로 돌출되어 직접 분사구를 이룰 수 있다. 이러한 구조의 경우 열교환부 선단이 직접 시술영역에 접촉되어 시술영역의 온도를 낮출 수 있다.
- [0059] 도 4에 도시된 바와 같이, 본 실시예에서 상기 냉각온도조절기(20)는 상기 열교환부의 발열판(22)이 내부가 빈 사각 형태로 이루어지고, 방열핀(23)은 발열판(22)의 내주면에 배열 설치되어 냉각재가 발열판(22) 내부를 지나며 방열핀(23)과 열교환이 이루어지며, 상기 열원(21)은 발열판(22)의 적어도 일면에 설치되는 구조로 되어 있다.
- [0060] 즉, 본 실시예에서, 상기 냉각온도조절기(20)의 열교환부는 내부가 빈 사각의 판 형태로 이루어져, 분사부의 노즐(32)에서 분사된 냉각재는 열교환부의 빈 내부를 지나게 된다. 상기 열교환부의 빈 내부에는 발열판(22)과 연결된 복수의 방열핀(23)이 배열 설치되어 있어서, 열교환부의 발열판(22) 내부를 지나는 냉각재는 발열판(22) 내부에 설치된 방열핀(23)을 지나게 되어 방열핀(23)과 열교환이 이루어지게 된다.
- [0061] 본 실시예에서 상기 발열판(22)은 분사부의 노즐(32)에서 분사되는 냉각재가 모두 발열판(22)의 내부를 지날 수 있도록 하우징(12) 내부에서 충분한 크기로 형성될 수 있다. 이에, 노즐(32)에서 분사된 냉각재가 모두 열교환부를 지나면서 열교환되어 냉각재 온도 제어 효율을 보다 높일 수 있다.
- [0062] 또한, 본 실시예에서 상기 열교환부는 도 4에 도시된 바와 같이, 발열판(22)의 직경이 냉각재 분사방향을 따라 동일한 직경으로 형성될 수 있다. 상기한 구조 외에 상기 발열판(22)은 냉각재 분사방향을 따라 하우징(12) 선단의 분사구(14)쪽으로 갈수록 직경이 점차 작아져 사다리꼴로 형성될 수 있다. 이러한 구조의 경우 발열판(22) 내부를 통과하는 냉각재가 점차적으로 좁아지는 발열판(22)의 출구를 통과하는 과정에서 발열판(22) 내에 보다 오래 머물러 열교환부와 냉각재 간의 열교환 시간을 보다 증대시킬 수 있게 된다.
- [0063] 상기 발열판(22) 내부에 설치되는 방열핀(23)의 배치 구조는 다양하게 변형 가능하다.
- [0064] 또한, 상기 냉각온도조절기의 열교환부 외측에 열차단을 위한 밀봉재가 더 설치될 수 있다. 상기 밀봉재는 발열

판(22)을 감싸 외부에서 열교환부로 열이 전달되는 것을 차단하게 된다. 이에, 열교환부와 냉각재 사이의 열교환시 열손실을 최소화할 수 있게 된다. 본 실시예에서, 상기 냉각온도조절기는 하우징 내부에 설치되어 열교환부가 하우징(12)에 의해 감싸여져 있으므로, 상기 하우징(12)이 밀봉재의 역할을 수행할 수 있다. 특히, 냉각온도조절기가 위치한 하우징의 선단부는 하우징의 재질과 다르게 열차단을 위한 별도의 재질로 형성될 수 있다. 이에, 열교환이 이루어지는 냉각온도조절기 영역에서 열차단이 보다 효과적으로 이루어질 수 있게 된다.

- [0065] 상기 열원(21)은 발열판(22)의 외측면에 부착 설치되는 전열 히터를 포함할 수 있다.
- [0066] 상기 전열 히터는 사각의 발열판(22) 각 측면에 모두 설치되거나 일부 측면에만 설치될 수 있다. 상기 전열 히터는 전기 에너지를 열에너지로 변환하는 구조로, 전원공급부(40)로부터 전원을 공급받아 열에너지를 발생한다. 상기 전열 히터는 예를 들어 발열판(22) 측면에 대응되는 크기를 갖는 필름 형태로 이루어져 발열판(22) 측면에 부착될 수 있다.
- [0067] 이에, 전열 히터가 가동되면 발열판(22)으로 열이 전달되어 가열되고 발열판(22)의 열은 발열판(22)에 설치된 방열핀(23)으로 전달된다. 따라서, 방열핀(23) 사이를 지나는 냉각재가 방열핀(23)으로 전달된 열에 의해 가열되어 온도가 높아지게 된다.
- [0068] 한편, 도 5는 상기 냉각온도조절기(20)의 또다른 실시예를 도시하고 있다.
- [0069] 도 5에 도시된 바와 같이, 본 실시예의 냉각온도조절기(20)는 냉각재를 가열하기 위한 열원(21), 상기 열원(21)과 냉각재 사이에 설치되어 열을 전달하기 위한 열교환부를 포함하고, 상기 열교환부는 열원(21)이 설치되는 발열판(22)과, 상기 발열판(22)에 설치되고 냉각재와 접하여 발열판(22)의 열을 냉각재에 방열하는 복수의 방열핀(23)을 포함한다.
- [0070] 본 실시예에서 상기 열교환부의 발열판(22)은 내부가 빈 원통 형태로 이루어지고, 방열핀(23)은 발열판(22)의 외주면을 따라 배열 설치되어 냉각재가 발열판(22) 외측을 지나며 방열핀(23)과 열교환이 이루어지며, 상기 열원(21)은 발열판(22)의 중심에 삽입 설치된 구조일 수 있다.
- [0071] 상기 방열핀(23)은 발열판(22)에서 돌출 형성되고 냉각재의 분사 방향을 따라 길게 연장된 판 형태로 이루어지고, 복수개가 간격을 두고 배치되어 냉각재와의 접촉면적을 높이도록 된 구조로 되어 있다. 이에, 방열핀(23)에 의해 냉각재와의 접촉면적이 보다 증대되어 열전달 효율을 극대화할 수 있게 된다.
- [0072] 본 실시예에서, 상기 냉각온도조절기(20)는 분사부의 노즐(32)에서 분사된 냉각재가 발열판(22)의 외측을 지나면서 열 교환이 이루어지게 된다. 상기 발열판(22)의 외측에는 발열판(22)과 연결된 복수의 방열핀(23)이 배열 설치되어 있어서, 발열판(22) 외측을 지나는 냉각재는 방열핀(23)을 지나게 되어 방열핀(23)과 열교환이 이루어지게 된다.
- [0073] 또한, 도 5에 도시된 바와같이, 본 실시예에서 상기 열교환부는 상기 방열핀(23)이 냉각재 분사방향을 따라 하우징(12) 선단의 분사구(14)쪽으로 갈수록 돌출 길이가 줄어 전체적으로 열교환부는 냉각재 분사방향을 따라 원뿔 형태를 이루는 구조일 수 있다. 이러한 구조의 경우 열교환부의 선단을 분사구(14)와 유연하게 연결하여 방열핀(23)을 지나 분사구(14)로 흐르는 냉각재의 흐름을 보다 원활하게 유지할 수 있게 된다.
- [0074] 상기 발열판(22) 내부에 설치되는 방열핀(23)의 배치 구조는 다양하게 변형 가능하다.
- [0075] 상기 열원(21)은 바 형태의 전열히터를 포함할 수 있다. 상기 전열히터는 발열판(22)의 중심에는 상기 전열히터가 설치될 수 있도록 중공 홈에 형성되어 있어서, 바 형태의 전열히터가 중공 홈에 끼워져 발열판(22)과 결합된다. 상기 발열판(22)에 형성되는 중공 홈과 중공 홈에 삽입 설치되는 전열히터의 형태나 개수는 다양하게 변형 가능하다.
- [0076] 이에, 전열 히터가 가동되면 발열판(22)으로 열이 전달되어 가열되고 발열판(22)의 열은 발열판(22)에 설치된 방열핀(23)으로 전달된다. 따라서, 방열핀(23) 사이를 지나는 냉각재가 방열핀(23)으로 전달된 열에 의해 가열되어 온도가 높아지게 된다.
- [0077] 상기 제어부(50)는 시술 부위 온도를 검출하기 위한 온도측정부(51), 냉각온도조절기(20)에 설치되어 냉각온도조절기(20)의 온도를 검출하기 위한 온도센서(52)를 포함하여, 실제 시술 부위 온도와 냉각온도조절기(20)를 거친 냉각재 실제 온도 및 목표로 설정된 온도를 비교 연산하여 냉각온도조절기(20)의 열 에너지 또는 분사부의 분사량을 조절하는 구조로 되어 있다.
- [0078] 이에, 상기 제어부(50)는 냉각온도조절기(20)의 열원(21)을 제어하여 냉각재가 냉각온도조절기(20)를 통과할 때

온도가 조절되도록 함으로써, 최종적으로 시술 목적에 맞게 온도가 조절된 냉각제를 분사하여 시술 부위를 냉각 마취시키게 된다.

- [0079] 또한, 상기 제어부(50)는 설정값을 입력하기 위한 입력부(53)와, 제어부(50)에 인가된 신호를 외부에 표시하기 위한 표시부(54)를 더 포함한다. 상기 표시부(54)는 정보 표시를 위한 디스플레이, 시각적 경고 표시를 위한 경고등 또는 청각적 경고를 위한 알람을 포함할 수 있다.
- [0080] 상기 제어부(50)는 내부에 냉각온도조절기(20)의 열원(21) 온도 제어를 위한 계산식을 내장하여, 계산식에 따라 목표온도 값과 실제온도 값을 비교 연산하여 열원(21) 온도 제어값을 계산하고, 이 계산된 결과에 따라 냉각온도조절기(20)를 제어작동하게 된다. 상기 제어부(50)는 내장된 계산식을 통해 상기 냉각온도조절기(20)에 설치된 열원(21)에 가하는 전력을 electric feedback 형태로 조정할 수 있다. 상기 electric feedback 형태는 Proportional Integral Differential 기법과(PID 기법), Pulsed Width Modulation기법(PWM 기법)으로 구성될 수 있다. 본 실시예에서, 상기 제어부(50)는 electric feedback을 위한 연산을 복수회에 걸쳐 다단계로 수행할 수 있다. 예를 들어, 본 실시예의 제어부는 PID 연산을 1차 수식과 2차 수식을 통해 두 단계로 실시하여 열원의 온도를 제어할 수 있다. 제어부의 계산식 및 이를 통해 냉각온도조절기를 제어하는 과정에 대해서는 뒤에서 보다 상세하게 설명하도록 한다.
- [0081] 또한, 상기 제어부(50)는 휴대용 전원 장치를, 예를 들어 이차전지를, 전원으로 사용할 수 있으나, 그에 제한되지 않는다. 상기 제어부(50)는 시술자의 시술 목적, 예를 들어 국소마취, 세포파괴 등에 따라 미리 입력된 필요한 냉각제의 온도와 시술시간을 적용할 수 있다.
- [0082] 이와 같이, 제어부(50)에서 출력된 신호에 의해 냉각온도조절기(20)의 열원(21)이 구동하여 계산된 열 에너지를 냉각제에 가하여 냉각제를 가열하게 된다.
- [0083] 상기 입력부(53)는 제어부(50)에 연결되고 하우징(12)의 외측에 설치되어 필요시 제어부(50)에 설정값을 입력할 수 있다. 입력부(53)는 예를 들어 제어부(50)에 시술 목적에 따른 목표온도 값, 냉각제 분사량 등을 입력할 수 있다.
- [0084] 상기 입력부(53)는 시술입력부와 제어입력부로 이루어질 수 있다. 상기 시술입력부는 예를 들어, 상기 분사구(14)에서 인접한 곳에 위치하여 냉각제의 분사를 통제할 수 있다. 상기 시술입력부는 분사스위치를 포함할 수 있고 이를 통해 분사스위치를 온/오프시켜 냉각제 분사 여부를 결정할 수 있다. 상기 제어입력부는 상기 분사부에서 인접하거나 상기 제어부에서 인접하게 위치할 수 있다. 상기 제어입력부는 국소마취를 위해 냉각제 또는 시술영역의 온도를 -50℃ 내지 15℃ 범위로 정할 수 있다. 상기 제어입력부는 국소마취를 위해 시술 시간을 10분 내지 1초 범위로 정할 수 있다. 상기 제어입력부는 push button switch 와 encoder 기능을 가진 제어스위치를 구비할 수 있다. 상기 제어스위치의 push button switch 가 off 상태이며 시계방향으로 회전시 시술온도를 증가시키거나 시술종류를 선택할 수 있다. 상기 제어스위치의 push button switch 가 off 상태이며 반시계방향으로 회전시 시술온도를 감소시키거나 시술종류를 선택할 수 있다. 상기 제어스위치의 push button switch 가 on 상태이며 시계방향으로 회전시 시술시간을 증가시킬 수 있다. 상기 제어스위치의 push button switch 가 on 상태이며 반시계방향으로 회전시 시술시간을 감소시킬 수 있다. 상기 제어스위치의 회전이 시술 온도 대신 시술 종류를 조절할 경우 미리 프로그램된 시술온도와 시술시간을 상기 제어부에서 사용할 수 있다.
- [0085] 상기 표시부(54)는 상기 시술입력부와 인접하여 위치할 수 있다. 상기 표시부(54)는 시술영역의 현재 온도, 냉각제의 현재 온도, 또는 냉각제 및 시술영역의 현재 온도를 디스플레이 등을 통해 표시할 수 있다. 상기 표시는 상기 제어입력부에서 정한 목표값 (set point), 즉, 냉각제 목표온도, 시술영역 목표온도, 또는 시술영역 및 냉각제의 목표온도를 디스플레이 등을 이용하여 표시할 수 있다. 상기 표시부(54)는 상기 제어입력부에서 정한 시술 시간, 현재 남은 시간 또는 시술 시간 및 현재 남은 시간을 표시할 수 있다. 상기 표시부는 터치스크린 등을 이용하여 상기 입력부의 기능 중 일부 또는 모두를 동시에 수행할 수 있다.
- [0086] 상기 표시부(54)의 디스플레이는 하우징(12) 외측에 설치되어 제어부(50)의 신호에 따라 정보를 표시한다. 상기 표시부(54)는 디스플레이를 통해 시술영역의 실제온도 값, 냉각제의 온도 값, 시술 시간 등 시술에 관한 정보를 디스플레이할 수 있다. 상기 표시부(54)의 경고등과 알람은 장치 구동시 제어부(50)에서 인가되는 경고 신호를 시각적인 빛 또는 청각적인 소리를 이용하여 외부에 표시한다. 예를 들어, 상기 표시부(54)는 냉각제의 온도가 안전 범위를 벗어났을 때, 냉각제의 압력이 정해진 범위를 벗어났을 때, 시술영역의 온도가 안전 범위를 벗어났을 때, 또는 전원이 약할 경우 등 본 장치의 성능이 정해진 범위를 벗어났을 때, 사용자에게 경고할 수 있다.
- [0087] 상기 온도센서(52)는 냉각온도조절기(20)의 내측 또는 외측에 설치될 수 있다. 상기 온도센서(52)는 예를 들어,

접촉식으로 온도를 검출하는 서미스터(thermistor)일 수 있다. 상기 온도센서(52)는 냉각온도조절기(20)를 통해 열교환되어 배출되는 냉각재의 정확한 온도를 검출할 수 있도록, 열원(21)과 최대한 멀리 떨어진 위치에서 설치될 수 있다.

[0088] 상기 온도측정부(51)는 시술부위에 대한 냉각재 분사 위치에서 이격되어 배치되어 비접촉 방식으로 온도를 측정하는 구조일 수 있다. 상기 온도측정부(51)는 비접촉 온도 측정용 적외선 센서일 수 있다. 상기 온도측정부(51)는 냉각재가 시술 영역 온도 측정에 대한 최소화할 수 있는 각도로 배치될 수 있다. 본 실시예에서 상기 온도측정부(51)는 냉각재 분사방향에 대해 2 내지 20도(°)의 각도로 기울어져 시술부위를 향해 배치되어 온도를 측정하는 구조일 수 있다. 이에, 냉각재는 제어부(50)에 의해 제어작동된 냉각온도조절기(20)를 지나면서 열교환되어 원하는 온도 값으로 조정된다. 냉각재가 적절한 온도 값으로 조정되어 시술부위에 분사됨으로써, 냉각재가 직접 닿는 시술부위 표면 세포에 대한 위험도를 최소화시킬 수 있다.

[0089] 이하, 도 6을 참조하여 본 실시예에 따라 냉각재 온도를 제어하는 과정에 대해 설명하면 다음과 같다.

[0090] 본 실시예에 따른 제어 과정은 시술 부위에 대한 냉각 목표온도를 설정하는 단계, 시술 부위에 냉각재를 분사하여 냉각하는 단계, 시술 부위의 실제온도를 검출하는 단계, 및 검출된 실제온도 값과 목표온도 값을 비교 연산하여 실제온도 값이 목표온도 값에 도달하도록 냉각온도조절기의 열원 또는 냉각재 분사량을 조절하여 냉각재 온도를 제어하는 제어 단계를 포함한다.

[0091] 냉각재 분사에 앞서, 입력부(53)의 명령에 따라 시술목적에 따른 목표온도 값이 셋팅되고, 냉각재의 분사량이 조절된다. 시술부위에 대한 냉각이 개시되면, 공급부(30)에서 공급된 냉각재는 냉각온도조절기(20)를 통과하면서 온도가 조절되어, 최종적으로 시술의 목적에 맞게 온도가 조절된 냉각재를 시술 부위에 분사할 수 있다. 이에, 시술부위의 과냉각에 의한 손상을 방지할 수 있게 된다.

[0092] 온도 제어 단계에서, 제어부(50)는 전원부로부터 전원을 공급받아 온도측정부(51)로부터 받은 시술부위 실제온도 값과 상기 입력부(53)로부터 셋팅된 목표온도 값에 따라 상기 냉각온도조절기(20)에 설치된 열원(21)을 통제하게 된다.

[0093] 여기서, 상기 실제 온도 값은 온도측정부(51)를 통해 얻어진 온도 값 또는 냉각온도조절기에 설치된 온도센서(52)를 통해 얻어진 냉각재의 온도 값일 수 있다.

[0094] 시술 목표에 따른 초기값이 셋팅되면, 장치가 가동되어 시술 부위에 냉각재를 분사한다. 냉각재는 공급부(30)에서 냉각온도조절기(20)를 거쳐 하우징(12) 선단의 분사구(14)를 통해 시술부위로 분사되어 시술부위를 냉각하게 된다.

[0095] 시술부위 냉각 과정에서 온도측정부(51)를 통해 냉각재에 의해 냉각된 시술부위의 실제온도 값이 검출된다.

[0096] 제어부(50)는 검출된 실제온도 값과 목표온도 값을 비교 연산하여 실제온도 값이 목표온도 값에 도달하도록 냉각온도조절기(20)의 열원(21) 또는 냉각재 분사량을 조절하여 냉각재 온도를 제어한다.

[0097] 상기 온도 제어 과정을 보다 상세하게 설명하면, 상기 제어부(50)는 내부에 기 저장되어 있는 두 개의 계산식을 통해 PID 연산 기법으로 연산하여 냉각온도조절기(20)의 열원(21)에 인가되는 출력을 2단계로 제어한다. 이에, 상기 온도 제어 과정을 통해 냉각온도조절기(20)를 거치는 냉각재의 온도를 신속하게 또는 정밀하게 조절할 수 있게 된다. 두 단계의 연산 과정을 통해 실제온도 값이 목표온도 값에서 먼 경우에는 빠른 온도 제어를, 근접한 경우에 대해서는 정밀한 온도 제어를 수행할 수 있게 된다.

[0098] 상기 온도 제어 과정은 1차 수식(1)과 2차 수식(2)에 의한 두 단계의 PID 연산에 한정되지 않으며, 필요시 PID 연산을 세 개 이상 복수의 단계로 수행할 수 있다. 예를 들어, 3차 연산단계를 통해 냉각 종료 후 열원의 온도 제어를 적절하게 수행할 수 있다.

[0099] 이하 설명에서는 1차 수식(1)과 2차 수식(2)에 의한 두 개의 PID 연산 단계를 통해 온도를 제어하는 경우를 예로써 설명한다.

[0100] 상기 제어부에 기 설정된 계산식 중 1차 식(1)은 정밀한 온도 제어를 위한 계산식이고, 2차 식(2)은 빠른 온도 제어를 위한 계산식이다. 본 실시예에서 각 계산식은 다음과 같다.

$$P(t) = C_{p,1}error(t) + C_{i,1} \int_0^t error(t)dt + C_{d,1} \frac{d(error(t))}{dt} \quad \text{1차 식(1)}$$

$$P(t) = C_{p,2}error(t) + C_{i,2} \int_0^t error(t) dt + C_{d,2} \frac{d(error(t))}{dt} \quad \text{2차 식(2)}$$

[0102]

[0103]

위 식에서 $P(t)$ 는 어떤 시간 t 에서 제어부에서 나오는 디지털 또는 아날로그 형태의 출력값이고, $error(t)$ 는 시간 t 에서 측정된 온도와 목표온도의 차이이다. C_p , C_i , C_d 는 각각 PID 제어에서 쓰이는 proportional (P), integral (I), differential (D) 상수이다.

[0104]

여기서, 상기 1차 식(1)과 2차 식(2)의 각 상수는 다른 값을 가져 2차 식(2)에 의한 인가값 $P(t)$ 의 값이 1차 식(1)에 의한 $P(t)$ 의 값보다 클 수 있다 (예: $C_{p,1} < C_{p,2}$, $C_{i,1} < C_{i,2}$, $C_{d,1} < C_{d,2}$).

[0105]

예를 들어, 상기 온도 제어 단계에서, 2차 식(2)에 쓰이는 상수들($C_{p,2}$, $C_{i,2}$, $C_{d,2}$)을 크게 설정하여 같은 $error(t)$ 에서 $P(t)$ 를 크게 만들어 시술 초기 빠른 냉각을 할 수 있고, 1차 식(1)에서 쓰이는 상수들($C_{p,1}$, $C_{i,1}$, $C_{d,1}$)을 작게 조정되어 $error(t)$ 가 작을 때 정밀한 온도 조절을 할 수 있다.

[0106]

상기 제어부(50)는 1 단계로 알파값에 의한 PID 연산을 통해 온도를 제어한다. 제어부는 검출된 실제온도 값과 목표온도 값을 비교하여 실제온도 값과 목표온도 값의 차이의 절대값이 기 설정된 임의의 범위인 알파값(α)보다 작은지 여부를 연산한다. 알파값(α)이란 목표온도 값에서 멀어지는 1차 한계 범위를 의미한다. 이에, 제어부는 상기 과정을 통해 실제온도 값이 목표온도 값에서 1차 한계인 알파값보다 더 벗어난 지 여부를 연산하게 된다.

[0107]

그리고, 실제온도 값과 목표온도 값의 차이의 절대값이 알파값(α)보다 작은 경우, 제어부(50)는 내장되어 있는 계산식 중 정밀 냉각 제어를 위한 상기 1차 식(1)에 따라 냉각온도조절기(20)의 열원(21)으로 인가되는 전력을 제어하여 냉각재를 가열한다.

[0108]

냉각온도조절기(20)의 열원(21)이 제어됨에 따라 냉각온도조절기(20)를 지나는 냉각재는 열원(21)의 열에너지와 열교환되어 가열된다. 열원(21)에 의해 가열되어 온도가 상승된 냉각재가 시술부위로 분사되어 시술부위의 실제 냉각 온도가 목표값에 근접되도록 조정된다.

[0109]

제어부(50)는 상기 연산 과정을 통해 실제온도 값과 목표온도 값의 차이의 절대값이 알파값(α) 이상인 경우, 제어부(50)에 내장되어 있는 계산식 중 빠른 냉각 제어를 위한 상기 2차 식(2)에 따라 냉각온도조절기(20)의 열원(21)에 인가되는 전력을 제어하여 냉각재를 가열한다.

[0110]

또한, 상기 제어부(50)는 초기 고속냉각이 필요한 경우 상기 2차 식(2)의 상수는 열원(21)에 인가되는 전력이 제로(0)가 되도록 설정할 수 있다. 이에 냉각온도조절기(20)의 열원(21)이 작동되지 않아 냉각재는 냉각온도조절기(20)와 열교환되지 않고 그대로 분사구(14)를 통해 시술부위로 분사되어 시술부위를 급냉시킬 수 있게 된다. 반대로 부드러운 초기 냉각이 필요할 경우에는 2차 식(2)의 상수는 비교적 느린 냉각을 위해 예를 들어, $1^\circ\text{C}/\text{sec}$ 의 속도로 냉각재의 온도가 변화하도록 열원(21)의 전력값을 설정할 수 있다.

[0111]

또한, 상기 온도 제어 단계에서, 초기 고속 냉각이 필요한 경우 냉각재를 미리 분사하여 냉각온도조절기의 온도를 미리 낮출 수 있다. 이에, 시술 전에 냉각온도조절기의 온도가 낮춰져 있어, 시술부위 냉각에 소요되는 시간을 더욱 단축하여 최소화할 수 있게 된다.

[0112]

다음으로, 제어부는 상기 1차 식 또는 2차 식에 의해 열원(21)이 제어된 상태에서, 시술 부위의 실제온도 값과 목표온도 값을 비교하여 실제온도 값이 목표온도 값에 충분히 가깝게 근접하였는지를 연산한다.

[0113]

즉, 검출된 실제온도 값과 목표온도 값을 비교하여 실제온도 값과 목표온도 값의 차이의 절대값이 기 설정된 임의의 베타값(β)보다 낮은지 여부를 연산한다. 베타값(β)이란 목표온도 값에서 멀어지는 2차 한계 범위를 의미하며, 알파값보다 목표온도에 보다 근접한 값으로 설정될 수 있다. 이에, 제어부는 상기 과정을 통해 실제온도 값이 목표온도 값보다 2차 한계인 베타값(β)을 벗어났는지 여부를 연산하게 된다.

[0114]

실제온도 값과 목표온도 값의 차이의 절대값이 베타값(β) 이상인 경우 상기 과정을 반복하여 냉각온도조절기(20)를 제어하고 두 값을 비교 연산한다. 실제온도 값과 목표온도 값의 차이의 절대값이 베타값(β)보다 작은 경우 즉, 실제온도 값이 목표온도 값에 충분히 근접한 경우, 타이머를 구동하고, 타이머 설정 시간 경과 후 냉각 시술을 종료한다.

[0115]

상기 알파값(α)과 베타값(β)은 목표온도 값에 임의로 부가되는 소정의 온도 값으로 이해할 수 있다. 상기 알파값(α)은 베타값(β)보다 상대적으로 더 큰 수치의 절대값이고, 베타값(β)은 알파값보다 상대적으로 작은 수

치의 절대값을 의미한다. 예를 들어, 상기 목표온도 값이 -10°C 일 때, 상기 알파값은 2°C 이고, 베타값은 2°C 보다 작은 1°C 로 설정될 수 있다. 상기 알파값과 베타값(β)은 어느 특정된 값이 아니며 기술 목표에 따라 알맞게 설정할 수 있다.

[0116] 1차 수식(1)을 통한 1차 연산 과정과 2차 수식(2)을 통한 2차 연산 과정을 포함한 두 단계의 PID 연산을 통해, 실제온도 값이 목표온도 값에서 멀 때는 빠른 온도 제어를, 가까울 때는 정밀한 온도 제어를 수행함으로써, 효과적으로 실제온도 값을 목표온도 값에 맞출 수 있게 된다. 본 실시예의 온도 제어 과정에서, 제어부는 상기 두 단계를 통해 PID 연산을 수행되나, 이에 한정되지 않으며 필요시 온도 제어 단계를 보다 세분화하여 세 개 이상 복수의 단계로 제어를 수행할 수 있다.

[0117] 제어부(50)는 타이머 구동시 또는 타이머 설정 시간 경과 시 외부에 경고를 표시하여 기술 부위 냉각 마취가 완료되었음을 알릴 수 있다.

[0118] 이와 같이, 냉각제는 상기 냉각온도조절기(20)를 통과하면서 열교환을 하고 원하는 온도로 조정된다. 이에, 냉각제 분사에 따른 기술부위 온도가 안전범위 이하로 내려가는 것을 방지할 수 있다. 또한, 냉각제가 기술목적에 따라 제어된 냉각온도조절기(20)를 거침에 따라 기술 목적에 따른 온도로 조절되어 기술 부위로 분사된다. 이러한 냉각제의 온도 상승은 냉각 기술을 부드럽게 시작할 수 있게 하여, 냉각제가 직접 닿는 표면 세포에 대한 위험도를 최소화시킬 수 있다. 초반 급속 냉각 기술이 필요할 시 기술전 냉각제를 상기 냉각온도조절기(20)로 미리 통과시킴으로써 상기 냉각온도조절기(20)의 온도를 기술목적에 따른 온도로 만들 수 있다. 상기 제어부(50)는 냉각제를 기반한 흡열과 상기 냉각온도조절기(20)의 열원(21)의 발열을 동시에 사용하여 냉각제 및 냉각온도조절기(20)의 온도를 정밀하게 조절할 수 있다.

[0119] 상기에서는 본 발명의 바람직한 실시예에 대하여 설명하였지만, 본 발명은 이에 한정되는 것이 아니고 특허청구 범위와 발명의 상세한 설명 및 첨부한 도면의 범위 안에서 여러 가지로 변형하여 실시하는 것이 가능하고 이 또한 본 발명의 범위에 속하는 것은 당연하다.

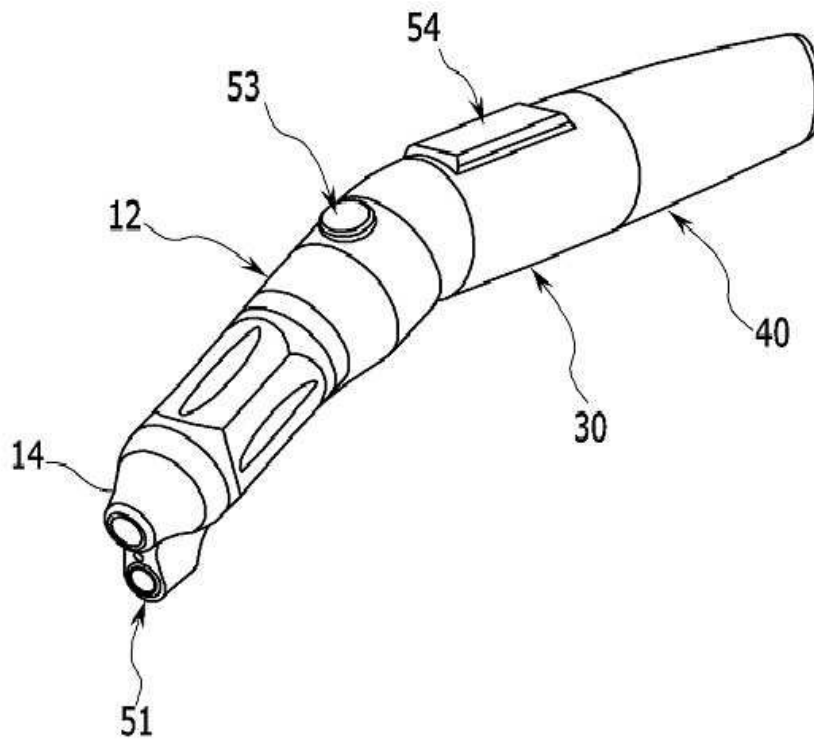
부호의 설명

[0120]	10 : 국부냉각마취장치	12 : 하우징
	14 : 분사구	20 : 냉각온도조절기
	21 : 열원	22 : 발열판
	23 : 방열핀	30 : 공급부
	40 : 전원공급부	50 : 제어부
	51 : 온도측정부	52 : 온도센서
	53 : 입력부	54 : 표시부

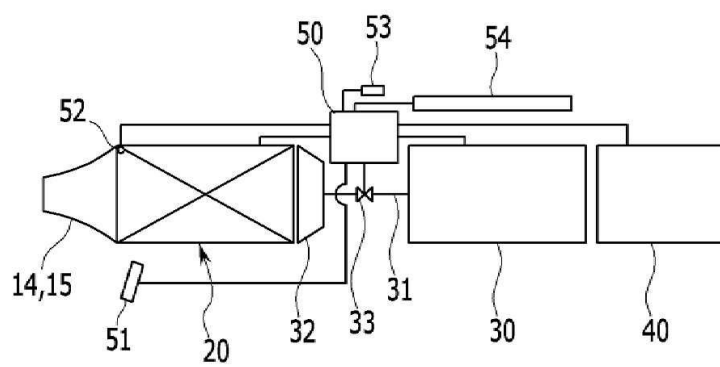
도면

도면1

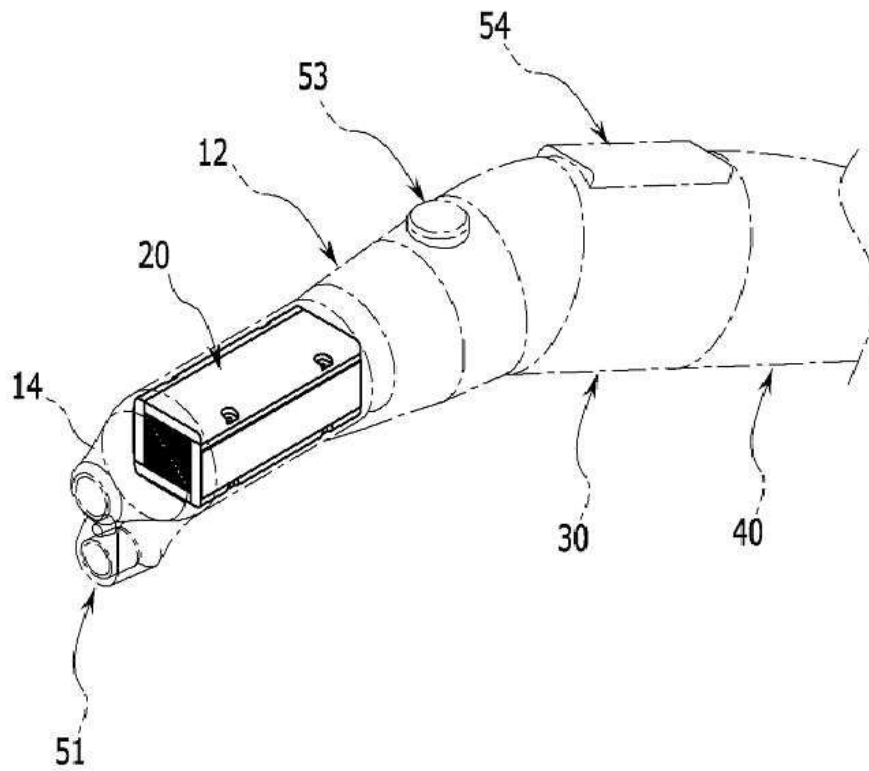
10



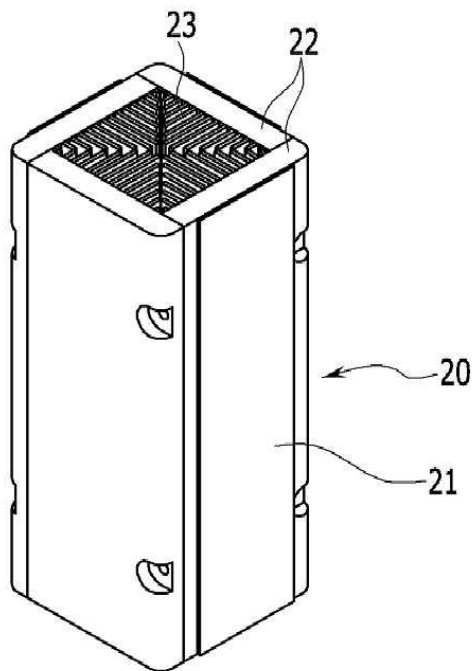
도면2



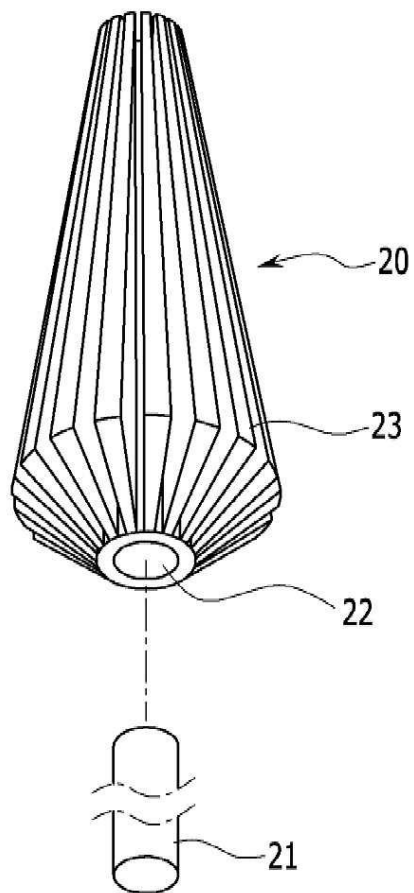
도면3



도면4



도면5



도면6

