



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2018-0131352
(43) 공개일자 2018년12월10일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61F 7/00 (2006.01) *A61B 18/02* (2006.01)
A61F 7/02 (2006.01) *A61F 9/007* (2006.01)
A61M 19/00 (2006.01) *A61M 5/42* (2006.01)
A61M 5/44 (2006.01)
- (52) CPC특허분류
A61F 7/007 (2013.01)
A61B 18/0218 (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2017-0184440
- (22) 출원일자 2017년12월29일
 심사청구일자 없음
- (30) 우선권주장
 62/512,189 2017년05월30일 미국(US)
 (뒷면에 계속)

- (71) 출원인
주식회사 리센스메디컬
 울산광역시 울주군 언양읍 유니스트길 50 (114동806-12호)
- (72) 발명자
김건호
 울산광역시 울주군 언양읍 유니스트길 50, 404동102호
- (74) 대리인
리엔목특허법인

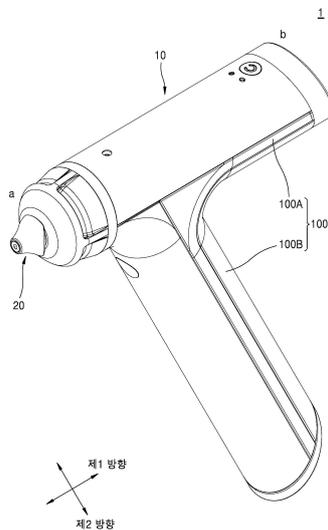
전체 청구항 수 : 총 11 항

(54) 발명의 명칭 **의료용 냉각 장치**

(57) 요약

본 발명의 일 실시예는 의료용 냉각 장치에 있어서, 착탈식 냉각매체를 수용하며, 일면은 상기 착탈식 냉각매체와 열적으로 결합하는 접촉면을 가지는 복수의 분할유닛으로 이루어진 냉각매체 수용부 및 상기 복수의 분할유닛의 타면에 배치되며 상기 냉각매체 수용부로 냉각에너지를 공급하는 냉각발생부를 포함하되, 상기 냉각매체 수용부는 상기 접촉면에 형성되는 유회부재를 통하여, 상기 착탈식 냉각매체와 열적결합을 하는 의료용 냉각 장치를 제공한다.

대표도 - 도1a



(52) CPC특허분류

A61F 9/007 (2013.01)
A61M 19/00 (2013.01)
A61M 5/422 (2013.01)
A61M 5/44 (2013.01)
A61F 2007/0004 (2013.01)
A61F 2007/0086 (2013.01)
A61F 2007/0093 (2013.01)
A61F 2007/0096 (2013.01)
A61F 2007/0285 (2013.01)

(30) 우선권주장

62/565,095 2017년09월28일 미국(US)
62/534,206 2017년07월19일 미국(US)

명세서

청구범위

청구항 1

의료용 냉각 장치에 있어서,

착탈식 냉각매체를 수용하며, 일면은 상기 착탈식 냉각매체와 열적으로 결합하는 접촉면을 가지는 복수의 분할 유닛으로 이루어진 냉각매체 수용부; 및

상기 복수의 분할유닛의 타면에 배치되며 상기 냉각매체 수용부로 냉각에너지를 공급하는 냉각발생부;를 포함하되,

상기 냉각매체 수용부는 상기 접촉면에 형성되는 유틸부재를 통하여, 상기 착탈식 냉각매체와 열적결합을 하는, 의료용 냉각 장치.

청구항 2

제1 항에 있어서,

상기 냉각매체와 상기 접촉면과의 열적결합을 위하여 상기 복수의 분할유닛 사이를 연결하는 제1 탄성부;를 더 포함하는, 의료용 냉각 장치.

청구항 3

제2 항에 있어서,

상기 냉각매체 수용부 상에 배치되며, 상기 냉각매체의 길이방향으로 압축력(compressive force)을 제공하는 제2 탄성부;를 더 포함하는, 의료용 냉각 장치.

청구항 4

제3 항에 있어서,

상기 제1 탄성부 또는 제2 탄성부는 스프링인, 의료용 냉각 장치.

청구항 5

제2 항에 있어서,

상기 제1 탄성부는 방열부를 감싸는 연질 플라스틱 튜브인, 의료용 냉각 장치.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 유틸부재는 상기 냉각매체 수용부와 상기 착탈식 냉각매체 사이에 유틸 기능을 수행하며, 상기 접촉면의 일부 또는 전면(全面)에 형성되는, 의료용 냉각 장치.

청구항 7

제1 항에 있어서,

상기 유틸부재는 표면거칠기(Ra)가 100 μ m 이하의 거칠기를 가지는 상기 분할유닛의 접촉면을 통해 형성되는, 의료용 냉각 장치.

청구항 8

제1 항에 있어서,

상기 유틸부재는 고체유틸제를 포함하는, 의료용 냉각 장치.

청구항 9

제8 항에 있어서,

상기 고체윤활제는 다이아몬드형 탄소(diamond like carbone), 그래파이트(graphite), 그래핀(graphene) 중 적어도 하나를 포함하는, 의료용 냉각 장치.

청구항 10

제1 항에 있어서,

상기 윤활부재가 형성된 영역의 경도는 상기 냉각매체 수용부의 타면의 정도보다 높고,

상기 윤활부재가 형성된 영역의 마찰계수는 상기 타면의 마찰계수보다 작은, 의료용 냉각 장치.

청구항 11

제8 항에 있어서,

상기 윤활부재는 상기 접촉면에 니켈제, 니켈 합금제 및 코발트크롬 합금제 중 적어도 하나를 포함하는 물질을 코팅하여 형성되는, 의료용 냉각 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명의 실시예들은 의료용 냉각 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 일반적으로 수술 또는 치료와 같은 의료행위는 통증을 수반할 수 밖에 없다. 이러한 통증은 약리적인 마취를 통해 신경전달을 차단시킴으로써 제거되거나 저감될 수 있지만, 마취는 부작용이 수반되므로 장시간의 수술이나 치료가 필요한 경우, 또는 비교적 통증이 심한 경우에만 제한적으로 적용되고 있다. 특히, 약리적인 마취는 마취제를 주사기에 의해 주입할 수 밖에 없어, 주사바늘에 의한 추가적인 통증이 유발되어 환자의 고통이 가중되는 문제점이 있다. 또한, 주사방식에 의한 마취는 마취효과를 발휘할 때까지 일정한 마취 시간이 요구되어 불필요한 대기 시간으로 인해 수술 또는 치료 시간이 증대되는 비효율적인 문제점이 발생한다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0003] 본 발명의 실시예들은 상기한 문제점들을 해결하기 위한 것으로 냉각 마취를 이용하여 빠르고 안전하게 안구를 마취시키는 의료용 냉각 장치를 제공한다.

과제의 해결 수단

[0004] 본 발명의 일 실시예는 의료용 냉각장치에 있어서, 타겟 영역과의 제1 열적결합 및 제2 열적결합 중 적어도 하나의 열적결합을 통하여, 상기 타겟 영역을 냉각하는 제1 바디부 및 상기 제1 바디부와 중첩되는 중첩영역 및 상기 제1 바디부와 비중첩되는 비중첩영역을 포함하는 제2 바디부를 포함하며, 상기 제1 바디부와 상기 제2 바디부에 의해 삼각구조를 형성하는 메인 바디부를 포함하는, 의료용 냉각 장치를 제공한다.

[0005] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 제1 열적결합은 상기 타겟영역과의 접촉방식을 통한 열적 결합을 포함하고, 상기 제2 열적결합은 상기 타겟영역과의 비접촉방식을 통한 열적 결합을 포함할 수 있다.

[0006] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 제1 바디부의 중첩영역에 상기 제1바디부의 무게중심영역이 형성될 수 있다.

[0007] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 제1 바디부의 내부에 배치되며, 냉각매체를 수용하는 냉각매체 수용부, 상기 냉각매체 수용부로 냉각에너지를 공급하는 냉각발생부, 방열부 및 송풍부를 더 포함할 수 있다.

[0008] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 송풍부에 의한 공기 흐름 사이클은 제1 바디부에서 이루어질 수 있다.

- [0009] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 냉각매체가 대상체에 접촉하였을 때 인가되는 압력을 감지하여 압력신호를 생성하는 압력센서부를 더 포함할 수 있다.
- [0010] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 냉각매체로 진동을 발생시키는 진동발생부를 더 포함할 수 있다.
- [0011] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 제2 바디부의 내부에 배치되며, 상기 냉각발생부 및 송풍부를 제어하는 냉각제어부 및 상기 냉각발생부로 전원을 공급하는 전원부를 더 포함할 수 있다.
- [0012] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 냉각매체 또는 상기 냉각매체 수용부의 온도를 감지하는 온도센서부를 더 포함하며, 상기 냉각제어부는 상기 온도센서부에서 감지한 상기 온도에 근거하여 상기 냉각발생부의 동작을 제어할 수 있다.
- [0013] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 냉각제어부는 상기 냉각매체 또는 상기 냉각매체 수용부의 온도를 제어함에 있어서, -200℃ 내지 30℃ 범위의 온도로 제어하는 제1 방식, -100℃ 내지 -10℃ 범위의 온도로 제어하는 제2 방식, -10℃ 내지 0℃ 범위의 온도로 제어하는 제3 방식 및 0℃ 내지 10℃ 범위의 온도로 제어하는 제4 방식 중 하나의 방식으로 제어할 수 있다.
- [0014] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 사용자의 외부입력에 따라 상기 의료용 냉각 장치의 동작을 제어하는 제어버튼 및 상기 의료용 냉각 장치의 동작 상태를 외부로 표시하는 디스플레이부 중 적어도 어느 하나를 더 구비하고, 상기 제어버튼 또는 상기 디스플레이부는 상기 의료용 냉각 장치의 후방에 배치될 수 있다.
- [0015] 본 발명의 일 실시예는, 의료용 냉각 장치에 있어서, 착탈식 냉각매체를 수용하며, 일면은 상기 착탈식 냉각매체와 열적으로 결합하는 접촉면을 가지는 복수의 분할유닛으로 이루어진 냉각매체 수용부 및 상기 복수의 분할유닛의 타면에 배치되며 상기 냉각매체 수용부로 냉각에너지를 공급하는 냉각발생부를 포함하되, 상기 냉각매체 수용부는 상기 접촉면에 형성되는 윤활부재를 통하여, 상기 착탈식 냉각매체와 열적결합을 하는, 의료용 냉각 장치를 제공한다.
- [0016] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 냉각매체와 상기 접촉면과의 열적결합을 위하여 상기 복수의 분할유닛 사이를 연결하는 제1 탄성부를 더 포함할 수 있다.
- [0017] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 냉각매체 수용부 상에 배치되며, 상기 냉각매체의 길이방향으로 압축력(compressive force)을 제공하는 제2 탄성부를 더 포함할 수 있다.
- [0018] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 제1 탄성부 또는 제2 탄성부는 스프링일 수 있다.
- [0019] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 제1 탄성부는 방열부를 감싸는 연질 플라스틱 튜브일 수 있다.
- [0020] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 윤활부재는 상기 냉각매체 수용부와 상기 착탈식 냉각매체 사이에 윤활 기능을 수행하며, 상기 접촉면의 일부 또는 전면(全面)에 형성될 수 있다.
- [0021] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 윤활부재는 표면거칠기(Ra)가 100 μ m 이하의 거칠기를 가지는 상기 분할유닛의 접촉면을 통해 형성될 수 있다.
- [0022] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 윤활부재는 고체윤활제를 포함할 수 있다.
- [0023] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 고체윤활제는 다이오몬드형 탄소(diamond like carbone), 그래파이트(graphite), 그래핀(graphene) 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0024] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 윤활부재가 형성된 영역의 경도는 상기 냉각매체 수용부의 타면의 경도보다 높고, 상기 윤활부재가 형성된 영역의 마찰계수는 상기 타면의 마찰계수보다 작을 수 있다.
- [0025] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 윤활부재는 상기 접촉면에 니켈제, 니켈 합금제 및 코발트크롬 합금제 중 적어도 하나를 포함하는 물질을 코팅하여 형성될 수 있다.
- [0026] 본 발명의 일 실시예는, 의료용 냉각 장치에 있어서, 냉각매체와 직접 접촉을 통하여 열적으로 결합하며, 상기 냉각매체를 수용하는 냉각매체 수용부, 상기 냉각매체 수용부와 직접 접촉을 통하여 열적으로 결합하며, 상기 냉각매체 수용부로 냉각에너지를 공급하는 냉각발생부 및 상기 냉각발생부와 이격되어 배치되어 상기 냉각 발생부와 직접 접촉이 없이, 상기 냉각발생부와 열적으로 결합되어 상기 냉각발생부의 열을 방출하는 방열부를 포함하는, 의료용 냉각 장치를 제공한다.
- [0027] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 냉각발생부와 상기 방열부를 연결하여, 상기 냉각발생부의 열을 상기 방열

부로 전달하는 열전달매개체를 더 포함할 수 있다.

- [0028] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 열전달매개체는 상변화물질을 이용하여 상기 냉각발생부의 열을 상기 방열부로 전달할 수 있다.
- [0029] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 방열부는 복수개의 방열유닛으로 이루어지며, 상기 방열유닛의 개수는 상기 열전달매개체의 개수에 대응할 수 있다.
- [0030] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 방열부에 형성된 방열핀에, 상기 방열부의 축방향으로 공기흐름을 발생시키는 송풍부를 더 포함할 수 있다.
- [0031] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 방열부에 형성된 방열핀에, 상기 방열부의 축방향과 평행하지 않은 방향으로 공기흐름을 발생시키는 송풍부를 더 포함할 수 있다.
- [0032] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 송풍부는 방열부를 구성하는 방열유닛 사이에 배치될 수 있다.
- [0033] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 송풍부는 하나 이상의 팬을 구비하며, 상기 방열부에는 상기 송풍부의 개수에 대응하는 흡입구 및 배출구가 형성될 수 있다.
- [0034] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 복수개의 흡입구 및 상기 복수개의 배출구가 위치가 각각 대응하여, 복수개의 공기 흐름을 형성할 수 있다.
- [0035] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 송풍부가 복수개의 팬을 구비하는 경우, 상기 복수개의 팬의 배열 방향과 상기 방열부의 축방향이 평행하며, 상기 복수개의 팬의 배열방향과 상기 팬의 회전축 방향은 교차할 수 있다.
- [0036] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 냉각발생부는 프리쿨링(pre-cooling) 또는 냉각 중에 상기 방열부보다 아래에 위치할 수 있다.
- [0037] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 사용자의 외부입력에 따라 상기 의료용 냉각 장치의 동작을 제어하는 제어버튼 및 상기 의료용 냉각 장치의 동작 상태를 외부로 표시하는 디스플레이부 중 적어도 어느 하나를 더 구비하고, 상기 제어버튼 또는 상기 디스플레이부는 상기 냉각발생부보다 상기 방열부에 인접하게 배치될 수 있다.
- [0038] 본 발명의 일 실시예는, 착탈식 냉각매체에 있어서, 상기 착탈식 냉각매체를 수용하는 냉각매체 수용부와 열적 결합 및 전위결합을 하며, 상기 냉각매체수용부에 삽입되는 삽입영역 및 상기 의료용 냉각 장치에 삽입되지 않으며, 말단에 타겟영역과 열적으로 접촉하는 선단부를 구비하는 비삽입영역을 포함하되, 상기 착탈식 냉각매체는 상기 냉각매체 수용부를 포함하는 의료용 냉각 장치에 탈착 가능하게 장착되며, 상기 의료용 냉각 장치로부터 전달된 냉각 에너지를 상기 선단부를 통해 상기 타겟영역으로 전달하며, 축방향을 따라 형성된 상기 삽입영역의 외측면은 상기 선단부의 단면적보다 큰 면적을 갖되, 상기 선단부의 단면적 대비 미리 설정된 면적비를 갖도록 형성되는, 착탈식 냉각매체를 제공한다.
- [0039] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 착탈식 냉각매체는 상기 전위결합을 통하여 상기 냉각매체수용부에 상응하는 전위(electric potential)를 가질 수 있다.
- [0040] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 착탈식 냉각매체는 상기 전위결합을 통하여 접지될 수 있다.
- [0041] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 의료용 냉각 장치와 전기적으로 연결되어 재사용 여부에 관련된 정보를 상기 의료용 냉각 장치로 제공하는 재사용방지부를 더 포함할 수 있다.
- [0042] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 재사용방지부는 상기 의료용 냉각 장치와 전기적으로 연결되는 퓨즈(fuse)를 포함할 수 있다.
- [0043] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 선단부는 상기 말단으로부터 외부로 향하여 돌출된 볼록면으로 이루어질 수 있다.
- [0044] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 말단으로부터 외부로 향하여 돌출되는 상기 볼록면의 돌출 높이는 상기 타겟영역의 표피 두께보다 크고, 상기 타겟영역의 진피 두께보다는 작을 수 있다.
- [0045] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 냉각매체의 상기 축방향으로 형성된 외측면의 면적은 상기 선단부의 면적보다 클 수 있다.
- [0046] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 외측면의 면적은 상기 선단부의 면적 대비 2배 내지 100배의 범위를 가질 수 있다.

- [0047] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 비삽입영역에는 외부의 주사 바늘이 관통할 수 있는 니들홀이 형성될 수 있다.
- [0048] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 전위결합에 의한 전위(electric potential)가 교류형식의 전위로 제어될 수 있다.
- [0049] 본 발명의 일 실시예는, 상기한 착탈식 냉각 매체를 수용하는 의료용 냉각 장치에 있어서, 상기 교류형식의 전위를 제어하는 제어부를 가진, 의료용 냉각 장치를 제공한다.
- [0050] 본 발명의 일 실시예는, 착탈식 냉각매체에 있어서, 의료용 냉각 장치에 탈착 가능하게 장착되는 본체부 및 주사하기 위한 제1 약액을 저장하며, 상기 본체부 내부에서 이동가능하게 배치되는 제1 약액저장부를 포함하고, 상기 본체부는 상기 제1 약액저장부의 제1 약액을 주사하기 위한 주사바늘이 관통하는 니들홀이 형성된 선단부를 포함하는, 착탈식 냉각매체를 제공한다.
- [0051] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 주사바늘은 상기 니들홀을 따라 이동하는 경우, 상기 선단부와 비접촉될 수 있다.
- [0052] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 제1 약액저장부는 중심축의 연장선 상에 배치되는 인젝터를 포함하며, 상기 인젝터는 상기 착탈식 냉각매체가 상기 의료용 냉각 장치에 장착되면 상기 인젝터와 연동되는 액츄에이터에 의하여 이동될 수 있다.
- [0053] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 본체부의 축방향을 따라 상기 제1 약액저장부와 일렬로 배치되며, 제2 약액을 저장하는 제2 약액저장부를 더 포함할 수 있다.
- [0054] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 제1 약액저장부는 상기 제2 약액저장부 내부에 배치되며, 상기 본체부의 축방향을 따라 이동하여 상기 제2 약액을 외부로 밀어내며, 상기 제2 약액은 상기 니들홀을 통하여 외부로 토출될 수 있다.
- [0055] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 제1 약액은 치료제를 포함하고, 상기 제2 약액은 소독제를 포함할 수 있다.
- [0056] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 착탈식 냉각매체는 상기 니들홀과 상기 제1 약액저장부 사이 또는 상기 니들홀과 상기 제2 약액저장부 사이에 밀폐막이 구비될 수 있다.
- [0057] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 제1 약액저장부 또는 제2 약액저장부에 저장된 약액의 온도가 상기 약액의 빙점이상으로 유지될 수 있다.
- [0058] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 제1 약액저장부는 상기 본체부보다 낮은 열전도도를 가질 수 있다.
- [0059] 본 발명의 일 실시예에 있어서 상기 본체부 및 상기 제1 약액저장부와 접촉하는 접촉면은 $20 \text{ W/m}\cdot\text{K}$ 이하의 열전도도를 가지며, 상기 본체부 및 상기 제1 약액저장부와 접촉하는 접촉면의 면적이 0.002m^2 이하로 유지될 수 있다.
- [0060] 본 발명의 일 실시예는, 의료용 냉각 장치에 있어서, 착탈식 냉각매체에 압력을 인가하여 상기 착탈식 냉각매체에 구비된 제1 약액저장부의 제1 약액을 외부로 토출시키는 주입 유닛을 포함하되, 상기 착탈식 냉각매체는 제1 약액을 저장하고, 상기 본체부 내부에서 이동가능하게 배치되는 제1 약액저장부를 포함하는 의료용 냉각 장치를 제공한다.
- [0061] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 주입 유닛은 상기 착탈식 냉각매체에 의해 타겟영역을 냉각한 후 인가되는 제어신호에 따라 상기 착탈식 냉각매체에 압력을 인가하는 액츄에이터를 포함할 수 있다.
- [0062] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 착탈식 냉각매체는 상기 착탈식 냉각매체의 축방향을 따라 일렬로 배치되며 제2 약액을 저장하는 제2 약액저장부를 더 포함할 수 있다.
- [0063] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 주입유닛은 상기 제2 약액저장부의 제2 약액 및 상기 제1 약액저장부의 제1 약액을 순차적으로 토출시킬 수 있다.
- [0064] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 주입 유닛은 상기 착탈식 냉각매체에 의해 타겟영역을 냉각한 후 인가되는 제어신호에 따라 상기 착탈식 냉각매체에 압력을 인가하는 제1 액츄에이터 및 제2 액츄에이터를 포함할 수 있다.

- [0065] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 제1 액츄에이터의 구동축 및 상기 제2 액츄에이터의 구동축은 동일하거나, 서로 평행하게 배치될 수 있다.
- [0066] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 주입 유닛은, 상기 착탈식 냉각매체의 중심축의 연장선 상에 배치되며, 상기 제1 액츄에이터와 연결되어 상기 제1 약액저장부의 내부로 이동이 가능한 제1 주입부 및 상기 제1 주입부와 동축을 갖고 상기 제1 주입부를 내부에 수용하며, 상기 제2 액츄에이터와 연결되어 상기 제1 약액저장부를 이동시키는 제2 주입부를 더 포함할 수 있다.
- [0067] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 제1 액츄에이터 및 상기 제2 액츄에이터의 동작을 제어하는 제어부를 더 포함하고, 상기 제어부는 상기 제2 액츄에이터를 이용하여 상기 제1 약액저장부를 이동시키는 것에 의해 상기 제2 약액을 외부로 토출시킨 후, 상기 제1 액츄에이터를 이용하여 상기 제1 약액저장부에 저장된 제1 약액을 외부로 토출시킬 수 있다.
- [0068] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 제2 주입부는 상기 제1 액츄에이터를 기준으로 대칭적으로 배치되며, 복수의 제2 액츄에이터를 포함할 수 있다.
- [0069] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 제1 액츄에이터 및 상기 제2 액츄에이터의 동작을 제어하는 제어부를 더 포함하고, 상기 제어부는 상기 복수의 제2 액츄에이터가 동시에 구동하도록 상기 복수의 제2 액츄에이터를 제어할 수 있다.
- [0070] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 제1 액츄에이터의 구동축 또는 상기 제2 액츄에이터의 구동축이 하나 이상의 링크를 통해 상기 제1 주입부 또는 상기 제2 주입부가 이동하는 이동축과 결합하며, 상기 제1 액츄에이터의 구동축 또는 상기 제2 액츄에이터의 구동축은 상기 제1 주입부의 이동축 또는 상기 제2 주입부의 이동축과 평행하지 않을 수 있다.
- [0071] 본 발명의 일 실시예는, 의료용 냉각 장치에 있어서, 상기 의료용 냉각 장치의 온도 및 상기 의료용 냉각 장치에서 주사하는 약액의 온도를 제어하는 온도제어부를 포함하며, 상기 온도제어부는 냉각매체를 미리 설정된 제1 온도로 제어하는 제1 온도제어부 및 상기 약액의 온도가 상기 제1 온도와 상이하게 유지되도록, 상기 약액을 미리 설정된 제2 온도로 제어하는 제2 온도제어부를 포함하여, 상기 냉각매체의 온도와 상기 약액의 온도를 차별적으로 제어하는 의료용 냉각 장치를 제공한다.
- [0072] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 온도제어부는 상기 제1 온도는 상기 약액의 빙점보다 높고, 상기 제2 온도는 상기 약액의 빙점보다 낮도록 제어함으로써, 상기 약액이 어는 것을 방지할 수 있다.
- [0073] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 제1 온도제어부는 냉각제어부이고, 상기 제2 온도제어부는 히팅제어부일 수 있다.
- [0074] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 제2 온도제어부는 줄 히팅(joule heating)을 이용하여 상기 제2 온도를 제어할 수 있다.
- [0075] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 온도제어부는 상기 제1 온도제어부 및 상기 제2 온도제어부를 독립적 또는 연계하여 제어할 수 있다.
- [0076] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 냉각매체는 상기 약액을 주사하기 위한 주사바늘이 이동하는 니들홀을 형성하고, 상기 온도제어부는 상기 약액이 상기 니들홀을 통과하는 경우의 온도가 상기 약액이 니들홀을 통과하기 전 온도보다 높도록 상기 냉각매체의 온도를 제어할 수 있다.
- [0077] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 냉각매체의 축방향에 대한 상기 니들홀의 길이는 50mm 미만일 수 있다.
- [0078] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 냉각매체의 내부에 배치되는 상기 주사바늘을 통하여 상기 약액이 주입되도록, 상기 주사바늘이 인입되는 상기 니들홀의 입구는 상기 냉각매체의 내부에 형성되고, 상기 니들홀의 출구는 상기 냉각매체가 타겟에 접촉하는 영역에 형성되며, 상기 니들홀의 내주면이 상기 주사바늘과 접촉하지 않도록, 상기 니들홀의 구경은 상기 주사바늘의 구경보다 클 수 있다.
- [0079] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 외부주사기를 이용하여 상기 약액이 주입되도록, 상기 주사바늘이 인입되는 상기 니들홀의 입구는 상기 냉각매체의 외표면에 형성되고, 상기 니들홀의 출구는 상기 냉각매체가 타겟에 접촉하는 영역에 형성되며, 상기 니들홀의 내주면이 상기 주사바늘과 접촉하지 않도록, 상기 니들홀의 구경은 상기 주사바늘의 구경보다 클 수 있다.

[0080] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 니들홀의 내주면은 20 W/m-K 이하의 열전도도를 갖는 재질로 이루어지거나, 코팅될 수 있다.

[0081] 본 발명의 일 실시예는, 냉각제어장치에 있어서, 타겟영역과 제1 열적결합 또는 제2 열적결합을 하는 냉각매체 및 상기 냉각매체를 수용하며, 상기 냉각매체에 냉각에너지를 전달하는 냉각매체수용부를 구비하고, 상기 냉각매체가 상기 타겟영역에 접촉하여, 미리 설정된 목표냉각온도로 냉각을 수행함에 있어서, 온도 변화 안정성, 목표 온도 재진입 시간 및 목표 온도 도달시간 중 적어도 하나를 제어하는 냉각 매개 변수를 이용하여, 상기 타겟영역을 냉각하는 냉각제어장치를 제공한다.

[0082] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 제1 열적결합은 상기 타겟영역과의 접촉방식을 통한 열적 결합을 포함하고, 상기 제2 열적결합은 상기 타겟영역과의 비접촉방식을 통한 열적 결합을 포함할 수 있다.

[0083] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 냉각 매개 변수는, 상기 타겟영역에서의 목표냉각온도(T), 상기 냉각매체 및 상기 냉각매체수용부 중 적어도 어느 하나의 비열(C), 상기 냉각매체가 상기 타겟영역에 접촉하는 접촉면적(A) 및 상기 냉각매체수용부가 상기 냉각매체로 냉각에너지를 전달하는 냉각파워(W) 중 적어도 어느 하나에 의해 결정될 수 있다.

[0084] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 온도변화 안정성을 결정하는 제1 냉각매개변수(G11)는, 온도의 변화폭이 10 °C 이하로 유지되도록 다음의 관계식을 만족할 수 있다.

$$[0085] \quad G11 = 42 \frac{(25 - T)A}{c} \leq 1$$

[0086] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 목표 온도 재진입 시간을 결정하는 제2 냉각매개변수(G12)는, 상기 목표 온도에서 다른 온도로 변경된 후, 다시 목표 온도로 진입하는 시간이 10초 이내가 되도록 다음의 관계식을 만족할 수 있다.

$$[0087] \quad G12 = \frac{c + 420A}{P} \leq 1$$

[0088] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 목표 온도 도달시간을 결정하는 제3 냉각매개변수(G13)는, 상기 냉각매체 또는 상기 냉각매체수용부의 냉각 전 초기 온도(T_i)에서 목표냉각온도(T)로 도달하는데 걸리는 시간이 60초 이내가 되도록 다음의 관계식을 만족할 수 있다.

$$[0089] \quad G13 = \frac{c(T_i - T)}{60P} \leq 1$$

[0090] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 냉각매체가 내부에 약액을 저장하는 약액 저장부를 포함하는 경우, 상기 냉각매체의 상기 냉각매개변수는, 상기 타겟영역에서의 목표냉각온도(T), 상기 냉각매체 및 상기 냉각매체수용부 중 적어도 어느 하나의 비열(C), 상기 냉각매체가 상기 타겟영역에 접촉하는 접촉면적(A), 상기 약액을 가열하기 위한 전력(h) 및 상기 냉각매체수용부가 상기 냉각매체로 냉각에너지를 전달하는 냉각파워(W) 중 적어도 어느 하나에 의해 결정될 수 있다.

[0091] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 온도변화 안정성을 결정하는 제1 냉각매개변수(G21)는, 온도의 변화폭이 10 °C 이하로 유지되도록 다음의 관계식을 만족할 수 있다.

$$[0092] \quad G21 = 42 \frac{(25 - T)A}{c} \leq 1$$

[0093] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 목표 온도 재진입 시간을 결정하는 제2 냉각매개변수(G22)는, 상기 목표 온도에서 다른 온도로 변경된 후, 다시 목표 온도로 진입하는 시간이 10초 이내가 되도록 다음의 관계식을 만족할 수 있다.

$$[0094] \quad G22 = \frac{c + 420A}{P - h} \leq 1$$

[0095] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 목표 온도 도달시간을 결정하는 제3 냉각매개변수(G23)는, 상기 냉각매체

또는 상기 냉각매체수용부의 냉각 전 초기온도(T_i)에서 목표냉각온도(T)로 도달하는데 걸리는 시간이 60초 이내가 되도록 다음의 관계식을 만족할 수 있다.

$$G23 = \frac{c(T_i - T)}{60(P - h)} \leq 1$$

- [0096]
- [0097] 본 발명의 일 실시예는, 상기한 냉각제어장치를 이용하여 상기 타겟 영역을 냉각하며 약액을 상기 타겟 영역에 전달하는 약물 전달 방법.
- [0098] 본 발명의 일 실시예는, 의료용 냉각 장치를 이용하여 타겟 영역을 냉각시키는 냉각 방법에 있어서, 미리 설정된 냉각 목표 온도범위인 제1 온도범위에서 상기 타겟 영역을 냉각하는 제1 냉각단계, 상기 제1 온도범위와 상이한 온도범위에서, 상기 제1 냉각단계에 대하여, 적어도 하나의 이전단계 또는 상기 제1 냉각단계에 대하여, 적어도 하나의 이후단계 중 적어도 하나의 냉각 단계를 더 포함하는, 냉각 방법을 제공한다.
- [0099] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 제1 냉각 단계는 상기 타겟영역에 마취를 수행하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0100] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 제1 온도범위는 -2℃초과 10이하의 온도범위를 가질 수 있다.
- [0101] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 제1 냉각단계의 이전 단계는 미리 설정된 제2 온도범위에서, 소독약제를 이용하여 상기 타겟영역을 소독하는 단계 및 미리 설정된 제3 온도범위에서, 상기 타겟영역의 세균활동을 저하시키는 단계; 중 적어도 하나의 단계를 더 포함하는, 냉각 방법.
- [0102] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 제3 온도범위는 상기 제1 온도범위의 최저온도보다 낮은 온도범위를 가질 수 있다.
- [0103] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 제2 온도범위는 상기 소독약제의 빙점보다 높은 온도범위이며, 상기 제3 온도범위는 -2℃ 이하의 온도범위일 수 있다.
- [0104] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 제1 냉각단계의 이후 단계는 미리 설정된 제4 온도범위에서 약제를 주사하는 단계 및 미리 설정된 제5 온도범위에서 상기 타겟영역으로부터 상기 의료용 냉각 장치를 분리하는 단계 중 적어도 하나의 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0105] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 제4 온도범위 및 제5 온도범위는 상기 제1 온도범위의 최저온도보다 높은 온도범위를 가질 수 있다.
- [0106] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 제4 온도범위는 0 초과 25 이하의 온도범위이고, 상기 제5 온도범위는 -2℃ 이상 30℃ 이하의 온도범위를 가질 수 있다.
- [0107] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 제1 냉각 단계는 상기 타겟 영역의 혈관을 수축하기 위한 혈관 수축 단계, 상기 타겟 영역을 지혈하기 위한 지혈 단계 및 상기 타겟 영역을 냉동하기 위한 냉동 단계, 중 하나를 포함할 수 있다.
- [0108] 본 발명의 일 실시예는, 상기한 냉각 방법을 이용하여 냉각 환경에서 복수의 단계를 거쳐 약제를 상기 타겟 영역에 전달하는 약물전달 방법을 제공한다.
- [0109] 본 발명의 일 실시예는, 내부에 약액을 저장하는 약액 저장부를 포함하는 냉각매체; 및 상기 약액을 타겟영역에 주사하기 위하여, 상기 냉각매체의 구비된 니들홀을 포함하되, 상기 약액이 어는 것을 방지하기 위하여, 상기 니들홀의 반경은 미리 설정된 반경 이상일 수 있다.
- [0110] 여기서, 상기 반경은 0.25mm이상 1.5mm이하이거나, 상기 니들홀을 통과하는 바늘과의 간극이 0.1mm 이상이며, 상기 니들홀의 내주면은 코팅이 될 수 있다.
- [0111] 진술한 것 외의 다른 측면, 특징, 이점이 이하의 도면, 특허청구범위 및 발명의 상세한 설명으로부터 명확해질 것이다.

발명의 효과

- [0112] 본 발명의 실시예들에 따른 의료용 냉각 장치는 시술부위와 접촉하여 냉각을 수행하는 냉각매체에 집중적인 냉각에너지를 공급함으로써, 신속한 냉각 마취를 수행할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0113] 도 1a 내지 도 1h는 냉각기능을 갖는 의료용 냉각 시스템 및 의료용 냉각 장치의 삼각구조를 설명하기 위한 도면이다.
- 도 2a 내지 도 2k는 의료용 냉각 장치의 분할 유닛과 관련된 기술을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 3a 내지 도 3c는 의료용 냉각 장치의 윤활부재와 관련된 기술을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 4a 내지 도 4e는 의료용 냉각 장치의 히트파이프 구조와 관련된 기술을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 5a 내지 도 5e는 착탈식 냉각매체 중 일회용 팁과 관련된 기술을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 6a 내지 도 6g는 약물주입기능을 갖는 착탈식 냉각매체를 설명하기 위한 도면이다.
- 도 7a 내지 도 7e는 의료용 냉각 장치의 액츄에이터와 관련된 기술을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 8a 내지 도 8b는 의료용 냉각 장치의 차별적 온도를 설명하기 위한 도면이다.
- 도 9a 내지 도 9b는 의료용 냉각 장치의 빙점 이상 제어 관련된 기술을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 10a 및 도 10b는 특정한 냉각성능 및 안정성을 갖도록 정의된 냉각매개변수로 구현되는 냉각장치와 관련된 기술을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 11은 약액주입이 가능한 냉각장치에 있어서, 특정한 냉각성능 및 안정성을 갖도록 정의된 냉각매개변수로 구현되는 냉각장치와 관련된 기술을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 12a 및 도 12b는 의료용 냉각 시스템을 이용한 멀티스텝온도제어 기술과 관련된 기술을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 13은 의료용 냉각장치를 이용한 냉각치료확장과 관련된 기술을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 14a 및 도 14b는 약물전달시스템과 관련된 기술을 설명하기 위한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0114] 본 발명은 다양한 변환을 가할 수 있고 여러 가지 실시예를 가질 수 있는 바, 특정 실시예들을 도면에 예시하고 상세한 설명에 상세하게 설명하고자 한다. 본 발명의 효과 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 도면과 함께 상세하게 후술되어 있는 실시예들을 참조하면 명확해질 것이다. 그러나 본 발명은 이하에서 개시되는 실시예들에 한정되는 것이 아니라 다양한 형태로 구현될 수 있다.
- [0115] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예들을 상세히 설명하기로 하며, 도면을 참조하여 설명할 때 동일하거나 대응하는 구성 요소는 동일한 도면부호를 부여하고 이에 대한 중복되는 설명은 생략하기로 한다.
- [0116] 이하의 실시예에서, 제1, 제2 등의 용어는 한정적인 의미가 아니라 하나의 구성 요소를 다른 구성 요소와 구별하는 목적으로 사용되었다.
- [0117] 이하의 실시예에서, 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다.
- [0118] 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.
- [0119] 이하의 실시예에서, 막, 영역, 구성 요소 등의 부분이 다른 부분 위에 또는 상에 있다고 할 때, 다른 부분의 바로 위에 있는 경우뿐만 아니라, 그 중간에 다른 막, 영역, 구성 요소 등이 개재되어 있는 경우도 포함한다.
- [0120] 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.
- [0121] 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.
- [0122] 이하의 실시예에서, 막, 영역, 구성 요소 등이 연결되었다고 할 때, 막, 영역, 구성 요소들이 직접적으로 연결

된 경우뿐만 아니라 막, 영역, 구성요소들 중간에 다른 막, 영역, 구성 요소들이 개재되어 간접적으로 연결된 경우도 포함한다. 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.

[0123] I.의료용 냉각 시스템 및 삼각구조 바디부 (제1 실시예)

[0124] 도 1a 내지 도 1c는 냉각기능을 갖는 의료용 냉각 시스템의 제1 실시예를 도시한 도면이다. 도 1a는 본 발명의 일 실시예에 따른 의료용 냉각 시스템(1)을 도시한 사시도이고, 도 1b는 도 1에 도시된 의료용 냉각 시스템(1)의 내부구성을 보여주는 위한 사시도이다. 도 1c는 도 1에 도시된 의료용 냉각 시스템(1)의 블록도이다. 이하, 도면을 참조하여 본 발명의 실시예들에 따른 의료용 냉각 시스템(1)을 설명한다.

[0125] 도 1a 내지 도 1c를 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 의료용 냉각 시스템(1)은 의료용 냉각 장치(10) 및 상기 의료용 냉각 장치(10)에 수용되는 냉각매체(20)를 포함한다.

[0126] 본 발명의 실시예들에 따른 의료용 냉각 시스템(1)은 의료용 냉각 장치(10)의 동작에 의해, 의료용 냉각 장치(10)에 수용된 냉각매체(20)를 냉각시켜 냉각매체(20)와 열적으로 결합되는 대상체를 냉각시키는 기능을 수행한다. 여기서, 간접적인 접촉 또는 접촉하지 아니한 상태를 포함할 수 있다. 본 발명의 실시예들에 따른 의료용 냉각 시스템(1)은 마취하고자 하는 시술 부위를 냉각시키는 것에 의해 시술 부위의 신경을 마비시킴으로써, 시술부위에 대한 마취를 수행할 수 있다. 또한, 의료용 냉각 시스템(1)은 냉각매체(20)에 소독약 또는 약물을 수용하는 동시에 소독약과 약물의 온도를 냉각매체의 온도와 독립적으로 조절하도록 함으로써, 냉각마취를 한 상태에서 시술부위에 소독액을 토출하거나, 약물을 주입하는 기능을 수행할 수 있다.

[0127] 본 명세서에서 의료용 냉각 시스템(1)을 이용하여 마취시키는 시술부위는 신경을 포함하는 어떠한 신체 부위라도 가능하며, 예를 들면, 피부, 안구, 잇몸 등일 수 있다. 이하에서는 설명의 편의를 위하여 의료용 냉각 시스템(1)을 안구에 적용하는 경우를 중심으로 설명하기로 하나, 이에 한정되지 아니함은 당연하다.

[0128] 또한, 의료용 냉각 시스템(1)은 냉각을 이용한 마취뿐만 아니라, 지혈이 필요한 경우, 항균이 필요한 경우, 피부의 점, 사마귀, 티눈 제거와 같이 국소부위를 냉동시켜 제거하는 경우, 제모, 박피, 보톡스 시술 등과 같이 소규모 레이저 시술 등과 같이 비교적 짧은 시간에 국소 부위 마취가 필요한 경우 등에 적용가능함은 물론이다.

[0129] 도 1d 내지 도 1h는 의료용 냉각 장치의 삼각구조 바디부와 관련된 기술을 설명하기 위한 도면이다.

[0130] 도 1d는 본 발명의 일 실시예에 따른 의료용 냉각 장치(10)의 메인바디부(100) 구조를 설명하기 위한 도면이고, 도 1e 및 도 1f는 도 1d의 의료용 냉각 장치(10)의 다른 실시형태를 개략적으로 도시하기 위한 개념도이다. 도 1g는 도 1d의 의료용 냉각 장치(10)에서의 공기 흐름을 설명하기 위한 개념도이다. 도 1h는 의료용 냉각 장치(10)를 후방에서 바라본 도면이다. 본 명세서에서, 메인바디부는 전술한 의료용 냉각 장치의 바디부와 동일한 구성을 지칭한다.

[0131] 도 1d를 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 의료용 냉각 장치(10)의 메인바디부(100)는 제1 바디부(100A)와 제2 바디부(100B)를 포함할 수 있다. 일 실시예로서, 의료용 냉각 장치(10)의 메인바디부(100)는 삼각구조로 이루어질 수 있다. 바람직한 실시예에 의할 때, 제1 바디부(100A)는 냉각기능을 수행하고, 제2 바디부(100B)는 전원기능을 수행하도록 구성되며, 사용자에게 따른 사용 편의성을 증대하고자, 별도의 파지부를 구성하거나 형성하지 않을 수 있다.

[0132] 본 발명의 일 실시예에 따른 의료용 냉각 장치(10)의 메인바디부(100)는 사용자의 손의 크기, 습관 등에 따라 다양한 사용 형태가 가능하며, 이를 위하여 별도의 파지부를 구성하지 않고도, 사용 편의성을 증대할 수 있는 삼각 구조를 제공할 수 있다. 따라서, 본 발명은 제1 바디부(100A) 또는 제2 바디부(100B)의 소정 영역에 파지부를 포함하지 않을 수 있다.

[0133] 구체적으로, 제1 바디부(100A)는 냉각매체 수용부(111)를 내부에 수용할 수 있다. 여기서, 냉각매체 수용부(111)는 냉각매체(20)와 열적으로 결합하며, 냉각매체(20)를 수용하는 구성일 수 있다.

[0134] 제1 바디부(100A)는 타겟 영역과의 제1 열적결합 및 제2 열적결합 중 적어도 하나의 열적결합을 통해 타겟 영역을 냉각시키는 기능을 수행할 수 있다. 여기서, 제1 열적결합은 타겟영역과의 접촉방식을 통한 열적 결합을 포함하며, 제2 열적결합은 타겟영역과의 비접촉방식을 통한 열적결합을 포함할 수 있다. 다시 말해, 제1 열적결합은 의료용 냉각 장치(10)가 직접적으로 타겟영역과 접촉하는 것에 의해 냉각기능을 수행하는 것을 의미한다. 제2 열적결합은 의료용 냉각 장치(10)가 타겟영역과 직접 접촉하지 않은 상태에서 액체 질소 또는 이산화탄소와

같은 냉매를 이용하여 타겟영역에 냉각을 수행하는 것을 의미한다. 다시 말해, 제2 열적결합은 의료용 냉각 장치(10)가 분사부(미도시)를 구비하여, 냉매인 액체 질소, 이산화탄소 또는 저온으로 냉각된 공기 등 다양한 물질을 타겟영역으로 분사함으로써, 타겟영역과 비접촉된 상태에서 상기한 냉매에 의해 타겟영역을 냉각시키는 것을 의미한다.

- [0135] 제1 바디부(100A)는 냉각매체 수용부(111)를 내부에 수용하여 냉각매체 수용부(111)의 길이 방향인 제1 방향을 따라 연장될 수 있다. 또한, 제1 바디부(100A)는 냉각발생부(113), 방열부(114) 및 송풍부(150)를 내부에 수용할 수 있다. 제1 바디부(100A)는 냉각매체 수용부(111)에 인접한 일단부(a) 및 일단부(a)에 대향되는 타단부(b)를 포함할 수 있다. 제1 바디부(100A)는 제2 바디부(100B)와 연결되며 중첩되는 중첩영역(P1)과 제2 바디부(100B)와 비중첩되는 비중첩영역을 포함할 수 있다.
- [0136] 제2 바디부(100B)는 제1 바디부(100A)와 연결되어 제1 바디부(100A)가 연장되는 방향(제1 방향)과 다른 방향(제2 방향)으로 연장될 수 있다. 제2 바디부(100B)는 제1 바디부(100A)와 중첩되는 중첩영역 및 제1 바디부(100A)와 비중첩되는 비중첩영역을 포함할 수 있다. 제1 바디부(100A)는 냉각매체 수용부(111)를 수용하여 냉각기능을 수행하는 영역이며, 제2 바디부(100B)는 제1 바디부(100A)의 손잡이 기능을 수행하여, 시술시 사용자에게 편리성을 제공할 수 있다. 제2 바디부(100B)는 사용자의 사용을 용이하게 하기 위해, 제1 바디부(100A)에 대하여 기울어진 각도로 연장될 수 있다. 제2 바디부(100B)는 제1 바디부(100A)와 연결된 근단부(c) 및 근단부(c)에 대향되는 원단부(d)를 포함할 수 있다.
- [0137] 한편, 도 1B에 도시된 바와 같이, 제2 바디부(100B)에는 전원부(191)가 내부에 배치될 수 있다. 전원부(191)는 냉각발생부(113), 제어부(170), 송풍부(150) 등에 필요한 전원을 공급하는 기능을 수행한다. 전원부(191)는 외부의 전원수단과 연결될 수도 있고, 내장된 배터리를 통해 전원을 공급할 수 있다.
- [0138] 전술한 구성을 갖는, 메인바디부(100)는 제1 바디부(100A)와 제2 바디부(100B)에 의해 삼각구조를 형성할 수 있다. 도 1D에 도시된 바와 같이, 제1 바디부(100A)의 일단부(a), 제1 바디부(100A)의 타단부(b)와 제2 바디부(100B)의 원단부(d)는 메인바디부(100)의 삼각구조의 꼭지점에 대응될 수 있다.
- [0139] 이때, 메인바디부(100)의 무게 중심(CG)은 제1 바디부(100A)의 일단부(a)로 편향되게 위치할 수 있다. 구체적으로, 제2 바디부(100B)는 배터리와 같이 무거운 구성요소를 내부에 수용하기 때문에, 제2 바디부(100B)의 위치에 따라 메인바디부(100)의 무게 중심(CG)이 달라지게 된다. 따라서, 메인바디부(100)는 제2 바디부(100B)를 제1 바디부(100A)의 일단부(a)에 인접하게 배치함으로써, 메인바디부(100)의 무게중심(CG)을 제1 바디부(100A)의 일단부(a)에 편향되게 배치시킬 수 있다.
- [0140] 본 발명은 삼각 구조상에서, 제1 바디부 및 제2 바디부에 수행되는 부품에 따라 무게중심을 최적화할 수 있다. 즉, 본 발명은 내부에 수용하는 배터리 또는 냉각매체, 방열부의 무게에 따라 무게중심을 조절할 수 있다.
- [0141] 제1 바디부(100A)가 연장되는 제1 방향과 제2 바디부(100B)가 연장되는 제2 방향은 제1 바디부(100A)의 중첩영역(P1)에서 교차되며, 중첩영역(P1)은 제1 바디부(100A)의 비중첩영역(P2)보다 메인바디부(100)의 무게중심(CG)에 인접하게 배치될 수 있다. 다시 말해, 제1 바디부(100A)의 중첩영역(P1)에 메인바디부(100)의 무게중심영역이 형성될 수 있다. 제1 바디부(100A)의 일단부(a)는 냉각매체(20)가 배치되어 냉각기능을 수행하는 부분으로서, 전술한 본 발명의 구성에 의해 냉각매체(20)가 시술부위에 안정적으로 접촉하여 냉각 기능을 수행할 수 있게 된다.
- [0142] 또한, 중첩영역(P1)은 제2 바디부(100B)를 포함하지 않은 제1 바디부(100A) 자체만의 무게중심을 포함하며 위치할 수 있다. 이와 같이 제1 바디부(100A) 자체의 무게중심이 중첩영역(P1)에 포함되어 위치됨으로써, 제1 바디부(100A)와 제2 바디부(100B)가 기계적으로 강하고 안정적으로 결합되는 효과를 가진다.
- [0143] 도 1e를 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 의료용 냉각 장치(10)는 제1 바디부(100A)의 내부에 장착가능한 내부케이스부(500)를 더 포함할 수 있다.
- [0144] 내부케이스부(500)는 제1 바디부(100A) 내부에 구성되는 내부 케이스로 최소의 간격으로 이격되어 방열부(114)의 외곽을 둘러싸도록 배치될 수 있다. 내부케이스부(500)는 제1 바디부(100A)의 길이방향으로 연장되어 방열부(114)와 팬을 커버할 수 있다. 또한, 내부케이스부(500)는 방열부(114)의 끝단이 위치한 제1 바디부(100A)의 일단부(a)와 타단부(b)를 연통하는 공기유로를 형성할 수 있다. 내부케이스부(500)는 방열부(114)와 최소의 간격을 유지하고 제1 바디부(100A)의 일단부(a)와 타단부(b)와 밀폐구조를 가짐으로써, 제1 바디부(100A) 내의 모든 공기흐름이 방열부(114)를 통과해서 흐르게 하는 덕트(duct)의 기능을 수행하게 된다.

- [0145] 내부케이스부(500)는 제1 바디부(100A)에 분리가능하도록 형성되어 필요에 따라 의료용 냉각 장치(10)에 장착하거나 탈착할 수 있다. 내부케이스부(500)는 의료용 냉각 장치(10)의 내부에 배치되어 공기의 흐름을 제1 바디부(100A)의 일단부(a)로부터 타단부(b)로 직선형태로 형성할 수 있다.
- [0146] 이러한 본 발명의 구성에 의해, 의료용 냉각 장치(10)는 집중 공기흐름을 만들 수 있는 독립적인 내부케이스를 갖게 됨으로써, 팬에서 발생된 공기흐름을 방열부(114)로 집중하고, 복잡한 형상의 공기흐름 통로를 내부케이스에 독립적으로 구성함으로써 외장케이스의 구조를 단순화하고, 나아가 메인바디부(100)의 조립성을 개선시킬 수 있다.
- [0147] 도 1f를 참조하면, 도 1e에 도시된 구조를 갖는 의료용 냉각 장치(10)의 다른 실시형태로서, 제1 바디부(100A)는 그 자체로서 집중 공기흐름을 갖는 구조가 될 수 있다. 제1 바디부(100A)는 외측면 및 외측면에 대향되는 내측면을 포함하며, 내측면은 모든 공기흐름이 방열부(114)를 통과하는 공기유로가 일단부(a)와 타단부(b) 사이에 형성될 수 있다. 도 1e의 내부케이스부(500)는 제1 바디부(100A)와 분리가능한 별개의 구성임에 반해, 도 1f의 제1 바디부(100A)는 바디부 자체가 모든 공기흐름을 방열부(114)를 반드시 통과하게 만드는 역할을 수행하여 그 자체로서, 집중공기흐름을 만들 수 있다.
- [0148] 이 때, 제1 바디부(100A) 일단부(a) 또는 타단부(b)에 위치한 공기흡입구에 필터(미도시)를 설치하여, 외부 먼지 등의 불순물로부터 내부 구조물들을 보호할 수 있다.
- [0149] 도 1d 및 1g를 참조하면, 의료용 냉각 시스템(1)은 의료용 냉각 장치(10)의 일단부(a)에 장착가능한 가이드부재(330)를 더 포함할 수 있다.
- [0150] 가이드부재(330)는 제1 바디부(100A)의 일단부(a)에 배치되며, 메인바디부(100) 및 그 내부에 구성요소들을 덮어주는 역할을 수행할 수 있다. 가이드부재(330)는 보호용 공기 유동 안내자(Protective air flow director)로서의 역할을 수행할 수 있다. 일 실시형태로서, 가이드부재(330)는 제1 바디부(100A)에 포함되어 구성되고 냉각매체(20)의 장착부(310)과 분리되어 구성될 수 있다. 다만, 본 발명의 사상은 이에 제한되지 않으며, 가이드부재(330)는 냉각매체(20)의 장착부(310)와 일체로 구성된 상태에서 제1 바디부(100A)에 장착될 수 있다.
- [0151] 장착부(310)는 냉각매체(20)과 일체형으로 구성되고 사용자가 편하게 잡을 수 있는 형상을 가지고 있어 냉각매체(20)의 제1 바디부(100A)로의 장착을 용이하게 한다.
- [0152] 장착부(310)는 플라스틱과 같은 열전도도가 낮은 재료로 만들어져 냉각매체(20)에서 외부로 일어나는 냉각손실을 최소화할 수 있다.
- [0153] 장착부(310)는 냉각매체(20) 및 의료용 냉각 장치(10)와 긴밀하게 접촉함으로써, 제1 바디부(100A)의 공기흐름이 냉각매체(20)으로 흐르지 않게 하여, 냉각매체(20)의 냉각손실을 최소화할 수 있다.
- [0154] 장착부(310)는 냉각매체(20)를 의료용 냉각 장치(10)에 삽입할 때 사용자가 용이하게 파지할 수 있는 면적을 제공함으로써, 사용자는 시술부위에 접촉하는 면을 직접 잡지 않고도 냉각매체(20)를 의료용 냉각 장치(10)에 장착할 수 있다. 또한, 냉각매체(20)가 시술부위(M)와 접촉하는 면에서의 위생을 높이기 위하여, 냉각매체(20)에서 시술부위에 접촉하는 면에 밀봉을 위한 보호필름이 설치될 수 있고, 상기한 보호필름은 삽입 후에 제거될 수 있다.
- [0155] 가이드부재(330)는 장착부(310)의 외곽을 따라 배치되며, 외곽으로부터 방사상으로 연장되도록 형성될 수 있다. 차폐부(330)는 장착부(310)를 포함하여 구성된 냉각매체(20)가 의료용 냉각 장치(10)에 결합된 상태에서 제1 바디부(100A)의 공기흐름을 위해 필요한 외부로의 공기유입 또는 방출을 위한 제1 바디부(100A)와 이격 공간을 형성할 수 있다. 상기한 이격 공간을 통해, 의료용 냉각 장치(10)로 외기(a1)가 흡입될 수 있으며, 흡입된 외기(a1)는 제1 바디부(100A) 내부를 지나 외부로 배출될 수 있다. 차폐부(330)는 상기한 공기의 흐름으로 인하여 환자의 시술부위(M), 예를 들면, 안구 표면에서 팬으로 인한 공기의 흐름을 최소화할 수 있게 된다.
- [0156] 다시 말해, 가이드부재(330)는 환자의 눈에 접촉되는 기기면으로부터 공기가 흘러오는 것을 막아서 안구건조(eye dryness), 내안구염(endophthalmitis) 등의 위험을 줄이는 기능을 수행한다. 또한, 가이드부재(330)는 의료용 냉각 장치(10) 본체 안으로 이물질이 들어가는 것을 막고, 냉각매체(20)에서 공기 흡입 시 대류에 의한 냉각에너지를 최소화하는 기능을 수행한다.
- [0157] 즉, 냉각마취 시술 시, 공기의 흐름으로부터 환자의 눈에 전달될 수 있는 이물질이나 세균 감염 위험을 최소화하며, 기구에 유입되는 이물질도 최소화하여 기기 이상에 의한 위험을 줄이는 역할을 수행할 수 있다.

- [0158] 여기서, 가이드부재(330)는 환자의 시술부위(M)에 접촉하는 부근에서 생성되는 공기의 흐름을 환자의 눈 표면의 수직 방향에서 0° 내지 120° 미만으로 조정할 수 있다.
- [0159] 또한, 차폐부(330)는 공기를 흡입하는 흡입구와 배출구를 시술 부위로부터 최소 15mm 이상 떨어지게 만들 수 있다. 이와 같은 가이드부재(30)에 의해, 흡입 공기(a1)의 방향과 배출 공기(a2)의 방향은 0° 초과 120° 이하의 상대 각도를 가질 수 있다.
- [0160] 한편, 차폐부(330)를 통해 흡입되는 공기가 제1 바디부(100A)의 내부를 지나 외부로 배출되는 공기의 흐름은 제1 바디부(100A) 내부에 배치된 송풍부(150)를 통해 형성될 수 있다. 그러나, 이러한 공기의 흐름은 송풍부(150)에 의해 능동적으로 형성(active airflow)되는 것만은 아니며, 공기 온도차에 따른 중력을 이용하여 형성될 수 있다.
- [0161] 다시 말해, 사용자가 의료용 냉각 장치(10)를 수평이 아닌 구조로 사용하는 경우, 중력에 의해 수동적 공기 흐름(passive airflow)이 생성된다. 다시 말해, 장치의 사용 환경에서 냉각 작용에 의해 가열된 공기(a2)는 중력의 영향으로 위로 배출되게 되고, 배출된 공기로 인하여 차가운 외기(a1)는 장치 내로 흡입되어, 수동적 공기 흐름(passive airflow)이 형성될 수 있다. 도 1E 또는 도 1F에 도시된 바와 같이, 제1 바디부(100A)의 공기흐름이 지나가는 유로를 직선으로 만들어, 중력에 의한 수동적 공기 흐름(passive airflow) 및 능동적 공기 흐름(active airflow)이 같은 방향으로 형성되어 내부의 뜨거운 공기가 외부로 용이하게 배출될 수 있다.
- [0162] 다음으로, 장착부(310) 또는 가이드부재(330)는 광학적 주입 시야 안내자(Optical injection site guider)로서의 역할을 수행할 수 있다. 즉, 환자의 시술부위(M)와 인접하는 부위를 투명재질이나 반사율이 높은 재질로 만들어서, 냉각 기능이 수행되는 영역을 시술자가 쉽게 볼 수 있게 할 수 있다. 이를 위해 장착부(310) 또는 가이드부재(330)는 투명 재질이나, 외표면이 반사율이 높은 재질로 만들어질 수 있으며, 굴절 또는 반사 특성을 이용하여 시술자가 시술부위를 용이하게 모니터링(monitoring)하게 할 수 있다.
- [0163] 한편, 도 1h를 참조하면, 의료용 냉각 장치(10)는 사용자가 의료용 냉각 장치(10)를 제어할 수 있는 제어버튼(미도시) 또는 사용자가 의료용 냉각 장치(10)의 상태를 모니터링할 수 있는 디스플레이부(미도시)를 더 포함할 수 있다.
- [0164] 이때, 상기한 제어버튼(미도시) 또는 디스플레이부(미도시)는 의료용 냉각 장치(10)의 후방에 배치될 수 있다. 예를 들면, 의료용 냉각 장치(10)는 제1 바디부(100A)의 후면(RE1) 또는 제2 바디부(100B)의 후면(RE2)에 제어버튼(미도시) 또는 디스플레이부(미도시)가 배치될 수 있다. 또는, 의료용 냉각 장치(10)는 사용자가 후방에서 의료용 냉각 장치(10)를 바라볼 때 바로 확인할 수 있는 위치에 상기한 제어버튼(미도시) 또는 디스플레이부(미도시)를 배치시킬 수 있다. 이를 통해, 사용자는 사용전 프리쿨링(precooling) 중이라 하더라도, 후면에 배치된 제어버튼(미도시)을 이용해 의료용 냉각 장치(10)를 동작할 수 있고, 디스플레이부(미도시)를 통해 프리쿨링 상태를 모니터링할 수 있다. 사용자는 의료용 냉각 장치(10)의 제어 또는 모니터링이 용이한 상태에서 의료용 냉각 장치(10)의 냉각매체(20)의 팁 부분이 아래쪽으로 가도록 기기를 파지할 수 있어, 전술한 바와 같이, 중력에 의한 수동적 공기 흐름을 형성할 수 있으며, 냉각 효율을 향상시킬 수 있다.
- [0165] II. 냉각발생부 구조: 분할 유닛, 결합구조 및 유회부재
- [0166] 도 2a 내지 도 2h는 의료용 냉각 장치의 분할 유닛과 관련된 기술을 설명하기 위한 도면이고, 도 2i 내지 도 2k는 의료용 냉각 장치의 직교 결합과 관련된 기술을 설명하기 위한 도면이다. 그리고 도 3a 내지 도 3c는 의료용 냉각 장치의 유회부재와 관련된 기술을 설명하기 위한 도면이다. 이하, 상기 도면을 참조하여, 분할 유닛, 결합구조 및 유회부재에 대하여 설명하기로 한다.
- [0167] 도 2a는 도 1a의 의료용 냉각 장치(10)에 냉각매체(20)가 삽입된 상태에서의 냉각 유닛(110)을 나타낸 사시도이고, 도 2b는 도 2a의 냉각 유닛(110)을 나타낸 부분사시도이다. 도 2c는 도 2a의 냉각 유닛(110)을 나타낸 분해 사시도이다. 도 2d는 도 1a의 의료용 냉각 장치(10)의 공기 흐름을 보여주기 위해 일부 구성요소를 발췌한 도면이다. 도 2e는 도 2a의 냉각 유닛(110)의 일부 구성을 제거한 상태를 나타낸 부분사시도이다. 도 2f 내지 도 2h는 도 2a의 냉각 유닛(110)을 여러 실시 형태로 나타낸 단면도이다.
- [0168] 도 1b, 도 1c, 도 2a 내지 도 2h를 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 의료용 냉각 장치(10)는 바디부(100), 냉각매체 수용부(111), 냉각발생부(113), 방열부(114), 송풍부(150), 유회부재(120) 및 전원부(191)를 포함할 수 있다. 여기서, 바디부(100)는 전술한 메인바디부(100)와 동일한 구성요소를 의미하며, 이하에서는 설명의 편의를 위하여 바디부(100)로 지칭하여 설명하기로 한다.

- [0169] 바디부(100)는 의료용 냉각 장치(10)의 외형을 이루며, 그 내부에 다른 구성요소들이 수용된다. 바디부(100)는 의료용 냉각 장치(10)에 수용된 냉각매체(20)의 일부가 외부로 노출될 수 있도록 일측에 형성된 개구를 포함할 수 있다. 본 발명의 바람직한 실시예에 의할 때, 별도의 파지부를 포함하지 않는 삼각구조의 형상의 바디부를 제공하나, 본 발명의 사상은 이에 제한되지 않으며, 기술자가 용이하게 사용하여, 피기술자의 기술수위를 냉각 마취하고 약물을 주입하기에 효율적인 다양한 형태로 형성될 수도 있을 것이다. 예를 들어, 바디부(100)를 펜과 같은 형상에 파지부가 형성되도록 구성하여, 기술자가 바디부(100)를 펜을 파지하는 것처럼 파지부를 활용하여 사용하도록 제공할 수도 있다.
- [0170] 냉각매체 수용부(111)는 냉각매체(20)를 수용하며, 냉각매체(20)와 열적으로 결합하여 냉각발생부(113)로부터 냉각에너지를 냉각매체(20)로 전달하는 기능을 수행한다. 냉각매체 수용부(111)는 냉각에너지를 효율적으로 전달하기 위하여 열전도율이 높은 금속 물질로 이루어질 수 있다. 냉각매체 수용부(111)는 상대적으로 좁은 영역에서 냉각발생부(113)으로부터 수집된 냉각에너지를 넓은 영역으로 분산하는 냉각분산부(cooling distributor) 기능을 수행할 수 있다. 이러한 냉각분산부(cooling distributor) 기능을 통해, 냉각발생부(113)에서 발생한 냉각에너지를 냉각매체(20)로 효율적으로 전달하는 효과를 가진다.
- [0171] 냉각매체 수용부(111)는 냉각매체(20)와 열적으로 결합하는 접촉면(111A)을 가지는 복수의 분할유닛(1111)을 구비할 수 있다. 냉각매체 수용부(111)는 복수의 분할유닛(1111)을 이용하여 냉각매체(20)를 수용할 수 있는 수용공간을 형성할 수 있다. 이때, 냉각매체(20)는 상기 수용공간에 수용되며 복수의 분할유닛(1111)의 접촉면(111A)과의 열적 결합에 의해 냉각될 수 있다. 접촉면(111A)은 냉각매체 수용부(111)의 길이 방향(제1방향)을 따라 연장될 수 있다.
- [0172] 일 실시예로서, 냉각매체 수용부(111)는 도 2a에 도시된 바와 같이, 2개로 분할된 복수의 분할유닛(1111)을 포함하고, 복수의 분할유닛(1111)은 서로 대향된 상태로 냉각매체(20)를 수용하는 수용공간을 형성할 수 있다. 다른 실시예로서, 냉각매체 수용부(111)는 도 2b에 도시된 바와 같이, 4개로 분할된 복수의 분할유닛(1111)을 포함하여 냉각매체(20)를 둘러싸는 형태로 수용공간을 형성할 수 있다. 그러나, 본 발명은 이에 제한되지 않으며, 냉각매체 수용부(111)는 다양한 개수의 분할유닛(1111)을 포함하여 다양한 형태의 수용공간을 형성할 수 있음은 물론이다.
- [0173] 도면에는 접촉면(111A)이 평면인 것으로 도시되어 있으나, 본 발명의 사상은 이에 제한되지 않으며, 냉각매체 수용부(111)와 냉각매체(20) 사이에 용이하게 열 전달을 수행하며 마찰을 최소화하는 다양한 형태, 예를 들어 곡면 형태도 가능할 수 있다. 접촉면(111A)은 냉각매체(20)의 형상에 대응되는 형태로 형성될 수 있다. 도 2f 또는 도 2g에 도시된 바와 같이, 냉각매체(20)의 길이 방향에 대한 단면이 사각형상인 경우, 복수의 분할유닛(1111)의 접촉면(111A)은 이에 대응되는 평면 형상일 수 있다. 도 2H에 도시된 바와 같이, 냉각매체(20)의 길이 방향에 대한 단면이 원형인 경우, 복수의 분할유닛(1111)의 접촉면(111A)은 이에 대응되는 곡률을 갖는 곡면으로 이루어질 수 있다.
- [0174] 도 2c를 참조하면, 냉각매체 수용부(111)의 복수의 분할유닛(1111)들은 제1 탄성부(117)에 의해 연결될 수 있다. 제1 탄성부(117)는 냉각매체(20)와 접촉면(111A)과의 열적 결합을 위하여 복수의 분할유닛(1111) 사이를 연결할 수 있다. 또한, 제1 탄성부(117)는 냉각매체(20)와 접촉면(111A)과의 기계적 결합을 수행할 수도 있다. 제1 탄성부(117)는 분할되어 있는 복수의 분할유닛(1111)들을 연결함과 동시에, 복수의 분할유닛(1111)들 사이에 탄성력을 제공하므로, 냉각매체(20)가 수용공간에 견고하게 수용될 수 있도록 한다. 제1 탄성부(117)는 탄성력을 제공할 수 있는 어떠한 형태도 가능하며, 예를 들면, 제1 탄성부(117)는 스프링으로 이루어지거나, 냉각매체 수용부(111)를 감싸는 탄성소재의 튜브로 이루어질 수 있다. 여기서, 제1 탄성부(117)가 탄성소재의 튜브인 경우 제1 탄성부(117)는 연결 플라스틱 재질로 이루어질 수 있다.
- [0175] 또한, 제1 탄성부(117)는 복수의 분할유닛(1111)에 직접 연결되지 않고, 복수의 분할유닛(1111)과 마찬가지로 분할되어 배치되는 결합부(112) 또는 방열부(114) 사이를 연결할 수도 있다. 복수의 분할유닛(1111)은 결합부(112)에 의해 복수의 분할유닛(1111)에 대응되도록 분할되어 배치되는 복수의 방열부(114)와 결합될 수 있다. 따라서, 제1 탄성부(117)는 결합부(112) 사이를 연결하거나, 방열부(114) 사이를 연결하는 것에 의해, 복수의 분할유닛(1111) 사이를 연결할 수 있다.
- [0176] 도 2a 내지 도 2c를 참조하면, 냉각매체 수용부(111)는 제2 탄성부(115)에 의해 압축력(compressive force)을 제공받을 수 있다. 제2 탄성부(115)는 냉각매체 수용부(111) 상에 배치되며, 냉각매체(20)를 향하여 압축력을 제공한다. 도시된 바와 같이, 제2 탄성부(115)는 복수의 분할유닛(1111)의 접촉면(111A)이 아닌 영역에 배치되어 압축력을 제공하므로, 복수의 분할유닛(1111)을 수용공간을 향하여 조일 수 있고, 이를 통해 냉각매체(20)와

의 견고한 기계적인 결합 및 열적 결합을 이룰 수 있다. 예를 들면, 제2 탄성부(115)는 압축 스프링 부재 (compression spring unit)로 구비될 수 있다.

[0177] 이러한 탄성부(115)는 냉각매체(20)와 냉각매체 수용부(111)를 열적으로 결합하되 기계적으로는 분리시킴으로써 외부로부터 냉각매체(20)에 가해진 충격이 냉각매체 수용부(111)로 전달되지 않도록 하는 기능을 할 수 있다.

[0178] 한편, 의료용 냉각 장치(10)는 바디부(100)와 냉각유닛(110)이 설치되는 내부케이스(500) 사이 또는, 바디부 (100)와 방열부(114) 사이에 간극을 형성하여, 바디부(100)의 외장케이스에 가해지는 외부 충격이 의료용 냉각 장치(10) 내부에 있는 냉각유닛(110)에 직접적으로 전달되지 않도록 할 수 있다. 다시 말해, 의료용 냉각 장치 (10)는 바디부(100)와 내부케이스(500) 사이, 바디부(100)와 방열부(114) 사이에 형성된 간극을 가짐으로써, 외 부충격 시 바디부(100)의 외장케이스가 간극으로 주어지는 공간으로 변형되는 것을 통해 외부 충격을 흡수할 수 있다.

[0179] 도 2e를 참조하면, 냉각발생부(113)는 복수의 분할유닛(1111)의 접촉면(111A)과 다른 타면(111B)에 배치되며, 냉각매체 수용부(111)로 냉각에너지를 공급할 수 있다. 본 명세서에서, 냉각에너지란, 열(heat)의 이동과 반대 되는 개념으로, 실제로 냉각이란 흡열 반응을 통해 물체의 온도를 낮추는 것이지만, 설명의 편의를 위하여 냉각 에너지의 전달을 통해 물체를 냉각시키는 것으로 정의하기로 한다.

[0180] 냉각발생부(113)는 냉각매체 수용부(111)로 냉각에너지를 공급할 수 있는 어떠한 형태든 가능하며, 냉각에너지를 발생시킬 수 있는 하나 이상의 냉각 소자로 이루어질 수 있다. 냉각 소자는 복수의 분할유닛(1111)의 타면에 하나 이상 배치될 수 있다. 냉각 소자는 스텔링 냉각장치(stirling cooler) 또는 증기 압축 냉각 사이클(vapor compression refrigeration cycle)과 같은 열역학적 사이클을 이용하거나, 액체 증발을 이용하거나, 팽창 가스를 이용한 줄-톰슨(Joule-Thomson) 방식을 이용하여 냉각에너지를 발생시킬 수 있다. 또한, 냉각 소자는 액체 질소 또는 이산화탄소를 이용하여 냉각에너지를 발생시키거나, 펠티에(Peltier) 소자와 같은 열전소자를 이용하여 냉각에너지를 공급할 수도 있다. 본 발명에서는 냉각소자의 냉각 방식에 대한 제한은 없으나, 설명의 편의를 위하여 이하에서는 열전소자를 이용하는 경우를 중심으로 설명하기로 한다.

[0181] 여기서 펠티에 효과란, n,p형 열전 물질(Thermoelectric materials)을 짝지어 전류를 흐르게 하면 한쪽면은 발 열하고, 다른 쪽 면은 흡열(냉각)하는 현상을 의미한다. 이러한 펠티에(Peltier) 효과는, 다른 의미로 전기적 피드백 제어(feedback control)가 가능한 히트 펌프(heat-pump)라 할 수 있다.

[0182] 또한, 펠티에 효과를 이용한 열전소자는 전류의 방향에 따라 흡열이 일어나는 면이 달라지는데, 이 때, 흡열이 일어나는 면에서의 흡열량을 수식으로 정리하면 아래와 같다.

[0183] $|Q_p| = \alpha_{ab} T_j I = \pi I$

[0184] 여기서, $|Q_p|$ = 단위 시간에 흡열되는 열량의 절대값, α_{ab} = 주위 온도에 따른 a, b 두 재료의 상대 열전능, $\pi = \alpha_{ab} T_j$ = 펠티에 계수, I = 전류를 나타낸다.

[0185] 냉각발생부(113)가 열전소자를 이용하는 경우, 열전 소자에 전류를 인가하면, 펠티에 효과에 의하여, 열전 소자 에서 냉각매체 수용부(111)와 접촉하는 면은 흡열이 일어나고, 열전 소자에서 방열부(114)와 접촉하는 면은 발 열이 일어날 수 있다. 이를 통해, 냉각매체(20)와 대상체가 접촉하는 영역에서의 열은 냉각매체(20), 냉각매체 수용부(111)를 거쳐 냉각발생부(113)로 전달되고, 이 열은 후술하는 방열부(114)를 거쳐 외부로 방출될 수 있다.

[0186] 방열부(114)는 냉각발생부(113)로부터 발생된 열을 외부로 배출시킬 수 있다. 방열부(114)는 히트싱크, 열배출 부, 열발산부, 열분산부 등으로도 지칭될 수 있다. 방열부(114)는 냉각발생부(113)가 냉각에너지를 발생시키는 과정에서 생성되는 열을 효율적으로 배출하기 위하여 열전도성 재질로 이루어질 수 있다. 방열부(114)는 둘 이상의 방열 유닛으로 이루어져 결합될 수 있으며, 복수의 분할유닛(1111)의 개수에 대응되는 개수로 분할될 수 있다.

[0187] 도 2a 또는 도 2b에 도시된 바와 같이, 복수의 분할유닛(1111)의 개수가 2 개인 경우, 방열부(114)는 각각의 분 할유닛(111)에 결합되는 2개 이상의 방열 유닛들을 포함할 수 있다. 다른 실시예로서, 도 2c에 도시된 바와 같 이, 복수의 분할유닛(1111)이 네 개로 이루어지는 경우, 방열부(114)는 각각의 분할유닛(1111)에 결합되는 네 개 이상의 방열 유닛들을 포함할 수 있다. 이때, 복수의 방열유닛들은 볼트와 같은 결합수단에 의해 분할유닛 (1111)에 결합되고, 이 때 분할유닛(1111)과 방열부(114) 사이에 발생하는 압력에 의해 냉각발생부(113)가 기계

적으로 고정될 수 있다.

- [0188] 일 실시예로서, 방열부(114)는 냉각매체 수용부(111) 및 냉각발생부(113)의 주위에 방사상으로 배치될 수 있다. 이때, 방열부(114)는 냉각매체 수용부(111) 및 냉각발생부(113)와 접촉되는 면과 대향되는 대향면에 다수 개의 방열핀들을 포함하여 열배출 효율을 극대화할 수 있다.
- [0189] 한편, 의료용 냉각 장치(10)는 냉각매체를 수용하고 안정적으로 안착되도록 안착부를 더 포함할 수 있다. 안착부는 냉각매체 수용부(111)의 일측에 배치되며, 냉각매체 수용부(111)에 삽입되는 냉각매체(20)를 지지하면서 안착시킬 수 있다. 또한, 안착부는 냉각 유닛(110)과 인접한 일단부(131)에 충격흡수부재를 개재하여 냉각 유닛(110)과 결합될 수 있다. 안착부는 충격흡수부재를 통해 외부의 충격으로부터 의료용 냉각 장치(10) 본체 또는 냉각 유닛(110)을 보호할 수 있다.
- [0190] 도 2d에 도시된 바와 같이, 의료용 냉각 장치(10)는 바디부(100)의 내부에 배치되는 송풍부(150)를 포함하여, 바디부(100)의 일단(a)으로부터 타단(b)으로 일방향성 공기의 흐름을 형성할 수 있다. 송풍부(150)는 외기를 빨아들여서, 외기를 이용하여 방열부(114)를 냉각한 후, 이 공기를 후방인 바디부(100)의 타단(b)으로 배출하는 역할을 수행한다. 송풍부(150)는 팬(fan)을 포함할 수 있으나, 이에 제한되지 않으며, 일방향 공기흐름을 생성할 수 있는 압축 공기 탱크, 블로어(blower) 등 어떠한 장치든 적용할 수 있음은 물론이다.
- [0191] 바디부(100)의 타단(b)에는 제1 메쉬부(101)가 형성되어, 상기한 공기가 외부로 배출될 수 있다. 이와 같은 바디부(100)의 일단(a)으로부터 타단(b)으로 공기의 흐름이 형성될 때, 안착부는 냉각 유닛(110)과 인접한 일단부(131)로부터 타단부(133)로 갈수록 길이 방향에 대한 단면적이 점점 작아지는 구조로 이루어질 수 있고, 또한, 안착부의 외측면은 곡면으로 이루어져 방열부(114)로부터 배출되는 공기의 저항을 최소화하여 열 배출 효율을 향상시킬 수 있다. 또한, 안착부는 열전도도가 높은 재질로 만들어져, 추가적인 방열기능을 수행할 수 있다.
- [0192] 한편, 의료용 냉각 장치(10)는 냉각매체(20)가 대상체의 시술부위에 접촉하였을 때 인가되는 압력을 감지하여 압력신호를 생성하는 압력센서부(141)를 더 포함할 수 있다. 압력센서부(141)는 냉각매체 수용부(111) 또는 안착부 상에 배치될 수 있으며, 구체적으로 안착부의 일단부(131) 상에 배치되어 냉각매체(20)로부터 인가되는 압력을 감지할 수 있다.
- [0193] 의료용 냉각 장치(10)는 냉각매체(20)로 진동을 발생시키는 진동발생부(143)를 더 포함할 수 있다. 진동발생부(143)는 냉각매체(20)를 이용하여 냉각이 진행되거나, 약물이 주입되는 동안 진동을 발생시켜, 피술자의 고통을 저감시키는 기능을 수행한다. 진동발생부(143)는 냉각매체(20)를 수용하는 냉각매체 수용부(111)에 진동을 발생시키는 것에 의해 냉각매체(20)로 진동을 전달할 수 있다.
- [0194] 한편, 의료용 냉각 장치(10)는 냉각매체(20) 또는 냉각매체 수용부(111)의 온도를 감지하는 온도센서부(145)를 더 포함할 수 있다. 온도센서부(145)는 냉각매체 수용부(111)에 연결되어 온도를 감지하거나, 냉각매체(20)와 직접 접촉하는 위치에 배치되어 냉각매체(20)의 온도를 감지할 수 있다. 또한, 냉각매체(20)이 교체가능하게 구성된 경우에는, 냉각매체(20)의 온도를 측정하는 온도센서부(145)는 비접촉식 온도센서, 예를 들어, 적외선 센서로 구성될 수 있다.
- [0195] 제어부(170)는 온도센서부(145)로부터 감지된 온도에 근거하여 냉각발생부(113)의 동작을 제어할 수 있다. 예를 들어, 제어부(170)는 온도센서부(145)로부터 제공된 주변 공기 온도, 냉각매체(20)의 온도, 또는 공기온도 및 냉각매체(20)의 온도에 근거하여 냉각 마취를 수행하는 시간 등을 제어할 수 있다. 또한, 제어부(170)는 압력센서부(141)로부터 제공된 압력신호에 근거하여 냉각 마취를 수행하는 시간 등을 제어할 수 있다.
- [0196] 제어부(170)는 온도센서부(145)로부터 제공되는 온도측정신호에 근거하여 냉각발생부(113)의 동작을 제어함으로써 냉각매체(20)의 온도를 조절할 수 있다. 본 발명의 실시예에 따른 의료용 냉각 장치(10)는 사전에 설정된 온도 및 시간으로 시술 부위인 타겟영역을 냉각시킴으로써 타겟영역을 마취시킬 수 있다. 예를 들면, 사전에 설정된 온도는 약 -15℃ 내지 5℃의 범위일 수 있으며, 사전에 설정된 시간은 약 1초 내지 120초의 범위일 수 있다.
- [0197] 제어부(170)는 사전에 설정된 온도 또는 시간을 초과하는 경우, 냉각발생부(113)의 전원을 오프(off)시키는 등의 제어를 통해 시술 부위의 과도한 냉각을 방지할 수 있다. 이는 하나의 실시형태에 불과하며, 온도 및 시간을 다양한 범위로 사전에 설정할 수 있음은 물론이다.
- [0198] 여기서, 제어부(170)는 프로세서(processor)와 같이 데이터를 처리할 수 있는 모든 종류의 장치를 포함할 수 있다. 여기서, '프로세서(processor)'는, 예를 들어 프로그램 내에 포함된 코드 또는 명령으로 표현된 기능을 수행하기 위해 물리적으로 구조화된 회로를 갖는, 하드웨어에 내장된 데이터 처리 장치를 의미할 수 있다. 이와

같이 하드웨어에 내장된 데이터 처리 장치의 일 예로써, 마이크로프로세서(microprocessor), 중앙처리장치(central processing unit: CPU), 프로세서 코어(processor core), 멀티프로세서(multiprocessor), ASIC(application-specific integrated circuit), FPGA(field programmable gate array) 등의 처리 장치를 망라할 수 있으나, 본 발명의 범위가 이에 한정되는 것은 아니다.

- [0199] 또한, 제어부(170)는 냉각마취가 수행되는 시간 동안 냉각매체(20)가 일정한 온도로 유지되도록 냉각발생부(113)를 제어할 수 있다. 다른 실시예로서, 제어부(170)는 둘 이상의 온도값이 사전에 설정되고, 냉각이 수행되는 시간 동안 냉각매체(20)가 각 온도값을 순차적으로 또는 주기적으로 갖도록 냉각발생부(113)를 제어할 수 있다.
- [0200] 이를 통해, 의료용 냉각 시스템(1)은 냉각조건이 다른 여러 단계의 냉각을 통해, 마취뿐만 아니라, 항균, 혈관수축 등의 여러 임상효과를 가질 수 있다. 또한, 빙점보다 높은 냉각조건을 통해, 냉각매체(20)의 선단부(225)의 얼음결정이 발생하는 현상을 최소화할 수 있다. 또한, 제어부(170)는 냉각마취가 수행되는 시간 동안 제1 온도로 냉각하도록 냉각발생부(113)를 제어하고, 냉각마취로부터 깨어나는데 필요한 시간동안에는 제1 온도보다 더 높은 제3 온도로 냉각(또는 가열)되도록 제어할 수 있다.
- [0201] 한편, 제어부(170)는 압력센서부(141)로부터 압력측정신호를 제공받고, 사전에 설정된 기준값보다 큰 값인 경우 냉각매체(20)의 선단부(225)가 환자의 시술부위에 접촉했다고 판단할 수 있다. 이때, 제어부(170)는 환자의 시술 부위에 접촉하는 동안의 시간 및 온도측정신호를 확인하고, 사전에 설정된 범위의 온도로 일정 시간 냉각되는 경우 환자의 시술부위에 마취가 완료되었다고 판단할 수 있다. 예를 들면, 제어부(170)는 -10℃의 온도에서 10초동안 0.5N 이상의 힘이 시술부위에 가해졌을 때, 마취가 완료되었다고 판단하고, 마취완료신호를 사용자에게 제공할 수 있다. 의료용 냉각 시스템(1)은 상기한 제어부(170)를 통해 사용환경이 다르더라도 마취 완료 여부를 사용자에게 정확하게 제공할 수 있다.
- [0202] 한편, 제어부(170)은 냉각매체 수용부(111)에 설치된 온도센서부(145)의 온도가 변하는 속도에 따라, 냉각매체(20)과 냉각매체 수용부(111)의 열결합의 상태를 판단할 수 있다. 이는, 냉각매체(20)과 냉각매체 수용부(111)의 열결합의 상태에 따라, 냉각발생부(113)에서 냉각해야 하는 대상체의 열용량이 달라지기 때문에, 같은 냉각 에너지에서 냉각매체 수용부(111)에 설치된 온도센서부(145)의 온도가 변하는 속도가 달라지기 때문이다.
- [0203] 한편, 제어부(170)은 여러 단계의 온도로 시술부위를 냉각할 수 있다. 예를 들어, 제어부(170)은 시술 초기에는 차가운 온도로 빠른 냉각을 수행하고, 시술 중간 단계에서는 시술초기 냉각온도보다 높은 온도로 냉각할 수 있다. 또한, 제어부(170)은 모든 시술이 끝났을 때, 냉각매체 수용부(111)의 온도를 제어하여, 냉각매체(20)의 표면에 얼음이 없도록 제어할 수 있다. 이러한 얼음을 제거하는 과정은 시술자에게 냉각 과정이 완료되었음을 알리기 전에 수행될 수 있다. 예를 들어, 시술초기 5초 동안은 -10℃, 그 후 13초 동안은 -5℃, 마지막 2초 동안은 0℃로 냉각을 수행할 수 있다.
- [0204] 냉각유닛(113)은 필요에 따라, 열전소자의 한면이 전류의 방향에 따라 냉각면, 발열면이 될 수 있는 특징을 사용해, 사용 후에 냉각매체 수용부(111)를 가열하여, 접촉면(111A)의 수분이나, 불순물 등을 제거할 수 있다.
- [0205] 이와 같은 본 발명의 구성에 의하여, 의료용 냉각 시스템(1)은 냉각매체(20)와 접촉하고 있는 대상체의 시술 부위가 빠르고 안전하게 냉각되는 효과를 얻을 수 있다. 또한, 이에 의하여 의료용 냉각 시스템(1)은 디바이스(device)의 수명 및 각종 특성이 향상되는 효과를 얻을 수 있다. 또한, 의료용 냉각 시스템(1)은 전자 소자를 이용하여 열을 제어하므로, 정밀한 온도 제어가 가능해지는 효과를 얻을 수 있다. 또한, 의료용 냉각 시스템(1)은 전원 공급 후 급속한 냉각이 가능해지며, 국부 냉각이 가능해지는 효과를 얻을 수 있다. 또한, 의료용 냉각 시스템(1)은 중력의 방향과 관계없이 어떠한 위치나 방향에서도 작동 가능한 효과를 얻을 수 있다. 또한, 의료용 냉각 시스템(1)은 냉각부의 소형화 및 경량화가 가능하고, 저소음 및 저진동 냉각이 구현되는 효과를 얻을 수 있다.
- [0206] 도 2i 내지 도 2k는 의료용 냉각 장치의 직교 결합과 관련된 기술을 설명하기 위한 도면이다. 도 2i는 본 발명의 다른 실시예에 따른 냉각 유닛(110)의 내부 구성을 보여주기 위한 사시도이고, 도 2j는 도 2i의 냉각 유닛(110) 중 일부 구성요소를 발체하여 도시한 사시도이다. 도 2k는 도 2i의 냉각매체(20)가 삽입되는 방향으로 바라본 평면도이다.
- [0207] 도 2i 내지 도 2k를 참조하면, 본 발명의 다른 실시예에 따른 냉각 유닛(110)은 제1 분할유닛(1111A), 제2 분할유닛(1111B), 제1 결합부(112A), 제2 결합부(112B), 제1 방열유닛(114A) 및 제2 방열유닛(114B)을 구비할 수 있다.

- [0208] 다른 실시예에 따른 냉각 유닛(110)은 복수의 분할유닛(111)이 배치되는 방향(제3방향)과 복수의 방열유닛(114)이 배치되는 방향(제4방향)을 평행하지 아니하게 배치시키고, 제3 방향을 결합하는 탄성부(117')와 제4 방향을 결합시키는 나사(118)를 독립적으로 사용하는 것을 통해, 냉각매체 수용부(111)과 방열유닛(114)이 열적으로 독립된 구조를 갖게 한다.
- [0209] 구체적으로, 제1 분할유닛(111A)과 제2 분할유닛(111B)은 냉각매체(20)와 접촉하는 접촉면(111A)을 구비하며, 냉각매체(20)를 중심으로 서로 대향되도록 일방향(제3방향)으로 배치될 수 있다. 제1 분할유닛(111A)과 제2 분할유닛(111B)은 제1 결합부(112A)와 제2 결합부(112B)를 이용하여 결합되는 것에 의해, 냉각매체(20)를 수용하는 수용공간을 형성할 수 있다. 제1 결합부(112A)는 제1 분할유닛(111A)과 연결되고, 제2 결합부(112B)는 제2 분할유닛(111B)과 연결될 수 있다.
- [0210] 이때, 제1 결합부(112A)와 제2 결합부(112B)는 제1 탄성부(117')를 사이에 개재하여 연결될 수 있다. 제1 탄성부(117')가 제1 결합부(112A)와 제2 결합부(112B)를 연결하는 것에 의해, 제1 분할유닛(111A)과 제2 분할유닛(111B)은 냉각매체(20)와 접촉면(111A)과의 열적 결합 및 기계적 결합을 수행할 수 있다. 단, 탄성부(117')에 의해 접촉면(111A)에 형성된 기계적 결합은 외부 충격에 의해서는 쉽게 미끄러지는 특성을 가져, 외부충격으로부터 냉각유닛(111)을 보호할 수 있다. 제1 탄성부(117')는 분할되어 있는 제1 분할유닛(111A)과 제2 분할유닛(111B)을 연결해줌과 동시에, 제1 분할유닛(111A)과 제2 분할유닛(111B) 사이에 탄성력을 제공하므로, 냉각매체(20)가 수용공간에 견고하게 수용될 수 있도록 한다. 제1 탄성부(117')는 탄성력을 제공하는 어떠한 구성이든 가능하며, 예를 들면 스프링일 수 있다.
- [0211] 이와 더불어, 탄성력을 통한 제1 분할유닛(111A)과 제2 분할유닛(111B)의 결합은 냉각매체(20)의 형상에 따라 변하므로, 냉각매체(20)의 결합면의 공차, 즉, 평행도 또는 크기가 크더라도, 냉각매체 수용부(111)와 냉각매체(20)의 열적결합을 최적으로 유지해 준다. 이렇게 탄성력을 이용한 결합은, 결국, 냉각매체(20)의 제조 단가를 비약적으로 감소시키는 효과를 가져올 수 있다.
- [0212] 한편 제1 결합부(112A)와 제2 결합부(112B)는 열전도도가 낮은 물질로 만들어져, 냉각매체(20)과 방열부(114) 사이의 열전달을 최소화할 수 있다.
- [0213] 냉각발생부(113)는 제1 분할유닛(111A)과 제2 분할유닛(111B)의 접촉면(111A)과 대향되지 않는 타면에 하나 이상 배치될 수 있다. 예를 들면, 냉각발생부(113)는 접촉면(111A)과 수직하게 배치되는 타면에 하나 이상 배치될 수 있으며, 도면에 도시된 바와 같이, 접촉면(111A)과 연결되는 양 측면에 서로 마주보도록 배치될 수 있다.
- [0214] 제1 방열유닛(114A)과 제2 방열유닛(114B)은 제1 분할유닛(111A)과 제2 분할유닛(111B)이 배치되는 방향(제3방향)과 교차하는 방향(제4방향)으로 서로 대향되게 배치될 수 있다. 제1 방열유닛(114A)과 제2 방열유닛(114B)은 제1 분할유닛(111A)과 제2 분할유닛(111B)이 배치되는 방향(제3방향)에 대하여 수직한 방향으로 배치될 수 있다. 그러나 본 발명의 사상은 이에 제한되지 않으며, 방열부(114)는 냉각매체(20)의 형태에 따라 90도, 120도 180도 등 다양한 대칭 구조로 방열유닛들을 배치시킬 수 있다.
- [0215] 일 실시예로서, 제1 방열유닛(114A)과 제2 방열유닛(114B)은 도시된 바와 같이 나사(118) 결합을 통해 서로 연결될 수 있다. 본 실시예에서 제1 결합부(112A)와 제2 결합부(112B)는 제1 탄성부(117')를 이용하여 결합되고, 제1 방열유닛(114A)과 제2 방열유닛(114B)은 나사(118)를 이용하여 결합됨으로써, 냉각 유닛(110)은 결합의 견고성 및 탈착의 유연성을 동시에 제공할 수 있다. 즉, 복수의 방열부(114) 사이에 냉각발생부(113)이 위치한 상태에서, 복수의 방열부(114)가 나사(118)로 결합되어, 방열부(114)와 냉각발생부(113)이 직접적인 기계적 결합 없이 나사로부터 주어지는 압력으로 인한 마찰력으로써 결합됨에 따라, 열적으로 분리될 수 있다. 이때, 방열부(114)에 설치된 나사(118)로부터 주어지는 압력의 중심축이 상기 탄성부(115)에서 주어지는 탄성력의 중심과 일치(collinear)되지 않은 위치에서 나사(118)의 압력이 형성될 수 있다.
- [0216] 본 실시예에서, 냉각발생부(113)의 일면은 냉각매체 수용부(111)의 분할유닛(111)과 열적으로 결합하여 흡열 반응을 수행하게 된다. 또한, 냉각발생부(113)의 일면에 대향되는 타면은 방열부(114)와 열적으로 결합하여 방열 반응을 수행하게 된다. 이때, 방열부(114)와 냉각매체 수용부(111)는 냉각발생부(113)를 사이에 개재하여 연결될 뿐, 직접적으로 연결되지 않기 때문에 열적으로 독립된 구조가 된다. 이를 통해, 본 실시예에 따른 냉각 유닛(110)은 방열 효율을 극대화시킬 수 있다.
- [0217] 도 3a 내지 도 3d는 의료용 냉각 장치의 유틸부재와 관련된 기술을 설명하기 위한 도면이다. 도 3a 내지 도 3d는 도 1의 냉각매체 수용부(111)에 구비된 유틸부재(120)가 형성될 수 있는 다양한 실시형태를 도시한 도면이다.

- [0218] 도 3a 내지 도 3d를 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 의료용 냉각 시스템(1)은 착탈식 냉각매체(20)를 구비하여 의료용 냉각 장치(10)에 삽입하여 냉각시킬 수 있다. 본 발명의 일 실시예에 따른 냉각매체(20)는 착탈식으로 의료용 냉각 장치(10)로부터 용이하게 분리가 가능하며, 일회용(disposable)으로 구성되어 시술부위의 오염을 막아 위생성을 향상시킬 수 있다. 이때, 의료용 냉각 장치(10)는 일회용 냉각매체(20)를 용이하게 수용할 수 있도록 운할부재(120)를 구비할 수 있다. 본 명세서에는 냉각매체(20), 착탈식 냉각매체(20), 일회용 냉각매체(20)가 동일한 구성을 지칭할 수 있다.
- [0219] 운할부재(120)는 냉각매체 수용부(111)의 접촉면(111A)의 적어도 일부에 형성되며, 냉각매체 수용부(111)와 착탈식 냉각매체(20) 사이에 운할 기능을 수행한다. 운할부재(120)는 착탈식 냉각매체(20)의 반복적인 교체에 대응한 내마모성을 향상시키는 기능을 수행한다.
- [0220] 일 실시예로서, 운할부재(120)는 연마(polishing)되는 것에 의해 접촉면(111A)의 전면(全面)에 형성될 수 있다. 접촉면(111A)은 연마에 의해 표면 거칠기(surface roughness) 정도가 접촉면(111A)를 제외한 적어도 하나의 면보다 작을 수 있다. 구체적으로, 접촉면(111A)의 중심선 평균 거칠기(Ra)는 100 μ m 이하의 거칠기를 가질 수 있다. 또 다른 구체적인 예로, 접촉면(111A)의 중심선 평균 거칠기(Ra)는 25 μ m 이하의 거칠기를 가질 수 있다. 냉각매체 수용부(111)는 운할부재(120)로 인하여 매끄러운 접촉면(111A)을 구비할 수 있으며, 이를 통해 착탈식 냉각매체(20)의 탈착을 용이하게 할 수 있다.
- [0221] 다른 실시예로서, 운할부재(120)는 도 3C에 도시된 바와 같이, 분할유닛(1111)의 접촉면(111A)에 고체윤활제를 코팅하여 형성될 수 있다. 도 3D를 참조하면, 접촉면(111A)에 형성된 운할부재의 구조가 도시되어 있으며, 분할 유닛(1111)의 구조 및 형상에 따라, 운할부재는 다양하게 형성될 수 있다.
- [0222] 고체윤활제는 접촉면(111A)의 전면(全面)에 코팅될 수도 있고, 국부적으로 코팅될 수도 있다. 이러한 고체윤활제는 마찰계수가 작으면서 열전도도가 높은 재료, 예를 들어, 다이오몬드형 탄소(diamond like carbone), 그래파이트(graphite), 그래핀(graphene), 텅스텐카바이드 중 적어도 하나를 포함할 수 있으나, 그에 국한되지 않는다. 또한, 고체윤활제는 이황화몰리브덴, 그라파이트, 플루오르화 세륨, 산화아연, 이황텅스텐, 미카, 질산붕소, 질화붕소, 붕사, 황산 은, 요오드화 카드뮴, 요오드화납, 플루오르화 바륨, 황화주석, 불소화 탄소, PTFE, 인화 아연, 인산 아연, 다이아몬드 및 그 혼합물로 이루어진 군으로부터 선택될 수 있다. 냉각매체 수용부(111)는 고체윤활제를 통해 접촉면(111A)의 마찰 계수를 줄일 수 있고, 이를 통해 착탈식 냉각매체(20)의 교체를 용이하게 하며, 착탈식 냉각매체(20)에 충격이 가해지더라도 냉각 유닛(110) 또는 의료용 냉각 장치(10) 본체에는 충격이 전달되지 않을 수 있다.
- [0223] 본 발명의 다른 실시예로서, 운할부재(120)는 접촉면(111A)에 국부적으로 배치되는 하나 이상의 고체윤활부(121)를 포함할 수 있다. 분할유닛(1111)의 접촉면(111A)의 전체에 고체윤활제를 코팅하는 경우, 분할유닛(1111)의 접촉면(111A)은 내마모성이 증대될 수 있으나, 열전도도가 다소 낮아질 수 있다. 따라서, 운할부재(120)는 분할유닛(1111)의 접촉면(111A)에 국부적인 고체윤활부(121)를 배치시킴으로써, 열전도 효율을 유지하면서 내마모성을 증대시킬 수 있다.
- [0224] 도 3a 내지 도 3d에 도시된 바와 같이, 운할부재(120)는 분할유닛(1111)의 접촉면(111A)에 규칙적으로 배치되는 복수 개의 원형의 고체윤활부(121)를 포함할 수 있다. 예를 들면, 고체윤활부(121)는 분할유닛(1111)의 길이 방향(제1방향)에 대하여 규칙적인 간격으로 배열될 수 있다. 그러나, 본 발명의 사상은 이에 제한되지 않으며, 고체윤활부(121)는 분할유닛(1111)의 접촉면(111A)에 불규칙적으로 배치될 수도 있다. 또한, 고체윤활부(121)는 원형이 아닌 다양한 형태가 가능함은 물론이다.
- [0225] 다른 실시예로서, 운할부재(120)는 분할유닛(1111)의 접촉면(111A)에 니켈제, 니켈 합금제 및 코발트 크롬 합금제 중 적어도 하나를 포함하는 물질을 코팅하여 형성될 수 있다. 이러한 운할부재(120)의 속성으로 인하여, 분할유닛(1111)의 접촉면(111A)의 경도, 보다 구체적으로 운할부재(120)가 형성된 영역의 경도는 분할유닛(1111)의 타면(111B)보다 높고, 접촉면(111A)의 마찰계수는 타면(111B)의 마찰계수보다 작을 수 있다.
- [0226] 이와 같은 본 발명의 구성에 의하여, 의료용 냉각 장치(10)는 착탈식 냉각매체(20)의 반복적 교체에 의한 내마모성을 증대시킬 수 있고, 착탈식 냉각매체(20)를 용이하게 탈착시킬 수 있다. 또한, 의료용 냉각 시스템(1)은 시술부위에 직접 접촉되는 냉각매체(20)를 교체할 수 있어, 시술부위의 오염을 최소화하고 위생성을 향상시킬 수 있다.
- [0227] III. 히트파이프 구조

- [0228] 도 4a 내지 도 4d는 의료용 냉각 장치의 히트파이프 구조와 관련된 기술을 설명하기 위한 도면이다.
- [0229] 도 4a는 본 발명의 다른 실시예에 따른 의료용 냉각 장치(10-1)를 설명하기 위한 개념도이다. 도 4b는 본 발명의 바람직한 실시예에 따른, 송풍 방식을 나타낸 도면이다. 본 발명의 다른 실시예에 따른 의료용 냉각 장치(10-1)는 히트파이프를 통하여 냉각매체와 방열부를 이격하여 구성함으로써, 다양한 송풍 방식이 가능하다. 예를 들면, 바디부(100)의 길이 방향과 평행한 제1 방향으로 공기흐름을 발생시켜 방열을 할 수도 있고, 바디부와 길이 방향과 평행하지 않은 제2 방향으로 공기흐름을 발생시켜 방열을 할 수도 있다. 제2 방향으로 송풍을 하는 경우, 복수개의 팬으로 구성된 송풍부를 구성하여, 보다 효율적으로 방열을 할 수 있다.
- [0230] 도 4a 및 도 4b를 참조하면, 의료용 냉각 장치(10-1)는 냉각매체 수용부(111), 냉각발생부(113), 방열부(114), 열전달매개체(116) 및 송풍부(150)를 포함할 수 있다. 이하에서는 설명의 편의를 위하여 일 실시예와 동일한 구성에 대하여 동일한 도면 부호를 부여하고, 중복되는 설명은 생략하기로 한다. 본 발명의 다른 실시예에 따른 의료용 냉각 장치(10-1)는 방열부(114)가 냉각발생부(113)와 바로 인접하여 열을 방출하는 것이 아니라, 냉각발생부(113)와 이격되어 배치된 상태에서 열을 방출하는 것을 특징으로 한다.
- [0231] 냉각매체 수용부(111)는 냉각매체(20)와 열적으로 접촉하는 접촉면(111A)을 구비하는 복수의 분할유닛(1111)을 구비할 수 있다. 냉각매체 수용부(111)는 복수의 분할유닛(1111)을 이용하여 냉각매체(20)를 수용할 수 있는 수용공간을 형성할 수 있다. 이때, 냉각매체(20)는 상기 수용공간에 수용되며, 복수의 분할유닛(1111)의 접촉면(111A)과의 열적 결합에 의해 냉각될 수 있다. 복수의 분할유닛(1111)은 제1 탄성부(117)를 이용하여 서로 연결될 수 있다.
- [0232] 냉각매체 수용부(111)는 도 4a에 도시된 바와 같이, 전체가 냉각매체(20)와 중첩되게 배치될 수 있다. 냉각발생부(113)는 냉각매체 수용부(111)와 연결되는 제1 면(113A) 및 상기한 제1 면(113A)에 대항되는 제2 면(113B)을 포함할 수 있다. 상기한 바와 같이, 냉각매체 수용부(111)는 전체가 냉각매체(20)와 중첩되므로, 냉각매체 수용부(111) 상에 배치되는 냉각발생부(113)도 냉각매체(20)와 중첩될 수 있다.
- [0233] 다른 실시예로서, 냉각매체 수용부(111)는 도 4B에 도시된 바와 같이, 일부가 냉각매체(20)와 중첩될 수 있다. 냉각발생부(113)는 냉각매체 수용부(111) 중 냉각매체(20)와 비중첩되며, 길이 방향(제1 방향)을 따라 연장된 부분에 배치될 수 있다. 열전달매개체(116)의 제1 영역(A1)은 결합부(112)를 통해 냉각발생부(113)를 사이에 개재하여 냉각매체 수용부(111)와 결합될 수 있다. 열전달매개체(116)를 냉각발생부(113)에 고정하는 결합부(112)는 반대편의 또 다른 결합부(112)와 나사를 통해 결합될 수 있고, 이 때, 복수의 결합부(112)를 결합하는 나사는 탄성부(117)와 독립적으로 구성되어, 냉각매체 수용부(111)와 열전달매개체(116)를 열적으로 독립시킬 수 있다.
- [0234] 방열부(114)는 냉각발생부(113)와 이격되어 배치되며, 냉각발생부(114)와 열적으로 결합하여 냉각발생부(113)의 열을 외부로 방출할 수 있다. 이때, 방열부(114)는 냉각매체 수용부(111)의 후방에 배치되어 열전달매개체(116)를 통해 냉각발생부(113)와 열적으로 결합할 수 있다. 방열부(114)는 서로 이격되며 열전달매개체(116)를 중심으로 방사상으로 배치되는 복수의 방열핀(1141)을 포함할 수 있다. 이때, 송풍부(150)는 방열부(114)의 후방에 배치되어 바디부(100)의 길이 방향으로 공기흐름을 발생시킬 수 있다. 다시 말해, 송풍부(150)는 방열부(114)에 형성된 방열핀(1141)을 따라 공기흐름이 형성될 수 있도록, 방열부(114)의 축방향으로 공기흐름을 생성할 수 있다.
- [0235] 도 4c 및 4d는 본 발명의 바람직한 다른 실시예에 따른, 송풍 방식을 나타낸 도면이다.
- [0236] 도 4c 및 4d를 참조하면, 복수개의 팬으로 구성된 송풍부(150)를 포함한 의료용 냉각 장치(10-2)의 실시예를 도시되어 있다. 도 4c와 도 4d에 도시된 바와 같이, 방열부(114)는 복수개의 방열유닛으로 이루어지며, 방열유닛의 개수는 열전달매개체(116)의 개수에 대응할 수 있다. 방열부(114)의 복수의 방열핀(1141)은 제1 바디부(100A)의 길이방향으로 연장되어 두개의 열을 이루며 형성되고, 그 두개의 열 사이에 최소 하나 이상의 팬으로 이루어진 송풍부(150)를 구비할 수 있다.
- [0237] 의료용 냉각 장치(10-2)는 이렇게 방열핀(1141)으로 이루어진 두개의 방열핀열 사이에 최소 하나 이상의 팬으로 이루어진 송풍부(150)를 구비한 상태에서는 제1 바디부(100A)의 길이방향과 평행하지 않은 방향으로 공기흐름이 형성될 수 있다. 다시 말해, 송풍부(150)는 방열부(114)의 축방향과 평행하지 않은 방향으로 공기흐름을 형성할 수 있다. 구체적으로, 의료용 냉각 장치(10-2)는 제1 바디부(100A)의 길이방향과 수직인 방향으로 공기흐름이 형성될 수 있다. 이렇게 방열핀(1141)으로 이루어진 두개의 방열핀열 사이에 송풍부를 구성함으로써, 공기가 흐르는 통로가 넓은 면적을 걸쳐, 짧은 거리로 형성되어, 방열핀(1141)과 공기 사이의 열전달을 극대화할 수

있다.

- [0238] 또한, 송풍부(150)가 복수 개의 팬을 구비하는 경우, 복수개의 팬의 배열방향과 방열부(114)의 축방향은 평행할 수 있으며, 복수 개의 팬의 배열방향과 팬의 회전축 방향은 교차할 수 있다.
- [0239] 도 4d에 도시된 바와 같이, 방열부(114)는 방열핀(1141) 사이에 송풍부(150)로부터 형성된 공기흐름이 통과할 수 있도록 흡입구 및 배출구(1143)가 형성될 수 있다. 다른 실시예로서, 방열부(114)는 송풍부(150)의 개수에 대응하는 흡입구 및 배출구가 형성될 수 있다. 다시 말해, 방열부(114)는 바디부(100)의 축방향에 평행하지 않은 방향으로 관통하는 복수개의 흡입구 및 배출구가 형성될 수 있다. 송풍부(150)의 작용에 의해, 방열부(114)의 흡입구로는 공기가 흡입되고 배출구로는 공기가 배출될 수 있다. 이때, 복수개의 흡입구 및 복수개의 배출구는 각각 중첩될 수 있도록 위치가 대응되며, 흡입구와 배출구 사이 각각에 송풍부(150)가 배치될 수 있다. 이를 통해, 복수의 송풍부(150)로부터 형성되는 복수개의 공기흐름이 각각의 흡입구와 배출구로 형성될 수 있어, 방열부(114)와 공기 사이의 열전달을 극대화할 수 있다.
- [0240] 또한, 방열핀(1141)으로 이루어진 두개의 방열핀열 중, 공기가 흡입되는 방열핀열에 필터를 설치하여 외부 이물질로부터 방열부(114)와 송풍부(150)을 보호할 수 있다. 이 때, 필터와 필터를 덮는 외장케이스는 사용자가 쉽게 제거할 수 있어, 필터 청소를 용이하게 해준다. 예를 들어, 필터를 덮는 외장케이스는 제1 바디부(100A)과 독립적으로 구성되고, 스냅조인트, 자석 등으로 결합되어 사용자에게 의해 쉽게 제거될 수 있다.
- [0241] 여기서, 열전달매개체(116)는 냉각발생부(113)와 방열부(114)를 연결하여 냉각발생부(113)의 열을 방열부(114)로 전달하는 기능을 수행한다. 열전달매개체(116)는 히트 파이프(heat pipe) 또는 증기 챔버(vapor chamber)일 수 있으며, 파이프 본체와 파이프 본체 내부에 구비되는 상변화물질(Phase Change Material; PCM)을 포함할 수 있다. 열전달매개체(116)의 파이프 본체는 냉각발생부(113)와 접촉하여 냉각발생부(113)로부터 발생하는 열을 내부의 상변화물질(PCM)로 효과적으로 전달하도록 열전도율이 높은 재료로 이루어질 수 있다. 상변화물질(PCM)은 상변화과정을 통해 많은 양의 열에너지를 저장하거나 상기 저장된 열에너지를 방출하는 물질로서, 상변화물질은 고유의 열저장능력을 가진다.
- [0242] 한편, 열전달매개체(116)은 펌프 등으로 강제로 흐르는 유체를 포함한 파이프일 수 있다. 다시 말해, 열전달매개체(116)는 일 영역(A1)을 통해 냉각발생부(113)의 제2 면(113B)과 열적으로 결합하여 냉각발생부(113)로부터 열에너지를 흡수할 수 있다. 또한, 열전달매개체(116)는 일 영역(A1)으로부터 냉각매체 수용부(111)의 길이 방향(제1 방향)으로 연장되는 타영역(A2)을 통해 방열부(114)와 열적으로 결합하여, 흡수한 열에너지를 방출할 수 있게 된다. 여기서, 열전달매개체(116)의 타영역(A2)은 냉각매체 수용부(111)와 비중첩될 수 있다.
- [0243] 본 실시예에 따른 의료용 냉각 장치(10)는 상변화물질을 포함하는 열전달매개체(116)를 이용하는 것에 의해, 냉각발생부(113)로부터 발생하는 열을 효과적으로 방열부(114)로 전달하여 외부로 방출할 수 있게 된다. 즉, 단순 구리에 비해 비약적으로 큰 열전달매개체(116)의 단위면적 당 열전달 성능을 통해 냉각발생부(113)에 사용된 열전소자의 단위면적 당 냉각에너지 발생량이 열전달매개체를 쓸 경우에 크게 증가될 수 있다. 이를 통해, 냉각매체 수용부(111)는 적은 접촉면적을 통해서도 효과적으로 냉각매체(20)에 냉각에너지를 전달할 수 있어, 냉각매체(20)의 길이에 대한 자유도를 높일 수 있다.
- [0244] 이와 같이, 방열부(114)가 냉각매체 수용부(111)에 인접하게 배치되지 않고, 이격되어 배치되는 것에 의해 본 실시예의 의료용 냉각 장치(10-1)는 펜과 유사한 형태로 구현될 수 있고 무게중심을 길이방향으로 중간 지점에 가깝게 형성시킬 수 있고, 이를 통해, 의료용 냉각 장치(10-1)는 사용자의 사용 편의성 또는 그립(grip)성을 향상시킬 수 있다. 먼저 설명한 바와 같이, 냉각유닛(111)을 포함한 제1 바디부(100A)와 배터리를 포함한 제2 바디부(100B)를 독립적으로 구성할 수 있음은 물론이다. 상술한 바와 같이, 제1 바디부(100A) 및 제2 바디부(100B)로 형성된 삼각 구조로 형성하되, 별도의 파지부 또는 파지영역을 구성하지 않고, 사용자에게 따라 자유롭게 파지하여 사용할 수 있다.
- [0245] 또한, 의료용 냉각 장치(10-1)는 후방에 배치된 방열부(114) 및 송풍부(150)를 이용하여 시술부위에서 먼 곳에서 공기흐름을 만들어내는 효과를 얻을 수 있어, 공기 냉각에 의한 열 배출 효율을 향상 외에도, 냉각매체(20) 부근에서 공기흐름을 최소화하여 대류로 인한 냉각매체(20) 냉각손실을 최소화하고, 시술부위에서 공기흐름을 최소화하여 감염 등의 위험을 최소화할 수 있다.
- [0246] 도 4e는 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 냉각 장치의 사용시, 히트파이프의 작동원리를 도시한 도면이다.
- [0247] 도 4e를 참조하면, 열전달매개체(116)이 히트 파이프 또는 증기 챔버(vapor chamber)로 구성되는 경우, 상변화물질이 냉각발생부(113)으로부터 방열부(114)로 이동되도록, 사용자가 제1 바디부(100A)의 일단(a)이 타단(b)보

다 지면수평(GL) 기준으로 더 낮은 위치에서 사용할 수 있게 유도될 수 있다. 예를 들어, 의료용 냉각 장치(10-1)의 조작 스위치가 제1 바디부(100A)의 타단(b)부에 위치하여, 냉각 시에 제1 바디부(100A)의 일단(a)이 타단(b)보다 지면수평(GL) 기준으로 더 낮은 위치에서 사용할 수 있게 유도될 수 있다. 또한, 교체용 냉각매체(20)이 제1 바디부(100A)의 일단(a)부에 위치하여, 냉각매체(20)이 시술부위에 접촉할 시에 제1 바디부(100A)의 일단(a)이 타단(b)보다 지면수평(GL) 기준으로 더 낮은 위치에서 사용할 수 있게 유도될 수 있다.

[0248] 본 발명의 실시예에 의할 때, 히트파이프의 증발부는 냉각발생부 등의 발열부와 연결되고, 히트파이프의 응축부는 냉각팬 등과 방열부에 연결된다. 여기서, 냉각장치의 구동시, 냉각발생부가 발열부보다 아래에 위치하도록 동작을 유도함으로써, 히트파이프에 효율을 증대시켜, 목표냉각온도에 도달시간을 단축할 수 있다.

[0249] 열전달매개체(116)에 구비되는 상변화물질인 작동유체는 제1 바디부(100A)의 일단(a)이 타단(b)보다 지면수평(GL) 기준으로 더 낮은 위치에서 사용하는 것에 의해, 작동 유체의 순환을 활성화시켜, 냉각 효과를 증대시키고, 이에 따라 프리쿨링 또는 냉각 중에 냉각 목표 온도로의 도달 시간을 효과적으로 단축시킬 수 있다.

[0250] 전술한 바와 같이, 의료용 냉각 장치(10)는 사용자가 의료용 냉각 장치(10)를 제어할 수 있는 제어버튼(미도시) 또는 사용자가 의료용 냉각 장치(10)의 상태를 모니터링할 수 있는 디스플레이부(미도시)를 더 포함할 수 있다.

[0251] 이때, 상기한 제어버튼(미도시) 또는 디스플레이부(미도시)는 의료용 냉각 장치(10)의 방열부(114)와 인접하게 위치할 수 있다. 다시 말해, 제어버튼(미도시) 또는 디스플레이부(미도시)는 의료용 냉각 장치(10)의 후방에 배치시킴으로써, 사용자가 사용전 프리쿨링(precooling) 또는 냉각 중이라 하더라도, 후방에 배치된 제어버튼(미도시)을 이용해 의료용 냉각 장치(10)를 동작할 수 있고, 디스플레이부(미도시)를 통해 프리쿨링 상태를 모니터링할 수 있다. 또한, 이러한 구조적 특징을 통해, 프리쿨링 또는 냉각 시 제1 바디부(100A)의 일단(a)이 타단(b)보다 지면수평(GL) 기준으로 더 낮은 위치에서 사용할 수 있게 유도할 수 있다.

[0252] IV. 착탈식 냉각매체 : 일회용 팁

[0253] 도 5a 내지 도 5e는 착탈식 냉각매체 중 일회용 팁과 관련된 기술을 설명하기 위한 도면이다.

[0254] 도 5a는 본 발명의 일 실시예에 따른 착탈식 냉각매체(20)를 나타낸 사시도이고, 도 5b는 착탈식 냉각매체(20)의 다른 실시형태를 나타낸 사시도이다. 도 5c는 착탈식 냉각매체(20)와 의료용 냉각장치(10)의 관계를 설명하기 위한 블록도이다. 이하에서는 본 발명의 일 실시예에 따른 착탈식 냉각매체(20)를 보다 상세히 설명하기로 한다.

[0255] 기본적으로, 본 발명의 일 실시예에 따른 착탈식 냉각매체(20) 및 이를 포함하는 의료용 냉각 시스템(1)은 단수 또는 복수 개의 분할유닛(1111)으로 이루어진 냉각매체수용부(111)를 통해 넓은 면적에서 냉각에너지를 수집하여, 착탈식 냉각매체(20)의 선단부(225)의 좁은 면적에 이를 집중시키게 된다. 이를 통해 의료용 냉각 시스템(1)은 시술부위를 효과적으로 냉각함으로써 냉각마취를 시술할 수 있다. 이때 착탈식 냉각매체(20)는 의료용 냉각 장치(10)로부터 쉽게 분리되어 감염 위험을 최소화하는 것을 특징으로 한다.

[0256] 착탈식 냉각매체(20)의 기능은, 1차적으로는 안구와 같은 타겟영역에 대하여 냉각을 수행하는 것이다. 본 명세서에서, 냉각매체(20)는 의료용 냉각 장치(10)에 탈착가능하도록 장착되며, 일회용(disposable)으로 구비되는 착탈식 냉각매체일 수 있다. 그러나, 본 발명의 사상이 이에 제한되지 않으며, 냉각매체(20)는 의료용 냉각 장치(10)에 수용되어 냉각기능을 수행하는 구성요소로서, 반드시 착탈식으로 구비될 필요는 없다. 다만, 이하에서는 설명의 편의를 위하여 냉각매체와 착탈식 냉각매체, 일회용 냉각매체, 카트리지(cartridge)를 혼용하여 사용할 수 있으며, 모두 동일한 구성요소를 지칭하는 것으로 보고 설명하기로 한다.

[0257] 도 5a 내지 도 5c를 참조하면, 착탈식 냉각매체(20)는 삽입영역(210) 및 비삽입영역(220)을 포함할 수 있다.

[0258] 착탈식 냉각매체(20)는 삽입영역(210)을 통해 의료용 냉각 장치(10)의 냉각매체 수용부(111)에 삽입될 수 있다. 또한, 착탈식 냉각매체(20)는 비삽입영역(220)에 구비된 선단부(225)를 통해 타겟영역과 접촉하여 냉각 기능을 수행할 수 있다.

[0259] 삽입영역(210)은 의료용 냉각 장치(10), 구체적으로 냉각매체 수용부(111)에 삽입되어 냉각매체 수용부(111)에서 전달하는 냉각에너지를 비삽입영역(220)으로 전달하는 기능을 수행한다. 삽입영역(210)은 냉각매체 수용부(111)와 열적으로 접촉하는 외측면(S2)의 면적을 통해 냉각에너지를 공급받을 수 있다.

[0260] 삽입영역(210)은 냉각매체 수용부(111)의 분할유닛(1111)들로 이루어지는 수용공간에 대응되는 형상으로 형성될

수 있다. 예를 들면, 도 2b에 도시된 바와 같이, 냉각매체 수용부(111)가 대칭적으로 배치되는 2개의 분할유닛(1111)을 통해 수용공간을 형성하는 경우, 삽입영역(210)은 도 5a에 도시된 바와 같이, 서로 대향되며 분할유닛(1111)과 접촉하는 2개의 외측면(S2)을 구비할 수 있다. 다른 실시예로서, 도 2c에 도시된 바와 같이, 냉각매체 수용부(111)가 대칭적으로 배치되는 4개의 분할유닛(1111)을 통해 수용공간을 형성하는 경우, 삽입영역(210)은 도 5b에 도시된 바와 같이, 서로 대향되는 제1 외측면(S2-1) 및 제2 외측면(S2-2)을 구비하여, 분할유닛(1111)과 접촉할 수 있다.

[0261] 한편, 도면에서는 축방향(AX1)에 수직한 삽입영역(210)의 단면이 사각형상인 것으로 도시하였으나, 본 발명의 사상은 이에 제한되지 않으며, 원형 또는 삼각형과 같은 다각형상으로 이루어질 수 있다. 이 때, 분할유닛(1111)과 접촉하는 외측면(S2)의 개수도 2개 이상을 구비할 수 있다

[0262] 비삽입영역(220)은 의료용 냉각 장치(10)에 삽입되지 않고, 말단(E1)에 타겟영역과 열적으로 접촉하는 선단부(225)를 구비할 수 있다. 비삽입영역(220)은 삽입영역(210)으로부터 축방향(AX1)을 따라 연장될 수 있으며, 말단(E1)으로 갈수록 직경이 작아지도록 형성될 수 있다. 이를 축방향(AX1)과 평행한 단면상에서 보면 일정 정도 테이퍼(taper)지도록 형성될 수 있다.

[0263] 비삽입영역(220)의 말단(E1)에 구비되는 선단부(225)는 안구와 같은 타겟영역에 접촉하여, 의료용 냉각 장치(10)의 냉각발생부(113)가 발생시킨 냉각에너지를 상기한 삽입영역(210)으로부터 전달받아 타겟영역을 냉각하는 기능을 수행한다. 다른 관점에서 표현하면, 선단부(225)는 안구와 같은 타겟영역에 접촉하여 타겟영역의 열을 의료용 냉각 장치(10)로 전달함으로써, 타겟영역을 냉각하는 역할을 수행한다.

[0264] 도면에서는 선단부(225)의 형상이 원형인 것으로 도시되어 있으나, 본 발명의 사상은 이에 제한되지 않으며, 타겟영역과 접촉하여 효율적으로 냉각을 수행할 수 있는 다양한 형태로 형성될 수 있다 할 것이다. 또한, 선단부(225)의 면적(S1)은 안구와 같은 타겟영역의 면적과 동일하거나, 타겟영역의 면적보다 작도록 형성될 수 있다. 이를 통해, 착탈식 냉각매체(20)는 국소부위에 집중적으로 냉각이 수행될 수 있도록 한다.

[0265] 또한, 선단부(225)는 도 5c에 도시된 바와 같이, 말단(E1)으로부터 외부로 향하여 돌출된 볼록면으로 이루어질 수 있다. 냉각을 수행하기 위한 타겟영역(M)은 인체를 대상으로 하기 때문에, 착탈식 냉각매체(20)의 선단부(225)는 인체의 피부(skin)에 접촉하게 된다. 피부(skin)는 인체의 외부로 덮고 있는 기관으로 바깥쪽에서부터 표피(k1), 진피(k2) 및 피하지방층(k3)의 세 개의 층으로 구성된다. 이에 상응해서 눈의 경우는, conjunctiva(k1), sclera(k2), uvea(k3)으로 구성된다. 이때, 마취가 수행되기 위해서는 감각을 담당하는 신경을 냉각시켜야 한다. 따라서, 착탈식 냉각매체(20)는 효과적인 냉각마취를 수행하기 위하여, 신경이 위치하는 진피까지 냉각이 전달될 수 있도록 선단부(225)를 볼록면으로 구비할 수 있다.

[0266] 선단부(225)의 볼록정도는 타겟영역(M)의 표피 두께(d1)보다 크고, 타겟영역(M)의 진피 두께(d2)보다 작을 수 있다. 다시 말해, 말단(E1)으로부터 외부로 향하여 돌출되는 선단부(225)의 최대 돌출 높이(t1)는 타겟영역(M)의 표피 두께(d1)보다 크고, 타겟영역(M)의 진피 두께(d2)보다 작을 수 있다. 이를 통해, 착탈식 냉각매체(20)는 타겟영역(M)과 접촉하였을 때, 타겟영역(M)에 전해지는 힘을 중앙에 집중시킴으로써, 중앙영역에 위치한 진피(k2) 내의 신경을 효과적으로 냉각시킬 수 있어, 중앙영역 부근에서의 마취 성능을 향상시킬 수 있다. 한편, 타겟영역(M)은 인체의 일 부분으로서, 시술하고자 하는 시술 부위에 따라 표피 및 진피의 두께가 달라질 수 있음은 물론이다.

[0267] 다른 실시예로서, 선단부(225)는 평면으로 이루어질 수도 있고, 안구의 곡률에 대응되도록 삽입영역(210)을 향하여 오목한 곡면으로 형성될 수도 있다.

[0268] 한편, 착탈식 냉각매체(20)는 의료용 냉각 장치(10)로부터 냉각에너지를 효과적으로 전달하기 위하여 열전도도가 높은 재료로 이루어질 수 있고, 예를 들면, 착탈식 냉각매체(20)는 금(Ag), 은(Au), 구리(Cu), 알루미늄(Al) 등을 포함할 수 있다. 또한, 도면에서는 삽입영역(210)과 비삽입영역(220)이 일체로 형성되는 것으로 도시되어 있으나, 삽입영역(210)과 비삽입영역(220)은 각각 별도의 부품으로 제조되어 결합될 수도 있다. 또한, 삽입영역(210)과 비삽입영역(220)은 동일한 물질로 이루어질 수도 있으나, 다른 물질로 이루어질 수도 있음은 물론이다. 또한, 선단부(225)는 소수성 중합체를 포함하는 물질로 코팅되어, 냉각에 의한 얼음결정의 형성을 최소화시킬 수 있다.

[0269] 여기서, 착탈식 냉각매체(20)의 삽입영역(210)과 비삽입영역(220)은 일종의 열유속 분배기(Heat flux distributor)의 역할을 수행할 수 있다.

[0270] 다시 도 5a 및 도 5b를 참조하면, 삽입영역(210)은 외측면(S2)으로부터 전달되는 냉각에너지를 선단부(225)로

전달하게 되는데, 선단부(225)의 단면적 대비 미리 설정된 삽입영역(210)의 단면적을 갖기 위하여 냉각매체(20)의 축방향(AX1)으로 연장된 구조를 가질 수 있다. 선단부(225) 단면적 대비 미리 설정된 삽입영역(210)의 단면적은 삽입영역(210) 및 비삽입영역(220)을 이루는 재질 특성에 따라 달라질 수 있다. 다른 관점에 의하면, 축방향(AX1)을 따라 형성된 삽입영역(210)의 외측면(S2)은 선단부(225)의 단면적(S1)보다 큰 면적을 갖되, 선단부(225)의 단면적(S1) 대비 미리 설정된 면적비(Area ratio)를 갖도록 형성될 수 있다. 마찬가지로, 면적비는 착탈식 냉각매체(20)의 재료에 의존적(dependent)일 수 있다.

[0271] 여기서, 면적비(Area ratio)는 냉각되는 타겟영역의 면적, 예를 들면 조직의 면적(tissue cooling area)/냉각 에너지를 수집하는 영역의 면적(cooling accepting area)으로 표현될 수 있다. 그리고, 이러한 면적 비는, 시술 부위와 접촉하는 넓이, 신경의 온도와, 신경의 깊이와, 재료의 열 전도도 등을 파라미터로 하는 함수에 의해 도출될 수 있다.

[0272] 이를 다음과 같이 수식으로 표현할 수 있다.

[0273]
$$\text{Areal ratio} = \text{tissue cooling area} / \text{cooling accepting area} = f(\text{nerve temp, nerve depth, material thermal conductivity})$$

[0274] 이때, 냉각 에너지를 수집하는 영역의 면적과, 타겟영역을 냉각마취하는 부위의 면적 비율은, 면적, 신경깊이, 신경 온도, 착탈식 냉각매체의 열 전도도 중 적어도 어느 하나를 포함하는 시술부위 조건에 따라 약 1.5배 내지 100배의 범위를 가질 수 있다. 다시 말해, 삽입영역(210)의 면적(S2)은 선단부(225)의 면적(S1)의 면적 대비 1.5배 내지 100배의 범위를 가질 수 있다.

[0275] 구체적으로, 착탈식 냉각매체(20)에서 직경(D₁; mm)의 시술부위에서 시술부위 표면으로부터 일정 깊이(d, mm)에 위치해 있는 신경의 마취 냉각 온도(T, °C)에 대해, 시술부위 표면 냉각 온도(T_s, °C)는 하기의 수학적 식 1로 주어지고, 이에 따라 시술부위로부터 흡열되는 열량(P, W)는 수학적 식 2로 표현될 수 있다.

수학적 식 1

$$T_s = 36.1 - \frac{4c_1(e^{-0.25D_1^2 c_4} - 1)}{D_1^2 c_4}$$

[0276]

[0277] 이 때, c₁, c₂, c₄는 시술부위 직경(D₁), 신경 깊이(d), 신경 마취 냉각 온도(T)에 관한 함수이고, 하기와 같다.

$$c_1 = 1.3752T - 17.2838d - 48.6 \frac{1}{D_1} - 27.1$$

[0278]

$$c_2 = \log\left(\frac{c_1}{T - 36.1}\right)^{1/d}$$

[0279]

$$c_4 = 0.01 \log(10c_1)$$

[0280]

수학적 식 2

$$P = 0.0003927D_1^2 c_1 c_2$$

[0281]

$$P = \frac{0.11d - \pi T d / 1000}{1 - 0.1d}$$

[0282]

[0283] 상기한 시술부위 표면 냉각 온도(T_s)와 열량(P)을 만족시키며, 50mm 직경의 바디부(100)를 갖는 의료용 냉각 장

치(10)를 구현하기 위하여, 바디부(100) 내에 배치되는 방열부(114)의 면적 및 길이를 정하고, 냉각매체 수용부(111)의 길이를 정한다.

[0284] 상기한 착탈식 냉각매체(20)에서 전해지는 열량(P) 및 열전도도(k)에 대하여, 착탈식 냉각매체(20)의 시술부위 접촉면적, 다시 말해, 선단부(225)의 면적(S1)과 삽입영역(210)의 외측면 면적의 합(S2)에 대한 비율(S2/S1=r)은 하기의 수학적 식 3으로 주어질 수 있다.

수학적 식 3

$$r = \frac{1834(36 - 2T_i)d \left(49.51 \left(\sqrt{1 - \frac{0.00164 D_1^2 (36 - T_i)d}{1 - 0.1d}} - 0.98 \right)^2 + \frac{0.0032 D_1^2 d (36 - T_i)}{1 - 0.1d} \right)^2}{D_1 k (1 - 0.1d) \left(\frac{1.67d(T_i - 37.89) + 31.62}{1 - 0.1d} + \frac{0.102 D_1^2 d (36 - T_i)}{1 - 0.1d} - 20.22 \right)^2}$$

[0285]

[0286] 여기서, D₁은 시술부위의 직경(mm), T 는 신경냉각온도(°C), d는 표면으로부터의 신경 깊이(mm)이다. 시술부위 직경(D₁)은 시술부위가 접촉하는 면이 원형일 경우이며, 그 외의 형태에 대해 수학적 식 3은 원형 면적의 수식인 $\pi D_1^2/4$ 대신 임의의 면적에 해당하는 형태가 될 것은 자명하다. 또한, 냉각매체(20)의 길이방향에 따른 단면적은, 테이퍼드(tapered) 형상을 유지하기 위해 선단부(225)의 면적(S1)보다 크게 구성됨이 당연하다.

[0287] 한편, 방열부(114)와 냉각발생부(113)이 히트파이프, 유체가 흐르는 관, 증기 챔버(vapor chamber) 등을 통하여 열적으로 결합할 수 있다. 일 실시예에 의하여, 열전달매개체(116)를 통하여 연결된 경우에는, 선단부(225)의 면적(S1)과 삽입영역(210)의 외측면 면적의 합(S2)에 대한 비율 S2/S1은, 냉각발생기(113)의 단위면적 당 냉각량(W/m², J₁)과 단위면적 당 열전도(thermal admittance (W/m²-K), A₁)에 제한된다. 이때, 선단부(225)의 면적(S1)과 삽입영역(210)의 외측면 면적의 합(S2)의 비율, S2/S1 은 수학적 식 4로 주어질 수 있다.

수학적 식 4

$$\frac{S2}{S1} \geq \frac{4P}{\pi D_1^2 (J_1 - A_1 \Delta T_1)}$$

[0288]

[0289] 여기서 ΔT_1 는 열전소자로 구성된 냉각발생기(113) 내부에서 열전소자 두께 방향으로 발생하는 온도차로써, 발명의 정상적인 구현 예에서는 30K 이상 60K 이하의 범위를 가진다. P는 수학적 식 2에 주어진 바와 같다. 예를 들어, P = 0.5W, J₁ = 125000 W/m², A₁ = 2400 W/m²-K, ΔT_1 = 45 K, D₁ = 5 mm 일 때, S2/S1 은 약 1.5로 주어지므로, S2는 S1보다 최소 1.5배 크게 구성될 수 있다.

[0290] 도 5d는 착탈식 냉각매체(20)의 접지방법을 설명하기 위한 개념도이다.

[0291] 착탈식 냉각매체(20)는 열전도도가 높은 재료로 이루어지므로, 전기 전도가 잘 일어날 수 있다. 그러나, 착탈식 냉각매체(20)는 인체인 타겟영역에 직접 닿기 때문에, 전기적 안정성이 요구된다.

[0292] 도 5d를 참조하면, 착탈식 냉각매체(20)는 부동전압(floating voltage)가 아닌 접지 전위에 연결될 수 있다. 이 때, 착탈식 냉각매체(20)는 냉각매체 수용부(111)와 전기적으로 결합하며, 냉각매체 수용부(111)와 동일한 전위(electric potential)을 가질 수 있다. 즉, 착탈식 냉각매체(20)는 냉각매체 수용부(111)에 수용된 상태에서 생 각매체 수용부(111)와 열적으로 결합될 뿐만 아니라, 전기적으로 결합될 수 있고, 냉각매체 수용부(111)가 접지 전압에 연결되는 것에 의해 동일한 전위인 접지 전위를 가질 수 있다. 이 때, 냉각매체 수용부(111)은 최소한 하나 이상의 전기적 커패시터(capacitor) 역할을 하는 부품에 연결될 수 있다. 예를 들어, 냉각매체 수용부(111)은 배터리에 연결되어 마찰 등의 외부 환경에 의한 냉각매체(20) 및 냉각매체 수용부(111)의 전위적 불안

정성을 제거할 수 있다.

- [0293] 물리적으로, 금속의 열전달은 전자의 이동을 통해 이루어지는데, 본 발명의 실시예에 따른 착탈식 냉각매체(20)는 냉각매체 수용부(111)와 일정한 전압을 갖게 함으로써, 시술부위로의 순간적인 전자의 이동은 일어나지 않은 상태에서 타겟영역의 열만 흡수할 수 있게 된다. 이러한 구성에 의해, 본 발명의 실시예들에 따른 착탈식 냉각매체(20)는 접지 전위를 유지시킴으로써, 스파크(spark)의 위험 또는 누전의 위험을 최소화하여 전기적 안정성을 향상시킬 수 있다.
- [0294] 상기 착탈식 냉각매체(20)는 냉각매체 수용부와의 물리적인 직접 접촉을 통하여, 열적결합 및 전위결합을 통해서 결합하는 구조를 가진다. 상기 전위결합은, 상기 착탈식 냉각매체(20)의 전위가 상기 냉각매체 수용부와의 열적결합과 더불어, 상기 냉각매체 수용부의 전위에 대응하는 전위를 가지는 전위결합을 한다는 것을 의미한다. 이 때, 전위가 결합된 상기 착탈식 냉각매체(20)와 냉각매체 수용부는 커패시터(capacitor) 기능을 할 수 있는 부품과 전기적으로 결합되어 전위를 안정화시킬 수 있다. 어떤 예에서는, 상기 커패시터(capacitor) 기능을 하는 부품은 배터리일 수 있다. 이와 같이, 독립적인 커패시터(capacitor)를 구성하지 않고, 배터리가 상기 착탈식 냉각매체(20)의 결합된 전위를 안정화시키는 역할을 수행할 때에는, 상기 착탈식 냉각매체(20) 및 착탈식 냉각매체(20)수용부의 결합된 전위가 상기 냉각 발생부의 작동 전위 범위 안에서 안정화될 수 있다. 또한, 전위결합에 의한 전위는 교류 형식의 전위로 제어될 수 있다. 이때, 착탈식 냉각매체(20)를 수용하는 의료용 냉각장치(10)는 교류형식의 전위를 제어하는 제어부를 구비할 수 있다.
- [0295] 이러한 착탈식 냉각매체(20), 착탈식 냉각매체(20)수용부, 커패시터(capacitor) 기능을 하는 부품의 전위 결합은 시술 전 기간 동안 이루어져, 시술 부위에 닿기 전에 미리 전위를 안정화시킬 수 있다. 또 다른 예에서는, 이러한 전위결합은 시술 전과 시술 동안 모두 이루어질 수 있다. 이러한 전위 결합을 통하여 시술부위에 접촉하는 상기 착탈식 냉각매체(20)가 전기적인 안정성을 가질 수 있으며, 인체의 타겟 영역에 접촉하는 경우에도 스파크 등을 안정적으로 방지할 수 있다.
- [0296] 본 발명의 바람직한 실시예에 의할 때, 착탈식 냉각매체(20)는 펠티에 소자를 사이에 두고 히트싱크와 물리적으로 표면이 접촉해 있다 그리고 이 표면은 0.1 마이크로미터 이하의 평탄도를 가지고 열전달이 뛰어난 금속으로 도금이 되어있다. 즉, 착탈식 냉각매체(20)의 접촉 부위는 펠티에 소자, 히트싱크 그리고 착탈식 냉각매체(20)와 열적으로 결합한다.
- [0297] 도 5e는 착탈식 냉각매체(20)의 재사용방지부(230)를 설명하기 위한 개념도이다.
- [0298] 도 5e를 참조하면, 착탈식 냉각매체(20)는 의료용 냉각 장치(10)와 전기적으로 연결되어 재사용 여부에 관련된 정보를 의료용 냉각 장치(10)로 제공하는 재사용방지부(230)를 더 포함할 수 있다.
- [0299] 착탈식 냉각매체(20)는 타겟영역에 직접 접촉하기 때문에, 다른 피시술자의 타겟영역에 접촉한 후, 이를 재사용하는 경우 병원성 세균 등에 의한 감염이 발생할 수 있다. 본 발명의 실시예에 따른 착탈식 냉각매체(20)는 일회성(disposable)을 갖도록 재사용방지부(230)를 구비함으로써, 멸균성을 보장하며, 위생성을 향상시킬 수 있다.
- [0300] 예를 들면, 재사용방지부(230)는 의료용 냉각 장치(10)와 전기적으로 연결되는 퓨즈(fuse)를 포함할 수 있다. 재사용방지부(230)는 의료용 냉각 장치(10), 구체적으로 전원부(191)와 연결되고, 제어부(170)는 착탈식 냉각매체(20)의 냉각기능이 완료되면, 전원부(191)를 제어하여 상기 재사용방지부(230)로 사전에 설정된 전류 이상을 인가하도록 할 수 있다. 이를 통해, 재사용방지부(230)의 퓨즈는 파괴되고, 더 이상 전류가 흐를 수 없게 된다.
- [0301] 한편, 재사용방지부(230)은 착탈식 냉각매체(20)과 전기적으로 독립되어, 퓨즈를 파괴할 시 전류를 시술부로부터 차단할 수 있다. 또한, 제어부(170)은 냉각의 완료된 알람이 울린 후, 일정 시간 간격을 두고 퓨즈를 파괴함으로써, 퓨즈에 전류가 인가될 때 사용자가 착탈식 냉각매체(20)을 시술부위에서 제거하게 유도함으로써, 시술부위로의 누전의 위험을 최소화할 수 있다. 또는, 제어부(170)은 냉각발생부(113)이 작동하는 시점부터 목표 냉각온도로 도달하는 시간 동안, 즉, 제어부(170)에서 냉각 준비완료에 해당하는 알람을 표시하기 전에 재사용방지부(230)에 해당하는 퓨즈를 파괴할 수 있고, 이를 통해 시술부위로의 누전의 위험을 최소화할 수 있다.
- [0302] 제어부(170)는 의료용 냉각 장치(10)로 삽입된 착탈식 냉각매체(20)의 재사용방지부(230)로 전기적 신호를 제공하여 전기가 통하는 경우, 의료용 냉각 장치(10)가 동작하도록 제어할 수 있다. 이와 달리, 제어부(170)는 퓨즈가 파괴된 착탈식 냉각매체(20)가 삽입되는 경우, 전기가 통하지 않으므로 재사용된 냉각매체라고 판단하고 의료용 냉각 장치(10)가 동작되지 않도록 제어할 수 있다.

- [0303] 다른 실시예로서, 착탈식 냉각매체(20)는 RFID(radio frequency identification), IC(integrated circuit) 등의 칩(chip) 등을 포함하고, 의료용 냉각 장치(10)는 칩(chip)의 정보를 읽을 수 있는 매체를 포함함으로써, 착탈식 냉각매체(20)의 재사용여부를 판단할 수도 있다.
- [0304] 다른 실시예로서, 착탈식 냉각매체(20)는 소정의 n회용일 수 있다. 즉, 정해진 횟수, 예를 들면, 10회만큼 사용한 후 교체할 수 있다.
- [0305] 이 경우, 후술하는 착탈식 냉각매체(20) 내부의 약액저장부에 n회 분의 약액이 구비되어 있을 수도 있고, 또는 착탈식 냉각매체(20)를 1회 사용한 후, 의료용 냉각 장치(10)로부터 착탈식 냉각매체(20)를 분리하여 약품을 채워넣은 후, 다시 착탈식 냉각매체(20)를 의료용 냉각 장치(10)에 장착하여 사용할 수 있다.
- [0306] V. 카트리지 기반 착탈식 냉각매체(제2 실시예)
- [0307] 이하에서는, 도 6a 내지 도 6g를 참조하여, 본 발명의 다른 실시예에 따른 약물주입기능을 갖는 의료용 냉각 시스템을 구체적으로 설명하기로 한다. 다른 실시예에 따른 의료용 냉각 시스템(1)은 1차적으로 타겟영역에서의 냉각 기능을 수행하고, 2차적으로 주사하기 위한 약물을 주입하는 기능을 수행한다. 이하에서는, 설명의 편의를 위하여, 동일한 구성요소에 동일한 도면 부호를 부호하고 중복되는 설명은 생략하기로 한다.
- [0308] 도 6a 내지 도 6g는 약물주입기능을 갖는 의료용 냉각 장치 및 착탈식 냉각매체를 설명하기 위한 도면이다.
- [0309] 도 6a는 본 발명의 다른 실시예에 따른 의료용 냉각 시스템(1)의 블록도이고, 도 6b는 다른 실시예에 따른 의료용 냉각 시스템(1)의 착탈식 냉각매체(20)의 한 실시형태를 도시한 단면도이고, 도 6c 내지 도 6f는 도 6b의 착탈식 냉각매체(20)의 약물주입과정을 순서대로 도시한 개념도이다.
- [0310] 도 6a 및 도 6b를 참조하면, 본 발명의 다른 실시예에 따른 의료용 냉각 시스템(1)은 의료용 냉각 장치(10) 및 상기 의료용 냉각 장치(10)에 수용되는 착탈식 냉각매체(20)를 포함한다.
- [0311] 의료용 냉각 장치(10)는 바디부(100), 냉각매체 수용부(111), 냉각발생부(113), 방열부(114), 온도센서부(145), 송풍부(150), 전원부(191) 및 제어부(170)를 포함하며, 주입유닛(160)을 더 포함할 수 있다.
- [0312] 바디부(100)는 의료용 냉각 장치(10)의 외형을 이루며, 그 내부에 다른 구성요소들이 수용된다.
- [0313] 냉각매체 수용부(111)는 냉각매체(20)를 수용하며, 냉각매체(20)와 열적으로 결합하여 냉각발생부(113)로부터 냉각에너지를 냉각매체(20)로 전달하는 기능을 수행한다. 냉각매체 수용부(111)는 냉각에너지를 효율적으로 전달하기 위하여 열전도율이 높은 금속 물질로 이루어질 수 있다. 냉각매체 수용부(111)는 냉각발생부(113)에서 생성된 냉각에너지를 수집하여 냉각매체(20)의 삽입부(210)에 해당하는 넓은 영역에 분배하는 냉각분배부(cooling distributor)의 기능도 수행할 수 있다.
- [0314] 냉각발생부(113)는 복수의 분할유닛(1111)의 접촉면(111A)과 다른 타면(111B)에 배치되며, 냉각매체 수용부(111)로 냉각에너지를 공급할 수 있다. 냉각발생부(113)는 냉각매체 수용부(111)로 냉각에너지를 공급할 수 있는 어떠한 형태든 가능하며, 냉각에너지를 발생시킬 수 있는 하나 이상의 냉각 소자로 이루어질 수 있다.
- [0315] 방열부(114)는 냉각발생부(113)로부터 발생된 열을 외부로 배출시킬 수 있다. 방열부(114)는 히트싱크, 열배출부, 열발산부, 열분산부 등으로도 지칭될 수 있다. 방열부(114)는 냉각발생부(113)가 냉각에너지를 발생시키는 과정에서 생성되는 열을 효율적으로 배출하기 위하여 열전도성 재질로 이루어질 수 있다.
- [0316] 송풍부(150)는 외기를 빨아들여서, 외기를 이용하여 냉각발생부(113)를 냉각한 후, 이 공기를 후방인 바디부(100)의 타단(b)으로 배출하는 역할을 수행한다. 송풍부(150)는 팬(fan)을 포함할 수 있으나, 이에 제한되지 않으며, 일방향 공기흐름을 생성할 수 있는 압축 공기 탱크, 블로어(blower) 등 어떠한 장치든 적용할 수 있음은 물론이다.
- [0317] 냉각전달매개체(160)이 냉각발생부(113)와 방열부(114)를 열적으로 연결하는 경우에는 송풍부(150)에서 생성되어 방열부(114)를 통과하는 공기흐름이 제1 바디부(100A)의 일단부(a)와 타단부(b)를 연결하는 길이 방향과 평행하지 아니하는 방향으로 생성될 수 있다.
- [0318] 온도센서부(145)는 냉각매체 수용부(111)에 연결되어 온도를 감지하거나, 냉각매체(20)와 직접 접촉하는 위치에 배치되어 냉각매체(20)의 온도를 감지할 수 있다. 착탈식 냉각매체(20)의 온도를 측정하는 경우, 비접촉식 온도센서, 예를 들어, 적외선 센서로 온도센서부(145)가 구성될 수 있다.
- [0319] 주입유닛(160)은 착탈식 냉각매체(20)에 압력을 인가하여 착탈식 냉각매체(20)에 구비된 약액저장부의 약액을

외부로 토출시키는 기능을 수행한다. 주입유닛(160)은 액츄에이터를 포함할 수 있다. 일 실시예로서, 주입유닛(160)은 제1 액츄에이터(161) 및 제2 액츄에이터(163)를 포함할 수 있다. 또한, 주입유닛(160)은 제1 액츄에이터(161)의 구동에 따라 구동축 방향으로 직선운동을 하는 제1 주입부(1611) 및 제2 액츄에이터(163)의 구동에 따라 구동축 방향으로 직선운동을 하는 제2 주입부(1631)를 포함할 수 있다. 또는 제1 액츄에이터(161)의 구동축 및 제2 액츄에이터(163)의 구동축 중 적어도 어느 하나는 링크를 통해 제1 주입부(1611) 또는 제2 주입부(1631)이 이동하는 이동축과 결합될 수 있다. 링크는 제1 액츄에이터(161) 또는 제2 액츄에이터(163)의 회전운동을 직선운동으로 변환하는 기능을 수행하며, 하나 이상으로 구비될 수 있다. 링크에 의해, 제1 액츄에이터(161)의 구동축 또는 제2 액츄에이터(163)의 구동축은 제1 주입부(1611) 또는 제2 주입부(1631)가 이동하는 이동축과 평행하지 않을 수 있다. 또는, 제1 액츄에이터(161)의 구동축 또는 제2 액츄에이터(163)의 구동축은 상기한 링크로 구성될 수도 있다.

- [0320] 제어부(170)는 의료용 냉각 장치(10)에 구비된 구성요소들의 동작을 제어하는 기능을 수행한다. 제어부(170)는 온도센서부(145)로부터 감지된 온도에 근거하여 냉각발생부(113)의 동작을 제어하거나, 압력센서부(141)로부터 제공된 압력신호에 근거하여 냉각 마취를 수행하는 시간 등을 제어할 수 있다. 또한, 제어부(170)는 미리 설정된 제어 방법에 의해, 상기한 주입유닛(160)을 이용하여 착탈식 냉각매체(20)로부터 약물을 외부로 토출시킬 수 있다.
- [0321] 이러한, 주입유닛(160)의 구체적인 구성 및 제어부(170)가 주입유닛(160)을 제어하여 약물을 타겟영역에 주입하는 제어방법에 관하여는 후술하기로 한다.
- [0322] 한편, 착탈식 냉각매체(20)는 본체부(200) 및 제1 약액저장부(240)를 포함할 수 있다.
- [0323] 본체부(200)는 의료용 냉각 장치(10)에 탈착 가능하게 장착될 수 있다. 본체부(200)는 전술한 착탈식 냉각매체(20)의 삽입영역(210) 및 비삽입영역(220)을 포함하는 착탈식 냉각매체(20)의 바디(body)를 지칭하는 것일 수 있다. 본체부(200)는 타겟영역과 접촉하여 전술한 착탈식 냉각매체(20)의 냉각기능을 수행함과 동시에, 내부에 저장된 약액을 타겟영역으로 토출하거나 주입하는 기능을 수행할 수 있다. 따라서, 본 실시예에서, 착탈식 냉각매체(20)는 전술한 일 실시예의 착탈식 냉각매체(20)의 냉각 기능을 위해 구비되는 구성요소를 동일하게 구비하므로 중복되는 설명은 생략하기로 한다.
- [0324] 본체부(200)는 말단에 도 5a 또는 도 5b의 선단부(225)를 구비할 수 있다. 이때, 선단부(225)에는 토출부(205)가 배치될 수 있다. 선단부(225)에는 도시하지 않았지만 주사바늘(247)이 지나가도록 본체부(200)를 관통하는 니들홀(미도시)이 형성될 수 있으며, 니들홀(미도시)에 대응되는 위치에 일정한 직경을 갖는 튜브 형태의 토출부(205)가 배치될 수 있다. 토출부(205)는 고정 주사바늘의 역할을 수행한다.
- [0325] 제1 약액저장부(240)는 타겟영역에 주사하기 위한 제1 약액(241)을 저장하며, 본체부(200) 내부에서 이동가능하게 배치될 수 있다. 도시하지 않았지만, 본체부(200) 내부에는 제1 약액저장부(240)가 이동가능하도록 중공부(미도시)가 형성될 수 있으며, 제1 약액저장부(240)는 중공부(미도시)를 따라 이동할 수 있다.
- [0326] 구체적으로, 제1 약액저장부(240)는 일단에 제1 약액(241)을 주사하기 위한 주사바늘(247)을 포함할 수 있다. 주사바늘(247)은 상기한 토출부(205)와 평행한 축을 갖도록 배치될 수 있으며, 제1 약액저장부(240)가 본체부(200)의 축방향을 따라 이동할 때 함께 이동할 수 있다. 주사바늘(247)은 이동 주사바늘의 역할을 수행한다.
- [0327] 주사바늘(247)의 직경은 토출부(205)의 직경보다 작으며, 제1 약액저장부(240)가 이동하는 것에 의해, 주사바늘(247)의 단부는 토출부(205)를 관통하여 외부로 노출될 수 있다. 주사바늘(247)은 니들홀(미도시)을 따라 이동하는 경우, 선단부(225)와 비접촉될 수 있다.
- [0328] 한편, 제1 약액저장부(240)는 중심축의 연장선 상에 배치되는 인젝터(245)를 포함할 수 있다. 인젝터(245)는 착탈식 냉각매체(20)가 의료용 냉각 장치(10)에 장착되면 인젝터(245)와 연동되는 액츄에이터에 의해 이동할 수 있다. 제1 약액저장부(240)는 내부에 배치된 인젝터(245)가 의료용 냉각 장치(10)의 액츄에이터에 의해 움직이는 것에 의해 제1 약액을 외부로 밀어낼 수 있다.
- [0329] 다른 실시예로서, 착탈식 냉각매체(20)는 제2 약액(251)을 저장하는 제2 약액저장부(250)를 더 포함할 수 있다. 제2 약액저장부(250)는 본체부(200)의 축방향을 따라 제1 약액저장부(240)와 일렬로 배치될 수 있다. 제2 약액저장부(250)는 제1 약액저장부(240)보다 선단부(225)에 인접하게 배치될 수 있다. 이때, 착탈식 냉각매체(20)는 타겟영역으로 복수의 약액을 주사하는 기능을 수행한다. 제2 약액저장부(250)는 제1 약액저장부(240)의 이동에 의해 내부에 수용된 제2 약액(251)을 외부로 밀어낼 수 있다.

- [0330] 여기서, 제1 약액(241)과 제2 약액(251)은 서로 다른 약품일 수 있다. 예를 들어, 제1 약액(241)은 치료제를 포함하며, 제2 약액(251)은 소독제를 포함할 수 있다. 치료제는 예를 들면, Ranibizumab, Bevacizumab, Aflibercept 과 같은 약품일 수 있다. 소독제는 이소프로필 알코올(isopropyl alcohol), 포비돈요드(povidone-iodine) 및 벤잘코늄클로라이드(Benzalkonium Chloride) 중 적어도 하나를 혼합시킨 혼합물일 수 있다. 보다 구체적으로, 상기 이소프로필 알코올은 70% 이소프로필 알코올일 수 있으며, 상기 포비돈요드는 5% 포비돈요드 용액일 수 있다. 또한, 상기 벤잘코늄클로라이드는 0.4% 벤잘코늄클로라이드일 수 있다.
- [0331] 착탈식 냉각매체(20)는 토출부(205)와 제1 약액저장부(240) 사이 또는 토출부(205)와 제2 약액저장부(250) 사이에 밀폐막(미도시)을 구비할 수 있다. 밀폐막(미도시)은 제2 약액저장부(250)에 저장된 제2 약액(251) 또는 제1 약액저장부(240)에 저장된 제1 약액(241)이 주사 전 외부로 새어나가지 않게 하는 역할을 수행할 수 있다.
- [0332] 이하에서는, 도 6c 내지 도 6f를 참조하여, 착탈식 냉각매체(20)의 약물주입과정을 설명한다.
- [0333] 착탈식 냉각매체(20)는 의료용 냉각 장치(10)에 처음 삽입되면 도 6c와 같은 상태일 수 있다. 도 6c와 같은 상태에서, 주입유닛(160)의 제2 주입부(1631)가 화살표 A방향으로 직선 운동을 하면, 도 6d와 같이 제2 주입부(1631), 제1 주입부(1611), 제1 약액저장부(240) 및 주사바늘(247)이 함께 이동을 하게 된다. 이 중간에 주사바늘(247)이 토출부(205) 내로 관통 삽입되면서 제2 약액저장부(250)와 토출부(205) 사이에 존재하던 밀폐막(미도시)을 찢게 된다. 따라서, 제2 약액저장부(250) 내에 수용되었던 제2 약액(251)은 토출부(205)를 통해 타겟영역에 주입될 수 있다.
- [0334] 제2 약액(251)은 소독제를 포함하므로, 주사하기 전 타겟영역을 소독할 수 있다. 제2 주입부(1631)는 소독이 되는 일정 시간, 예를 들어 20초 동안 주사바늘(247)은 시술부위인 타겟영역에 삽입되지 않은 채로 대기할 수 있다. 제2 주입부(1631)는 소독에 필요한 시간이 지난 후, 계속 이동하여, 주사바늘을 시술 부위에 삽입할 수 있다.
- [0335] 도 6d와 같은 상태에서, 제2 액츄에이터(163)가 더 구동하여 제2 주입부(2631)가 화살표 A 방향으로 더 직선 운동을 하면, 도 6e와 같이 제2 주입부(1631), 제1 주입부(1611), 제1 약액저장부(240) 및 주사바늘(247)이 함께 이동을 하게 된다. 따라서, 도 6e에 도시된 바와 같이, 주사바늘(247)의 일부가 착탈식 냉각매체(20)의 외부로 돌출된다.
- [0336] 도 6e와 같은 상태에서, 이번에는 제1 액츄에이터(161)가 구동하여 제1 주입부(1611)가 화살표 B방향으로 직선 운동을 하면, 도 6f와 같이 제1 주입부(1611)가 제1 약액저장부(240), 구체적으로, 제1 약액저장부(240) 내부에 배치되는 인젝터(245)를 가압하게 된다. 따라서, 제1 약액저장부(240) 내에 수용되어 있던 제1 약액(241)이 주사바늘(247)을 통해 타겟영역에 주입될 수 있다.
- [0337] 제1 약액의 주입이 모두 완료되었으면, 제2 주입부(1631)와 제1 주입부(1611)가 반대 방향으로 직선 운동을 하여 시술전의 상태로 주사바늘(247) 및 제1 약액저장부(240)를 위치시킬 수 있다. 이때, 주사바늘(247) 및 제1 약액저장부(240)를 원위치하기 위하여 스프링(spring)과 같은 장치를 추가로 구비할 수도 있다.
- [0338] 도 6g는 다른 실시예에 따른 의료용 냉각 시스템(1)의 착탈식 냉각매체(20)의 다른 실시형태를 도시한 단면도이다.
- [0339] 도 6g를 참조하면, 다른 실시형태의 착탈식 냉각매체(20)는 토출부(205)를 구비하지 않을 수 있다. 다시 말해, 착탈식 냉각매체(20)는 선단부(225)에 주사바늘이 관통하는 니들홀(H1)만 형성될 수 있다.
- [0340] 제1 약액저장부(240)는 타겟영역에 주사하기 위한 제1 약액(241)을 저장하며, 본체부(200) 내부에서 이동가능하게 배치될 수 있다. 이때, 본체부(200)는 내부에 제1 약액저장부(240)를 수용하며, 제1 약액저장부(240)가 본체부(200)의 축방향을 따라 이동하도록 안내하는 가이드부를 포함할 수 있다. 여기서, 가이드부는 상술한 중공부가 될 수도 있고, 제2 약액(251)이 저장되는 제2 약액저장부(250)가 될 수도 있다.
- [0341] 착탈식 냉각매체(20)는 타겟영역의 냉각기능을 수행하기 위하여 열전도도가 높은 재질로 형성되며, 내부에 수용되는 약액이 어는 것을 방지하기 위한 장치가 마련될 수 있다.
- [0342] 일 실시예로서, 제1 약액저장부(240)는 본체부(200)보다 낮은 열전도도를 갖는 재질로 이루어질 수 있다. 제1 약액저장부(240)는 20 W/m-K 이하의 열전도도를 갖는 재질로 이루어질 수 있다.
- [0343] 다른 실시예로서, 본체부(200)는 제1 약액저장부(240)와 접촉하는 면(CT)이 20 W/m-K 이하의 열전도도를 갖는 재질로 코팅될 수 있다. 다시 말해, 전술한 가이드부는 제1 약액저장부(240)가 이동하는 통로가 되므로, 가이드

부를 둘러싸는 면을 20 W/m-K 이하의 열전도도를 갖는 재질로 코팅하는 것에 의해, 본체부(200)의 냉각열이 제1 약액(241)으로 전달되는 것을 최소화할 수 있다.

[0344] 한편, 가이드부는 제1 약액저장부(240)가 접촉하는 영역의 면적을 최소화하여, 본체부(200)로부터 전달되는 냉각열이 제1 약액(241)로 전달되는 것을 방지할 수 있다. 예를 들어, 가이드부는 제1 약액저장부(240)가 접촉하는 영역의 면적이 0.002m^2 이하로 유지될 수 있다.

[0345] 착탈식 냉각매체(20)가 제2 약액저장부(250)를 포함하는 경우, 제2 약액저장부(250)는 가이드부와 동일한 구성일 수 있다. 다시 말해, 본체부(200) 내부에 형성된 중공인 가이드부에 제2 약액(251)이 저장되는 것에 의해, 가이드부는 제2 약액저장부(250)의 기능도 수행하게 된다. 이때, 제1 약액저장부(240)는 제2 약액저장부(250)의 내부에 배치되며, 본체부(200)의 축방향을 따라 이동하여 제2 약액(251)을 외부로 밀어낼 수 있다.

[0346] 제2 약액(251)은 니들홀(H1)을 통하여 외부로 토출될 수 있다. 이때, 착탈식 냉각매체(20)는 니들홀(H1)과 제1 약액저장부(240) 사이 또는 니들홀(H1)과 제2 약액저장부(250) 사이에 밀폐막(207)을 구비할 수 있다. 밀폐막(207)은 제2 약액저장부(250)에 저장된 제2 약액(251)이 주사 전 외부로 새어나가지 않게 하는 역할을 수행한다.

[0347] VI. 액츄에이터

[0348] 이하에서는, 도 7a 내지 도 7e를 참조하여, 의료용 냉각장치(10)의 주입유닛(160)을 구체적으로 설명하기로 한다.

[0349] 도 7a 내지 도 7b는 의료용 냉각 장치의 액츄에이터와 관련된 기술을 설명하기 위한 도면이다. 도 7c는 도 7a의 주입유닛(160)의 일 실시형태를 개략적으로 도시한 개념도이고, 도 7d는 도 7a의 주입유닛(160)의 다른 실시형태를 나타낸 도면이며, 도 7e는 도 7d의 주입유닛(160)을 I-I 선을 따라 절취하여 개략적으로 도시한 단면도이다. 이하에서는 도 7a 및 도 7b를 참조하여, 액츄에이터 동작에 따른 착탈식 냉각매체(20)의 약물주입과정을 설명한다.

[0350] 먼저, 착탈식 냉각매체(20)는 의료용 냉각 장치(10)의 냉각매체 수용부(111)에 삽입되어 도 7a와 같은 상태가 된다. 도 7a와 같은 상태에서, 제2 주입부(1631)가 화살표 A방향으로 직선 운동을 하면, 제2 주입부(1631), 제1 주입부(1611)가 함께 이동하여, 제1 약액저장부(240)를 밀어내게 된다. 이때, 제1 약액저장부(240)의 일단에 배치되는 주사바늘(247)도 함께 이동하게 되며, 이 중간에 주사바늘(247)이 니들홀(H1) 내로 관통 삽입되면서 밀폐막(207)을 찢게 된다. 따라서, 제2 약액저장부(250) 내에 수용되었던 제2 약액(251)은 니들홀(H1)을 통해 타겟영역으로 주입될 수 있다.

[0351] 도 7a와 같은 상태에서, 이번에는 제1 액츄에이터(161)가 구동하여 제1 주입부(1611)가 화살표 B방향으로 직선 운동을 하면, 도시된 바와 같이, 제1 주입부(1611)가 제1 약액저장부(240) 내부에 배치되는 인젝터(245)를 가압하게 된다. 따라서, 제1 약액저장부(240) 내에 수용되어 있던 제1 약액(241)이 주사바늘(247)을 통해 타겟영역에 주입될 수 있다.

[0352] 도 7a 내지 도 7c를 참조하면, 주입유닛(160)은 환부로 복수의 약품을 주사할 수 있는 구동부의 역할을 수행한다. 즉, 멀티 약품 디스펜서(Multi-drugs dispenser)의 역할을 수행하는 것이다. 이때, 멀티 약품 디스펜서(Multi-drugs dispenser)는 제2 약액저장부(250)의 제2 약액(251) 및 제1 약액저장부(240)의 제1 약액(241)을 순차적으로 토출시킬 수 있다.

[0353] 주입유닛(160)은 착탈식 냉각매체(20)에 압력을 인가하여 착탈식 냉각매체에 구비된 제1 약액저장부(240)의 제1 약액(241)을 외부로 토출시킬 수 있다. 주입유닛(160)은 착탈식 냉각매체(20)에 의해 타겟영역을 냉각한 후 인가되는 제어신호에 따라 착탈식 냉각매체(20)에 압력을 인가하는 액츄에이터를 포함할 수 있다. 이때, 액츄에이터는 인가되는 제어신호에 따라 착탈식 냉각매체(20)에 순차적으로 압력을 인가하는 제2 액츄에이터(163) 및 제1 액츄에이터(161)를 구비할 수 있다.

[0354] 한편, 주입유닛(160)은 냉각매체 수용부(111)의 중심축의 연장선 상에 배치되며, 제1 액츄에이터(161)와 연결되어 제1 약액저장부(240)의 내부로 이동이 가능한 제1 주입부(1611)를 포함할 수 있다. 또한, 주입유닛(160)은 제1 주입부(1611)와 동축을 갖고 제1 주입부(1611)를 내부에 수용하며, 제2 액츄에이터(163)와 연결되어 제1 약액저장부(240)를 이동시키는 제2 주입부(1631)를 더 포함할 수 있다.

[0355] 일 실시예로서, 제1 액츄에이터(161)와 제2 액츄에이터(163)는 동축 리니어 액츄에이터로서, 동축상의 직선운동

을 독립적으로 제어할 수 있다. 예를 들면, 제1 액츄에이터(161) 및 제2 액츄에이터(163)는 피에조 액츄에이터 일 수 있다. 즉, 제1 액츄에이터(161)와 제2 액츄에이터(163)는 동일한 축을 따라 직선운동을 할 수 있도록 배치된다.

- [0356] 제1 액츄에이터(161) 및 제2 액츄에이터(163)는 제어부(170)를 통해 제어될 수 있으며, 제1 액츄에이터(161) 및 제2 액츄에이터(163)의 구동에 의해, 제1 주입부(1611) 및 제2 주입부(1631)의 직선 운동을 각각 제어할 수 있다. 다만, 제2 주입부(1631)의 내부에는 제1 주입부(1611)가 배치되므로, 제2 액츄에이터(163)를 통해 제2 주입부(1631)를 주입방향으로 움직이는 경우, 제1 주입부(1611)도 함께 이동할 수 있다.
- [0357] 다른 실시예로서, 도 7c, 도 7d 및 도 7e를 참조하면, 제1 액츄에이터(161)의 구동축(AX1)과 제2 액츄에이터(163)의 구동축(AX2)은 동축상에 배치되지 않고, 평행하게 배치될 수 있다.
- [0358] 구체적으로, 제1 주입부(1611)는 냉각매체 수용부(111)의 중심축(AX1)의 연장선 상에 배치되며 제1 약액저장부(240)의 내부로 이동이 가능하며, 제1 액츄에이터(161)와 연결될 수 있다.
- [0359] 이때, 제2 액츄에이터(163)는 제1 액츄에이터(161)를 기준으로 대칭적으로 배치되는 복수 개로 구비될 수 있다. 다시 말해, 제2 액츄에이터(163)는 복수 개로 구성되어 제1 액츄에이터(161)를 둘러싸도록 제1 액츄에이터(161)의 외부에 배치될 수 있다. 복수 개의 제2 액츄에이터(163)는 힘의 균형을 위하여 구조적인 대칭을 가질 수 있다. 예를 들어, 제2 액츄에이터(163)가 2개로 구성되는 경우, 제1 액츄에이터(161)를 기준으로 180도 대칭으로 배치되며, 3개로 구성되는 경우, 120도 대칭, 4개로 구성되는 경우 90도 대칭으로 배치될 수 있다.
- [0360] 제어부(170)는 제1 액츄에이터(161) 및 제2 액츄에이터(163)의 동작을 제어하되, 제2 액츄에이터(163)의 동작을 제어하는 경우, 복수의 제2 액츄에이터(163)가 동시에 구동하도록 제어할 수 있다. 이러한 구성을 통해, 의료용 냉각 장치(10)는 착탈식 냉각매체(20)에 편중 없이 압력을 인가할 수 있게 된다.
- [0361] 한편, 제어부(170)은 제1 액츄에이터(161) 및 제2 액츄에이터(163)의 동작하는 동안, 착탈식 냉각매체(20)의 온도를 빙점이상에서 유지하여, 주사바늘(247)과 니들홀(H1)로 약액이 흐를 때 어는 것을 방지할 수 있다.
- [0362] VII. 냉각 온도 제어 : 차별적 (Differential) / 빙점이상 온도제어
- [0363] 이하에서는, 본 발명의 실시예들에 따라, 냉각 또는 냉동 환경내에서 차별적 온도 제어를 통하여, 약액을 저장, 전달 및 주약까지 하는 전과정에서, 약액이 상기 약액의 빙점이상으로 온도를 제어할 수 있는 방법을 설명하기로 한다. 이하, 도 8a 및 도 8b에서는 본 발명에 따른 의료용 냉각 장치의 차별적 온도 제어와 빙점 이상 제어 관련된 기술을 설명하고, 도 9a 및 9b에서는 주사 바늘을 내부에 구비한 경우와 외부 주사기를 이용하는 경우로 나누어 설명한다.
- [0364] 도 8a 내지 도 8b는 의료용 냉각 장치의 차별적 온도 제어와 빙점 이상 제어 관련된 기술을 설명하기 위한 도면이다.
- [0365] 이하에서는, 본 발명의 실시예들에 따른 제어부(170)가 냉각매체(20)의 온도를 제어하는 제어방법에 대하여 구체적으로 설명하기로 한다. 도 8a는 제어부(170)에서 온도를 제어하는 제어방법을 설명하기 위해 개략적으로 도시한 블록도이고, 도 8b는 냉각매체(20)의 온도를 차별적으로 제어하는 방법을 설명하기 위해 개략적으로 도시한 개념도이다.
- [0366] 착탈식 냉각매체(20)는 1차적으로는 타겟영역을 냉각시키는 기능을 수행하며, 2차적으로는 타겟영역에 약액을 주사하는 기능을 수행한다. 여기서, 착탈식 냉각매체(20) 내부에는 약액이 저장되게 되는데, 착탈식 냉각매체(20)가 1차적인 기능을 수행하는 동안, 내부에 수용된 약액이 고체화될 수 있다. 약액에 빙점 이하의 온도의 냉각에너지가 전달되는 경우, 착탈식 냉각매체(20)는 2차적인 주사 기능을 제대로 수행할 수 없게 되며, 약액이 냉각에너지로 인하여 성질이 변할 수도 있으므로, 약액을 얼지 않게 하는 것이 중요하다.
- [0367] 이러한 기능을 수행하기 위하여, 제어부(170)는 제1 온도제어부(171) 및 제2 온도제어부(173)를 구비할 수 있다.
- [0368] 도 8a 및 도 8b를 참조하면, 제1 온도제어부(171)는 착탈식 냉각매체(20)가 접촉하는 타겟영역이 냉각되도록 착탈식 냉각매체(20)를 미리 설정된 제1 온도로 제어할 수 있다. 제1 온도제어부(171)는 냉각매체 수용부(111)에 수용되는 착탈식 냉각매체(20)에 냉각에너지를 전달하도록 냉각발생부(113)의 동작을 제어할 수 있다. 이때, 제1 온도제어부(171)는 온도센서부(145)로부터 제공되는 온도측정신호에 근거하여 냉각발생부(113)의 동작을 제어할 수 있다(g1). 여기서, 제1 온도는 약액의 빙점 이하의 범위를 가질 수 있으며, 제1 온도제어부(171)는 냉각

기능을 수행하는 냉각제어부일 수 있다.

- [0369] 한편, 제2 온도제어부(173)는 착탈식 냉각매체(20) 내의 약액의 온도가 제1 온도와 상이하게 유지하도록, 약액의 위치에 대응하는 제1 영역을 미리 설정된 제2 온도로 제어할 수 있다(g2).
- [0370] 도 8b에 도시된 바와 같이, 착탈식 냉각매체(20)는 제1 약액저장부(240) 또는 제2 약액저장부(250)에 열을 인가하되 의료용 냉각 장치(10)의 제어부(170)에 의해 제어되는 히팅부(280)를 더 포함할 수 있다. 히팅부(280)는 착탈식 냉각매체(20) 내부에 수용된 약액이 어는 것, 즉 고체화가 되는 것을 방지하는 기능을 수행한다.
- [0371] 히팅부(280)는 제1 약액(241) 및 제2 약액(251)에 열을 제공할 수 있는 수단으로서, 예를 들면, 전도체인 열선을 이용하여 제1 약액저장부(240) 또는 제2 약액저장부(250)의 외부부를 둘러싸며 접촉하여 착탈식 냉각매체(20) 내부에 열을 제공할 수 있다. 여기서, 제2 온도는 약액의 빙점보다 높은 온도 범위를 가지며, 제2 온도제어부(173)는 가온기능을 수행하는 히팅제어부일 수 있다.
- [0372] 제2 온도제어부(173)는 줄 히팅(Joule heating)을 이용하여 제2 온도를 제어할 수 있다. 일 실시예로서, 히팅부(280)는 착탈식 냉각매체(20)가 의료용 냉각 장치(10)에 삽입되면, 주입유닛(160)에 배치되는 제1 연결부(PT1) 및 냉각매체 수용부(111)에 배치되는 제2 연결부(PT2)를 통해 전원부(191)와 전기적으로 연결될 수 있다. 이렇게 제2 연결부(PT2)가 냉각매체 수용부(111)에 배치될 경우에는, 냉각매체 수용부(111)의 전위가 일정하게 유지되게 설정할 수 있다. 예를 들어, 제2 연결부(PT2)가 냉각매체 수용부(111)에 배치될 경우의 냉각매체 수용부(111)의 전위가 전원부에서 ground에 해당하는 전위로 유지될 수 있다. 또 다른 실시예에서는 제1 연결부(PT1)와 제2 연결부(PT2) 모두 주입유닛(160)에 배치될 수 있다.
- [0373] 이때, 제2 온도제어부(173)는 제1 연결부(PT1) 및 제2 연결부(PT2)와 전기적으로 접촉되는 히팅부(280)의 저항값으로부터 착탈식 냉각매체(20)의 제1 약액저장부(240) 또는 제2 약액저장부(250)의 온도를 측정할 수 있다. 제2 온도제어부(173)는 측정된 온도에 근거하여 히팅부(280)를 피드백(feedback) 제어함으로써, 착탈식 냉각매체(20) 내부의 온도를 사전에 설정된 가온 범위 내에서 유지시킬 수 있다. 물론, 제1 약액저장부(240) 또는 제2 약액저장부(250)의 온도를 측정할 수 있는 온도센서부를 독립적으로 구성할 수 있음은 당연하다.
- [0374] 한편, 제1 온도제어부(171) 및 제2 온도제어부(173)는 착탈식 냉각매체(20) 내의 약액을 주사하기 전의 온도제어, 약액을 주사하는 중의 온도제어, 약액을 주사한 후의 온도제어 중 적어도 어느 하나의 온도제어를 수행할 수 있다. 다시 말해, 제1 온도제어부(171) 및 제2 온도제어부(173)를 구비하는 제어부(170)는 착탈식 냉각매체(20)를 이용하여 기능을 수행하는 각 단계별로 착탈식 냉각매체(20)의 온도를 제어할 수 있다.
- [0375] 이때, 제1 온도제어부(171) 및 제2 온도제어부(173)는 제1 온도 및 제2 온도를 독립적으로 제어할 수 있다. 그러나, 본 발명의 사상은 이에 제한되지 않으며, 필요에 따라 제1 온도제어부(171) 및 제2 온도제어부(173)는 제1 온도 및 제2 온도를 상호 연계하여 제어할 수도 있다.
- [0376] 이하에서는 제어부(170)에서 착탈식 냉각매체(20)의 온도를 단계별로 제어하는 방법을 설명하기로 한다.
- [0377] 먼저, 제어부(170)는 착탈식 냉각매체(20)를 이용하여 타겟영역을 냉각시키기 전, 아직 얼지 않은 제2 약액(251)을 타겟영역에 토출시켜 타겟영역을 소독할 수 있다. 이때, 제2 약액(251)을 토출하기 전, 제어부(170)는 영상의 온도에서 타겟영역의 표면만 살짝 마취시킨 다음, 제2 약액(251)을 이용하여 소독할 수 있는데, 이렇게 소독제가 뿌러지기 전 표면마취를 수행함을 통해 소독제가 바로 뿌러지는 것에 의한 타겟영역의 긴장효과를 완화시킬 수 있다. 이때, 제2 약액(251)은 소독제를 포함할 수 있으며, 예를 들면, 포비돈 요오드(povidone iodine)일 수 있다. 즉, 제어부(170)는 프리쿨링(precooling) 기능을 수행하도록 제어하는 것이다. 이때, 프리쿨링 온도는 0.1℃ 이상일 수 있다.
- [0378] 이후, 제어부(170)는 주사바늘(247)이 관통하는 깊은 층까지 마취하기 위하여 영하의 온도가 되도록 착탈식 냉각매체(20)의 온도를 제어할 수 있다. 이때, 착탈식 냉각매체(20)의 본체부(200)의 제1 온도를 제어하는 것이며, 내부에 배치되는 약액이 얼지 않도록 차별적 온도제어는 동시에 수행될 수 있다.
- [0379] 여기서 소독 후에 사용되는 냉각 온도범위는, 냉각마취 효과 이외에도, 박테리아를 죽이거나 활동을 저하시키는 역할, 혈관 수축 기능, 출혈 위험 감소 기능, 또는 세포 손상 최소화 기능을 위해 사용될 수 있다. 이러한 목적의 온도범위의 실시예로서, 냉각온도는 -200 ℃ 이상 -2 ℃이하의 범위를 가질 수 있다. 또는 냉각온도는 -100 ℃ 이상 0 ℃이하의 범위를 가질 수 있다.
- [0380] 이후, 제어부(170)는 냉각 후, 착탈식 냉각매체(20)가 냉각 온도보다 높은 온도를 사전에 설정된 시간동안 유지하도록 온도를 제어할 수 있다. 즉, 착탈식 냉각매체(20)를 이용하여 타겟영역을 냉각시키는 경우, 냉각에 의해

타겟영역과 착탈식 냉각매체(20)가 달라붙을 수 있다. 본 발명에서는 이러한 현상을 방지하기 위하여, 제어부(170)는 착탈식 냉각매체(20)를 타겟영역으로부터 분리하기 전, 착탈식 냉각매체(20)의 온도를 냉각온도보다 높이고, 사전에 설정된 시간동안 유지시킨 후 분리하도록 할 수 있다.

- [0381] 도 9a는 착탈식 냉각매체(20)가 내부 주사바늘(247)을 구비하는 경우를 설명하기 위하여 개략적으로 도시한 도면이고, 도 9b는 착탈식 냉각매체(20)가 외부 주사기(50)를 이용하는 경우를 설명하기 위하여 개략적으로 도시한 도면이다. 이하, 도면을 참조하여, 약액이 주사바늘 경유하여 타겟에 주입되는 경로에서, 빙점이상 온도제어를 통하여 약액이 얼지 않고 안정적으로 주사되는 과정을 설명하기로 한다.
- [0382] 도 9a를 참조하면, 착탈식 냉각매체(20)는 본체부(200) 및 약액저장부(240)를 구비할 수 있다. 본체부(200)는 의료용 냉각 장치(10)에 탈착 가능하게 장착되며, 약액저장부(240)의 약액(241)을 주사하기 위한 주사바늘(247)이 관통하는 니들홀(H1)이 형성될 수 있다. 니들홀(H1)의 구경(TA2)은 주사바늘의 구경(TA1)보다 클 수 있으며, 이를 통해, 니들홀(H1)을 통과하는 동안, 주사바늘(247)과 본체부(200)와 접촉이 최소화될 수 있다. 본체부(200)는 착탈식 냉각매체(20)의 냉각 기능을 수행하기 위하여 냉각온도를 유지하고 있기 때문에, 주사바늘(247)은 본체부(200)와의 접촉에 의해서 약액으로 냉각열이 전달될 수 있는데, 상기한 구조에 의해 주사바늘(247)을 통과하는 약액이 어는 것을 방지할 수 있게 된다.
- [0383] 한편, 니들홀(H1)의 끝단에 주사바늘의 구경(TA1)과 비슷한 크기의 구조물(미도시)이 설치되어 주사바늘이 니들홀(H1)을 통과할 때 주사바늘의 움직임을 가이드할 수 있다.
- [0384] 이와 더불어, 니들홀(H1)을 둘러싸는 본체부(200)의 제1면은 본체부(200)의 다른 부분보다 열전도도가 낮은 재질로 이루어지거나, 열전도도가 낮은 재질로 코팅(coating)될 수 있다. 예를 들어, 니들홀(H1)을 둘러싸는 본체부(200)의 제1면은 20W/m-K 이하의 열전도도를 갖는 재질로 이루어지거나, 코팅될 수 있다. 이를 통해, 본체부(200)의 냉각열이 약액으로 전달되지 않게 할 수 있다.
- [0385] 도 9a에 도시된 바와 같이, 착탈식 냉각매체(20) 내부에 배치되는 주사바늘(247)을 이용하여 약액을 주사하는 경우, 니들홀(H1)의 출구(OUT)는 착탈식 냉각매체(20)가 타겟 영역에 접촉하는 영역에 형성될 수 있다. 이때, 주사바늘(247)이 삽입되는 니들홀(H1)의 입구(IN)는 본체부(200) 내부에 형성될 수 있다.
- [0386] 착탈식 냉각매체(20)의 축방향에 대한 니들홀(H1)의 길이(L1)는 주사바늘(247)을 통하여 약액이 이동하는 경우 공기 또는 약액에 의한 열전달이 차단되도록, 일정 길이 미만으로 형성될 수 있다. 예를 들면, 니들홀(H1)의 길이(L1)는 50mm 미만으로 형성될 수 있다. 또는, 니들홀(H1)의 길이(L1)는 20mm 미만으로 형성될 수 있다.
- [0387] 도 9b를 참조하면, 착탈식 냉각매체(20)는 주사바늘(247)을 내부에 포함하지 않고, 외부의 주사기(50)를 이용하여 약액을 주사할 수 있다. 이 경우, 착탈식 냉각매체(20)는 내부에 약액이 저장될 필요가 없으며, 기존에 사용되고 있는 주사기(50)를 바로 적용하여, 타겟영역에 냉각 기능을 수행함과 동시에 약물을 주입할 수 있다.
- [0388] 착탈식 냉각매체(20)는 의료용 냉각 장치(10)에 삽입되는 삽입영역(210) 및 삽입되지 않는 비삽입영역(220)을 포함할 수 있다. 이때, 비삽입영역(220)이 삽입영역(210)으로부터 연장되는 연장방향(AX3)은 삽입영역(210)의 축방향(AX1)과 교차할 수 있다. 다시 말해, 도시된 바와 같이, 본체부(200)의 비삽입영역(220)은 삽입영역(210) 대비 일정각도로 꺾인 구조로 형성될 수 있다.
- [0389] 비삽입영역(220)에는 선단부(225)로부터 연장방향(AX3)을 따라 비삽입영역(220)을 관통하는 니들홀(H1)이 형성될 수 있다. 외부 주사기(50)의 주사바늘(501) 니들홀(H1)을 관통하여 외부로 노출되는 니들홀(H1)의 출구(OUT)는 타겟영역과 접촉하는 영역에 형성될 수 있다. 즉, 니들홀(H1)의 출구(OUT)는 선단부(225)에 형성될 수 있다.
- [0390] 이때, 외부 주사기(50)의 주사바늘(501)이 삽입되는 니들홀(H1)의 입구(IN)는 본체부(200)의 외표면에 형성될 수 있다. 도 9B에 도시된 바와 같이, 니들홀(H1)은 본체부(200)의 외측면과 선단부(225)를 관통하도록 형성되므로, 외부주사기(50)의 주사바늘(501)을 통해 약액 주입이 가능해진다.
- [0391] 외부주사기(50)를 적용하는 경우에, 외부주사기(50)의 주사바늘을 통과하는 약액이 착탈식 냉각매체(20)의 냉각온도로 인하여 고체화되는 것을 방지하기 위하여, 니들홀(H1)과 주사바늘(501)은 서로 비접촉될 수 있다. 도 9A에 도시된 바와 같이, 니들홀(H1)의 구경(TA2)은 주사바늘의 구경(TA1)보다 클 수 있으며, 니들홀(H1)을 둘러싸는 본체부(200)의 제1면은 열전도도가 낮은 재질로 이루어지거나 코팅(coating)될 수 있다. 또한, 니들홀(H1)의 길이(L1)를 50 mm 이하로 유지해, 외부주사기(50)의 주사바늘과 니들홀(H1) 간의 냉각에너지 전달을 최소화할 수 있다. 이를 통해, 외부주사기(50)의 주사바늘(501)로 약액이 통과하는 경우, 본체부(200)의 냉각열이 약

액으로 전달되지 않게 되어 약액이 어는 것을 방지할 수 있게 된다.

[0392] VIII. 냉각시간 제어

[0393] 본 발명에 의한 냉각매개변수를 통하여, 타겟 또는 사용 목적에 따라 적절한 냉각시간안에 목표 냉각 온도에 도달하도록 냉각 시간을 제어할 수 있다.

[0394] 이하, 도 10a 및 도 10b를 참조하여, 냉각매체를 기준으로 냉각매개변수로 구현되는 냉각장치와 관련된 기술을 설명하기로 하고, 도 11에서는 카트리지형 냉각매체의 냉각매개변수에 대하여 설명하기로 한다. 이하에서는 본 발명의 실시예에 따른 특정한 냉각성능 및 안정성을 갖는 냉각 장치를 구현하기 위한 냉각매개변수에 대하여 설명하기로 한다.

[0395] 도 10a 및 도 10b는 특정한 냉각성능 및 안정성을 갖도록 정의된 냉각매개변수로 구현되는 냉각장치와 관련된 기술을 설명하기 위한 도면이다.

[0396] 도 10a는 본 발명의 일 실시예에 따른 냉각장치를 개략적으로 도시한 개념도이고, 도 10b는 타겟영역(M)에서의 온도변화를 설명하기 위한 도면이다. 도 10a 및 도 10b를 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 냉각장치는 냉각매체(20) 및 냉각매체수용부(111)를 구비할 수 있다. 여기서, 냉각장치는 도 1a 내지 도 1g에 도시한 의료용 냉각 시스템(1)과 동일한 구성을 가지나, 이하에서는 특정한 냉각성능 또는 안정성을 구현하기 위한 최소의 구성인 냉각매체(20)와 냉각매체수용부(111)를 중심으로 설명하며, 설명의 편의를 위해 다른 구성요소들의 중복되는 설명은 생략하기로 한다.

[0397] 냉각매체(20)는 타겟영역(M)에 접촉가능한 선단부(225)를 구비할 수 있다. 타겟영역(M)은 냉각매체(20), 특히 냉각매체(20)의 선단부(225)가 접촉하는 경우 일정한 접촉면적(A)이 형성될 수 있다. 냉각매체(20)는 접촉면적(A)을 통해 타겟영역(M)의 일정 깊이(d1) 내에 존재하는 신경까지 냉각에너지를 전달할 수 있다.

[0398] 본 발명의 실시예에 의할 때, 상기 냉각매체수용부(111)는 의료용 냉각 장치(10)에 구비되며, 냉각매체(20)를 수용할 수 있다. 냉각매체수용부(111)는 냉각에너지를 생성하는 냉각발생부(113)로부터 상기한 냉각매체(20)로 냉각에너지를 전달하는 기능을 수행한다.

[0399] 전술한 구성을 갖는 냉각 장치는 특정한 냉각성능 또는 안정성을 갖도록 정의된 냉각매개변수를 이용하여 구현될 수 있다. 구체적으로, 냉각매개변수는 냉각매체(20)가 타겟영역(M)에 접촉하여 냉각이 진행되는 동안 사전에 설정된 온도편차를 갖게 하는 안정성과 사전에 설정된 시간 내에 온도를 변화시키는 냉각성능을 만족하도록 정의될 수 있다. 다시 말해, 냉각 매개 변수는 냉각매체(20)가 타겟영역에 접촉하여 미리 설정된 목표냉각온도로 냉각을 수행함에 있어서, 온도 변화 안정성, 목표 온도 재진입 시간 및 목표 온도 도달시간 중 적어도 하나를 제어하도록 정의될 수 있다. 이때, 냉각매개변수는 서로 다른 제1 냉각매개변수(G11), 제2 냉각매개변수(G12) 및 제3 냉각매개변수(G13) 중 적어도 하나를 포함하여 정의될 수 있다.

[0400] 제1 냉각매개변수(G11), 제2 냉각매개변수(G12) 및 제3 냉각매개변수(G13)는 타겟영역(M)에서의 목표냉각온도(T), 냉각매체(20) 및 냉각매체수용부(111) 중 적어도 어느 하나의 비열(C), 접촉면적(A) 및 냉각매체수용부(111)가 냉각매체(20)로 냉각에너지를 전달하는 냉각파워(P) 중 적어도 어느 하나에 의해 결정될 수 있다. 여기서, 비열(C)은 냉각매체(20)의 비열과 냉각매체수용부(111)의 비열에 의해 결정되는 전체 비열일 수 있으나, 반드시 그러할 필요는 없으며, 냉각매체(20)의 비열 및 냉각매체수용부(111)의 비열 중 어느 하나일 수도 있다. 이때, 목표냉각온도(T)의 단위는 K이며, 비열(C)의 단위는 J/K이고, 접촉면적(A)의 단위는 m²이고, 냉각파워(P)의 단위는 W이다.

[0401] 제1 냉각매개변수(G11)는 냉각매체(20)가 타겟영역(M)에 접촉하여 냉각을 진행하는 동안 냉각매체(20) 또는 냉각매체수용부(111)의 온도편차가 목표냉각온도의 ±5 °C 사이에서 유지되도록 다음의 관계식을 만족할 수 있다.

[0402]
$$G11 = 42 \frac{(25 - T)A}{c} \leq 1$$

[0403] 냉각매개변수가 제1 냉각매개변수(G11)를 포함하는 경우, 목표냉각온도(T)에 따라 제1 냉각매개변수(G11)가 1이 하인 상기 관계식을 만족하게 하는 비열(C) 및 접촉면적(A)이 결정될 수 있다. 냉각장치는 상기한 관계식에 의해 결정된 냉각매체(20) 또는 냉각매체수용부(111)의 비열(C) 및 타겟영역(M)에서의 접촉면적(A)을 갖도록 구현되어 온도편차가 목표냉각온도의 ±5° C 사이를 유지하는 안정성을 가질 수 있다.

[0404] 제2 냉각매개변수(G12)는 냉각매체(20)가 타겟영역(M)에 접촉하여 냉각을 수행하는 동안 냉각매체(20) 또는 냉

각매체수용부(111)의 온도편차가 목표냉각온도의 $\pm 5\text{ }^{\circ}\text{C}$ 사이에서 유지되며, 제1 온도와 다른 제2 온도로 변화한 후 다시 제1 온도로 돌아오는 시간이 10초 이내가 되도록 다음의 관계식을 만족할 수 있다.

$$G_{12} = \frac{c + 420A}{P} \leq 1$$

[0405]

냉각매개변수가 제2 냉각매개변수(G_{12})를 포함하는 경우, 제2 냉각매개변수가 1이하인 상기 관계식을 만족하게 하는 비열(C), 접촉면적(A) 및 냉각과워(P)가 결정될 수 있다. 냉각장치는 상기한 관계식에 의해 결정된 냉각매체(20) 또는 냉각매체수용부(111)의 비열(C), 타겟영역(M)에서의 접촉면적(A) 및 냉각과워(P)를 갖도록 구현될 수 있다. 이를 통해, 냉각장치는 온도편차가 목표냉각온도의 $\pm 5\text{ }^{\circ}\text{C}$ 사이를 유지하는 안정성 및 변화된 온도가 다시 제자리로 돌아오는데 걸리는 시간이 10초 이내인 냉각성능을 가질 수 있다. 이렇게 변화된 온도가 10초 이내로 다시 제자리로 돌아오는 냉각성능은 의료용 냉각장치(10)이 안정적으로 시술부위를 냉각함에 있어서 필요하다.

[0406]

제3 냉각매개변수(G_{13})는 냉각매체(20) 또는 냉각매체수용부(111)의 냉각 전 초기온도(T_i)에서 목표냉각온도(T)로 도달하는데 걸리는 시간이 60초 이내가 되도록 다음의 관계식을 만족할 수 있다.

$$G_{13} = \frac{c(T_i - T)}{60P} \leq 1$$

[0408]

여기서 초기온도(T_i)는 냉각장치에 구비되는 온도센서부(145)를 통해 측정된 냉각매체(20)의 초기온도와 냉각매체수용부(111)의 초기온도의 평균값일 수 있다. 또한, 목표냉각온도(T)는 상술한 바와 같이, 프리쿨링(precooling), 냉각소독, 냉각 혈관수축, 냉각마취, 냉동세포파괴 등의 목적을 위해 미리 설정된 온도일 수 있다. 즉, 제3 냉각매개변수(G_{13})은 사용자가 원하는 목표냉각온도(T)를 60초 이내로 구현하는 의료용 냉각 장치(10)의 성능을 나타낸다.

[0409]

냉각매개변수가 제3 냉각매개변수(G_{13})를 포함하는 경우, 목표냉각온도(T)에 따라 제3 냉각매개변수가 1이하인 상기 관계식을 만족하게 하는 비열(C) 및 냉각과워(P)가 결정될 수 있다. 냉각장치는 상기한 관계식에 의해 결정된 냉각매체(20) 또는 냉각매체수용부(111)의 비열(C) 및 냉각과워(P)를 갖도록 구현될 수 있다. 이를 통해, 냉각장치는 초기온도(T_i)에서 목표냉각온도(T)로 도달하는데 걸리는 시간이 60초 이내가 되는 냉각성능을 가질 수 있다.

[0410]

한편, 도 10B를 참조하면, 냉각매체(20)에 의한 접촉면적(A)으로부터 냉각부위지름(D_i ; mm) 및 타겟영역에서의 신경까지의 깊이(d)가 정해지면, 타겟영역에서의 표면온도(T_s)와 표면온도(T_s)를 유지하기 위한 냉각과워(P)는 목표냉각온도(T)에 대한 함수로 결정될 수 있다.

$$T_s = f_1(T)[^{\circ}\text{C}]$$

[0412]

$$P = f_2(T)[\text{W}]$$

[0413]

이러한 관계식은 과도상태(transient)에 대한 정보를 포함하지 않는 정상상태(steady)에 대한 관계식으로서, 냉각시간 계산을 위해서는 과도상태에 대한 해석이 필요하다. 이하에서는 냉각매체(20)와 타겟영역이 접촉한 후 정상상태(steady-state) 도달까지의 과도상태(transient state) 모델에 대하여 설명하기로 한다.

[0414]

먼저, 타겟영역(M)은 초기온도(T_i)를 가질 수 있다. 여기서, 냉각이 진행된 후 타겟영역(M)에서의 주어진 부피에 대한 평균온도를 표면온도와 목표온도의 평균으로 가정할 수 있다.

$$T_f = \frac{T_s + T}{2}$$

[0416]

[0417] 여기서, 타겟영역(M)의 부피는 신경까지의 깊이(d)와 냉각부위의 지름(D₁)으로 계산할 수 있다.

$$V = \frac{\pi D_1^2}{4} d$$

[0418]

[0419] 초기온도(T_i)에서 정상상태 평균온도(T_f)까지 도달하는데 걸리는 시간은 다음과 같이 계산할 수 있다.

$$\bar{q} = c_p m \Delta T_1 = Pt$$

[0420]

$$m = \rho V$$

[0421]

$$\Delta T_1 = T_f - T_i$$

[0422]

$$\therefore t = \frac{c_p \rho V (T_f - T_i)}{P}$$

[0423]

[0424] 여기서, C_p 는 타겟영역(M)에서의 비열용량(J/kg K)이며, ρ 는 타겟영역(M)의 밀도(g/m³)이다.

[0425] 상기한 관계식으로부터 냉각시간(t)은 신경 목표냉각온도(T)에 대한 함수임을 도출할 수 있다.

[0426] 도 11은 본 발명의 바람직한 실시예에 따른, 카트리리지형 냉각매체에 있어서, 냉각성능 및 안정성을 갖도록 정의된 냉각매개변수로 구현되는 냉각장치와 관련된 기술을 설명하기 위한 도면이다.

[0427] 도 11을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 냉각장치를 개략적으로 도시한 개념도가 도시되어 있으며, 이러한 본 발명의 일 실시예에 따른 냉각장치는 냉각매체(20) 및 냉각매체수용부(111)를 구비할 수 있다.

[0428] 여기서, 냉각장치는 도 6a 내지 도 6g에 도시한 의료용 냉각 시스템(1)과 동일한 구성을 가지나, 이하에서는 특정한 냉각성능 또는 안정성을 구현하기 위한 최소의 구성인 냉각매체(20)와 냉각매체수용부(111)를 중심으로 설명하며, 설명의 편의를 위해 다른 구성요소들의 중복되는 설명은 생략하기로 한다.

[0429] 냉각매체(20)는 타겟영역(M)에 접촉가능한 선단부(225)를 가지며, 내부에 약액을 저장하는 약액저장부(CA)와, 약액이 어는 것을 방지하기 위해 약액저자아부(CA)에 인접하게 배치되는 히팅부(280)를 구비할 수 있다. 타겟영역(M)은 냉각매체(20), 특히 냉각매체(20)의 선단부(225)가 접촉하는 경우 일정한 접촉면적(A)이 형성될 수 있다. 냉각매체(20)는 접촉면적(A)을 통해 타겟영역(M)의 일정 깊이(d1) 내에 존재하는 신경까지 냉각에너지를 전달할 수 있다.

[0430] 냉각매체수용부(111)는 의료용 냉각 장치(10)에 구비되며, 냉각매체(20)를 수용할 수 있다. 냉각매체수용부(111)는 냉각에너지를 생성하는 냉각발생부(113)로부터 상기한 냉각매체(20)로 냉각에너지를 전달하는 기능을 수행한다.

[0431] 전술한 구성을 갖는 냉각장치는 특정한 냉각성능 또는 안정성을 갖도록 정의된 냉각매개변수를 이용하여 구현될 수 있다. 구체적으로, 냉각매개변수는 냉각매체(20)가 타겟영역(M)에 접촉하여 냉각이 진행되는 동안 사전에 설정된 온도편차를 갖게 하는 안정성과 사전에 설정된 시간 내에 온도를 변화시키는 냉각성능을 만족하도록 정의될 수 있다.

[0432] 이때, 냉각매개변수는 서로 다른 제1 냉각매개변수(G21), 제2 냉각매개변수(G22) 및 제3 냉각매개변수(G23) 중 적어도 하나를 포함하여 정의될 수 있다. 제1 냉각매개변수(G21), 제2 냉각매개변수(G22) 및 제3 냉각매개변수(G23)는 도 10A의 냉각장치의 제1 냉각매개변수(G11), 제2 냉각매개변수(G12) 및 제3 냉각매개변수(G13)와 명칭만 동일할 뿐, 서로 다른 매개변수이다.

[0433] 제1 냉각매개변수(G21), 제2 냉각매개변수(G22) 및 제3 냉각매개변수(G23)는 타겟영역(M)에서의 목표냉각온도(T), 냉각매체(20) 및 냉각매체수용부(111) 중 적어도 어느 하나의 비열(C), 접촉면적(A) 및 냉각매체수용부(111)가 냉각매체(20)로 냉각에너지를 전달하는 냉각파워(P), 히팅부(280)로 제공되는 전력(h) 중 적어도 어느

하나에 의해 결정될 수 있다. 여기서, 비열(C)은 냉각매체(20)의 비열과 냉각매체수용부(111)의 비열에 의해 결정되는 전체 비열일 수 있으나, 반드시 그러할 필요는 없으며, 냉각매체(20)의 비열 및 냉각매체수용부(111)의 비열 중 어느 하나일 수도 있다. 이때, 목표냉각온도(T)의 단위는 K이며, 비열(C)의 단위는 J/K이고, 접촉면적(A)의 단위는 m²이고, 냉각파워(P) 및 전력(h)의 단위는 W이다.

[0434] 제1 냉각매개변수(G21)는 냉각매체(20)가 타겟영역(M)에 접촉하여 냉각을 진행하는 동안 냉각매체(20) 또는 냉각매체수용부(111)의 온도편차가 목표냉각온도의 ±5℃사이에서 유지되도록 다음의 관계식을 만족할 수 있다.

[0435]
$$G21 = 42 \frac{(25 - T)A}{c} \leq 1$$

[0436] 냉각매개변수가 제1 냉각매개변수(G21)를 포함하는 경우, 목표냉각온도(T)에 따라 제1 냉각매개변수(G21)가 1이 하인 상기 관계식을 만족하게 하는 비열(C) 및 접촉면적(A)이 결정될 수 있다. 냉각장치는 상기한 관계식에 의해 결정된 냉각매체(20) 또는 냉각매체수용부(111)의 비열(C) 및 타겟영역(M)에서의 접촉면적(A)을 갖도록 구현되어 온도편차가 목표냉각온도의 ±5℃사이를 유지하는 안정성을 가질 수 있다.

[0437] 제2 냉각매개변수(G22)는 냉각매체(20)가 타겟영역(M)에 접촉하여 냉각을 수행하는 동안 냉각매체(20) 또는 냉각매체수용부(111)의 온도편차가 목표냉각온도의 ±5℃사이에서 유지되며, 제1 온도와 다른 제2 온도로 변화한 후 다시 제1 온도로 돌아오는 시간이 10초 이내가 되도록 다음의 관계식을 만족할 수 있다.

[0438]
$$G22 = \frac{c + 420A}{P - h} \leq 1$$

[0439] 냉각매개변수가 제2 냉각매개변수(G22)를 포함하는 경우, 제2 냉각매개변수(G22)가 1 이하인 상기 관계식을 만족하는 비열(C), 접촉면적(A), 전력(h) 및 냉각파워(P)가 결정될 수 있다. 냉각장치는 상기한 관계식에 의해 결정된 냉각매체(20) 또는 냉각매체수용부(111)의 비열(C), 타겟영역(M)에서의 접촉면적(A), 히팅부(280)로 제공되는 전력(h) 및 냉각파워(P)를 갖도록 구현될 수 있다. 이를 통해, 냉각장치는 온도편차가 목표냉각온도의 ±5℃사이를 유지하는 안정성 및 변화된 온도가 다시 제자리로 돌아오는데 걸리는 시간이 10초 이내인 냉각성능을 가질 수 있다.

[0440] 제3 냉각매개변수(G23)는 냉각매체(20) 또는 냉각매체수용부(111)의 냉각 전 초기온도(T_i)에서 목표냉각온도(T)로 도달하는데 걸리는 시간이 60초 이내가 되도록 다음의 관계식을 만족할 수 있다.

[0441]
$$G23 = \frac{c(T_i - T)}{60(P - h)} \leq 1$$

[0442] 여기서 초기온도(T_i)는 냉각장치에 구비되는 온도센서부(145)를 통해 측정된 냉각매체(20)의 초기온도와 냉각매체수용부(111)의 초기온도의 평균값일 수 있다.

[0443] 냉각매개변수가 제3 냉각매개변수(G23)를 포함하는 경우, 목표냉각온도(T)에 따라 제3 냉각매개변수(G23)가 1이 하인 상기 관계식을 만족하게 하는 비열(C), 전력(h) 및 냉각파워(P)가 결정될 수 있다. 냉각장치는 상기한 관계식에 의해 결정된 냉각매체(20) 또는 냉각매체수용부(111)의 비열(C), 히팅부(280)로 제공되는 전력(h) 및 냉각파워(P)를 갖도록 구현될 수 있다. 이를 통해, 냉각장치는 초기온도(T_i)에서 목표냉각온도(T)로 도달하는데 걸리는 시간이 60초 이내가 되는 냉각성능을 가질 수 있다.

[0444] VIII. 멀티스텝 온도제어, 타겟별 온도제어 및 약물전달 시스템

[0445] 이하에서는 본 발명의 일 실시예에 따른 의료용 냉각 시스템(1)을 이용하여 목적에 따라 타겟영역을 냉각시키는 방법에 대해 설명하기로 한다. 먼저, 도 12a 및 도 12b에서는 상술한 내용을 기준으로 멀티스텝에 따른 온도제어를 활용하여 냉각 프로토콜을 설명하고, 도 13에서는, 이러한 냉각 프로토콜을 이용하여, 타겟영역별로 다양한 냉각치료확장에 대하여 구체적으로 설명하기로 한다. 그리고 도 14에서는 본 발명의 실시예에 따른 냉각 환경내에서 약물 전달 시스템에 대하여 설명하기로 한다.

[0446] 도 12a 및 도 12b는 의료용 냉각 시스템을 이용한 멀티스텝온도제어 기술과 관련된 기술을 설명하기 위한 도면이다.

- [0447] 도 12a는 본 발명의 일 실시예에 따른 의료용 냉각 시스템(1)을 이용하여 타겟영역을 냉각시키는 냉각방법을 순차적으로 도시한 순서도이고, 도 12b는 도 12a의 냉각방법의 다른 실시형태를 설명하기 위한 개념도이다.
- [0448] 도 12a를 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 냉각방법은 의료용 냉각 장치(10)를 이용하여 타겟영역에서 정밀한 온도 제어를 통해 마취가 아닌 소독, 혈관수축, 지혈 등의 다른 목적으로 냉각을 수행할 수 있다. 본 발명의 일 실시예에 따른 냉각방법은 의료용 냉각 장치(10)에 수용된 냉각매체(20)를 이용하여 멀티스텝으로 타겟영역에서의 온도를 정밀하게 제어하는 것을 특징으로 한다.
- [0449] 일 실시예에 있어서, 먼저, 의료용 냉각 시스템(1)을 이용하여 사전에 설정된 제3 온도범위로 타겟영역에 소독을 수행한다(S100). 의료용 냉각 장치(10)는 미리 설정된 제2 온도범위에서 소독약제를 이용하여 타겟영역을 소독할 수 있다. 이때, 제2 온도범위는 소독 약제의 빙점보다 높은 온도범위일 수 있다.
- [0450] 또한, 의료용 냉각 장치(10)는 냉각매체(20)를 수용하며, 수용된 냉각매체(20)에 냉각에너지를 전달함으로써 냉각매체(20)의 온도를 사전에 설정된 제3 온도범위로 제어할 수 있다.
- [0451] 제3 온도범위는 타겟영역, 즉 시술부위의 피부 표면에 존재할 수 있는 박테리아를 죽이거나 활동을 저하시킬 수 있는 온도범위이다. 타겟영역에는 질병을 유발시킬 수 있는 다양한 박테리아가 존재할 수 있다. 예를 들면, 타겟영역인 안구에는 황색 포도상구균(*Staphylococcus aureus*), 응고효소음성 포도상구균(*Coagulase-negative staphylococci*), 연쇄상구균(*Streptococcus*), 프로피오니박테리움 아크네스 (*Propionibacterium acnes*), 바실루스 세레우스(*Bacillus cereus*), 엔테로코쿠스 페칼리스(*Enterococcus faecalis*), 폐렴막대균(*Klebsiella pneumoniae*), 장내구균(*Enterococcus*), 녹농균(*Pseudomonas aeruginosa*), 장내세균과(*Enterobacteriaceae*), 칸디다 알비칸스(*Candida albicans*), 누룩곰팡이속(*Aspergillus*), 푸사리움속(*Fusarium*)과 같은 박테리아들이 존재할 수 있다.
- [0452] 일 실시예에 따른 냉각방법은 -2℃ 이하의 제3 온도범위, 예를 들면, -90℃ 내지 -2℃의 제3 온도범위를 적용하여 타겟영역을 냉각시킴으로써, 상기한 박테리아들을 박멸하거나 활동을 저하시켜 타겟영역을 마취하거나 타겟영역에 약액을 주사하기 전 소독을 수행할 수 있다. 그러나 본 발명의 기술적 사상은 이에 제한되지 않으며, 제3 온도범위는 타겟영역에 존재하는 멸균가능한 온도범위를 고려하여 결정될 수 있다.
- [0453] 소독 단계 이후, 의료용 냉각 시스템(1)을 이용하여 사전에 설정된 제1 온도범위로 타겟영역에 냉각을 수행한다(S200). 이때, 제3 온도범위는 상기한 제1 온도범위의 최저온도보다 낮은 온도범위를 가질 수 있다. 소독하는 단계에서의 온도는 박테리아를 멸균시키거나 활동을 저하시키는 목적이므로, 실제 마취를 수행하는 제1 온도범위보다 낮은 온도범위여야 한다. 여기서, 제1 온도범위는 제3 온도범위보다 높은 -2℃ 초과 10℃이하의 온도범위일 수 있다.
- [0454] 한편, 냉각매체(20)가 제1 약액을 저장하는 약액저장부를 구비하는 경우, 마취를 수행하는 단계 이후 사전에 설정된 제4 온도범위에서 제1 약액을 타겟영역에 주사할 수 있다(S300). 전술한 바와 같이, 냉각매체(20)는 내부에 배치되는 제1 약액이 냉각매체(20)의 냉각기능을 수행하는 동안 어는 것을 방지하기 위하여, 히팅부(280)를 구비하고, 차별적 온도제어를 수행할 수 있다.
- [0455] 다만, 저장된 제1 약액을 타겟영역으로 전달하는 과정에서, 제1 약액이 냉각매체(20)와의 접촉에 의해 온도가 낮아질 수 있으므로, 이러한 제1 약액의 냉각을 방지하기 위하여 냉각매체(20) 자체의 온도도 마취수행단계에서의 온도보다 높은 온도를 유지하도록 제어할 수 있다. 따라서, 제4 온도범위는 제1 온도범위의 최저온도보다 높은 온도범위를 가질 수 있다. 예를 들면, 제4 온도범위는 0℃ 초과 25℃이하의 온도범위를 가질 수 있다.
- [0456] 마취 또는 제1 약액의 주입이 완료되면, 의료용 냉각 장치(10)를 타겟영역으로부터 분리하여야 한다. 이때, 냉각에 의해 타겟영역의 표면과 냉각매체(20)가 달라붙는 현상이 발생할 수 있는데 의료용 냉각 장치(10)를 바로 분리하는 경우, 타겟영역의 표면에 손상이 생길 수 있다. 이러한 손상을 방지하기 위하여, 냉각매체(20)를 타겟영역으로부터 분리하기 전, 냉각매체(20)의 온도를 제1 온도범위의 최저온도보다 높은 제5 온도범위로 높이고, 사전에 설정된 시간동안 유지시킨 후 분리할 수 있다(S400). 이때, 제5 온도범위는 -2℃ 이상 30℃이하의 온도범위를 가질 수 있다.
- [0457] 전술한 과정을 통해, 본 발명의 일 실시예에 따른 냉각방법은 타겟영역에 대하여 한번의 마취 또는 한번의 약액 주입을 수행할 수 있다. 복수의 마취 또는 복수의 약액을 타겟영역에 주입하는 경우에는, 전술한 냉각방법 중 소독 단계(S100), 마취 단계(S200), 주사 단계(S300)를 반복적으로 수행한 후 의료용 냉각 장치(10)를 타겟영역으로부터 분리할 수 있다.

- [0458] 도 12b를 참조하면, 다른 실시예에 있어서, 의료용 냉각 시스템(1)을 이용한 냉각방법은 제1 약액의 제1 주입단계(II)와 제2 약액의 제2 주입단계(I)를 포함할 수 있다. 냉각매체(20)는 제1 약액 및 제2 약액을 내부에 저장할 수 있으며, 의료용 냉각 장치(10)는 냉각매체(20)의 제1 약액 및 제2 약액을 순차적으로 타겟영역에 전달할 수 있다. 이때, 제1 약액은 치료제일 수 있으며, 제2 약액은 소독제일 수 있다.
- [0459] 냉각방법은 제1 약액을 주입하는 제1 주입단계(II) 전, 타겟영역을 소독제로 소독하기 위한 제2 주입단계(I)를 먼저 수행하게 된다. 이때, 전술한 바와 마찬가지로, 제2 약액의 제2 주입단계(I)는 멀티스텝온도제어를 통한 소독 단계(b-1), 마취 단계(b-2), 주사 단계(b-3)를 수행할 수 있다. 도면에서는 빙점을 기준으로 소독 단계(b-1), 마취 단계(b-2)와 주사 단계(b-3)를 구분하였다. 제2 주입단계(I)에 있어서, 빙점은 제2 약액의 빙점일 수 있다. 다시 말해, 소독제인 제2 약액을 주사하는 동안, 냉각매체(20)가 제2 약액의 빙점보다 높은 온도범위를 갖도록 함으로써, 제2 약액이 타겟영역으로 전달될 때 어는 것을 방지할 수 있다.
- [0460] 여기서, 타겟영역에 빙점 이하의 온도를 갖는 냉각매체(20)를 바로 적용하는 경우, 온도 차이로 인하여 타겟영역에 손상이 올 수 있으므로, 제2 주입단계(I) 전 일정온도 이상의 온도를 적용하여 프리쿨링(precooling) 단계(a-1)를 수행할 수 있다. 이때, 프리쿨링 온도는 0℃내지 10℃의 온도범위를 가질 수 있다.
- [0461] 다시 도 12b를 참조하면, 제2 주입단계(I) 이후, 타겟영역에 치료제인 제1 약액을 주입하는 제1 주입단계(II)를 수행할 수 있으며, 제2 주입단계(I)와 마찬가지로, 멀티스텝온도제어를 통한 소독 단계(c-1), 마취 단계(c-2), 주사 단계(c-3)를 수행할 수 있다. 도면에서는 빙점을 기준으로 소독 단계(c-1), 마취 단계(c-2)와 주사 단계(c-3)를 구분하였다. 제1 주입단계(II)에 있어서, 빙점은 제1 약액의 빙점일 수 있다. 이때, 도면에서는 제1 약액의 빙점이 제2 약액의 빙점과 동일한 것으로 도시하였으나, 이는 설명의 편의를 위하여 도시한 것일 뿐, 제1 약액의 빙점은 제2 약액의 빙점과 다를 수도 있다.
- [0462] 제1 주입단계(II) 후, 냉각방법은 냉각매체(20)의 온도를 빙점 이상의 제2 온도범위 또는 제3 온도범위보다 높은 제4 온도범위로 높이고, 사전에 설정된 시간동안 유지시킨 후 타겟영역으로부터 분리할 수 있다.
- [0463] 한편, 의료용 냉각 시스템(1)을 이용한 냉각방법은 멀티스텝에 따라 단계별로 서로 다른 온도범위 내에서 온도를 유지하도록 하는 것을 특징으로 한다. 의료용 냉각 장치(10)는 냉각에너지를 생성하는 냉각발생부(113)의 출력을 제어함으로써 상기한 멀티스텝에 따른 온도를 유지할 수 있다. 이때, 의료용 냉각 장치(10)는 냉각발생부(113)에서 허용하는 최대 전류 또는 최대 전압을 적용함으로써, 특정 온도 이하로 고속으로 냉각을 수행할 수 있다. 그러나, 상기한 서로 다른 온도범위 내에서 온도를 유지하기 위해서는 전류 또는 전압 제어 알고리즘이 필요하다.
- [0464] 구체적으로, 타겟영역에서의 정상상태 온도 유지를 위해 냉각발생부(113)에 인가되는 전류값은 주어진 목표 냉각 온도(T_s), 방열부(114)의 방열 면적(Area1), 송풍부(150)에 의한 대류열(Q_{conv})에 의해 계산될 수 있다. 대류열(Q_{conv})은 다음과 같은 열의 합으로 나타낼 수 있다.

$$Q_{conv} = P + Q_{cond} + Q_{joule} [W]$$

[0465]

$$P = f_1(T_s)$$

[0466]

$$Q_{cond} = f_2(I)$$

[0467]

$$Q_{joule} = f_3(I)$$

[0468]

- [0469] 여기서, P는 타겟영역에서의 정상상태 온도 유지를 위한 냉각과위이며, Q_{cond} 는 냉각발생부(113)가 열전소자로 구비되는 경우, 열전소자 내부 온도차로 인하여 발생하는 열이고, Q_{joule} 은 인가되는 전류로 인하여 발생하는 줄(Joule) 열이다. 전술한 바와 같이, 대류열(Q_{conv})은 전류에 관한 함수로 주어질 수 있으며, 이로부터 정상상태 온도 유지를 위한 전류값을 다음과 같이 도출할 수 있다.

$$I = f_4^{-1}(Q_{conv})$$

- [0470]
- [0471] 기술한 본 발명의 실시예에 따른 의료용 냉각 시스템을 이용한 냉각방법은 단계별로 온도를 제어하면서 냉각을 이용하여 소독, 마취, 주사, 분리의 과정을 수행할 수 있다. 이러한 냉각 방법은 타겟영역에서의 박테리아를 박멸하고, 박테리아가 주사 사이트로 이동하는 것을 방지할 수 있으며, 타겟영역에서의 혈관 수축 및 세포를 단단하게 하여, 주사바늘 침투 시 부상을 최소화시킬 수 있다. 또한, 냉각방법은 마취 또는 약액 주입 단계의 수행 후 사전에 설정된 온도 이상으로 타겟영역의 온도를 높인 후 냉각매체를 분리할 수 있어, 타겟영역의 손상을 최소화할 수 있다.
- [0472] 도 13은 의료용 냉각장치를 이용한 냉각치료확장과 관련된 기술을 설명하기 위한 도면이다.
- [0473] 도 13은 본 발명의 일 실시예에 따른 의료용 냉각 장치를 개략적으로 도시한 블록도로, 도 13을 참조하면, 의료용 냉각 장치(10)는 냉각매체수용부(111), 온도센서부(145), 냉각발생부(113) 및 온도제어부(171)를 구비할 수 있으며, 외부입력부(193)를 더 구비할 수 있다.
- [0474] 여기서, 착탈식 냉각매체(20)는 의료용 냉각 장치(10)에 삽입된 상태에서 냉각에너지를 전달받고, 타겟영역에 접촉하여 냉각기능을 수행할 수 있고, 냉각매체수용부(111)는 탈착가능하게 장착되는 착탈식 냉각매체(20)를 수용하며, 착탈식 냉각매체(20)에 냉각에너지를 전달할 수 있다.
- [0475] 온도제어부(171)는 착탈식 냉각매체(20)가 접촉하는 타겟영역이 냉각되도록 착탈식 냉각매체(20)를 미리 설정된 제1 온도범위로 제어할 수 있다. 일 실시예로서, 제1 온도범위는 -200° C 내지 0° C의 범위를 가질 수 있다. 이때, 온도제어부(171)는 제1 온도범위 중 외부 입력에 따라 선택되는 제2 온도범위로 착탈식 냉각매체(20)를 제어할 수 있다.
- [0476] 구체적으로, 의료용 냉각 장치(10)는 착탈식 냉각매체(20)를 수용하여 타겟영역에 냉각을 수행할 수 있는데, 기술한 바와 같이, 냉각을 이용한 마취 용도뿐만 아니라, 냉각지혈(Cryo hemostasis), 냉동과괴(Cryo surgery), 박테리아 활동저하(Bacteria inactivation)을 이용한 소독 등에도 적용이 가능하다. 온도제어부(171)는 의료용 냉각 장치(10)로 구현할 수 있는 전체 온도범위인 제1 온도범위 중 상기한 다양한 용도에 대응하여 제2 온도범위를 선택하고, 착탈식 냉각매체(20)의 온도를 제어할 수 있다.
- [0477] 이때, 의료용 냉각 장치(10)는 외부 입력에 따라 입력신호를 생성하는 외부입력부(193)를 더 구비할 수 있다.
- [0478] 온도제어부(171)는 외부 입력이 타겟영역에서의 냉각지혈(Cryo hemostasis)을 위한 제1 입력인 경우, 제2 온도범위를 -50° C 내지 0° C의 범위로 선택할 수 있다.
- [0479] 일반적인 냉각지혈은 출혈된 혈액이 빙점 이하에 노출됨으로써 또는 혈관의 수축에 따라 이루어진다. 액체질소, N₂O, CO₂ 등을 이용하여 -50° C 내지 -180° C의 범위에서 냉각이 이루어지는 경우에는, 의도한 세포 파괴보다 과도하게 세포가 파괴될 수 있어 -50° C 이상에서 지혈이 이루어져야한다. 또한, 냉각을 이용하여 혈관의 수축을 유도할 수도 있다. 이러한 혈관수축온도는 0° C 이하일 수 있으며, 냉각지혈 용도로 사용하는 경우, 제2 온도범위를 -50° C 내지 0° C의 범위로 선택하여 세포 파괴 없이 혈관을 축소시켜 지혈을 할 수 있다.
- [0480] 이때, 냉각지혈에 사용되는 착탈식 냉각매체(20)는 수술 중 지혈을 하기 위하여 수술 부위 시야를 가리지 않으면서 좁은 부위에도 삽입 가능한 구조를 가질 수 있다.
- [0481] 한편, 온도제어부(171)는 외부 입력이 타겟영역에서의 냉각과괴(Cryo surgery)를 위한 제2 입력인 경우, 제2 온도범위를 -180° C 내지 -20° C의 범위로 선택할 수 있다.
- [0482] 본 명세서에서, 냉각과괴란 사마귀, 점과 같이 타겟영역을 신체로부터 제거하기 위해서 세포를 파괴하는 것을 의미한다. 사마귀, 점 등의 완전한 제거를 위해서는 세포 뿌리까지 냉각을 하여 파괴해야 한다. 일반적으로 세포 파괴 온도는 냉각시간에 따라 -40° C 내지 -50° C이다. 다만, 이는 피부 표면에서 세포 파괴를 위해 요구되는 냉각온도이며, 세포 깊이에 따라 온도는 달라질 수 있다. 예를 들어, 세포 깊이가 피부 표면으로부터 5mm라고 가정할 때, 피부 표면에서의 냉각온도는 약 -120° C가 되어야 세포 뿌리까지 파괴할 수 있다.
- [0483] 이때, 냉각과괴가 요구되는 타겟영역만을 제거하는 것이 가장 이상적임에도 불구하고, 냉각에너지의 전달로 환부 주변의 세포까지 파괴될 수 있다. 본 발명의 일 실시예에 따른 착탈식 냉각매체(20)는 환부 주변 세포 파괴를 최소화하기 위한 구조로 이루어질 수 있다. 예를 들면, 착탈식 냉각매체(20)가 타겟영역과 접촉하는 접촉면적을 다양하게 하여 환부 크기에 맞게 사용할 수 있으며, 타겟영역과 접촉하는 주변 피부를 히팅(heating)하는

구조를 추가적으로 배치할 수도 있다.

- [0484] 다른 실시예로서, 냉각과피를 구현하기 위해서, 착탈식 냉각매체(20)를 이용하여 냉각기능을 수행하는 실시예와 별도로, 압축 이산화탄소를 이용할 수도 있다. 구체적으로, 피부 표면에서의 냉각온도를 약 -50° C로 적용하기 위해서는 압축 이산화탄소를 이용할 수 있다. 압축 이산화탄소가 저압으로 분사될 때 온도가 급격하게 감소하는 줄-튕음 효과를 이용하여 타겟영역을 급속냉각시킬 수 있다. 이때, 이산화탄소는 대기압에서 -78° C 이하로 냉각될 시 드라이 아이스 입자가 생성되어 드라이 아이스 승화열을 추가로 흡수 가능할 수 있다.
- [0485] 환부 주변의 세포 파괴를 방지하기 위하여, 이산화탄소가 분사되는 노즐 주위에 열원을 부착할 수 있다. 이러한 열원은 전기히터일 수 있고, 열전소자일 수 있다. 여기서, 열전소자는 양방향으로 줄히팅을 전달하는 전기히터와 다르게 단방향으로 줄히팅을 전달하는 히트펌프로써 사용가능하기 때문에, 더 적은 에너지로 노즐로부터 분사되는 기체의 온도 조절이 가능하다. 따라서, 목표 파괴 세포의 깊이, 크기에 따라 분사되는 이산화탄소의 온도를 정밀하게 조절하여 주변 세포의 파괴 없이 냉동과피가 가능할 수 있다.
- [0486] 여기서, 열전소자 또는 전기히터로 구성된 열원은 냉동과피를 목적으로 하는 시술부위를 둘러싸는 구조, 즉, 냉동경계부에 열적으로 결합될 수 있다. 이러한 시술부위를 둘러싸는 냉동경계부는, 제어부(171)에 의하여 그 온도가 냉동과피 온도 이상에서 유지될 수 있고, 이를 통해, 냉동과피가 일어나는 부위를 중심부에 한정할 수 있다. 특히, 시술부위의 표면에서 깊은 영역의 파괴가 필요할 시, 냉동온도를 깊이방향으로 확장할 수 있다. 구체적으로, 냉동경계부는 냉각마취온도로 유지될 수 있고, 이를 통해, 냉동과피가 일어나는 중심부의 주변 세포는 냉각마취 상태에서 유지될 수 있다.
- [0487] 한편, 온도제어부(171)는 외부 입력이 타겟영역에서의 소독(Bacteria inactivation)을 위한 제3 입력인 경우, 제2 온도범위를 -90° C 내지 -2° C의 범위로 선택할 수 있다. 이러한 온도범위는 타겟영역, 즉 시술부위의 피부 표면에 존재할 수 있는 박테리아를 죽이거나 활동을 저하시킬 수 있는 온도범위이다. 타겟영역에는 질병을 유발시킬 수 있는 다양한 박테리아가 존재할 수 있다. 예를 들면, 타겟영역인 안구에는 황색 포도상구균(Staphylococcus aureus), 응고효소음성 포도상구균(Coagulase-negative staphylococci), 연쇄상구균(Streptococcus), 프로피오니박테리움 아크네스(Propionibacterium acnes), 바실루스 세레우스(Bacillus cereus), 엔테로코쿠스 페칼리스(Enterococcus faecalis), 폐렴막대균(Klebsiella pneumoniae), 장내구균(Enterococcus), 녹농균(Pseudomonas aeruginosa), 장내세균과(Enterobacteriaceae), 칸디다 알비칸스(Candida albicans), 누룩곰팡이속(Aspergillus), 푸사리움속(Fusarium)과 같은 박테리아들이 존재할 수 있다.
- [0488] 온도제어부(171)는 -90° C 내지 -2° C를 갖는 제2 온도범위를 적용하여 타겟영역을 냉각시킴으로써, 상기한 박테리아들을 박멸하거나 활동을 저하시켜 타겟영역을 마취하거나 타겟영역에 약액을 주사하기 전 소독을 수행할 수 있다.
- [0489] 전술한 바와 같이, 본 발명의 실시예들에 따른 의료용 냉각 장치는 냉각 온도를 제어하여 냉각마취가 아닌 냉각지혈, 냉각과피, 소독 등과 같은 다양한 치료 용도로서 활용할 수 있다. 또한, 본 발명의 실시예들에 따른 의료용 냉각 장치는 안과, 치과, 피부과, 외과와 같이 병원의 의료진들에 의해 사용될 수도 있으나, 가정에서도 온도제어를 통해 다양한 용도로 사용될 수도 있다.
- [0490] 도 14a 및 도 14b는 약물전달시스템과 관련된 기술을 설명하기 위한 도면이다. 도 14a는 본 발명의 일 실시예에 따른 약물 전달 시스템(2)을 개략적으로 도시한 블록도이고, 도 14b는 도 14a의 약물 전달 시스템(2)을 설명하기 위해 개략적으로 도시한 개념도이다.
- [0491] 도 14a 및 도 14b를 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 약물 전달 시스템(2)은 약액저장매체(20) 및 냉각장치(10)를 구비할 수 있다.
- [0492] 약액저장매체(20)는 제1 치료용량(dosage)의 제1 약액(241)을 저장할 수 있으며, 제2 약액(251)을 더 포함할 수 있다. 여기서 제1 약액(241)은 타겟영역, 예를 들면, 안구를 치료하기 위한 치료제, 안과 약물 또는 안과 조성물일 수 있다. 제2 약액(251)은 소독제일 수 있다. 제1 약액(241)에 관하여는 이하에서 구체적으로 설명한다.
- [0493] 본 명세서에서 용어 "안과 약물(ophthalmic drug)" 또는 "안과 조성물(ophthalmic composition)"은 안질환의 치료 전에 주입되는 마취약 또는 안질환을 치료하거나 개선, 예방하는데 사용되는 약물을 의미할 수 있다.
- [0494] 본 명세서에서 용어 "안 질환(ocular disease)"은 눈 또는 눈의 일부분 또는 한 영역에 영향을 주거나 관련된 질병, 병 또는 질환이다. 넓은 의미로, 눈은 안구 및 안구를 구성하는 조직과 체액, 눈주위 근육(사근 및 직근과 같은), 및 안구 내의 또는 안구에 인접한 시신경 부분을 포함한다.

- [0495] 전안부 질환은 수정체 피막(lens capsule)의 후벽 또는 모양체근의 앞쪽에 위치하는 눈주위 근육, 눈꺼풀 또는 안구 조직 또는 체액과 같은 전안(즉, 눈의 앞쪽) 영역 및 부위에 영향을 주거나 관련된 질병, 병 또는 질환이다. 즉, 전안부 질환은 결막, 각막, 전안방, 홍채, 후안방(홍채 뒤쪽이지만 수정체 피막의 후벽 앞쪽), 수정체 또는 수정체 피막 및 전안 영역 또는 부위를 지나는 혈관 및 신경에 일차적으로 영향을 주거나 관련된다.
- [0496] 따라서, 전안부 질환은 예를 들어, 무수정체; 가성수정체; 난시; 안검경련; 백내장; 결막 질환; 결막염; 각막 질환; 각막궤양; 안구건조증; 눈꺼풀 질병; 눈물기관 질병; 누관폐쇄(Lacrimal Duct Obstruction); 근시; 노안; 동공 질환; 굴절 장애 및 사시와 같은 질병, 병 또는 질환을 포함할 수 있다. 녹내장 치료의 임상 목표는 눈의 전안방에서 안방수(aqueous fluid)의 고압을 감소(즉, 안압의 감소)시키는 것이기 때문에, 녹내장을 또한 전안부 질환으로 여길 수 있다.
- [0497] "후안부 질환"은 맥락막 또는 공막(수정체 피막의 후벽을 관통하는 평면 뒤쪽에 위치), 유리체, 유리체방(vitreous chamber), 망막, 망막 색소 상피, 브루치 막(Bruch's membrane), 시신경(즉, 시신경 유두), 및 후안 영역 또는 부위를 지나는 혈관 및 신경과 같은 후안 영역 또는 부위에 일차적으로 영향을 주거나 관련된 질병, 병 또는 질환이다.
- [0498] 따라서, 후안부 질환은 예를 들어, 급성 황반성 신경망막병증; 베체트 병; 맥락막 혈관신생; 당뇨병성 포도막염; 히스토플라스마증; 진균 또는 바이러스-유발 감염과 같은 감염; 급성 황반변성과 같은 황반 변성; 비삼출성 노인성 황반변성 및 삼출성 노인성 황반변성; 황반부종, 낭포성 황반부종 및 당뇨병성 황반부종과 같은 부종; 다소성 맥락막염; 후안부 또는 위치에 영향을 주는 눈의 외상; 눈의 종양; 중심성 망막 정맥 폐색, 당뇨병성 망막증(증식성 당뇨병성 망막증을 포함), 증식성
- [0499] 유리체 망막증(PVR), 망막 동맥 폐색 질환, 망막 박리, 포도막 망막질병과 같은 망막장애; 교감성 안염; 보그트-고야나기-하라다(VKH) 증후군; 포도막 확산(uveal diffusion); 안 레이저 치료에 의해 야기되거나 영향을 받은 후안부 질환; 광역동요법, 광응고술에 의해 야기되거나 영향을 받은 후안부 질환, 방사선 망막증, 망막전막 장애, 망막 분지 정맥 폐색, 전방 국소빈혈성 시신경장애, 비-망막병증 당뇨병성 망막 기능부전, 망막색소변성증, 및 녹내장과 같은 질병, 병 또는 질환을 포함할 수 있다.
- [0500] 상기 약물의 예로는 항-신생혈관 제제, 항생제, 항바이러스제, 또는 항염증제를 포함할 수 있고, 상세하게는 트리암시놀론, 간시클로버(ganciclovir), 포스카르넷(foscarnet), 시도포버(cidofovir), 폼비센(fomvirse), 메토티렉세이트(methorexate), 반코마이신(vancomycin), 세프타지딴(ceftazidime), 아미카신(amikacin), 암포테리신(amphotericin), 보리코나졸(voriconazole), 또는 텍사메타손(dexamethasone)을 포함할 수 있다.
- [0501] 상기 항-신생혈관제제는 VEGF(예를 들면, 인간 VEGF)를 억제하는 물질(예를 들면, VEGF 길항제 또는 VEGF 수용체 길항제)을 포함할 수 있다. 이러한 항-신생혈관 제제는 혈관신생 눈 장애 관련된 질환에 사용될 수 있다.
- [0502] 본 명세서에서 사용된 용어 "혈관신생 눈 장애"는 혈관의 성장 또는 증식에 의해 또는 혈관 누출에 의해 또는 이들과 관련된 눈의 임의의 질환을 의미한다. 본 발명의 방법을 이용하여 치료할 수 있는 혈관신생 눈 장애의 비제한적 예로는 맥락막 신혈관형성, 연령-관련 황반 변성(AMD), 당뇨병성 망막병증, 당뇨병성 황반 부종(DME), 중심성 망막 정맥 폐색(CRVO), 각막 신혈관형성, 및 망막 신혈관형성이 포함된다.
- [0503] 본 명세서에서 사용되는 "인간 VEGF"는 문헌 [Leung 등, Science 246:1306 (1989) 및 Houck 등, Mol. Endocrin. 5:1806 (1991)]에서 기재되어 있는 바와 같이, 165-아미노산 인간 혈관 내피 세포 성장 인자 및 관련 121-, 189- 및 206-아미노산 혈관 내피 세포 성장 인자뿐만 아니라 천연의 이런 성장 인자의 대립형질 형태 및 변화된 형태를 함께 의미할 수 있다.
- [0504] 본 명세서에서 사용된 "VEGF 수용체" 또는 "VEGFr"이란 용어는 VEGF에 대한 세포 수용체, 통상, 혈관 내피 세포에서 발견되는 세포-표면 수용체 및 hVEGF를 결합시키는 능력을 보유하는 그의 변이체를 의미한다. VEGF 수용체의 한 예로는 fms형 티로신 키나제 (flt)인 티로신 키나제류에 있는 트랜스멤브레인 수용체가 있다 [DeVries 등, Science 255:989 (1992); Shibuya 등, Oncogene 5; 519 (1990)]. flt 수용체는 세포의 도메인, 트랜스멤브레인 도메인, 및 티로신 키나제 활성을 갖는 세포내 도메인을 포함한다. 세포의 도메인은 VEGF의 결합과 관련이 있는 반면, 세포내 도메인은 신호 변환과 관련이 있다. VEGF 수용체의 또다른 예로는 flk-1 수용체 (KDR이라고도 함)가 있다 [Matthews 등, Proc. Nat. Acad. Sci. 88:9026 (1991); Terman 등, Oncogene 6:1677 (1991); Terman 등, Biochem. Biophys. Res. Commun. 187:1579 (1992)]. flt 수용체에 대한 VEGF의 결합은 겔보기 분자량 205,000 내지 300,000 달톤을 갖는, 2개 이상의 고분자량 복합체를 형성시킨다. 300,000 달톤의 복합체는 VEGF의 단일 분자에 결합된 두개의 수용체 분자를 포함하는 이량체인 것으로 생각된다.

- [0505] 본 명세서에 사용된 바와 같이, 표현 "VEGF 길항제"는 VEGF의 보통의 생물학적 활성을 차단하거나, 감소시키거나, 방해하는 임의의 분자를 의미한다. VEGF 길항제는 VEGF와 천연 VEGF 수용체 사이의 상호작용을 방해하는 분자, 예를 들면, VEGF 또는 VEGF 수용체에 결합하여 VEGF와 VEGF 수용체 사이의 상호작용을 방지하거나 그렇지 않으면 저지하는 분자를 포함한다. 특정 예시 VEGF 길항제로는 항-VEGF 항체, 항-VEGF 수용체 항체, 및 VEGF 수용체-기반 키메라 분자("VEGF-Traps"로서도 나타냄), VEGF 또는 VEGFR을 차단시킬 수 있는 aptamer, 중화 항-VEGFR 항체, VEGFR 티로신 키나제의 억제제가 포함된다. VEGF 수용체-기반 키메라 분자로는 VEGFR1(Flt1로서도 나타냄) 및/또는 VEGFR2(Flk1 또는 KDR로서도 나타냄)와 같은 VEGF 수용체의 2개 이상의 면역글로불린(Ig)-유사 도메인을 포함하는 키메라 폴리펩타이드가 포함되고, 또한, 다량체화 도메인(예를 들면, 2개 이상의 키메라 폴리펩타이드의 다량체화[예를 들면, 2량체화]를 용이하게 하는 Fc 도메인)도 함유할 수 있다. 더욱 상세하게는 상기 VEGF 길항제는 아세틸화된 Flt-1(1-3)-Fc, Flt-1(1-3R>N)-Fc, Flt-1(1-3ΔB)-Fc, Flt-1(2-3ΔB)-Fc, Flt-1(2-3)-Fc, Flt-1D2-VEGFR3D3-FcΔC1(a), Flt-1D2-Flk-1D3-FcΔC1(a), 또는 VEGFR1R2-FcΔC1(a)를 포함할 수 있다.
- [0506] 본 명세서에서 용어 "항체"(Abs) 및 "면역글로불린"(Igs)은 동일한 구조적 특성을 갖는 당단백질이다. 항체는 특정 항원에 대한 결합 특이성을 나타내는 한편, 면역글로불린은 항원 특이성이 부재한 다른 항체형 분자 및 항체 모두가 포함된다. 면역글로불린의 폴리펩타이드는 예를 들어 림프계에 의해서는 낮은 수치로 생산되며, 골수종에 의해서는 증가된 수치로 생산된다.
- [0507] 본 명세서에서 용어 "항체"는 가장 넓은 의미로 사용되고, 구체적으로는 단클론 항체 (전체 길이의 단클론 항체 포함), 다클론 항체, 다중특이성 항체 (예를 들어, 이중특이성 항체) 및 목적하는 생물학적 활성을 나타내는 항체 단편을 포함한다.
- [0508] "항체 단편"은 전체 길이의 항체의 일부, 일반적으로 그의 항원 결합 또는 가변 영역을 포함한다. 항체 단편의 예는 Fab, Fab', F(ab')₂ 및 Fv 단편; 디아바디 (diabody); 선형 항체; 단쇄 항체 분자; 및 항체 단편으로부터 형성된 다중특이성 항체를 포함한다.
- [0509] 본 명세서에서 사용되는 용어 "단클론 항체"는 실질적으로 동종 항체들의 집단으로부터 얻어지는 항체를 의미하며, 즉 집단을 이루는 개별 항체들은 소량 존재할 수 있는 가능한 천연 돌연변이를 제외하고는 동일하다. 단일 항원 부위에 대해 유도되는 단클론 항체는 매우 특이적이다. 또한, 전형적으로 상이한 항원 결정군 (determinant) (에피토프)에 대해 유도되는 상이한 항체들을 포함하는 통상의 (다클론) 항체 체제와는 달리, 각각의 단클론 항체는 항원 상의 단일 항원 결정군에 대해 유도된다. 수식어 "단클론"은 항체의 특성이 항체들의 실질적으로 동종 집단으로부터 얻어지는 것을 나타내며, 임의의 특정 방법으로 항체를 생산하는 것을 요구하는 것으로 해석되지 않는다. 예를 들어, 본 발명에 따라 사용되는 단클론 항체는 문헌[Kohler 등, Nature 256:495 (1975)]에 처음 기재된 하이브리도마 방법에 의해 제조할 수 있거나, 재조합 DNA 방법 (예를 들어, 미국 특허 제4,816,567호 참조)에 의해 제조할 수 있다. "단클론 항체"는 또한 예를 들어, 문헌[Clackson 등, Nature 352:624-628 (1991); 및 Marks 등, J. Mol. Biol. 222:581-597 (1991)]에 기재된 기법을 이용하여 파지 항체 라이브러리로부터 단리할 수도 있다.
- [0510] 본 명세서에서 단클론 항체는 구체적으로, 중쇄 및(또는) 경쇄의 일부가 특정 종에서 유래되거나 특정 항체 클래스 또는 서브클래스에 속하는 항체의 상응하는 서열과 동일하거나 유사하지만, 사슬(들)의 나머지는 다른 종에서 유래되거나 다른 항체 클래스 또는 서브클래스에 속하는 항체의 상응하는 서열과 동일하거나 유사한 "키메라" 항체 (면역글로불린) 뿐만 아니라, 목적하는 생물학적 활성을 나타내는 이러한 항체의 단편을 포함한다 (미국 특허 제4,816,567호; 및 Morrison 등, Proc. Natl. Acad. Sci. USA 81:6851-6855 (1984)).
- [0511] 비인간 (예를 들어, 설치류) 항체의 "인간화" 형태는 비인간 면역글로불린으로부터 유래된 최소의 서열을 포함하는 키메라 항체이다. 대부분, 인간화 항체는 수여자의 초가변 영역 잔기가 목적하는 특이성, 친화도 및 능력을 갖는 마우스, 래트, 토끼 또는 비인간 영장류와 같은 비인간 종 (공여자 항체)으로부터의 초가변 영역 잔기로 교체된 인간 면역글로불린 (수여자 항체)이다. 몇몇 경우, 인간 면역글로불린의 프레임워크 영역 (FR) 잔기가 상응하는 비인간 잔기로 교체된다. 더욱이, 인간화 항체는 수여자 항체 또는 공여자 항체에서 발견되지 않는 잔기를 포함할 수 있다. 이들 변형은 항체 성능을 더욱 개량시키기 위해 행해질 수 있다. 일반적으로, 인간화 항체는 모든 또는 실질적으로 모든 초가변 영역이 비인간 면역글로불린의 것에 상응하고, 모든 또는 실질적으로 모든 FR 영역이 인간 면역글로불린 서열의 것인 하나, 전형적으로 2개 이상의 가변 도메인을 실질적으로 모두 포함할 것이다. 또한, 인간화 항체는 임의로 면역글로불린 불변 영역 (Fc), 전형적으로 인간 면역글로불린의 불변 영역의 적어도 일부를 포함할 것이다.

- [0512] "단쇄 Fv" 또는 "sFv" 항체 단편은 단일 폴리펩티드 사슬에 존재하는, 항체의 VH 및 VL 도메인을 포함한다. 일반적으로, Fv 폴리펩티드는 sFv가 항원 결합을 위한 바람직한 구조를 형성하도록 하는 VH 및 VL 도메인 사이의 폴리펩티드 링커를 더 포함한다.
- [0513] 용어 "디아바디"는 동일한 폴리펩티드 사슬(VH-VL) 내의 경쇄 가변 도메인 (VL)에 연결된 중쇄 가변 도메인 (VH)을 포함하는, 2개의 항원 결합 부위를 갖는 작은 항체 단편을 의미한다. 동일한 사슬 상의 2개의 도메인 사이의 대합을 허용하기에는 너무 짧은 링커를 사용하여, 도메인을 다른 사슬의 상보적인 도메인과 강제로 대합시켜 2개의 항원 결합 부위를 생성시킨다. 디아바디는 예를 들어, 유럽 특허 제404,097호; 국제 특허 출원 공개 제93/11161호; 및 문헌[Hollinger 등, Proc. Natl. Acad. Sci. USA, 90:6444-6448 (1993)]에 보다 상세하게 기재되어 있다. 본 발명의 일 구체예에 있어서, 상기 VEGF 길항제는 라니비주맵(Ranibizumab), 아플리버셉틴(afliberceptin), 또는 베바시주맵(bevacizumab)을 포함할 수 있다.
- [0514] 상기 약물은 목적 순도를 갖는 약물을 임의의 제약상 허용되는 담체, 부형제 또는 안정화제와 함께 혼합함으로써 동결건조 제제 또는 수용액의 형태로 제조되어 보관된다 [Remington's Pharmaceutical Sciences 16판, Osol, A. Ed. (1980)]. 적합한 담체, 부형제 또는 안정화제는 사용되는 투여량 및 농도에서 복용자에게 비독성이고, 완충액, 예를 들어 인산염, 시트르산염 및 기타 유기산; 아스코르브산 및 메티오닌을 포함하는 항산화제; 보존제 (예를 들어 옥타데실디메틸벤질 암모늄 클로라이드; 헥사메토늄 클로라이드; 벤즈알코늄 클로라이드, 벤즈에토늄 클로라이드; 페놀, 부틸 또는 벤질 알콜; 알킬 파라벤, 예를 들어 메틸 또는 프로필 파라벤; 카테콜; 레소르시놀; 시클로헥산올; 3-펜탄올; 및 m-크레졸); 저분자량 (약 10 잔기 미만) 폴리펩티드; 단백질, 예를 들어 혈청 알부민, 젤라틴 또는 면역글로불린; 친수성 중합체, 예를 들어 폴리비닐피롤리돈; 아미노산, 예를 들어 글리신, 글루타민, 아스파라긴, 히스티딘, 아르기닌 또는 라이신; 글루코스, 만노스 또는 텍스트린을 포함하여 단당류, 이당류 및 기타 탄수화물; 킬레이팅제, 예를 들어 EDTA; 당, 예를 들어 수크로스, 만니톨, 트레할로스 또는 소르비톨; 염 형성 반대 이온, 예를 들어 나트륨; 금속 착물 (예를 들어 Zn-단백질 착체); 및(또는) 비이온계 계면활성제, 예를 들어 TWEEN (상표명), PLURONICS (상표명) 또는 폴리에틸렌 글리콜 (PEG)를 포함한다.
- [0515] 본 발명의 일 구체예에 있어서, 상기 VEGF 길항제는 안전한 약학적으로 허용가능한 제형으로 제공될 수 있으며, 제형은 안약 용도(예를 들면, IVT)에 적당한 액체 제형이다. 액체 제형은 약학적으로 유효한 양의 VEGF 길항제를 포함한다. 제형은 또한 하나 이상의 약학적으로 허용가능한 담체, 완충제, 등장제, 안정화제 및/또는 부형제를 포함할 수 있다. 약학적으로 허용가능한 액체 제형의 예는 약학적으로 유효한 양으로 VEGF 길항제, 완충제, 폴리소르베이트와 같은 유기 공용매, NaCl과 같은 등장제 및 선택적으로 수크로오스 또는 트레할로오스와 같은 안정화제를 포함한다.
- [0516] 안정성은 pH의 결정, 색 및 외관의 시각 검사, 당업계에 공지된 방법, 예를 들어, UV 스펙트럼에 의한 총 단백질 함량의 결정을 포함하는 구체적인 시점에서 많은 방법으로 결정되며, 순도는 예를 들어, SDS-PAGE, 크기 배제 HPLC, 활성의 생물검정 결정, 등전점 전기영동(isoelectric focusing) 및 이소아스파르테이트(isoaspartate) 정량에 의해 결정될 수 있다.
- [0517] 생물검정의 일 실시예에 의할 때, VEGF 길항제 활성을 결정하는데 유용하며, BAF/3 VEGFR1/EPOR 셀라인은 본 발명의 VEGF 길항제에 의해 결합하는 VEGF165를 결정하는데 사용된다. 액체 제형은 산소-유도 환경에서 저장될 수 있다. 산소-유도 환경은 예를 들어, 질소 또는 아르곤과 같은 불활성 기체 하에서 제형을 저장함으로써 발생될 수 있다. 액체 제형은 바람직하게는 약 5° C에서 저장될 수 있다.
- [0518] 상기 제형은 동결건조 가능한 제형일 수 있다. 동결건조 가능한 제형은 용액, 현탁액, 에멀전 또는 투여 또는 사용을 위한 어떤 다른 적당한 형태로 복원될 수 있다. 동결건조 가능한 제형은 우선 액체로서 전형적으로 제조되고, 이어서 냉동 및 동결건조된다. 동결건조 전 총 액체 부피는 동결건조된 제형의 최종 복원된 부피보다 더 적거나, 동일하거나 또는 더 많을 수 있다. 동결건조 과정은 당업자에게 알려져 있으며, 제어된 조건하에서 냉동된 제형로부터 물의 승화를 전형적으로 포함한다.
- [0519] 동결건조된 제형은 넓은 범위의 온도에서 저장될 수 있다. 동결건조된 제형은 25°C 이하, 예를 들어, 2-8°C에서 냉장 또는 실온(예를 들어, 대략 25°C)에서 저장될 수 있다. 바람직하게는, 동결건조된 제형은 약 25° C 이하, 더 바람직하게는, 약 4-20°C 이하; 약 4°C 이하; 약 -20°C; 약 -40°C; 약 -70°C, 또는 약 -80°C 이하에서 저장된다. 동결건조된 제형의 안정성은, 예를 들어, 케익의 시각적 외관에 의해서 및/또는 수분 함량에 의해서 수많은 당업계의 방법으로 결정될 수 있다.
- [0520] 동결건조된 제형은 동결건조된 제형을 용해시키기 위한 수용액의 첨가에 의해 전형적으로 복원하여 사용된다.

크게 다양한 수용액은 동결건조된 제형을 복원하는데 사용될 수 있다. 바람직하게는, 동결건조된 제형은 물을 사용하여 복원된다. 동결건조된 제형은 바람직하게는 필수적으로 물(예를 들어, USP WFI 또는 주사용수) 또는 정균수(예를 들어, 0.9%(w/v) 벤질 알코올을 가지는 USP WFI)로 구성되는 용액으로 복원된다. 그러나, 완충제 및/또는 부형제 및/또는 하나 이상의 약학적으로 허용가능한 담체를 포함하는 용액들이 또한 사용될 수 있다.

- [0521] 냉동-건조 또는 동결건조된 제형은 전형적으로 액체, 즉, 용액, 현탁액, 에멀전 등으로부터 제조된다. 따라서, 냉동-건조 또는 동결건조를 받는 액체는 바람직하게는 최종의 복원된 액체 제형에서 요망되는 모든 성분을 포함한다. 결과로서, 복원될 때, 냉동-건조 또는 동결건조된 제형은 복원시 요망되는 액체 제형을 제공할 것이다.
- [0522] 일 실시예로서, 약액저장매체(20)는 상기 안과 조성물 또는 안과 약물을 내부에 저장할 수 있다. 약액저장매체(20)는 약액이 통과하여 외부로 토출되는 주사바늘을 포함할 수 있다. 이때, 약액저장매체(20)가 제1 약액(241)만 포함하는 경우, 약액저장매체(20)에 형성된 니들홀(H1)이 주사바늘의 기능을 수행할 수 있으며, 제1 약액(241)의 주입속도를 계산하기 위해서는 니들홀(H1)의 구경(TA4)이 고려될 수 있다.
- [0523] 다른 실시예로서, 약액저장매체(20)가 제1 약액(241)과 제2 약액(251)을 모두 포함하는 도 14B에 도시된 바와 같은 구조인 경우 제1 약액(241)의 주입속도를 계산하기 위해서는 제1 약액저장부와 연통된 주사바늘(247)의 구경(TA3)이 고려될 수 있다. 이하에서는, 약액저장매체(20)가 제1 약액(241) 및 제2 약액(251)을 모두 포함하는 경우를 중심으로 설명한다.
- [0524] 냉각장치(10)는 약액저장매체(20)를 수용하며 제1 치료용량의 제1 약액을 제1 시간 이내로 타겟영역으로 전달하기 위한 주입유닛(160)을 구비할 수 있다. 냉각장치(10)는 약액저장매체(20)를 통해 타겟영역에 냉각을 수행하기 위하여 약액저장매체(20)로 냉각에너지를 전달할 수 있다.
- [0525] 여기서, 약액저장매체(20)는 냉각장치(10)에 삽입되는 삽입영역과 비삽입영역을 포함하고, 삽입영역으로부터 전달받은 냉각에너지를 접촉한 타겟영역으로 전달하는 냉각기능을 수행할 수 있다.
- [0526] 약물 전달 시스템(2)은 약물을 타겟영역으로 주사하기 전 냉각을 이용하여 타겟영역에 마취를 수행할 수 있다. 이때, 약물은 냉각을 통해 마취된 신경이 다시 깨어나기 전에 타겟영역으로 주입되어야 한다. 따라서, 약물 전달 시스템(2)은 제한된 제1 시간 이내에 제1 약액(241)을 타겟영역으로 주입하는 것을 특징으로 한다.
- [0527] 제1 시간은 타겟영역에서의 냉각정도에 의해 결정될 수 있다. 냉각정도는 타겟영역에서의 냉각 수행 시간, 마취 유지 시간, 냉각 온도, 표면으로부터 신경까지의 거리 중 적어도 하나에 의해 결정될 수 있다. 일 실시예로서, 제1 시간은 1분 이내일 수 있으나, 본 발명의 기술적 사상은 이에 제한되지 않는다. 다른 실시예로서, 마취 유지 시간을 고려하였을 때, 타겟영역의 온도가 높아지는데 약 10초 내지 15초 정도 걸리고, 온도가 높아져 신경이 깨어나는데 약 10초 내지 15초 정도 걸리므로, 제1 시간은 30초 이내일 수 있다.
- [0528] 한편, 약물 전달 시스템(2)은 제1 치료용량의 제1 약액(241)을 제1 시간 이내로 타겟영역으로 전달하기 위하여 주입유닛(160)의 주입속도를 제어하는 주입속도제어부(175)를 더 구비할 수 있다. 주입속도제어부(175)는 타겟영역에서의 냉각정도, 제1 치료용량, 제1 시간, 주사바늘(247)의 구경(TA3), 제1 약액(241)의 종류 중 적어도 하나를 이용하여 주입속도를 연산할 수 있다.
- [0529] 주입속도제어부(175)는 데이터베이스(1751) 및 연산부(1753)를 포함할 수 있다. 데이터베이스(1751)는 약액의 종류에 대응되는 물성, 예를 들면 점도(viscosity) 등 연산부(1753)에서 주입속도 계산을 위해 필요한 데이터가 저장될 수 있다. 연산부(1753)는 저장된 데이터를 이용하여 주입속도를 계산할 수 있다. 주입속도제어부(175)는 연산부(1753)으로부터 계산된 주입속도로 주입유닛(160)을 제어함으로써, 제1 시간 이내 타겟영역으로 제1 약액(241)을 전달할 수 있다.
- [0530] 한편, 다른 실시예로서, 약물저장매체(20)는 저장된 제1 약액(241)의 종류 및 제1 치료용량 정보를 냉각장치(10)로 저장 또는 전달하는 제품정보 저장부를 더 포함할 수 있다. 이러한 제품정보 저장부는 약물저장매체(20)의 표면에 패턴 형태로 표시될 수 있다. 상기한 패턴은 바코드, QR 코드, 문자코드, 도형코드일 수 있다. 냉각장치(10)는 상기한 제품정보부(미도시)로부터 정보를 전달받을 수 있는 바코드 리더기 등과 같은 감지수단을 더 구비할 수 있다.
- [0531] 또는, 제품정보 저장부는 상기한 정보를 저장하는 회로칩으로 이루어질 수도 있다. 이때, 냉각장치(10)에 약물저장매체(20)가 삽입되어 전기적 접속이 이루어지는 것에 의해, 주입속도제어부(175)는 약물저장매체(20)에 저장된 제1 약액(241)의 종류 및 제1 치료용량에 관한 정보를 획득할 수도 있다.
- [0532] 전술한 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 약물 전달 시스템은 냉각 수행과 연계되어 최적의 시간 안에 치

료액을 타겟영역으로 주입할 수 있게 되어, 약액에 의한 최적의 효과를 창출할 수 있다.

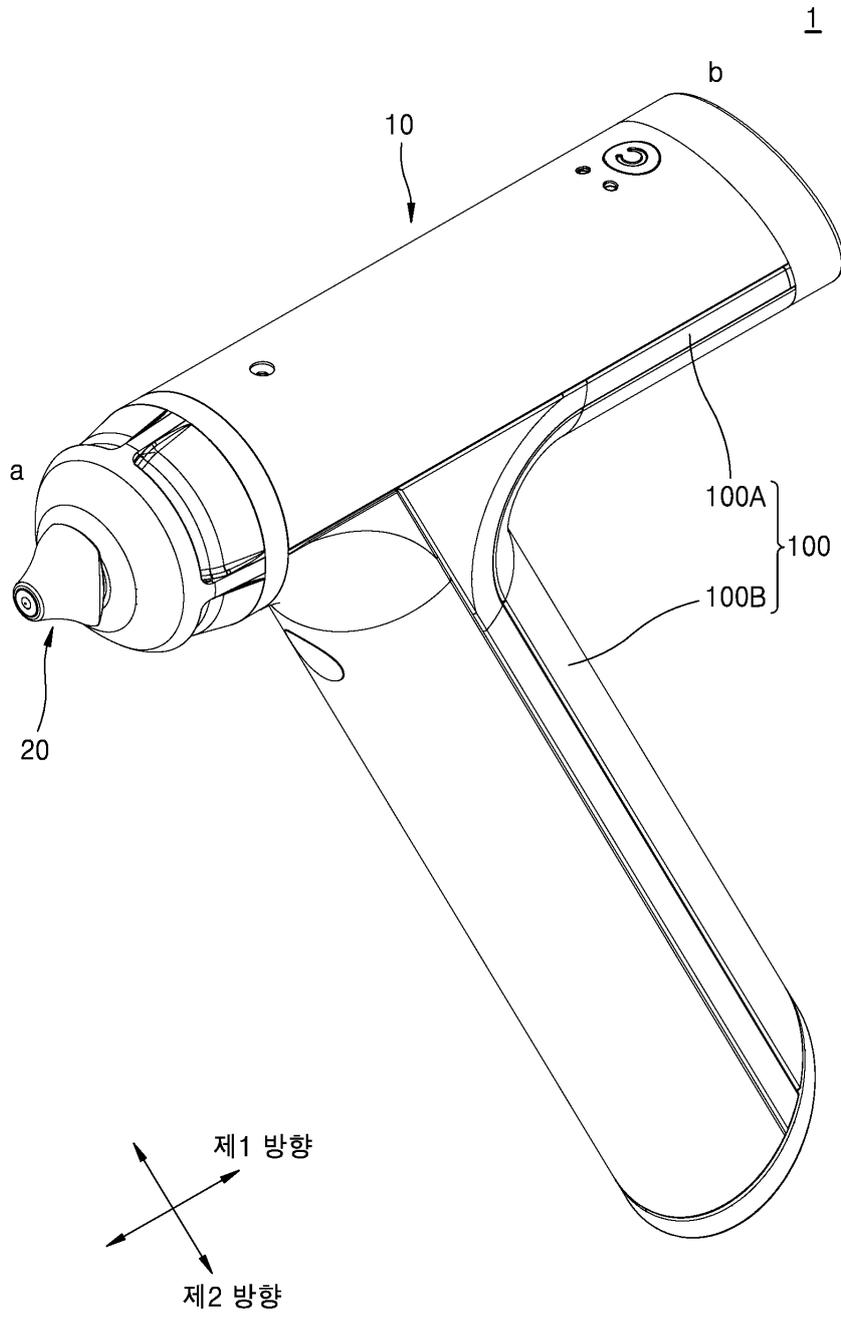
[0533] 이와 같이 본 발명은 도면에 도시된 일 실시예를 참고로 하여 설명하였으나 이는 예시적인 것에 불과하며 당해 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이로부터 다양한 변형 및 실시예의 변형이 가능하다는 점을 이해할 것이다. 따라서, 본 발명의 진정한 기술적 보호 범위는 첨부된 특허청구범위의 기술적 사상에 의하여 정해져야 할 것이다.

부호의 설명

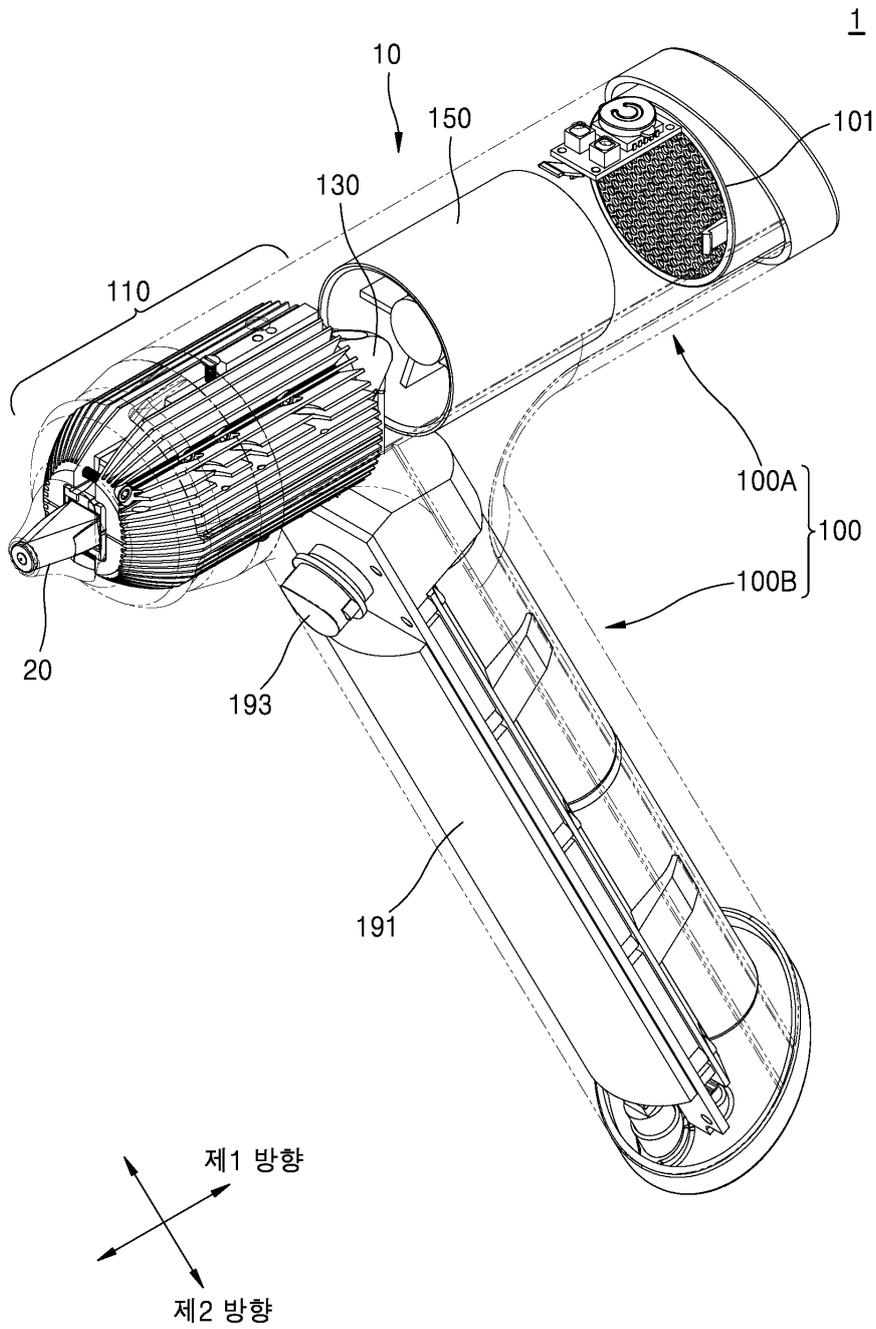
- [0534]
- 1 : 의료용 냉각 시스템
 - 10 : 의료용 냉각 장치
 - 100 : 바디부
 - 110 : 냉각유닛
 - 111 : 냉각매체 수용부
 - 112 : 결합부
 - 113 : 냉각발생부
 - 114 : 방열부
 - 116 : 열전달매개체
 - 141: 압력센서부
 - 150 : 송풍부
 - 20 : 냉각매체
 - 30 : 가이드부재

도면

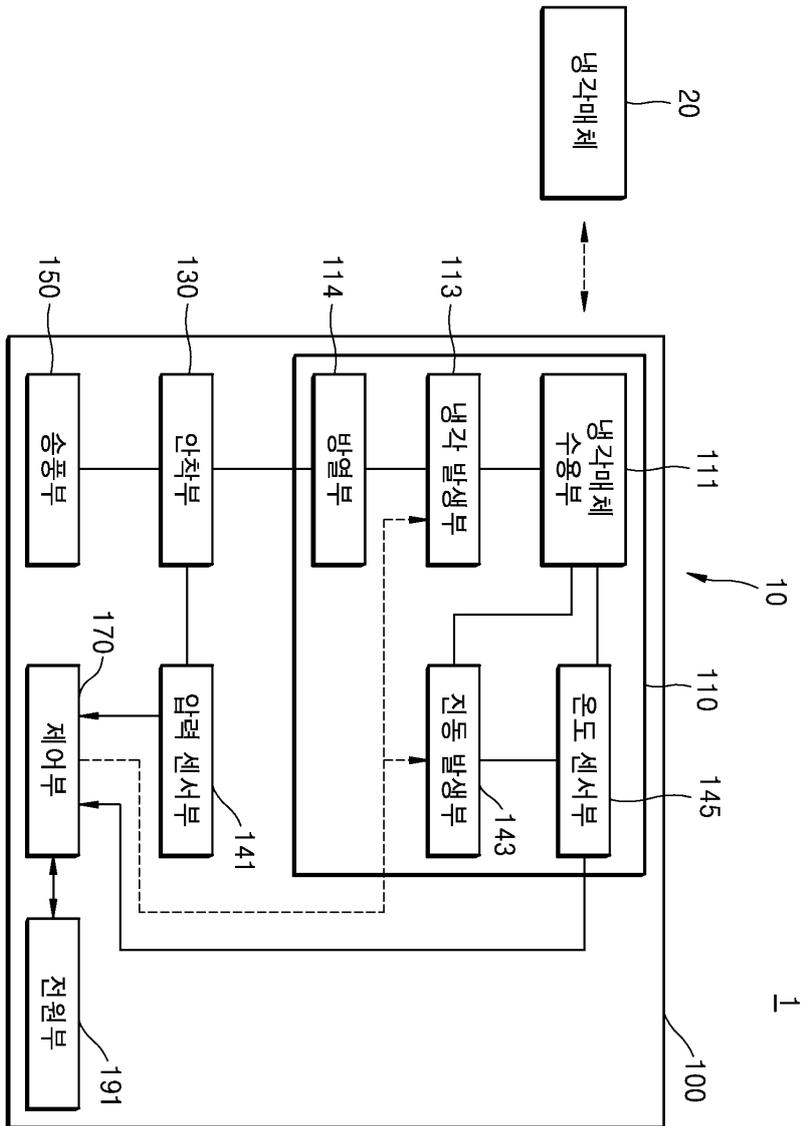
도면1a



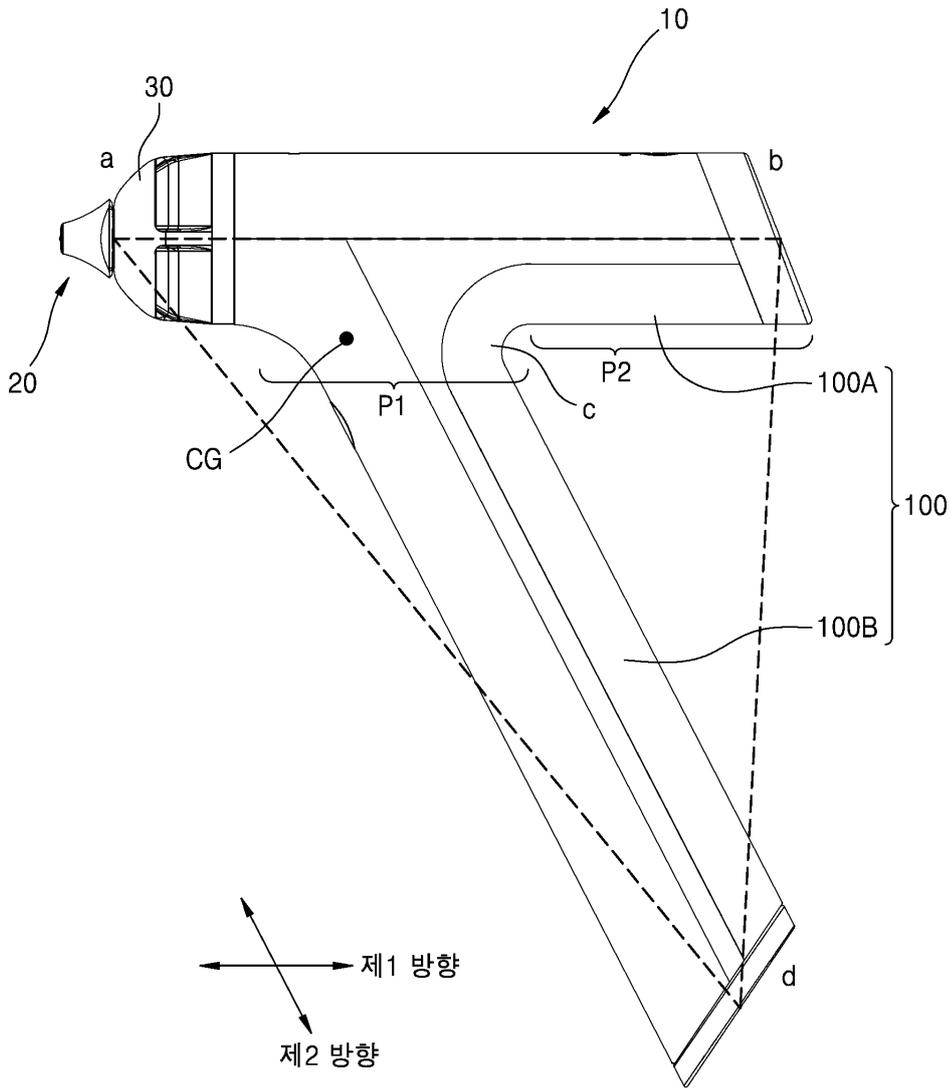
도면1b



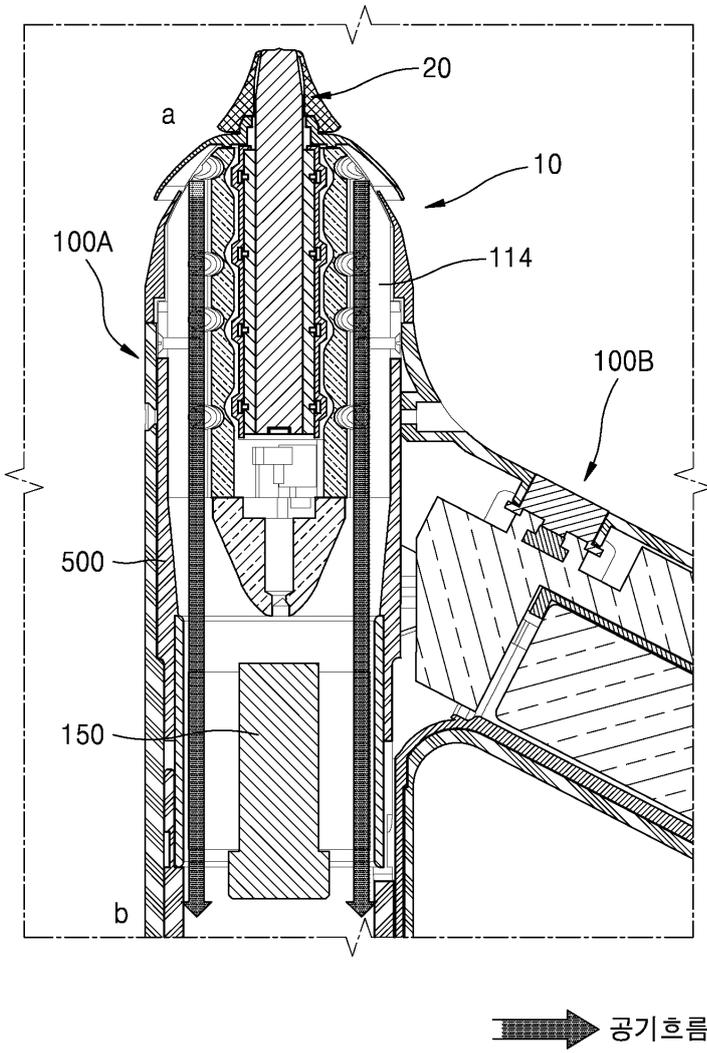
도면1c



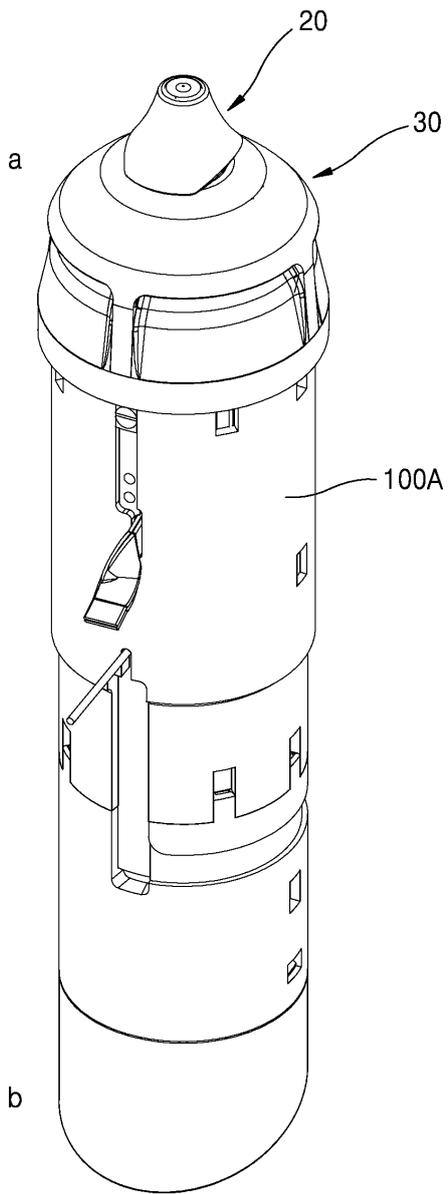
도면1d



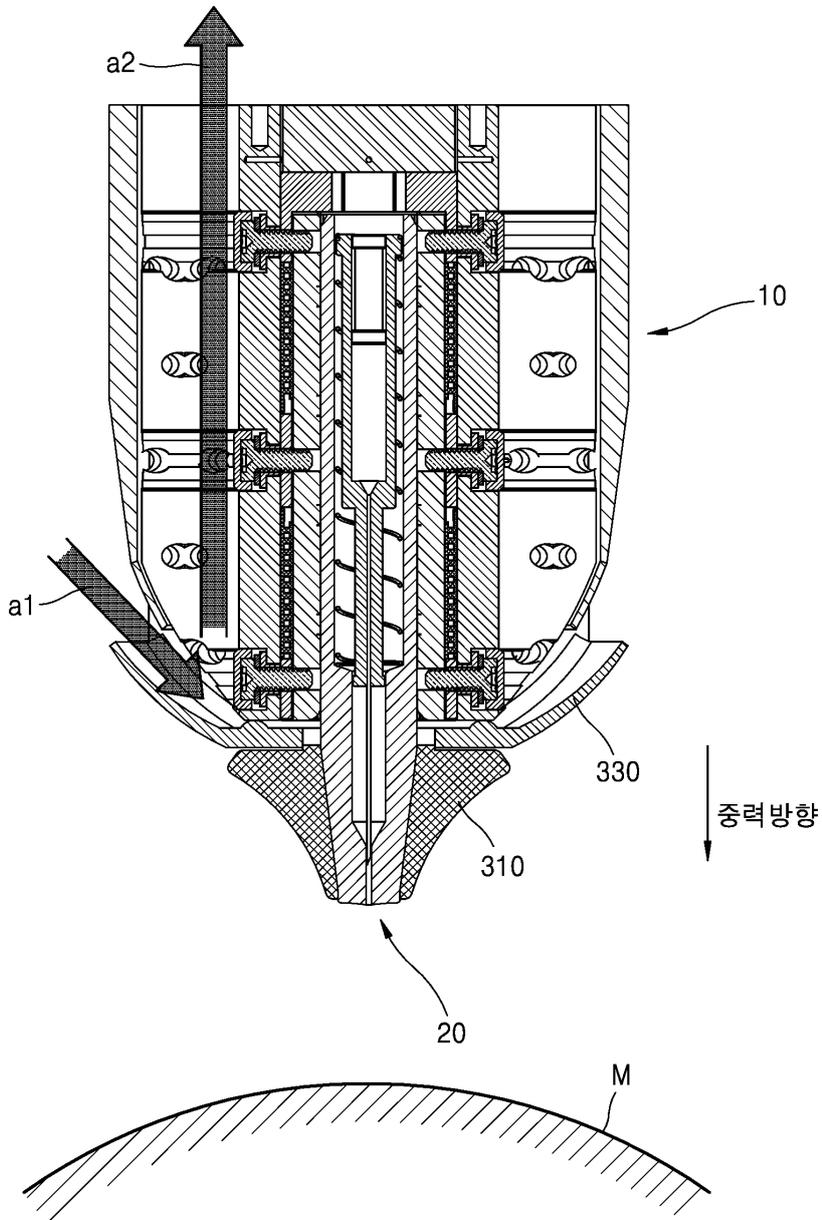
도면1e



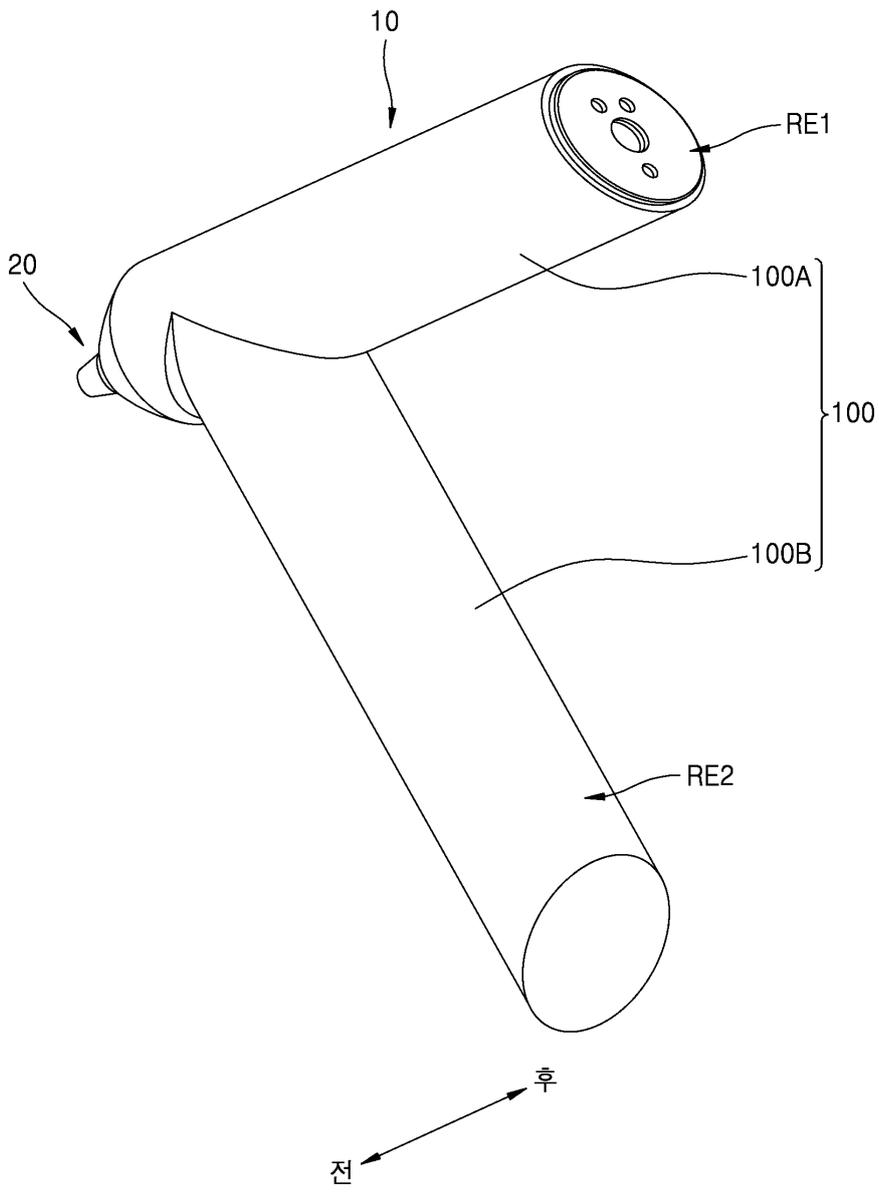
도면1f



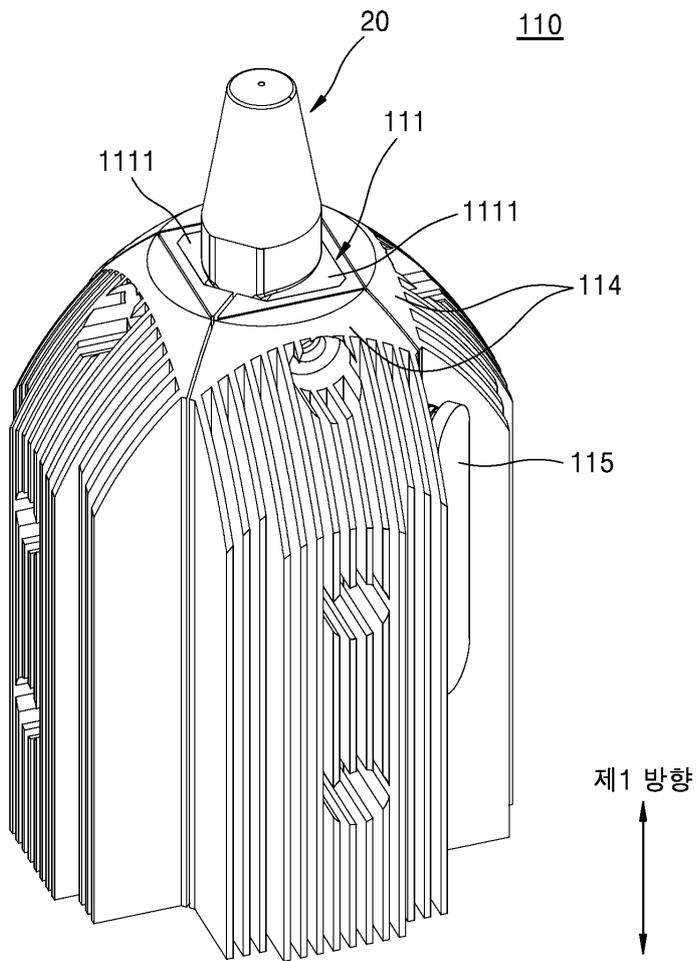
도면1g



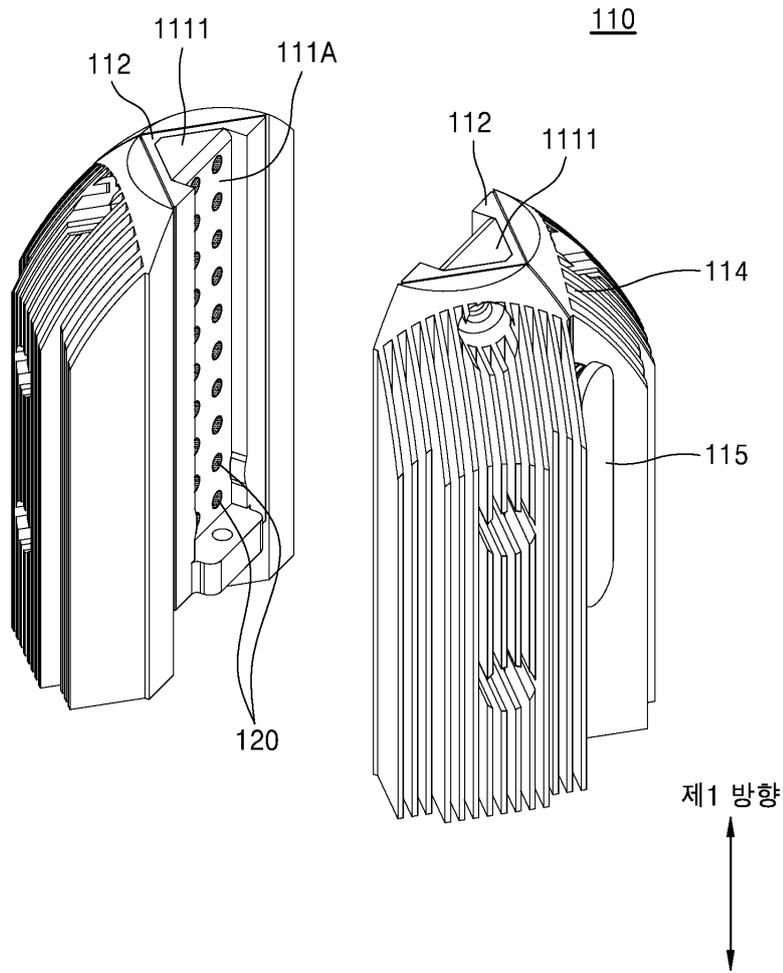
도면1h



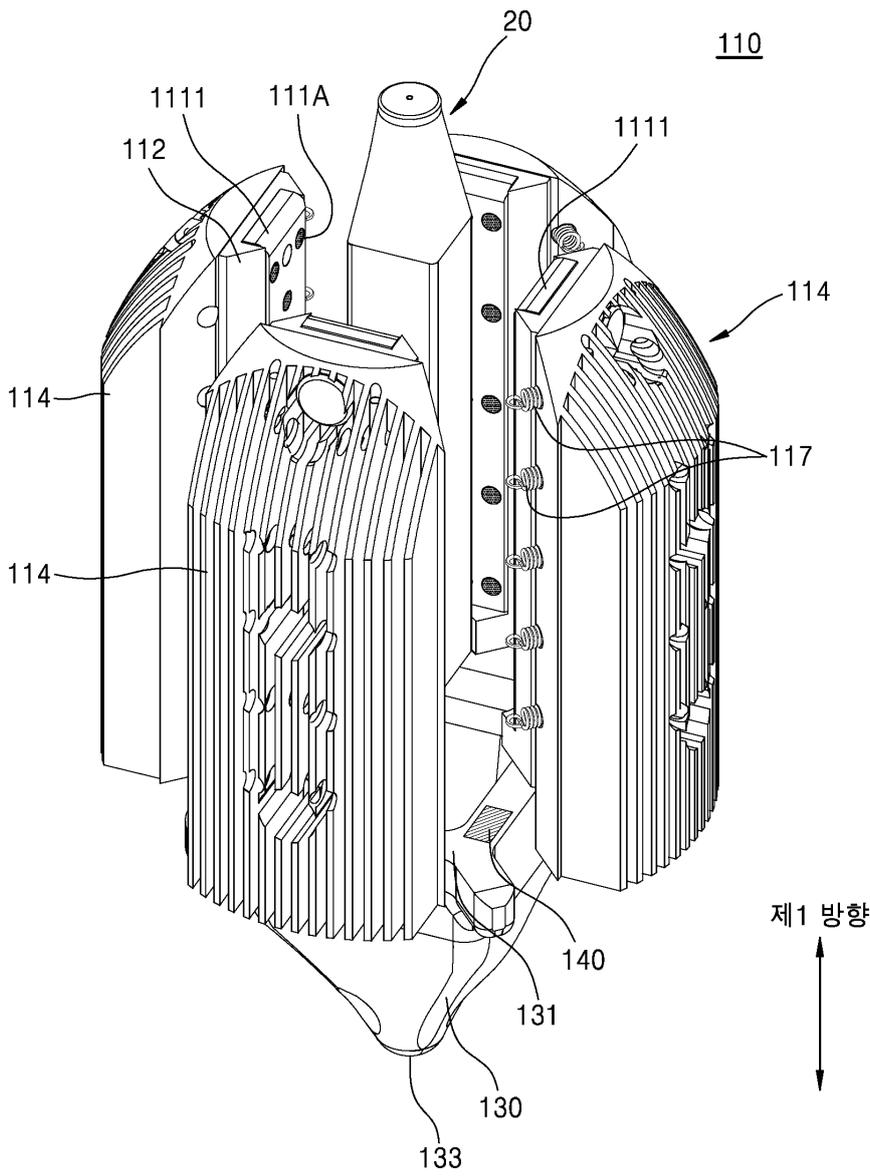
도면2a



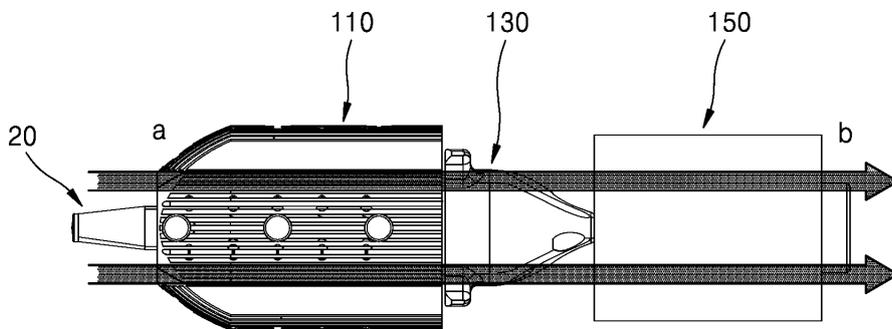
도면2b



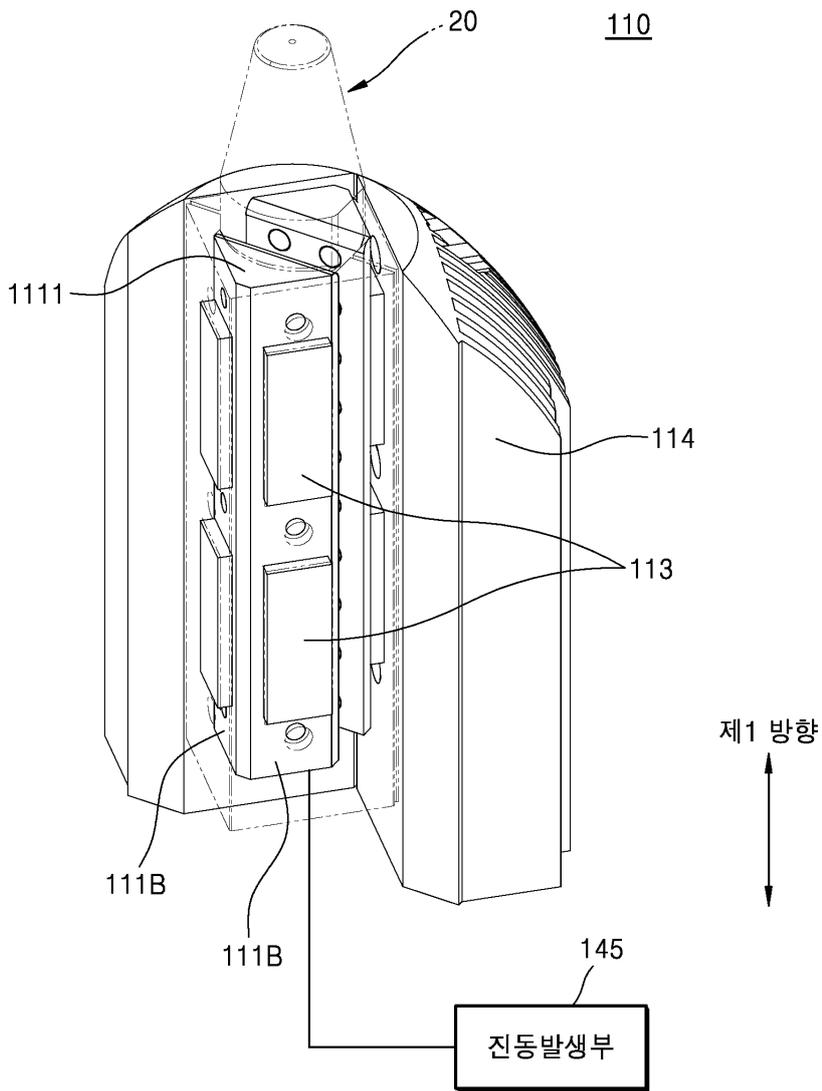
도면2c



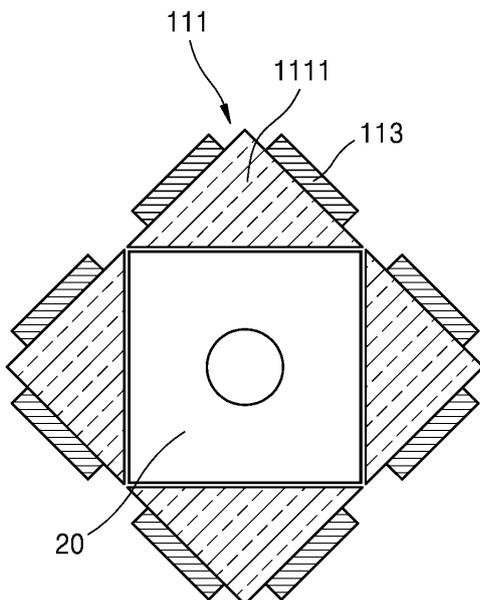
도면2d



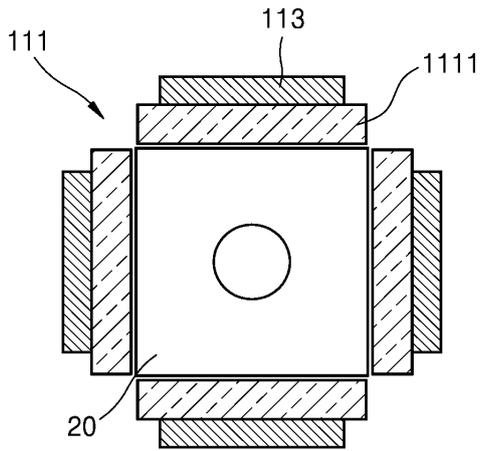
도면2e



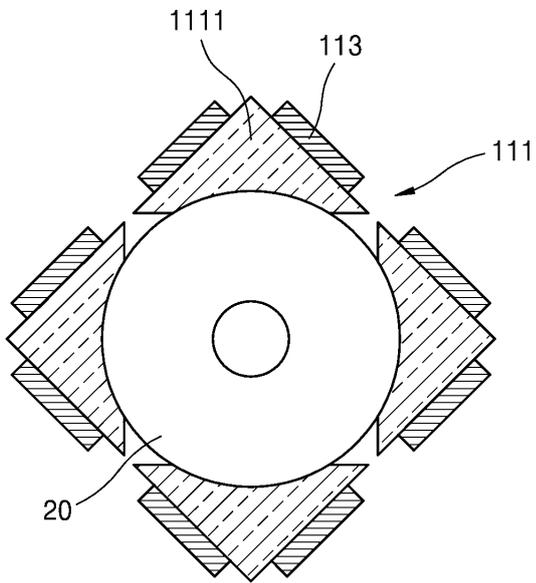
도면2f



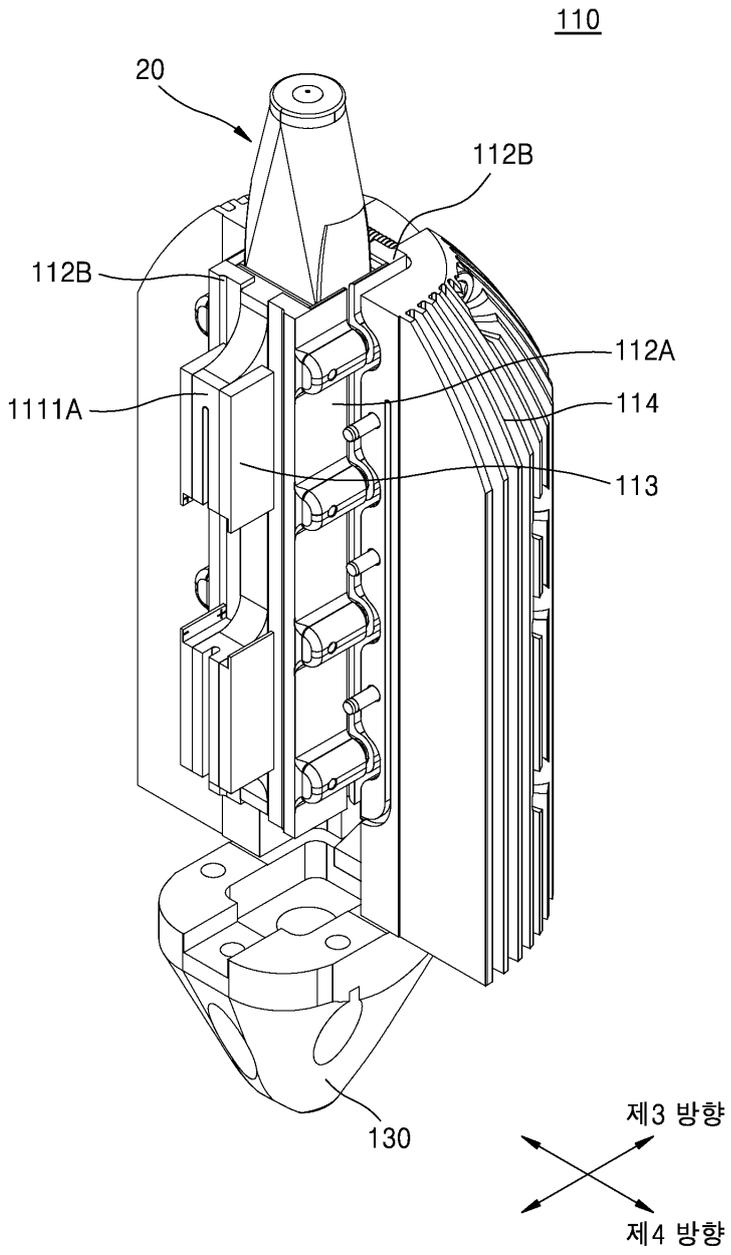
도면2g



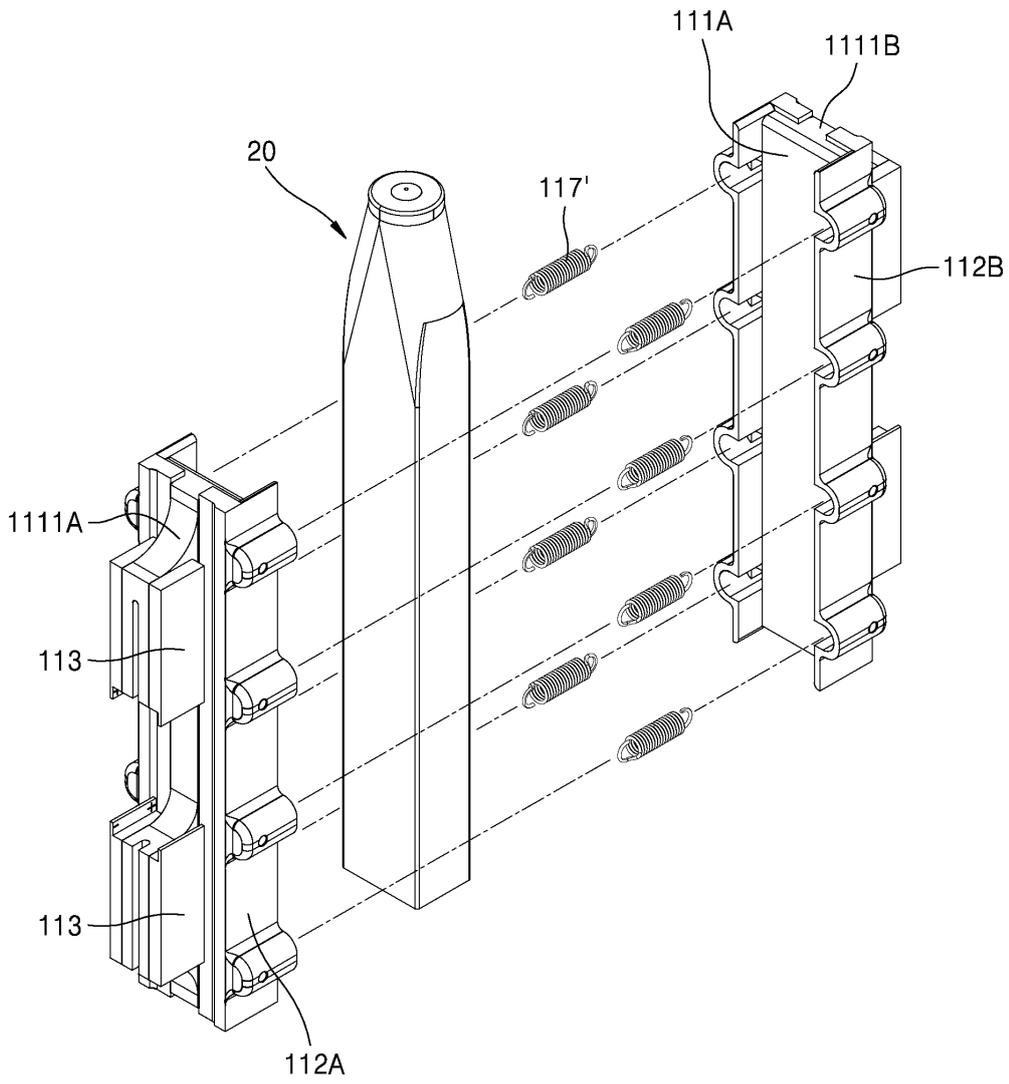
도면2h



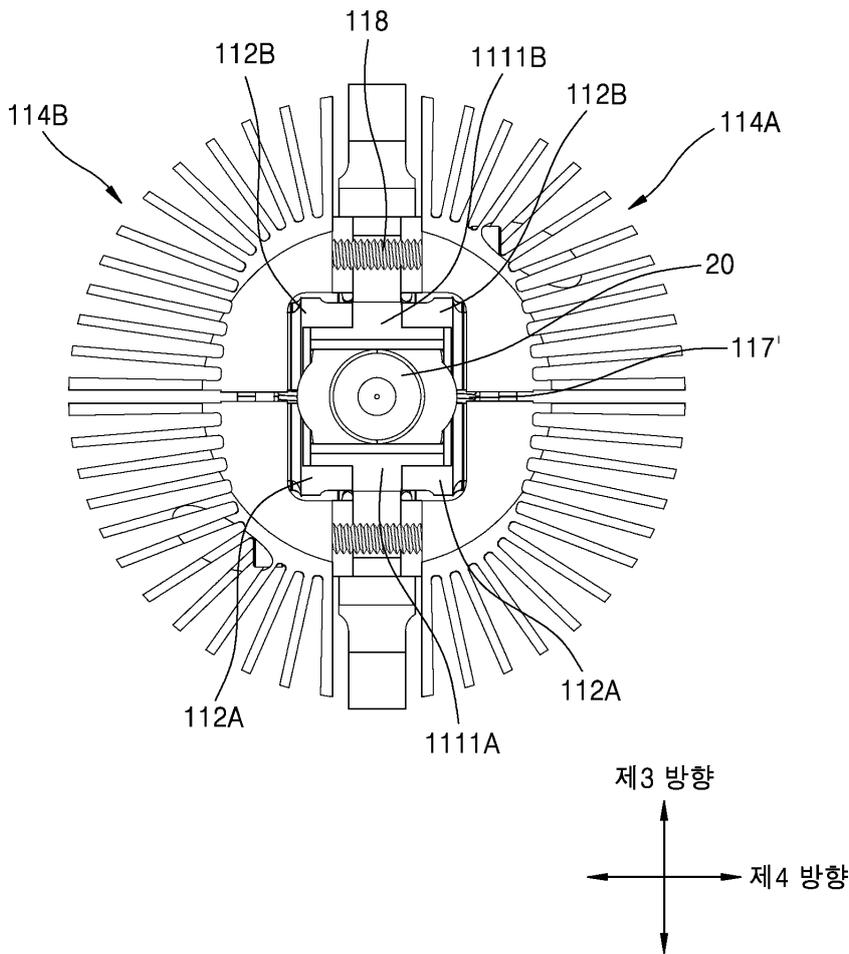
도면2i



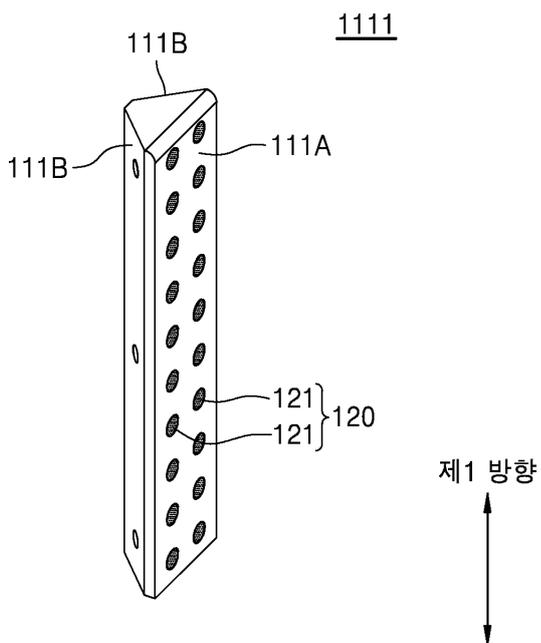
도면2j



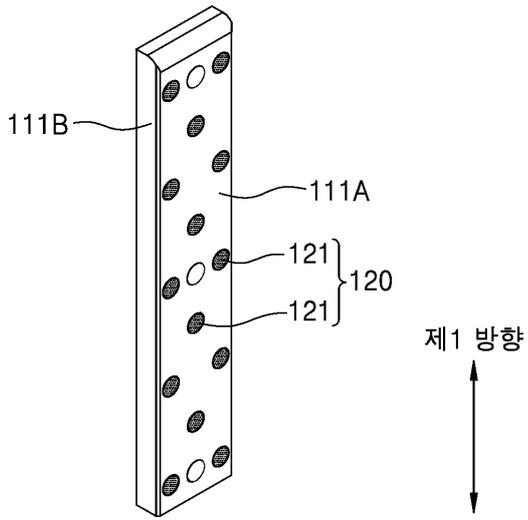
도면2k



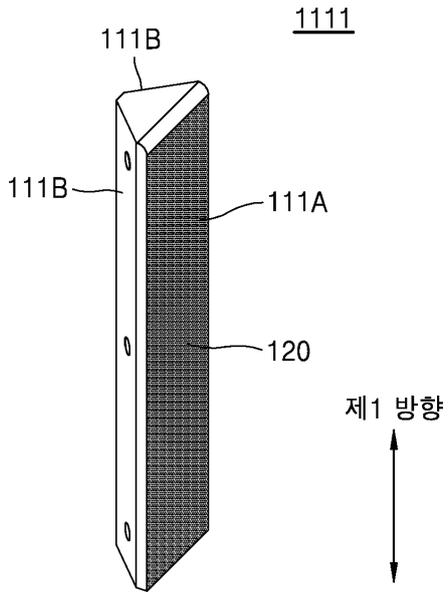
도면3a



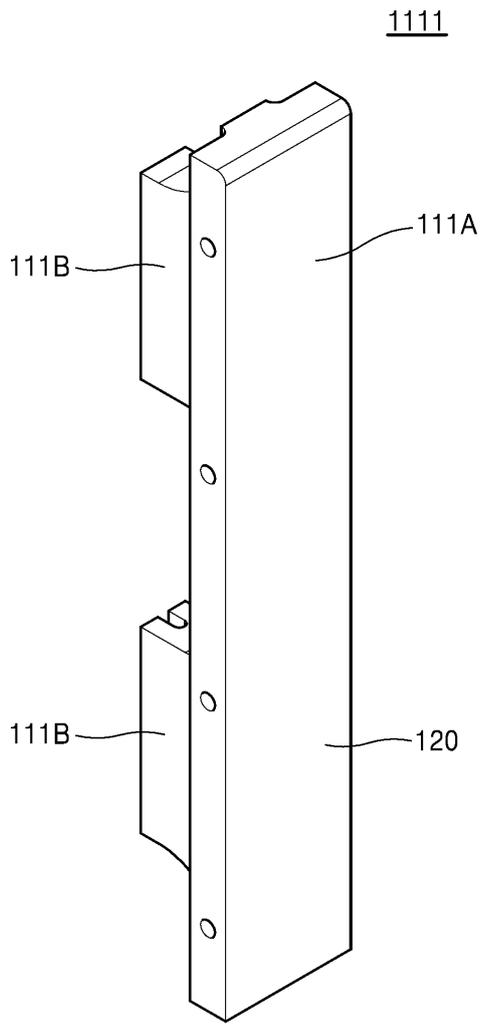
도면3b



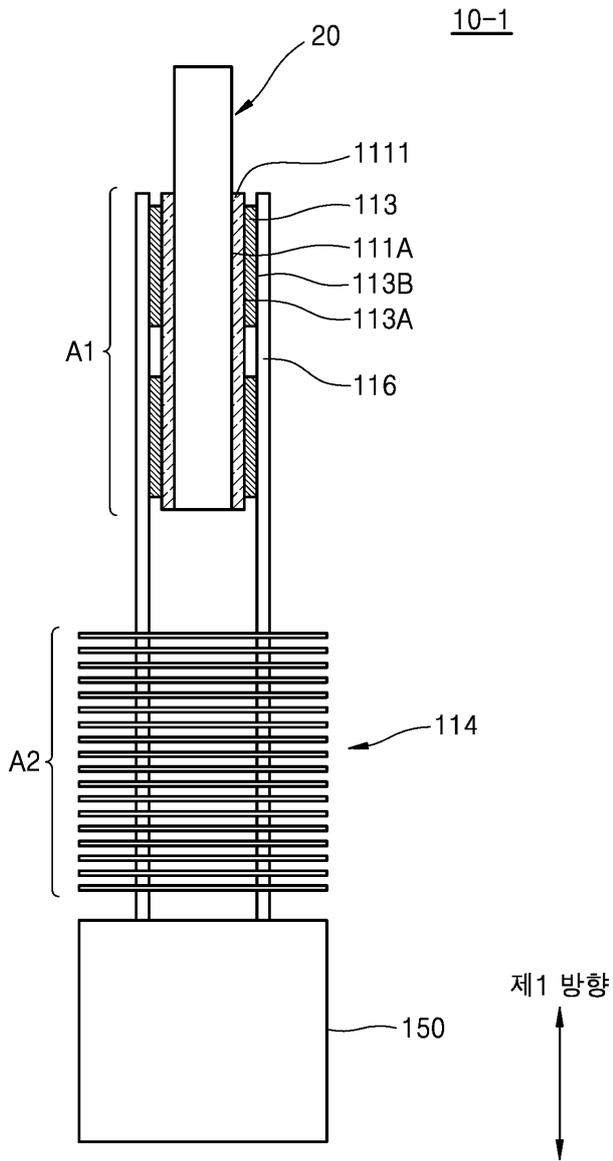
도면3c



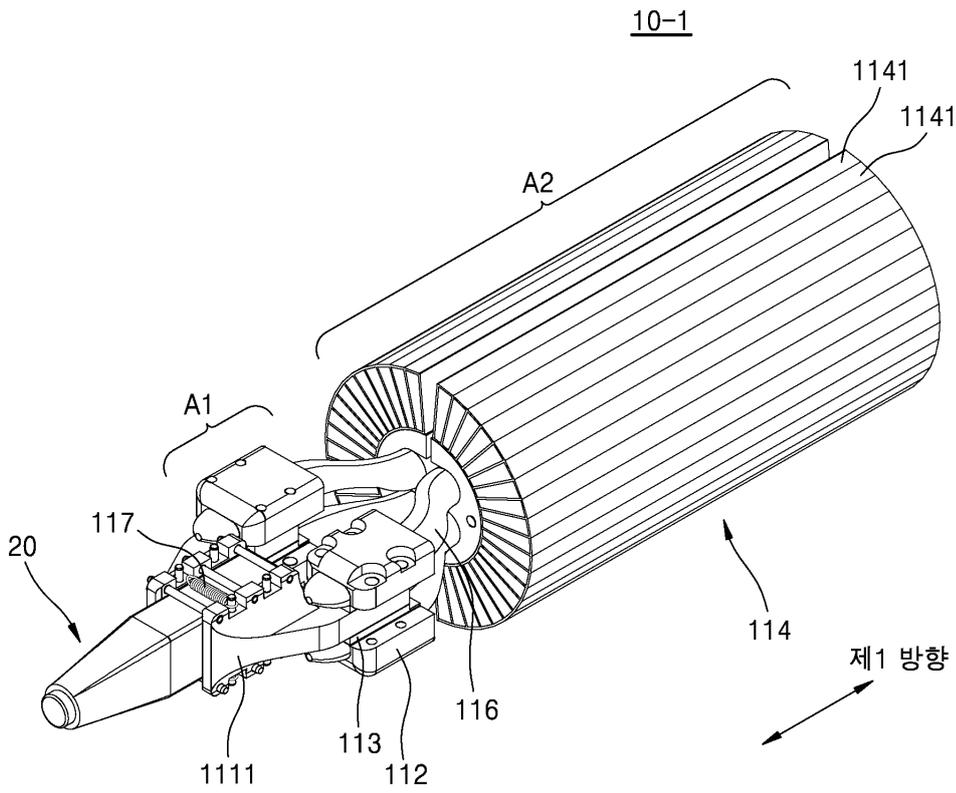
도면3d



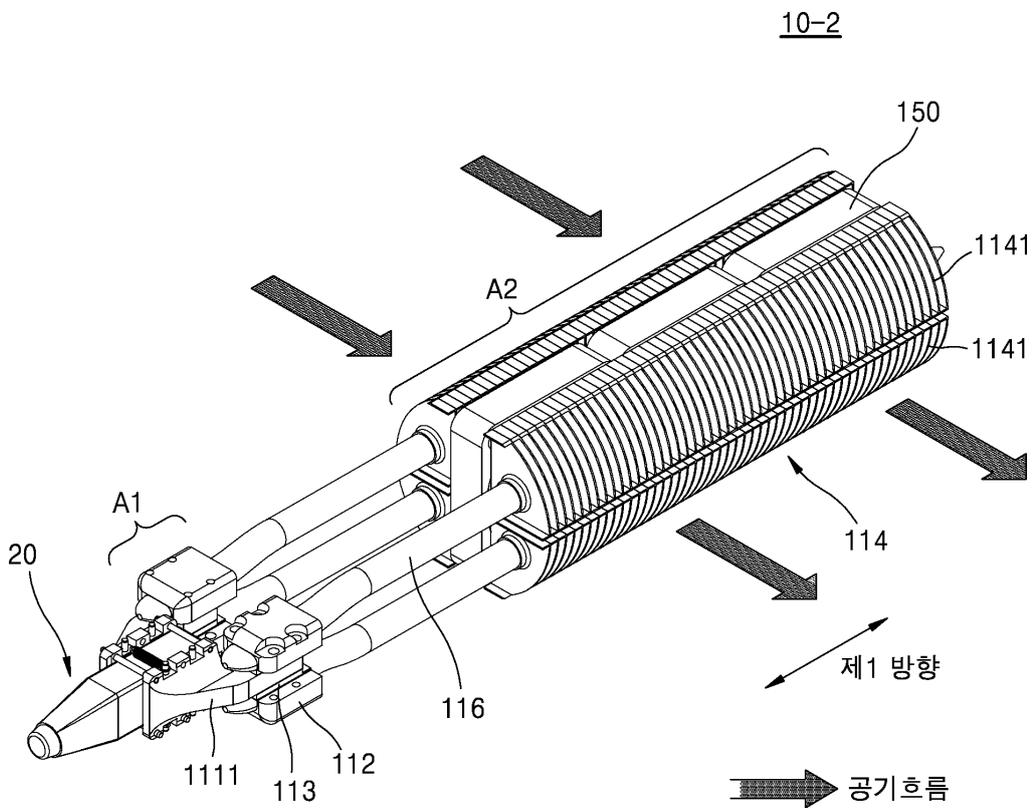
도면4a



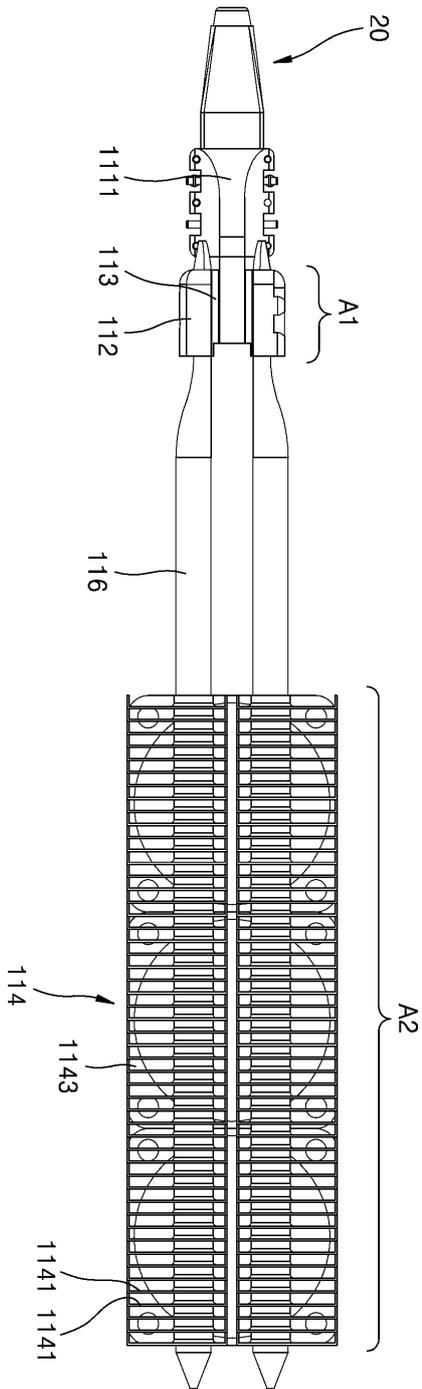
도면4b



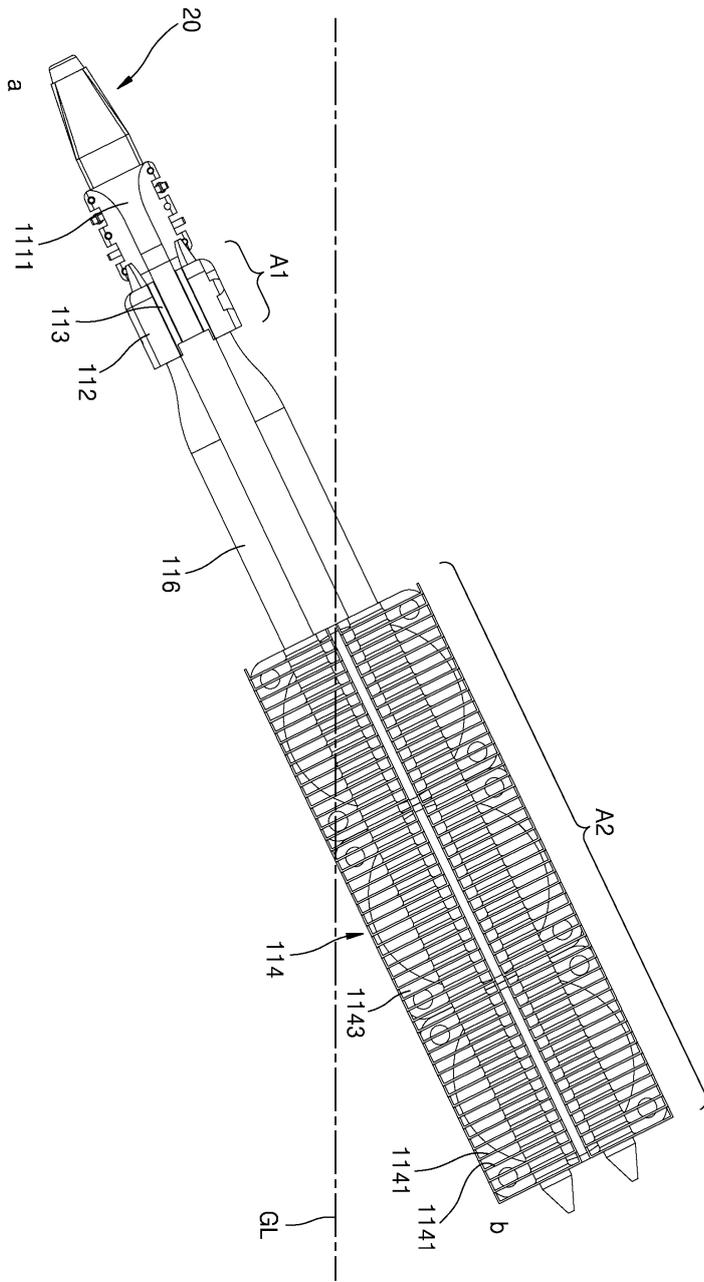
도면4c



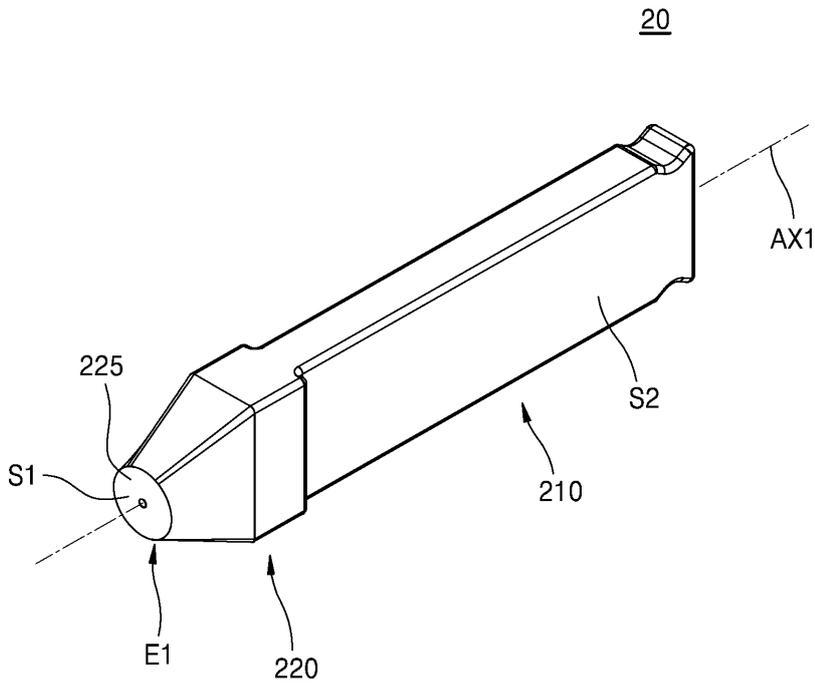
도면4d



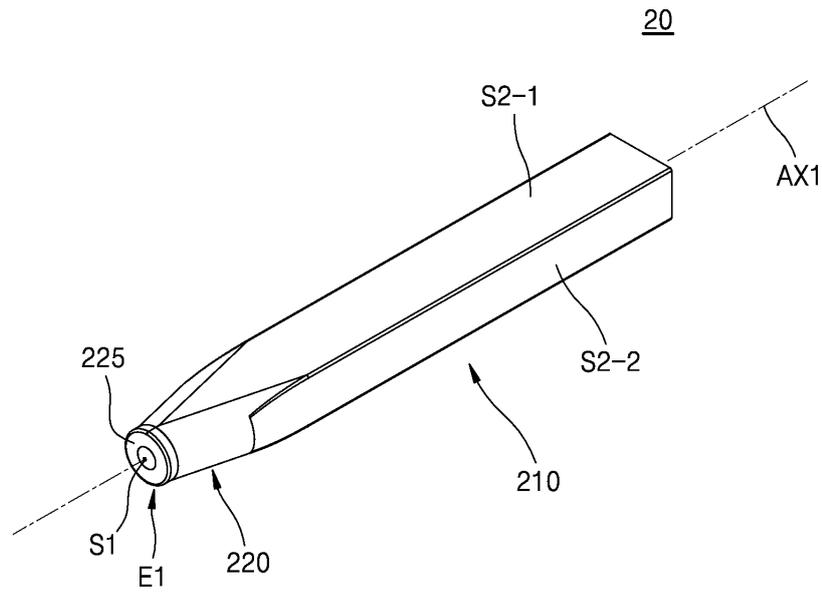
도면4e



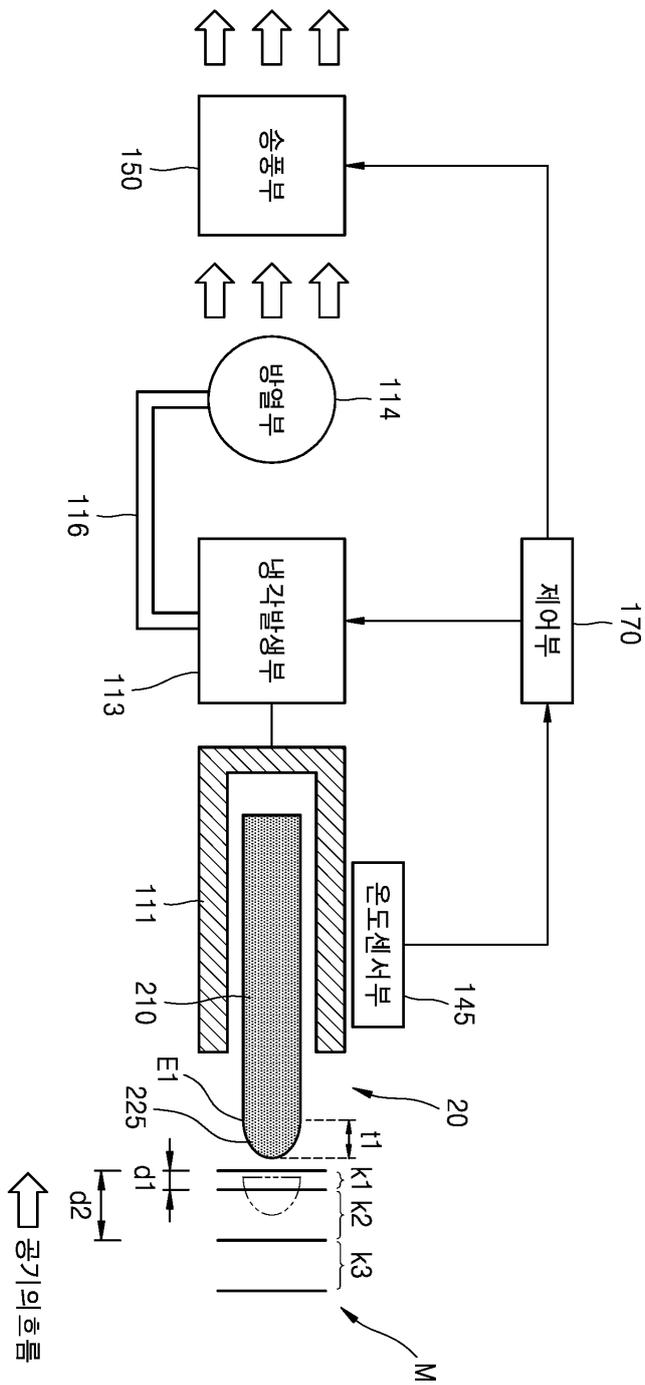
도면5a



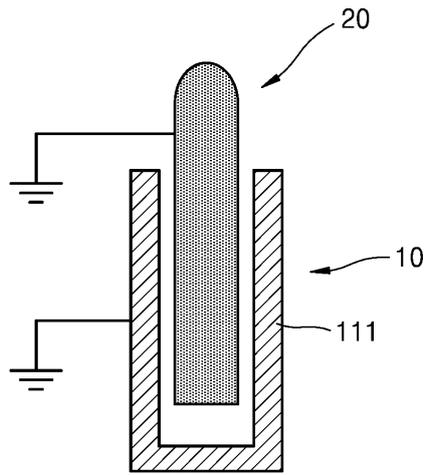
도면5b



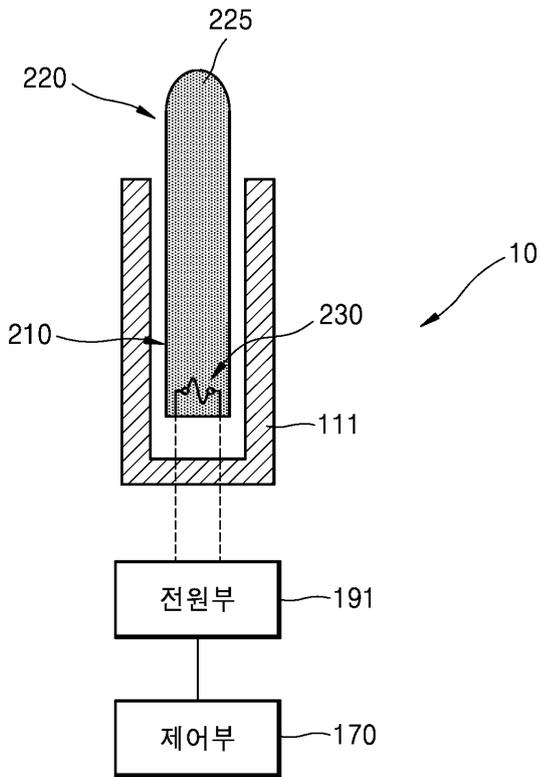
도면5c



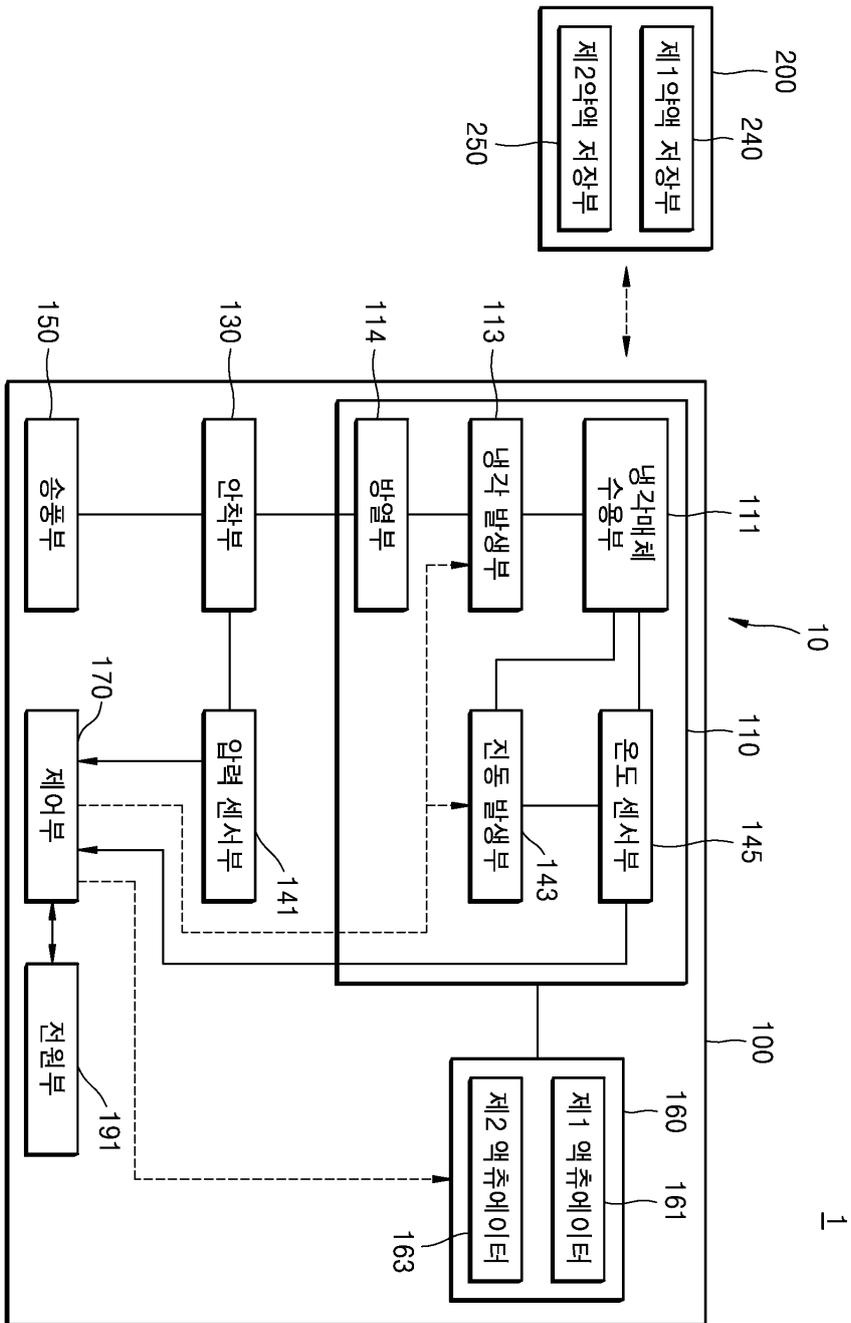
도면5d



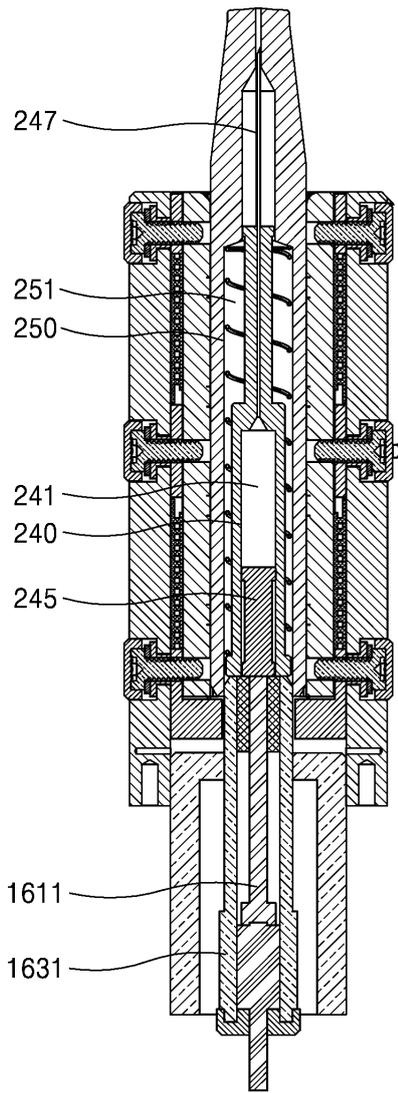
도면5e



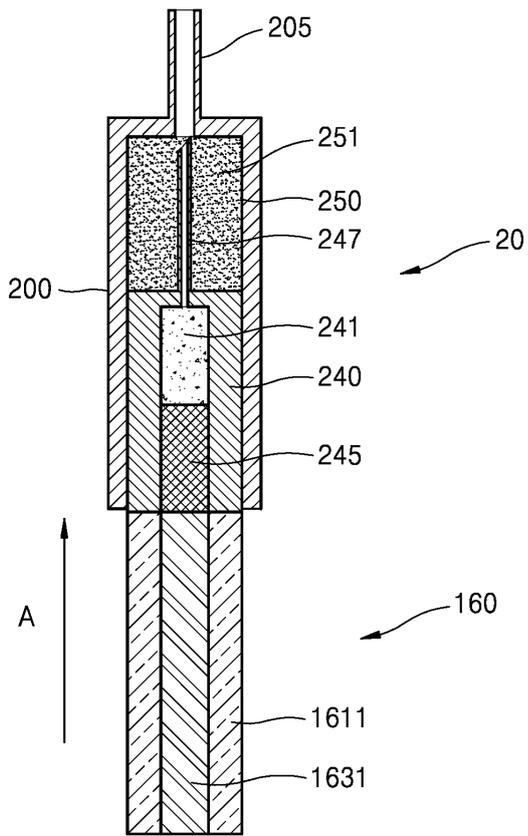
도면6a



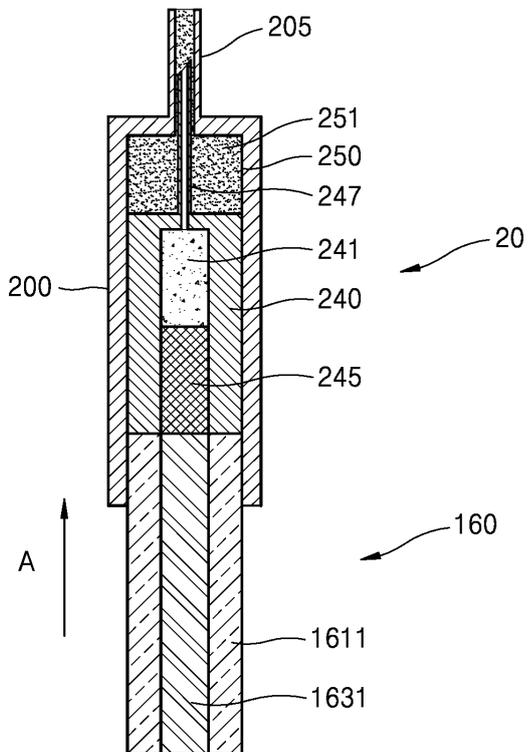
도면6b



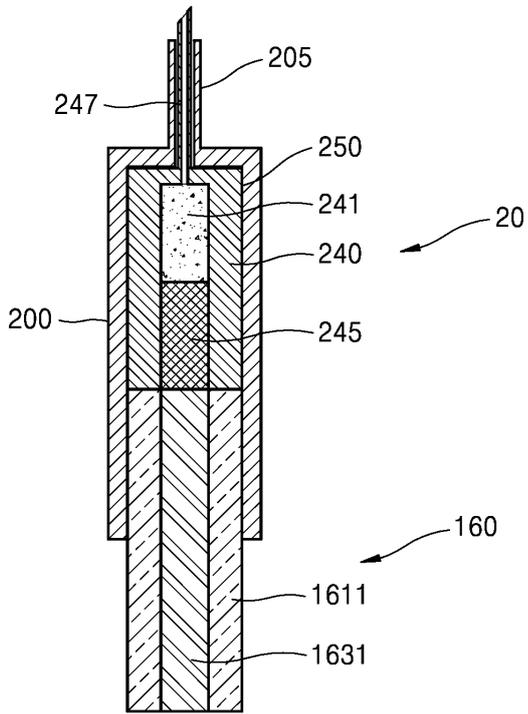
도면6c



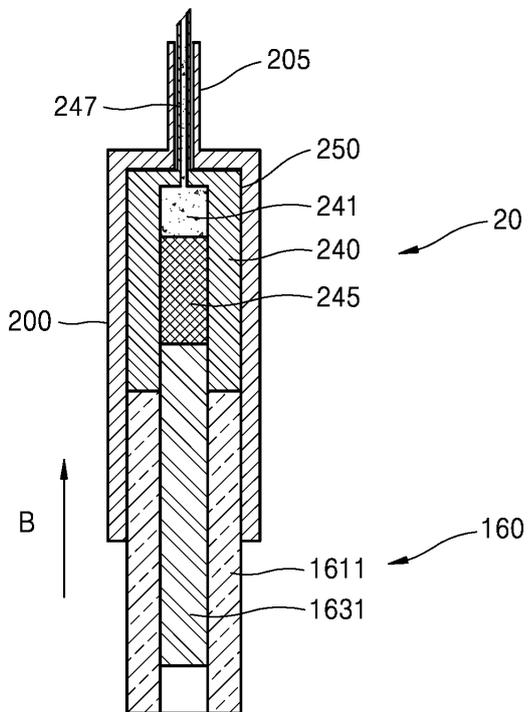
도면6d



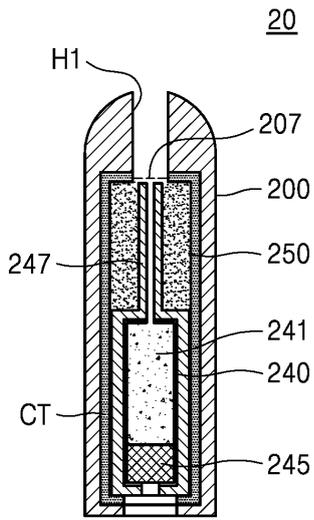
도면6e



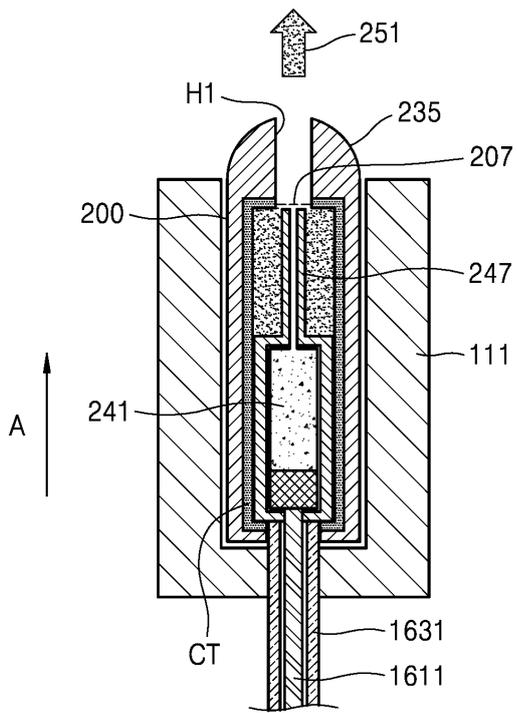
도면6f



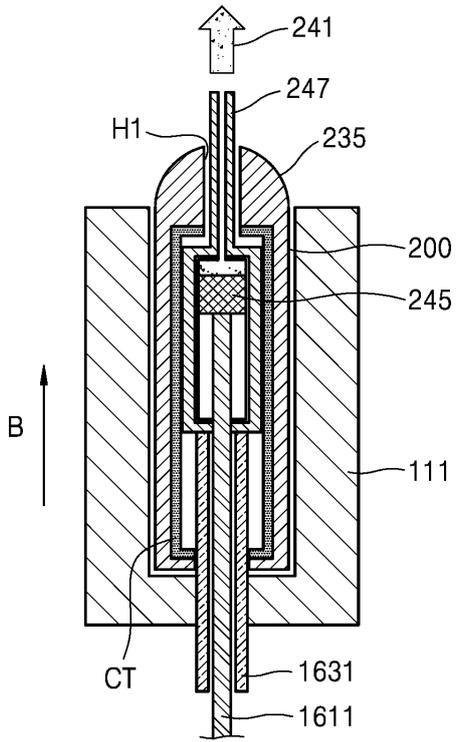
도면6g



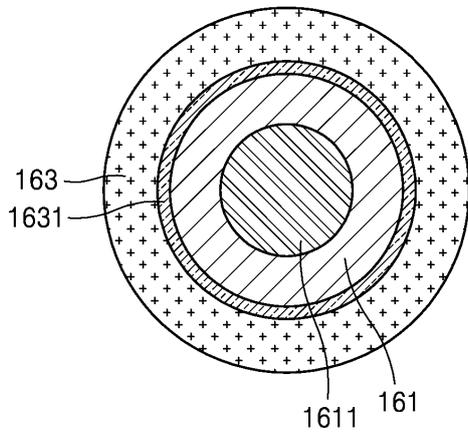
도면7a



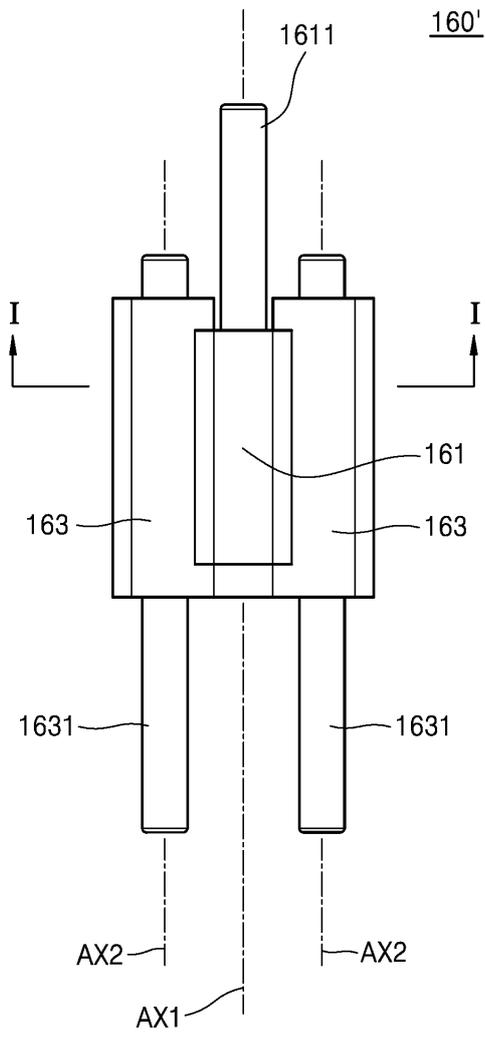
도면7b



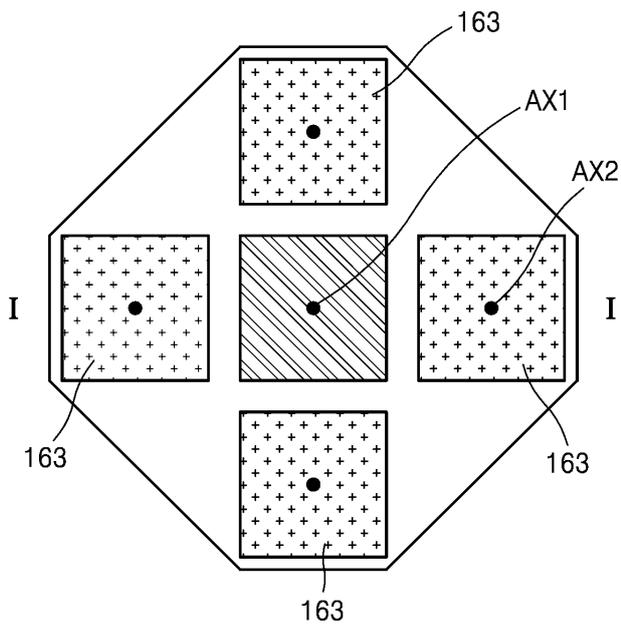
도면7c



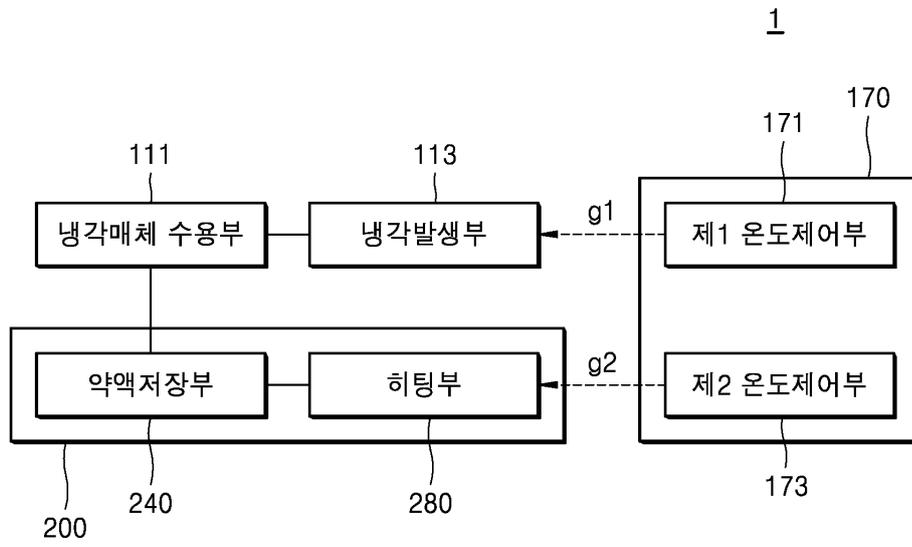
도면7d



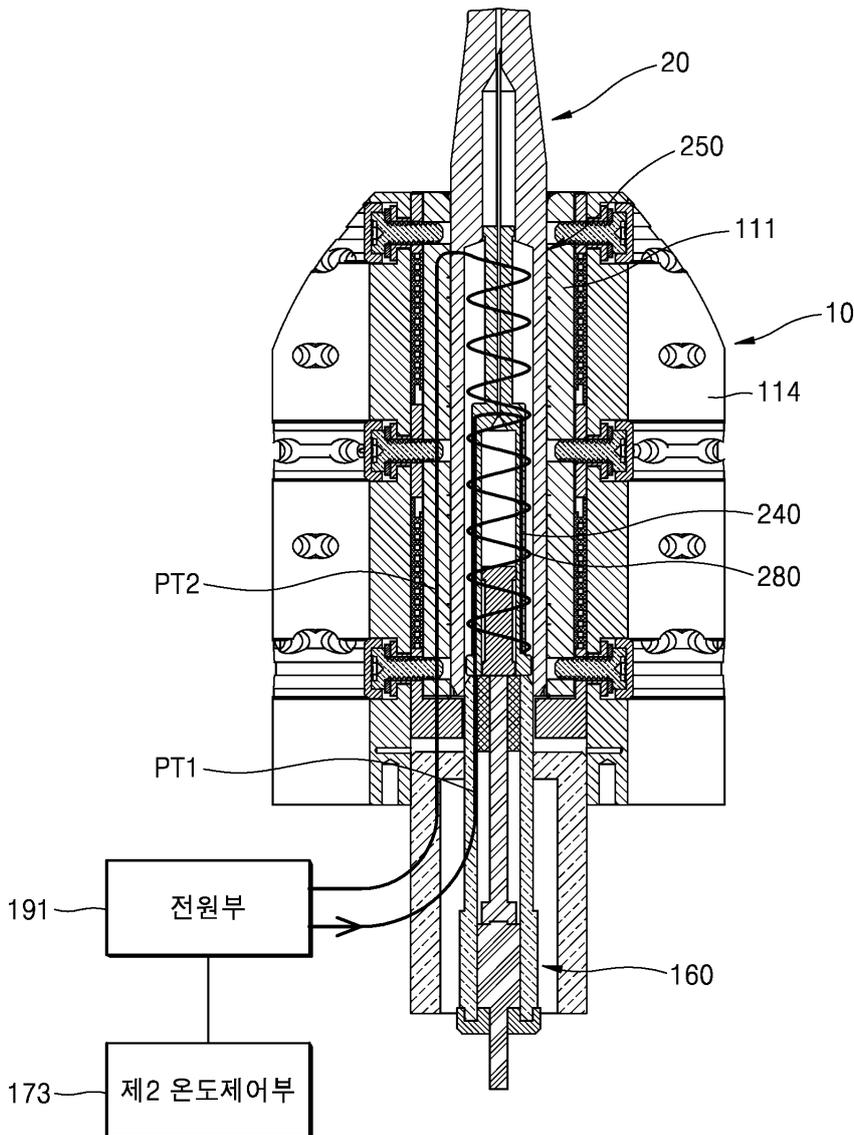
도면7e



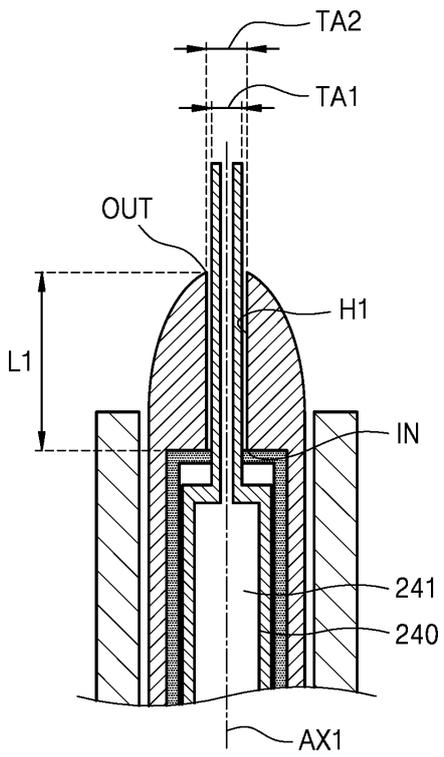
도면8a



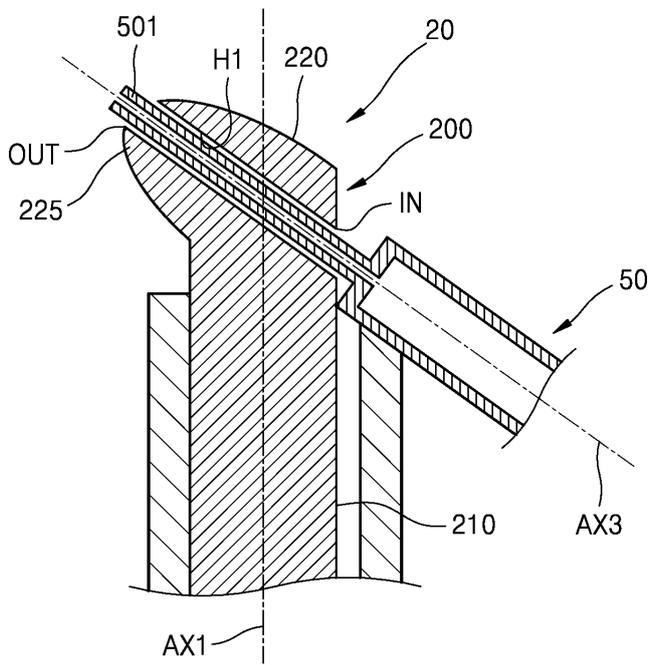
도면8b



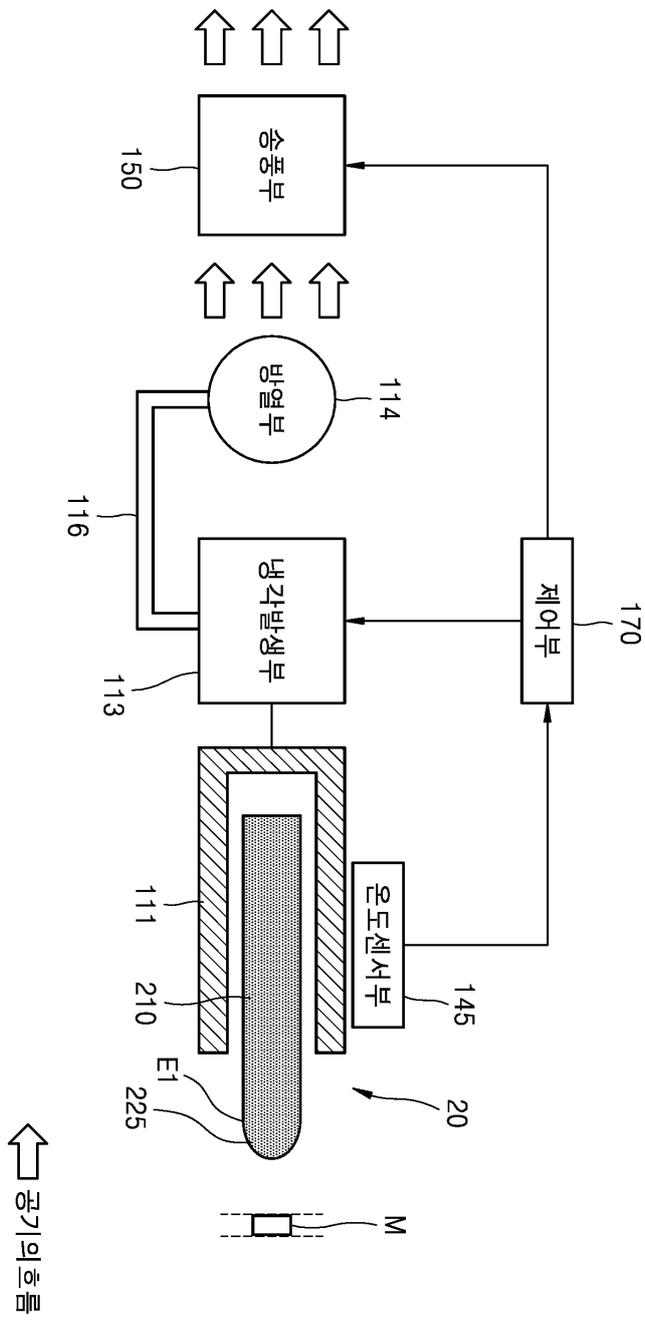
도면9a



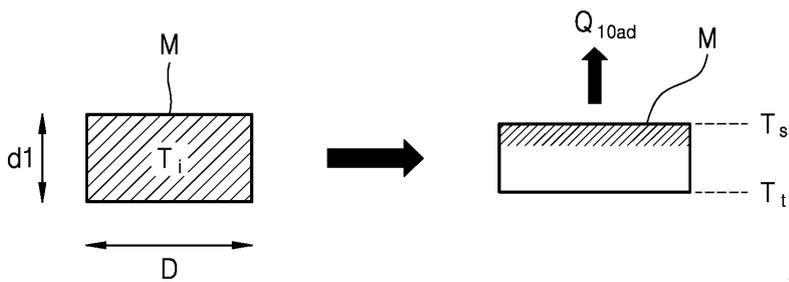
도면9b



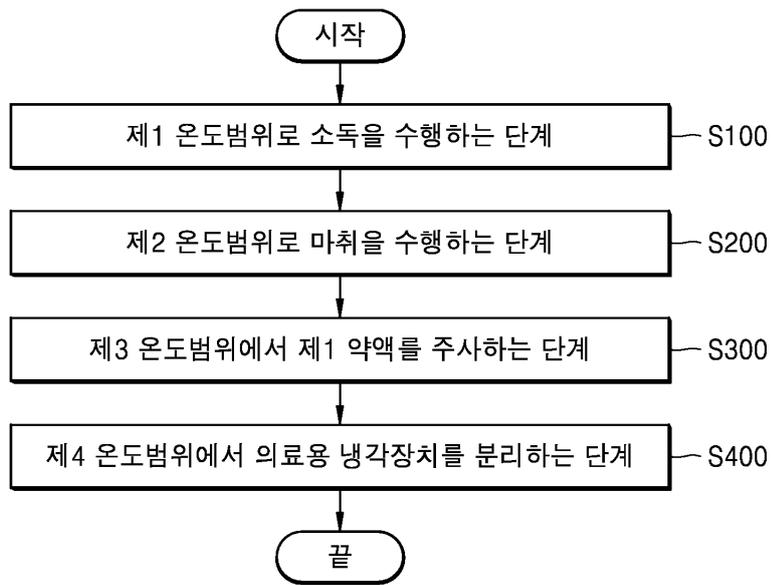
도면10a



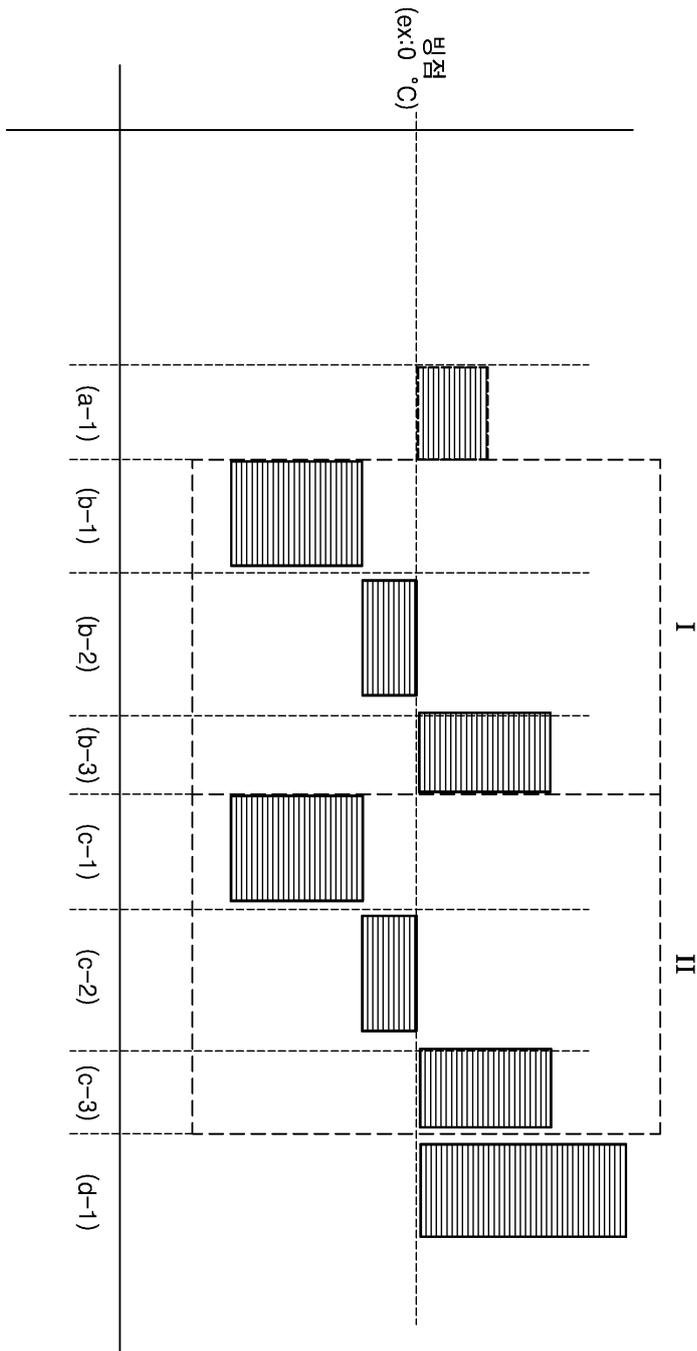
도면10b



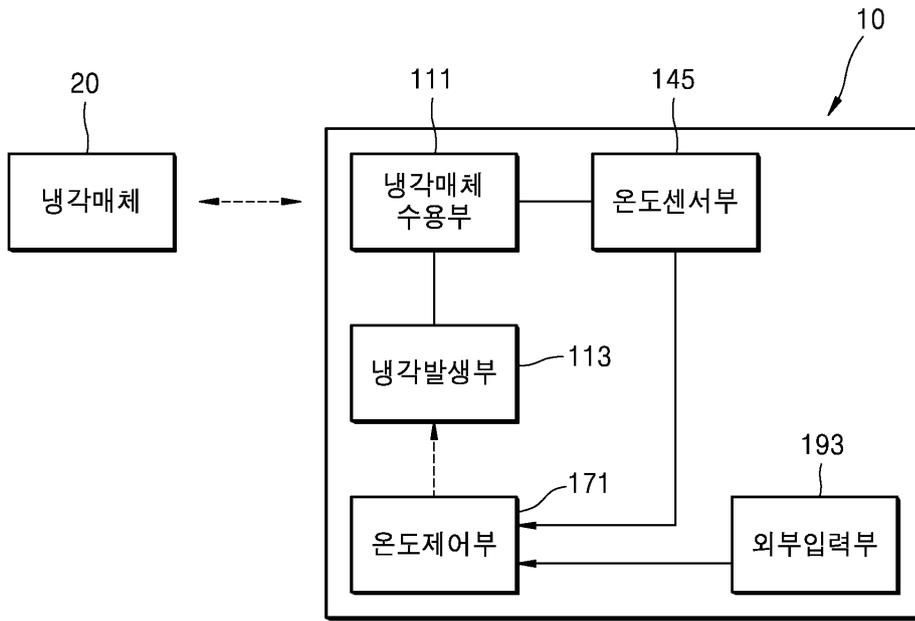
도면12a



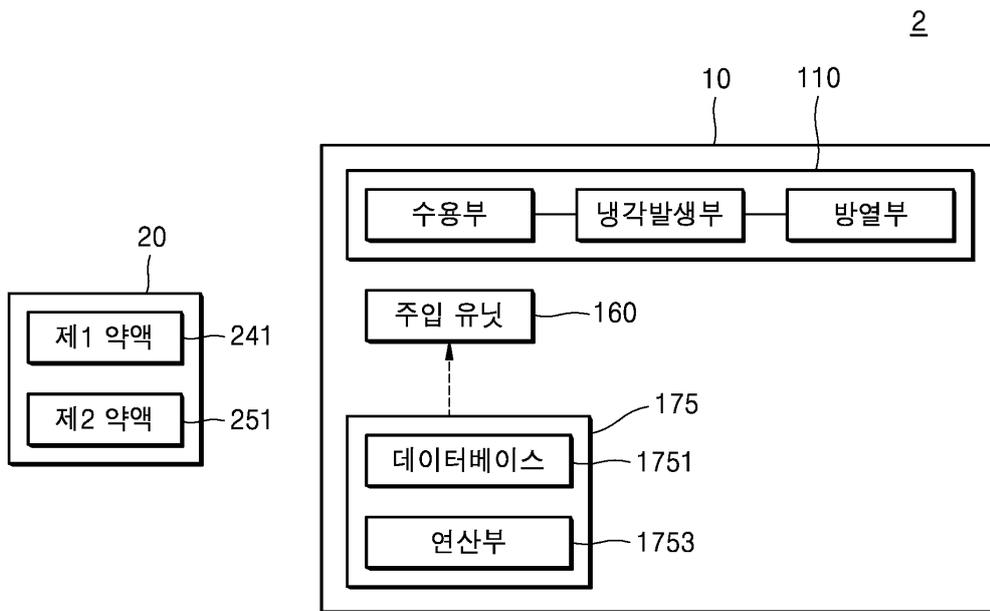
도면12b



도면13



도면14a



도면14b

