(19)国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 116077794 A
(43)申请公布日 2023.05.09

(21)申请号 202310209716.1

(22)申请日 2017.11.15

(30)优先权数据
10-2016-0151947 2016.11.15 KR

(62)分案原申请数据
201780083128.0 2017.11.15

(71)申请人 雷森斯医疗有限公司
地址 韩国蔚山市

(72)发明人 金建浩

(74)专利代理机构 北京清亦华知识产权代理事务所(普通合伙) 11201
专利代理师 宋融冰

(51)Int.Cl.
A61M 19/00(2006.01)
A61M 35/00(2006.01)
A61F 7/00(2006.01)

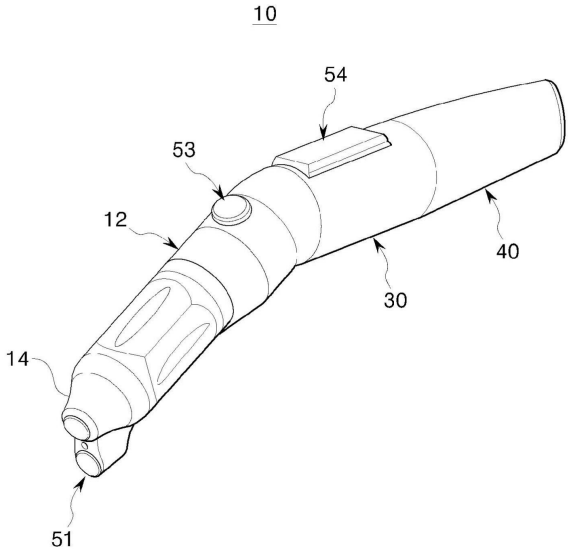
权利要求书2页 说明书12页 附图4页

(54)发明名称

局部低温麻醉装置、局部低温麻醉装置的控制方法和局部低温麻醉装置的冷却温度调整器

(57)摘要

本发明提供一种局部冷却麻醉装置，局部冷却麻醉装置在治疗位置喷射冷却剂以冷却麻醉治疗位置，从而能够更快速且更准确地调整喷射在治疗位置上的冷却剂的温度。局部冷却麻醉装置包括：外壳，外壳形成外部形状并且冷却剂从外壳喷射；喷射单元，安装在外壳中以喷射冷却剂；冷却温度调整器，连接到喷射单元以将热能施加到喷射的冷却剂以用于温度调整；和控制单元，与冷却温度调整器相连以控制冷却温度调整器。因此，冷却麻醉装置具有测量和调整冷却剂温度的功能，从而能够根据治疗目的在安全温度范围内将冷却剂施加到治疗位置，从而使诸如局部麻醉等期望的治疗目的能够安全且快速地完成，而没有诸如细胞破碎的副作用。



CN 116077794 A

1.一种用于向治疗区域喷射冷却剂的冷却剂喷射装置,所述冷却剂喷射装置包括:

输送管线,所述输送管线构造为接收冷却剂;

阀,所述阀流体连接到所述输送管线并构造为调整冷却剂的流动;

孔,所述孔构造为将冷却剂输出到所述冷却剂喷射装置的外部;和

冷却剂温度调整器,所述冷却剂温度调整器设置在所述孔和所述阀之间,使得冷却剂的温度在冷却剂到达所述孔之前被调整,所述冷却剂温度调整器包括:

热源,所述热源构造为产生热量,

传热构件,所述传热构件为冷却剂提供流动路径,并构造为传递由所述热源产生的热量,以及

所述传热构件内部的多个散热构件,多个所述散热构件构造为通过所述传热构件接收由所述热源产生的热量,并且构造为当冷却剂移动通过所述散热构件之间形成的空间时向冷却剂提供热量。

2.根据权利要求1所述的冷却剂喷射装置,其中多个所述散热构件从所述传热构件突出。

3.根据权利要求1所述的冷却剂喷射装置,其中所述传热构件具有中空的圆柱形形状。

4.根据权利要求1所述的冷却剂喷射装置,其中所述传热构件包括限定所述流动路径的至少一部分的至少一个加热板。

5.根据权利要求1所述的冷却剂喷射装置,其中所述热源附接到所述传热构件的外表面。

6.根据权利要求1所述的冷却剂喷射装置,进一步包括:

密封构件,所述密封构件安装在所述传热构件的外部,使得防止热量的至少一部分被传递出所述传热构件。

7.根据权利要求1所述的冷却剂喷射装置,进一步包括:

喷嘴,所述喷嘴设置在所述阀和所述冷却剂温度调整器之间,并构造为喷射冷却剂。

8.根据权利要求1所述的冷却剂喷射装置,进一步包括:

控制器,所述控制器电连接到所述阀和所述冷却剂温度调整器,

其中所述控制器构造为:

控制所述阀以调整冷却剂的流动,以及

控制所述冷却剂温度调整器以加热通过所述冷却剂温度调整器的冷却剂。

9.根据权利要求8所述的冷却剂喷射装置,进一步包括:

温度测量器,所述温度测量器构造为检测所述治疗区域的温度,

其中所述控制器还构造为基于由所述温度测量器测量的温度和预设目标温度来控制所述冷却剂温度调整器。

10.根据权利要求9所述的冷却剂喷射装置,其中所述控制器还构造为使用比例积分微分(PID)控制,所述PID控制具有公式,所述公式具有对应于测量的温度和目标温度之间的误差的变量。

11.根据权利要求9所述的冷却剂喷射装置,其中所述温度测量器相对于平行于所述孔的中心轴线的方向倾斜2°至20°。

12.根据权利要求1所述的冷却剂喷射装置,其中所述输送管线构造为通过管从冷却剂

供应器接收冷却剂。

13.根据权利要求1所述的冷却剂喷射装置,进一步包括:

冷却剂供应器,所述冷却剂供应器储存加压的冷却剂,并构造为与所述输送管线连接。

14.根据权利要求1所述的冷却剂喷射装置,进一步包括:

温度传感器,所述温度传感器安装在所述冷却剂温度调整器上,并且构造为测量所述冷却剂温度调整器的温度,以及

显示器,所述显示器构造为提供警报。

局部低温麻醉装置、局部低温麻醉装置的控制方法和局部低温麻醉装置的冷却温度调整器

[0001] 本申请是申请日为2017年11月15日，名称为“局部低温麻醉装置、局部低温麻醉装置的控制方法和局部低温麻醉装置的冷却温度调整器”的中国发明专利申请201780083128.0的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明涉及局部冷却麻醉装置，局部冷却麻醉装置的控制方法，和局部冷却麻醉装置的冷却温度的调整器。

背景技术

[0003] 一般而言，与使用诸如利多卡因等药物不同的是，冷却麻醉中使用的装置可以致使局部区域在短时间内处于麻醉状态并且可用于各种医学手术中所需的局部麻醉。

[0004] 对于诸如利多卡因之类的麻醉剂，存在一些限制，例如通过皮肤外层到达疼痛受体所需的麻醉剂起效时间长，并且不直接皮下注射的麻醉效果有限。

[0005] 例如，用于各种疗法的激光治疗、美容治疗等，可以伴随大量细胞的死亡，从而引起剧烈疼痛，因此非常需要有效的局部麻醉。一种使用诸如利多卡因等麻醉剂的麻醉方法，作为激光治疗之前的标准麻醉方法，通常需要30分钟或更长的麻醉起效时间，延长患者的等待时间和诊所的工作流程。另外，由于没有直接注射，这种方法的效果在很大程度上是有限的，患者的满意度可能很差，特别是对儿童的激光治疗有很大的实际困难。

[0006] 相反，与麻醉剂相比，冷却麻醉装置不仅可以提供明显更快的麻醉效果，而且，由于冷却装置使用低温诱导麻醉，在激光治疗中可以保护周围细胞免受热灼伤，从而将红斑、紫癜、结痂等激光治疗的一般副作用的风险降到最低。除激光治疗外，快速冷却麻醉装置可用于各种医学手术，例如无痛采血、无痛注射、简单切除等。

[0007] 在使用冷却空气的麻醉方法中，由于空气的低热容量，很难将治疗区域的温度降低到麻醉效果出现的程度。诸如液氮、二氧化碳(CO_2)的低温冷却剂由于其具有较大潜热的高效吸热过程而在冷却剂的相变过程中提供强且快速的冷却效果。然而，由于低温冷却剂的预定蒸发点或液化点通常低于目标细胞坏死的温度，上述低温冷却一般用于需要细胞破坏的手术，例如癌细胞的破坏等。在使用诸如液氮、CO_2或其类似物的低温冷却剂的冷却麻醉的情况下，不精确控制低温冷却剂的温度可能导致目标区域的温度低于安全温度范围，并引起健康正常细胞的破坏。

[0008] 虽然冷却剂的喷射量或喷射时间可以调整以防止过冷却，在这种情况下，被施加到治疗区域的冷却剂本身的温度仍然处于导致细胞破碎的危险温度，从而难以降低过冷却引起的风险。尤其，当冷却剂被喷射足够的时间以冷却皮肤和感觉神经丛时，表皮细胞的温度被过度降低，从而导致由细胞破碎引起的额外疼痛。当短时间施加冷却剂以防止皮肤细胞的破坏时，不可能充分冷却感觉神经丛，从而使麻醉效果不明显。

发明内容

[0009] 技术问题

[0010] 本发明的目的是提供一种局部冷却麻醉装置、一种控制局部冷却麻醉装置的方法，以及局部冷却麻醉装置的冷却温度调整器。局部冷却麻醉装置能够快速、准确地调整提供给治疗区域的冷却剂的温度，测量目标区域和冷却剂的温度，从而施加冷却剂一段足以引起麻醉效果而不存在细胞破碎等风险的适当的时间。

[0011] 技术方案

[0012] 本发明的一方面提供一种局部冷却麻醉装置，其通过在治疗区域喷射冷却剂对治疗区域来进行冷却麻醉。此处，局部冷却麻醉装置包括：外壳，外壳形成外部并且冷却剂从外壳喷射；喷射器，喷射器安装在外壳中以喷射冷却剂；冷却温度调整器，冷却温度调整器连接到喷射器并向被喷射的冷却剂施加热能以调整温度；以及控制器，控制器连接到冷却温度调整器以控制冷却温度调整器。

[0013] 局部冷却麻醉装置还可以包括安装在外壳中的供应器以将冷却剂供应至喷射器。

[0014] 供应器还可以包括压缩机，压缩机压缩冷却剂以提供冷却剂的供应压力。

[0015] 冷却剂可以是二氧化碳，液氮或空气。

[0016] 冷却剂可以通过在空气中的吸热反应降低其温度。

[0017] 局部冷却麻醉装置还可以包括安装在外壳中的电源以向外壳内部供电。

[0018] 喷射器可以包括安装在输送管线上的喷嘴以喷射冷却剂，其中冷却剂通过输送管线传输，和安装在输送管线上的阀以调整通过传输送管线供应的冷却剂的量。

[0019] 喷射器可以包括喷嘴和安装在输送至喷嘴的冷却剂的输送管线上的阀以打开或关闭传输管线，其中，冷却剂通过喷嘴喷射。

[0020] 控制器可以包括用于检测治疗区域的温度的温度测量器，和安装在冷却温度调整器中的温度传感器以检测冷却温度调整器的温度，并且还可以具有嵌设有用于控制安装在冷却温度调整器处的热源的温度的方程的结构，该结构能够计算施加到冷却温度调整器的适当的热能或喷射器的适当喷射量，并且基于目标冷却温度和目标区域处的测量温度之差调整热量或喷射量。

[0021] 温度测量器可以与在治疗区域上喷射冷却剂的位置间隔开设置。

[0022] 控制器可以还包括用于输入设定值的输入部和用于外部显示应用于控制器的信号的显示部。

[0023] 显示部可以包括用于显示信息的显示器和用于显示视觉警告的警报灯或用于听觉警告的警报器。

[0024] 冷却温度调整器可以包括用于加热冷却剂的热源和用于将热源的热量传输到冷却剂的换热器。

[0025] 局部冷却麻醉装置还可以包括冷却结构，冷却结构安装在外壳的前端，与冷却温度调整器的换热器连接并被冷却温度调整器的换热器冷却，并且通过与治疗区域的表面接触来冷却治疗区域。

[0026] 本发明的另一方面提供一种在治疗区域上喷射冷却剂以在治疗区域上进行冷却麻醉的局部冷却麻醉装置的冷却温度调整器，冷却温度调整器安装在局部冷却麻醉装置中以调整喷射在治疗区域上的冷却剂的温度。此处，冷却温度调整器包括用于加热冷却剂的

热源，和用于将热源的热量传递至冷却剂的换热器。

[0027] 冷却温度调整器可以包括这样的结构，其中，热量与冷却剂进行交换，并快速地接近冷却剂的温度以通过冷却温度调整器测量冷却剂的温度。

[0028] 换热器可以包括加热板和多个散热片，热源安装在加热板中，多个散热片安装在加热板上并与冷却剂接触。

[0029] 多个散热片可以具有从加热板突出并在冷却剂流的方向上纵向延伸的板状，并且可以具有空间间隙地布置以增加散热片与冷却剂的接触面积。

[0030] 冷却温度调整器可以具有这样的结构，其中，换热器的加热板具有中空圆柱形形状，散热片被安装以沿着加热板的外周面布置，以使当冷却剂在加热板外部通过时，冷却剂的热量与散热片的热量交换，并且热源被安装以插入加热板的中心。

[0031] 冷却温度调整器可以具有这样的结构，其中，换热器的加热板具有中空多边形棱柱形状，散热片被安装以布置在加热板的内周面上，以使当冷却剂通过加热板的内部时，冷却剂的热量与散热片的热量交换，并且热源安装在加热板的至少一个表面上。

[0032] 换热器可以具有这样的结构，其中，直径沿着冷却剂喷射方向朝向一端逐渐减小。

[0033] 热源可以是电加热器、热电元件和通过发射光或电磁波来施加热量的结构中的一个。

[0034] 换热器可以包括具有高导热性的金属材料。

[0035] 冷却温度调整器可以具有这样的结构，其中，在冷却温度调整器的外部还安装有用于隔热的密封物，以防止与外部的热传递。

[0036] 本发明的再一个方面提供一种控制局部冷却麻醉装置的方法，局部冷却麻醉装置包括用于在治疗区域上喷射冷却剂的喷射器、用于调整冷却剂的温度的冷却温度调整器和连接到冷却温度调整器的控制器，以控制冷却温度调整器并通过在治疗区域上喷射冷却剂而在治疗区域上进行冷却麻醉。在此，该方法包括设定治疗区域的目标冷却温度；通过在治疗区域上喷射冷却剂而冷却治疗区域；检测治疗区域的实际温度；以及将检测到的实际温度值与目标冷却温度进行比较，并通过调整冷却温度调整器的热源或冷却剂喷射量来控制冷却剂的温度，以使实际温度值达到目标冷却温度。

[0037] 设定目标冷却温度还可以包括设定冷却剂喷射量。

[0038] 温度的控制可以包括：将检测到的实际温度值与目标冷却温度进行比较，计算实际温度值与目标冷却温度之差的绝对值是否小于预设的任意阿尔法值α；一级计算操作，即当实际温度值与目标冷却温度之差的绝对值小于阿尔法值时，通过根据精确冷却控制控制冷却温度调整器的热源来控制冷却剂的温度；以及二级计算操作，即当实际温度值与目标冷却温度之差的绝对值大于或等于阿尔法值时，通过根据快速冷却控制控制冷却温度调整器的热源来控制冷却剂的温度。

[0039] 在温度的控制中，通过一级方程1可以进行一级计算操作以用于精确冷却控制，通过二级方程2进行二级计算操作以用于快速冷却控制，

[0040] $$P(t)=C_{p,1}error(t)+C_{i,1}\int_0^t error(t)dt+C_{d,1}\frac{d(erroe(t))}{dt}$$ 一级方程（1），

[0041] $$P(t)=C_{p,2}error(t)+C_{i,2}\int_0^t error(t)dt+C_{d,2}\frac{d(erroe(t))}{dt}$$ 二级方程（2）。

[0042] 在此，P(t)是控制器在某一时间t输出的数字或模拟类型的输出值，误差(t)是在时间t测量的温度与目标冷却温度之间的差。Cp、Ci和Cd分别是比例积分微分(PID)控制中使用的比例(P)、积分(I)和微分(D)的常数。

[0043] 一级方程1和二级方程2的常数具有不同的值，以使通过应用二级方程2获得的P(t)值可以大于通过应用一级方程1获得的P(t)值。

[0044] 温度的控制还可以包括：通过比较实际温度值与目标冷却温度，计算在驱动冷却温度调整器后检测到的实际温度值与预设的目标冷却温度之差的绝对值是否小于预设的任意贝塔值β，其中贝塔值β比阿尔法值α小；当实际温度值与目标冷却温度之差的绝对值小于贝塔值时，驱动计时器，以及在经过计时器的设定时间后完成冷却麻醉。

[0045] 在温度的控制中，温度控制可以包括三个阶段或更多阶段的计算而进行。

[0046] 在温度的控制中，当早期阶段需要高速冷却时，二级方程2的常数可以被设置为使得施加到冷却温度调整器的热源的功率变为零。

[0047] 在温度的控制中，当早期阶段需要低速冷却时，二级方程2的常数可以设置施加到冷却温度调整器的热源的功率值使得冷却剂的温度以1℃/秒的速度变化。

[0048] 温度的控制还可以包括当早期阶段需要高速冷却时，通过提前喷射冷却剂来提前降低冷却温度调整器的温度。

[0049] 有益效果

[0050] 根据实施例，通过具有测量和调整冷却剂温度的功能，可以按照治疗目以安全范围内的温度将冷却剂施加于治疗区域。因此，诸如局部麻醉等期望的治疗目的可以安全且快速地实施，而无诸如细胞破碎等副作用。

[0051] 此外，由于冷却剂可以长期使用而不会破坏表皮细胞，因此皮肤和感觉神经丛可以被安全地冷却经过充足的使用时间。因此，可以获得强的局部麻醉效果。

附图说明

[0052] 图1是根据实施例的包括冷却温度调整器的局部冷却麻醉装置的示意透视图。

[0053] 图2是示出根据该实施例的局部冷却麻醉装置的部件的示意图。

[0054] 图3是示出冷却温度调整器安装在根据该实施例的局部冷却麻醉装置中的状态的示意图。

[0055] 图4是示出根据该实施例的冷却温度调整器的示意图。

[0056] 图5是示出根据另一实施例的冷却温度调整器的示意图。

[0057] 图6是示出根据该实施例的冷却温度控制过程的流程图。

具体实施方式

[0058] 下文使用的技术术语仅用于描述特定实施例，并不意为限制本发明。除非另有明确定义，否则本文使用的单数形式包括复数形式。“包括”的含义为列举一个特定的属性、区域、整数、步骤、操作、元件和/或部件，并且不排除存在或添加另一个特定的属性、区域、整

数、步骤、操作、元件、部件和/或其组合。

[0059] 在下文中，本发明的实施例将参照附图进行描述，以便本领域的普通技术人员能够容易地执行。如本领域的普通技术人员所理解的，在不背离本发明的概念和范围的情况下，可以将以下实施例修改为各种形式。本发明可以以多种不同形式体现，并且不限于本文公开的实施例。

[0060] 在下文中，将以一种具有执行可用于激光治疗的局部麻醉的治疗目的装置为例进行描述。然而，局部冷却麻醉装置并不局限于治疗目的的局部麻醉，还适用于各种治疗情况，例如癌症治疗，其治疗目的是需要时破碎细胞。

[0061] 图1和2示出了根据实施例的包括冷却温度调整器的局部冷却麻醉装置的部件，图3示意性地示出了根据该实施例的冷却温度调整器的安装状态。

[0062] 根据实施例的局部冷却麻醉装置10包括形成外部的外壳12，以及安装在外壳12中的喷射器、冷却温度调整器20、控制器50、供应器30和电源40。

[0063] 在该实施例中，用于提供冷却剂的供应器30和用于提供动力的电源40都包括在外壳12中，以形成便携式装置，其中外壳12自身可以被独立驱动。与该结构不同，对于大功率驱动，供应器30或电源40可单独设置在外壳12外部，冷却剂或电源可通过附加线路从外壳12外部供应至外壳12内部。

[0064] 如图1所示，外壳12可以通过形成装置的外部而保护内部部件，并包括绝缘材料以防止冷却剂的冷或冷却温度调整器20的热能转移到外部。外壳12可以具有人体工程学的形状，以便用户轻松抓握。虽然外壳12的外部形状在图1中示出，但外壳12并不限于此，并且可以修改成各种易于用户使用的形状。

[0065] 在外壳12的近端形成用于在治疗区域上喷射冷却剂的喷射孔14。在喷射孔14下面间隔一定距离安装用于测量治疗区域的温度的温度测量器51。此外，在外壳12的某一侧安装用于控制和操作该装置的输入部53和显示部54。下面将详细介绍温度测量器、输入部和显示部。

[0066] 喷射孔14与设置在外壳12内部的冷却温度调整器20平滑连接。因此，冷却剂可以容易地通过喷射孔14喷射，在冷却剂通过冷却温度调整器20时，冷却剂的温度被调整。喷射孔14可以进一步与照明部结合，以向治疗区域发射光。例如，发射光的发光二极管(LED)沿着喷射孔14的外部安装，以使LED的光可以朝向治疗区域发射。

[0067] 供应器30可以是安装在外壳12中并填充冷却剂的压力容器。压力容器可以填充压缩的冷却剂。供应器30还可以包括压缩机，用于压缩冷却剂以提供冷却剂的供应压力。压力容器，即供应器30，可以通过压缩机填充高压冷却剂。

[0068] 可使用各种材料作为冷却剂，例如液氮、CO_2、低温冷却空气等。此外，冷却剂可以是能够通过在空气中的吸热反应来降低治疗区域温度的材料。

[0069] 在本实施例中，下文将以使用CO_2作为冷却剂的情况为例进行说明。压力容器是填充高压CO_2的容器，连接到喷射器并向喷射器提供高压CO_2。例如，压力容器可以承受600千帕的压力并存储50克CO_2。

[0070] 供应器可包括1kg或以上的高容量压力容器，其储存CO_2并可以设置在外壳外部。在这种结构的情况下，可以通过长管从外部压力容器向喷射器供应CO_2。

[0071] 喷射器包括安装在输送管线31上以喷射冷却剂的喷嘴32，和安装在输送管线31上

以调整通过输送管线31供应的冷却剂的量的阀33，其中冷却剂通过输送管线31传输。

[0072] 输送管线31安装为连接到供应器30。沿输送管线31传输的CO_2通过安装在输送管线31前端上的喷嘴32进行喷射。在该实施例中，喷嘴32具有直径约500μm的孔，并将高压CO_2冷却剂射出到其外部。阀33根据控制器50的信号被控制和驱动，并调整通过输送管线31供应的冷却剂的量。通过对阀33的驱动调整通过喷嘴32喷射到外部的冷却剂的喷射量。

[0073] 电源40用于提供为操作外壳12中的部件所需的动力，例如，可以是重复使用的二次电池，例如锂离子电池或可更换的一次电池。电源40可以可拆卸地安装在外壳12的前端。

[0074] 冷却温度调整器20通过向通过喷射器的喷嘴32喷射的冷却剂施加热能来调整喷射在治疗区域上的冷却剂的温度。冷却温度调整器20设置在外壳12的前端，即在喷射器的喷嘴32和外壳12前端处的喷射孔14之间的冷却剂运动路径上，并与从喷嘴32喷射到喷射孔14的冷却剂进行热交换。喷嘴32和冷却温度调整器20可以使用具有高传热的接合方法彼此接合。例如，喷嘴32和冷却温度调整器20可以使用热胶介质接合。

[0075] 冷却温度调整器20包括用于加热冷却剂的热源21和用于将热源21的热量传递到冷却剂的换热器。换热器沿冷却剂喷射方向纵向设置在外壳12中。为了进一步最大化热源21和冷却剂之间的热交换效率，换热器包括加热板22和多个散热片23，其中，热源21安装在加热板22中，且多个散热片23安装在加热板22上并与冷却剂接触。

[0076] 换热器可以包括具有高导热性的金属材料。加热板和散热片23可以一体形成。例如，换热器可以由铝或铜材料形成。

[0077] 通过散热片23与冷却剂进行热交换。多个散热翅片23的结构为从加热板22突出，具有沿冷却剂喷射方向纵向延伸的板状，并间隔布置以增加与冷却剂的接触面积。因此，通过散热片23进一步增加了与冷却剂的接触面积，以使传热效率最大化。

[0078] 热源21可以是电加热器、热电元件或通过发射光或电磁波(例如红外线或微波)等施加热量的结构。在该实施例中，热源21的最大输出功率可以为0.1到10W。

[0079] 此外，该装置可以包括离散冷却结构，离散冷却结构接触并冷却治疗区域，并且可以将已经通过冷却温度调整器20的换热器的冷却剂不直接喷射在治疗区域。

[0080] 例如，对于诸如眼部表面等的待治疗对象，将冷却剂直接喷射在治疗区域的以冷却治疗区域的方法可能不恰当。因此，对于诸如眼部表面等的待治疗对象，不是将经过冷却温度调整器20的冷却剂直接喷射在治疗区域上调整其温度，而是给冷却温度调整器安装离散结构，以使冷却温度调整器可以调整离散结构的温度，离散结构可以直接接触治疗区域并降低治疗区域的温度。

[0081] 为此，可以在外壳的前端安装离散冷却结构15，冷却结构15连接至冷却温度调整器20的换热器并与治疗区域接触。冷却结构15可以理解为具有一定区域的阻挡板结构，其具有接触治疗区域的表面。例如，冷却结构15可以安装在外壳的前端而不是喷射冷却剂的喷射孔处，或者可以附加地安装在喷射孔处。

[0082] 冷却结构15阻挡通过外壳前端喷射的冷却剂，并与治疗区域接触以冷却治疗区域。冷却温度调整器20的换热器可以连接到安装在外壳前端的冷却结构上，并通过将经过换热器的冷却剂施加到冷却结构上来调整冷却结构15的温度。

[0083] 冷却结构15由通过冷却温度调整器的换热器并被喷射的冷却剂冷却，并接触治疗区域以将冷却剂的冷量转移到治疗区域。因此，冷却剂不是直接喷射到治疗区域上，并且由

冷却结构进行冷却。

[0084] 除上述结构外，冷却温度调整器20可以具有这样的结构，其中换热器的前端被堵塞以防止冷却剂喷射，并可以从外壳12的前端突出。在这种结构的情况下，冷却温度调整器20的前端可以与治疗区域直接接触并降低治疗区域的温度。

[0085] 另外，换热器可直接从外壳12的前端突出到喷射孔。在这种结构的情况下，换热器的前端可以与治疗区域直接接触，以降低治疗区域的温度。

[0086] 如图4所示，在该实施例中，冷却温度调整器20可以具有这样的结构，其中换热器的加热板22具有中空四边形形状，散热片23被安装以布置在加热板22的内周表面上，以使冷却剂通过加热板22的内部时与散热片23交换热量，热源21安装在加热板22的至少一个表面上。

[0087] 也就是说，在该实施例中，冷却温度调整器20的换热器具有中空的四边形管，以使由喷射器的喷嘴32喷射的冷却剂通过换热器的空的内部。由于连接到加热板22的多个散热片23被安装以布置在换热器的空的内部中，穿过换热器的加热板22内部的冷却剂穿过安装在加热板22中的散热片23以与散热片23交换热量。

[0088] 在该实施例中，加热板22可形成在外壳12中，以具有足够的尺寸以使由喷射器的喷嘴32喷射的所有冷却剂通过加热板22的内部。因此，当所有冷却剂通过换热器时，可以交换由喷嘴32喷射的冷却剂的热量，并且可以提高温度控制的效率。

[0089] 此外，在该实施例中，换热器可以形成为使得加热板22沿冷却剂喷射方向可以具有相同的宽度，如图4中所示。除了上述结构外，加热板22可以形成为平行六面体形，其中，直径沿冷却剂喷射方向朝向位于外壳12前端的喷射孔14逐渐减小。在这种结构的情况下，通过加热板22内部的冷却剂更长时间地保持在加热板22中的通过加热板22的逐渐变窄的出口的过程中，从而进一步增加换热器和冷却剂之间的热交换时间。

[0090] 安装在加热板22中的散热片23的布置结构可以修改成各种形状。

[0091] 此外，还可以在冷却温度调整器的换热器外部进一步安装用于隔热的密封物。密封物包围加热板22，防止热量从外部传递到换热器。因此，当换热器和冷却剂之间进行热交换时，热量损失可以最小化。在该实施例中，由于冷却温度调整器安装在外壳中，使得换热器被外壳12包围，外壳12可以起到密封物的作用。特别地，设置冷却温度调整器的外壳的前端可以由单独的隔热材料形成，与用于外壳另一部分的材料不同。因此，在进行热交换的冷却温度调整器的区域中，可以更有效地进行隔热。

[0092] 热源21可包括被安装以附接至加热板22外表面上的电加热器。

[0093] 电加热器可以安装在四边形加热板22的每个侧表面上，也可以仅安装在一些侧表面上。电加热器是将电能转换为热能并从电源40接收动力并产生热能的结构。例如，电加热器具有尺寸与加热板22的侧表面相对应的膜形状，并且可以附接到加热板22的侧表面。

[0094] 因此，当电加热器运行时，热量传递并施加到加热板22，加热板22的热量传递到安装在加热板22上的散热片23。因此，通过散热片23之间的空间的冷却剂由传递到散热片23的热量加热，从而使冷却剂的温度升高。

[0095] 同时，图5示出了冷却温度调整器20的另一实施例。

[0096] 如图5所示，该实施例的冷却温度调整器20包括用于加热冷却剂的热源21以及安装在热源21和待传热的冷却剂之间的换热器。在这里，换热器包括加热板22和多个散热片

23，其中，热源21安装在加热板22中，多个散热片23安装在加热板22中并与冷却剂接触以将加热板22的热量消散到冷却剂中。

[0097] 在该实施例中，换热器的加热板22具有中空圆柱形的形状，并且散热片23被安装以沿加热板22的外周表面布置，使得冷却剂在加热板22外部通过时，冷却剂的热量可以与散热片23的热量交换。热源21可以被插入以安装到加热板22的中心。

[0098] 散热翅片23的结构为从加热板22突出，具有沿冷却剂喷射方向纵向延伸的板状，并间隔布置以增加与冷却剂的接触面积。因此，通过散热片23进一步增加了与冷却剂的接触面积，以使传热效率最大化。

[0099] 在该实施例中，在冷却温度调整器20中，当由喷射器的喷嘴32喷射的冷却剂在加热板22外部通过时，进行热交换。由于连接到加热板22的多个散热片23被安装以布置在加热板22外部，在加热板22外部通过的冷却剂经过散热片以与散热片23交换热量。

[0100] 同样如图5所示，在该实施例中，换热器具有这样的结构，其中，散热片23的突出长度沿冷却剂喷射方向朝向位于外壳12前端的喷射孔14逐渐减小，以使换热器沿冷却剂喷射方向可以具有整体圆锥形的形状。在上述结构的情况下，通过将换热器的前端柔性连接到喷射孔14，可以容易地保持穿过散热翅片23并流过喷射孔14的冷却剂流。

[0101] 安装在加热板22中的散热片23的布置结构可以修改成各种形状。

[0102] 热源21可包括条形电加热器。由于在加热板22的中心形成中空槽以将电加热器安装在其中，将条形电加热器插入中空槽中并与加热板22联接。加热板22中形成的中空槽的形状或数量以及被安装以插入中空槽的电加热器的形状或数量可以进行不同的修改。

[0103] 因此，当电加热器运行时，热量传递并施加到加热板22，加热板22的热量传递到安装在加热板22中的散热片23。因此，通过散热片23之间的空间的冷却剂被传递到散热片23的热量加热，以使冷却剂的温度升高。

[0104] 控制器50包括用于检测治疗区域的温度的温度测量器51和安装在冷却温度调整器20中以检测冷却温度调整器20的温度的温度传感器52，以具有这样的结构，其中，通过相互比较治疗区域的实际温度、穿过冷却温度调整器20的冷却剂的实际温度以及目标冷却温度来调整冷却温度调整器20的热能或喷射器的喷射量。

[0105] 相应地，控制器50控制冷却温度调整器20的热源21，以在冷却剂通过冷却温度调整器20时调整冷却剂的温度，使得通过喷射冷却剂来冷却麻醉治疗区域，治疗区域的温度最终调整为符合治疗目的。

[0106] 另外，控制器50还包括用于输入设定值的输入部53和用于外部显示施加至控制器50的信号的显示部54。显示部54可以包括用于显示信息的显示器和用于显示视觉警告的警报灯或用于听觉警告的警报器。

[0107] 控制器50包括用于控制冷却温度调整器20中的热源21的温度的方程，根据该方程通过比较目标冷却温度与实际温度值来计算用于控制热源21温度的值，并根据计算结果控制冷却温度温度调整器20。控制器50可以基于其中包含的方程以电反馈控制的方式调整施加到安装在冷却温度调整器20中的热源21的动力。电反馈控制可以包括比例积分微分(PID)控制和脉冲宽度调制(PWM)控制。在该实施例中，控制器50可以通过多个阶段对电反馈控制进行多重计算。例如，该实施例的控制器可以通过使用一级方程和二级方程执行两个阶段的PID计算来控制热源的温度。下面将更详细地描述控制器的方程以及通过其控制

冷却温度调整器的过程。

[0108] 另外，控制器50可以使用便携式电源装置，例如二次电池，作为电源，但不限于此。控制器50可以施加冷却剂的温度和治疗时间，这是必要的并且根据用户的治疗目的(例如局部麻醉、细胞破碎等)预先输入。

[0109] 如上所述，冷却温度调整器20的热源21由控制器50输出的信号驱动，并将计算出的热能施加至冷却剂以加热冷却剂。

[0110] 输入部53可以连接至控制器50并安装于外壳12外部，以便在必要时向控制器50输入设定值。根据控制器50的治疗目的，输入部53可以输入例如目标冷却温度、冷却剂喷射量等。

[0111] 输入部53可包括治疗输入部和控制输入部。治疗输入部例如可以设置在与喷射孔14相邻的区域，以控制冷却剂的喷射。治疗输入部可以包括喷射开关，并且可以通过打开或关闭喷射开关来确定是否喷射冷却剂。控制输入部可以设置为邻近喷射器或邻近控制器。控制输入部可以将冷却剂或治疗区域的温度确定在-50℃至15℃范围内，以用于局部麻醉。控制输入部可以将治疗时间确定在1秒到十分钟的范围内，以用于局部麻醉。控制输入部可以包括按钮开关和具有编码器功能的控制开关。当控制开关的按钮开关关闭并顺时针旋转时，可以提高治疗温度或选择治疗类型。当控制开关的按钮开关关闭并逆时针旋转时，可以降低治疗温度或选择治疗类型。当控制开关的按钮开关打开并顺时针旋转时，可以增加治疗时间。当控制开关的按钮开关打开并逆时针旋转时，可以减少治疗时间。当通过旋转控制开关来调整治疗类型而不是治疗温度时，可以在控制器中使用预先编程的治疗温度和治疗时间。

[0112] 显示部54可以设置为靠近治疗输入部。显示部54可以通过显示器等显示治疗区域的当前温度、冷却剂的当前温度、或者冷却剂和治疗区域的当前温度。显示部可以使用显示器等显示由控制输入部确定的设定点，即冷却剂的目标温度、治疗区域的目标温度、或者治疗区域和冷却剂的目标温度。显示部54可以显示由控制输入部确定的治疗时间、当前剩余时间、或者治疗时间和当前剩余时间。显示部可以使用触摸屏等同时执行输入部的部分或全部功能。

[0113] 显示部54的显示器安装在外壳12外部，并根据控制器50的信号显示信息。显示部54可以通过显示器显示与治疗相关的信息，例如治疗区域的实际温度值、冷却剂的温度值、治疗时间等。当驱动装置时，显示部54的警报灯和警报器通过使用视觉光或听觉声音向外显示来自控制器50的警告信号。例如，当冷却剂的温度偏离安全范围、当冷却剂的压力偏离确定范围、当治疗区域的温度偏离安全范围或者当装置的性能(例如动力性能)偏离确定范围时，显示部54可以警告用户。

[0114] 温度传感器52可以安装在冷却温度调整器20的内部或外部。例如，温度传感器52可以是通过物理接触检测温度的热敏电阻。温度传感器52可以安装在尽可能远离热源21的位置，以便检测通过冷却温度调整器20进行热交换并排出的冷却剂的准确温度。

[0115] 温度测量器51可以相对于治疗区域与冷却剂喷射位置间隔开，以使用非接触方法测量温度。温度测量器51可以是非接触式温度测量红外传感器。温度测量器51可以以能够使冷却剂对治疗区域的温度测量的影响最小化的角度布置。在该实施例中，温度测量器51可以朝向治疗区域设置，同时相对于冷却剂喷射方向倾斜2°至20°的角度，以测量温度。因

此，当冷却剂通过由控制器50控制的冷却温度调整器20时，对冷却剂进行热交换，并将冷却剂调整到期望的温度值。冷却剂具有适当调整的温度值，然后喷射在治疗区域上，使得与冷却剂直接接触的治疗区域的表皮细胞的风险程度可以被最小化。

[0116] 下文将参照图6描述根据该实施例的控制冷却剂温度的过程。

[0117] 根据该实施例的控制过程包括设置关于治疗区域的目标冷却温度，通过在治疗区域上喷射冷却剂冷却治疗区域，检测治疗区域的实际温度，并将检测到的实际温度值与目标冷却温度进行比较，并通过调整冷却温度调整器的热源或冷却剂喷射量来控制冷却剂的温度，以使实际温度值达到目标冷却温度。

[0118] 在喷射冷却剂之前，设定目标冷却温度，并根据输入部53的指令根据治疗目的调整冷却剂喷射量。当治疗区域的冷却过程开始时，在供应器30供应的冷却剂经过冷却温度调整器20的同时调整冷却剂的温度，以使冷却剂能够以最终调整为符合治疗目的温度提供到治疗区域。因此，可防止治疗区域因过度冷却而受损。

[0119] 在温度控制中，控制器50接收来自电源的动力，并根据从温度测量器51接收的治疗区域的实际温度值和通过输入部53设置的目标冷却温度，控制安装在冷却温度调整器20中的热源21。

[0120] 此处，实际温度值可以是通过温度测量器51获得的温度值，或者是通过安装在冷却温度调整器中的温度传感器52获得的冷却剂的温度值。

[0121] 当根据治疗目的设置初始值时，冷却剂喷射到治疗区域。冷却剂从供应器30穿过冷却温度调整器20，并通过外壳12前端处的喷射孔14喷射到治疗区域，以冷却治疗区域。

[0122] 在冷却治疗区域的过程中，通过温度测量器51检测被冷却剂冷却的治疗区域的实际温度值。

[0123] 控制器50将检测到的实际温度值与目标冷却温度进行比较，并通过调整冷却温度调整器20的热源21或冷却剂喷射量来控制冷却剂的温度，以使实际温度值达到目标冷却温度。

[0124] 更详细地，在温度控制过程中，控制器50通过在控制器50中预先存储的两个方程利用PID控制进行计算，从而以两阶过程控制施加于冷却温度调整器20的热源21的功率。因此，通过温度控制过程可以快速或精确地调整通过冷却温度调整器20的冷却剂的温度。通过两阶计算过程，当实际温度值远离目标冷却温度时，可快速控制温度，当实际温度值接近目标冷却温度时，可精确控制温度。

[0125] 温度控制过程不限于使用一级方程1和二级方程2的两阶PID计算，必要时可以进行三个阶段或更多阶段的PID计算。例如，在冷却完成后，可以通过三个阶段的计算适当控制热源的温度。

[0126] 下文将通过使用一级方程1和二级方程2的两个PID计算阶段来控制温度的情况作为示例进行描述。

[0127] 在控制器的预设方程中，一级方程1用于精确温度控制，二级方程2用于快速温度控制。在该实施例中，方程如下：

[0128] $$P(t)=C_{p,1}error(t)+C_{i,1}\int_0^t error(t)dt+C_{d,1}\frac{d(erroe(t))}{dt}$$ 一级方程（1），

[0129] $$P(t)=C_{p,2}error(t)+C_{i,2}\int_0^t error(t)dt+C_{d,2}\frac{d(erroe(t))}{dt}$$ 二级方程（2）。

[0130] 此处，P(t)是控制器在某一时间t输出的数字或模拟类型输出值，误差(t)是在时间t测量的温度与目标冷却温度之间的差。Cp、Ci和Cd分别是在PID控制中使用的比例(P)、积分(I)和微分(D)的常数。

[0131] 此处，一级方程1和二级方程2的常数具有不同的值，使得通过应用二级方程2获得的P(t)值可以大于通过应用一级方程1获得的P(t)值(例如，Cp,1<Cp,2、Ci,1<Ci,2和Cd,1<Cd,2)。

[0132] 例如，在温度控制过程中，将二级方程2中使用的常数Cp,2、Ci,2和Cd,2设置为大值，以便从相同的误差(t)增加P(t)，使得在治疗的早期阶段可以快速进行冷却，并且将一级方程1中使用的常数Cp,1、Ci,1和Cd,1调整为小值，使得当误差(t)小时可以精确地调整温度。

[0133] 控制器50通过使用阿尔法值作为第一阶段的PID计算来控制温度。控制器将检测到的实际温度值与目标冷却温度进行比较，并计算实际温度值与目标冷却温度之差的绝对值是否小于阿尔法值α(即预定的任意范围)。阿尔法值α是指自目标冷却温度缩减的一级限制范围。相应地，通过上述过程，控制器计算实际温度值是否偏离目标冷却温度超过阿尔法值α(即一级限制)。

[0134] 此外，当实际温度值与目标冷却温度之差的绝对值小于阿尔法值α时，控制器50通过根据用于精确冷却控制的一级方程1控制施加到冷却温度调整器20的热源21的功率来加热冷却剂，其中，一级方程1为控制器中包含的方程之一。

[0135] 由于冷却温度调整器20的热源21被控制，通过冷却温度调整器20的冷却剂的热量与热源21的热能交换。将被热源21加热以使其温度升高的冷却剂喷射在治疗区域上，以使治疗区域的实际冷却温度调整为接近目标冷却温度。

[0136] 当实际温度值与目标冷却温度之差的绝对值大于通过计算过程得到的阿尔法值α时，控制器50通过根据用于快速冷却控制的二级方程2控制施加到冷却温度调整器20的热源21的功率来加热冷却剂，其中，二级方程2为控制器中包含的方程之一。

[0137] 另外，当早期阶段需要高速冷却时，控制器50可设置二级方程2的常数，以使施加到热源21的功率变为零。因此，冷却温度调整器20的热源21不工作，以使冷却剂的热量不与冷却温度调整器20的热量交换，冷却剂通过喷射孔14喷射到治疗区域上，以快速冷却治疗区域。另一方面，当早期阶段需要轻微冷却时，二级方程2的常数可以设定施加到热源21的功率值，以使冷却剂的温度以例如1℃/秒的速度变化，以用于相对缓慢的冷却。

[0138] 另外，在温度控制中，当早期阶段需要高速冷却时，可以通过提前喷射冷却剂来提前降低冷却温度调整器的温度。因此，在治疗之前降低冷却温度调整器的温度，以使冷却治疗区域所消耗的时间可以被进一步减少从而最小化。

[0139] 接下来，当根据一级方程1或二级方程2控制热源21时，通过比较实际温度值与目标冷却温度，控制器计算治疗区域的实际温度值是否充分接近目标冷却温度。

[0140] 也就是说，将检测到的实际温度值与目标冷却温度进行比较，并计算出实际温度值与目标冷却温度之差的绝对值是否小于预设的任意贝塔值β。贝塔值β是指自目标冷却温

度缩减的二级限制范围，并且可以设置为比阿尔法值α更接近目标冷却温度的值。相应地，控制器通过上述过程计算实际温度值是否偏离目标冷却温度超过贝塔值β(即二级限制)。

[0141] 当实际温度值与目标冷却温度之差的绝对值大于或等于贝塔值β时，控制冷却温度调整器20，并通过重复执行该过程来比较这两个值。当实际温度值与目标冷却温度之差的绝对值小于贝塔值β时，即当实际温度值充分接近目标冷却温度时，驱动定时器，在经过定时器的设定时间后，冷却治疗完成。

[0142] 阿尔法值α和贝塔值β可以理解为任意应用于目标冷却温度的某一温度值。阿尔法值α具有相对大于贝塔值β的绝对值，贝塔值β是指相对小于阿尔法值的绝对值。例如，当目标冷却温度为-10℃时，阿尔法值α为2℃，贝塔值β可以设置为小于2℃的1℃。阿尔法值和贝塔值β不是规定值，可以根据治疗目的进行适当设置。

[0143] 凭借包括使用一级方程1的一级计算过程和使用二级方程2的二级计算过程的二个阶段的PID计算，通过当实际温度值远离目标冷却温度时进行快速温度控制，以及当实际温度值接近目标冷却温度时进行精确温度控制，实际温度值可以有效地被调整到目标冷却温度。在该实施例的温度控制过程中，控制器通过两个阶段进行PID计算，但不限于此，并且在需要时可以通过进一步细化温度控制过程来进行三个阶段或更多阶段的控制。

[0144] 当定时器被驱动或定时器的设定时间已经经过时，控制器50可以通过外部显示的通知来告之用户治疗区的冷却麻醉已经完成。

[0145] 如上所述，冷却剂在通过冷却温度调整器20时经历热交换，因此冷却剂的温度被调整到所需的温度。因此，被冷却剂冷却的治疗区域的温度可以保持在安全范围内。此外，当冷却剂通过根据治疗目的控制的冷却温度调整器20时，冷却剂的温度按照治疗目的调整并且冷却剂被喷射在治疗区域上。冷却剂升高的温度使冷却治疗能够顺利开始，从而使得与冷却剂直接接触的表皮细胞的风险程度最小化。当早期阶段需要高速冷却治疗时，冷却剂在开始治疗之前提前通过冷却温度调整器20，以使冷却温度调整器20的温度可以根据治疗目的调整到某一温度。控制器50可以同时利用基于冷却剂的吸热和冷却温度调整器20的热源21的加热精确地调整冷却剂和冷却温度调整器20的温度。

[0146] 虽然已经描述了本发明的示例性实施例，然而本发明并不限于此，在不脱离权利要求、本发明的详细描述以及附图的范围的情况下，可以进行各种属于本发明范围的变形。

[0147] 工业实用性

[0148] 本发明可以应用到的局部冷却麻醉装置，控制局部冷却麻醉装置的方法和局部冷却麻醉装置的冷却温度调整器。

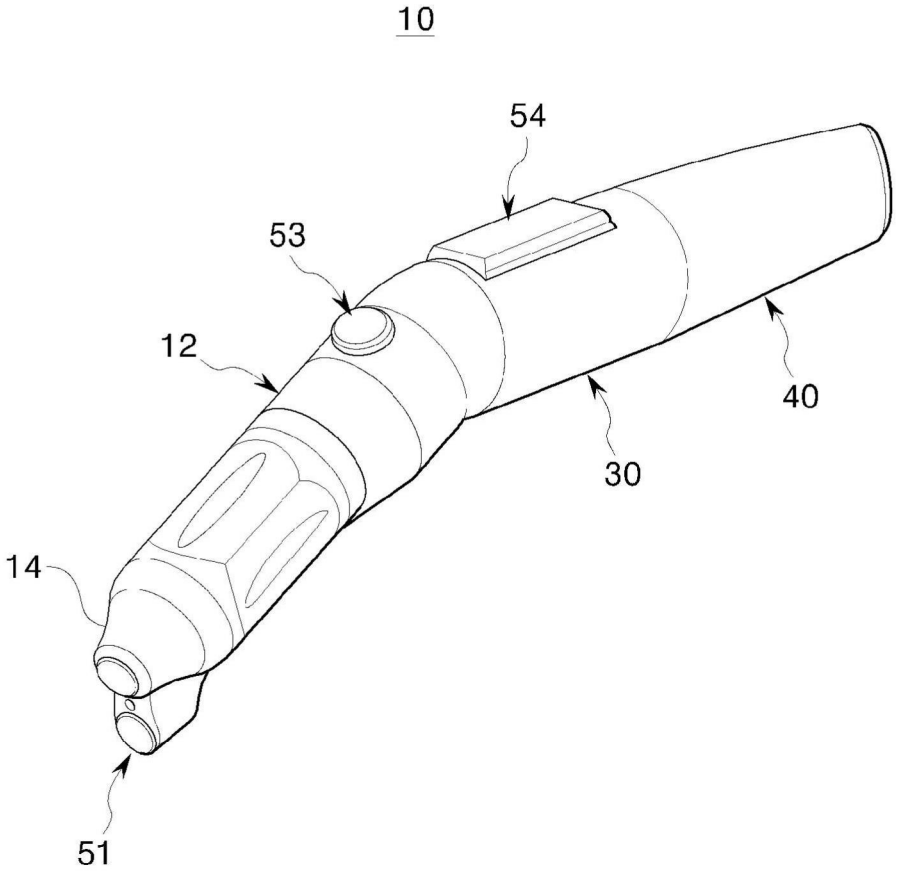


图1

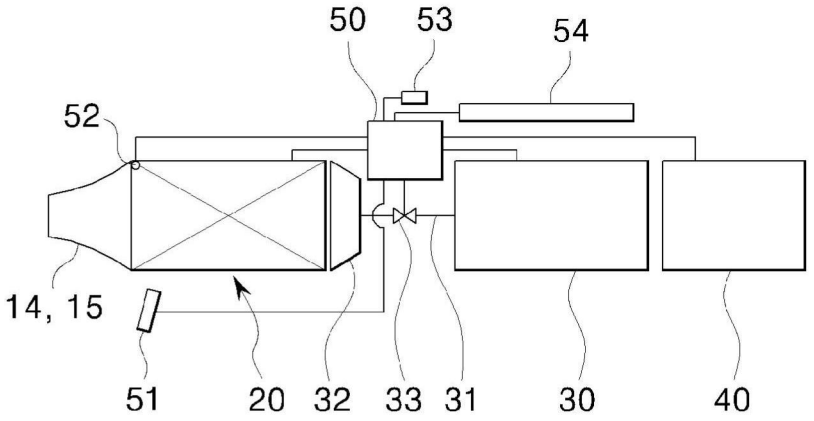


图2

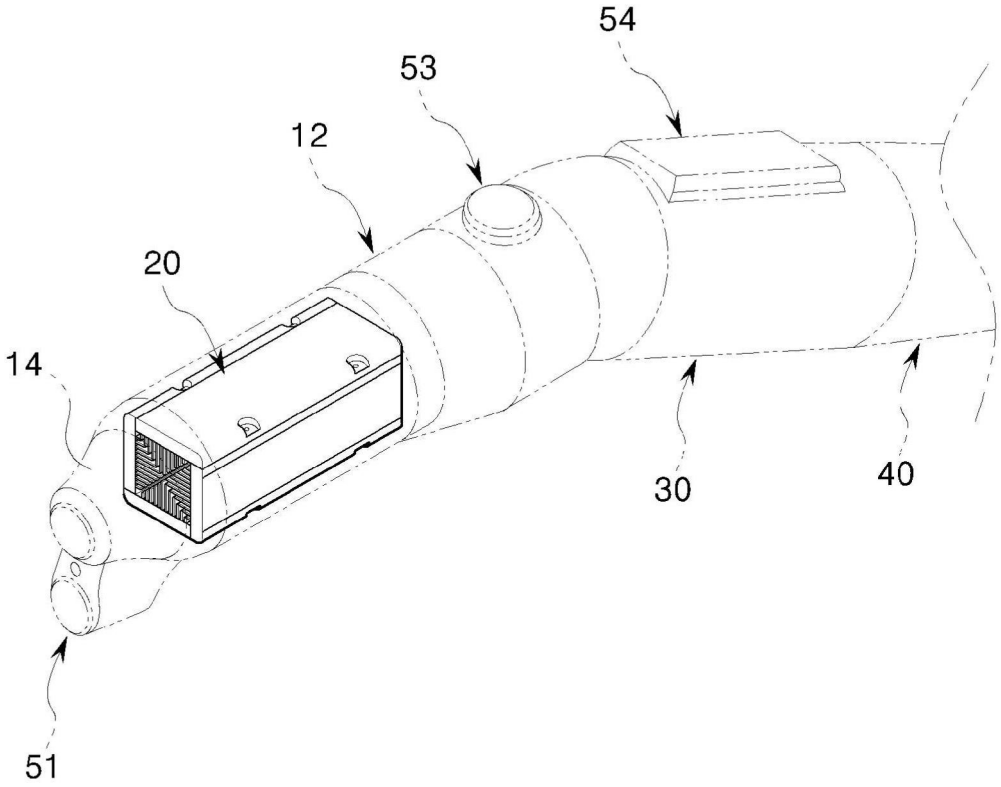


图3

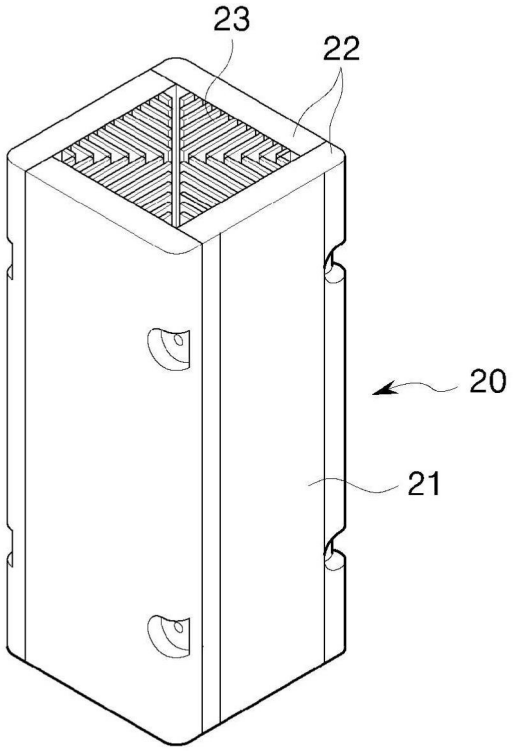


图4

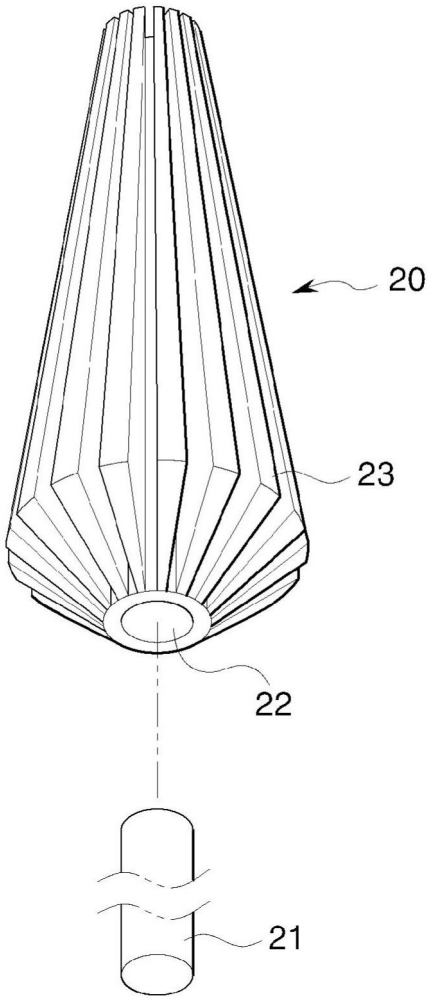


图5

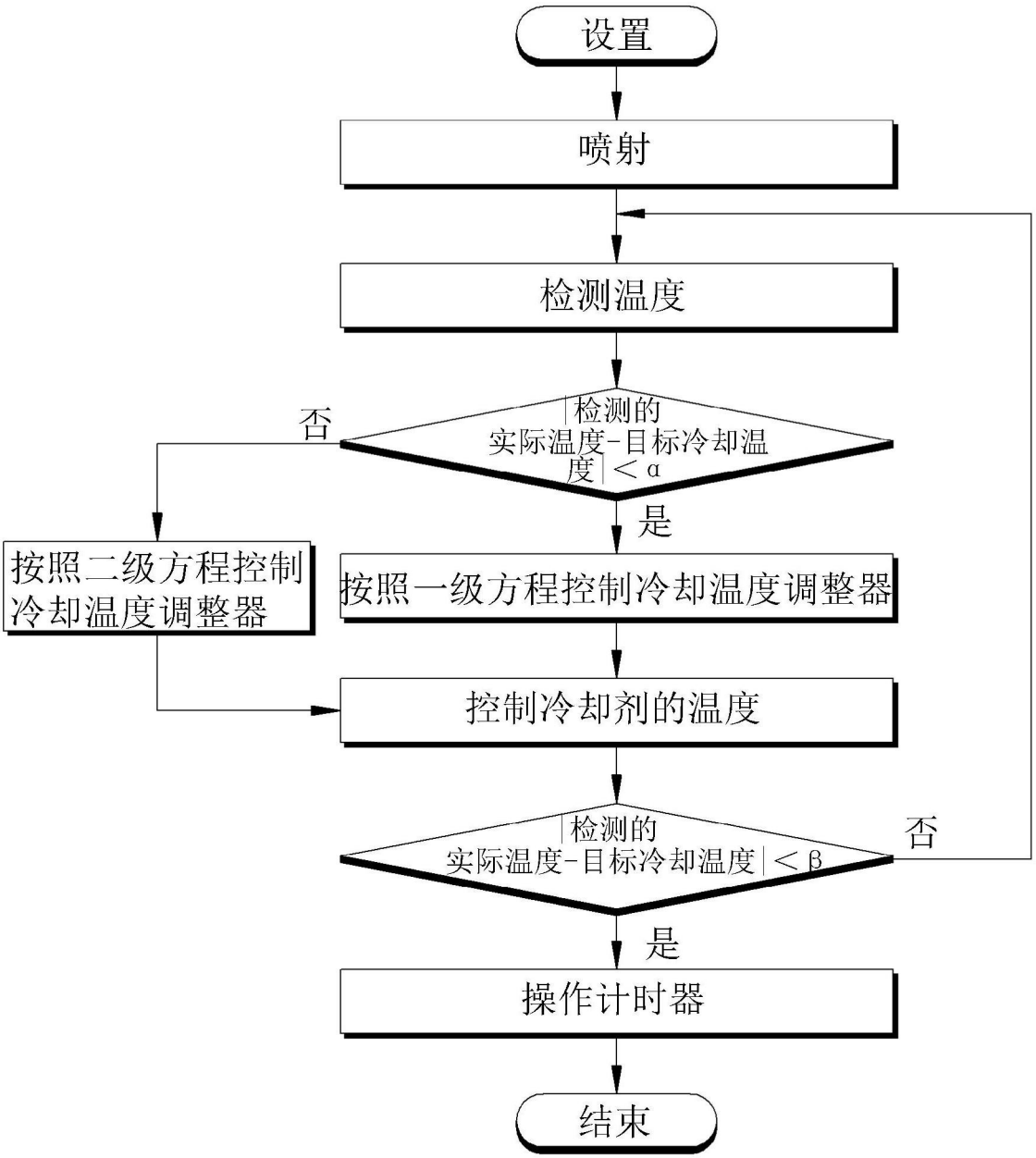

设置
喷射
检测温度
|检测的实际温度-目标冷却温度| < α
否
是
按照二级方程控制冷却温度调整器
按照一级方程控制冷却温度调整器
控制冷却剂的温度
|检测的实际温度-目标冷却温度| < β
否
是
操作计时器
结束

图6