



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107532832 A

(43)申请公布日 2018.01.02

(21)申请号 201680019132.6

卢卡斯·雷斯特雷波

(22)申请日 2016.03.28

(74)专利代理机构 深圳鼎合诚知识产权代理有

(30)优先权数据

限公司 44281

62/139676 2015.03.28 US

代理人 彭愿洁 彭家恩

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

(51)Int.Cl.

2017.09.27

F25B 21/02(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

A61G 11/00(2006.01)

PCT/US2016/024501 2016.03.28

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/160691 EN 2016.10.06

(71)申请人 加利福尼亚大学董事会

地址 美国加利福尼亚州奥克兰市富兰克林街1111号12楼

(72)发明人 胡里奥·L·范盖拉

安德鲁·帕杜拉

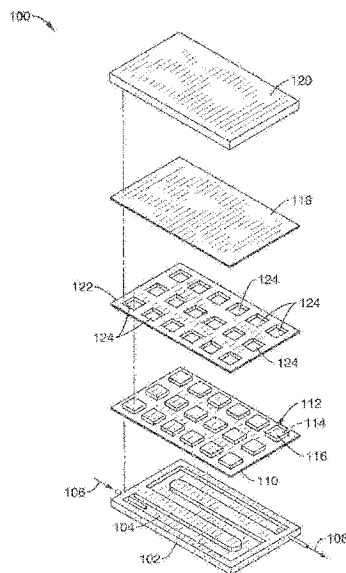
权利要求书3页 说明书15页 附图17页

(54)发明名称

用于生物医学应用的热电温控冷却器

(57)摘要

热交换器模块(HEM)和系统使用具有一个或多个开放通道的柔性基底,基底盖被粘合到该开放通道上,从而在柔性基底中形成闭合通道。热电冷却器(TEC)连接到基底盖上的可选的散热铜块。接口盖连接到热电冷却器顶部,具有与热电冷却器相对并且最终与患者接触的柔性导热材料。液体流过闭合通道,其作为热电冷却器的热参考。电流由控制器提供给热电冷却器引起热电冷却器相对于所述液体冷却或加热。一个或多个温度传感器检测接口盖的温度,该温度用作控制热电冷却器供电电流的输入。热交换器模块可用于加热、冷却或在加热和冷却之间的循环,用于各种医疗用途。



1. 一种热交换系统,其特征在于,包括:
 - (a) 热交换器模块,所述热交换器模块包括:
 - (i) 柔性基底,所述柔性基底包括一个或多个开放通道;
 - (ii) 粘合在柔性基底上的基底盖;
 - (iii) 由此,当基底盖在开放通道上粘合时,形成闭合通道以允许液体循环;
 - (iv) 多个热电冷却器,其在参照侧上粘合到所述基底盖;和
 - (v) 接口盖,其粘合到热电冷却器的与参照侧相对的患者侧;
 - (b) 设置在所述热交换器模块内的一个或多个温度传感器,其中所述温度传感器检测所述接口盖的温度;和
 - (c) 配置为使用温度传感器通过改变对热电冷却器的供应电流来控制接口盖温度的控制器;
 - (d) 其中接口盖的温度由控制器控制。
2. 根据权利要求1所述的热交换系统,其特征在于,所述热交换器模块选自一组几何形状,所述几何形状包括:基本平坦的、在一个方向上弯曲的和在多个方向上弯曲的。
3. 根据权利要求1所述的热交换系统,其特征在于,所述热交换器模块由电池供电。
4. 根据权利要求1所述的热交换系统,其特征在于,所述液体包括水。
5. 根据权利要求1所述的热交换系统,其特征在于,所述温度传感器选自由热敏电阻、热电偶和输出与温度成比例的电压或电流的固态器件组成的传感器组。
6. 根据权利要求1所述的热交换系统,其特征在于,所述控制器使用从由以下组成的一个或多个算法中选择控制算法:比例、积分和导数。
7. 根据权利要求1所述的热交换系统,其特征在于,所述控制器是数字的,且具有零个或多个模拟组件。
8. 根据权利要求1所述的热交换系统,其特征在于,所述供电电流由选自由D类放大器、H桥式放大器和脉冲宽度调制源组成的一组电流源中的电流源供给。
9. 根据权利要求1所述的热交换系统,其特征在于,所述热交换器模块加热或冷却所述接口盖。
10. 一种热交换器系统,其特征在于,包括:
 - (a) 热交换器模块,所述热交换器模块包括:
 - (i) 多个热电冷却器;
 - (ii) 支撑所述热电冷却器的柔性基底,所述基底具有多个通道,所述多个通道被配置用于使液体循环热接近所述热电冷却器;和
 - (iii) 靠近柔性基底设置的一个或多个温度传感器;和
 - (b) 控制器,其被配置为使用所述温度传感器来监测与所述热交换器模块相邻的物体的温度,并且被配置为控制所述液体的循环;
 - (c) 其中与热交换器模块接触的物体的温度可以通过所述热电冷却器和所述液体之间的热传递而改变,并且其中温度变化量可由控制器控制。
11. 根据权利要求10所述的热交换器系统,其特征在于,所述热交换器模块是平坦的。
12. 根据权利要求10所述的热交换器系统,其特征在于,所述热交换器模块是弯曲的。
13. 一种热交换器模块,其特征在于,包括:

- (a) 柔性基底,所述柔性基底包括一个或多个开放通道;
- (b) 粘合在所述柔性基底上的基底盖;
- (c) 由此,当基底盖在开口通道上粘合时,形成闭合通道以允许液体循环;
- (d) 多个热电冷却器,其参照侧粘合到所述基底盖;
- (e) 接口盖,其粘合到热电冷却器的与参照侧相对的患者侧;和
- (f) 设置在热交换器模块内的一个或多个温度传感器。

14. 根据权利要求13所述的热交换器模块,其特征在于,所述温度传感器检测所述接口盖的温度。

15. 根据权利要求13所述的热交换器模块,其特征在于,所述热交换器模块是基本平坦的。

16. 根据权利要求13所述的热交换器模块,其特征在于,所述热交换器模块在一个或多个方向上弯曲。

17. 根据权利要求13所述的热交换器模块,其特征在于,所述液体包括水。

18. 根据权利要求13所述的热交换器模块,其特征在于,所述温度传感器选自热敏电阻、热电偶和输出与温度成比例的电压或电流的固态器件组成的传感器组。

19. 根据权利要求13所述的热交换器模块,其特征在于,所述热交换器模块加热或冷却所述接口盖。

20. 根据权利要求19所述的热交换器模块,其特征在于,所述接口盖的加热或冷却速率是受控的。

21. 一种使用热交换器模块的方法,其特征在于,包括:

- (a) 将热交换器模块应用于患者,所述热交换器模块包括:
 - (i) 柔性基底,所述柔性基底包括一个或多个开放通道;
 - (ii) 粘合在柔性基底上的基底盖;
 - (iii) 由此,当基底盖在开放通道上接合时,形成闭合通道以允许液体循环;
 - (iv) 多个热电冷却器,其参照侧粘合到所述基底盖;
 - (v) 接口盖,其粘合到所述热电冷却器的与参照侧相对的患者侧;和
 - (vi) 设置在热交换器模块内的一个或多个温度传感器;和
- (b) 通过使用热交换器模块对患者进行热处理。

22. 根据权利要求21所述的使用热交换器模块的方法,其特征在于,所述热处理使用受控的加热速率。

23. 根据权利要求21所述的使用热交换器模块的方法,其特征在于,所述热处理使用受控的冷却速率。

24. 根据权利要求21所述的使用热交换器模块的方法,其特征在于,所述热处理使用了一个时间段内基本恒定的热交换器模块接口盖温度。

25. 一种新生儿热处理装置,其特征在于,包括:

- (a) 一个或多个平坦的热交换器模块;和
- (b) 一个或多个弯曲的热交换器模块;
- (c) 每个所述热交换器模块包括:
 - (i) 柔性基底,所述柔性基底包括一个或多个开放通道;

- (ii) 粘合在柔性基底上的基底盖；
- (iii) 由此，当基底盖在开放通道上粘合时，形成闭合通道以允许液体循环；
- (iv) 多个热电冷却器，其在参照侧粘合到所述基底盖；
- (v) 接口盖，其粘合到热电冷却器的与参照侧相对的患者侧；和
- (vi) 设置在热交换器模块内的一个或多个温度传感器。

26. 一种组装热交换器模块的方法，其特征在于，包括：

- (a) 提供柔性基底，包括一个或多个开放通道；
- (b) 提供基底盖；
- (c) 提供接口盖；
- (d) 将多个热电冷却器从其参照侧粘合到所述基底盖；
- (e) 将一个或多个温度传感器附接到接口盖；和
- (f) 将接口盖粘合到所述热电冷却器的与参照侧相对的患者侧；
- (g) 由此基底盖粘合在开放通道上从而形成封闭通道以允许液体循环。

用于生物医学应用的热电温控冷却器

[0001] 相关申请的交叉引用

本申请要求2015年3月28日提交的申请序列号为62/139,676的美国临时专利的优先权和权益,其全部内容通过引用并入本文。

[0002] 本申请涉及于2014年9月24日提交的PCT国际申请号PCT/US2014/057276,其全部内容通过引用并入本文,其要求2013年9月30日提交的美国临时专利申请序列号61/884,932的优先权和受益,其全部内容也通过引用并入本文。

[0003] 关于联邦政府赞助研究或开发的声明

本发明是由国家卫生研究院授予的AR047664和AR054816的政府支持。美国政府对本发明有一定的权利。

[0004] 受版权保护材料的声明

本专利文献中的一部分材料受到美国和其他国家/地区版权法的版权保护。版权所有并不反对任何专利文献或专利公开的传真复制品,如美国专利商标局公开提供的档案或记录,但以其他方式保留所有版权。版权所有并不因此放弃其保护本专利文件的任何权利,包括但不限于根据37CFR§1.14的权利。

技术领域

[0005] 本公开的技术通常涉及珀耳帖装置,更具体地涉及也可用于加热的柔性热电冷却器。

背景技术

[0006] 目前,脑损伤、脊髓损伤、肌肉或关节损伤的低温治疗通常通过使用提供不完全和短时间冷却的冰袋或化学冷却包来提供。对于更先进的治疗方法,现在看来,目前唯一可用的产品是使用循环水冷却的垫或冷帽,通常设定在4°C至7°C左右。这些装置,虽然比被动冷却更好,有四个主要的不足之处:

(a) 由于水是用于冷却或加热人体组织的冷却剂,因此他们使用必须冷却大量水(加仑)的冷水机或冰箱以使其可靠运行。这产生了几项技术限制,最显著的是不能有效地控制患者的组织温度。这些设备有过冲和低于目标温度的问题。

[0007] (b) 通过循环冷却水,这些装置容易发生水分冷凝和热传递到环境,从而限制了它们的效率。

[0008] (c) 大多数情况下,这些设备体积庞大,不便携,并且必须永久连接到交流电源插座进行操作。

[0009] (d) 这些设备不能在救护车中使用,不能作为成人紧急情况下的初始治疗装置提供。

发明内容

[0010] 热交换器模块(HEM)和系统使用具有一个或多个开放通道的柔性基底,基底盖被

粘合到该开口通道上,从而在柔性基底中形成闭合通道。所产生的闭合通道可以用于将液体传递到与柔性基底热接触的结构中以宽泛地控制温度。

[0011] 热电冷却器(TEC)连接到基底盖上方的可选的散热铜块。接口盖连接到热电冷却器顶部,具有与热电冷却器相对并且最终与患者接触的一致性导热材料。

[0012] 通过封闭通道的液体作为热电冷却器的热参照。电流由控制器提供给热电冷却器以相对于液体引起热电冷却器冷却或加热。液体可以是去离子水,具有一种或多种添加剂的去离子水以增加冷却性能、操作温度区域或腐蚀性能,或者具有与去离子水相当或更好的导热能的另一种流体。

[0013] 一个或多个温度传感器检测接口盖的温度,其可以用作热电冷却器电源电流控制的输入。热交换器模块可用于加热、冷却或加热和冷却之间的循环,用于各种医疗用途。

[0014] 将在本说明书的以下部分中提出本文描述的技术的其它方面,其中详细描述是为了完全公开技术的优选实施例而不对其进行限制。

附图说明

[0015] 通过参考以下附图将更全面地理解本文描述的技术,其仅用于说明目的:

图1A示出了包括18个热电冷却器(TEC)的热交换器模块(HEM)的分解透视图;

图1B示出了图1A中的分解部件组装的热交换器模块(HEM)的组装透视图;

图1C示出了图1B中的组装的热交换器模块(HEM)的横截面;

图1D示出了图1C中的闭合通道之一的横截面细节;

图2示出了热交换器模块(HEM)和系统控制器的简化概述,其中显示了相互连接;

图3A示出了设置在柔性基底中的用于传送热传递介质的热电冷却器电气通道的顶视图;

图3B示出了图3A中的柔性基底的横截面;

图4A示出了具有铜块的基底盖以及设置在上方的接口盖的透视图;

图4B示出了布置有热电冷却器的基底盖的顶视图;

图4C是在装配于的热交换器模块(HEM)中的在基底盖和接口盖之间具有绝缘的图4A中的基底盖和接口盖的透视图;

图5A是粘合基底组件的透视图,其中柔性基底已经粘合到基底盖;

图5B示出了图5A中的粘合基底组件的横截面;

图5C是按第一种方法粘合在一起的图5A中的基底组件的分解透视图;

图5D是按第二种方法粘合在一起的图5A中的基底组件的分解透视图;

图6A是人手触摸平板式热交换器模块的俯视图;

图6B是一个人的手部皮肤604上测得的响应于使用热交换器模块的控制配置冷却至5°C和加热至36°C的温度对时间曲线;

图7A是形成柔性基底的上下模具的分解透视图;

图7B是图7A中的上下模具的组装透视图;

图8A是基底盖组件的透视图;

图8B是将第一排热电冷却器(TEC)设置到图8A的基底盖上的过程的侧视图;

图8C是将第二排热电冷却器(TEC)设置到图8A的基底盖上的过程的侧视图;

图9A是弯曲的热交换器模块(HEM)的主要部件的分解透视图；

图9B是图9A的弯曲的热交换器模块(HEM)的主要部件的组装透视图；

图10A是组装成单个有关节的平板式热交换器模块组件的6个独立的热电冷却器(TEC)透视图；

图10B是组装成单个弯曲热交换器模块铰接组件的4个独立热电冷却器热交换器模块的透视图；

图11A是包含适用于志愿者的大腿的15mmx15mm热电冷却器的弯曲的人体工程学热交换器模块的透视图；

图11B是对人体大腿(股直肌)测得的响应于控制冷却到10℃约7分钟的温度变化的曲线图；

图12A是旨在与新生儿一起使用的各种几何形状的热交换器模块组件的透视图；

图12B是放置在图12A的热交换器模块的组装上的新生儿的透视图；

图13是平板床垫或毯子结构中的热交换器模块的主要部件的分解透视图。

具体实施方式

[0016] 根据本发明公开的热交换系统通常包括：(1)一个或多个热交换器模块，和(2)控制器。

[0017] 1. 热交换器模块(HEM)

现在参考图1A~1D。图1A是热交换器模块(HEM)100的分解透视图。每个热交换器模块100通常包括柔性基底102，其包括随后用于流体循环的模制开放通道104。开放通道104具有流体输入106和流体输出108，由此将流体用于热传递。柔性基底102又粘合到基底盖110上。

[0018] 基底盖110具有高导热，并且可以选自由铜(热导率约为400W/m*K)组成的材料，黄铜(热导率约为120W/m*K)，铝电导率约385W/m*K)或热解石墨片(热导率约600-800W/m*K)或其它导热合成材料。高导热也可以通过使用具有相对较低热导率的较薄材料或通过上述一种或多种的组合来实现。

[0019] 术语“盖”可以不限于此也包括箔。这种箔可以是铜、黄铜、铝、不锈钢或其他导热材料，例如碳纤维复合材料；它们的厚度可以在约100μm至约635μm的范围内。

[0020] 连接到基底盖110的是一个或多个热电冷却器(TEC)112。在图1A中示出了这样的热电冷却器112；然而，可能有更多或更少的热电冷却器112。在操作中，每个热电冷却器112具有参照侧114和相对设置的患者侧116。在图1A的示例中，热电冷却器112的参照侧114(使用导热粘合剂)粘合到另一个基底盖110以形成散热器。

[0021] 热电冷却器112的患者侧116被粘合到接口盖118。接口盖118可涂覆有软导热弹性体120。软弹性体120将用作患者皮肤(未示出)和接口盖118之间的保护接口。

[0022] 在基底盖110和接口盖118之间由热电冷却器s112的厚度形成的间隙116。各种热电冷却器112之间的间隙122可填充绝热材料(例如聚氨酯或硅酮泡沫，或纺织聚酯)。在预先形成的间隙122绝缘材料的情况下，将存在用于每个热电冷却器112的装置间隙124以允许放置在热电冷却器112上。

[0023] 热交换器模块100使用热电冷却器112作为直接冷却或加热剂，以在患者体内产生

正常体温、低体温或高热。热电冷却器112通常用作珀尔帖装置,作为固态制冷装置运行,固态制冷装置在施加电流时将热量从参照侧114传递到相对设置的患者侧116。虽然热电冷却器112通常用作冷却装置,但是它们也可以通过反转所施加的电流而用作加热装置。

[0024] 图1B示出了从图1A的分解部件组装的热交换器模块(HEM)的组装透视图。

[0025] 图1C示出了图1B的组装热交换器模块(HEM)的横截面,指出包括图1B的热交换器模块100的各种组件。

[0026] 更具体地参见图1D,当柔性基底102粘合到基底盖110时,开放通道104依次关闭,形成闭合通道126,由图1A的流体输入106流过闭合通道126,并从图1A的流体输出108流出。

[0027] 通过将柔性基底102粘合到基底盖110而形成的封闭通道126允许传热流体通过以作为冷源或热源运行,基本上为热电冷却器112的操作提供热参考。方便起见,为此,热电冷却器112的参照侧114与流过闭合通道126的热参考流体相邻。

[0028] 当热电冷却器112在冷却模式下操作时,热量从柔性导热弹性体120通过接口盖118通过热电冷却器112从患者侧116传递到参照侧114,通过基底盖110,最终到达通过封闭通道126的流体。通过封闭通道126的流体可以是用于热参考操作的处于室温,高于或低于室温的水。

[0029] 在一个实施例中,热交换器模块100柔性基底102可以用硅酮或其它低硬度塑料材料模制,以更好地符合各种身体部位或组织。热交换器模块100可以被成形为如下面进一步描述的平坦或弯曲的单元。

[0030] 由于热的自然流动总是从热到冷,当直流电力施加到热电冷却器112时,发生从患者皮肤的提取热的整个过程;他们的“冷的”患者侧116变得比患者皮肤更冷,允许热量从患者的皮肤通过热电冷却器112流动到通过封闭通道126的流体。

[0031] 流过封闭通道126的水确保热量自然地由基底盖110流向水而没有显著的温度升高。最终的结果是患者的皮肤温度以受控的方式降低。

[0032] 2热交换器模块中的接口盖

再次参考图1C,将一层柔软的导热弹性体120施加到接口盖118上,并将一层绝缘层施加到两个板之间的间隙122内。

[0033] 柔性导热弹性体120层在身体组织和接口盖118之间起缓冲作用,使得本体不与接口盖118直接接触。

[0034] 软导热弹性体120的组成通常是,但不一定是,包括两个导电硅酮的组合物。在一个实施例中,软导热弹性体120包括约50%的硅酮A(Insulcast 3-95-2)和约50%的硅酮B(Dow Corning Toray SE 4430)。

[0035] 柔软的导热弹性体120混合物分布在接口盖118上,产生尽可能薄的层,同时完全覆盖接口盖118的任何露出的金属。然后将具有软导热弹性体120的接口盖118在120°C的烘箱中放置30分钟。当从烘箱中取出时,使用剃刀刀片从接口盖118修剪任何多余的硅胶。

[0036] 3.热交换器模块中的间隙绝缘

如图1C所示,在接口盖118和基底盖110之间形成间隙116。该间隙122可以部分地或完全地被绝缘层填充。

[0037] 间隙122中的绝缘层的一个目的是为热交换器模块100提供结构支撑,同时最小化基底盖110和接口盖118之间的热传递。基底盖110和接口盖118之间的这种热传递将严重地

降低整个热交换器模块100的效率。虽然空气可能是间隙122中的绝缘体更好的绝缘体,但是由于缺乏支撑,接口盖118将非常快速地翘曲。


[0038] 在一个本实施例中,布置在间隙116中的绝缘泡沫是Smooth-On公司生产的Flex Foam-It III聚氨酯。将该两部分泡沫按重量比A和B分别为57.5:100的比例混合。B部分通常率先称重。然后将A部分快速称重,加入B部分,将两者混合在一起。然后将A部分和B部分混合物迅速和剧烈搅拌几秒钟,并倒入注射器(未显示)中。

[0039] 注射器用于将泡沫注入到接口盖118和基底盖110之间的间隙122中,以允许泡沫向外扩张。一块塑料包装缠绕在热交换器模块100上,以防止泡沫从设备中过度膨胀。

[0040] 在允许间隙116中的泡沫固化1小时之后,去除塑料包装并且将任何多余的泡沫材料修剪掉。

[0041] 4. 热交换器模块系统

现在参考图2,图2概括地示出了互连的热交换器模块(HEM)系统200。可以用一个或多个嵌入式温度传感器204(热敏电阻或热电偶)构建热交换器模块202,其恒定地监测间隙122中的接口盖206(先前在图1C中更清楚地示出),从而提供患者的皮肤温度(通过图1C中先前所示的柔性导热弹性体120)的可靠指示。这些嵌入式温度传感器204为使用比例积分微分(PID)或等效伺服控制器212和脉冲宽度调制(“PWM”)或模拟直流电源模块(这里作为简单的增益块放大器示于PID控制器212中)驱动热电冷却器210的电子伺服控制单元(或简称为控制器208)提供反馈。

[0042] 热交换器模块系统200通过使用控制器208中的热交换器218(通过使用泵214)将热交换介质(通常为水)通过热电冷却器210流动并散发216到环境空气中,从而完成热交换。根据控制器208的配置,风扇220可以用于迫使空气通过热交换器218,或者热交换器可以是被动(通常是翅片)的水对空气设计(未示出)。

[0043] 便携式闭环环境温度的水(或液体冷却剂)循环(0.5-3L/min)和散热器,其在温度差不超过10℃下可允许对空气的散热功率达到1kW。闭环系统循环液的总体积的由以下总和给出:a)连接软管的内部容积;b)热交换器模块s水道的体积;c)散热器内的水量;和d)小型辅助水库的体积。

[0044] 每个热交换器模块系统200能够以各种人体器官的稳态发热能力的10-50倍的通量速率从人体皮肤提取热量(或向人体提供热量)。对于一般成人在休息时,然后在深度压力或运动条件下,成人脑的这些传热值为从<0.01W/cm²至0.04W/cm²。最终,热交换器模块系统200将热量Q_{in}222从患者以Q_{out}224传递到环境空气。

[0045] 如图1A~E所示,为了实现0.1-2W/cm²之间的传热密度,多个热电冷却器112元件可以组合成最终通过柔性导热弹性体120与皮肤相接合的模制单元。

[0046] 现在回到图2,PID控制器212电子功率模块利用高电流H桥或其它高电流源来管理到热电冷却器210的功率输送。电源模块可以通过使用专有程序控制下的DAC接口或使用机器码编写的专有代码的可编程模块来实现。这些模块通过结合标准参数优化(调谐)程序,在最短的时间内优化热交换器模块系统200的性能,以便以稳定的方式达到所需(设置)的人体皮肤接触温度。

[0047] 可以根据针对特定治疗定制的冷却/加热模型来控制热电冷却器210的功率。

[0048] 在操作中,热交换器模块系统200使用诸如触摸屏控制图形面板的操作接口(未示

出),其具有以下功能:a)读取和设置温度;b)启动或停止复杂的冷却或加热型材;b)限定用于冷却和加热范围内的上限和下限,典型值分别为60°C和6°C;c)访问流程以优化PID参数;d)访问流程以编辑流体和热交换率;e)在AC或电池操作之间进行选择;e)图形显示温度图;以及f)进入紧急按钮以停止热交换器模块系统200的冷却或加热操作。

[0049] 通过无线计算机接口(也未示出)将获得更全面的用于控制ESU的功能,包括下载医疗文件数据的可能性的。

[0050] 热交换器模块系统200也可以在低电压(12或24V)下操作,可以由电池供电,如下所示。

[0051] 5.热交换器模块中的通道

现在参考图3A和图3B,其显示了用于提供热交换器液体的循环的通道的更多细节。通常,柔性基底300具有一个或多个模制在其中的开放通道302。每个通道302具有用于液体输入304和液体输出306的装置,由此热交换器流体通过通道302。

[0052] 图3A示出了柔性基底300,开放通道302没有闭合成上述先前在图1D中所描述的作为元件126的闭合通道。

[0053] 开放通道302通常被模制成硅酮以允许在操作期间热交换器模块被压靠在身体组织上时变形。

[0054] 每个开放通道302可以基于各个冷却器的要求。通道302的宽度308以及通道302在柔性基底300的总厚度312中的深度310在每个冷却器之间变化,但是存在可能满足的一些重要要求:

(1)柔性基底300应被充分地加强,以防止通道302在工作压力下膨胀。为此目的可以使用加强网314。加强网314可以具有柔性以及良好的剪切强度,以防止在加压条件下通道302的膨胀。加强网314可以在浇注过程中放置在硅酮内部,从而嵌入硅酮中。

[0055] (2)通道302的壁高度310应允许足够的水流量(通常为0.0833-0.05L/s)。可以存在用于实现该流量的串联和并联通道(未示出)。

[0056] (3)通道302的宽度308应足够窄,从而允许基底盖(图1C中描述为元件110)的粘合。

[0057] (4)通道302的宽度308应设计用于预期的操作水压,并且应通常与所使用的热电冷却器(未示出)的宽度相匹配,从而最大化从热电冷却器到在302通道中流动的流体的热传递。

[0058] (5)用于构建柔性基底300的框架和形成通道302的插入件可以通过使用商业软件的基于3D图形设计的3D打印机或激光切割丙烯酸塑料来产生。

[0059] (6)入口和出口附接孔316可以通过使用活组织检查切入或模制在柔性基底300通道302中。在将柔性基底300成功地附接到基底盖318之后,尼龙或硅胶管可以使用柔性水泥粘合到附接孔中,其中管道用作液体入口304和液体出口306。或者,附接孔316可以是较小的通道(未示出)本身,其中管道被扁平化,并附有台钳形成交替的入口或出口。

[0060] 6.热交换器模块中的盖

参见图1C以更好地观察基底盖110和接口盖118。这两个高导热覆盖物的目的是尝试在热电冷却器112的任一侧上创建均匀的温度表面(即最小化温度梯度),以便在患者侧116上进行热提取并在参照侧114上消散。在一个实施例中,基底盖110和接口盖118可以是铜或其

它高导热性材料。

[0061] 当接口盖118粘合到与患者皮肤直接接触(未示出)的软生物相容性弹性体120上时,可以对身体组织进行基本均匀的冷却或加热。

[0062] 类似地,基底盖110便于热量传递到在封闭通道126中流动的传热液体。

[0063] 基底盖110和接口盖118的厚度应当被最小化以减轻重量并提高柔性,但仍应该足够厚以为热电冷却器112提供支撑。例如,在当前实施例中,厚度范围为127-203.2 μm 。

[0064] 基片盖110和接口盖118可以用剪刀切割机切割成特定的尺寸,然后通过轧制而平坦化。然后可以使用50粒砂纸打磨,以帮助使它们变平,并促进随后的粘附。然后用水冲洗打磨后的盖,用丙酮清洗,最后用蒸馏水再次冲洗。

[0065] 现在参考图4A~4C。这里,下基底盖400已经以有序的方式安装在其四个铜块402上,在将来将定位热电冷却器(未示出)的位置处。这些铜块402用作加强件,以防止围绕热电冷却器(未示出)弯曲的下基底盖400。

[0066] 铜块402可以具有与基底盖400相似的厚度或厚度较基底盖400为厚,并且可以用剪刀切割机、印模、激光或其他切割方法切割。铜块402可以通过滚动而变平,以确保它们足够平坦。然后将它们依次用50粒砂纸打磨,用丙酮清洗,并用蒸馏水冲洗。

[0067] 在一个实施例中,铜块402可以使用无铅的符合RoHS标准的共晶膏(未示出)在回流焊炉中粘合到基底盖400。预先使用耐热胶带划分正方形的位置,其也防止焊料从铜块402下方流出。然后将薄层的焊膏施加到基底盖400(足够使得不能看到该板),然后将铜块压入焊膏中。

[0068] 应当注意,铜块402作为散热器,由于它们的高导热而在其内保持基本上恒定的温度。很明显,可以通过增加基底盖400的厚度来省略铜块402。

[0069] 基底盖400的覆盖组件404,焊料(未示出)和铜块402然后可以被放置到达到大约245 $^{\circ}\text{C}$ 的温度的烘箱中,以进行回流焊。然后烤箱可以以受控的方式降低组装温度。

[0070] 一旦覆盖组件404已经冷却,首先用丙酮清洗,以除去剩余的助焊剂和残余物。然后用稀硫酸(约10%)清洗以除去氧化和残留物。然后将覆盖组件404用丙酮和蒸馏水冲洗以完成清洁。

[0071] 以类似的方式,包括接口盖408和铜块410的接口组件406可以被构造,焊接在一起并被清洁。

[0072] 在接口组件406完成之后,添加具有引线414的热敏电阻412以测量冷却器的冷侧温度。为此,将热敏电阻412放置在合适的位置,并且使用耐热胶带将引线414接合到接口盖408上。然后将导热粘合剂418放置在热敏电阻412周围,足以完全覆盖热敏电阻412。接口组件406然后在120 $^{\circ}\text{C}$ 的烘箱中放置30分钟以固化导热粘合剂418并将热敏电阻412设置在适当的位置。

[0073] 如图4B所示,覆盖组件404被示出,且热电冷却器420安装到铜块402并且与出口引线422串联连接。

[0074] 图4C示出了完成的热交换器模块424,其中盖组件404已经安装到柔性基底426,接口组件406已经粘合到热电冷却器420的顶部(在该视图中未看到),并且隔热材料已被应用于覆盖组件404和接口组件406之间的间隙。可以看到热电偶412(在该视图中看不到)连接的导线414与热电冷却器420(在该视图中未看到)的引线422一起延伸出热交换器模块424。

最后,可以看到冷却剂入口428和出口430管。如上所述,冷却剂入口428和出口430管连接到形成在柔性基底426内的闭合通道,以提供热电冷却器420的参考温度(在该视图中未看到)。

[0075] 7. 用于热交换器模块(HEM)的热电冷却器(TEC)

如图4B所示,热电冷却器420(TEC)是热交换器模块424(HEM)中制冷的重要部件。由于热电冷却器420具有许多尺寸和功率,所以每个热交换器模块424都使用单个热电冷却器420或组织成根据要冷却的每个特定目标组织的要求优化传热的图案的热电冷却器阵列。

[0076] 通常,对于每个热交换器模块424,总是选择相同大小和功率的热电冷却器420。

[0077] 热电冷却器420可以被优化为以串联,并联或串联和并联组合连接的配置,使得组合电压要求与由控制器(通常为12或24V)电流源传递的电压要求相匹配。

[0078] 在12V电流源的当前实施例中,热电冷却器420布局可以包括3个热电冷却器组,每个热电冷却器额定为4伏特,2个每个额定6伏特的热电冷却器组或每个额定3伏特的4个热电冷却器的组(作为如图4B所示)。12V或24V单元可设想多种替代组合。

[0079] 在具有多组热电冷却器的设计中,对于每个添加的组,电流需求显着增加。为了最小化发热,可以使用大量的铜总线电源线432来代替热电冷却器420之间的大部分布线。铜总线电源线432可以通过电绝缘带或其它电绝缘区域434与通常导电的基底盖400绝缘。

[0080] 每个热交换器模块424的整体功率消耗由其尺寸(总面积覆盖)和传热设计能力决定。通常,热交换器模块424被设计成具有大于或等于 $0.5\text{W}/\text{cm}^2$ 的身体组织接触的平均热传导。

[0081] 在确定适当的热电冷却器420布局后,使用以下过程准备热电冷却器s以便粘附到底部金属板上:

(1)除了最终连接到外部电源的退出引线422之外,每个热电冷却器420上的导线被修整到短于6.2cm。

[0082] (2)将铜总线432切割成热电冷却器420之间的相应长度,并且热电冷却器420的引线436各自用RoHS无铅焊料焊接到总线432。如果冷却器具有多个组,则将总线432在连接处焊接在一起。

[0083] (3)完成焊接后,用丙酮清洗每个热电冷却器420。

[0084] (4)为了防止短路,绝缘带434被放置在基底盖400上任何可能与总线432电接触的任何区域中。

[0085] (5)如图4A所示,在基底盖400上的每个铜块上铺展一层薄的导热粘合剂层438。然后将每个热电冷却器420放置在相应的导热粘合剂438上,随后在热电冷却器420的上放置重物以将导热粘合剂438压缩成薄层。然后将覆盖组件404在 120°C 下放置在烘箱中60分钟以固化。

[0086] (6)固化后,将类似的导热粘合剂(未示出)施加到另一个薄层中,以覆盖每个热电冷却器420的顶表面。然后将具有先前连接(如上所述)的热敏电阻412的接口盖406放置在热电冷却器420的顶部上,随后在其上放置重物。将冷却器再次置于烘箱中在 120°C 下固化60分钟。

[0087] 8. 基底盖与柔性基底接合,以在热交换器模块中提供闭合通道

现在参考图5A~5D。这里,示出了键合基底组件500,其中柔性基底502已经粘合到基底

盖504。基底盖504和柔性基底502之间的接口需要足够的粘合力以防止当封闭通道506被加压时冷却剂泄漏。已经开发了三种方法来将典型的柔性基底502的硅酮附着到典型的基底盖504的金属上。

[0088] 作为常见的初始步骤,所有方法都需要准备基底覆盖物504的表面金属以促进粘附。其通过以下方式实现:

- (1) 使用粗砂纸(小于50粒)对基底盖504进行打磨;
- (2) 使用丙酮或其他溶剂对基底盖504进行脱脂;
- (3) 用底漆涂覆基底盖504。

[0089] 8.1方法1

该方法包括将硅酮柔性基底502直接粘合到基底盖504的金属上。这个过程是这个附加问题的最简单的解决方案之一。

[0090] (1) 首先,将要粘合到柔性基底502的基底盖504的附着面508涂覆底漆(未示出),然后在60°C的烘箱中放置1小时以固化。

[0091] (2) 如图5C所示,图5A和5B中的组件底朝上颠倒过来。这里,在固化底漆之后,将一层柔性水泥510(约1mm厚)铺展到基底盖504的附着面508上。基底盖504以底漆面朝上放置,并且将硅酮柔性基底502放置在柔性基底502上。将均匀分布的轻质512(约100克)放置在柔性基底502的顶部上,以将柔性粘合剂510均匀地分布在要胶合的区域上。已经确定施加太多重量将显著降低柔性水泥510的粘合力。

[0092] 基底盖504和柔性基底502之间的粘合力的任何缺陷可能产生直接导致从封闭通道506漏水的间隙。

[0093] 8.2方法2

现在参考图5D,其中第二基底组件500粘合方法包括将一层导热硅酮514加入到基底盖504上,然后粘合到柔性基底502上。

[0094] (1) 这个过程与前一个过程非常相似,但是增加了一个步骤。

[0095] (2) 如方法1那样将底漆添加到基底盖504上。

[0096] (3) 将导热硅酮混合物混合在一起并脱气。在一个非限制性的实施方案中,单独制备50%硅酮A(Insulcast3-95-2)和50%硅酮B(DowCorningToraySE4430)并用作导热硅酮混合物。

[0097] (4) 一旦准备好,导热硅酮混合物512就涂覆在基底盖504上以产生尽可能薄的层,同时完全覆盖基底盖504上的任何暴露的金属。然后将基底盖504和导热硅酮混合物512在120°C下放置在烘箱中30分钟。当从烤箱中取出时,使用剃刀刀片从基底盖504修剪任何多余的硅胶。

[0098] (5) 然后使用上述方法1的方法将柔性基底502粘合到导热硅酮混合物512层上。

[0099] 8.3方法3

当使用方法1或方法2时,当相应的粘合剂(方法1中的柔性水泥510和方法2中的导热硅酮混合物512)仍未完全固化,可以通过在基底盖504和柔性基底502上施加缝合(通过手或专业缝纫机)来加强基底盖504和柔性基底502之间的接合。

[0100] 9平板式热交换器模块的功能性能

图6A示出了设置在由以4×4网格图案排列的16个15mm×15mm的热电冷却器(未示出)

的矩形阵列组成的热交换器模块602上的志愿者的手600的测试设置。

[0101] 图6B示出了当直接接触时志愿者的手600在受到热交换器模块602的冷却和加热时的皮肤温度604的曲线图。请注意,在冷却模式下打开热交换器模块602后,在不到360秒内即可获得稳定的控制温度。热交换器模块602的加热发生得更快,在约20秒的时间内产生了约30°C的板和皮肤的升温。该图还包含表面板606的温度变化对时间的数据,显示了手部皮肤604和表面板606温度之间的紧密一致。

[0102] 应该注意的是,通过向热交换器模块施加电力,存在一个指示冷却608(拐点最左点)的“起始点”。作为示例,表面板温度变化发生在5秒内,皮肤温度变化较慢但在6分钟内完成。

[0103] 稳定的冷低温热交换器模块控制610(例如,图6B中的7°C)的时间取决于需要(例如图6B中的6分钟)。温度变化速率是可编程的,并且可以被调节为比图6B所示的更慢。

[0104] 对于加热可以有一个“起始点”612。这在图6B中的6分钟标记612处示出作为示例。加热温度能够以需要的时间控制于任何值(例如图6B中37°C)。

[0105] 加热和冷却事件的实际温度和持续时间是软件控制的,并且可以按照医疗专业人员的要求以可重复的模式应用。现有技术(从冰(或冷水)到热水应用)不能实现快速温度转换或图案化冷却和加热事件。

[0106] 图6A和6B中的温度控制图案可以从任何人体组织获得,而不仅仅是手(通过使用平坦的热交换器模块)和大腿(通过使用弯曲的热交换器模块)获得。

[0107] 10. 弯曲的热交换器模块

这种热交换器模块技术的一个特点是可以创建符合人体工程学的弯曲热交换器模块,专门设计用于跟随身体部位的轮廓。所得的热交换器模块可以是弯曲的、平坦的或定制的以覆盖各种身体部位的大表面。需要修改上述创建平面热交换器模块的步骤,以使热交换器模块具有曲率。冷却器的每个部分的差异如下所述。

[0108] 弯曲热交换器模块最大的区别在于铸造通道的模具。扁平丙烯酸模具必须更换为通过以下过程铸造的特殊设计的模具:

(1) 首先,在SolidWorks或其他3D计算机辅助设计(CAD)软件包中设计模具的底板。

[0109] 现在参考图7A,图7A示出了一组弯曲的热交换器模块柔性基底模具700的分解实施例。然后将模具700的设计分成两部分,顶部702和底部704,并发送至3D打印机。模具700的顶部702和底部704连接在一起并准备生产模制部分708。

[0110] (2) 然后按常规制备硅酮(或其它铸造塑料),然后将其倒入模具700的底部704部分。在将顶部702模具放置在底部704上方之前加入所有加强网。其余的硅胶将通过顶部702中的孔706倒入模具组件700中,直到其溢出。

[0111] (3) 将硅酮放置两个小时之后,将模具700顶部702和底部704从柔性基底708周围移除。

[0112] (4) 相同的流程可利用喷射成型工艺用于热交换器模块的中型/大规模生产的设计和装配。

[0113] 如图7B所示,其中模具700组已经组装并准备好成型。

[0114] 11. 弯曲基底盖和接口盖

制作两个盖的弯曲几何形状与平面几何形状并没有大的不同。唯一的修改是在板被切

割之后,因为需要用辊弯曲盖子直到盖子符合弯曲的柔性基底的曲率。

[0115] 在将热敏电阻弯曲成弯曲形状之后,热敏电阻将被施加到接口盖上,以防止其在弯曲过程中被移除。

[0116] 现在参考图8A~8C。图8A是具有接合到基底盖804的铜块802的基底盖组件800的透视图。将来的热电冷却器(图8B和图8C的806)将被安装到铜块802。该方法的一个方面是铜块802作为加强件施加到他们贴附的基底盖804上。这意味着基底盖804将倾向于在铜块802下方的区域中保持相对平坦。

[0117] 应当注意,铜块802被布置成平行于曲率(未示出)轴线的行808。铜块802间隔开810以允许形成基底盖804的曲率。

[0118] 现在参考图8B和8C。图8B是在沿着第一行808将一行热电冷却器806粘合到基底盖804的铜块802上的过程中基底组件800的侧视图812。重物814暂时施加到热电冷却器806中的一个或多个上,以促进热电冷却器806和基底盖804之间的粘附。在热电冷却器806的第一行808粘合之后,重量814被去除。可以提供可移除的支撑件816以防止基底组件800的无意弯曲。

[0119] 类似地,如图8C所示,第二排热电冷却器806借助于施加在热电冷却器806上的临时重物814在附件的第二排808粘合818到基底盖804上。

[0120] 应当注意,用于布置热电冷却器806的过程对于弯曲的基底组件800略微有所变化。为了允许沿曲率方向具有更大的灵活性,热电冷却器806被设计成在曲率方向上进一步间隔开810。热电冷却器806通常被设计成垂直于曲率方向或平行于曲率轴的线808。

[0121] 热电冷却器806的各行808允许热电冷却器806更容易地粘附到铜块802上,因为分段胶合最容易。这是由于基底盖804的曲率以及需要向热电冷却器806施加压力以进行适当的粘合。

[0122] 12. 弯曲的基底盖与弯曲的柔性基底粘合

现在参考图9A和9B。在图9A中示出了弯曲热交换器模块900的主要部件的分解图。基底盖组件902、柔性基底904和接口盖906的曲率使得将各种表面粘合在一起的已经较为困难的任務变得更加艰巨。

[0123] 图9B描绘了图9A中的分解图所示出的弯曲热交换器模块900装配图。

[0124] 如前所述,由于基底盖908围绕铜块910稍微弯曲,所以它仅接近通道的曲率。这可能导致基底盖908和应用粘合剂(此处未示出)的柔性基底904之间产生小间隙。

[0125] 为了防止胶合过程中产生粘合剂间隙,必须对两侧施加压力。然而,如前所述,过大的压力可能会降低表面之间的胶合质量。因此,这个过程中需要在过大压力或过小压力之间精细调节,并且必须非常小心地正确执行。

[0126] 在替代实施例中,通过将基底盖组件902模制到组合的912柔性基底904和基底盖组件902中,以将基底盖组件902粘合到柔性基底904。这里,基底盖组件902预先弯曲,然后放入模具中。然后将液体硅胶倒入模具中,在适当的位置形成柔性基底904,从而粘合到基底盖组件902上。该过程消除了由铜块910引起的间隙,结果使得第二种方法更适合于弯曲的热交换器模块。

[0127] 对于接口盖和间隙的绝缘(此处未示出),弯曲热交换器模块的制造工艺与平面热交换器模块保持不变。

[0128] 类似于图3A的平板形式的热交换器模块,存在液体输入914和液体出口916管,以使传热介质流过热交换器模块900。

[0129] 13. 铰接式热交换器模块(HEM)多个热交换器模块组件的组合物

热交换器模块技术的另一实施例是将多个热交换器模块冷却或加热单元组装在一起以符合复杂几何形状,其可以保留各个热交换器模块的特性但可以执行更大规模的功能。

[0130] 现在参考图10A和10B。图10A示出了各包括一个 $20 \times 40\text{mm}$ 热电冷却器的6个热电冷却器1002的平板热交换器模块1000的装配图。

[0131] 图10B示出了一组适合于冷却或加热人类手臂的肱二头肌或肱二头肌的组的弯曲热交换器模块1006的装配图1004,其中每个热交换器模块基于4个 $15 \times 15\text{mm}$ 热电冷却器。组件中的热交换器模块通过用于流体循环的柔性管连接,并且热电冷却器被电连接以在串联或并联的组中操作。热交换器模块s的多重装配的优点是当通过柔性管连接在单个热交换器模块之间时由间隙提供额外的灵活性和铰接能力。这些间隙可以填充有柔性泡沫以产生完全铰接的软热交换单元。每个热交换器模块中的热敏电阻用于向ESU提供反馈,使得整个组件中的平均温度可以被控制或保持在预定范围内。

[0132] 14弯曲热交换器模块(HEM)的功能性能

现在参考图11A和11B。图11A是应用于志愿者大腿的 $15\text{mm} \times 15\text{mm}$ 热电冷却器弯曲人体工程学热交换器模块1100的透视图。

[0133] 图11B示出了当与由图11A的八个 $15 \times 15\text{mm}$ 热电冷却器的阵列制成的弯曲人体工程学热交换器模块1100接触时,志愿者的大腿冷却的温度-时间曲线1102。直线1104表示图11A中的弯曲人体工程学热交换器模块1100的温度。曲线1106表示在开启热交换器模块1100冷却过程后,在小于300秒内获得稳定的受控皮肤温度。

[0134] 15. 用于特定医疗应用的热交换器模块的实施例

15.1 头颈部冷却

热交换器模块技术可以适应于头颈部局部冷却,旨在减少和调节大脑皮层(即大脑外部)的温度。这种治疗方式对于治疗急性脑损伤是有希望的,例如:心脏骤停后的创伤、中风、缺氧缺血性脑病、脑病和癫痫发作。此外,它可以用作辅助治疗准备大脑程序(即手术和血管内手术),其中脑组织的保护是相关的。该装置也可用于治疗头痛,因为冷却具有止痛(消除疼痛)作用。

[0135] 15.2 新生儿的应用

现在参考图12A至12C。这里,热交换器模块组件1200可以包括以床垫1202和支架1204配置的热交换器模块。这种组件1200可用于新生儿缺氧缺血性脑病(HIE)的低温治疗。热交换器模块技术可用于缓解缺氧缺血性脑病(也称新生儿窒息)的新生儿1206的全身温度。

[0136] 泡沫绝缘件1208可以与热交换器模块床垫1202和支架1204配置结合使用,以减少热交换器模块组件所需的冷却负载。

[0137] 这样的热交换器模块组件1200可以引起冷却、调节婴儿的1206体温,并逐渐重新加热婴儿1206。该设备可以完全可携带并依赖电池运行,是在设施之间或设施内部运输的理想选择,这是本发明不同于当前可用的新生儿加热和冷却单元的一大优点。

[0138] 15.3 用于肌肉损伤的冷却垫

热交换器模块技术可用于治疗急性肌肉骨骼损伤,诱导和维持受影响组织的冷却。与

目前使用的设备不同,热交换器模块技术能够非常有效地以较小的温度变化保持表面温度。这些装置符合人体工程学设计,以适应各种身体部位,如脚踝、手腕、肘部、膝盖、背部和颈部。

[0139] 15.4操作台的热控表面热交换器模块

现在参考图13,图13是采用热交换器模块技术的毯子或床垫1300的分解透视图。毯子或床垫1300可用于维持接受外科手术的患者的体温,其中体温由操作者监测和控制。该设备可以根据操作者的需要加热或冷却。它可以根据特定程序的需要迅速引起温度变化。如图13所示,仅示出了柔性基底1302模制通道1304、输入和输出端口1306、基底盖1308、热电冷却器1310和接口盖1312等基本热交换器模块元件,这些都已在上面更详细地描述。

[0140] 15.5疗程后手术康复装置

热交换器模块技术可以应用于肢体手术的术后护理中,包括可用于传递低体温和固定用于骨折、关节脱位或扭伤的铸造固定装置。此外,在涉及肌肉、骨骼和关节的外科手术的康复期间,热交换器模块技术可用于疼痛管理和控制组织创伤。

[0141] 根据上述说明,可以明显地看出本发明包括但不限于如下描述的多种实施方式:

1. 一种热交换系统,其包括:(a)热交换器模块,所述热交换器模块包括:(i)柔性基底,所述柔性基底包括一个或多个开放通道;(ii)粘合在柔性基底上的基底盖;(iii)由此,当基底盖在开放通道上粘合时,形成闭合通道以允许液体循环;(iv)多个热电冷却器,其在参照侧上粘合到所述基底盖;和(v)接口盖,其粘合到热电冷却器的与参照侧相对的患者侧;(b)设置在所述热交换器模块内的一个或多个温度传感器,其中所述温度传感器检测所述接口盖的温度;和(c)配置为使用温度传感器通过改变对热电冷却器的供应电流来控制接口盖温度的控制器;(d)其中接口盖的温度由控制器控制。

[0142] 2. 根据前述例子所述的系统,其中所述热交换器模块选自一组几何形状,所述几何形状包括:基本平坦的、在一个方向上弯曲的和在多个方向上弯曲的。

[0143] 3. 根据前述例子所述的系统,其中所述热交换器模块由电池供电。

[0144] 4. 根据前述例子所述的系统,其中所述液体包括水。

[0145] 5. 根据前述例子所述的系统,其中所述温度传感器选自由热敏电阻、热电偶和输出与温度成比例的电压或电流的固态器件组成的传感器组。

[0146] 6. 根据前述例子所述的系统,其中所述控制器使用从由以下组成的一个或多个算法中选择的控制算法:比例、积分和导数。

[0147] 7. 根据前述例子所述的系统,其中所述控制器是数字的,且具有零个或多个模拟组件。

[0148] 8. 根据前述例子所述的系统,其中所述供电电流由选自由D类放大器、H桥式放大器和脉冲宽度调制源组成的一组电流源中的电流源供给。

[0149] 9. 根据前述例子所述的系统,其中所述热交换器模块加热或冷却所述接口盖。

[0150] 10. 一种热交换器系统,其包括:(a)热交换器模块,所述热交换器模块包括:(i)多个热电冷却器;(ii)支撑所述热电冷却器的柔性基底,所述基底具有多个通道,所述多个通道被配置用于使液体循环热接近所述热电冷却器;和(iii)靠近柔性基底设置的一个或多个温度传感器;和(b)控制器,其被配置为使用所述温度传感器来监测与所述热交换器模块相邻的物体的温度,并且被配置为控制所述液体的循环;(c)其中与热交换器模块接触的

物体的温度可以通过所述热电冷却器和所述液体之间的热传递而改变,并且其中温度变化量可由控制器控制。

[0151] 11. 根据前述例子所述的系统,其中所述热交换器模块是平坦的。

[0152] 12. 根据前述例子所述的系统,其中所述热交换器模块是弯曲的。

[0153] 13. 一种热交换器模块,其包括:(a)柔性基底,所述柔性基底包括一个或多个开放通道;(b)粘合在所述柔性基底上的基底盖;(c)由此,当基底盖在开口通道上粘合时,形成闭合通道以允许液体循环;(d)多个热电冷却器,其参照侧粘合到所述基底盖;(e)接口盖,其粘合到热电冷却器的与参照侧相对的患者侧;和(f)设置在热交换器模块内的一个或多个温度传感器。

[0154] 14. 根据前述例子所述的热交换器模块,其中所述温度传感器检测所述接口盖的温度。

[0155] 15. 根据前述例子所述的热交换器模块,其中所述热交换器模块是基本平坦的。

[0156] 16. 根据前述例子所述的热交换器模块,其中所述热交换器模块在一个或多个方向上弯曲。

[0157] 17. 根据前述例子所述的热交换器模块,其中所述液体包括水。

[0158] 18. 根据前述例子所述的热交换器模块,其中所述温度传感器选自由热敏电阻、热电偶和输出与温度成比例的电压或电流的固态器件组成的传感器组。

[0159] 19. 根据前述例子所述的热交换器模块,其中所述热交换器模块加热或冷却所述接口盖。

[0160] 20. 根据前述例子所述的热交换器模块,其中所述接口盖的加热或冷却速率是受控的。

[0161] 21. 一种使用热交换器模块的方法,其包括:(a)将热交换器模块应用于患者,所述热交换器模块包括:(i)柔性基底,所述柔性基底包括一个或多个开放通道;(ii)粘合在柔性基底上的基底盖;(iii)由此,当基底盖在开放通道上接合时,形成闭合通道以允许液体循环;(iv)多个热电冷却器,其参照侧粘合到所述基底盖;(v)接口盖,其粘合到所述热电冷却器的与参照侧相对的患者侧;和(vi)设置在热交换器模块内的一个或多个温度传感器;和(b)通过使用热交换器模块对患者进行热处理。

[0162] 22. 根据前述例子所述的使用热交换器模块的方法,其中所述热处理使用受控的加热速率。

[0163] 23. 根据前述例子所述的使用热交换器模块的方法,其中所述热处理使用受控的冷却速率。

[0164] 24. 根据前述例子所述的使用热交换器模块的方法,其中所述热处理使用了一个时间段内基本恒定的热交换器模块接口盖温度。

[0165] 25. 一种新生儿热处理装置,其包括:(a)一个或多个平坦的热交换器模块;和(b)一个或多个弯曲的热交换器模块;(c)每个所述热交换器模块包括:(i)柔性基底,所述柔性基底包括一个或多个开放通道;(ii)粘合在柔性基底上的基底盖;(iii)由此,当基底盖在开放通道上粘合时,形成闭合通道以允许液体循环;(iv)多个热电冷却器,其在参照侧粘合到所述基底盖;(v)接口盖,其粘合到热电冷却器的与参照侧相对的患者侧;和(vi)设置在热交换器模块内的一个或多个温度传感器。

[0166] 26. 一种组装热交换器模块的方法,其包括:(a)提供柔性基底,包括一个或多个开放通道;(b)提供基底盖;(c)提供接口盖;(d)将多个热电冷却器从其参照侧粘合到所述基底盖;(e)将一个或多个温度传感器附接到接口盖;和(f)将接口盖粘合到所述热电冷却器的与参照侧相对的患者侧;(g)由此基底盖粘合在开放通道上从而形成封闭通道以允许液体循环。

[0167] 虽然本文的描述包含许多细节,但是这些描述不应被解释为限制本公开的范围,而仅仅是提供一些当前优选实施例的说明。因此,应当理解的是,本公开的范围完全涵盖对于本领域技术人员而言可能变得显而易见的其它实施例。

[0168] 在权利要求中,除非明确如此陈述,否则提及单数形式的内容并不意味着“有且只有一个”,而是“一个或多个”。本领域普通技术人员已知的公开实施例的元件的所有结构、化学和功能等同物通过引用明确地并入本文,并且旨在被本权利要求所涵盖。此外,本公开中的元件、部件或方法步骤没有被有意捐献给公众,无论元件、部件或方法步骤是否在权利要求中明确地叙述。除非使用短语“means for”来明确地列举元件,否则这里的权利要求元素不应被解释为“装置加函数”元素。除非使用短语“步骤”明确地叙述该元素,否则这里的权利要求元素不应被解释为“步骤加功能”元素。

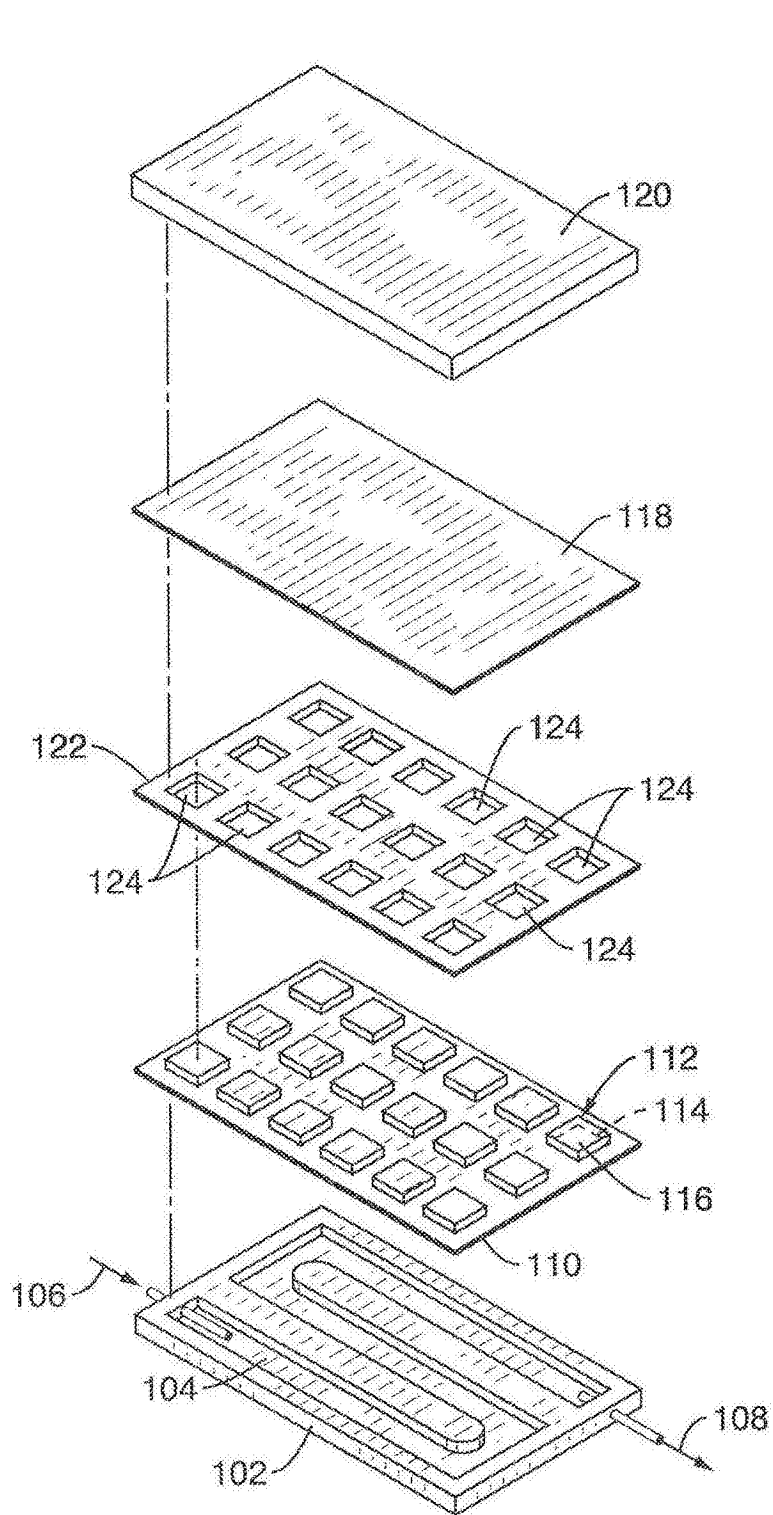


图1A

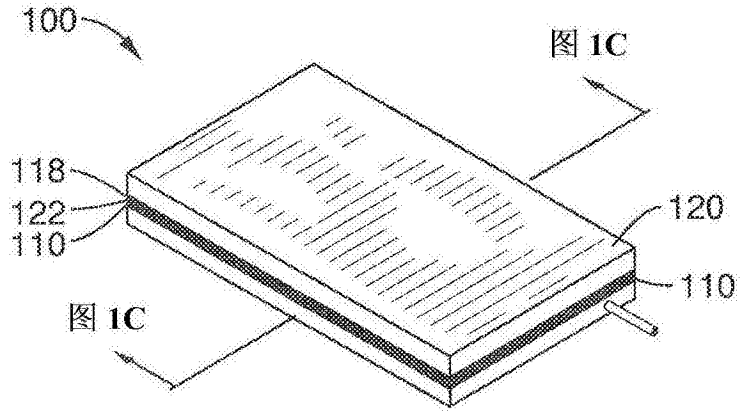


图1B

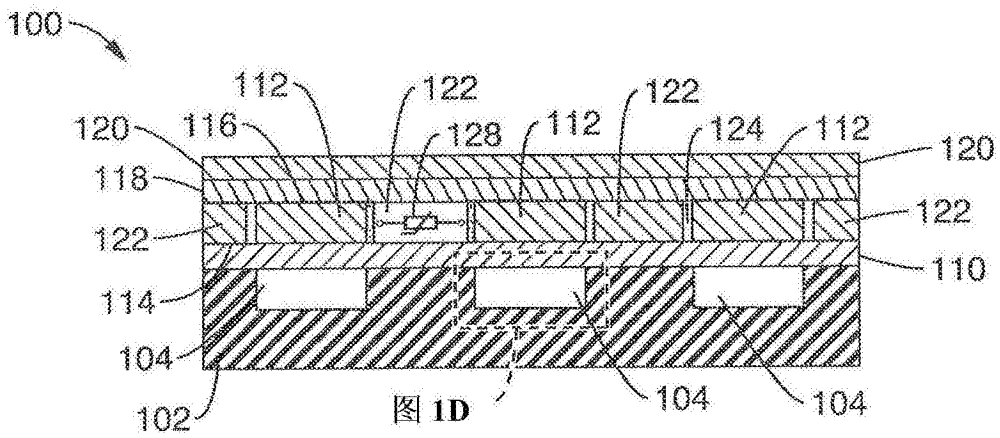


图1C

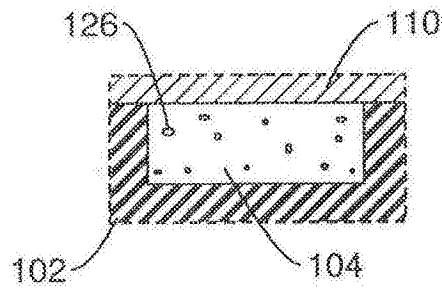


图1D

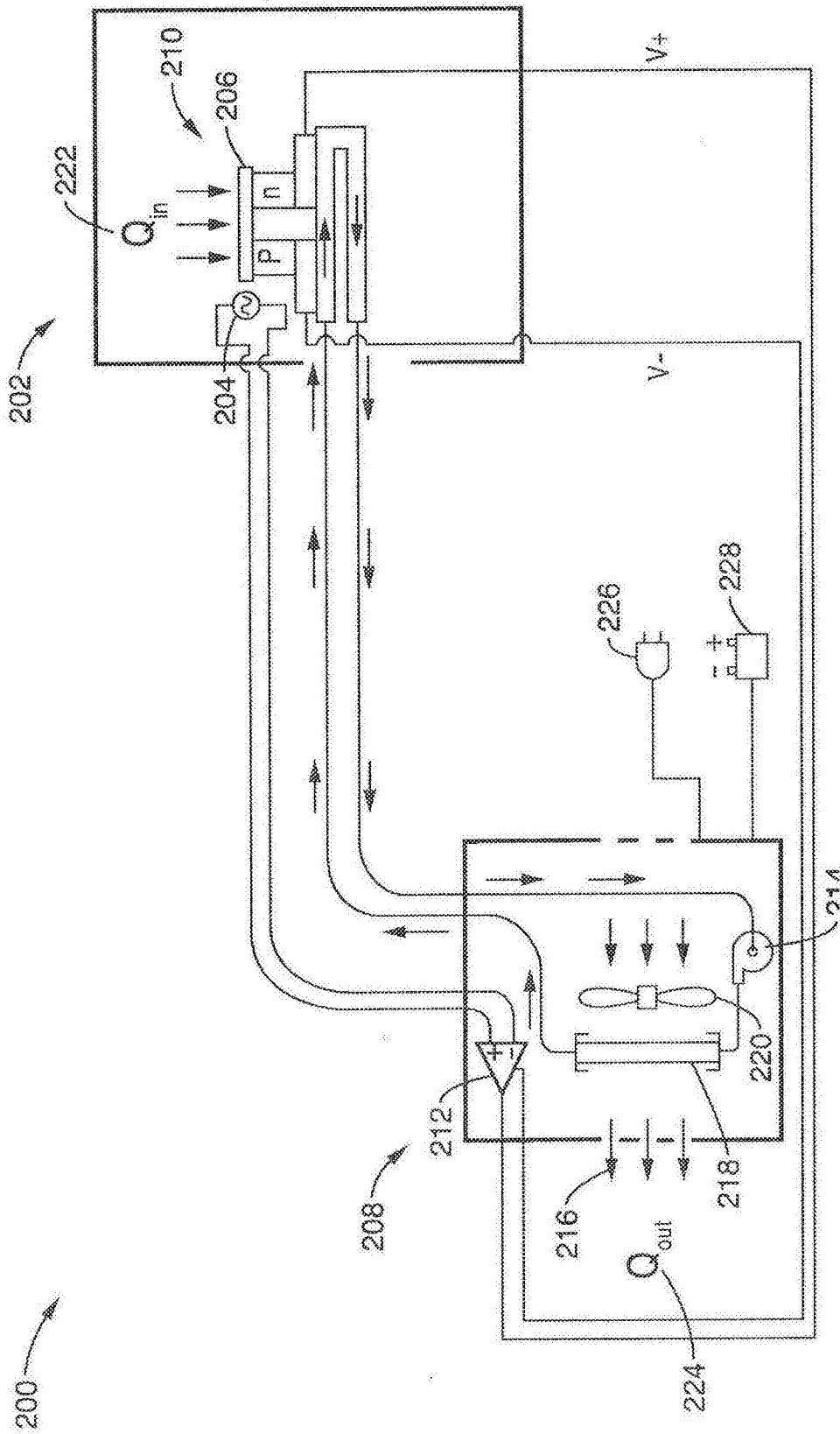


图2

300

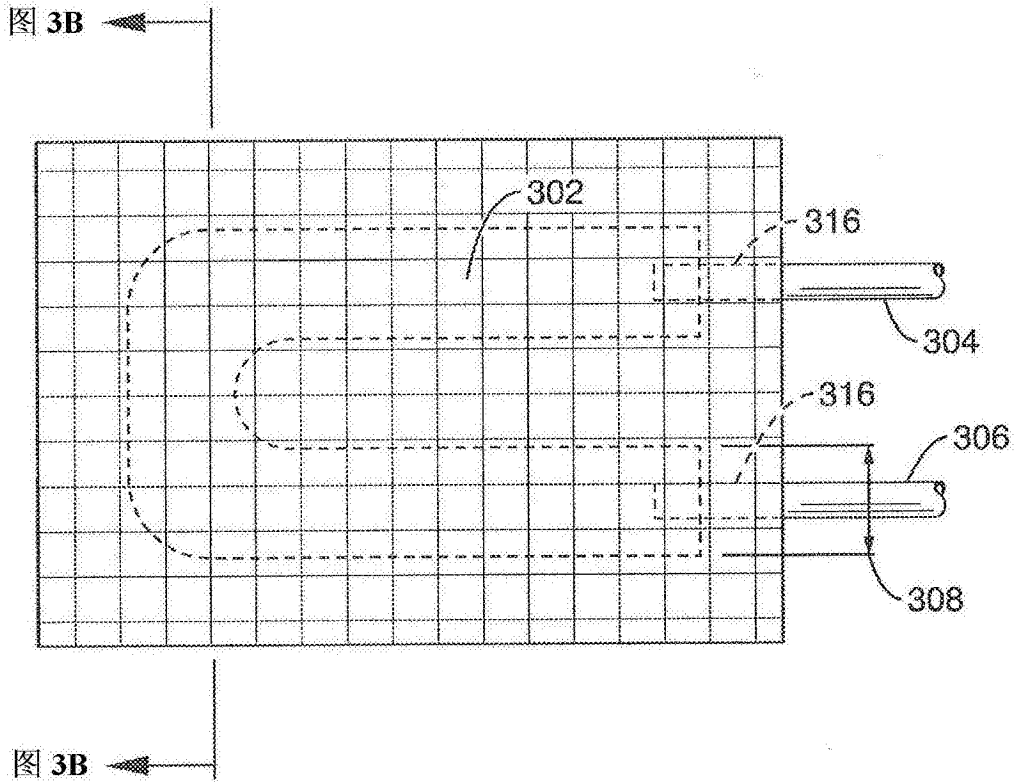


图3A

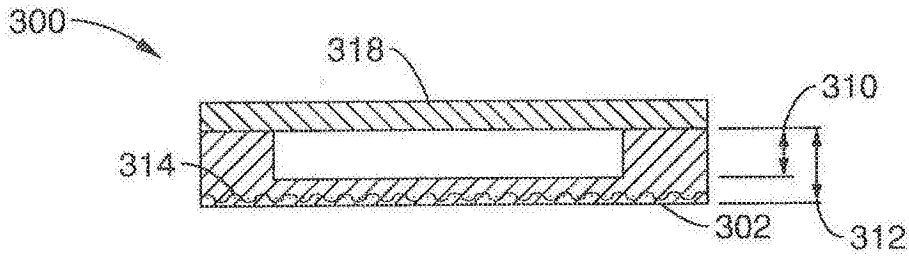


图3B

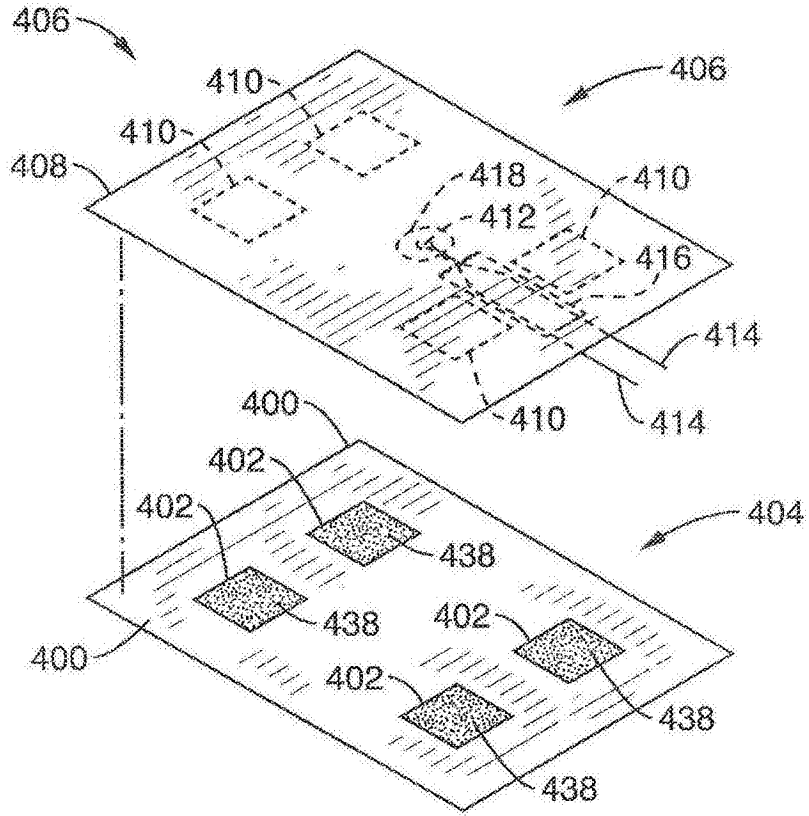


图4A

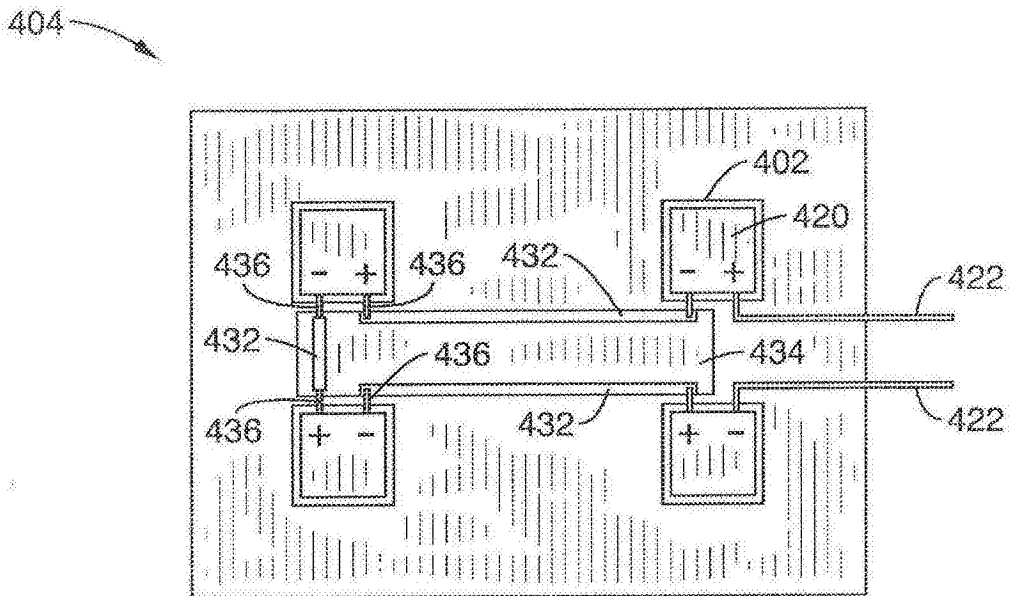


图4B

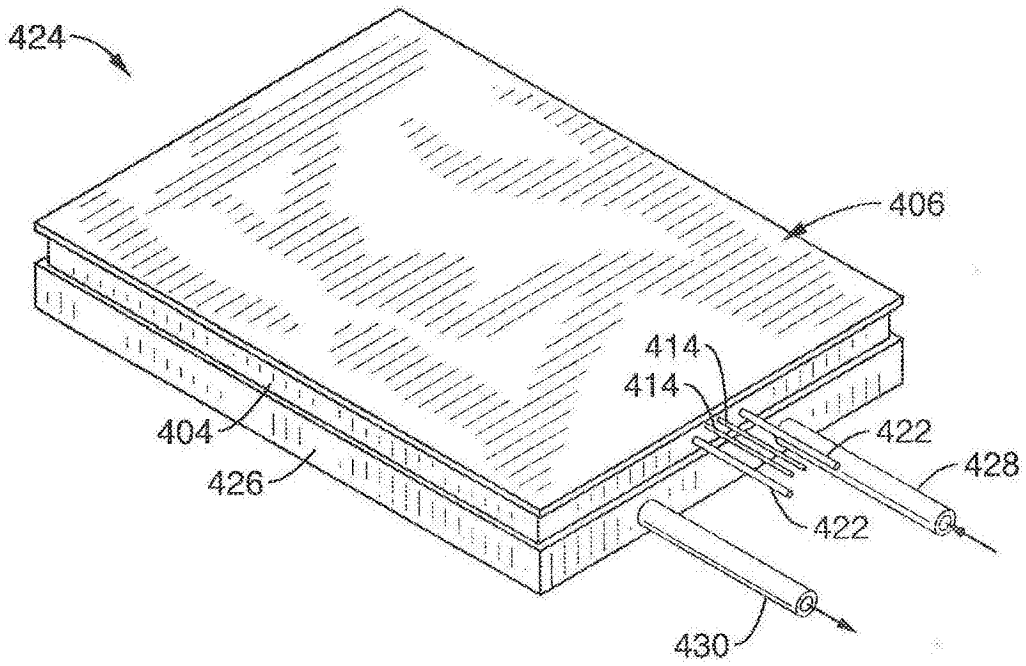


图4C

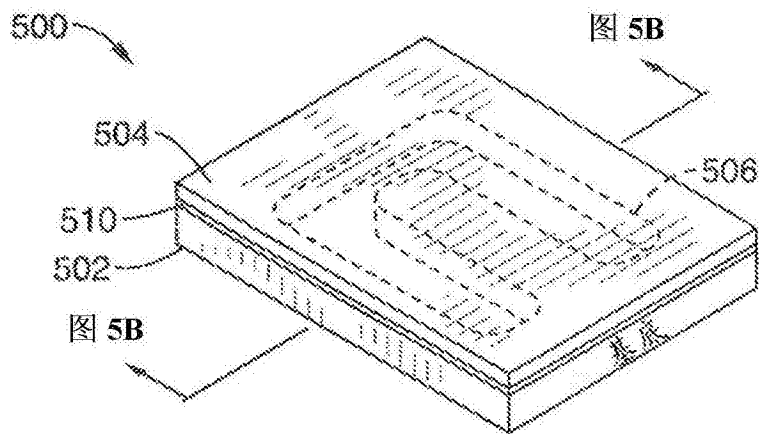


图5A

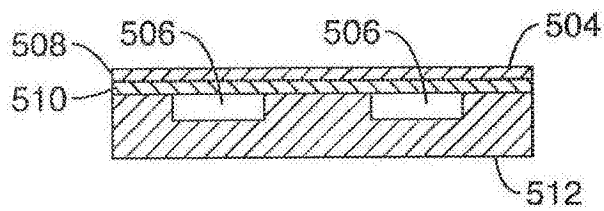


图5B

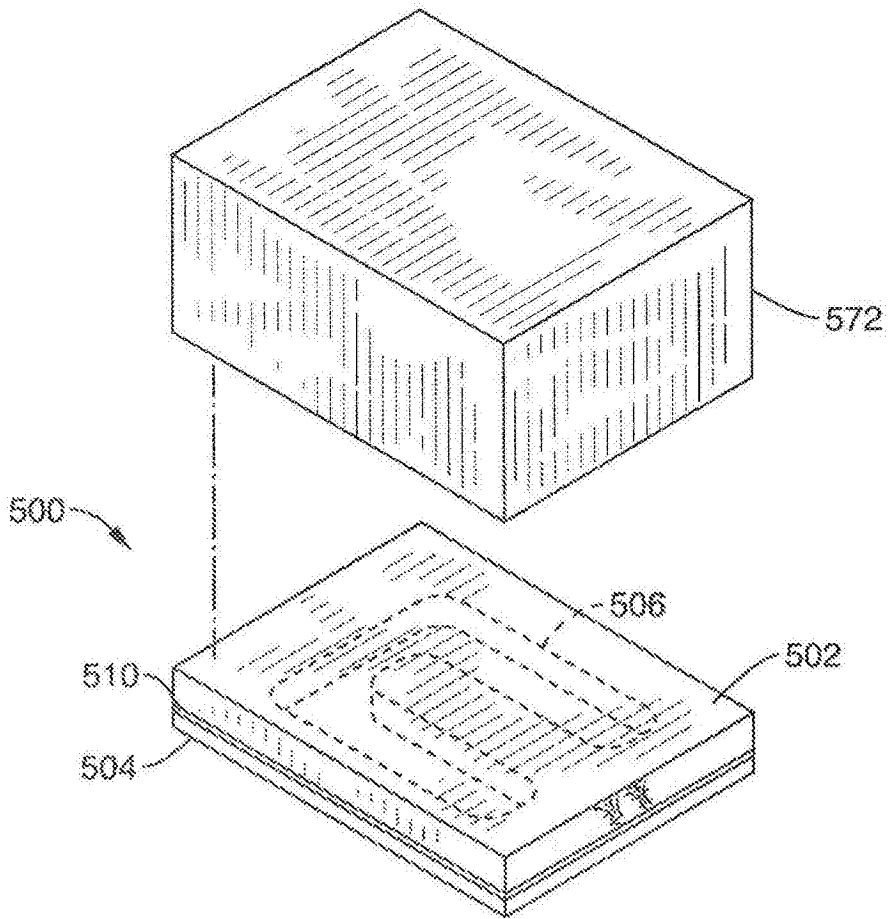


图5C

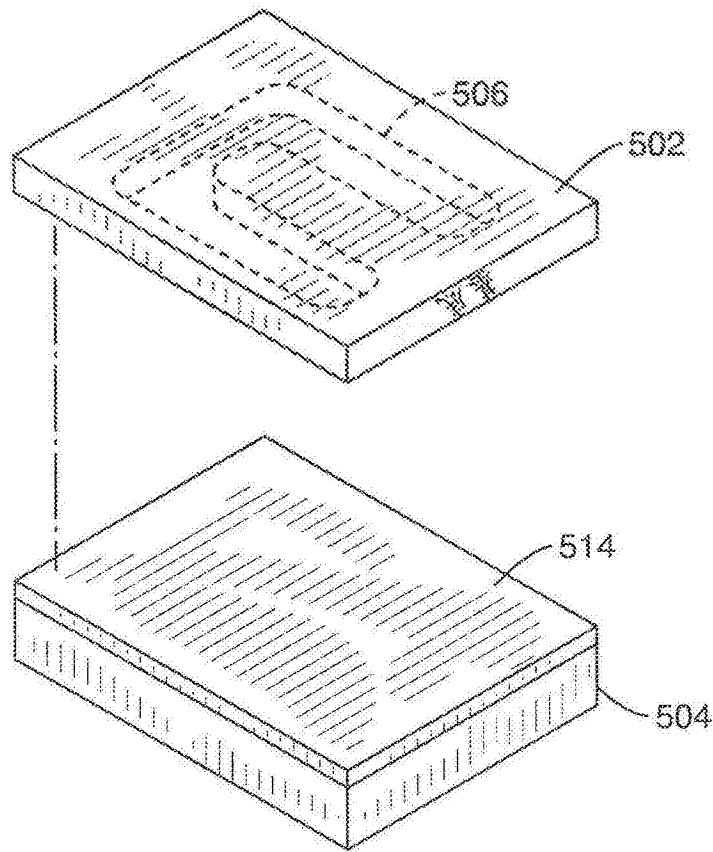


图5D

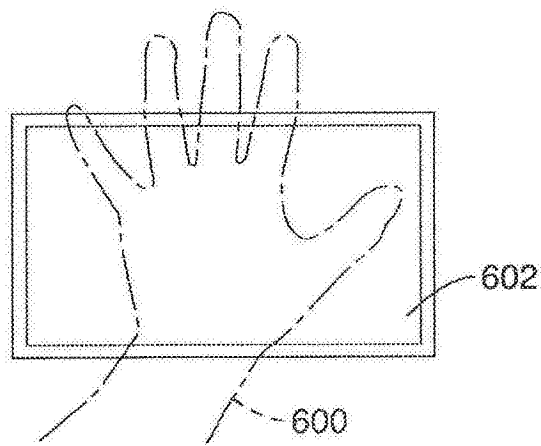


图6A

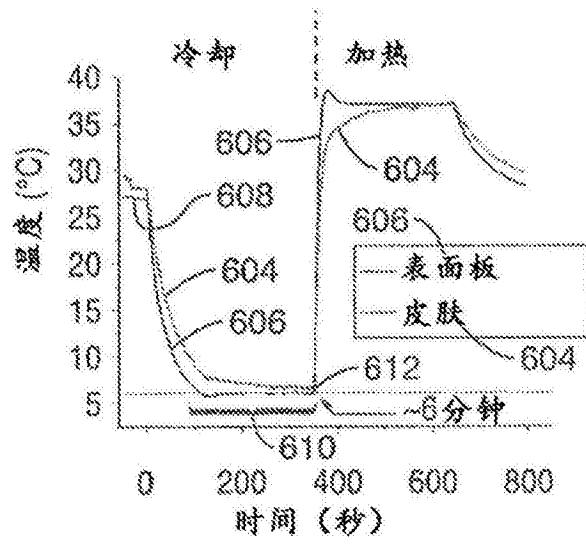


图6B

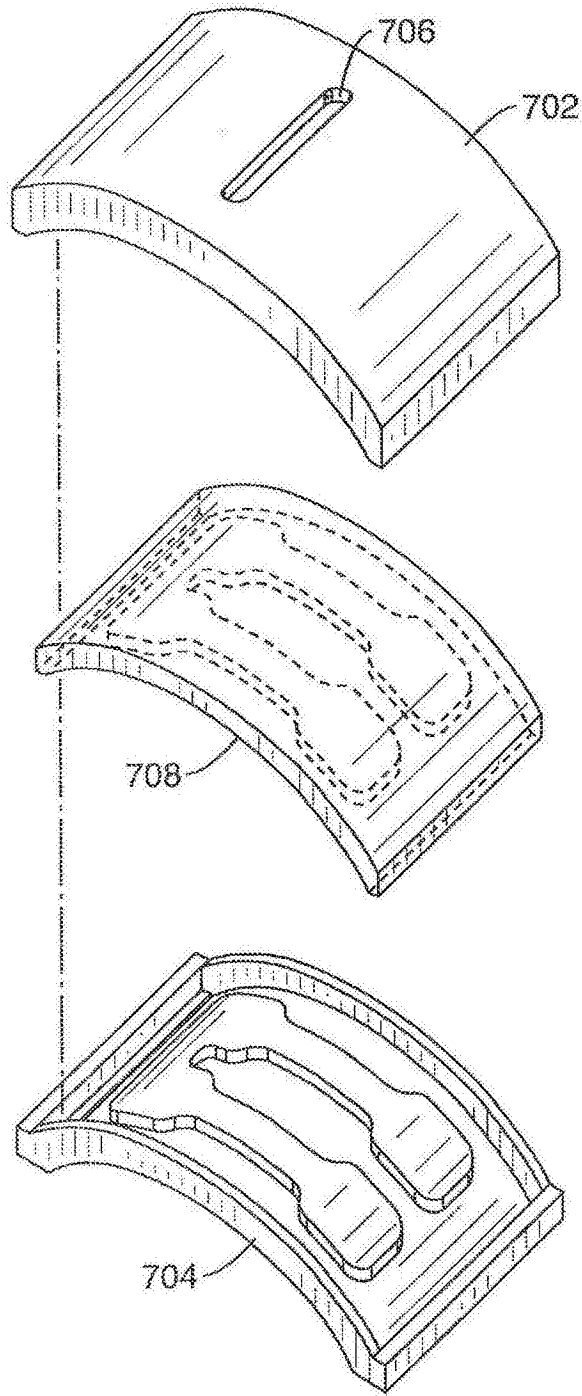


图7A

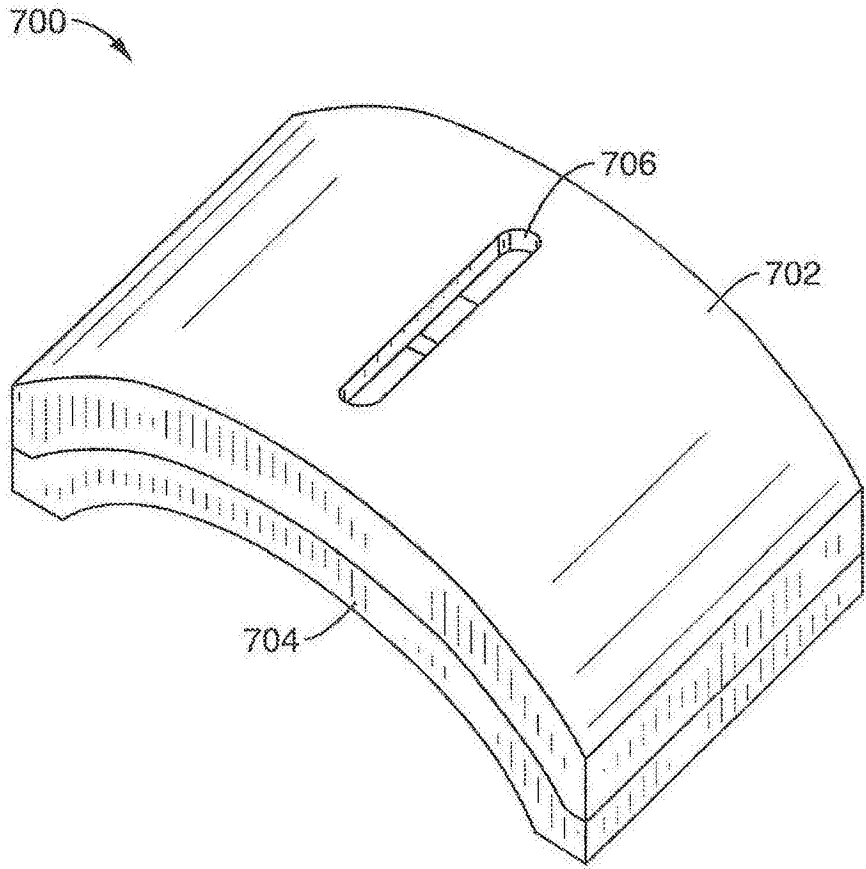


图7B

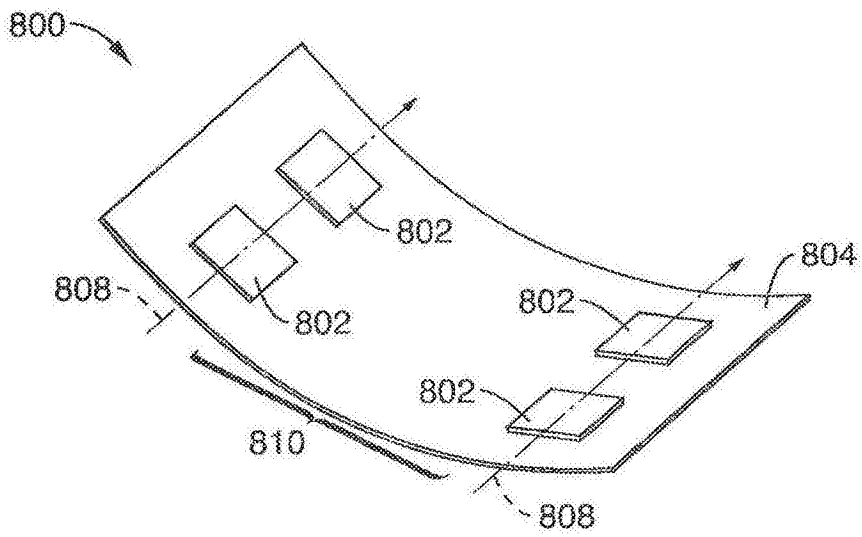


图8A

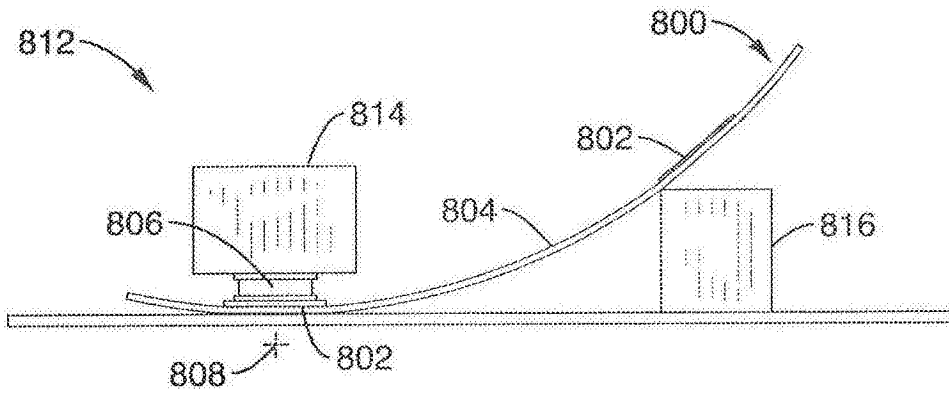


图8B

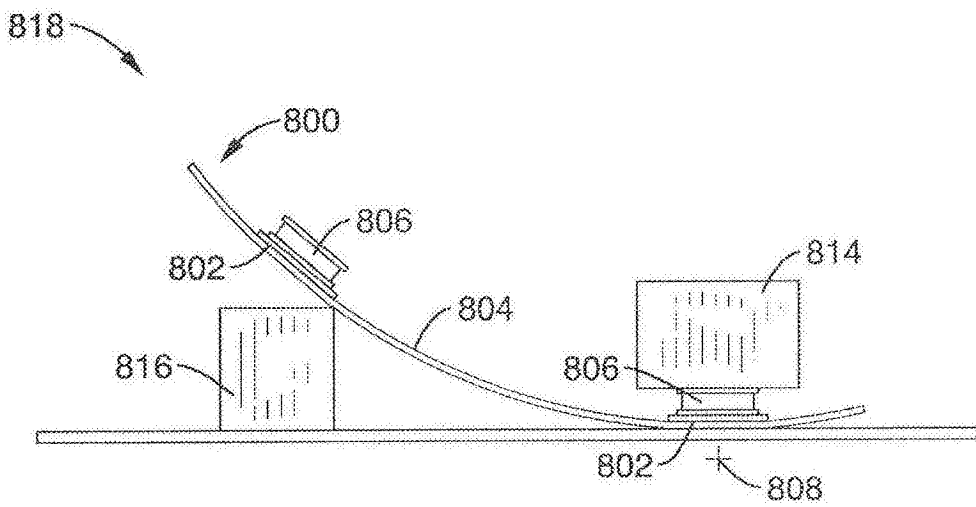


图8C

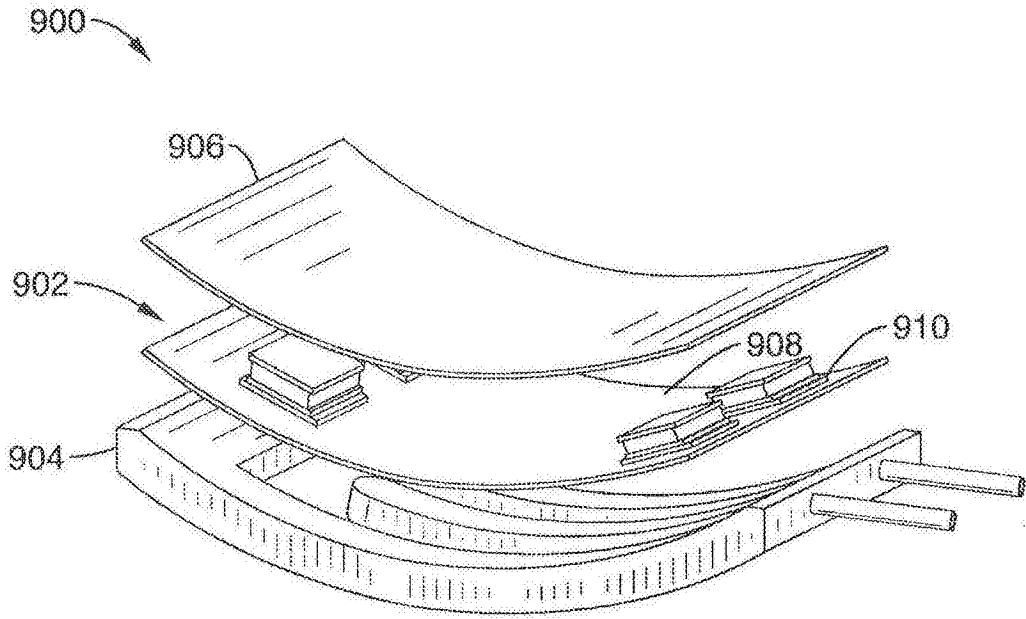


图9A

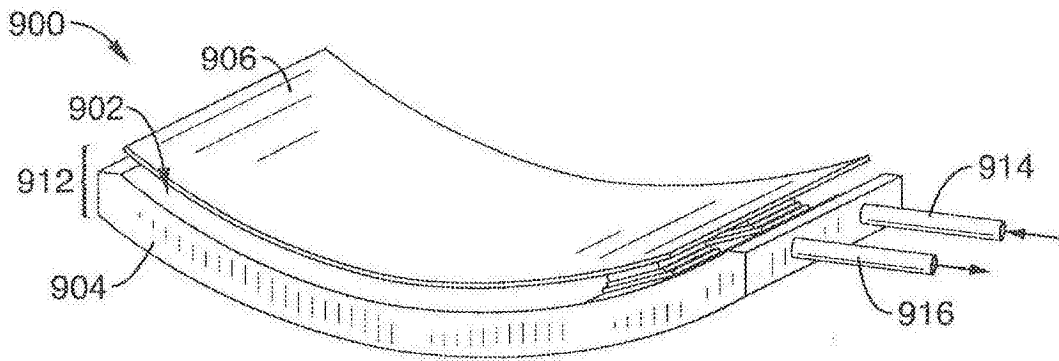


图9B

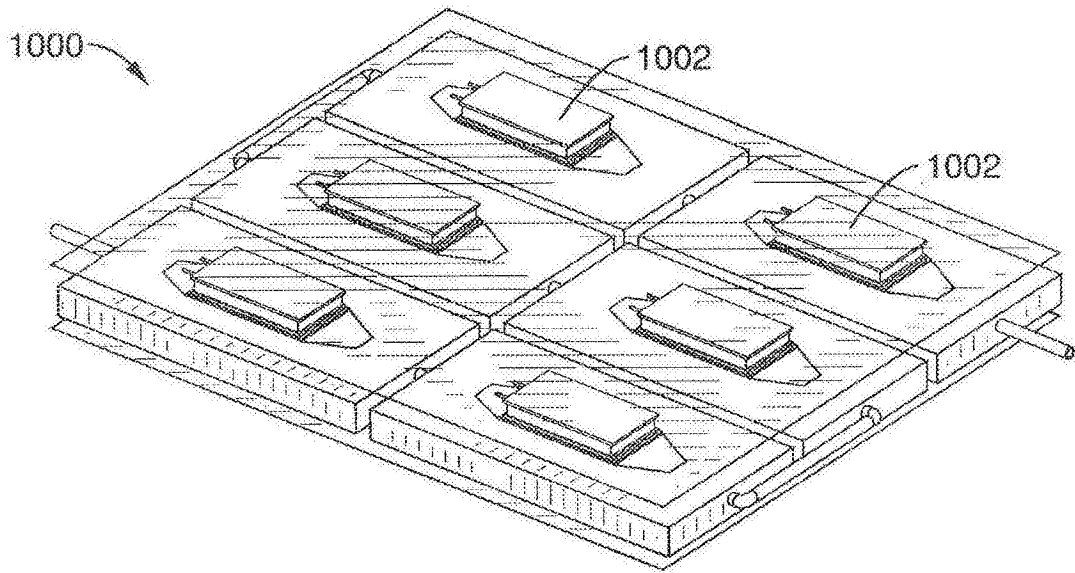


图10A

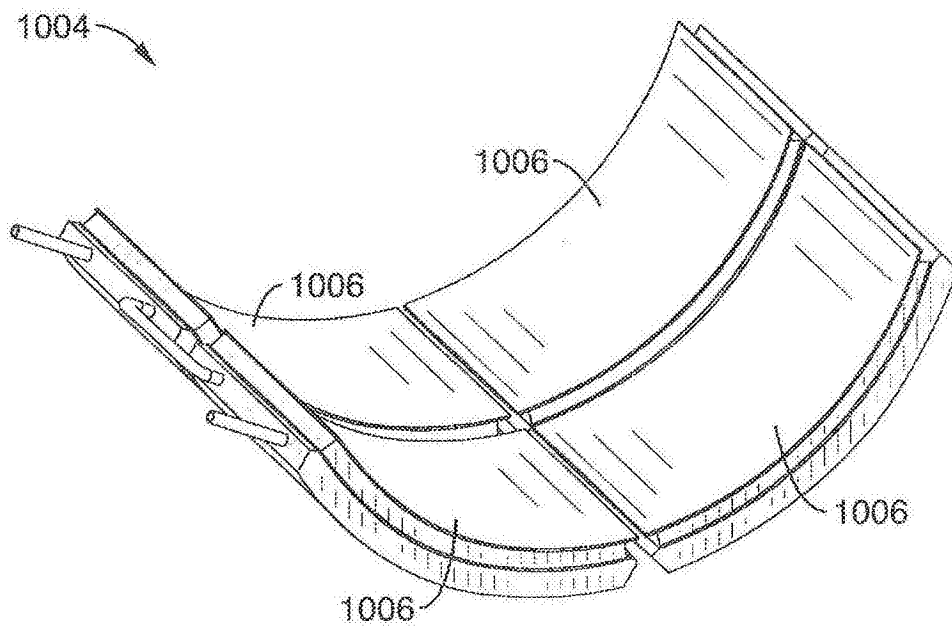


图10B

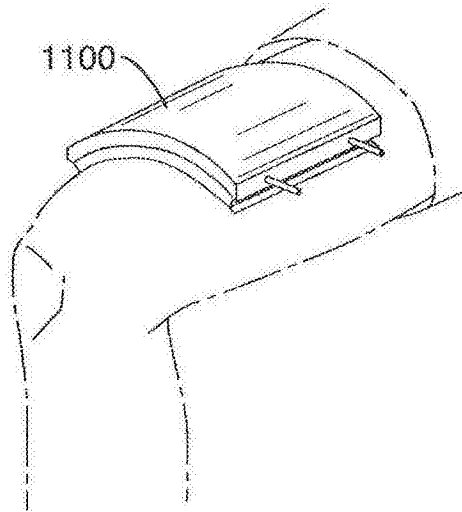


图11A

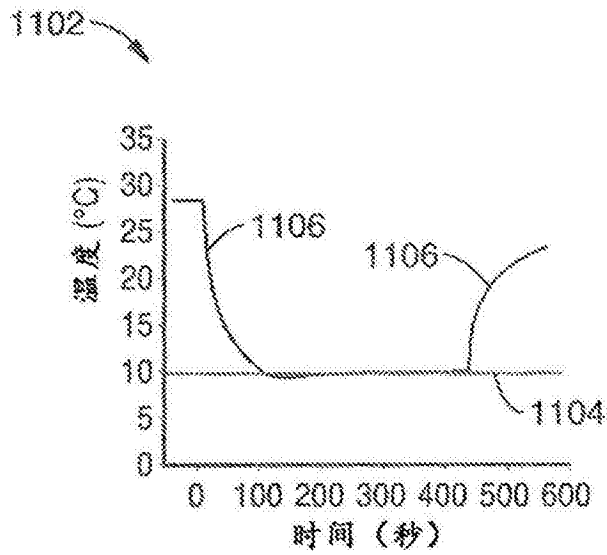


图11B

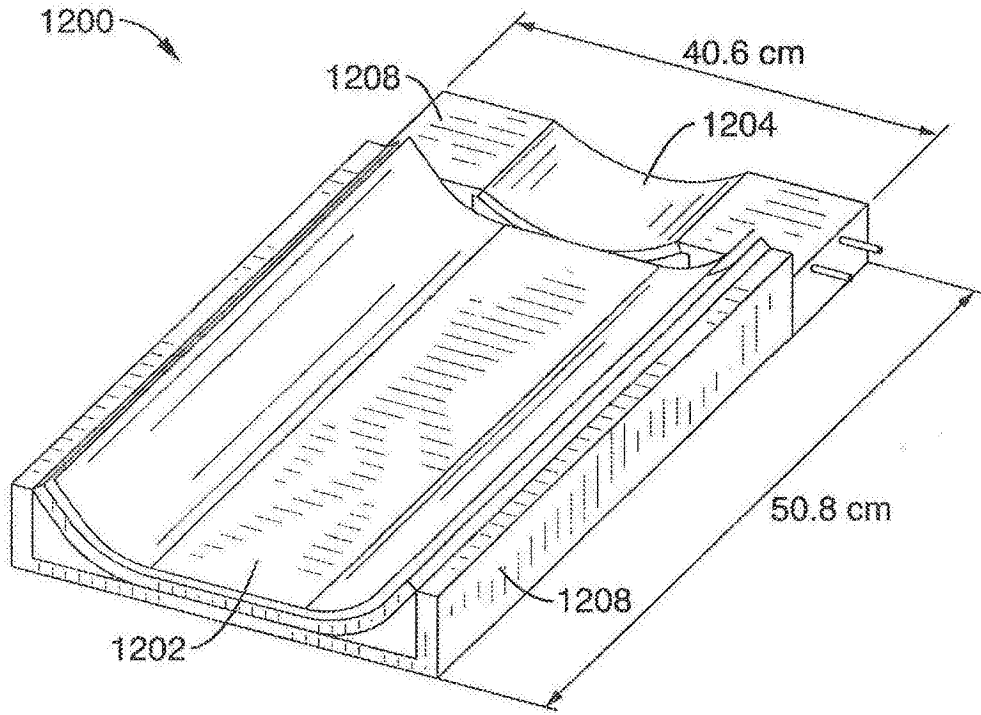


图12A

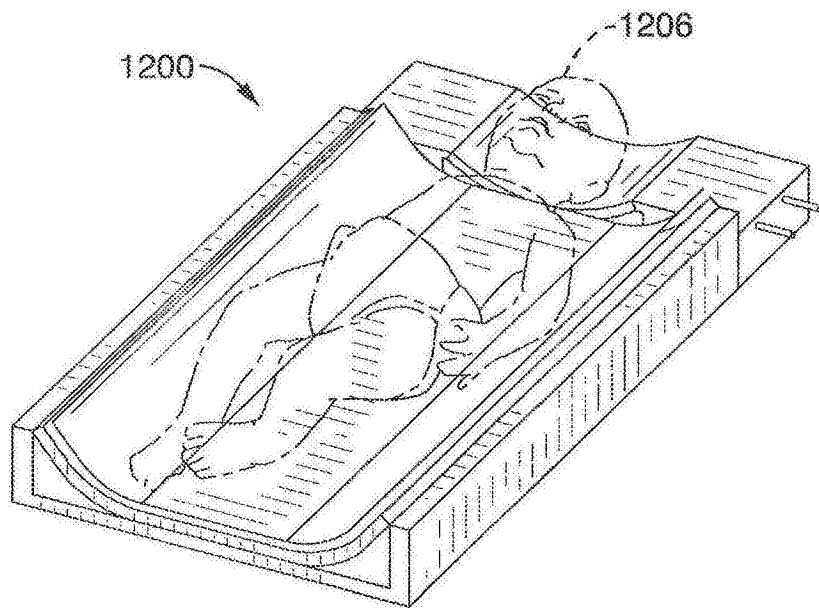


图12B

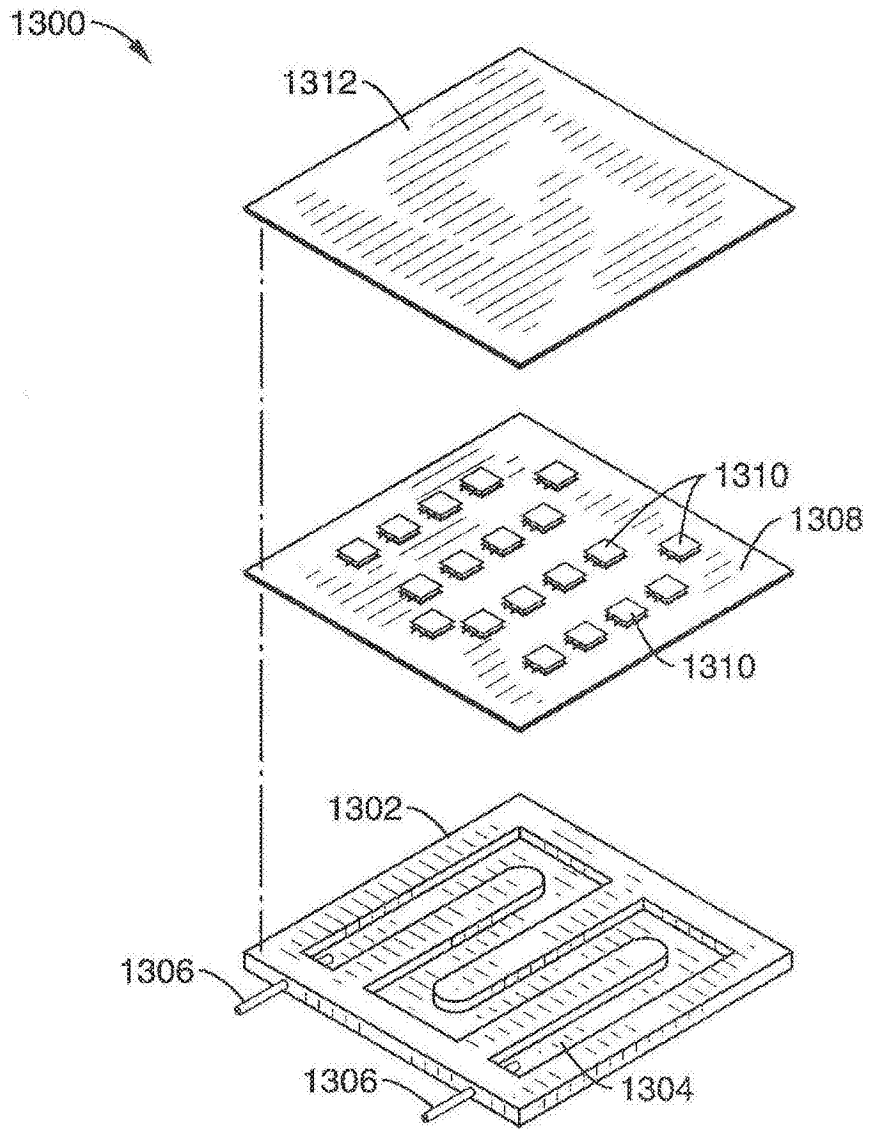


图13