



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110121291 A

(43)申请公布日 2019.08.13

(21)申请号 201780080338.4

(74)专利代理机构 深圳永慧知识产权代理事务所(普通合伙) 44378

(22)申请日 2017.12.30

代理人 宋鹰武

(30)优先权数据

15/395,533 2016.12.30 US

(51)Int.Cl.

A61B 5/01(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 5/00(2006.01)

2019.06.24

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/069159 2017.12.30

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/126240 EN 2018.07.05

(71)申请人 伟伦公司

地址 美国纽约州

(72)发明人 克雷格·M·迈耶森

戴维·E·奎因 朱宗业

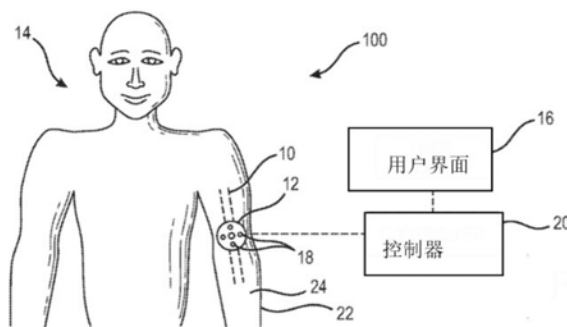
权利要求书3页 说明书16页 附图11页

(54)发明名称

用于确定温度的贴片

(57)摘要

可穿戴贴片包括第一部分、第二部分、第一温度传感器和第二温度传感器,第一部分包括第一材料,第二部分包括与第一材料不同的第二材料,第一温度传感器临近贴片的第一表面设置,第二温度传感器临近贴片的附加表面设置。



1. 一种可穿戴贴片,其包括:

第一部分,其包括第一绝缘材料,所述第一部分包括第一表面和与所述第一表面相对的第二表面;

第二部分,其包括与所述第一材料不同的第二材料,所述第二部分包括与所述第一表面基本共面延伸的第三表面;

第一温度传感器,其基本上嵌入所述第一部分的所述第一材料中,并且设置在所述第一表面附近;以及

第二温度传感器,其基本上嵌入所述第二部分的所述第二材料中,并且设置在所述第三表面附近,其中

在所述贴片设置在患者的皮肤表面上,使得所述第一表面比所述第二表面更靠近所述皮肤表面设置时,由所述第一温度传感器所确定的所述皮肤表面的第一温度与由所述第二温度传感器所确定的所述皮肤表面的第二温度之间的差指示所述贴片相对于位于所述皮肤表面附近的血管的取向。

2. 根据权利要求1所述的贴片,其中所述第二部分基本上围绕所述第一部分。

3. 根据权利要求1所述的贴片,其中所述第一材料具有第一热阻,并且所述第二材料具有小于所述第一热阻的第二热阻。

4. 根据权利要求1所述的贴片,其中所述第二温度传感器与所述第一温度传感器隔开,使得所述第二温度传感器基本上与所述第一部分热隔离,并且由所述第二温度传感器所确定的所述第二温度基本上不受所述第一材料的影响。

5. 根据权利要求1所述的贴片,其中所述第一温度传感器和所述第二温度传感器沿所述贴片的第一纵轴设置,并且所述第一表面和所述第二表面基本上平行于所述第一纵轴延伸。

6. 根据权利要求5所述的贴片,其中所述贴片包括第三温度传感器,所述第三温度传感器基本上嵌入所述第二部分的所述第二材料中并且沿所述第一纵轴靠近所述第三表面设置。

7. 根据权利要求5所述的贴片,其中所述贴片包括第三温度传感器,所述第三温度传感器基本上嵌入所述第二部分的所述第二材料中并且设置在所述第三表面附近,所述第三温度传感器沿所述贴片的第二纵轴设置,所述第二纵轴基本上垂直于所述第一纵轴,所述第一表面和第三表面基本上平行于所述第二纵轴延伸。

8. 根据权利要求5所述的贴片,其中所述贴片包括第三温度传感器,所述第三温度传感器基本上嵌入所述第一部分的所述第一材料中并且设置在所述第二表面附近,所述第三温度传感器沿所述贴片的第二轴设置,所述第二轴基本上垂直于所述第一纵轴,所述第一表面和第二表面基本上垂直于所述第二轴延伸。

9. 根据权利要求1所述的贴片,其中所述第一温度传感器和所述第二温度传感器可操作地连接到控制器,所述控制器配置为从所述第一温度传感器和所述第二温度传感器接收指示所述第一温度和所述第二温度的信号,所述控制器配置为利用所述差作为输入来确定与所述皮肤表面对应的皮肤层的动态热阻,并基于所确定的热阻确定患者体温。

10. 根据权利要求1所述的贴片,其中所述第一温度传感器和所述第二温度传感器可操作地连接到控制器,所述控制器配置为从所述第一温度传感器和所述第二温度传感器接收

指示所述第一温度和所述第二温度的信号,所述控制器配置为基于所述差确定校正系数,并基于所述第一温度和所述第二温度以及所述校正系数确定患者体温。

11. 根据权利要求11所述的贴片,其中所述校正系数是基于所述第一热阻和所述第二热阻确定的。

12. 根据权利要求11所述的贴片,其中所述校正系数指示所述第一温度传感器和所述第二温度传感器中的至少一个相对于所述血管的位置。

13. 一种计算机可读存储装置,其包含指令,在由控制器执行时,所述指令使所述控制器执行操作,所述操作包括:

使用可穿戴贴片的第一温度传感器确定患者皮肤表面的第一温度,其中所述第一温度是在贴片设置在所述皮肤表面上时确定的,并且所述皮肤表面包括患者的皮肤表面,所述贴片包括:

第一部分,其包括第一绝缘材料,所述第一部分包括第一表面和与所述第一表面相对的第二表面,所述第一温度传感器基本上嵌入与所述第一表面相邻的第一部分内,以及

第二部分,其包括与所述第一材料不同的第二材料,所述第二部分包括与所述第一表面基本共面延伸的第三表面,所述第一材料具有第一热阻,所述第二材料具有小于所述第一热阻的第二热阻;

使用所述贴片的第二温度传感器确定所述皮肤表面的第二温度,其中,在所述贴片设置在所述皮肤表面上时,确定所述第二温度,并且所述第二温度传感器基本上嵌入与所述第三表面相邻的所述第二部分内;

确定所述第一温度和所述第二温度之间的差,其中所述差指示所述贴片相对于位于所述皮肤表面附近的血管的取向;

基于所述差确定校正系数;以及

基于所述第一温度、所述第二温度和所述校正系数确定患者体温。

14. 根据权利要求13所述的计算机可读存储装置,其中所述贴片进一步包括基本上嵌入与所述第二表面相邻的所述第一部分内的第三温度传感器,所述操作进一步包括:

当所述贴片设置在所述皮肤表面上时,利用所述第三温度传感器确定第三温度,以及基于所述第三温度确定所述患者体温。

15. 根据权利要求13所述的计算机可读存储装置,所述操作进一步包括利用所述差作为输入来确定与所述皮肤表面对应的皮肤层的动态热阻,以及基于所确定的热阻来确定所述患者体温。

16. 一种制造系统的方法,所述方法包括:

提供具有第一热阻的第一绝缘材料,所述第一材料包括第一表面和与所述第一表面相对的第二表面;

提供第二材料,所述第二材料与所述第一材料不同且具有小于所述第一热阻的第二热阻;

将所述第一材料和所述第二材料接合以形成可穿戴贴片,使得所述第二材料的第三表面基本上与所述第一表面共面延伸;

将第一温度传感器基本上嵌入到所述第一材料中,使得所述第一温度传感器设置在所述第一表面附近;

将第二温度传感器基本上嵌入到所述第二材料中,使得所述第二温度传感器设置在所述第三表面附近,并且所述第二温度传感器基本上与所述第一部分热隔离,其中:

当所述第一表面和所述第三表面设置在患者的皮肤表面上时,由所述第一温度传感器所确定的所述皮肤表面的第一温度与由所述第二温度传感器所确定的所述皮肤表面的第二温度之间的差表示所述第一传感器和所述第二传感器中的至少一个相对于靠近所述皮肤表面布置的血管的位置。

17. 根据权利要求16所述的方法,其还包括可操作地将控制器连接到所述第一温度传感器和所述第二温度传感器,其中:

所述控制器配置为基于所述第一温度和所述第二温度以及校正系数确定所述患者的核心温度,并且

所述校正系数由所述控制器基于所述差、所述第一热阻和所述第二热阻确定。

18. 根据权利要求16所述的方法,其还包括:

沿所述贴片的第一纵轴设置所述第一温度传感器和所述第二温度传感器,所述第一表面和所述第二表面基本上平行于所述第一纵轴延伸;以及

将第三温度传感器基本上嵌入所述第二部分的所述第二材料中,使得所述第三温度传感器沿所述第一纵轴靠近所述第三表面设置。

19. 根据权利要求16所述的方法,其还包括:

沿所述贴片的第一纵轴设置所述第一温度传感器和所述第二温度传感器,所述第一表面和所述第二表面基本上平行于所述第一纵轴延伸;以及

将第三温度传感器基本上嵌入所述第二部分的所述第二材料中,使得所述第三温度传感器设置在所述第三表面附近,所述第三温度传感器沿所述贴片的第二纵轴设置,所述第二纵轴基本上垂直于所述第一纵轴,所述第一表面和所述第三表面基本上平行于所述第二纵轴延伸。

20. 根据权利要求16所述的方法,其还包括:

沿所述贴片的第一纵轴设置所述第一温度传感器和所述第二温度传感器,所述第一表面和所述第二表面基本上平行于所述第一纵轴延伸;以及

将第三温度传感器基本上嵌入所述第一部分的所述第一材料中,使得所述第三温度传感器设置在所述第二表面附近,所述第三温度传感器沿所述贴片的第二轴设置,所述第二轴基本上垂直于所述第一纵轴,所述第一表面和所述第二表面基本上垂直于所述第二轴延伸。

用于确定温度的贴片

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本专利申请涉及2016年12月30日提交的美国专利申请号15/395533,其全部内容通过引用并入本文。

技术领域

[0003] 本公开大致涉及用于确定温度的装置和方法,并且具体地涉及配置为用于确定温度的可穿戴贴片。

背景技术

[0004] 体温被医生和其它医疗专业人士广泛用作个人健康的指标。在大多数医疗设施中,可使用各种无创技术来测量治疗前、治疗过程和/或治疗后的温度。这类技术通常包括使用口腔、直肠、鼓室或轴向温度计。这些仪器可用于提供基本上为瞬时的温度读数,但一般不用于对患者体温进行连续、相对长期的监测。然而,正是这种持续的温度测量,或对患者体温相对突然变化的确定,对医疗专业人员提供治疗时最为有用。这种装置不太适合持续的温度测量,因为(例如)将温度计长时间放置在患者口腔中会引起不适,也会导致其它麻烦。此外,通常患者的情况可能会使其难以或不可能进入(例如)通常用此类装置进行体温测量的口腔、直肠和/或身体其它区域。

[0005] 为了克服这些问题中的一些,开发了能够持续监测患者体温的装置。这种装置通常为具有一个或多个温度传感器的粘合贴片或绷带状的结构这样的形式。这种装置通常附着在患者的皮肤上,覆盖动脉或其它血管的一部分。然而,这些装置的特点是具有使其不适合在许多患者治疗环境中使用的缺陷。例如,为了获得精确的温度测量,这种装置必须紧靠血管放置。然而,由于这种血管位于皮肤下而不易被看到,所以这种装置经常在患者身上被放到错误的位置。这种位置错放会对使用这种装置所获得的温度测量的精度产生不利影响。另外,皮肤表面的温度可能会受到环境温度的显著影响,并且通常与核心体温的相关性不佳。此外,由于小动脉的打开和关闭等原因引起的皮肤热阻的变化,如果没有适当考虑,也可能降低体温估计的准确性。

[0006] 本公开的示例性实施例克服了上述一个或多个缺陷。此外,本公开的示例性实施例涉及专利号为8657758的共有美国专利中公开的示例性过程、系统和/或装置,该美国专利的全部公开内容通过引用明确并入本文。

发明内容

[0007] 在本公开的示例性实施例中,可穿戴贴片包括第一部分,第一部分包括第一绝缘材料,第一部分包括第一表面和与第一表面相对的第二表面。贴片还包括第二部分,第二部分包括与第一材料不同的第二材料,第二部分包括与第一表面基本共面延伸的第三表面。贴片还包括基本上嵌入第一部分的第一材料中并且设置在第一表面附近的第一温度传感器,以及基本上嵌入第二部分的第二材料中并且设置在第三表面附近的第二温度传感器。

在该等实施例中,当贴片设置在患者的皮肤表面上,使得第一表面比第二表面更靠近皮肤表面时,由第一温度传感器所确定的皮肤表面的第一温度与由第二温度传感器所确定的皮肤表面的第二温度之间的差指示贴片相对于临近皮肤表面布置的血管的取向。

[0008] 在本公开的另一实施例中,方法包括利用可穿戴贴片的第一温度传感器确定患者皮肤表面的第一温度,其中当贴片设置在皮肤表面上时确定第一温度,且皮肤表面包括患者的皮肤表面。在这种方法中,贴片包括包含第一绝缘材料的第一部分、第一温度传感器、以及包含与第一材料不同的第二材料的第二部分,第一部分包括第一表面和与第一表面相对的第二表面,第一温度传感器基本上嵌入与第一表面相邻的第一部分内,第二部分包括与第一表面基本共面延伸的第三表面,第一材料具有第一热阻,第二材料具有小于第一热阻的第二热阻。所述示例性方法还包括利用贴片的第二温度传感器确定皮肤表面的第二温度,其中当贴片设置在皮肤表面上时确定第二温度,并且第二温度传感器基本上嵌入与第三表面相邻的第二部分内。该方法进一步包括确定第一和第二温度之间的差(其中该差指示贴片相对于临近皮肤表面布置的血管的取向),基于该差确定校正系数,并基于第一温度、第二温度和校正系数确定患者的核心温度。

[0009] 在本公开的又一示例性实施例中,系统的制造方法包括提供具有第一热阻的第一绝缘材料,第一材料包括第一表面和与第一表面相对的第二表面。所述方法还包括提供与第一材料不同且具有小于第一热阻的第二热阻的第二材料,以及将第一材料和第二材料接合以形成可穿戴贴片,使得第二材料的第三表面基本上与第一表面共面延伸。该方法进一步包括将第一温度传感器基本上嵌入第一材料中,使得第一温度传感器临近第一表面设置。该方法还包括将第二温度传感器基本上嵌入第二材料中,使得第二温度传感器临近第三表面设置,并且使第二温度传感器基本上与第一部分热隔离。在该等实施例中,当第一和第三表面设置在患者的皮肤表面上时,由第一温度传感器所确定的皮肤表面的第一温度与由第二温度传感器所确定的皮肤表面的第二温度之间的差指示第一和第二传感器中的至少一个相对于临近皮肤表面布置的血管的位置。

附图说明

[0010] 图1显示了根据本公开示例性实施例的系统。

[0011] 图2显示了根据本公开示例性实施例的贴片的俯视图。

[0012] 图3显示了图2所示的贴片的横截面图。

[0013] 图3A显示了根据本公开实施例的示例性贴片的俯视图和设置在患者皮肤表面上的示例性贴片的相应图解。

[0014] 图3B显示了根据本公开另一实施例的示例性贴片的俯视图和设置在患者皮肤表面上的示例性贴片的相应图解。

[0015] 图3C显示了根据本公开又一实施例的示例性贴片的俯视图和设置在患者皮肤表面上的示例性贴片的相应图解。

[0016] 图3D显示了根据本公开又一实施例的示例性贴片的俯视图和设置在患者皮肤表面上的示例性贴片的相应图解。

[0017] 图3E显示了根据本公开又一实施例的示例性贴片的俯视图和设置在患者皮肤表面上的示例性贴片的相应图解。

- [0018] 图4显示了根据本公开另一示例性实施例的贴片的俯视图。
- [0019] 图5显示了图4所示贴片的横截面图。
- [0020] 图6显示了根据本公开示例性实施例的设置在患者皮肤表面上的示例性贴片。
- [0021] 图6A显示了图6所示贴片的示意性横截面图。
- [0022] 图7显示了根据本公开另一示例性实施例的设置在患者皮肤表面上的示例性贴片。
- [0023] 图7A显示了图7所示贴片的示意性横截面图。
- [0024] 图8显示了根据本公开又一实施例的设置在患者皮肤表面上的示例性贴片。
- [0025] 图8A显示了图8所示贴片的示意性横截面图。
- [0026] 图9显示了根据本发明又一示例性实施例的设置在患者皮肤表面上的示例性贴片。
- [0027] 图9A显示了图9所示贴片的示意性横截面图。
- [0028] 图10显示了根据本公开示例性实施例的温度与传感器位置的关系图。
- [0029] 图11显示了图解本公开示例性方法的流程图。
- [0030] 图12显示了图解本公开另一示例性方法的流程图。

具体实施方式

[0031] 图1显示了本公开的示例性系统100。例如，系统100可包括配置为监测患者，并且在一些实施方式中，用于确定患者体温和/或血流动力学参数的患者监测系统、温度确定系统或任何其它类似系统。如本文所使用的，术语“血流动力学参数”可包括心脏或血管健康的任何指示，例如心脏、循环或血管功能的指示。在一些实施例中，血流动力学参数可包括心率、血压、血管顺应性、主动脉指数、增强指数、反射波比或治疗指征。此外，系统感测、测量、计算、估计和/或以其它方式确定的温度可包括患者的皮肤表面温度、内部或“核心”温度和/或任何其它温度。就本发明而言，除非另有说明，否则将在下文描述将系统100配置为确定患者的一个或多个温度和/或患者的核心温度的实施例。

[0032] 如图1所示，系统100可包括一个或多个示例性温度测量装置，其配置为靠近患者的血管10（例如动脉、静脉、毛细血管或其它类型的血管）设置。例如，系统100可包括一个或多个可用于确定受试者14的温度的贴片12。例如，这些受试者14可以是需要医疗或诊断的人，并且在一些实施例中，受试者14可以是医疗保健专业人员的患者。因此，在本文所述的一些实施例中，受试者14可称为“患者”。系统100还可包括可操作地连接到贴片12的用户界面16、可操作地连接到贴片12的多个传感器18和/或可操作地连接到贴片12和用户界面16中的至少一个的控制器20。

[0033] 如图1所示，贴片12可拆卸地连接、附着、粘贴、设置、粘附和/或以其它方式连接到受试者14的肢体22。例如，在使用过程中，贴片12可临时连接到和/或临时接触手臂、腿或其它肢体22的至少一部分。特别地，贴片12可设置在和/或可拆卸地连接到肢体22的皮肤表面24。备选地，在使用过程中，贴片12可临时连接和/或临时接触受试者14的前额、锁骨和/或任何其它身体部位或相应的皮肤表面24。因此，贴片12可被可移除地附着于受试者的任何皮肤表面24，并且可移除地附着于本文所述的任何皮肤表面24的贴片12可帮助确定受试者14的核心温度和/或任何其它类似的体内温度。因此，尽管本文所述的几个附图显示了贴片

12可拆卸地附着在受试者14的肢体22上,但应理解,这些附图无意将本公开限制在将贴片12附着在这些肢体22的皮肤表面24上。

[0034] 用户界面16可包括一个或多个按钮、开关、键盘、拨号盘、旋钮和/或其它类似装置,这些装置配置为协助控制贴片12和/或控制器20的一个或多个功能。例如,这种用户界面16可用于为贴片12的一个或多个部件通电和/或断电,切换和/或选择一个或多个操作或显示模式,启用和/或禁用与贴片操作相关的一个或多个警报或信号,启动单个瞬时核心温度确定,启动实质上连续和/或重复的核心温度确定和/或其它类似模式、功能或操作。

[0035] 此外,用户界面16可包括液晶二极管(LCD)屏幕、发光二极管(LED)显示器、数字读出装置和/或任何其它类似的显示装置。例如,用户界面16的此类显示装置可配置为在贴片12的操作期间指示和/或以其它方式输出为受试者14所确定的温度。根据贴片12和/或控制器20的操作模式,用户界面16可配置为基本上实时和/或基本上连续地显示温度。用户界面16的显示装置可以是(例如)基本上用数字表示的数字显示器,并且还可以配置为显示任何其它典型的操作信息,例如温度与时间趋势线或其它图形描述。

[0036] 控制器20可配置为控制贴片12和/或用户界面16的每个部件的操作。在一些实施例中,控制器20可包括一个或多个处理器、存储器部件、I/O装置、有线和/或无线通信装置和/或本领域已知的其它计算机、服务器和/或电子计算装置部件。在示例性实施例中,控制器20可配置为从贴片12的一个或多个传感器18接收信号、信息、测量和/或其它数据,并根据接收的信息计算和/或以其它方式确定受试者14的核心温度。在本文所述的任何实施例中,控制器20可以包括、可以连接到和/或可以与硬盘驱动器、记忆棒、SD卡、可移动存储器装置、网络 and/或基于云的存储器和/或任何其它计算机可读存储装置(未显示)通信。这种计算机可读存储装置可包括存储在其上的指令,在被控制器20执行时,这些指令使控制器20执行各种操作,包括本文所述的任何步骤、方法、确定、计算、选择和/或其它操作。

[0037] 控制器20也可配置为执行一个或多个命令和/或控制程序。这种命令和/或控制程序可包括和/或可包含上述指令,并可存储在计算机可读存储装置上。例如,控制器20可被编程为响应于确定核心温度大于或等于预定阈值温度而启动一个或多个警报。此外,控制器20可配置为,如果计算出的核心温度以大于或等于预定阈值温度变化率的速率增加和/或降低,则在基本上连续的核心温度计算操作期间启动此类警报。在该实施例中,控制器20基本上可连续计算核心温度变化率,并且阈值温度和/或阈值温度变化率可指示受试者14开始感染和/或健康衰退。在示例性实施例中,该阈值温度可为约100°F,且该阈值变化率可为约0.02°F/分钟。在其它实施例中,阈值温度和/或阈值变化率可以大于或小于上述示例性温度和变化率。控制器20也可启动此类警报以指示应当改变贴片12的位置和/或取向,并且可响应于指示皮肤表面24下血流的一个或多个感知指标而启动这样的位置和/或取向改变的警报。例如,这类指标可包括由贴片12的相应传感器18测量的各种皮肤表面温度。

[0038] 贴片12还可以包括未在图1中示出的一个或多个附加部件。例如,在一些实施例中,贴片12可包括一个或多个灯、LED、扬声器、警报器和/或其它类似装置,这些装置配置为响应于来自控制器20的命令或信号而发出声音和/或光学警报或信号。如上所述,当所计算的温度达到或超过阈值温度时,这种警报或其它信号可由(例如)控制器20启动。在其它示例性实施方式中,在核心温度变化率达到或超过预定核心温度变化率阈值的情况下,可在基本上连续的温度计算操作期间启动这种警报或信号。

[0039] 此外,贴片12可包括一个或多个转发器、收发器或配置为从远程源(例如远程控制器20等)接收信号、电力或信息的其它部件。贴片12的这些部件还可以包括一个或多个配置为向远程接收器发送信号、数据和/或其它信息的装置。例如,可将示例性转发器配置为将对应于一个或多个感测温度的信息发送至远程计算机、控制器20或用于计算受试者14核心温度的其它类似装置。这种示例性转发器可使用(例如)无线电、红外线、无线、Wi-Fi®、蓝牙®、ZigBee®近场通信和/或其它技术促进与远程装置的通信。因此,这种转发器可实现从一个或多个远程位置(例如,医院或其它医疗设施)监测配备了贴片12的受试者14。另外,这种转发器可以促进与一个或多个路由器、服务器等的无线互联网连接。此外,尽管图1中没有显示,但可以理解的是,示例性贴片12还可以包括一个或多个USB端口、通信终端或其它类似部件,这些部件配置为便于通过一个或多个电缆、电线、导线或其它类似连接装置将贴片12连接到一个或多个计算机、控制器20、用户界面16、监控器、服务器、路由器或其它类似的监控装置。

[0040] 如图2和3所示,示例性贴片12可包括第一部分26,第一部分26可包括第一表面28和与第一表面28相对的第二表面30。贴片12还包括第二部分32,第二部分32包括第三表面34和与第三表面34相对的第四表面36。在示例性实施方式中,第三表面34与第一表面28基本上可以共面延伸。此外,第一表面28和第三表面34中的至少一个可以基本上平行于贴片12的纵轴延伸。这样的纵轴可包括图2和3所示的X轴和/或图2所示的Z轴。在该实施例中,第一表面28及第三表面34中的至少一个可基本上垂直于贴片12的横轴延伸。这样的横轴可包括图3所示的Y轴。在本文所述的任何实施例中,传感器18中的一个或多个大体上可沿贴片12的纵和/或横轴中的至少一个设置。

[0041] 在一些实施例中,贴片12还可包括基层38,其设置在第一表面28和第三表面34附近并/或与之相连接。具体地,基层38可包括第五表面40,其配置为至少暂时接触和/或可拆卸地连接到受试者14的皮肤表面24。基层38还可包括第六表面42,其设置在第一表面28和第三表面34中的至少一个附近并/或连接到其中至少一个。如下文所述,基层38可包括相对较薄的层、壁、膜、18和/或其它类似的屏障或材料片,当贴片12可拆卸地连接至皮肤表面24时,所述屏障或材料片在皮肤表面24和第一和第三表面28、34之间延伸。基层38有助于保护传感器18中的一个或多个不受污染物、体液、感染性和/或传染性元素、潮湿条件和/或其它潜在的破坏或有害环境因素的影响。在备选的实施例中,另一方面,可以省略基层38,并且可以将第一表面28和第三表面34配置为可拆卸地连接到皮肤表面24。此外,第二表面30和第四表面36可配置为暴露于环境条件下,例如,周围空气或医院和/或其它医疗设施的其它类似环境中。

[0042] 贴片12的第一部分26和第二部分32可由本领域已知的任何基本上为刚性的经医学批准的材料制成。例如,这种材料可包括塑料、橡胶、聚合物、合成材料、布、网和/或其组合。例如,贴片12和/或其部分可由类似于可移动绷带或其它类似材料制成。这些材料在使用过程中可以提供透气性,并且在完成使用后易于处置。此外,这种贴片材料可以是基本上柔韧的、基本上重量轻的和/或相对舒适的,使得贴片12可以长时间地设置和/或可拆卸地附着在受试者14的皮肤表面24上。在一些实施例中,第一部分26可包括第一绝缘材料,第二部分32可包括第二材料,例如与第一材料不同的第二绝缘材料。此类绝缘材料可(例如)电绝缘和/或热绝缘。

[0043] 第一部分26和第二部分32可以使用任何已知的制造工艺形成。例如,第一部分26和第二部分32中的至少一个可以通过成型、挤压、压制或其它工艺形成。此外,第一部分26和第二部分32可通过上述任何工艺或通过粘合、焊接、热密封或其它已知工艺进行连接。

[0044] 在一些实施例中,第一部分26可以基本上为圆柱形,并且可以具有第一半径R1,在这些实施例中,第二部分32可以基本上为环形,并且可以具有大于第一半径R1的第二半径R2。在该实施方式中,第一半径R1可以基本上等于第二部分32的内半径,而第二半径R2可以基本上等于第二部分32的外半径。尽管图2和图3所示的第一部分26基本上是圆柱形的,第二部分32基本上是环形的且基本上围绕着第一部分26的外缘,在另一实施例中,第一部分26和第二部分32可以基本上为方形,基本上为矩形,和/或任何其它方便的形状或配置。图3a-3e示出了贴片12的各种其它示例性结构。具体地,图3a示出了具有细长结构的示例性贴片12a,其沿X轴的宽度小于与X轴间隔位置处的相应宽度。图3b示出了示例性贴片12b,其形状类似于贴片12a,但沿Z轴的长度相对较短。图3c示出了示例性贴片12c,其具有细长结构,该结构具有基本上线性的侧面,该侧面基本上平行于Z轴延伸。图3d示出了具有回旋镖形状的示例性贴片12d。图3e示出了具有基本为豆形结构的示例性贴片12e。此外,图3a-3e中的每一个都示出了各自的贴片12a-12e,其被设置在和/或可拆卸地附着在受试者14的皮肤表面24上,并且在图3a-3e中,皮肤表面24靠近锁骨。图3a-3e中所示的示例性贴片12a、12b、12c、12d、12e的各种形状、尺寸、取向和/或其它结构可提高患者舒适度,在各自皮肤表面24和/或其它测量点上放置的方便性,以及贴片12a、12b、12c、12d、12e的耐久性。这些结构可在受试者14佩戴相应贴片12a、12b、12c、12d、12e的时间段内,改善信号保真度、提高温度测量精度和/或改善其它性能。

[0045] 继续参考图3,为了有助于将贴片12可拆卸地固定到皮肤表面24上,任何已知的粘合剂可设置在第一表面28的至少一部分和/或第三表面34的至少一部分上。在贴片12包括基层38的其它实施方式中,任何已知的粘合剂可设置在基层38的第五表面40的至少一部分上。或者,一个或多个弹性带、带子、皮带、扎带或类似物可以连接到贴片12的至少一部分,以帮助将贴片12可拆卸地连接到皮肤表面24。

[0046] 贴片12可具有已知的热阻,且该热阻可取决于(例如)贴片12的厚度和/或用于形成贴片12的一种或多种材料。例如,用于形成贴片12的第一部分26和第二部分32的塑料、橡胶、聚合物或其它材料的热阻可为本领域内已知的,并且本文所述的核心温度可基于第一部分26和第二部分32的已知热阻来确定。此外,如图3的横截面图所示,第一部分26可具有从第一表面28基本垂直地延伸到第二表面30的第一厚度,第二部分32可具有从第三表面34基本垂直地延伸到第四表面36的第二厚度。在一些实施例中,第一厚度可不同于第二厚度,并且第一部分26和第二部分32的热阻可至少部分地分别基于第一和第二厚度。在示例性实施例中,第一部分26的热阻可大于第二部分32的热阻。

[0047] 如上所述,贴片12可包括一个或多个传感器18,图2和3示出了示例性实施例,其中贴片12包括六个传感器(标记为18a-18f)。在其它示例性实施例中,贴片12的传感器18可多于或少于6个。例如,在一些实施例中,图2和图3中所示的传感器18中的一个或多个可以从贴片12中省略,而在其它实施例中,贴片12可包括一个或多个附加传感器18。

[0048] 在示例性实施例中,传感器18中的一个或多个可包括热电偶、热敏电阻、温度计、电阻温度检测器(RTD)和/或任何其它用于测量温度的类似装置。在其它示例性实施方式

中,这种传感器18可包括本领域已知的任何温度敏感材料或涂层。在另外的示例性实施例中,传感器18可配置为感测、测量和/或以其它方式检测受试者14的一个或多个附加属性、条件和/或特征。例如,除了温度之外,传感器18可以配置为检测心率、血压、电流等。

[0049] 贴片12的各种传感器18可设置在贴片12上或贴片12内的任何位置,以便于帮助确定贴片12的一个或多个温度,该贴片12设置于皮肤表面24和/或在周围环境中使用。例如,传感器18中的一个或多个可以基本上嵌入到贴片12中,例如基本上嵌入第一部分26中或基本上嵌入第二部分32中。在该等实施例中,一个或多个传感器18可与贴片12成为一体。备选地,一个或多个传感器18可基本上位于贴片12的内部,使得一个或多个传感器18可以被定位和/或以其它方式配置为感测贴片12的至少一部分的温度或其它特征。

[0050] 在本文所述的任何实施例中,当贴片12的第一表面28和第三表面34与皮肤表面24接触时,传感器18中的至少一个可以基本上暴露于和/或至少部分地与受试者14的皮肤表面24接触。备选地,在贴片12包括上述基层38的示例性实施例中,基层38可形成第一表面28和第三表面34的至少一部分和/或可覆盖第一表面28和第三表面34的至少一部分。在该等实施例中,基层38的热阻可以基本上忽略不计,以便最大限度地提高传感器18所进行的一个或多个测量的精度。备选地,可以已知或根据经验确定基层38的热阻,并且在计算受试者14的核心温度时可以考虑该热阻。

[0051] 在本公开的示例性实施例中,贴片12可包括设置在第一部分26内的第一传感器18a,以及与第一传感器18a纵向或径向间隔(例如,沿X轴或Z轴)并设置在第二部分32中的至少一个附加传感器18c、18d、18e、18f。以这种方式间隔传感器18有助于确定第一部分26的热阻对设置于第一部分26中的第一传感器18a所确定的温度的影响程度。

[0052] 此外,将传感器18与第一部分26纵向或径向间隔可将第一部分26对设置在第一部分26外部的传感器18的绝缘效应最小化。例如,如图2和图3所示,附加传感器18c、18d、18e、18f中的至少一个可以纵向或径向地与(例如)第一部分26的周缘相隔一段距离D1。这样的间距可以使第一部分26的热阻对由附加传感器18c、18d、18e、18f中的至少一个所确定的温度的影响最小化和/或基本消除。例如,附加传感器18c、18d、18e、18f中的至少一个可以纵向或径向地与第一部分26隔开距离D1,使得附加传感器18c、18d、18e、18f中的至少一个与第一部分26基本上热隔离。

[0053] 至少如图2和3所示,第一传感器18a可设置在第一部分26的第一表面28处和/或以其它方式靠近第一部分26的第一表面28。此外,附加传感器18c、18d、18e、18f中的至少一个可设置在第二部分32的第三表面34处和/或以其它方式靠近第二部分32的第三表面34。此外,在一些实施例中,贴片12可包括至少一个附加传感器18b,其设置在第一部分26的第二表面30处和/或以其它方式靠近第一部分26的第二表面30。例如,传感器18b可沿从X和Z轴基本垂直延伸的贴片12的Y轴设置,并且在该等实施例中,由传感器18b所确定的温度可包括和/或指示贴片12在其中使用的环境温度。由本文所述的任意传感器18所确定的绝对温度可用于至少部分地基于第一部分26和第二部分32中的至少一个的热阻确定受试者14的核心温度。此外,由本文所述的任意传感器18所确定的温度之间的差或平均值也可用于至少部分地基于所述热阻来确定受试者14的核心温度。

[0054] 图4和图5示出了本公开的又一示例性实施例,其中贴片12包括沿X轴径向或纵向设置在传感器18c外部的至少一个附加传感器18g。尽管图4和图5示出了单个附加传感器

18g,但应理解,该等示例性实施例可包括任何数量的附加传感器18。例如,至少一个附加传感器18g可从传感器18d、18e和18f中的至少一个径向或纵向向外设置。在该等实施例中,这样的附加传感器18g可帮助确定相邻的径向向内的传感器18c、18d、18e、18f是否以及在多大程度上受到第一部分26热阻和/或其它绝缘效应的影响。例如,应当理解,至少部分地因为第一部分26的热阻大于第二部分32的热阻,当血液在皮肤表面24下方和/或内部流动时,由传感器18a所确定的皮肤表面温度可大于由传感器18c所确定的皮肤表面温度。在该等实施例中,由传感器18c所确定的皮肤表面温度与由传感器18g所确定的相应皮肤表面温度之间的差可指示由传感器18c所确定的皮肤表面温度的准确性和/或可靠性。因此,在确定受试者14的相应核心温度时,可利用该差来确定传感器18a和/或18c所确定的一个或多个温度应在多大程度上(例如通过校正系数)进行修改或校正。

[0055] 如上所述,传感器18c、18d、18e、18f中的一个或多个可沿(例如)X轴或Z轴与第一部分26相隔任意所需距离D1,以基本上将传感器18c、18d、18e、18f中的一个或多个与第一部分26热隔离。以类似的方式,本文所述的一个或多个附加传感器18g也可沿(例如)X轴或Z轴与第一部分26之间相隔任意所需距离D2,以基本上将一个或多个附加传感器18g与第一部分26热隔离。此外,如图5所示,关于传感器18c,传感器18c、18d、18e、18f中的一个或多个可沿(例如)X轴或Z轴与Y轴间隔任意所需距离L1,并且本文所述的附加传感器18g中的一个或多个也可沿(例如)X轴或Z轴与Y轴间隔任意所需距离L2。在该等实施例中,由一个或多个传感器18所确定的任何温度都可用作确定受试者14核心温度的输入。同样,任何此类温度之间的差和/或平均值也可用作确定核心温度的输入。在这种实施例中,距离D1、D2、L1、L2中的一个或多个也可用作确定此类核心温度的输入。

[0056] 图6-9示出了在肢体22的皮肤表面24上不同位置和/或取向设置的贴片12的示例性示意图。同样,图6a-9a分别示出了图6-9所示的肢体22和贴片12的相应示例性横截面示意图。如将关于这些图所述,在一些实施例中,由传感器18中的一个或多个所确定的皮肤表面温度可指示贴片12相对于(例如)设置在受试者14的肢体22内的血管10的取向,其中,贴片12布置在受试者14的肢体22内。尽管图6-9和6a-9a示出了贴片12被设置在肢体22的皮肤表面24上,如上文所述,在另外的实施例中,贴片12可被可移除地附着在受试者的任何皮肤表面24上(例如,前额的皮肤表面24、靠近锁骨的皮肤表面和/或受试者身体的其它测量点)。在本文所述的任何实施例中,由传感器18中的一个或多个所确定的皮肤表面温度可指示贴片12相对于位于该皮肤表面24下方的血管10(例如位于皮肤表面24附近的血管10)的取向。然而,为了便于描述,除非另有说明,否则本公开将对图6-9和6a-9a中所示的示例性肢体22进行描述。

[0057] 在本文所述的任何实施例中,由传感器18中的一个或多个所确定的皮肤表面温度也可以指示肢体22内血流的方向和/或取向。例如,贴片12的同一部分26、32内的温度传感器18可分别确定各自的皮肤表面温度,并且此类皮肤表面温度的对比可指示肢体22内的血流取向和/或贴片12相对于血管10的取向。在一些实施例中,控制器20和/或系统100的其它部件可配置为至少部分基于此类对比确定肢体22内的血流取向、贴片12相对于血管10的取向和/或一个或多个传感器18相对于血管10的取向。此外,控制器20和/或系统100的其它部件可配置为使用指示肢体22内的血流取向、贴片12相对于血管10的取向和/或一个或多个传感器18相对于血管10的取向的值、测量值、角度、度量和/或其它信息作为输入,用于确定

校正系数、肢体22皮肤层的热阻和受试者14的核心温度中的至少一个。

[0058] 例如,如下文将更详细讨论的,在相对更靠近部分32的外周设置的传感器18c、18d、18e、18f中的一个或多个相对于传感器18a、18b中的一个或两个所进行的相应测量确定更高温度的实施例中,控制器20可确定传感器18c、18d、18e、18f中的一个或多个比传感器18a、18b中的一个或两个更靠近血管10设置(即,相对更靠近血液流动)。在该等实施例中,在温度确定算法中,控制器20给予传感器18c、18d、18e、18f中的一个或多个所做的测量比传感器18a、18b中的一个或两个所做的相应温度测量更高的权重。此外,应当理解,使用最内部(例如,最大程度绝缘)的传感器18a和相对更靠近部分32的外周设置的传感器18c、18d、18e、18f中一个或多个的温度测量之间的差可指示贴片12下方的整体热流(例如,血流)。例如,贴片12下方相对较高的热流可导致相对较小的差,而贴片12下方相对较高的热流可导致相对较大的差。

[0059] 至少如图6a-9a所示,血管10(例如,血管10的外表面)和贴片12的各个传感器18之间的径向距离D3、D4、D5可根据贴片12在皮肤表面24上的位置和/或取向而变化。这种径向距离D3、D4、D5也可取决于血管10在肢体22内的位置。在一些实施例中,径向距离D3、D4、D5的变化可对由相应传感器18所确定的皮肤表面温度产生相应的影响。此外,将如下文所述的,相对于血管10的各种传感器18的对准和/或取向也可对由相应传感器18所确定的皮肤表面温度产生相应的影响,并且在一些实施例中,可指示肢体24内的血流取向。

[0060] 图6示出了示例性实施例,其中,贴片12包括基本上嵌入第一部分26中的传感器18a,以及基本上嵌入第二部分32中并沿X轴与传感器18a纵向间隔的附加传感器18c、18e。图6A示出了图6所示的肢体24和贴片12的横截面。在图6和6A所示的实施例中,贴片12的Z轴与血管10的纵轴44对齐和/或基本平行于血管10的纵轴44延伸。此外,贴片12的X轴基本相对于血管10的纵轴44横向延伸。在该等实施例中,传感器18c与血管10之间的距离D4基本上等于传感器18e与血管10之间的距离D5。因此,假设血管10和贴片12之间的人体组织的热阻相对恒定,由传感器18c、18e所测量的皮肤表面温度可大致相等。此外,由传感器18c、18e中的一个或两个所测量的皮肤表面温度与由传感器18a所测量的相应皮肤表面温度之间的差可指示贴片12和/或传感器18a、18c、18e相对于血管10的取向。

[0061] 例如,如果由传感器18c、18e中的一个或两个所测量的皮肤表面温度与由传感器18a所测量的相应皮肤表面温度之间的差大于预定阈值温度,控制器20和/或系统100的其它部件可确定贴片12的X轴(传感器18a、18c、18e沿其设置)基本相对于血管10的纵轴44横向延伸。在该等实施例中,所确定的贴片12的取向也可至少部分地基于肢体22的皮肤层和/或身体组织的热阻。此外,在该等实施例中,使用本文所述的传感器18d、18f、18h中的一个或多个获得的温度测量值也可由控制器20和/或系统100的其它部件用于确定图6和6a中所示的贴片12的取向。

[0062] 图7和7a示出了示例性实施方式,其中,与图6和6a中所示的贴片12相似,贴片12的位置使得贴片12的Z轴基本上平行于血管10的纵轴44延伸,但在基本横向于轴44的方向上与轴44横向间隔。此外,如图6和6a所示,贴片12的X轴基本上相对于血管10的纵轴44横向延伸。在该等实施例中,传感器18c与血管10之间的距离D4可大于传感器18e与血管10之间的距离D5。因此,假设血管10和贴片12之间的人体组织的热阻相对恒定,由传感器18c所测量的皮肤表面温度可低于由传感器18e所测量的相应皮肤表面温度。此外,由传感器18c、18e

所测量的皮肤表面温度与由传感器18a所测量的相应皮肤表面温度之间各自的差可指示贴片12和/或传感器18a、18c、18e相对于血管10的取向。

[0063] 例如,控制器20和/或系统100的其它部件可确定由传感器18a和18c所测量的皮肤表面温度之间的差,也可确定由传感器18a和18e所测量的皮肤表面温度之间的差。控制器20和/或系统100的其它部件可基于这些差确定传感器18a、18c、18e和/或贴片12相对于血管10的取向。由传感器18c、18e所测量的皮肤表面温度和/或实际测量的温度之间的差也可由控制器20用于确定本文所述的取向。在该等实施例中,所确定的贴片12的取向也可至少部分基于肢体22的皮肤层和/或身体组织的热阻。

[0064] 图8和8a示出了示例性实施例,其中,与图6和6a所示的贴片12相似,贴片12的位置使得贴片12的Z轴定位在相对于血管10的纵轴44成径向角R3处。在该等实施例中,根据径向角R3的值,传感器18c和血管10之间的距离D4可大于、小于或等于传感器18e和血管10之间的距离D5。为便于描述,R3将被描述为具有45度的值,使得距离D4等于距离D5。因此,假设血管10和贴片12之间的人体组织的热阻相对恒定,由传感器18c、18e所测量的皮肤表面温度可基本相等。此外,如上文关于图6和6a所述,由传感器18c、18e中的一个或两个所测量的皮肤表面温度与由传感器18a所测量的相应皮肤表面温度之间的差可指示贴片12和/或传感器18a、18c、18e相对于血管10的取向。

[0065] 例如,控制器20和/或系统100的其它部件可至少部分地基于由传感器18c和18a(例如,第一差)、18e和18a(例如,第二差)和/或18e和18c(例如,第三差)所测量的皮肤表面温度之间的差来确定径向角R3的值。在该等实施例中,所确定的贴片12的取向也可至少部分基于肢体22的皮肤层和/或身体组织的热阻。此外,在该等实施例中,使用本文所述的传感器18d、18f、18h中的一个或多个所获得的温度测量值也可由控制器20和/或系统100的其它部件用于确定径向角R3的值。

[0066] 图9和9a示出了示例性实施例,其中,与图6和6a中所示的贴片12相似,贴片12的位置使得贴片12的X轴与血管10的纵轴44对齐并大致平行其延伸。此外,贴片12的Z轴基本上相对于血管10的纵轴44横向延伸。在该等实施例中,各传感器18a、18c、18e与血管10之间的距离D3、D4、D5可基本上相等。因此,假设血管10与贴片12之间的人体组织的热阻相对恒定,由传感器18c、18e所测量的皮肤表面温度可基本相等。此外,由传感器18c、18e中的一个或两个所测量的皮肤表面温度与由传感器18a所测量的相应皮肤表面温度之间的差可指示贴片12和/或传感器18a、18c、18e相对于血管10的取向。

[0067] 例如,如果由传感器18c、18e中的一个或两个所测量的皮肤表面温度与由传感器18a所测量的相应皮肤表面温度之间的差大于预定的阈值温度,则控制器20和/或系统100的其它部件可确定贴片12的X轴(传感器18a、18c、18e沿其设置)基本上平行于血管10的纵轴44延伸并与其基本对齐。在该等实施例中,所确定的贴片12的取向也可至少部分基于肢体22的皮肤层和/或身体组织的热阻。此外,在该等实施例中,使用本文所述的传感器18d、18f、18h中的一个或多个所获得的温度测量也可由控制器20和/或系统100的其它部件用于确定图9和9a所示的贴片12的取向。

[0068] 图10示出了设置在皮肤表面24上的示例性贴片12的示意性横截面图,以及相应的温度与传感器位置关系图。图10所示的示例性贴片12包括传感器18g、18c、18e和18h,这些传感器基本上沿贴片12的纵轴X设置在第二部分32中。示例性贴片12还包括在第一部分26

中沿X轴设置的传感器18a和在第一部分26中沿Y轴设置的传感器18b。在图10所示的实施例中,传感器18b暴露于环境条件下,而传感器18a通过第一部分26与环境条件基本上热隔离(例如,基本绝缘)。此外,在图10所示的示例性实施方式中,尽管传感器18g、18c、18e和18h基本上嵌入第二部分32的材料中,但此种材料的热阻远小于构成第一部分26的材料的相应热阻。在该等实施例中,环境条件(例如,环境温度)对由传感器18g、18c、18e、18h中的一个或多个进行的皮肤表面温度测定的影响可比(例如)由传感器18a进行的皮肤表面温度测定的影响更大。

[0069] 如图10所示,贴片12可设置在皮肤表面24上,使得第一部分26和第二部分32的第一表面28和第三表面34与皮肤表面24接触,并且传感器18g、18c、18a、18e、18h被定位以确定沿皮肤表面24的相应纵向位置处的相应皮肤表面温度。沿图10所示的关系图的“传感器位置”轴标识这些位置g、c、a、e和h,并且这些位置g、c、a、e和h对应于皮肤表面24上各传感器18g、18c、18a、18e、18h的纵向位置。

[0070] 此外,至少部分基于对应于皮肤表面24的皮肤层46的热阻变化,由传感器18g、18c、18a、18e、18h所确定的皮肤表面温度会发生变化。皮肤层46的热阻的这些变化可由环境条件的变化和/或由受试者14的身体活动、健康、疾病、生病状态或其它身体条件引起。例如,使皮肤层46经受环境温度降低可导致由于毛细血管和/或其它血管的闭合而引起的皮肤层46热阻的相应增加。或者,使皮肤层46经受环境温度升高可导致由于毛细血管和/或其它血管打开而引起的皮肤层46热阻的相应降低。在本公开的示例性实施例中,在确定受试者14的核心温度时,其上设置有贴片12的皮肤层46的可变或其它动态热阻可确定由传感器18g、18c、18a、18e、18h所确定的温度应(例如通过乘数、权重和/或通过其它校正系数)调整或校正的程度。备选地,皮肤层46的可变热阻可确定受试者14的最终核心温度应调整或校正的程度。

[0071] 继续参考图10,温度 T_g 对应于由传感器18g所测量和/或以其它方式确定的皮肤表面温度,温度 T_c 对应于由传感器18c所测量和/或以其它方式确定的皮肤表面温度,温度 T_a 对应于由传感器18a所测量和/或以其它方式确定的皮肤表面温度,温度 T_e 对应于由传感器18e所测量和/或以其它方式确定的皮肤表面温度,温度 T_h 对应于由传感器18h所测量和/或以其它方式确定的皮肤表面温度。在这种示例性实施例中,传感器18g、18c、18e和18h可基本上与第一部分26的材料热隔离,因此,由传感器18g所确定的皮肤表面温度可基本上等于由传感器18h所确定的皮肤表面温度,并且由传感器18c所确定的皮肤表面温度可基本上等于由传感器18e所确定的皮肤表面温度。此外,在一些实施例中,由传感器18g、18c、18e和18h中的每一个所确定的皮肤表面温度基本上相等。

[0072] 然而,至少部分基于皮肤层46的热阻变化和/或第一部分26的材料对传感器18a的绝缘效应,由传感器18a所确定的皮肤表面温度可与由传感器18g、18c、18e、18h所确定的一个或多个皮肤表面温度不同。例如,温度曲线48显示了受试者14低于阈间区且处于低温状态的情况。这种情况可导致显著的血管收缩和/或颤抖,以维持受试者14的核心温度。在该等实施例中,由于皮肤层46中的灌注水平相对较低以及第一部分26的材料对传感器18a的绝缘效应,皮肤层46可具有相对较高的热阻,且温度 T_{a1} 与(例如)温度 T_g 、 T_c 、 T_e 及 T_h 中的一个或多个之间的差可相对较高。

[0073] 温度曲线50显示了受试者14低于阈间区且处于常温状态的情况。这种情况可导致

血管收缩加剧,以维持受试者14的核心温度。在该等实施例中,因为皮肤层46中的灌注水平相对较低以及第一部分26的材料对传感器18a的绝缘效应,皮肤层46可仍具有相对较高的热阻,且温度Ta1与(例如)温度Tg、Tc、Te及Th中的一个或多个之间的差可相对较高。

[0074] 此外,温度曲线52显示了受试者14处于阈间区且处于常温状态的情况。这种情况可以相对正常的稳态热调节为特征,因此,皮肤层46可具有相对温和的热阻,该热阻高于上述关于曲线48和50所述的热阻。在这种情况下,由于皮肤层46中灌注水平的增加以及第一部分26的材料对传感器18a的绝缘效应,温度Ta1和(例如)Tg、Tc、Te和Th中的一个或多个温度之间的差可低于上述关于曲线48和50所述的差。

[0075] 温度曲线54显示了受试者14发热的情况。在这种情况下,受试者14的身体可积极尝试提高核心温度,因此,与上述关于曲线48、50和52所述的热阻相比,皮肤层46的热阻可相对较低。在这种情况下,由于皮肤层46的灌注水平升高以及第一部分26的材料对传感器18a的绝缘效应,温度Ta1和(例如)Tg、Tc、Te和Th中的一个或多个温度之间的差可低于上述关于曲线48、50和52所述的差。

[0076] 温度曲线56显示了受试者14高于阈间区且处于常温状态的情况。这种情况可导致显著的血管扩张和/或出汗,以降低受试者14的核心温度。因此,与上述关于曲线48、50和52所述的热阻相比,皮肤层46的热阻可相对较低。在这种情况下,由于皮肤层46的灌注水平显著升高以及第一部分26的材料对传感器18a的绝缘效应,温度Ta1和(例如)温度Tg、Tc、Te和Th中的一个或多个之间的差可低于上述关于曲线48、50和52所述的差。

[0077] 此外,温度曲线58显示了受试者14高于阈间区且处于低温状态的情况。这种情况可导致最大程度的血管扩张和/或出汗,以降低受试者14的核心温度。因此,由于皮肤层46中的这种极端灌注水平,皮肤层46的热阻可能最小,并且温度Ta1和(例如)温度Tg、Tc、Te和Th中的一个或多个之间的差可以忽略。此外,在这种情况下,第一部分26的材料对传感器18a的绝缘效应可以忽略不计。

[0078] 在本文所述的任何实施例中,温度Ta1与温度Tg、Tc、Te、Th中的一个或多个之间的梯度或差除其它事项外还可指示皮肤层46的动态热阻和/或第一部分26的材料对传感器18a的绝缘效应。在一些实施例中,为了确定受试者14的核心温度,(例如)可由控制器20将一个或多个这样的差作为输入,以确定皮肤层46的该等可变热阻的值。在另一实施例中,可将示范性贴片12和/或控制器20配置为使用一个或多个算法来确定受试者14的温度,并且可至少部分基于其上设置有贴片12的测量位置选择一个或多个此类算法。在该等实施例中,温度Ta1与温度Tg、Tc、Te、Th中的一个或多个之间的梯度或差可在该等算法中根据该等测量部位的位置以不同的方式加权。例如,如果贴片12设置在与锁骨相关的皮肤表面24上,则可给予该差第一权重;而如果贴片12设置在与腋窝相关的皮肤表面24上,则可给予该差与第一权重不同的第二权重。

[0079] 另外地或备选地,(例如)可由控制器20使用一个或多个这样的差作为输入,以确定用于确定受试者14核心温度的皮肤层46的估计热阻相关的权重、乘数和/或与其它校正系数。在该等实施例中,第一部分26的材料和第二部分32的材料中至少一种材料的热阻也可用作输入以确定皮肤层46的可变热阻。在又一实施例中,在贴片12的生产过程中对贴片12的部分26、32中的一个或两个进行动态表征而确定的校准系数可用作输入以确定皮肤层46的可变热阻。

[0080] 图11显示了图解本公开的示例性方法的流程图200。例如,该方法可以是制造实施例系统(例如本文所述的系统100)的方法。如图11所示,在步骤202中,该方法可包括提供第一材料,例如上述任何绝缘材料。在该实施例中,第一材料可具有第一热阻,并且第一材料可包括第一表面和与第一表面相对的第二表面。例如,步骤202中提供的第一材料可以构成贴片12的第一部分26,并且第一表面28可以可拆卸地附接到受试者14的皮肤表面24。在步骤204中,该方法可包括提供第二材料,其与第一材料不同并且具有小于与第一材料相关的第一热阻的第二热阻。例如,步骤204中提供的第二材料可以构成贴片12的第二部分32,并且可以包括第三表面34和第四表面36。在该等实施例中,第三表面34可以可移除地附接到皮肤表面24。

[0081] 在步骤206中,该方法可以包括将第一材料和第二材料接合以形成可穿戴的贴片12,使第三表面34基本上与第一表面28共面延伸。如上所述,第一部分26和第二部分32可以使用任何已知的制造工艺(例如成型、挤压、压制或其它工艺)形成。此外,在步骤206中,第一部分26和第二部分32可以通过任何这些工艺或通过粘合、焊接、热密封或其它已知工艺接合和/或以其它方式连接。这种示例性方法也可以包括以类似方式将基层38接合和/或以其它方式连接到第一部分26和第二部分32中的至少一个。

[0082] 在步骤208中,该方法可包括将第一温度传感器连接到贴片12的至少一部分。例如,在步骤208中,该方法可包括将第一温度传感器18a基本上嵌入第一部分26的第一材料中,以将第一温度传感器18a设置在第一表面28附近。同样,在步骤210中,该方法可包括将至少一个附加温度传感器18连接到贴片12的至少一部分。例如,在步骤210中,该方法可包括将第二温度传感器18c基本上嵌入到第二材料中,以便将第二温度传感器18c设置在第三表面34附近并且使第二温度传感器18c基本上与第一部分26热隔离。应当理解,根据上述关于图11描述的方法所制造的系统可配置为使得当第一表面28和第三表面34设置在受试者14的皮肤表面24上时,由第一温度传感器18a所确定的皮肤表面24的第一温度与由第二温度传感器18c所确定的皮肤表面24的第二温度之间的差可指示第一和第二温度传感器18a、18c中的至少一个相对于位于肢体22内的血管10的位置。

[0083] 在一些实施例中,第一和第二温度传感器18可以沿贴片12的第一纵轴(例如X轴)设置,而第一表面28和第二表面34可以基本上平行于第一纵轴延伸。在该等实施例中,该方法还可以包括将第三温度传感器48基本上嵌入第二部分32的第二材料中,使得第三温度传感器靠近第三表面34设置。至少如图2-5所示,在该等实施例中,所述方法可包括将第三温度传感器嵌入,使得该传感器沿第一纵轴设置。例如,与第二温度传感器相比,第三温度传感器可以从贴片12的横轴(例如Y轴)进一步径向向外设置。然而,在其它实施例中,第三温度传感器可沿贴片12的第二纵轴(例如,Z轴)设置,第二纵轴基本垂直于第一纵轴,并且第一表面28和第三表面34可基本平行于第二纵轴延伸。

[0084] 在又一实施例中,该方法可包括将第三温度传感器基本上嵌入第一部分26的第一材料中,以将第三温度传感器设置在第二表面30附近。至少如图2-5所示,在该等实施例中,所述方法可包括将第三温度传感器嵌入,使得所述传感器沿贴片12的第二轴(例如Y轴)设置,第二轴基本从第一纵轴垂直延伸,并且第一表面28和第二表面30基本垂直于第二轴。

[0085] 在步骤212中,该方法还可包括将控制器20连接(例如可操作地连接)到第一温度传感器18a和第二温度传感器18c。应当理解,这种可操作连接可由控制器20与第一温度传

感器18a和第二温度传感器18c之间的一个或多个引线、导线和/或其它物理连接部件来实现。或者,这种可操作连接可通过无线连接实现。如上所述,控制器20可配置为至少部分基于由第一温度传感器18a和第二温度传感器18c所测量的第一和第二皮肤表面温度以及校正系数而确定受试者14的核心温度。在该等实施例中,可基于皮肤表面24的第一温度(由第一温度传感器18a确定)与皮肤表面24的第二温度(由第二温度传感器18c确定)之间的差来确定校正系数。另外地或备选地,校正系数可基于第一材料的热阻和第二材料的热阻中的至少一个而确定。

[0086] 在步骤214中,该方法还可以包括将用户界面16与控制器20、第一温度传感器18a和第二温度传感器18c中的至少一个连接(例如可操作地连接)。应当理解,这种可操作连接可由一个或多个引线、导线和/或其它物理连接部件来实现。或者,这种可操作连接可以通过无线连接实现。还应理解,根据流程图200所示的示例性方法所制造的贴片12和/或系统100可配置为基于本文所述的任何核心温度确定方法或其方面来确定受试者14的一个或多个核心温度。

[0087] 图12显示了图解本公开的另一示例性方法的流程图300。例如,这种方法可以是确定受试者14的核心温度的方法。如图12所示,在步骤302中,所述方法可包括利用可穿戴贴片12的第一温度传感器18确定受试者14的皮肤表面24的第一温度。在一些实施例中,皮肤表面24可包括受试者14的肢体22的皮肤表面。此外,在一些实施例中,贴片12可与上面关于图1-11所描述的贴片12的一个或多个相似和/或相同。例如,这种示例性贴片12可包括第一部分26,第一部分26由第一绝缘材料制成并且包括第一表面28和与第一表面28相对的第二表面30。此外,在该等示例性实施例中,第一温度传感器可以基本上嵌入靠近第一表面28的第一部分26中。此外,贴片12可包括由与第一材料不同的第二材料制成的第二部分32。在该等实施例中,第二部分32可包括与第一部分26的第一表面28基本共面延伸的第三表面34。此外,第一部分26的第一材料可具有第一热阻,且第二部分32的第二材料可具有小于第一热阻的第二热阻。例如,虽然第一部分26的第一材料可以是热绝缘体,第二部分32的第二材料可以提供的绝热水平可忽略不计。

[0088] 在步骤304中,该方法还可包括利用贴片12的第二温度传感器18确定皮肤表面24的第二温度。在该等实施例中,第二温度可在将贴片12设置于和/或可移除地附接于皮肤表面24时确定。此外,第二温度传感器18可以基本上靠近第三表面34嵌入贴片12的第二部分32内。在步骤306中,该方法可包括确定皮肤表面24的第一和第二温度之间的差。如上文至少关于图6-9A所述,在一些实施例中,所述差可指示贴片12相对于位于肢体22内的血管10的位置和/或取向。此外,如上文至少关于图10所述,在确定与皮肤表面24相关联的皮肤层46的校正系数和/或动态热阻时,可将所述差用作输入。实际上,在步骤308中,该方法可包括基于皮肤表面24的第一和第二温度之间的差来确定该校正系数和/或该热阻。

[0089] 在步骤310中,该方法还可包括基于第一温度、第二温度、贴片12的取向、校正系数和皮肤层46的热阻中的至少一个来确定受试者14的核心温度。例如,在步骤310中,控制器20可以使用第一和第二温度和/或校正系数作为输入代入一个或多个核心温度确定算法中。此外,在步骤312中,该方法可包括输出步骤310中所确定的核心温度。例如,在步骤312,控制器20可以通过显示器和/或用户界面16的其它部件显示和/或以其它方式提供所确定的核心温度。

[0090] 在本文所述的各种实施例中,可根据上述各种表面温度之间的差和/或梯度计算和/或以其它方式确定校正系数。例如,可以利用传感器18g、18c、18a、18e、18h中的一个或多个所测量的皮肤表面温度来估计血液流经靠近第一表面28和第三表面34的皮肤层46所引起热流(杂散传导)量。在该等实施例中,可由控制器20利用下面的方程式[1]来计算受试者14的核心温度:

[0091] [1] $T_{\text{core}} = T_1 + R(T_1 - T_2) + CF$ 。

[0092] 在上述方程式中, T_1 可为由温度传感器18a所测量的皮肤表面温度, T_2 可为由温度传感器18c所测量的皮肤表面温度, R 可为由控制器20所确定的皮肤层46的动态热阻。此外,校正系数“CF”可补偿通过皮肤层46的血流所引起热流(杂散传导),校正系数CF可根据以下方程式计算:

[0093] [2] $CF = SC_t(OT_{\text{max}})(T_1 - T_2)$ 。

[0094] 在上述方程式中,“ SC_t ”可以是一个经验推导的常数,其因杂散传导效应将交叉贴片温度梯度转换为温度调整。此外,“ OT_{max} ”可为贴片12中传感器18的最低感测温度和最高感测温度之间的差。

[0095] 如上所述,在本文所述的任何示例性实施例中,皮肤表面24的第一和第二温度可基本上分别由第一和第二温度传感器18同时确定。此外,本文所述的任何方法可包括在任何所需时间间隔下确定多个连续的核心温度。在该等实施例中,控制器20和/或系统100的其它部件可将连续的核心温度中的一个或多个与预定的阈值温度进行比较。在该等实施例中,响应于该比较,控制器20和/或用户界面16可触发声音、视觉和/或其它警报。此外,该等示例性方法可包括基于多个连续的核心温度确定来确定核心温度变化率。在该等实施例中,控制器20可将该核心温度变化率与预定阈值变化率进行比较。此外,控制器20和/或用户界面16响应于这种比较而触发声音、视觉和/或其它警报。

[0096] 在本文所述的任何示例性实施方式中,贴片12可包括基本上嵌入靠近第二表面的第一部分26中的至少一个温度传感器18b。如上所述,该温度传感器18b可被定位和/或以其它方式配置为确定贴片12在其中使用的环境温度。因此,在该等实施例中,当将贴片12设置在皮肤表面24上时,温度传感器18b可确定环境温度,并且在该等实施例中,控制器20可至少部分地基于由温度传感器18b所确定的环境温度以及由贴片12的附加温度传感器18所确定的皮肤表面温度中的一个或多个来确定核心温度。至少部分地基于所确定的环境温度来确定受试者14的核心温度可以提高整个核心温度确定的准确性。

[0097] 此外,如上文所述,本文所述的任何示例性实施例可包括确定与其上设置有贴片12的皮肤表面24相关的皮肤层46的可变和/或其它动态热阻的值。至少如关于图10所述,这种皮肤层46的热阻可随时间变化,这取决于环境条件和/或受试者14的一个或多个物理条件。在示例性实施例中,控制器20可以利用由传感器18中的一个或多个所确定的实际皮肤表面温度和/或这些皮肤表面温度之间的差作为输入代入用于确定皮肤层46热阻的一个或多个算法。另外地和/或备选地,控制器20可利用这种实际皮肤表面温度或这种皮肤表面温度之间的差作为输入代入一个或多个查找表、图表、神经网络和/或其它控制器部件中的,用以确定皮肤层46的热阻。通过确定皮肤层46的这种动态热阻的值,而非使用假定的恒定值,可以进一步提高本文所述的核心温度确定的精度。

[0098] 尽管已特别参考当前优选实施例对本发明进行了详细描述,但可以理解,可在在

本发明的精神和范围内进行变化和修改。因此,当前公开的实施例在所有方面都被认为是说明性而非限制性的。所附权利要求书指明了本发明的范围,其含义和等效范围内的所有变更均应包含在其中。

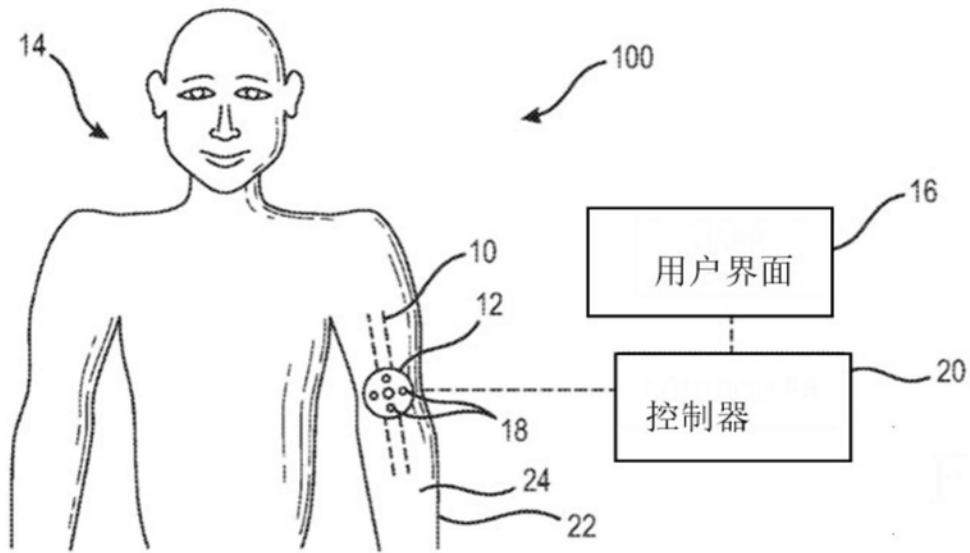


图1

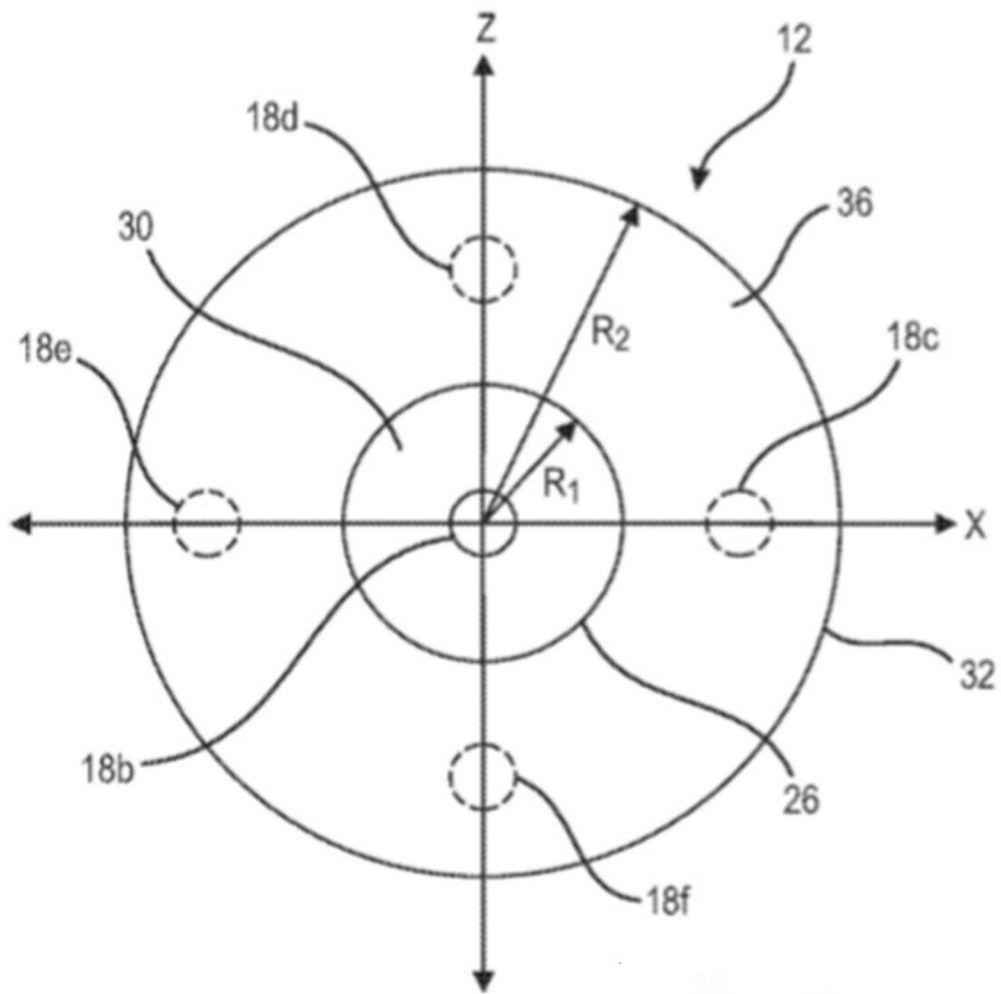


图2

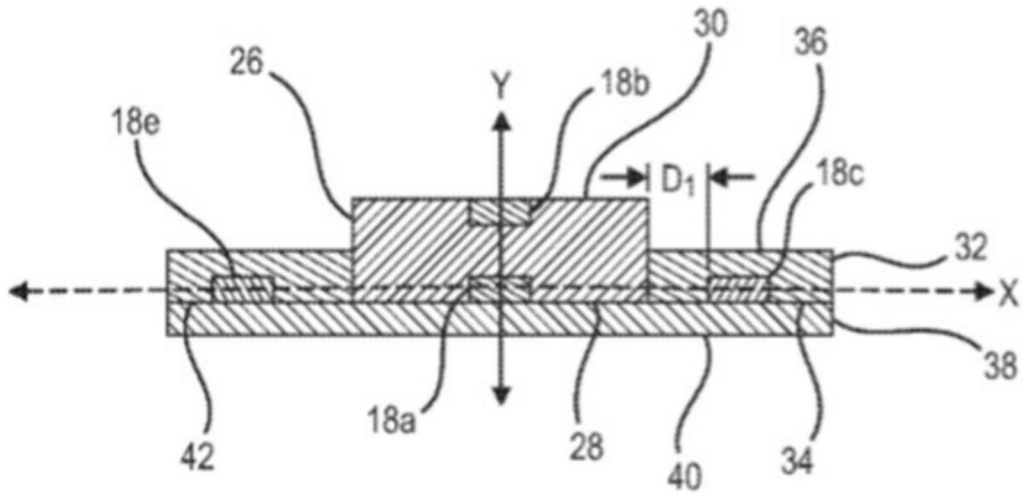
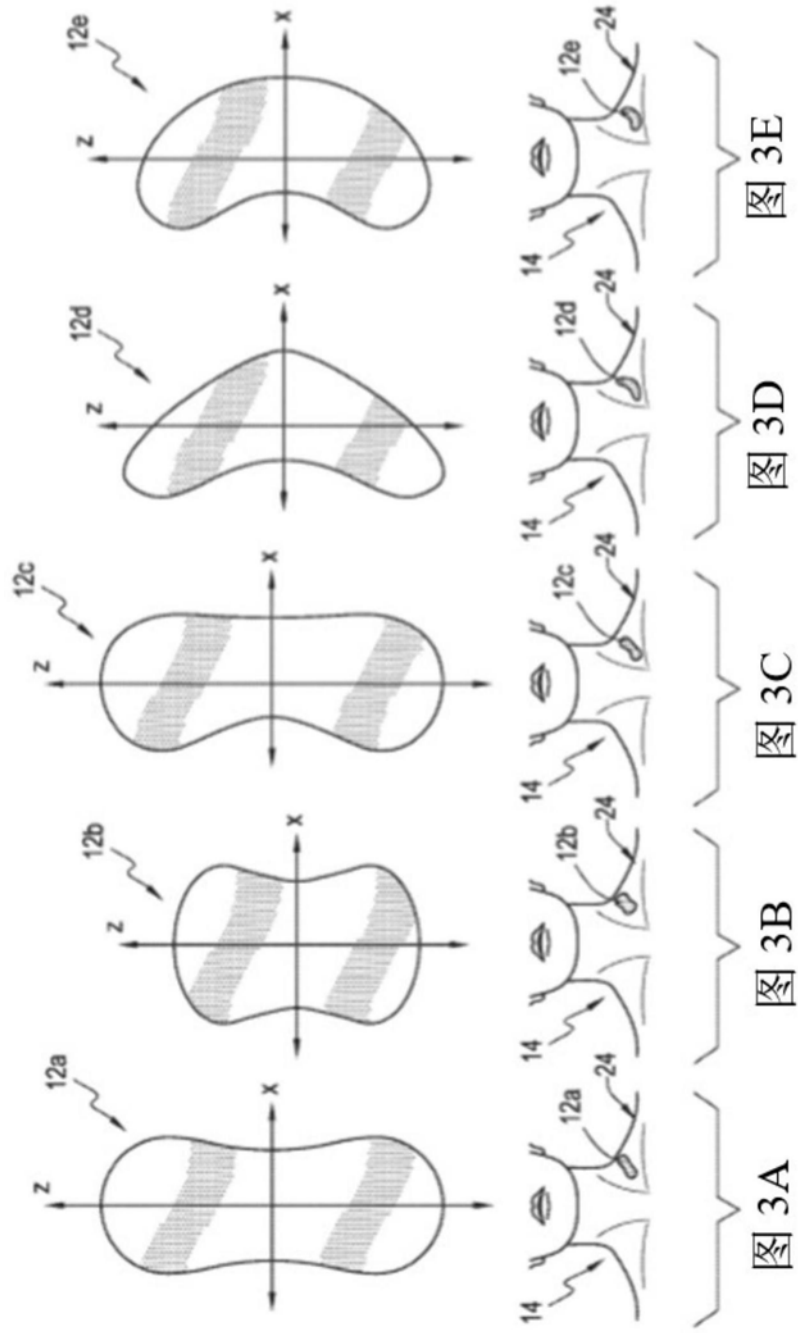


图3



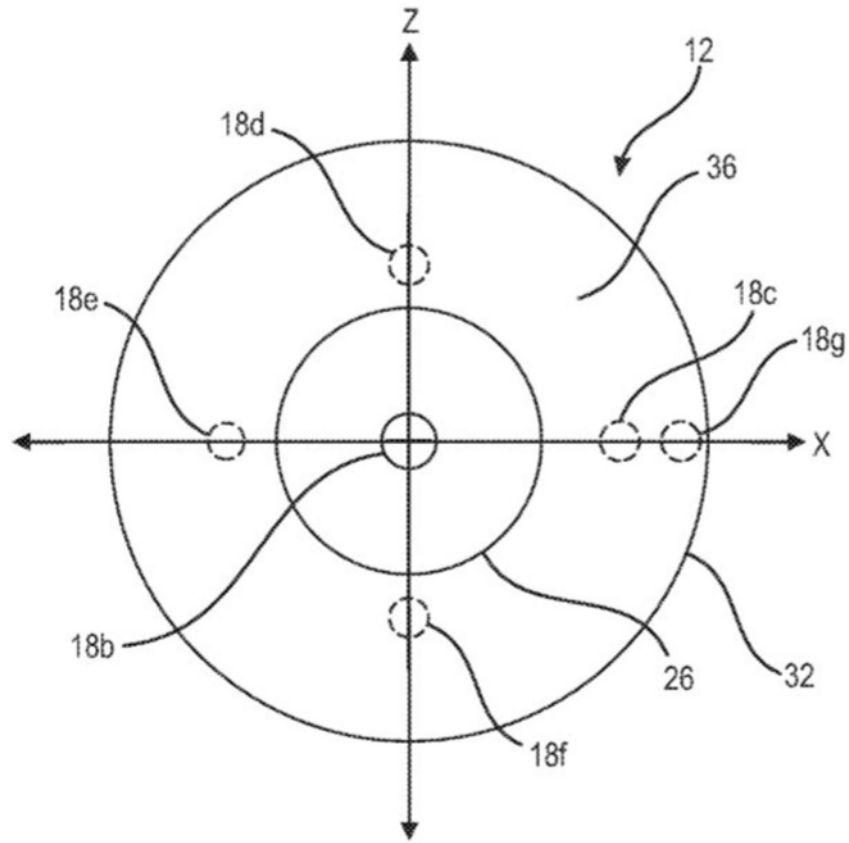


图4

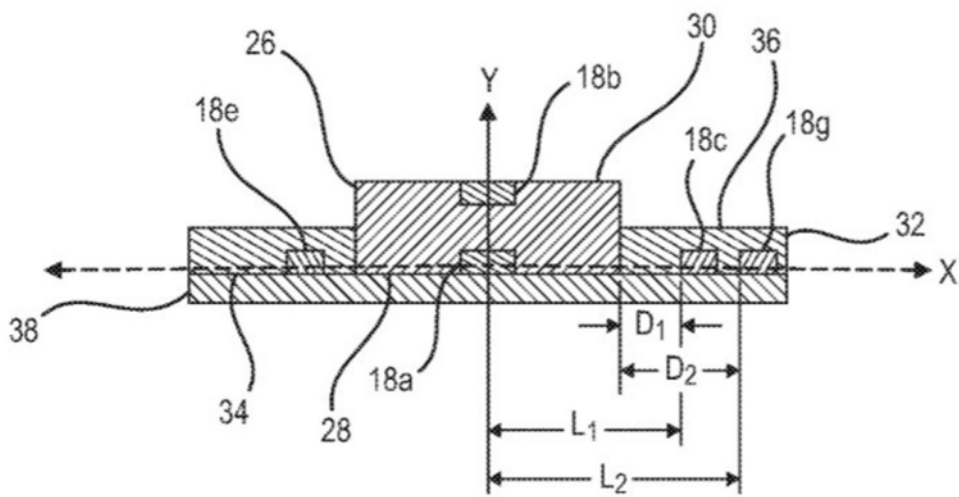


图5

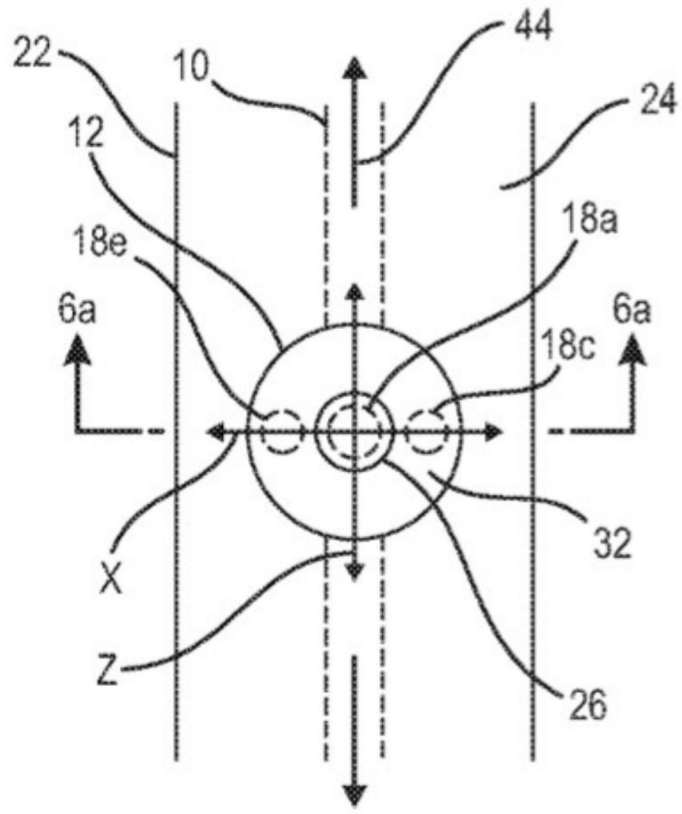


图6

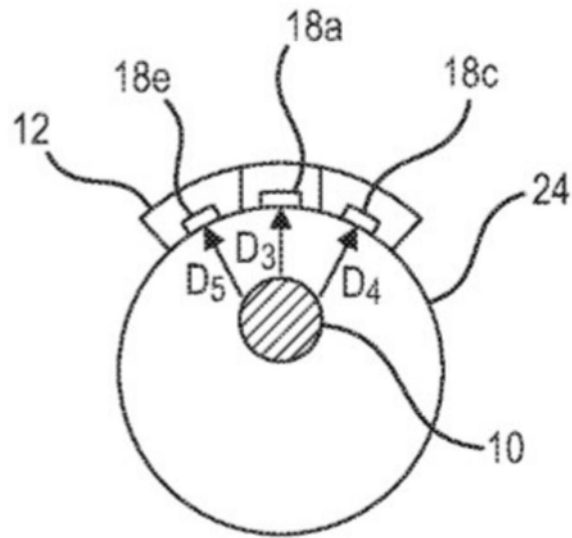


图6A

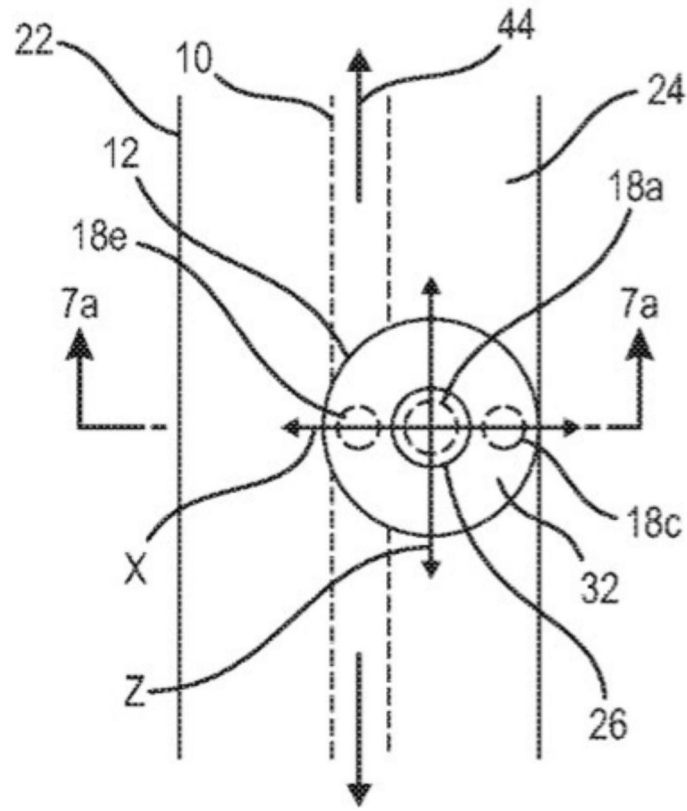


图7

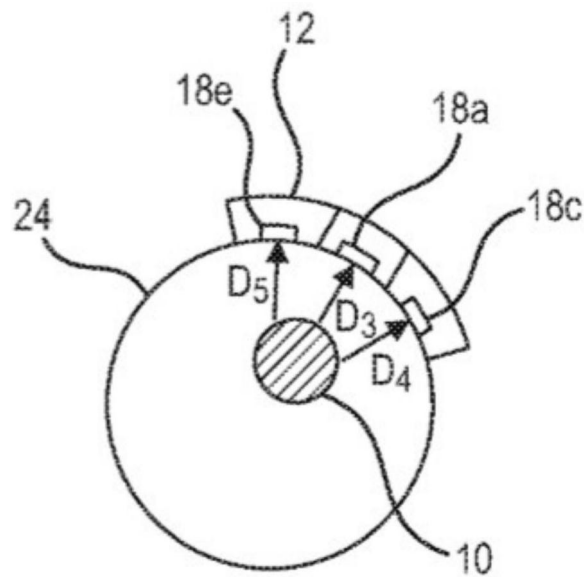


图7A

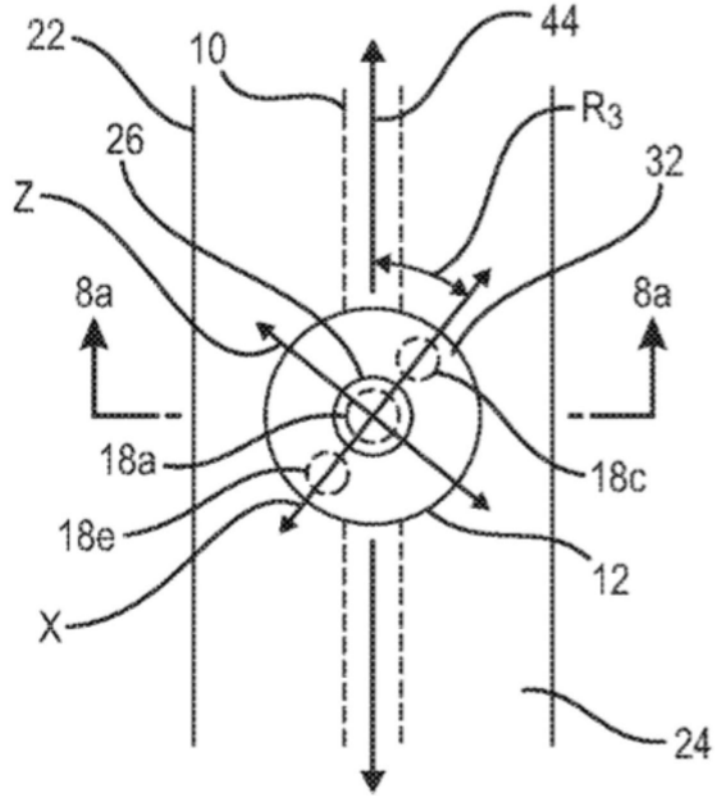


图8

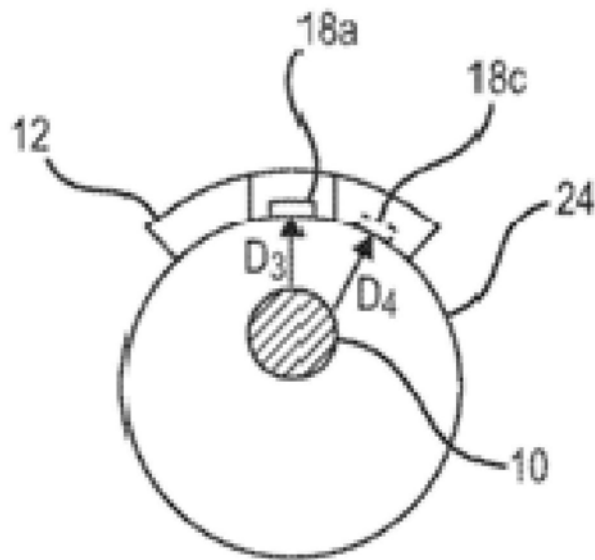


图8A

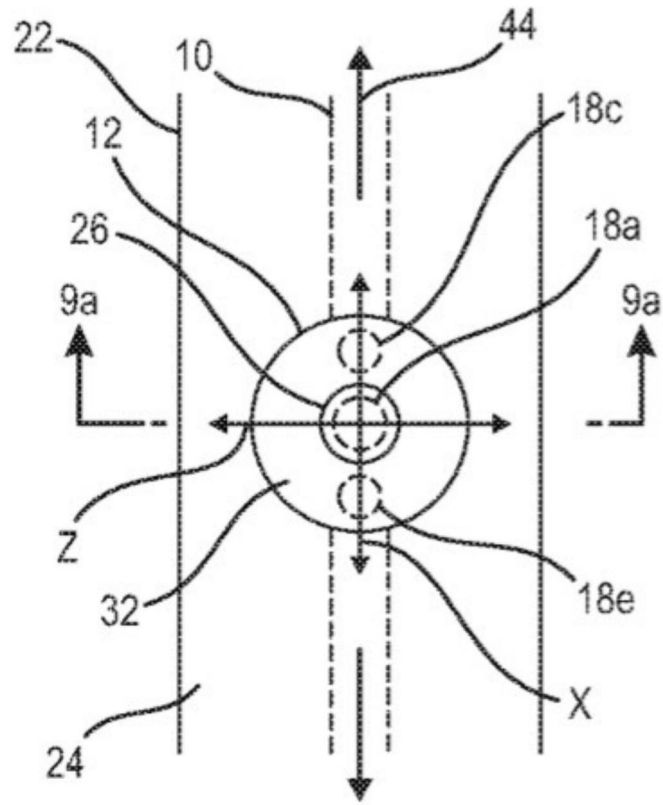


图9

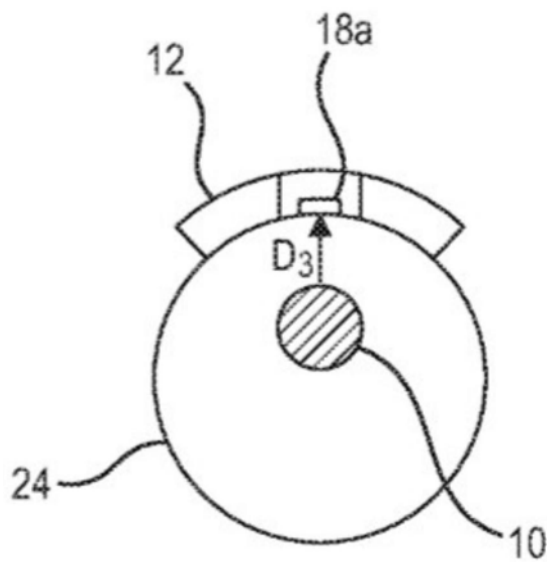


图9A

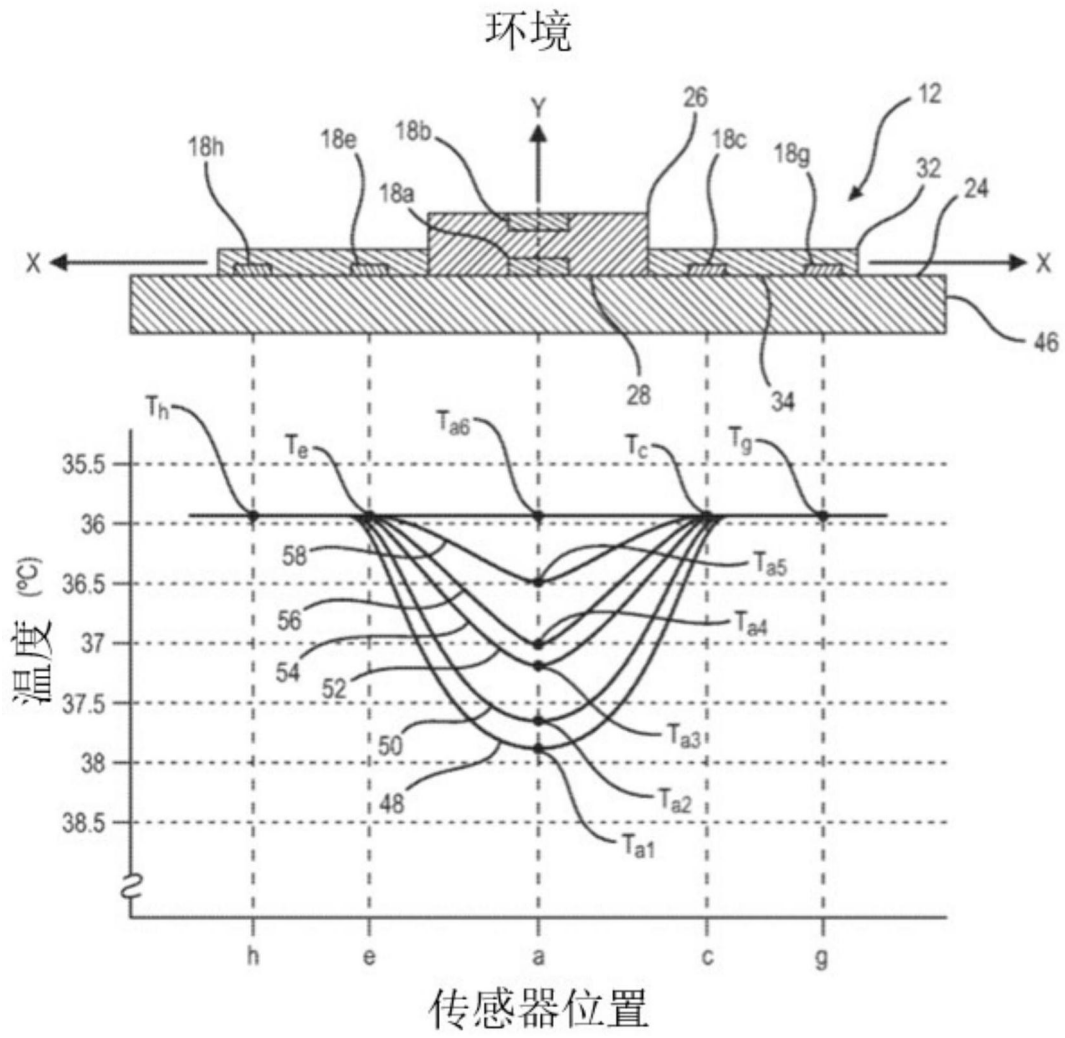


图10

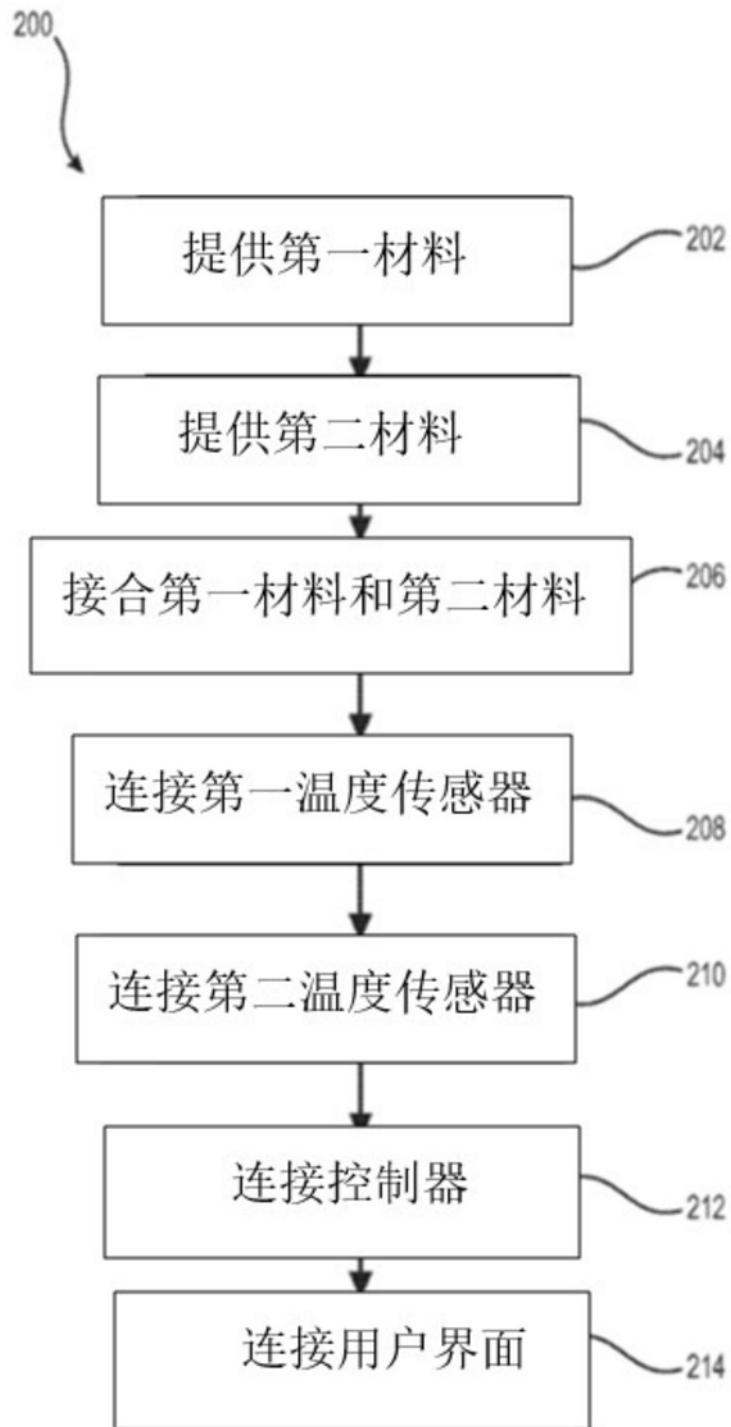


图11

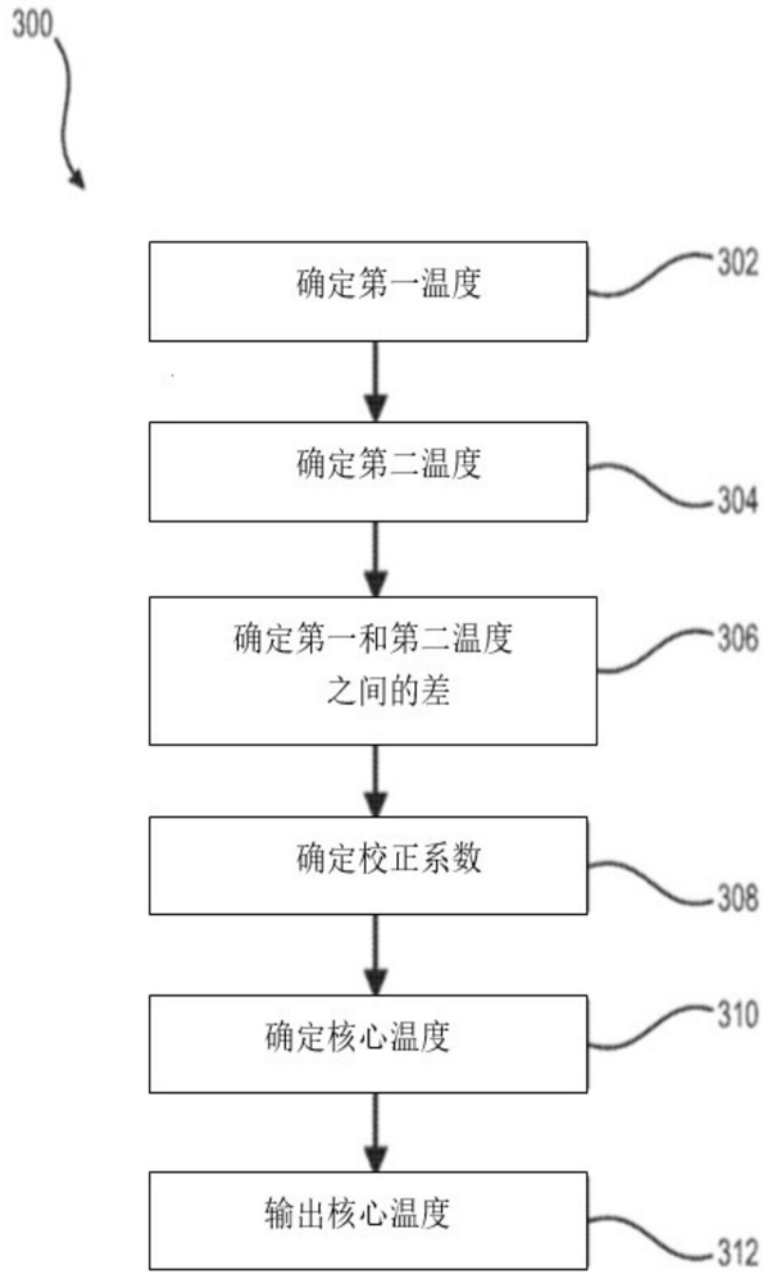


图12

专利名称(译)	用于确定温度的贴片		
公开(公告)号	CN110121291A	公开(公告)日	2019-08-13
申请号	CN201780080338.4	申请日	2017-12-30
[标]申请(专利权)人(译)	伟伦公司		
申请(专利权)人(译)	伟伦公司		
当前申请(专利权)人(译)	伟伦公司		
[标]发明人	克雷格M迈耶森 戴维E奎因		
发明人	克雷格·M·迈耶森 戴维·E·奎因 朱宗业		
IPC分类号	A61B5/01 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/015 A61B5/489 A61B5/6833 A61B2562/0271 A61B2562/0276 A61B2562/18 G01K7/427 G01K13/002 A61B2560/0412 A61B2562/046 A61B2562/12		
优先权	15/395533 2016-12-30 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

可穿戴贴片包括第一部分、第二部分、第一温度传感器和第二温度传感器，第一部分包括第一材料，第二部分包括与第一材料不同的第二材料，第一温度传感器临近贴片的第一表面设置，第二温度传感器临近贴片的附加表面设置。

