

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 03825612.6

A61B 5/01 (2006.01)

G01K 1/16 (2006.01)

G01K 7/04 (2006.01)

G01K 13/00 (2006.01)

[45] 授权公告日 2009年5月20日

[11] 授权公告号 CN 100488445C

[22] 申请日 2003.4.15 [21] 申请号 03825612.6

[30] 优先权

[32] 2002.12.12 [33] US [31] 60/432,904

[86] 国际申请 PCT/US2003/011606 2003.4.15

[87] 国际公布 WO2004/055488 英 2004.7.1

[85] 进入国家阶段日期 2005.6.13

[73] 专利权人 舍伍德服务公开股份有限公司

地址 瑞士沙夫豪森

[72] 发明人 詹姆斯·哈尔

[56] 参考文献

WO00/16046 2000.3.23

US5018872 1991.5.28

CN1287267A 2001.3.14

CN1206461A 1999.1.27

EP1260172A2 2002.11.27

审查员 翟晨阳

[74] 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限责
任公司

代理人 顾红霞 陆 弋

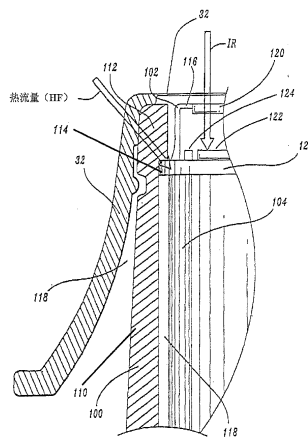
权利要求书5页 说明书11页 附图9页

[54] 发明名称

热鼓膜体温计端头

[57] 摘要

本发明提供了一种鼓膜体温计，其包括热感应探头，该热感应探头限定了纵轴和从所述鼓膜体温计的远端延伸的外表面。所述热感应探头包括延伸至其远端的传感器外壳。传感器罐与传感器外壳安装，而管嘴则安装在该传感器外壳上。所述传感器罐包括温度感应电子器件，用于通过热感应探头感应温度。所述管嘴包括与所述传感器外壳设置的基底和绕所述传感器外壳设置的圆筒形鼻部。所述管嘴配置成将热流量引导至热感应探头的远端。探头盖安装在所述鼓膜体温计的所述远端。所述探头盖具有配置成与所述管嘴的外表面接合的内表面。所述传感器罐优选地包括径向延伸并在至少一个接触点上接触管嘴的唇部，以提供热流量给所述传感器罐。



1. 一种具有近端和远端的鼓膜体温计，其包括：

热感应探头，其限定有纵轴和从所述鼓膜体温计的所述远端延伸的外表面；

所述热感应探头包括延伸到其远端的绝热的传感器外壳；

传感器罐，其安装在绝热的传感器外壳上并包括温度感应电子器件，用于通过所述热感应探头来感应温度；

导热的管嘴，其安装在绝热的传感器外壳上，所述管嘴包括与所述传感器外壳设置在一起的基底和绕所述绝热的传感器外壳设置的长的圆筒形鼻部，所述管嘴构造成将热流量导向所述热感应探头的所述远端；和

探头盖，其能够安装在所述鼓膜体温计的所述远端，所述探头盖限定有构造成与导热的管嘴的外表面相接合的内表面。

2. 根据权利要求1所述的鼓膜体温计，其特征在于，所述传感器罐包括从该传感器罐开始径向延伸的唇部，并且该唇部在至少一个接触点上接触所述导热的管嘴，以向传感器罐提供热流量。

3. 一种鼓膜体温计，其包括：

体温计主体；和

从所述体温计主体延伸出的热感应探头；

所述热感应探头包括：

伸长的热传导管嘴，其具有限定了一空腔的内表面；

伸长的绝热的传感器外壳，其设置在所述空腔内并具有将所述传感器外壳与所述内表面分开的气隙；和

传感器罐，其安装在所述绝热的传感器外壳的远端上，并且接触所述导热的管嘴的所述内表面。

4. 根据权利要求3所述的鼓膜体温计，其特征在于，所述热感应

探头还包括与所述传感器外壳和所述管嘴相接合并且使它们之间同轴对准的基底。

5. 根据权利要求4所述的鼓膜体温计，其特征在于，所述基底包括将所述感应探头固定在所述体温计主体上的装置。

6. 根据权利要求3所述的鼓膜体温计，其特征在于，所述传感器罐包括至少一个径向向外延伸的突出，所述至少一个突出在所述管嘴的所述内表面和所述传感器罐之间提供至少一个接触点，以便于热量在管嘴的内表面和传感器罐之间流动。

7. 根据权利要求6所述的鼓膜体温计，其特征在于，所述至少一个突出包括唇部。

8. 根据权利要求7所述的鼓膜体温计，其特征在于，所述唇部包括多个唇部部件。

9. 根据权利要求8所述的鼓膜体温计，其特征在于，所述多个唇部部件从所述传感器罐延伸，以形成接触所述管嘴的所述内表面的螺旋状突出。

10. 根据权利要求6所述的鼓膜体温计，其特征在于，所述至少一个突出由金属合金制成。

11. 根据权利要求6所述的鼓膜体温计，其特征在于，所述多个突出中的至少一个突出是由与所述多个突出中的至少另一个突出的材料不同的材料制成的。

12. 根据权利要求10所述的鼓膜体温计，其特征在于，所述至少一个突出由选定的具有最优热流率的材料制成。

13. 根据权利要求 6 所述的鼓膜体温计，其特征在于，所述多个突出中的至少一个突出被电预热，以减小所述热感应探头中的温度梯度。

14. 根据权利要求 3 所述的鼓膜体温计，其特征在于，所述传感器罐包括有：

在所述传感器罐里的至少一个红外透射窗口；

具有远表面的传感器基底；以及

红外传感器，其设置在所述远表面上并通过所述红外透射窗口接收红外辐射。

15. 根据权利要求 3 所述的鼓膜体温计，其还包括设置在所述热感应探头上的可丢弃的探头盖，所述探头盖包括基本上围绕远端或者所述探头盖、并与所述管嘴的远端开口对准的红外透射膜。

16. 根据权利要求 3 所述的鼓膜体温计，其特征在于，所述传感器罐包括：

包含在所述传感器罐中的罐表面和热敏电阻；

其中，当环境温度随着时间变化时，所述传感器罐表面和所述热敏电阻之间的温度差异基本上保持恒定。

17. 根据权利要求 16 所述的鼓膜体温计，其特征在于，所述恒定的温度差异是通过对周围环境和所述传感器罐表面之间的热传导路径进行优化而得到的。

18. 一种具有近端和远端的鼓膜体温计，其包括：

从体温计的远端延伸出的导热的管嘴；

传感器罐，其容纳用于检测温度的温度感应电子器件，该传感器罐包括基底，该基底热连接于所述管嘴以形成从管嘴到传感器罐的基

底的热传导路径；在其他方面，除了所述管嘴，该传感器罐与质量大于传感器罐的导热结构之间没有热连接。

19. 根据权利要求 18 所述的鼓膜体温计，其特征在于，传感器罐的基底直接紧固于管嘴。

20. 如权利要求 19 所述的鼓膜体温计，其特征在于，传感器罐的基底紧固于管嘴的唇部。

21. 如权利要求 18 所述的鼓膜体温计，其特征在于，传感器罐的基底的远端表面紧固于管嘴的唇部，且该基底的相对的远端表面不与任何结构接触。

22. 如权利要求 18 所述的鼓膜体温计，其特征在于，还包括作为热传导路径的一部分与管嘴热连接的盖，其中，来自体温计外部的热经由热传导路径从盖通过管嘴传导到传感器罐的基底。

23. 如权利要求 22 所述的鼓膜体温计，其特征在于，与管嘴热连接的所述盖完全处于管嘴的远端边缘。

24. 如权利要求 18 所述的鼓膜体温计，其特征在于，该管嘴限定了与传感器外壳的近端侧相邻的一个空气空间。

25. 如权利要求 24 所述的鼓膜体温计，其特征在于，除去管嘴以外，该体温计没有与传感器罐热接触的结构。

26. 如权利要求 18 所述的鼓膜体温计，其特征在于，管嘴和传感器罐构造和布置成形成从管嘴到传感器罐的传热路径、并防止热量被传导出传感器罐。

27. 一种具有近端和远端的鼓膜体温计，其包括：
从体温计的远端延伸出的导热的管嘴，该管嘴包括内部通道；
绝热的传感器外壳，其总体上位于管嘴的内部通道之内；以及
安装在传感器外壳的远端上的传感器罐，该传感器罐的基底热连接于所述管嘴，而不与其他任何能够将管嘴传来的热量再从传感器的基底吸走的结构相接触，从而促进从管嘴到传感器罐基底的热传导。

热鼓膜体温计端头

技术领域

本发明总的涉及生物学体温计领域，更具体的，本发明涉及一种鼓膜体温计，其包括传感器，该传感器具有随其设置的管嘴，可以提高温度测量的精度。

背景技术

如公知的，医用体温计一般用来帮助防止、诊断以及治疗人类和其它动物的疾病和身体上的小病等。医生、护士、父母、医疗服务提供者等使用体温计来测量受治疗者的体温，用于检测发烧和监测受治疗者的体温等。为了有效使用，需要受治疗者体温的精确读数，并且该读数应当来自受治疗者身体的内部或者核心温度。若干用于测量受治疗者的体温的体温计装置是公知的，诸如，例如玻璃体温计、电子体温计、耳式体温计（鼓膜体温计）。

然而，玻璃体温计在测量上是非常慢的，它通常需要几分钟来确定体温，这会使受治疗者感到不舒服，并且在得到小孩或者病人的体温时可能会非常的麻烦。而且玻璃体温计容易产生误差，它一般只能精确到一度以内。

与玻璃体温计相比，电子体温计使测量时间最少并提高了测量精度。然而，在得到精确的读数之前，电子体温计仍然需要大约三十（30）秒的时间，而且由于该装置必须插入受治疗者的嘴、直肠或者腋窝里，因此在放置上电子体温计也会使受治疗者感到不舒服。

医疗机构通常认为鼓膜体温计在得到受治疗者的体温上是有优势的。鼓膜体温计提供了迅速而又精确的核心温度的读数，并且克服了

与其它类型的体温计有关的缺点。鼓膜体温计通过感应来自外耳道内的鼓膜（耳膜）的红外辐射来测量温度。鼓膜的温度精确地体现了身体的核心温度。而且以这种方式测量体温只需要几秒钟。

公知的鼓膜体温计一般包括探头，其包括诸如热电堆、热电式热传感器等的热传感器。在使用期间，所述热传感器通常位于耳膜的外面，并利用辐射热的波导管将热能从耳膜传递到传感器。例如，参见美国专利 6,179,785、6,186,959 和 5,820,264。这些类型的热传感器对耳膜辐射的热能是特别灵敏的。

在操作中，准备好鼓膜体温计以便使用并将探头盖安装在从体温计远端部分延伸的感应探头上。探头盖是清洁的，以提供卫生屏障，并且在使用后可丢弃。操作人员或者其他的医疗服务提供者将探头具有探头盖的一部分插入受治疗者的外耳道内，以感应来自鼓膜的红外辐射。从鼓膜发出的红外光经过探头盖的窗口，并通过波导管引导至感应探头。所述窗口一般是所述探头盖的透明部分，并具有远红外范围内的波长。探头盖应当能使探头容易而又舒适地插入耳道。

操作人员按下按钮或者类似的装置，以使体温计进行温度测量。微电子器件处理由所述热传感器提供的电信号，以在几秒钟或者更短的时间内实施温度测量并确定耳膜的温度。将探头从耳道里取下，取下探头盖并将它扔掉。

许多鼓膜体温计通过用热电堆传感器来测量从诸如鼓膜的物体发出的辐射。热电堆传感器内部的膜吸收了传入的辐射，使得膜的温度升高。热电偶的热接点是非常小的，它们被放置在所述膜上，而冷接点被连接在热电堆传感器的传感器主体上。热电偶输出的电压变化与热电偶的热接点和冷接点之间的温度变化成比例。该电压变化与从黑体发出的辐射的斯蒂芬-波尔兹曼定律有关（用公式表示为 $V_{out}=K(eT_{obj}^4-T_{sens}^4)$ ）。

由公知的鼓膜体温计得到的温度读数经常会出现误差，因为传感器主体的温度会由于环境温度情况的变化而改变。这些变化的环境温度情况包括影响热电堆传感器温度的其它因素。例如，当在室温下将鼓膜体温计放置在人耳内时，热会传递到热电堆传感器和鼓膜体温计的其它部分。热电堆传感器包括感应光学器件和传感器罐，使得感应光学器件和传感器罐的温度非常迅速地上升，从而将辐射发回至热电堆传感器内部的膜。由于传感器的温度是在热电堆传感器的近端测量的，因此 T_{sens} 不能反映热电堆传感器的实际温度，从而在温度测量中引入了误差。

将某些公知的鼓膜体温计从室温设置转换到人耳内一个不同的温度设置是一个变化的周围环境。在这些类型的变化的周围环境中，来自热分析和实验室试验的数据已显示出，使用与这些鼓膜体温计的传感器设置的公知的管嘴配置，热电堆传感器的温度变化范围会高达 1.5-2.5 摄氏度。不利的是，这种装置会得到不精确的温度读数，从而在治疗和诊断病人上造成缺点。

因此，想要的是，用一种鼓膜体温计来克服现有技术的缺陷和缺点，该鼓膜体温计包括传感器，该传感器具有随其设置的管嘴，可以提高温度测量的精度。还要考虑鼓膜体温计及其构成部件可以容易并且有效地制造和装配。

发明内容

因此，提供了一种鼓膜体温计，其包括传感器，该传感器具有随其设置的管嘴，可以提高温度测量的精度，从而克服了现有技术的缺陷和缺点。该鼓膜体温计能够容易并且有效地制造和装配。本发明解决了现有技术所经历的有关缺陷和缺点。

本发明涉及管嘴设计，该设计使得在现有技术中由于变化的周围

环境温度而经历的温度读数误差和不精确度最小。从而，根据本发明的原理，提供了一种鼓膜体温计，其具有将热流量引导至传感器近端的管嘴配置。由于周围环境的变化，将热传导热引导至传感器的近端使得感应温度随着传感器外壳温度的上升而迅速上升 (T_{sens})。有利的是，该配置使传感器罐相关的温度变化 (ΔT) 和相关误差最小。

本发明的管嘴设计使得在所有周围变化的环境下的温度读数误差都最小，并促进了应用中的更稳定的设计。公开的管嘴配置提供了一种几何结构，由此温度变化 (ΔT) 减小至 0.2-0.4 摄氏度，这使误差显著减小。

本发明提供了一种鼓膜体温计，其包括热感应探头，该探头限定了纵轴和从鼓膜体温计的远端延伸的外表面。所述热感应探头包括延伸至其远端的传感器外壳。传感器罐与传感器外壳安装，而管嘴安装在传感器外壳上。所述传感器罐包括温度感应电子器件，以通过热感应探头感应温度。所述管嘴包括与传感器外壳设置的基底和绕传感器外壳设置的伸长的圆筒形鼻部。管嘴配置成将热流量引导至热感应探头的远端。探头盖安装在鼓膜体温计的远端。所述探头盖具有配置成与管嘴的外表面接合的内表面。传感器罐优选地包括径向延伸的唇部并唇部在至少一个接触点上接触管嘴，以提供热流量给传感器罐。

在另一实施例中，鼓膜体温计包括体温计主体和从体温计主体延伸的热感应探头。所述热感应探头包括伸长的热导管嘴，其具有内表面，该内表面限定了一个空腔和设置在空腔内的伸长的绝热的传感器外壳。气隙将所述传感器外壳与内表面分开。传感器罐被安装在所述传感器外壳的远端并与所述管嘴的内表面接触。

热感应探头优选地包括基底，其与传感器外壳和管嘴接合，以使它们之间同轴对准。优选的，基底还包括将感应探头固定在体温计主体上的结构，诸如夹子、套筒、超声波焊接装置或者诸如螺丝钉、铆

钉或者类似的紧固件的装置。

传感器罐优选地包括至少一个径向向外延伸的突出，以在管嘴的内表面和传感器罐之间设置接触点，从而便于热从传感器罐流到管嘴。在另一个实施例中，所述突出能够电预热，以减小在热感应探头中的温度梯度。

所述传感器罐优选地结合了红外透射窗口、具有远表面的基底和设置在该远表面上的红外传感器。红外传感器配置成接收通过红外透射窗口的红外辐射。在又一个实施例中，红外传感器包括热敏电阻。本发明允许在传感器罐表面和热敏电阻之间的温度产生差异，以便在环境温度随时间变化时使温度差异保持基本恒定。通过优化周围环境和传感器罐表面之间的热传导路径来提供恒定的温度差异。

优选地将可丢弃型探头盖设置在热感应探头上，其中探头盖包括基本上围绕探头盖远端并且与管嘴的远端开口对准的红外透射膜。

通过在外部和传感器罐之间设置热传导路径，并将温度感应电子器件结合在鼓膜体温计的热感应探头里，本发明提供了一种减小鼓膜体温计的温度误差的方法。所述热传导路径可以包括接触传感器罐的伸长的热导管嘴。所述传感器罐可以预热至预定温度，以便减小热感应探头的温度梯度。

附图说明

相信本发明的目的和特征是新颖的，它们将在所附权利要求中进行详细地阐述。参照以下说明并结合附图，可以最好地理解本发明的构造和操作系统以及本发明更多的目的和优点，其中：

图 1 是根据本发明的原理的安装有固定器的鼓膜体温计的透视图；

图 2 是图 1 所示的鼓膜体温计的透视图；

图 3 是安装在图 2 所示的鼓膜体温计上的探头盖的透视图；

图 4 是图 2 所示的鼓膜体温计的远端的各部件分开的分解透视图；

图 4A 是安装在图 2 所示的鼓膜体温计的远端上的探头盖的局部剖视图；

图 5 是图 2 所示的鼓膜体温计的远端的放大的透视剖视图；

图 6 是根据本发明的鼓膜体温计的一个实施例在施加热后的 1.072 秒时测得的温度梯度图；

图 7 是图 6 所示的鼓膜体温计的实施例在施加热后的 3.945 秒时测得的温度梯度图；

图 8 是图 6 所示的鼓膜体温计的实施例在施加热后的 7.229 秒时测得的温度梯度图；

图 9 是图 6 所示的鼓膜体温计的实施例在施加热后的 10 秒时测得的温度梯度图；

图 10 是鼓膜体温计的实施例在图 6-9 所示时刻的传感器温度位置的时间-温度图；

图 11 是图 6 所示的鼓膜体温计的实施例在施加热后的 1.072 秒时测得的热流量的温度梯度图；和

图 12 是图 6 所示的鼓膜体温计的实施例在施加热后的 10 秒时测得的热流量的温度梯度图。

具体实施方式

公开的鼓膜体温计的示例实施例和使用方法将根据测量体温的医用体温计论述，更特别地将根据鼓膜体温计论述，该鼓膜体温计包括传感器，该传感器具有随其设置的管嘴，可以提高温度测量的精度。可以设想的是，本发明找到了用于预防、诊断和治疗受治疗者的疾病、身体上的小病等的应用。还可以想到的是，涉及公开的鼓膜体温计的原理包括：通过弹出设备将用过的探头盖适当地取下和指示操作人员新的、未用过的探头是否安装到了鼓膜体温计上。

在以下的论述中，术语“近”指的是结构靠近操作人员的部分，

而术语“远”指的是远离操作人员的部分。如这里所用的，术语“受治疗者”指的是具有测量的体温的人类病人或者其它动物。根据本发明，术语“操作人员”指的是利用鼓膜体温计来测量受治疗者的体温的医生、护士、父母或者其他的医疗服务提供者，并可以包括支持人员。

现在将参照在附图中示出的本发明的示例实施例详细地说明。转到附图，其中在所有的视图中相同的组件都以相同的附图标记表示，转到图 1、图 2 以及所附的公开内容、图表、曲线图和图形，它们都示出了根据本发明的原理的鼓膜体温计 20。

鼓膜体温计 20 包括圆筒形热感应探头 22。所述热感应探头 22 从鼓膜体温计 20 的远端 24 延伸并限定了纵轴 x。该热感应探头 22 可以具有各种几何截面配置，诸如，例如矩形、椭圆形等。探头盖 32 安装在远端 24 上。所述探头盖 32 可以成形为例如截头圆锥体的形状，或者以锥形方式成形，以便于更容易地插入受治疗者的耳内，并能更容易固定和从所述热感应探头 22 上取下。热感应探头 22 配置成探测受治疗者的鼓膜发出的红外能。

正如本领域的技术人员公知的，考虑鼓膜体温计 20 包括必要的电子器件和/或处理组件，以便通过鼓膜进行温度测量。还设想了鼓膜体温计 20 可以包括波导管，以便于感应鼓膜的热能。考虑到使用，鼓膜体温计 20 以可释放的方式安装在固定器 40 中，以便于储存。鼓膜体温计 20 和固定器 40 可以由适于温度测量及有关使用的半刚性、刚性塑料和/或金属材料制成。本发明设想固定器 40 可以包括必要的电子器件，以便给鼓膜体温计 20 提供能源，所述电子器件包括例如具有可充电能力的电池等。

参照图 3，探头盖 32 具有基本上由膜 56 围绕的远端 54。所述膜 56 对红外辐射基本上是透明的，并且被配置成便于由热感应探头 22 感

应红外辐射。有利的是，该膜 56 对耳垢、水气和细菌是不可渗透的，以防止传播疾病。

可丢弃的探头盖的组成部分由适于通过鼓膜与鼓膜体温计测量设备测量体温的材料制成。按照操作人员的特别温度测量的应用和偏爱，这些材料包括例如塑料材料，诸如，例如聚丙烯、聚乙烯等。所述探头盖具有窗口部分或者膜，其可以由对红外辐射基本上透明而对水气、耳垢、细菌等不可渗透的材料制成。所述膜具有在 0.0005 到 0.001 英寸范围内的厚度，但是也考虑了其它范围内的厚度。所述膜可以是半刚性或者柔性的，并且能够以单一的形式与探头盖的余下部分形成，或者通过例如热焊等整体连接。然而，本领域的技术人员将认识到，根据本发明，其它适于装配和制造的材料和制造方法也是适合的。

参照图 4、图 4A 和图 5，热感应探头 22 包括管嘴 100、固定在温度感应电子器件上的传感器罐 102、传感器外壳 104 和基底 106。作为非限定性的实例，所述管嘴 100 可以由金属或者其它有助于快速交换或者传递热量的材料制成。类似的，作为非限定性的实例，所述传感器外壳 104 优选地由具有比所述管嘴 100 更少的热量传递（即：更绝热）的材料制成，例如，塑料或者其它类似的物质。图 4A 公开了安装在传感器外壳 104 上的探头盖 32 和设置在传感器外壳和探头盖之间的气隙 118 的局部剖视图。如图所示，管嘴 100、传感器外壳 104 和传感器罐 102 以固定关系装配起来。这种固定关系可以通过粘合、摩擦、压力装配等方式建立。气隙 118 被设置在管嘴 100 和传感器外壳 104 之间。传感器罐 102 还包括传感器基底 126、红外传感器 122、红外过滤器或者窗口 120 以及热敏电阻 124。

将热感应探头 22 的所述组成部件装配起来，并将管嘴 100 安装在它们上面，以便引导热流量通过在热感应探头 22 的远端 108 处远端放置的传感器窗口。管嘴 100 包括基底 110 和伸长的鼻部 112，它们有助于将热流量传递到远端 108。

在操作中，来自例如受治疗者的耳朵的热量从探头盖 32 被传递到管嘴 100。这里考虑了管嘴 100 可以与唇部 114 物理接触，或者靠近传感器罐 102 的唇部 114。这种接触使得热量能够从管嘴 100 传递到传感器罐 102 的唇部 114。如图 6-9 和图 11-12 所示，从唇部 114 传递到传感器罐 102 的热量存在于任何位置上，或者存在于单个接触点（图 6-9 和图 11-12 公开了这种沿唇部 114 的上部的接触点），或者存在于沿例如唇部 114 整个部分的多个接触点。

这里设想了传感器罐 102 可以具有多个唇部、肋或者其它类似的结构，例如棘爪、结点（nub）等，它们有助于热量从管嘴 100 传递到传感器罐 102 并最终传递到传感器罐端部 116。唇部部件 114 也可以以各种几何配置形成，例如，螺旋状、断开的线条状（dashed）等。例如，为了减小从唇部 114 到端部 116 的温度梯度（以及减小从内部的热敏电阻 124（图 4A）和传感器罐 102 的顶部的温度梯度），传感器罐 102 具有多个由金属合金或者其它材料制成的唇部部件。这些唇部部件可以由不同的材料制成，也可以与传感器罐 102 的主体部分地接触，或者这些唇部部件另外适于减小从唇部区域 114 到传感器罐端部 116 的温度梯度。

这里还设想了通过唇部 114 或者除唇部 114 之外的传感器罐 102 可以电气地或者通过其它方式预热至特定的预设温度。唇部部件 114 有助于热量从管嘴 100 传递，以使得从唇部 114 到传感器罐端部 116 的热量梯度减小。这种传感器罐 102 的感应端部的温度梯度的减小提供了更快、更精确的结果。

如上所述，与其它现有技术的设计成绝热感应端的温度感应端相反，本发明所述的鼓膜体温计通过热量从唇部 114（它接收来自管嘴 100 的热量）传递的方式来加热传感器端部（传感器罐 102），以减小端部 116 的温度梯度。

如上面所述的以及图 4、图 4A 和图 5 所示的，传感器罐 102 位于沿传感器外壳 104 和管嘴 100 的远端。这种关系使传感器在温度读数期间被包括在受治疗者的耳内或者基本上靠近受治疗者的耳朵。现有技术公开了这种传感器到耳朵关系的传感器；然而，这些现有技术的关系包括传感器独特的差异加热问题。如下面所论述的以及图 6-图 12 所示的，现有技术的差异加热问题已被克服。

作为非限定性的实例并参照图 6-12，一个鼓膜体温计 20 的实施例包括在探头盖 32 的外表面上施加 40°C 温度负载时开始处于 20°C 温度的热感应探头 22。这类似于将热感应探头 22 在室温下取走并将其设置在发烧的人类受治疗者的耳内。如图所示，辐射效应施加在了传感器外壳 104 的顶面和管嘴 100 上。本发明对具有感应触点的铝制管嘴设计进行了 10 秒的短暂分析。

图 6-12 显示了来自人耳的模拟温度读数的温度图表。这些数据是通过在受治疗者的耳朵上进行的实际实验测试确定的。图 6 显示了 1.072 秒后传感器罐 102 的感应区域的温度分布的温度图表。焦点区域包括放置吸收芯片和热敏电阻 124（图 4A）的表面、传感器罐的内顶部以及传感器罐的内侧。图 7 显示了 3.945 秒后感应区域的温度分布的温度图表。图 8 显示了 7.229 秒后感应区域的温度分布的温度图表。图 9 显示了 10 秒后感应区域的温度分布的温度图表。图 10 显示了绘制的 10 秒内温度分布的曲线图。从在传感器罐 102 的顶部、内侧的热敏电阻 124（图 4A）处进行的节点（nodal）分析结果来看，10 秒内的（ ΔT ）基本上是恒定的（也就是说，（ ΔT ）实质上遵循热敏电阻 124（图 4A））。因此，温度精度的误差不会像现有技术的体温计那样随着时间而增加。基本上可以在沿图 10 绘制的曲线图的任意时间得到温度读数。图 11 显示了 1.072 秒后热流量的温度梯度的温度图表。图 12 显示了 10 秒后热流量的温度梯度的温度图表。

可以理解的是，可以对在此公开的实施例进行各种改变。因此，上述说明不应被视为限定，它只不过是各种实施例的范例。本领域的技术人员可以在所附权利要求的范围和要旨内设想到其它的改变。

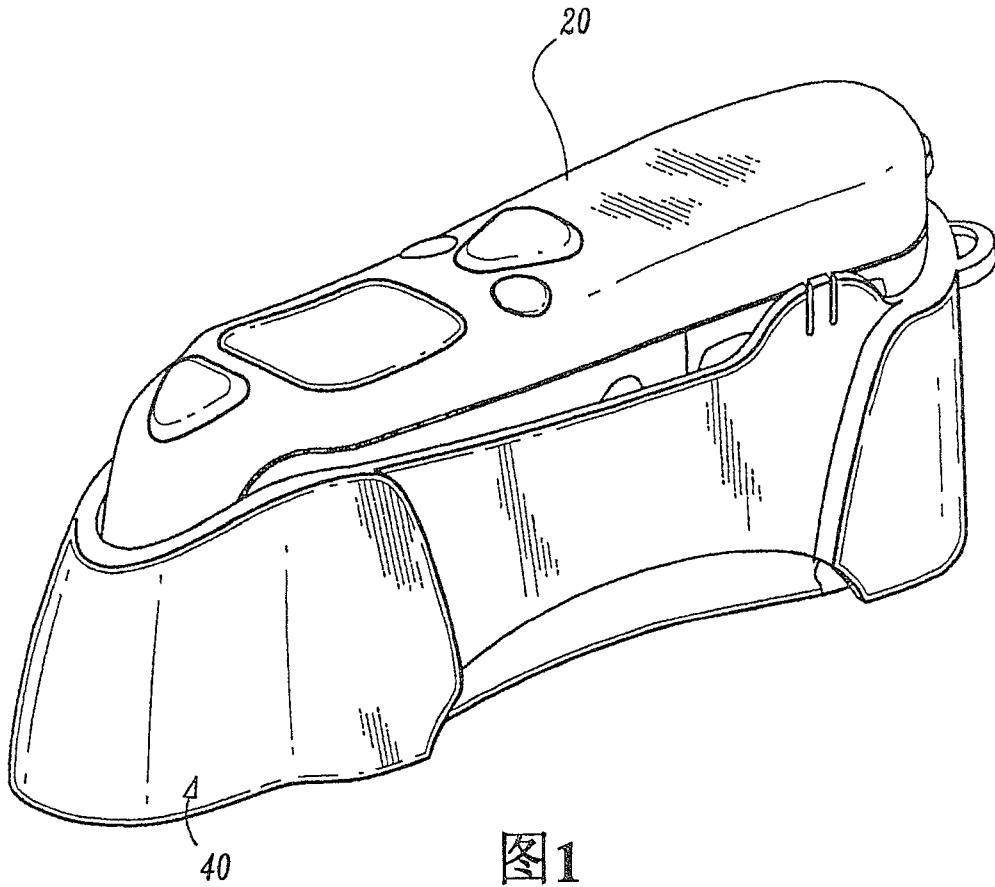


图1

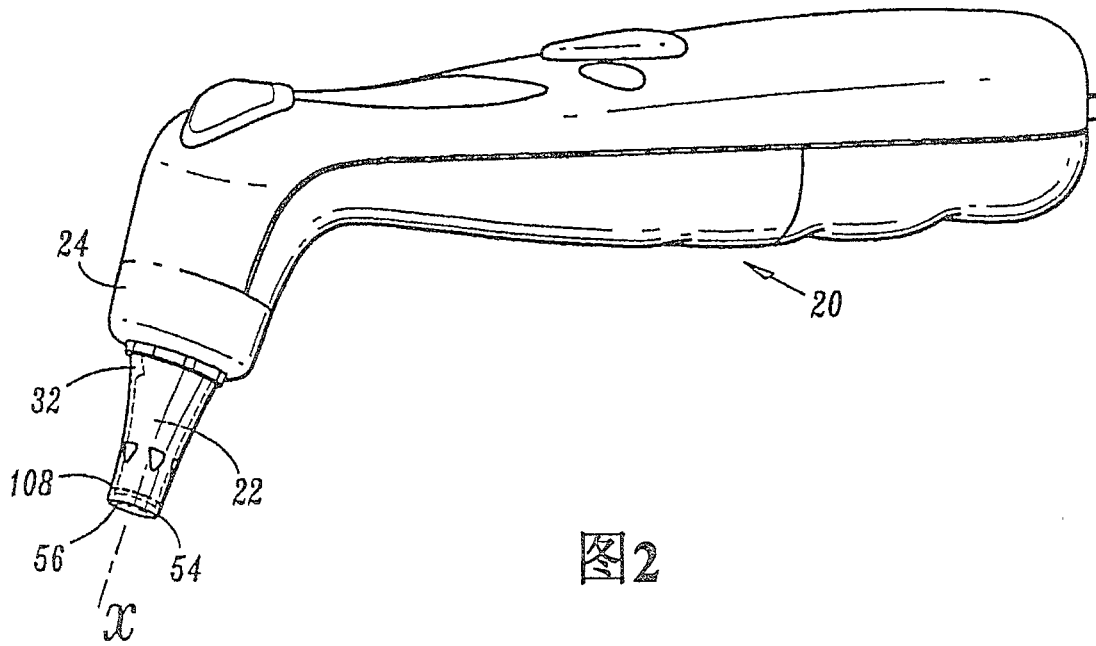


图2

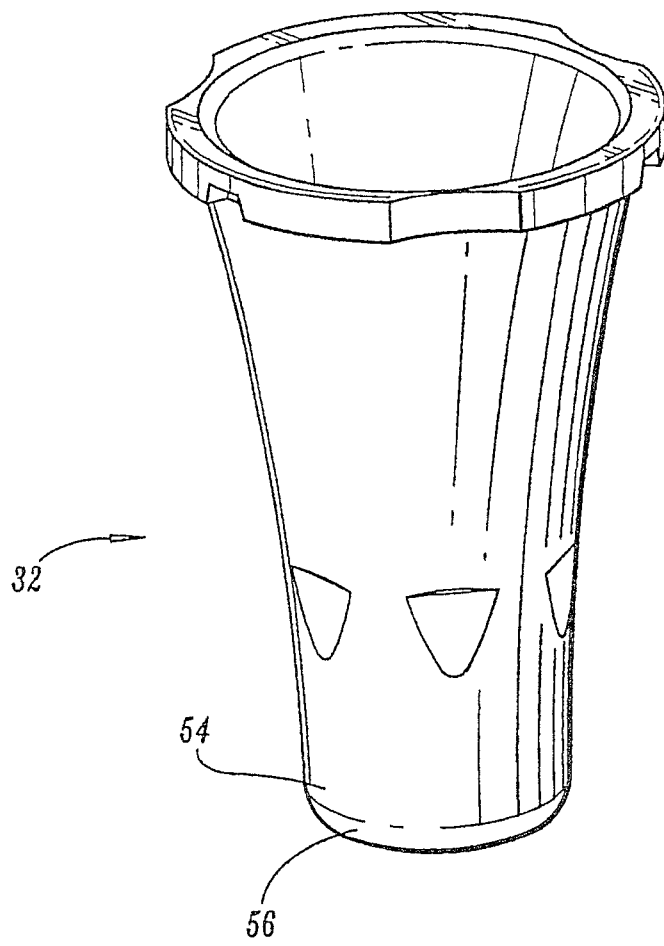


图3

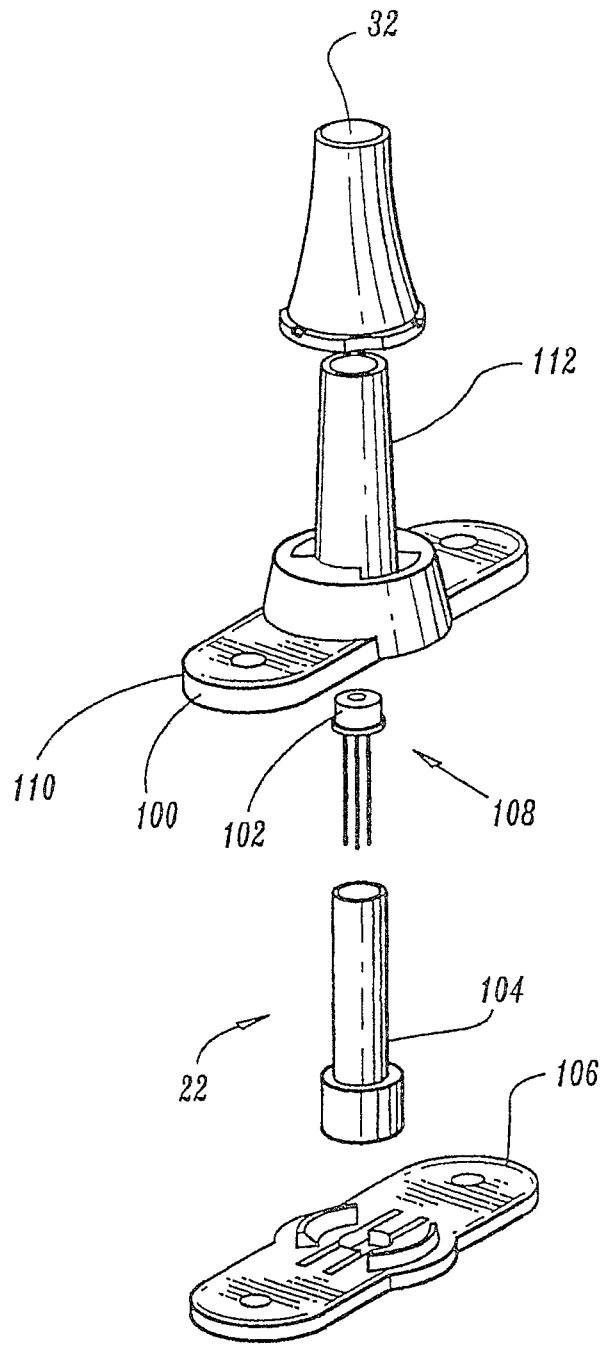


图4

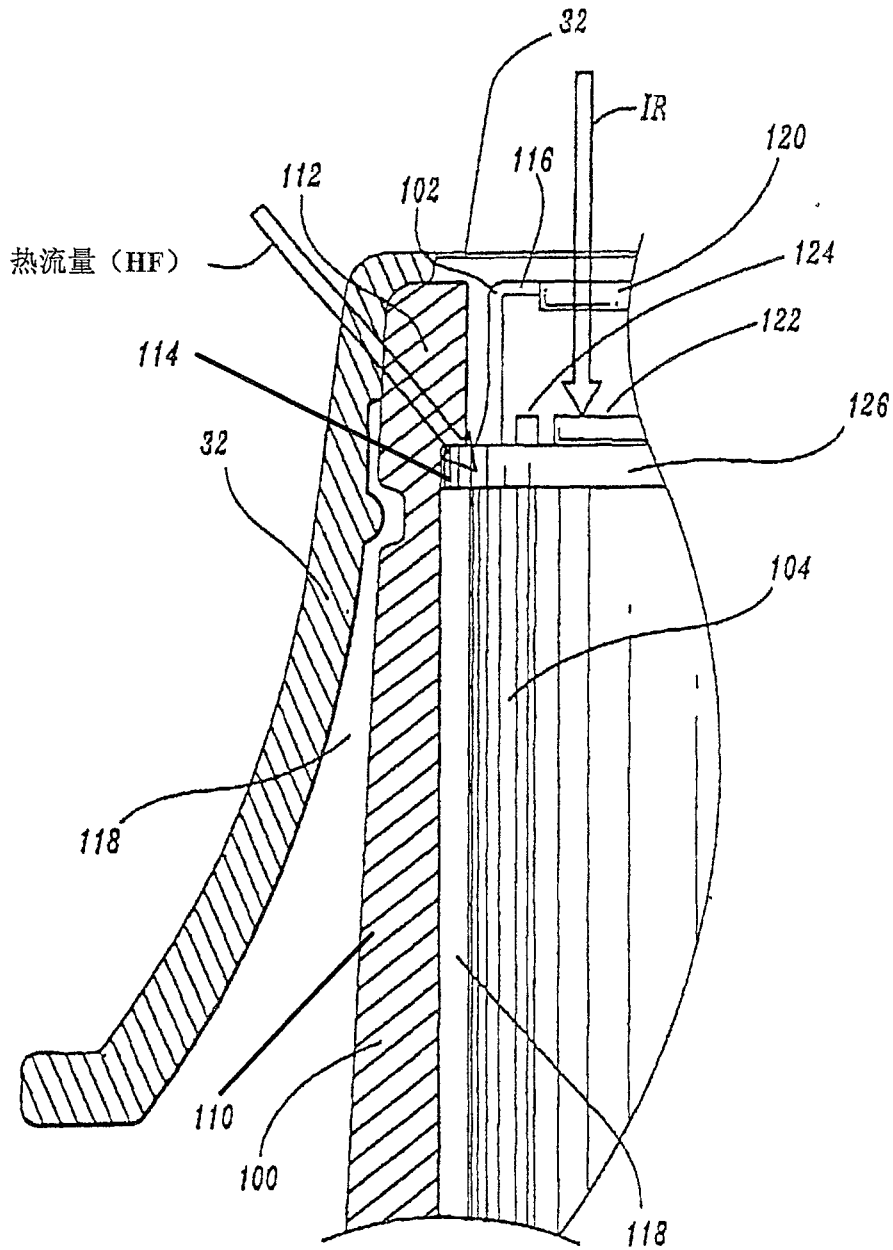


图4a

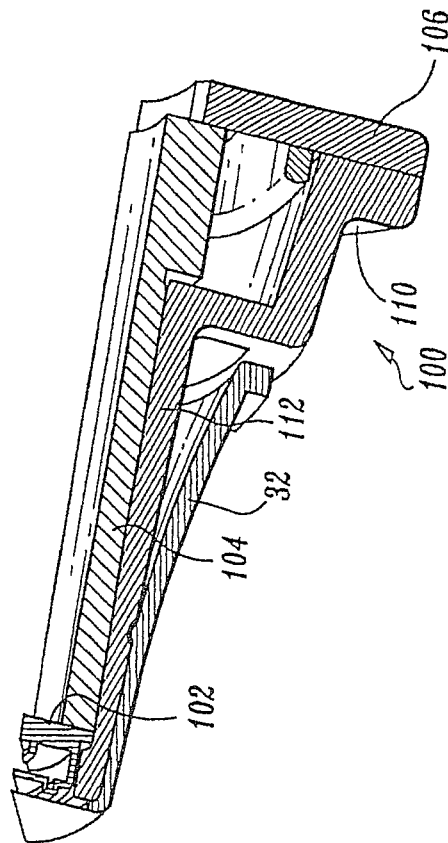


图5

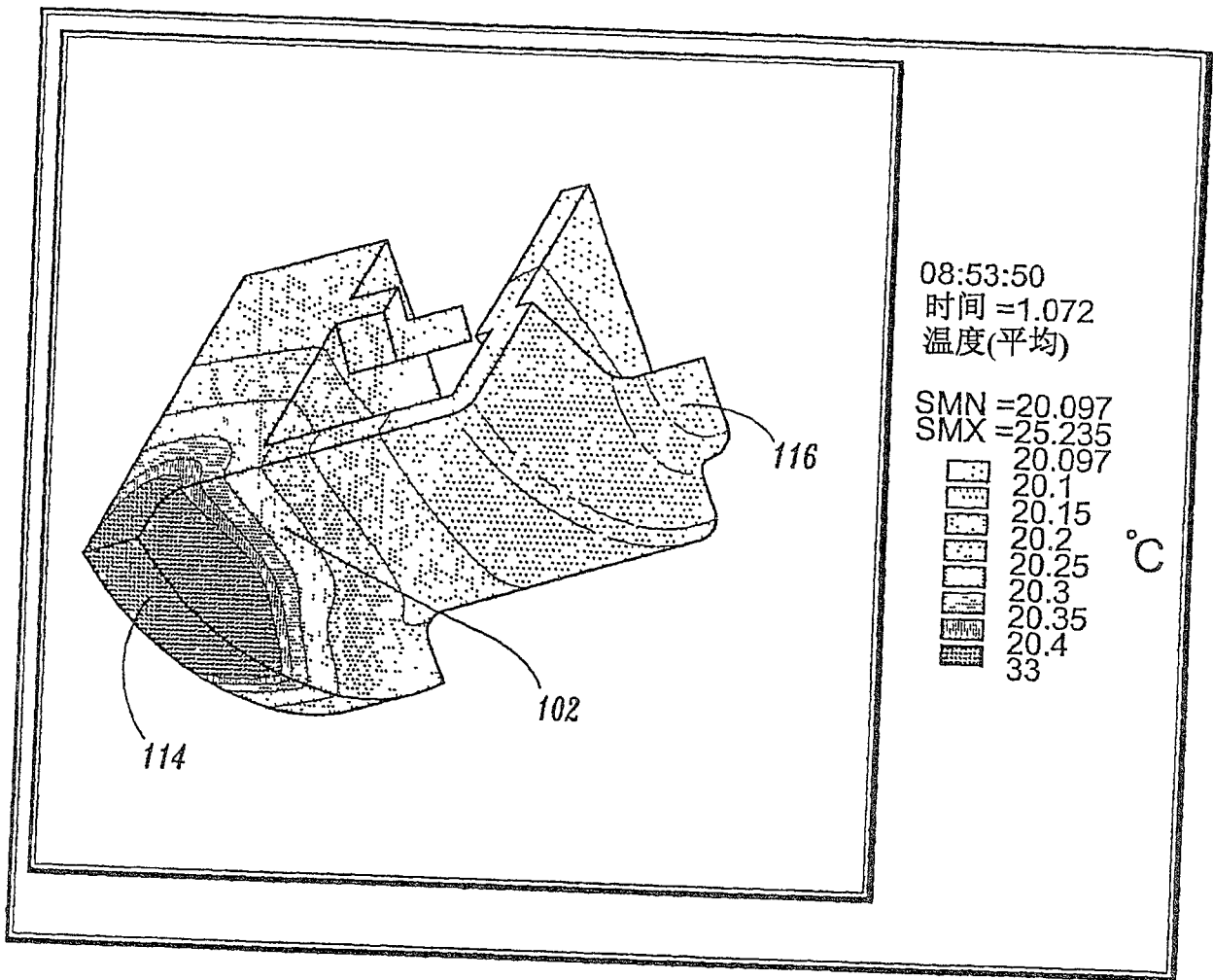


图6

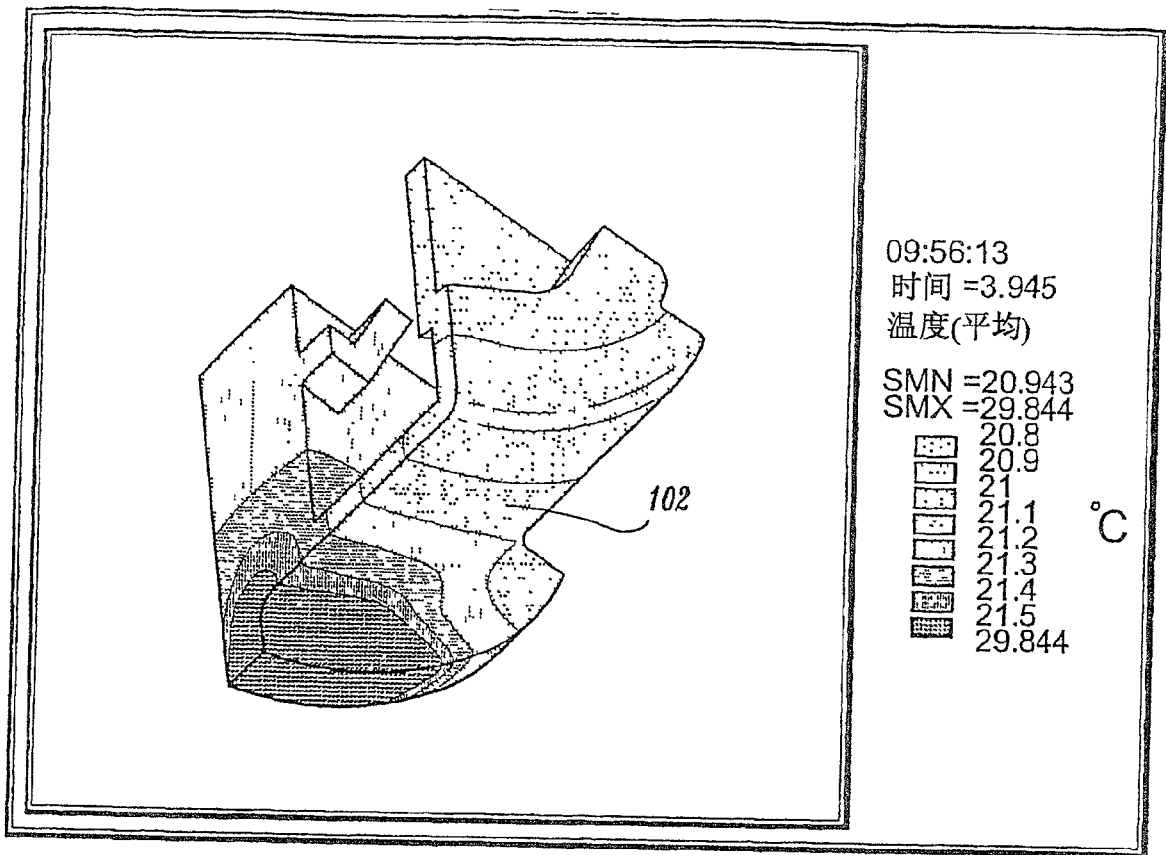


图7

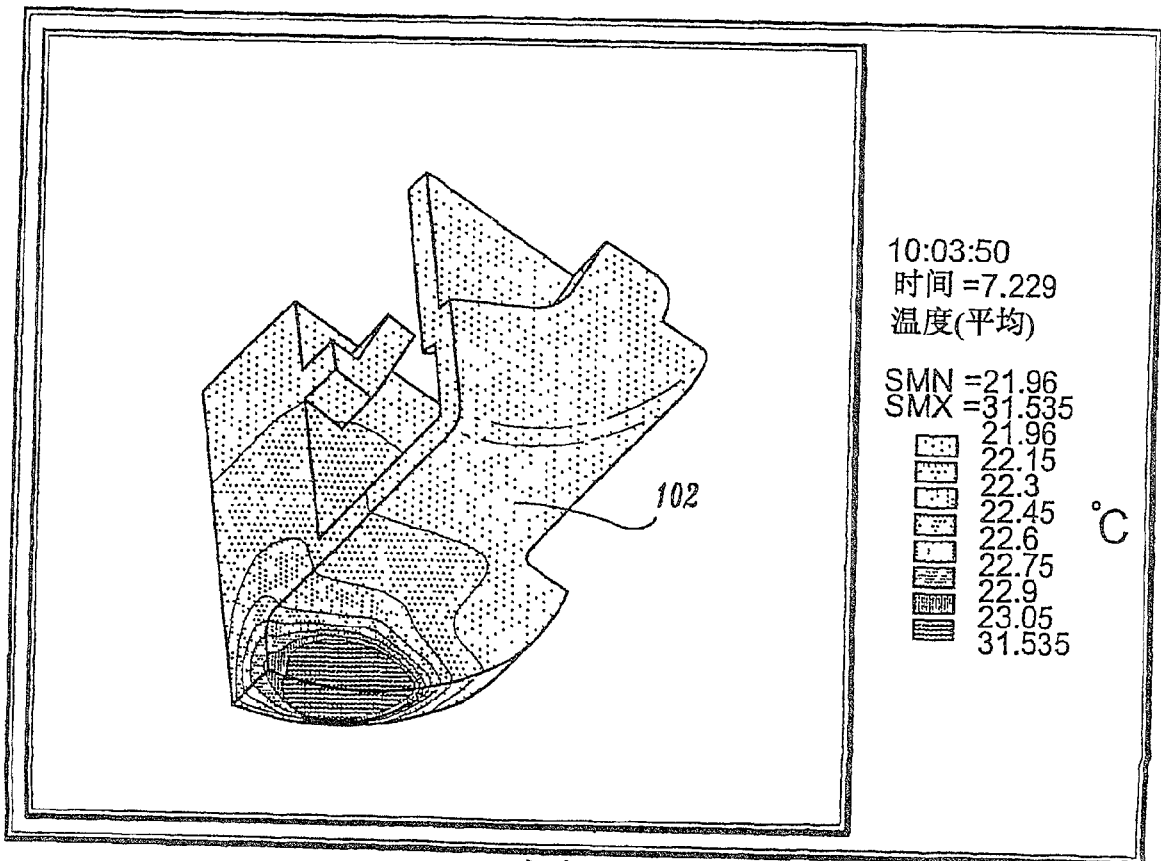


图8

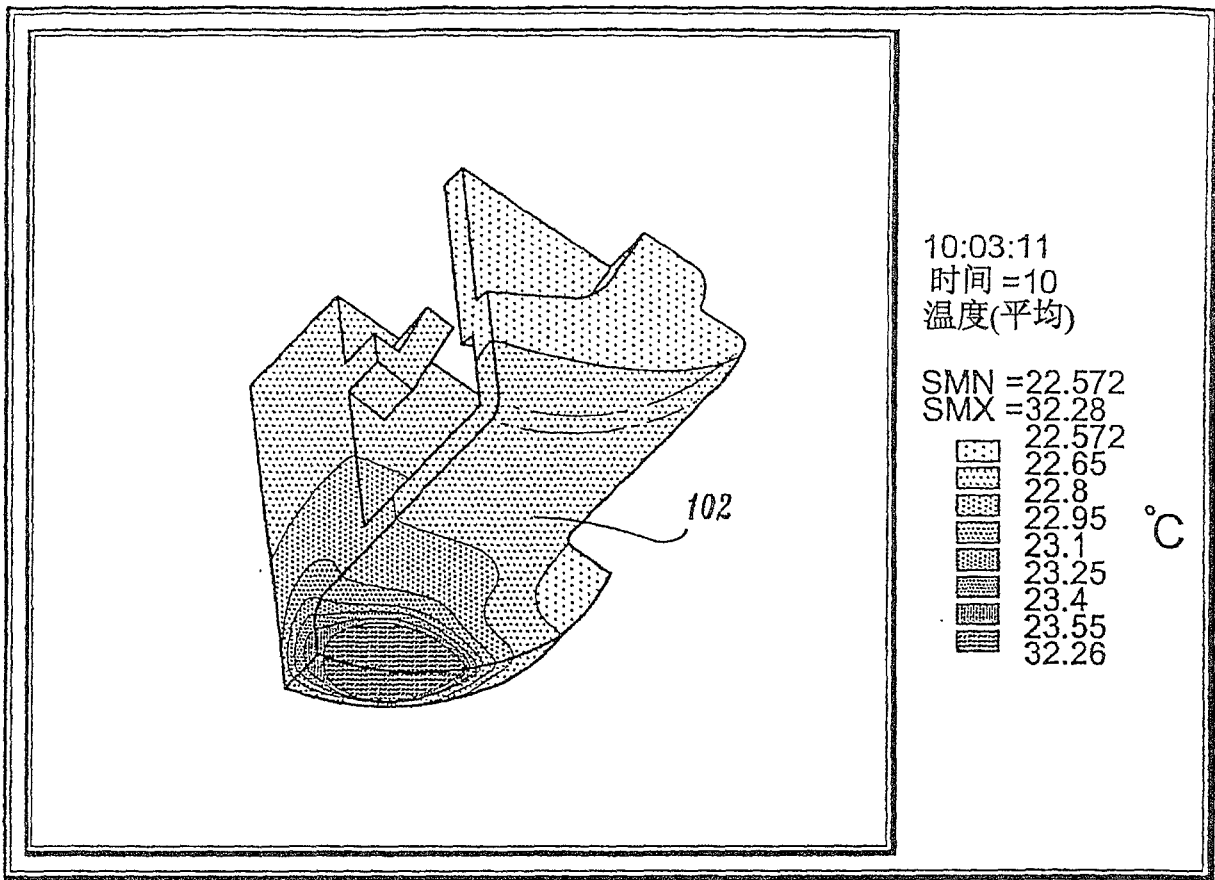


图9

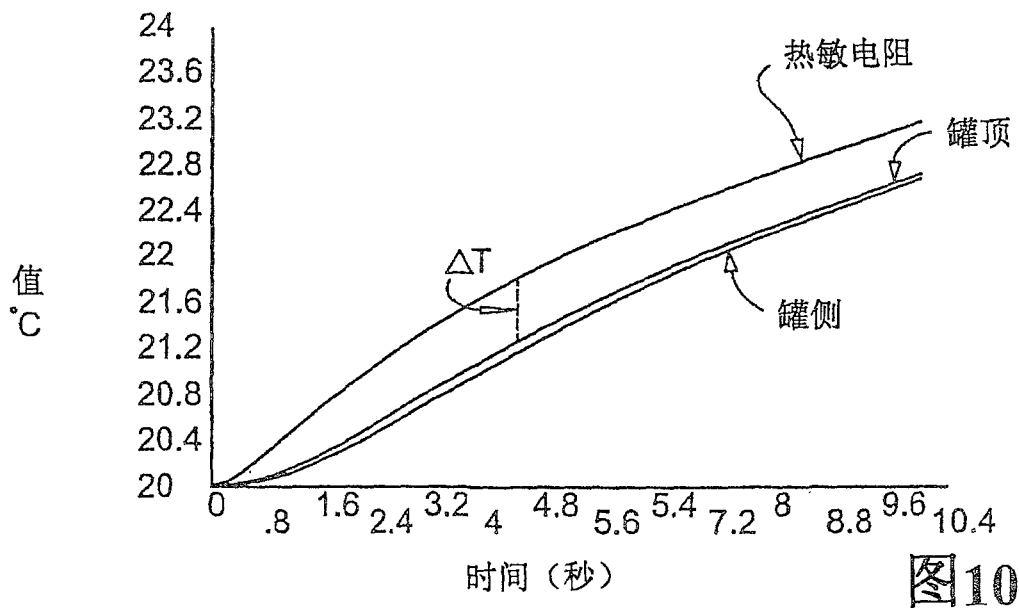


图10

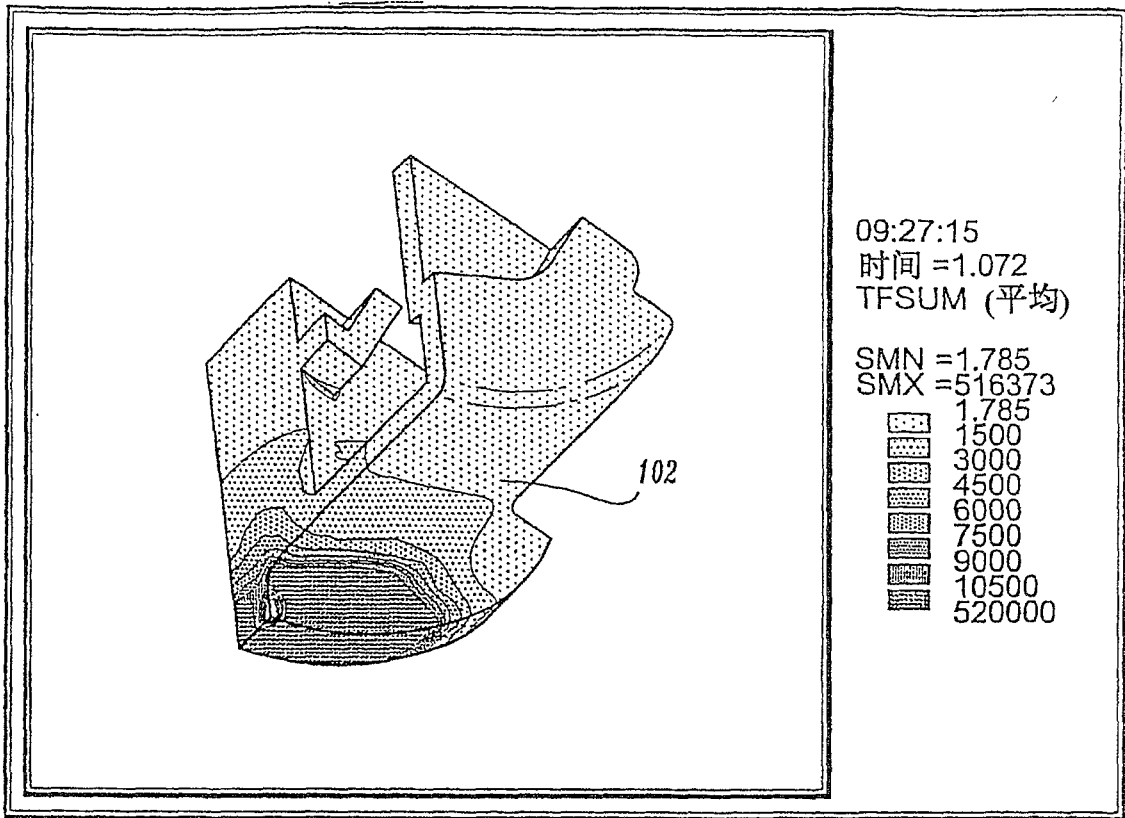


图11

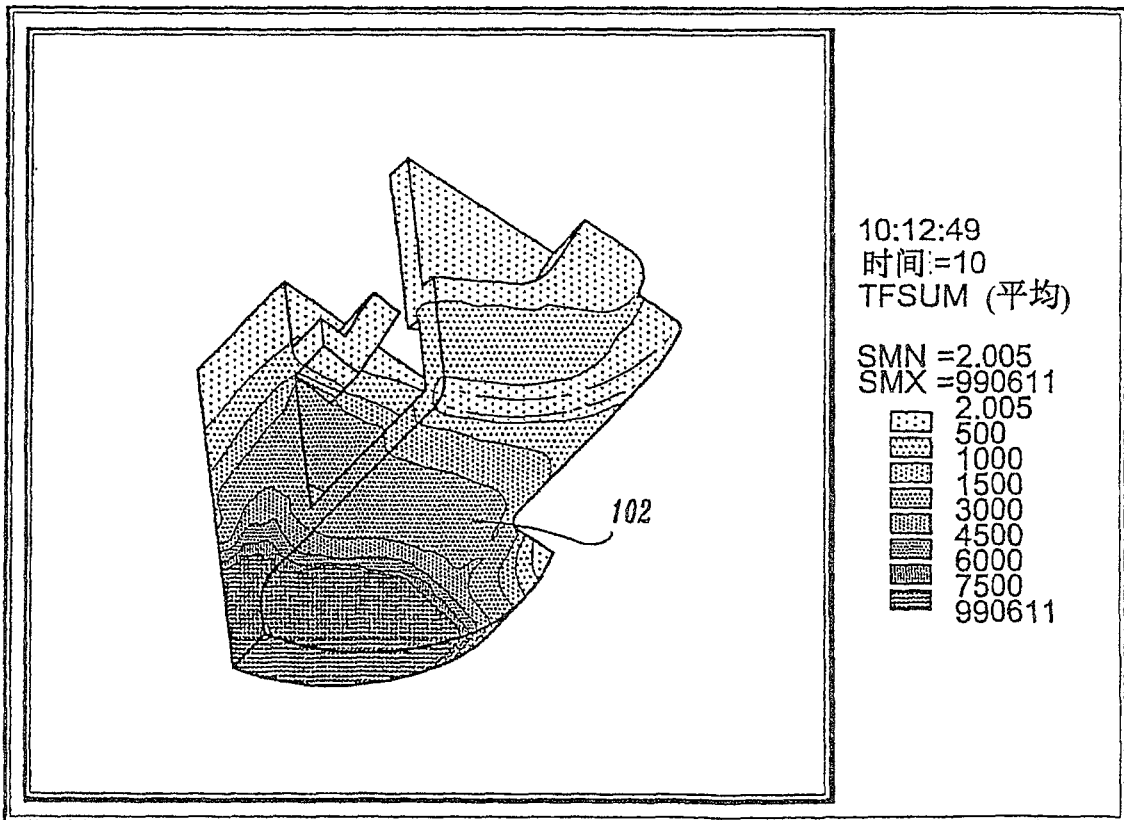


图12