



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101031233 B

(45) 授权公告日 2010.09.29

(21) 申请号 200580026601.9

(22) 申请日 2005.02.16

(30) 优先权数据

10/870,654 2004.06.18 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2007.02.05

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2005/004884 2005.02.16

(87) PCT申请的公布数据

W02006/009585 EN 2006.01.26

(73) 专利权人 阿德望斯监控器公司

地址 美国加利福尼亚

(72) 发明人 雅各布·弗拉德恩

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 刘兴鹏 邵伟

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006.01)

(56) 对比文件

US 6059452 A, 2000.05.09, 说明书第6栏第58-66行, 第7栏第11-15, 25-67行, 第9栏第4-10行, 第9栏第34行至第10栏第13行、附图1-3, 11-12.

US 2002/0114375 A1, 2002.08.22, 全文.

CN 1380536 A, 2002.11.20, 全文.

US 5215100 A, 1993.06.01, 全文.

US 6292685 B1, 2001.09.18, 全文.

US 5050612, 1991.09.24, 说明书第3栏第18-28行, 第5栏的51行至第7栏第38行, 第15栏第47行至第16栏第5行、附图3, 8.

审查员 沈显华

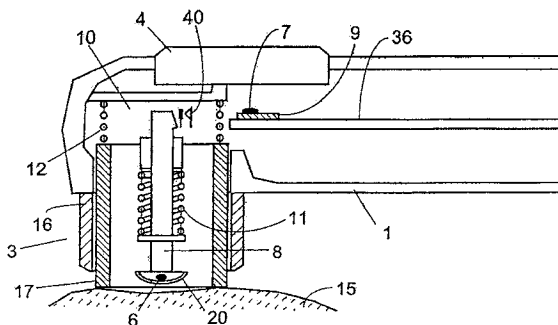
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 4 页

(54) 发明名称

医用身体深部温度计

(57) 摘要

一种温度传感装置,其基于恒温动物或人(22)的皮肤(23)温度的至少一次测量,准确地测定恒温动物或人的深部温度。该装置包括外壳(1),以及连接到外壳(1)的第一接触型温度传感元件(6,20)。第一接触型温度传感元件(6,20)包括第一温度传感器(6),当第一接触型温度传感元件与皮肤接触时,该传感器用于测量皮肤(23)的温度。第一温度传感器(6)产生代表测量的皮肤温度的至少一第一信号。电路利用该第一信号测定恒温动物或人(22)的深部温度。电子通信装置,例如显示器(4)连接到该电路,用于将深部温度告知用户。



CN 101031233 B

1. 一种温度传感装置,其用于基于恒温动物或人的皮肤温度的至少一次测量,测定所述恒温动物或人的深部温度,该装置包括:

外壳;

第一接触型温度传感元件,其用于接触皮肤并包括第一温度传感器,当第一接触型温度传感元件与所述皮肤接触时,该第一温度传感器用于测量所述皮肤的温度,并产生至少一第一信号;

连接到所述外壳并载持所述第一接触型温度传感元件的可移动元件,所述可移动元件设置为移入至少第一和第二位置,所述第一位置是所述第一接触型温度传感元件不接触所述皮肤的位置,而所述第二位置是所述第一接触型温度传感元件用来接触所述皮肤的位置;

连接到外壳并防护所述第一接触型温度传感元件的防护罩,在所述防护罩压靠皮肤使所述第一接触型温度传感元件与皮肤热接触时,所述防护罩相对于所述第一接触型温度传感元件收缩,以露出所述第一接触型温度传感元件;

电路,其与所述第一接触型温度传感元件电连接,并用于利用所述第一信号测定所述恒温动物或人的所述深部温度;以及

电子通信装置,其连接到所述电路并用于将深部温度告知用户。

2. 根据权利要求1所述的装置,进一步包括邻近所述第一温度传感器配置的绝热器。

3. 根据权利要求2所述的装置,进一步包括:

连接到外壳的第二温度传感器,所述绝热器通常配置于所述第一和第二温度传感器之间,以便使所述第一和第二温度传感器彼此热隔绝,并且所述第二温度传感器进一步配置成,在用所述第一温度传感器测量所述皮肤期间,所述第二温度传感器与所述皮肤热隔绝,所述第二温度传感器用于检测由至少一第二信号表示的参考温度,并且其中所述电路用所述第一和第二信号精确地确定所述深部温度。

4. 根据权利要求1所述的装置,其中所述可移动元件进一步包括由绝热材料形成的杆。

5. 根据权利要求4所述的装置,其中所述杆被弹性加载,使第一接触型温度传感元件正常地偏向第二位置。

6. 根据权利要求1所述的装置,进一步包括:

热连接到所述第一温度传感器的加热器,其中在该第一温度传感器被放置于所述第二位置时,该加热器产生热量。

7. 一种用于测定恒温动物或人的深部温度的温度传感装置,其包括:

外壳;

由一可移动元件承载连接到所述外壳的温度传感器,所述可移动元件设置为将所述温度传感器从第一位置移入第二位置,所述第一位置是所述温度传感器不接触恒温动物或人的皮肤的位置,而所述第二位置是所述温度传感器接触所述皮肤的位置;

连接到外壳并防护所述温度传感器的防护罩,在所述防护罩压靠皮肤使所述温度传感器与皮肤热接触时,所述防护罩相对于所述温度传感器收缩,以露出所述温度传感器;

连接到所述温度传感器的电源;

电连接到所述温度传感器和所述电源的电路,其用于利用取自所述温度传感器的至少

一个读数,测定所述深部温度;

连接到所述电路的电子通信装置,其用于将所述深部温度告知用户;以及

与电源连接的操作检测器,其用于检测所述用户对所述温度传感装置的操作,并响应地开启所述电源对所述电路的电力供应。

8. 根据权利要求 7 所述的装置,其中所述操作检测器进一步包括运动传感器和电容性接触式传感器中的至少一种。

9. 根据权利要求 7 所述的装置,其中所述操作检测器进一步包括机械连接到所述温度传感器的开关。

## 医用身体深部温度计

[0001] 本申请是提交于 2004 年 6 月 18 日现待决的美国申请 10/870,654 的部分继续申请,并且要求提交于 2003 年 8 月 19 日现已放弃的临时专利申请 60/495,952 的优先权。这些在先相关申请均在此全文引入作为参考。

### 发明领域

[0002] 本发明涉及医用温度计。更具体地,本发明涉及测定深部体温的温度计。

[0003] 发明背景

[0004] 体温被普遍接受作为人和其它恒温动物身体状况的重要指标。多年来,测量体温最普通的方法是将接触型温度计插入患者口腔或直肠内,依靠热传导记录准确的温度。一个这样的温度计是玻璃装水银温度计。由于水银溢出以及玻璃破裂的可能性,这些温度计潜在地是危险的。可选择的接触型温度计是电“笔”温度计。这些常规的温度计直至它们在患者口腔、直肠或其它部位保留相当长的时间后才会记录体温,从而使测量缓慢并且不舒适。

[0005] 已开发出通过来自鼓膜和耳道的红外 (IR) 辐射的非接触读数,用于测量人体温度的更先进的仪器。就是说,IR 传感元件获取读数,而传感器或关联的传感元件不必接触患者。此技术是 O' Hara 等 (美国专利 4,7903,24) 和 Fraden (美国专利 4,854,730) 的专利的主题。源自耳鼓或耳道的 IR 读数的体温测定避免将探针插入口腔或直肠,并且允许在几秒内测量体温。然而,IR 温度计有其自身的问题,其中最重要的是对操作者获取温度的技术的敏感性。其它缺点包括环境温度的影响以及对 IR 镜头清洁度的灵敏度。同时 IR 温度计相对昂贵。

[0006] Pompei 的美国公开 2002/0114375 举例说明的另一 IR 温度计描述了通过使用 IR 辐射检测器测量皮肤温度和环境温度,估算深部温度。然而,此方法受到其它限制,包括操作者的技术、更高的费用以及其它因素。

[0007] 任何常规的接触 (非 IR) 温度计具有带响应目标温度的温度传感器即热温度传感器的探针。响应速率取决于与目标的热耦合度、目标的性质、传感器与其它元件的隔离及其热容量。在接触温度计领域有两个现有技术。一个是平衡技术,而另一个是预报技术。平衡技术需要足够长的时间让传感器得以使其响应稳定,意味着传感器的温度和目标的温度变得几乎相等。预报技术基于传感器响应速率的测量及其平衡水平的估计,在测量期间,并没有实际达到该平衡水平,而是数学上的预估。后一技术使测量快得多,但可能导致准确度上的一些损失。美国专利 3,978,325 举例说明了该预报方法。一些预报技术依靠软件数据处理,同时其它的依靠硬件设计。例如,授予 Kauffeld 等的美国专利 3,872,726 教导,通过使用硬件积分器预报接触温度计中慢响应热敏电阻的最终温度。这些温度计仍试图插入身体孔口内。

[0008] 因此,本发明的一个目的是提供一种电子温度计,其能够记录哺乳动物的深部体温,而不必插入口腔或直肠。

[0009] 本发明的另一个目的是提供一种电子温度计,其在接触患者的皮肤后,能够快速

记录恒温动物或人类患者的深部或体内温度。

[0010] 本发明的另一个目的是提供一种温度计,其以较少依赖于操作者的技术的方式测定深部体温。

[0011] 本发明的另一个目的是提供一种易于制造的便宜的温度计。

[0012] 由本发明和优选实施方案的下述讨论,进一步和另外的目的是明显的。

## 发明概要

[0013] 在一个普通实施方案中,本发明提供一种温度传感装置,其基于恒温动物或人的皮肤温度的至少一次测量,测定恒温动物或人的深部温度。该装置包括外壳,以及连接到外壳的第一接触型温度传感元件。第一接触型温度传感元件包括第一温度传感器,当第一温度传感元件与皮肤接触时,该传感器用于测量皮肤的温度。第一温度传感器产生至少一第一信号。电路利用该第一信号测定恒温动物或人的深部温度。电子通信装置,例如可视化显示器或音频装置连接到该电路,用于将深部温度告知用户。

[0014] 在本发明的另一方面,邻近第一温度传感器配置一绝热器。同样地,第二温度传感器可以连接到外壳,并且如果采用本发明的这一方面,该绝热器通常配置于第一和第二温度传感器之间,以便使第一和第二温度传感器彼此热隔绝。配置第二温度传感器,在用第一温度传感器测量皮肤温度期间使第二温度传感器与皮肤热隔绝,而第二温度传感器检测由至少一第二信号表示的参考温度。于是电路用第一和第二信号测定深部温度。

[0015] 在本发明的另一方面,可移动元件载持第一接触型温度传感元件。设置可移动元件,将其移入至少第一和第二位置。第一位置是第一接触型温度传感元件不适于接触患者皮肤的位置,而第二位置是第一接触型温度传感元件适于接触患者皮肤的位置。可移动元件可进一步包括由绝热材料形成的杆,并且可以弹簧加压此杆,使第一接触型温度传感元件正常地偏向第一位置,即,与皮肤脱离接触。

[0016] 根据本发明的另一方面,可以将防护罩连接到外壳。当第一接触型温度传感元件未使用时,防护罩设置为环绕并保护该元件。防护罩能够相对于第一接触型温度传感元件移动,在测量皮肤温度时,使第一接触型温度传感元件得以接触皮肤。

[0017] 在本发明的另一实施方案中,用于测定恒温动物或人的深部温度的温度传感装置包括外壳和连接到该外壳的温度传感器。电源连接到温度传感器,并且电路电连接到温度传感器和电源。使用取自温度传感器的至少一个读数,电路运行以测定深部温度。电子通信装置连接到该电路并运行,将深部温度告知用户。操作检测器与电源连接并运行,检测用户对该装置的操作,并响应地开启电源对电路的电力供应。作为例子,操作检测器可进一步包括各种运动传感器,如倾斜检测器,或可以是如通过使用电容性接触式传感器而对接触敏感。若需要,可以使用该类冗余系统,以确保在用户操作时给装置加电。另一种可能是提供机械连接到温度传感器的开关,以便例如如果传感器或载持传感器的部分轻敲桌面或柜台表面,该装置将加电。

[0018] 本发明进一步设想,基于恒温动物或人的皮肤温度的至少一次测量,用于测定恒温动物或人的深部温度的方法。一般地,该方法包括用第一接触型温度传感元件接触恒温动物或人的皮肤。于是,基于来自第一接触型温度传感元件的至少一第一信号,测定皮肤温度。然后该第一信号用于测定恒温动物或人的深部温度。

[0019] 该方法能够进一步包括,在用第一接触型温度传感元件测定皮肤温度之前,测定第一接触型温度传感元件的温度。产生代表第一接触型温度传感元件的温度的至少一第二信号。然后第一和第二信号用于测定恒温动物或人的深部温度。

[0020] 在本发明的另一方面,测定皮肤温度进一步包括测量皮肤温度读数的变化速率。

[0021] 本发明的另一方面包括产生代表第二热温度传感器的温度的至少一第二信号,第二热温度传感器同时与第一接触型温度传感元件及皮肤绝热,然后用第一和第二信号测定恒温动物或人的深部温度。

[0022] 本领域普通技术人员在审阅下列说明性实施方案的详细描述后,本发明多个额外的方面和特征将变得更明显。

[0023] 附图简述

[0024] 图 1 是根据本发明温度计的第一实施方案的透视图,显示具有接触患者前额皮肤的探针;

[0025] 图 2 是图 1 具有两个绝对温度传感器和一弹簧加压热接触机构的温度计的横截面图;

[0026] 图 3 显示具有被探针罩包裹的探针的温度计的另一实施方案;

[0027] 图 4 是图 1 具有接触皮肤的温度传感元件的温度计的热图解;

[0028] 图 5 是具有加热器的可选择温度探针的局部横截面;

[0029] 图 6 说明传感器响应探针与皮肤之间的接触的时间曲线;

[0030] 图 7 是具有两个温度传感器的温度计的框图;

[0031] 图 8 是具有操作检测器的温度计的横截面图,该操作检测器呈动作检测器形式用于自动加电;

[0032] 图 9 是第一温度传感器响应的的时间曲线;

[0033] 图 10 是具有单个温度传感器的温度计的另一实施方案的框图。

[0034] 优选实施方案详述

[0035] 本发明致力于患者深部温度测量的两个主要问题。第一个是响应速度(也就是显示准确温度的速度),第二个是具有可接受的准确度的非侵入测量。通过接触患者身体皮肤的选定部位,该温度计计划用于温度的间歇测量。

[0036] 在图 1 中显示温度计的一种形式。该装置具有能够被用户的手 24 握持的外壳 1。任选的开关 5 能够用于使该装置加电然后进行测量。测量结果显示于显示器 4。探针 3 接触患者 22 的皮肤(例如,前额 23)。图 3 显示具有用可以是常规设计的卫生探针罩 26 包裹的细长颈部 2 和探针 3 的温度计的另一实施方案。通常,探针罩 26 是由具有 0.001 英寸左右厚度的聚合物薄膜制成的窄的细长袋。

[0037] 此温度计打算用于从例如耳垂后的颈动脉区域、耳屏区域(耳朵附近)、腋窝、胸部、腹部、腹股沟和前额的身体部位测量温度。实用探针的设计将受到所选测量部位的影响。用前额探针举例说明基本设计原理,有关部分可应用于其它身体部位的探针。

[0038] 图 2 显示外壳 1 和探针 3 的横截面图。外壳 1 包含第一接触型温度传感器 6、第二温度传感器 7 和配置在两个传感器 6,7 之间的绝热器 10。绝热器 10 可以由任何常规的绝缘材料制成,或者如图 2 所示,可以就是在两个传感器之间的空隙或气室。传感器 6,7 优选地是绝对温度传感器,例如 NTC 热敏电阻、半导体或 RTDs。此处,术语“绝对”意指它们能够

根据绝对温度标度测量温度。当然,可以使用其它类型的传感器,例如热电偶。然而,作为相对传感器,热电偶需要使用绝对参照传感器。下面,描述热敏电阻以说明操作原理。第一传感器 6 打算用于与患者皮肤进行热接触(在此实施例中,经过片 20),同时第二传感器 7 总是与患者绝热。需指出,传感器 7 是任选的,并且对该操作不是必需的。然而,它可以有助于提高准确度,从而如果需要,可以在具体设计中使用。

[0039] 为了使热响应稳定,传感器 7 连接到热块(thermal mass)9(一金属片)。可以用电路板 36 支撑热块 9。同样地,传感器 6 能够连接到也是由金属制成形成温度传感元件的片 20。在第一传感器 6 和片 20 之间提供良好的热耦合是重要的。片 20 可以由具有约 0.010" 左右厚度的铜制成,并且镀金以防止可能由接触患者皮肤导致的氧化。为了更好地与皮肤连接,片 20 可以具有凸的形状。当然,该温度传感元件可以采用许多可选择的形式。

[0040] 为了提高与患者皮肤热接触的一致性,片 20 可以制成可移动的。更优选地,可以用机械连接到第一弹簧 11 并且能够移进及移出探针 3 的杆 8 支撑片 20。弹簧 11 帮助确保片 20 向皮肤 15 施加稳定、持久且可靠的压力。杆 8 优选地由具有低热导率的材料制成,并且优选地制成中空的(参见图 5)。杆 8 可以起绝热器 10(图 2 和 4)的作用。传感器 6 和 7 都经在图 2 中未显示的导线连接到在电路板 36 上的电子元件。

[0041] 为了在使用或储存时保护精密的探针头(片 20 和杆 8),可以使用另一可移动的元件或保护罩 17(图 2)。第二弹簧 12 向下推动保护罩 17。保护罩 17 能够移入和移出衬套 16。保护罩 17 和衬套 16 可以由塑料制成,并且如图 2 所示,与片 20 间隔配置。保护罩 17 与皮肤接触的边缘可以涂胶,以在使用时,使滑移最小化。当探针 3 未接触皮肤 15 时,保护罩 17 从衬套 16 中伸出,从而保护片 20,避免可能的机械损伤。当探针 3 与皮肤 15 接触并且施加足够的压力时,保护罩 17 滑入衬套 16,从而露出片 20,并使其得以与皮肤 15 接触。更多的压力同时挤压弹簧 11 和 12,直至保护罩 17 达到其移动的极限。这提供了预定的第一弹簧 11 的压缩度,并有助于测量的一致性。

[0042] 图 4 说明根据本发明说明性实施方案测量深部温度的基本原理。当探针 3 挤压患者皮肤 15 时,通过患者身体热阻  $R_s$ ,第一温度传感器 6 变为热连接到患者深部。深部或体内温度表示为  $T_c$ 。 $R_s$  的值取决于皮肤、脂肪、肌肉等的热性能。应注意的是,甚至对同一患者,此热阻也不是固定的。它受环境及患者温度、患者年龄、衣服等影响。事实上,此热阻受到患者中央神经系统的持续生理控制。探针内的温度分布取决于温度计外壳温度  $T_a$ 、片 20(图 2)的挤压力、绝热器 10 和任何由温度计外壳 1 内的元件形成的外绝热器 37。

[0043] 用第二传感器 7 测量参考温度  $T_r$ 。当皮肤接触探针 3 特别是片 20 时,热量通过热阻  $R_s$ 、 $R_r$  和  $R_a$ (外绝热器 37 的热阻)从患者的深部流向温度计外壳。因为热阻  $R_s$  不固定,真实的深部体温计算是不可能的。然而,利用二阶方程准确估算能够提供具有可接受的临床准确度的结果。方程式(1)提供实用的方法,由皮肤温度  $T_s$  和参考温度  $T_r$  计算内部身体(深部)温度:

[0044] 方程式(1): 
$$T_c = AT_s^2 + (B + CT_r)T_s + DT_r + E$$

[0045] 其中 A、B、C、D 和 E 是实验测定的常数。

[0046] 为了测定常数(A-E),用本发明的温度计(以下的“试验中的装置”或“DUT”)和常规设计的参考温度计测量相对大量的患者(30 或更多)的温度。参考温度计必须具有可接

受的测量身体深部温度的准确度。一个例子是红外耳朵（鼓膜）温度计。由于众所周知皮肤温度受环境温度影响（参见例如 Y. Houdas and E. F. J. Ring Human Body Temperature. Plenum Press, New York and London. 1982），当患者和温度计遭受低于、高于或正常室温时，进行了实验。三个常数（A、B 和 C）与患者生理极限温度（ $T_L$ ）成反比。 $T_L$  的值对应于能够忍受而不会对内部器官产生不可逆的破坏的人体最高可控温度。出于全部应用的目的，定为  $42^{\circ}\text{C}$ 。如果测量部位选在成人颈动脉的颈部，在采集数据之前，DUT 中常数数值初始地设定为：

$$[0047] \quad A = 1/T_L$$

$$[0048] \quad B = 1+15/T_L$$

$$[0049] \quad C = -0.2/T_L$$

$$[0050] \quad D = -0.25$$

$$[0051] \quad E = -22$$

[0052] 然后，从许多患者采集数据，并使用本领域众所周知的曲线拟合技术综合温度数据。曲线拟合的目标是通过调整常数值，使 DUT 和参考温度读数之间的差异最小化。对于不同年龄的患者群，这应分别进行。还可以考虑其它解剖学的因素。对于不同的身体部位（前额、耳屏区域等），常数将会不同。在常数调整后，根据本发明的原理，它们能够用于操作实际的温度计。

[0053] 需重要指出的是，在方程式（1）中， $T_s$  表示真实的皮肤温度，但是第一传感器 6 接触皮肤 15 时，可能不能快速测量真实的皮肤温度。原因在于皮肤是差的导热体，具有相对低的热容量。因而，用片 20 短接触皮肤 15，将皮肤温度从真实值  $T_s$  转换为某些测量值  $T_p$ 。因此，在方程式（1）能够使用前，应当计算真实皮肤温度  $T_s$  的值。这可以通过使用两个温度： $T_0$  和  $T_p$  实现，其中  $T_0$  是第一传感器 6 接触皮肤 15 前的温度。此温度称为基准温度。它取决于许多因素，具体地，探针中所用的材料，环境温度，以及使用记录，也就是探针多频繁地接触皮肤。对于  $T_s$  的计算，方程式（2）提供足够的准确度：

$$[0054] \quad \text{方程式 (2): } T_s = (T_p - T_0) \mu + T_p$$

[0055] 其中  $\mu$  是实验测定的常数。为了确定  $\mu$  值，变化  $T_0$  进行多次皮肤温度测量，然后选取  $T_0$  对  $T_s$  影响最小的  $\mu$  值。例如， $\mu = 0.5$ 。

[0056] 如果杆 8 具有很低的热导率，并且片 20 具有很低的热容量，温度测量时间可以少于约 3 秒。然而，当探针头是冷的（基准温度  $T_0$  低）时，片 20 可以明显改变皮肤温度，以致可能需要更长的时间测量和计算温度  $T_p$ 。为了进一步缩短第一传感器 6 的响应时间，可以用如图 5 所示的内装加热器 21 预热探针头。加热器 21、第一传感器 6 和片 20 彼此紧密热连接。加热器 21 和第一传感器 6 分别通过导线 14 和 13 连接到电路。在片 20 接触皮肤之前，加热器 21 将片 20 的温度升高到高于环境但稍低于预期的皮肤温度的水平。对于预热，合适的实际数字是  $28^{\circ}\text{C}$  ( $82^{\circ}\text{F}$ )。此预热温度将在方程式（2）中用作  $T_0$ 。在接触皮肤前或就在接触皮肤时，优选地关闭加热器。

[0057] 在方程式（2）能够用于计算皮肤温度  $T_s$  前，准确测定第一传感器 6 的温度  $T_p$ 。然而，典型地，仅通过测量和计算第一传感器 6 的温度，不能完成此任务。原因在于第一传感器 6 的温度变化相当快，而其输出信号延时保持变化。在接触皮肤后，从皮下组织（例如颈动脉）经皮肤到片 20 并且进一步经过杆 8（起绝热器 10 的作用）的热流将以可变的速率

变化。图 6 图解传感器 6 和 7 的温度随时间变化,而第一传感器 6 的温度变化更多。热流的变化将持续改变皮肤在接触点的温度以及第一传感器 6 的温度,直至达到稳定状态水平  $T_p$ 。实际上,设定稳定状态水平的  $T_p$  可能需要一分钟之久——的确是很长的时间。本发明的一方面引人注目地缩短计算时间。例如,对于本发明,  $T_p$  可以在一秒内达到,而不是一分钟。为了加快  $T_p$  的测定,使用如下技术。

[0058] 首先,测定通过杆 8 的热流的速率。如图 6 所示,通过来自传感器 6 的多个读数测量该速率。传感器 6 检测的温度开始从基准水平  $T_0$  (刚接触皮肤) 移动后,从系列读数中选取成对的数据点。应当随时间延迟  $t_0$  采用来自传感器 6 的多对数据点 (在点 x 和 y 的温度)。重要的是,在点 x 和 y 之间的时间延迟是常数并且已知。下面,方程式 (3) 用于测定热流的速率:

[0059] 方程式 (3): **方程式(3):**

$$T_{pj} = \frac{T_{6y} - kT_{6x}}{1 - k}$$

[0060] 其中 k 是常数。典型地,对于  $t_0 = 500\text{ms}$ , 它等于 0.5,  $T_{6x}$  和  $T_{6y}$  分别是在点 x 和 y 测量的温度。

[0061] 其次,由一系列的成对 x 和 y 计算  $T_{pj}$  的多个值,并相互比较。当在两个邻近  $T_{pj}$  之间的差异变小时,平均  $T_{pj}$  的这两个值,然后将结果  $T_p$  用于方程式 (2)。如果使用第二传感器 7, 并且其温度同样变化 (如图 6), 类似的技术能够用来计算源自第二传感器 7 的  $T_r$ 。

[0062] 图 7 显示根据本发明实施方案温度计的框图。两个热敏电阻分别用作第一和第二传感器 6, 7。它们分别被第一和第二上拉电阻 18 和 19 上拉, 所述上拉电阻连接到由电源电路 35 产生的基准电压 25。来自传感器 6, 7 的信号送入作为一次仅允许通过一个信号的门的多路复用器 32。多路复用器 32 的输出信号施加于模拟—数字 (A/D) 转换器 33。所有这些部件受到微控制器 34 的控制, 通过开关 5 能够接通微控制器的电力。深部温度的计算结果显示在显示器 4 上。应了解, 可以使用类似但改进的线路, 具有带不同类型的传感器如半导体的探针, 并且应用上述方法, 微控制器 34 可以利用来自多个传感器的信号计算身体深部温度。

[0063] 当片 20 接触皮肤时, 有几种检测方法。一种方法是使用开关 40。为了检测片 20 接触皮肤的那一瞬间, 开关 40 可以机械连接到片 20 和杆 8 (图 2 和 7)。当杆 8 移动时, 开关 40 闭合并向微控制器 34 发出信号, 从而表明已接触皮肤。如果不希望使用开关 40, 可以使用检测皮肤接触的其它方法。例如, 在加电后, 微控制器 34 能够以预定的时间间隔  $t_d$  不断地核查传感器 6 的温度 (图 9)。第一传感器 6 的温度保持在相对稳定的水平, 直至探针接触患者的皮肤。此时, 第一传感器 6 的温度开始急剧升高。检测到的温度  $T_1$  和  $T_2$  之间的差异比较早时大, 此结果通知微控制器: 已接触皮肤, 须开始测量和计算。

[0064] 为了使温度计更好用, 它的一些功能可以自动化。例如, 可以完全排除电源开关 5。当用户拿起该装置时, 通过操作检测器自动接通电路的电源。图 8 图解重力操作的简单的运动检测器 28。它具有装入空盒 30 的几个电极 29。导电球 27 存在于盒 30 内。当被拿起后该装置的位置改变时, 球 30 在盒 30 内滚动, 与内部的电极 29 间歇接触。这调节邻近接点之间的电阻, 并且能够被微控制器 34 检测到, 通知其开启电源。可选择地, 或者此外, 温度计的外壳 1 在其外表面可以有将是电容性接触式传感器的部分的金属接点。这样的接触式传感器可以类似于上述运动传感器 28 开启电源。这些只是可以被称作“操作检测器”的

多种传感器的众所周知的例子。在本领域中已知许多这样的检测器或传感器,因而在此不作更详细的描述。在 Jacob Fraden “Handbook of Modern Sensors” (第 3 版, Springer Verlag, NY, 2004) 的书中,描述了部分这些检测器,在此引入作为参考。现指出开关 40 同样可以用作供开启电源的操作检测器。当电源断开时,可以在如桌面的表面上轻敲探针 3。这将立即闭合开关 40,通知微控制器,测量周期可以开始。

[0065] 仅作为发明原理的一个说明,图 7 的温度计操作如下。最初,温度计典型地处于储存中,如在医药箱中,并且其电源是断开的。被拿起后,运动检测器 28(在图 7 中未显示)开启电源,然后来自传感器 6 和 7 的温度改变热敏电阻阻抗。来自传感器 6,7 的信号送入多路复用器 32,然后通向 A/D 转换器 33。以预定的速率持续地测量和计算传感器 6 和 7 的温度。在接触皮肤前,第一传感器 6 的温度 ( $T_0$ ) 储存于内存,稍后将通过应用方程式 (2),用于计算皮肤温度  $T_s$ 。测量第二传感器 7 的温度,并储存为  $T_r$ 。为了获取读数,用户将探针头推向患者的皮肤,然后开关 40 闭合,表明皮肤接触的时间。第一传感器 6 的温度升高,并通过 A/D 转换器 33 以数字格式持续地读取。从按  $t_0$  分隔的每对第一传感器读数,测量并根据方程式 (3) 计算热流的变化速率。当微控制器 34 测定该变化速率已经达到足够稳定的值时,它如上述计算  $T_p$ ,随后用方程式 (2) 计算皮肤温度  $T_s$ 。然后通过利用如上述获得的常数,用方程式 (1) 最终计算患者的深部温度  $T_c$  并储存在内存中。从皮肤接触的瞬间开始,整个过程可以仅需若干秒。

[0066] 为了在装置的实用性方面给予帮助,还可以进行一些额外的计算。这些可以包括改变显示比例、测试温度极限、检查电源等。在例如 60 秒的预置延迟后,温度计的电源可以被微控制器 34 自动地断开。

[0067] 在本发明的另一实施方案中,仅使用一个温度传感器(第一传感器 6)。这在图 10 中说明。因为没有第二温度传感器 7,其作用被第一温度传感器 6 接管。除了在加电后作为第一控制操作,由第一传感器 6 测量参考温度  $T_r$ ,并储存在微控制器 34 的内存(未显示)中供稍后用于方程式 (1),图 10 电路的操作几乎与图 7 的相同。

[0068] 通过多个优选实施方案的描述已经说明了本发明,并且已经相当详细地描述了这些实施方案,但申请人的意图并不是将附加的权利要求的范围限制或以任何方式限定于这样的细节。对于本领域技术人员,另外的优点和改进将是显而易见的。根据用户的需要和选择,可以单独或以许多组合使用本发明的多个特征。这是对本发明以及当前已知的实施本发明的优选方法的描述。然而,本发明自身仅由所附的权利要求限定。

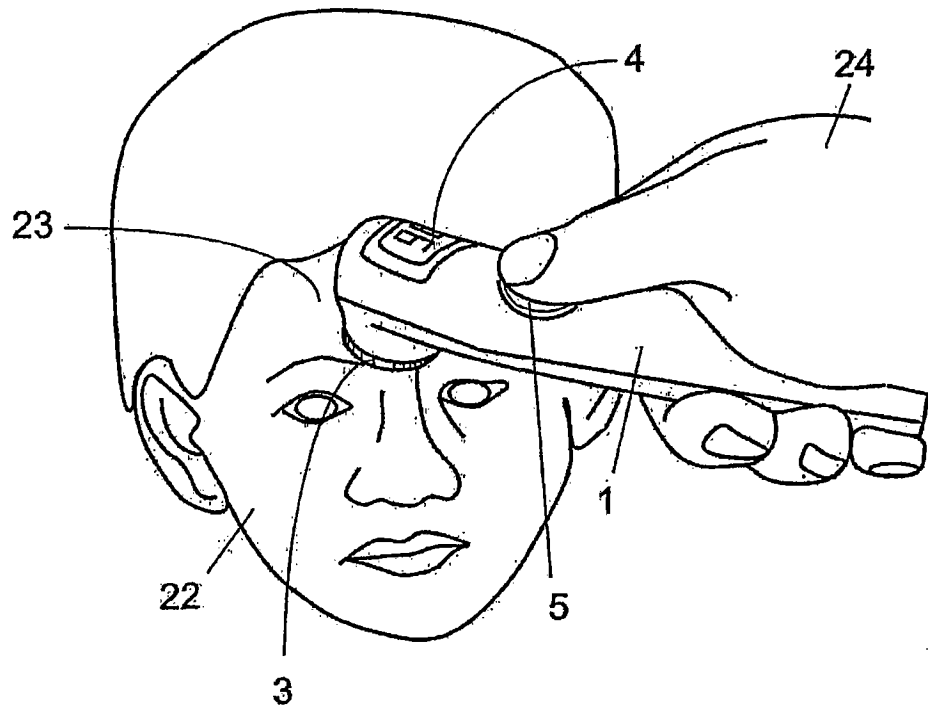


图1

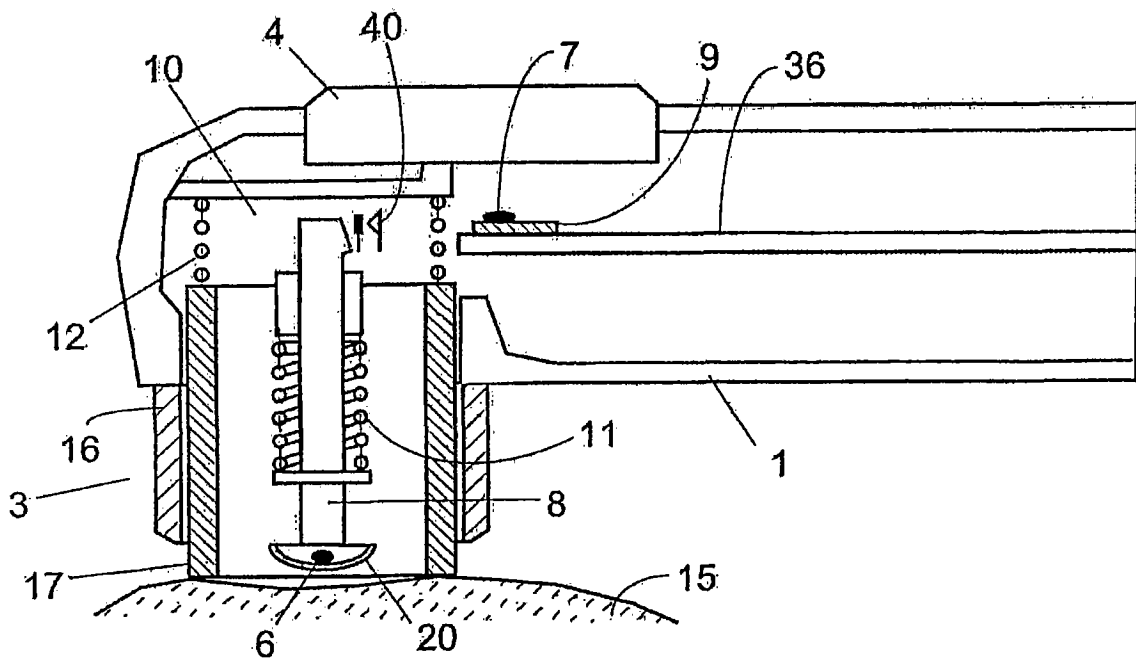


图2

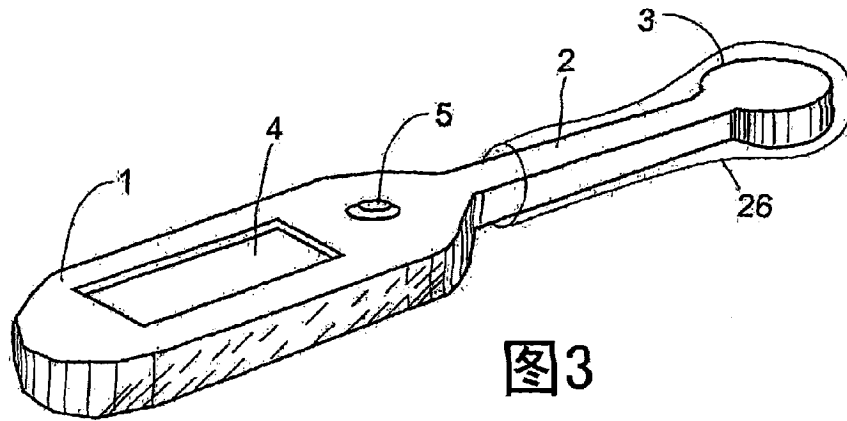


图3

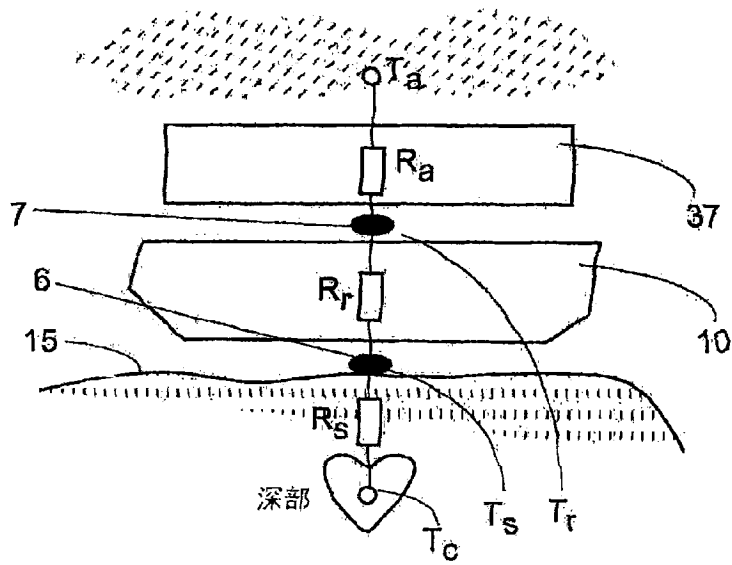


图4

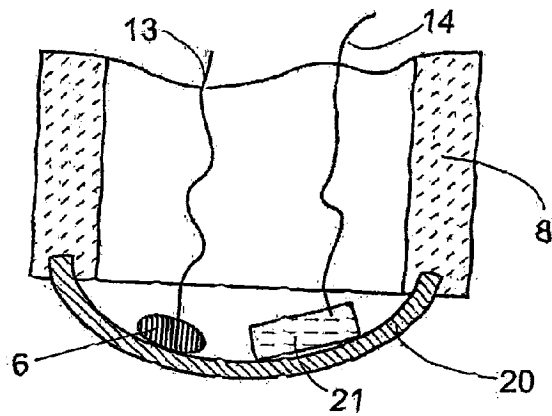


图5

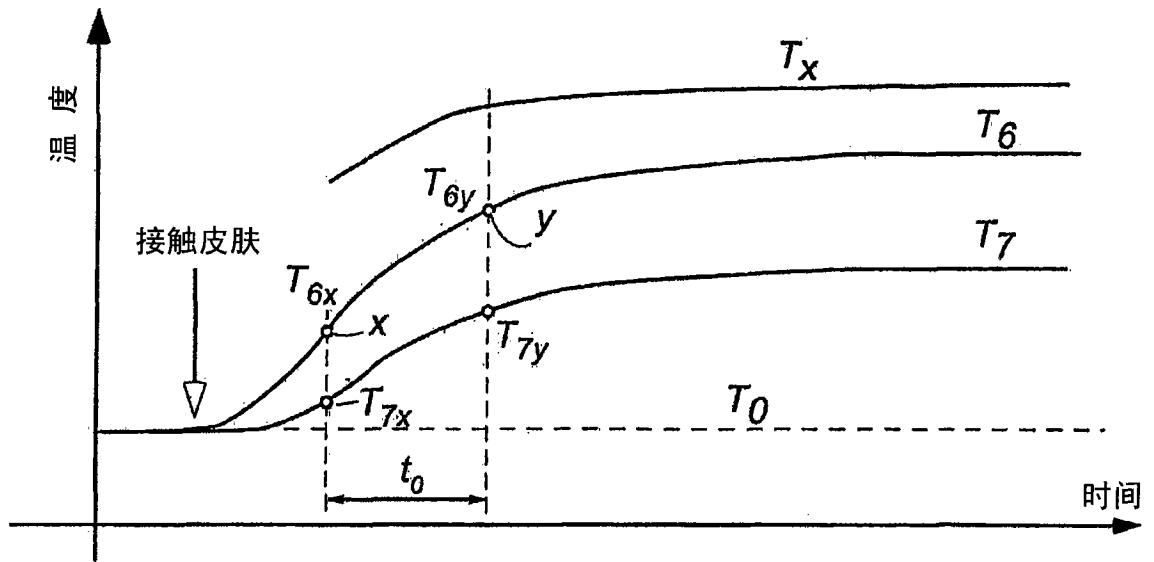


图6

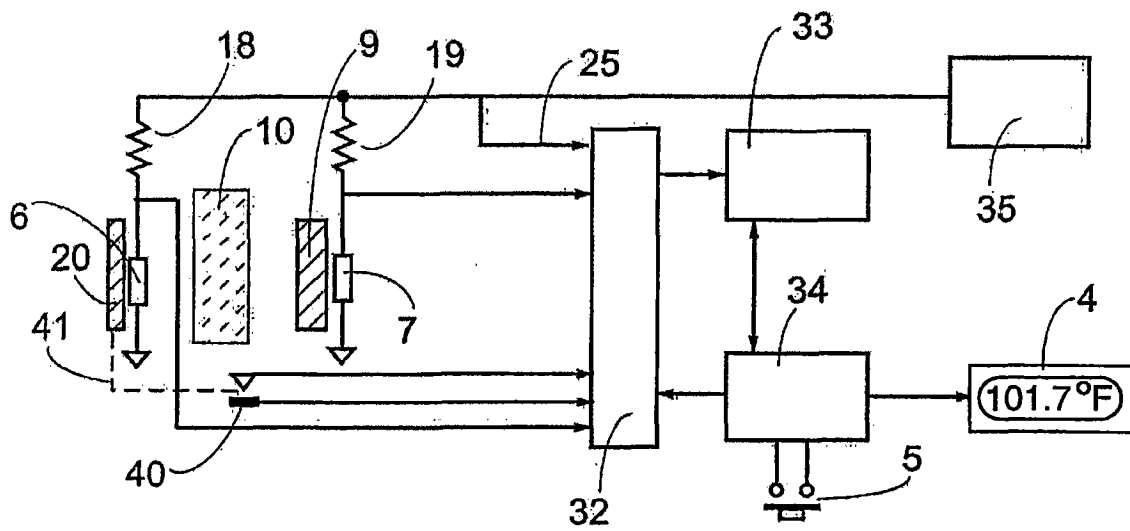


图7

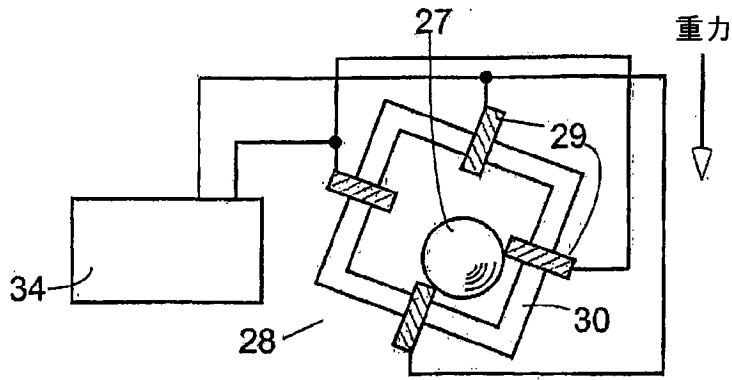


图8

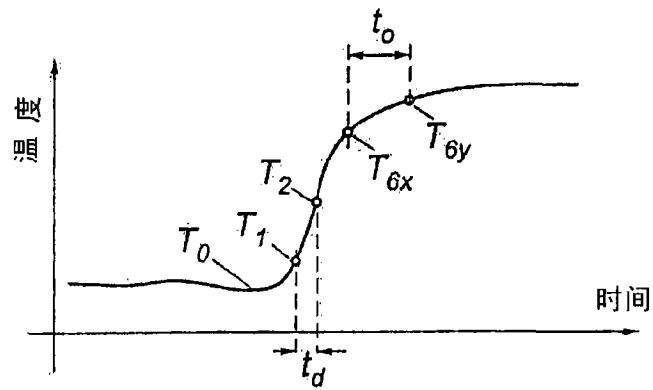


图9

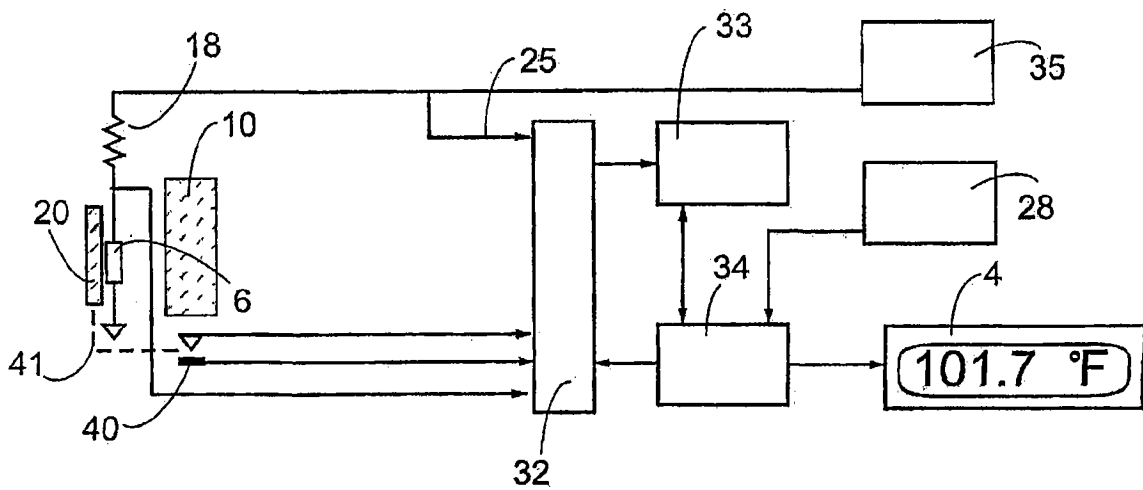


图10

专利名称(译)	医用身体深部温度计		
公开(公告)号	<a href="#">CN101031233B</a>	公开(公告)日	2010-09-29
申请号	CN200580026601.9	申请日	2005-02-16
[标]申请(专利权)人(译)	阿德望斯监控器公司		
申请(专利权)人(译)	阿德望斯监控器公司		
当前申请(专利权)人(译)	阿德望斯监控器公司		
[标]发明人	雅各布弗拉德恩		
发明人	雅各布·弗拉德恩		
IPC分类号	A61B5/00 G01K7/42 G01K13/00		
CPC分类号	G01K2215/00 G01K13/002 G01K1/20 G01K1/165 A61B5/01 G01K7/42 G01K7/427		
代理人(译)	刘兴鹏 邵伟		
审查员(译)	沉显华		
优先权	10/870654 2004-06-18 US		
其他公开文献	CN101031233A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种温度传感装置，其基于恒温动物或人(22)的皮肤(23)温度的至少一次测量，准确地测定恒温动物或人的深部温度。该装置包括外壳(1)，以及连接到外壳(1)的第一接触型温度传感元件(6, 20)。第一接触型温度传感元件(6, 20)包括第一温度传感器(6)，当第一接触型温度传感元件与皮肤接触时，该传感器用于测量皮肤(23)的温度。第一温度传感器(6)产生代表测量的皮肤温度的至少一第一信号。电路利用该第一信号测定恒温动物或人(22)的深部温度。电子通信装置，例如显示器(4)连接到该电路，用于将深部温度告知用户。

