

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101636105 B

(45) 授权公告日 2012. 02. 08

(21) 申请号 200880008212. 7

(22) 申请日 2008. 02. 15

(30) 优先权数据

60/894, 916 2007. 03. 15 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2009. 09. 14

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2008/050567 2008. 02. 15

(87) PCT申请的公布数据

W02008/110949 EN 2008. 09. 18

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 A·V·帕迪

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

(51) Int. Cl.

A61B 5/00 (2006. 01)

G01K 13/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

WO 2004/001373 A2, 2003. 12. 31, 全文 .

CA 2538940 A1, 2006. 06. 22, 说明书第
25-26, 29-30 段 .

CA 2538940 A1, 2006. 06. 22, 说明书第
25-26, 29-30 段 .

US 2006/0189884 A1, 2006. 08. 24, 说明书第
38-39 段, 图 15.

审查员 彭燕

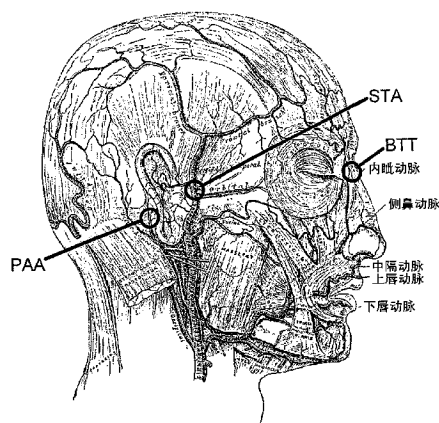
权利要求书 1 页 说明书 10 页 附图 7 页

(54) 发明名称

用于测量核心体温的方法和设备

(57) 摘要

一种核心体温测量设备包括: 多个电子温度传感器 (12、12f、12b、132), 其与具有接近核心体温的表面温度的表面 (STA、PAA、BTT) 可操作地耦合或位于所述表面附近; 以及读出控制器 (10、48、68、90、124), 其包括最大温度读数选择器 (14)。将所述读出控制器配置为使用所述多个温度传感器采集温度读数并且基于如所述最大温度读数选择器所确定的所采集的温度读数中的最高可用温度读数而输出核心体温。一种核心体温测量方法包括: 在具有接近核心体温的表面温度的表面 (STA、PAA、BTT) 处或在所述表面附近采集多个温度读数; 根据所采集的温度读数生成最高可用温度读数; 以及基于所述最高可用温度输出核心体温。



1. 一种核心体温测量设备,包括:

至少一个电子温度传感器 (12、12f、12b、132),其与具有接近所述核心体温的表面温度的表面 (STA、PAA、BTT) 可操作地耦合或者位于所述表面附近;以及

读出控制器 (10、48、68、90、124),将其配置为从所述至少一个电子温度传感器采集输入温度读数并且从中获得核心体温,所述读出控制器包括温度校正器 (16),其增加所述输入温度读数以说明所述输入温度读数和所述核心体温之间的温度差,

其中,所述至少一个电子温度传感器包括由绝缘材料 (32) 分离的两个导体 (30、31),并且所述温度校正器 (16) 包括:

电容表 (37),将其配置为测量由所述绝缘材料分离的所述两个导体的互电容 (C),从所述互电容和由所述至少一个电子温度传感器采集的一个或多个温度读数 (T_1 、 T_2) 推导出所述温度差。

2. 如权利要求 1 所述的核心体温测量设备,其中,所述温度校正器 (16) 包括:

与所述至少一个电子温度传感器 (12、12f、12b、132) 相关联的热流传感器 (30、31、32、37),所述热流传感器采集用于确定热流的测量值,基于所述热流确定皮肤温度降。

3. 如权利要求 1 所述的核心体温测量设备,其中,所述至少一个电子温度传感器 (12) 与双眼之间的脑部隧道 (BTT) 可操作地耦合或者位于所述脑部隧道附近。

4. 如权利要求 1 所述的核心体温测量设备,其中,所述至少一个电子温度传感器包括由绝缘材料 (32) 分离的两个导体 (30、31),并且,所述核心体温测量设备还包括:

血氧传感器 (20),将其配置为采集血氧测量值,所述血氧传感器 (20) 的光源另外用于生成可变加热,所述温度校正器 (16) 根据所述可变加热推导出所述输入温度读数的增加。

用于测量核心体温的方法和设备

[0001] 本发明涉及医学领域。其尤其应用于测量核心体温 (core bodytemperature), 并且通过特别参考核心体温来进行描述。然而, 本发明更一般地应用于测量适用于医学诊断、治疗监测和相关医学应用的核心体温相关的值。

[0002] 核心体温是一种重要的医学生命体征。不同于诸如心率或血压等的其他生命体征, 核心体温对因心理状态或情绪状态而产生的变化相对不敏感。因而, 核心体温可以是医学问题的一个良好指标。此外, 核心体温仅仅偏离典型范围几摄氏度的偏移本身可能是危及生命的, 从而为监测这一至关重要的生命体征提供了进一步的动机。

[0003] 遗憾的是, 迄今为止, 核心体温比诸如心率或血压等的其他生命特征更难以测量。核心体温被定义为流过心脏的血液的温度。然而, 针对临床目的, 核心体温通常被看作是脑部温度, 因为这一值通常接近心脏的核心温度, 并且, 升高的脑部温度是临床上严重的状况, 在临床环境中对其进行监测是有用的。如本文所使用的, 核心体温被认为是对应于脑部温度。在直肠温度是核心体温的合适替代物的假设下, 直肠温度计有时也用于测量核心体温。然而, 直肠温度可能与心脏或脑部的核心体温充分不同。插入直肠温度计对患者而言也是不舒服的, 并且, 直肠测温不太适合于几个小时、几天或更久的长期监测。

[0004] 为了精确测量核心体温, 可以使用合适的导管仪器将温度传感器插入脑部血管中。尽管该方法是精确的, 但在临床上是有问题的, 因为该方法是有创的, 并且可能会产生不利的副作用, 诸如感染、血管凝结等。

[0005] 还可以通过测量前额温度来估计核心体温。这是将手放在患者的前额上以确定是否发热的家庭诊断的基础。作为对核心体温的测量, 这一技术充其量是不精确的。通过放置热电偶、热敏电阻或其他电子温度传感器与前额接触可以获得更精确的核心体温估计。然而, 由于皮肤和其他中间组织内外的温度降, 由这种传感器采集的温度可能与核心体温充分不同。这一温度降不是恒定的, 而是根据出汗、室温及其他因素而显著改变。所采集的温度还可能根据传感器被放置在前额上的位置而改变。

[0006] 有时还使用口腔温度计来估计核心体温。已知将温度计放置在舌下囊 (sublingual pocket) 的后部而提供对核心体温的相对准确的估计, 因为这一区域接近实质的动脉结构。然而, 即使是口腔温度的定位的小误差也可能导致温度读数的重大误差。呼吸、摄食或其他口腔活动也可能不利地影响温度读数。

[0007] 还已知插入耳道以接触鼓膜 (也通俗地称为耳鼓) 的温度计。鼓膜相对紧靠脑部并且相对准确地反映核心体温。然而, 耳道的形状因人而异, 并且, 在一些情况下, 耳道的弯曲可能会妨碍或阻碍接近鼓膜。误差的另一可能的来源为耳道中的蜡垢的建立。温度计与鼓膜的物理接触还可能会引起耳部感染, 这可能是严重的医学状况。经由鼓膜的核心体温测量同样不太适合于几个小时、几天或更久的长期监测。

[0008] Abreu 的美国公开的申请 2004/0059212 公开了一种新近开发的用于测量核心体温的技术, 该技术克服了这些困难中的一些。Abreu 的方法是基于对到达脑部的导热通道的识别的, 该导热通道在 US 2004/0059212 中被称为“脑部隧道”, 其位于双眼之间紧靠眼眶或眼窝处。通过在这一“脑部隧道”的位置处使用接触测温法, 可以无创地获得相对准确的

核心体温读数。遗憾的是,所识别出的脑部隧道具有位于眼眶附近的很小的外部横截面,这使得核心体温测量的准确度强烈地依赖于温度传感器的精确放置。仅仅一或两毫米的位置偏差都可能会不利地影响经由脑部隧道的核心体温测量。

[0009] 虽然采集准确的核心体温读数是困难的,但对这一生命体征的长期监测仍然更加困难。如以上所提到的,用于测量核心体温的适当的部位(诸如舌下囊的后部和 Abreu 所识别出的“脑部隧道”)通常很小。结果,温度传感器在长期监测过程中随着时间的偏移或移动是成问题的。

[0010] 本发明提供了克服上述问题及其他问题的新的改进的装置和方法。

[0011] 根据一个方面,一种核心体温测量设备包括:多个电子温度传感器,其与具有接近核心体温的表面温度的表面可操作地耦合或位于所述表面附近;以及读出控制器,其包括最大温度读数选择器。将所述读出控制器配置为使用多个温度传感器采集温度读数并且基于如最大温度读数选择器所确定的所采集的温度读数中的最高可用温度读数而输出核心体温,还任选地包括对皮肤中的温度降的校正,将在后面对此进行详细描述。

[0012] 根据另一方面,一种核心体温测量设备包括:至少一个电子温度传感器,其与具有接近核心体温的表面温度的表面耦合或位于所述表面附近;以及读出控制器,将其配置为从所述至少一个电子温度传感器采集输入温度读数并且从中获得核心体温。所述读出控制器包括温度校正器,所述温度校正器增加输入温度读数以说明所述输入温度读数和所述核心温度读数之间的温度差。

[0013] 根据另一方面,一种核心体温测量方法包括:在具有接近核心体温的表面温度的表面处或在所述表面附近采集多个温度读数;根据所采集的温度读数生成最高可用温度读数;以及基于所述最高可用温度输出核心体温。

[0014] 一个优势在于提供了准确的无创核心体温测量。

[0015] 另一优势在于提供了对温度测量设备的精确定位相对不敏感的无创核心体温测量。

[0016] 另一优势在于提供了针对温度被测量的表面和体核心之间的温度差进行校正的无创核心体温测量。

[0017] 在阅读和理解以下详细描述的基础上,本领域普通技术人员将会意识到本发明的更多优势。

[0018] 图 1 示意性地示出了人类头部的侧视图,去除皮肤和其他外部组织以展现面部和头皮右侧的动脉,并且进一步指示出用于采集无创核心体温测量值的优选位置;

[0019] 图 2 示意性地示出了支撑部分转向的人类头部的人类颈部的侧视图,部分地去除皮肤和其他外部组织以展现颈部和头部右侧的动脉,并且进一步指示出用于采集无创核心体温测量值的优选位置;

[0020] 图 3 示意性地示出了用于核心体温测量设备的读出控制器;

[0021] 图 4 示意性地示出了最大温度读数选择器;

[0022] 图 5 示意性地示出了包围脑部隧道位置的温度传感器阵列;

[0023] 图 6 示意性地示出了由如图 5 中所示那样定位的温度传感器阵列采集的插值温度读数表面;

[0024] 图 7 示意性地示出了位于脑部隧道位置左侧的温度传感器阵列;

[0025] 图 8 示意性地示出了由如图 7 中所示那样定位的温度传感器阵列采集的插值温度读数表面；

[0026] 图 9 示意性地示出了组合的温度 / 热流传感器；

[0027] 图 10 示意性地示出了核心体温测量设备,其包括以眼镜框的形式机械框；

[0028] 图 11 示意性地示出了核心体温测量设备,其包括以具有配置为环绕左耳廓和右耳廓的延长部的头后枕的形式机械框；

[0029] 图 12 示意性地示出了核心体温测量设备,其包括以包括设置在接近的耳廓周围但不具有头带的耳圈 (earloop) 的耳机的形式机械框；

[0030] 图 13 示意性地示出了核心体温测量设备,其包括以圆周头带的形式机械框；

[0031] 图 14 示意性地示出了核心体温测量设备,其包括以大体半球形的头带的形式的机械框；

[0032] 图 15 示意性地示出了核心体温测量设备,其包括以粘附垫的形式机械框；

[0033] 图 16 示意性地示出了口腔温度计,其包括多个电子温度传感器。

[0034] 参考图 1 和图 2,如本文所使用的,核心体温被认为是对应于脑部温度。有利的是,在具有接近核心体温的表面温度的表面测量核心体温。例如,Abreu 的美国公开的申请 2004/0059212 公开了在到达脑部的热传导通道测量核心体温,该热传导通道在 US 2004/0059212 中被称为“脑部隧道”,其位于双眼之间紧靠眼眶或眼窝处。这一位置在图 1 和图 2 中被指示为“双眼之间”的位置 BTT。另一先前已识别的具有接近核心体温的表面温度的表面为口腔内部的舌下囊 (在图 1 和图 2 中不可见)。已发现舌下囊的后部或后方具有接近核心体温的表面温度。

[0035] 继续参考图 1 和图 2,本文认识到,覆盖位于耳廓附近的富含动脉血的浅表区域的皮肤限定出具有接近核心体温的表面温度的其他表面。耳廓 (也被称为耳翼) 是耳朵的外部突出部分,即,位于头部外侧的耳朵的可见部分。颞浅动脉位于耳廓前面,并且将动脉血从颈外动脉向外朝耳廓前方的头皮的表面运送。因此,可以将温度测量设备与覆盖位于耳廓前面 (即前方) 的颞浅动脉的一部分的皮肤 (诸如在图 1 和图 2 中所指示的区域 STA 处) 可操作地耦合。作为另一示例,位于耳廓后方的动脉血管 (诸如耳后动脉) 将动脉血从颈外动脉向外朝耳朵后方的头皮的表面运送。因此,可以将温度测量设备与覆盖在耳廓后面 (即后方) 向上的动脉的一部分的皮肤 (诸如图 1 和图 2 所指示的区域 PAA) 可操作地耦合。

[0036] 虽然图 1 和图 2 示出了上述动脉、耳廓的构造以及右耳廓的其他解剖特征,但是要理解的是,左右对称是适用的,对于左耳廓而言也存在类似的核心体温测量位置。的确,在一些实施例中,从位于左耳廓和右耳廓这两者附近的区域采集核心体温测量值。

[0037] 参考图 3,描述了用于核心体温测量设备的适当的读出控制器 10。读出控制器 10 使用电子温度传感器读取温度测量值,或者在一些实施例中使用多个电子温度传感器 12 读取温度测量值,这些电子温度传感器与具有接近核心体温的表面温度的表面热耦合。例如,可以将电子温度传感器 12 与图 1 和图 2 的区域 STA、图 1 和图 2 的区域 PPA、图 1 和图 2 的区域 BTT、口腔内部的舌下囊 (在图 1 和图 2 中未示出) 或者这些位置的某种组合相耦合。提供多个温度传感器 12 而不是单个温度传感器的优势在于,多个温度传感器 12 可以对皮肤或其他表面的不同部分进行采样。区域 STA、区域 PPA、区域 BTT、舌下囊等的精确位

置可能因人而异,并且可能难以在给定的对象身上精确定位。

[0038] 使用多个温度传感器 12 以调和这种个体差异。最大读数选择器 14 选择由多个温度传感器 12 采集的最高温度测量值作为用于确定核心体温的最高可用温度读数 15。这一方法依赖于本文所作出的认识,即测量出的温度应当在皮肤温度最接近核心体温的点处是最高的。较低的温度测量值通常反映出远离具有接近核心体温的表面温度的表面的较高的热损失。较低的温度测量值还可以反映出因温度传感器与皮肤的不良热接触或其他测量误差而产生的不准确的温度读数。因而,通过使用多个温度传感器 12 并采用最大读数选择器 14 以选择最高温度测量值,减轻了这种困难。

[0039] 简要参考图 4-6,在一些实施例中,最大温度读数选择器 14 使用用于确定最高可用温度的更复杂的算法,根据该最高可用温度确定核心体温。图 4 示出了最大读数选择器 14 的实施例,最大读数选择器 14 包括用于对所采集的温度读数进行空间插值的插值器 14a 和用于识别峰值插值温度作为最高可用温度读数 15 的峰值检测器 14b。

[0040] 图 5 和图 6 进一步图示说明了这一方法。图 5 示出了“脑部隧道”BTT 处或“脑部隧道”BTT 附近的皮肤表面的示例性表面热分布图。在图 5 中,表面热分布图由灰阶阴影指示,较暗的阴影对应于较高的温度。表面热分布图的暗的中心位置对应于“脑部隧道”BTT 的中心,在该处表面温度最接近核心体温。在逐渐远离“脑部隧道”BTT 的各位置处,在诸如皮肤或脂肪的中间组织上通常有更多热损失,从而导致较低的表面温度。图 5 中的多个温度传感器 12 包括 6×7 矩形阵列,在图 5 中,每个温度传感器由实心圆示意性地指示。还预期具有其他数量的且任选地以其他方式布置的传感器的阵列。

[0041] 图 6 绘制了由插值器 14a 根据温度读数生成的二维插值温度表面 $T_s(x, y)$, 所述温度读数由如图 5 中所示相应于脑部隧道位置 BTT 定位的多个温度传感器 12 采集。可以使用分段常数插值算法、分段线性插值算法、分段二次插值算法、高阶插值算法等进行插值。峰值检测器 14b 适当地将最高可用温度 $T_{\text{最大}}$ 确定为插值温度表面 $T_s(x, y)$ 在二维温度表面的梯度 ∇T_s 为零处的值。也就是说,峰值检测器 14b 确定 $T_{\text{最大}} = T_s(x_0, y_0)$, 其中 $\nabla T_s|_{(x_0, y_0)} = 0$ 。

[0042] 返回参考图 4 并且进一步参考图 7 和 8,如果检测器 14b 未能识别出导数或梯度为零的峰值,则这可以指示出多个温度传感器 12 并未包围“脑部隧道”BTT 或表面上表面温度最接近核心体温的其他最大温度点。在图 7 中,温度传感器 12 阵列被定位为在脑部隧道 BTT 的左边太远,从而温度传感器 12 阵列并未包围脑部隧道 BTT。图 8 示出了相对应的插值温度表面 $T_s(x, y)$, 在这种情况下,该插值温度表面 $T_s(x, y)$ 不具有 ∇T_s 为零的峰值。因而,峰值检测器 14b 输出“无峰值”结果 14c, 该结果适当地用于发出错误警告 14d。任选地,“无峰值”结果 14c 包括插值温度表面 $T_s(x, y)$ 的最高温度的位置的指示,并且,错误警告 14d 包括沿最高温度的位置的方向移动温度测量设备的建议。在图 7 和 8 的说明性示例中,最高温度在温度传感器 12 阵列的右边,因此错误警告 14d 会建议向右移动温度测量设备。

[0043] 另一方面,如果找出多个峰值(即,如果在多于一个位置处 $\nabla T_s = 0$), 则将多个峰值的最高插值温度适当地定义为 $T_{\text{最大}}$ 。例如,如果 $\nabla T_s(x_1, y_1) = 0$ 且 $T_s(x_1, y_1) = 37.4^\circ\text{C}$, 而 $\nabla T_s(x_2, y_2) = 0$ 且 $T_s(x_2, y_2) = 37.1^\circ\text{C}$, 则 $T_{\text{最大}} = 37.4^\circ\text{C}$ 的选择是适当的。

[0044] 在参考图 5-8 描述的实施例中,多个温度传感器 12 被二维地布置。在其他实施例中,多个温度传感器 12 可以具有线性布置、曲线布置或其他一维布置。在这种实施例中,插值器 14a 适当地生成一维插值温度-位置曲线(例如 $T_s(x)$) 而不是二维表面 $T_s(x, y)$, 并

且,这种一维曲线的梯度 ∇T_s 具有一维导数(例如 $\nabla T_s = dT_s/dx$)的形式。

[0045] 更进一步,图4中所图示说明的最大读数选择器14a、14b只是示例。在另一适当的实施例中,最大读数选择器14将最大可用温度确定为由任意温度传感器12采集的最大温度读数,但丢弃高于异常阈值的任何温度。例如,异常阈值可以设定在43℃,因为这么高的温度读数对于活着的人类对象而言自然不可能是正确的。这一方法有利地不考虑任何不切实际的温度读数或非自然的温度读数,诸如可能源自多个温度传感器12中的发生故障的温度传感器。这种异常值排除还可以与图4的最大温度读数选择器14a、14b联合使用。尽管使用多个温度传感器12的方法具有优势,但还预期采用单个温度传感器以采集单个温度测量值,并且省略最大读数选择器14。

[0046] 返回参考图3,温度校正器16任选地增加最高可用温度读数15以说明皮肤内外的温度降,以便更准确地确定核心体温。可替代地,在输入至最大温度读数选择器14之前,可以对由多个温度传感器12采集的温度读数进行这种校正。在一种方法中,通过将诸如1℃等的固定量增加至最高可用温度读数15来进行这一校正,以提供对因皮肤中的热损失而产生的温度降的估计的校正。这一方法在计算上是简明的,但由于实际的皮肤温度降基于诸如水分(例如出汗)、环境温度、空气对流等的因素而变化,这一方法可能会导致一些误差。如本文稍后所描述的,可以使用计算上更精细的皮肤温度降校正。此外,温度校正器16可以对可能影响核心体温测量的准确度的其他因素进行校正。例如,如果电子温度传感器12是热电偶,则温度校正器16可以包括对温度-热电偶电压特性的非线性的校正。温度校正器16的输出是核心体温。

[0047] 任选地,温度测量设备包括用于采集除温度之外的其他生理参数的传感器。例如,诸如 SpO_2 传感器或 StO_2 传感器等的血氧传感器20采集测量值(在 SpO_2 或 StO_2 传感器的情况下通常为基于光学的测量值),该测量值由脉搏/氧提取器22转换成血氧水平读数和脉搏读数。可以包括不同的传感器或另外的传感器,诸如血压传感器。

[0048] 所得到的包括核心体温以及任选的诸如血氧和脉搏的其他读数的信息由诸如内置显示器(图3中未示出)、有线连接、所图示说明的无线发射器24或接收器等的适当的输出路径输出,该输出路径输出无线数据信号26等。核心体温测量设备任选地包括其他特征。例如,如果使用有线连接从温度测量设备卸载核心体温数据,则该有线连接可以合并有功率输入导线以给传感器12、20和处理器10提供功率。可替代地,如果使用所图示说明的无线发射器24或接收器从而使得核心体温测量设备为无线设备,则适当地包括板载电池28、电力电容器或其他板载电功率源。

[0049] 如先前所提到的,在一些实施例中,任选的皮肤温度校正器16采用估计的皮肤温度降校正,诸如1℃的温度降校正。这一方法在计算上是简明的,但是由于实际的皮肤温度降基于诸如水分(例如出汗)、环境温度、空气对流等的因素而变化,这一方法可能会导致一些误差。为了调和这种因素,在一些实施例中,皮肤温度校正器16采用基于反馈的更复杂的校正方法。在Fox等人的美国专利No. 3,933,045、Heikkilä等人的美国专利No. 5,816,706和Tokita等人的美国专利No. 6,886,978中公开了一些适当的温度校正算法,以引用的方式将这些专利都并入本文。

[0050] 一种适当的温度校正算法联合一个或多个皮肤温度传感器12而进行运算,将每个皮肤温度传感器配置为包括以可使用尺蠖驱动器、MEMS驱动器等调整的距离间隔开的平

行导电板或膜。这些温度传感器实际上是组合的温度 / 热流传感器,因为通过在不同的板间距下横跨两个板采集温度测量值,可以确定热流,进而可以根据热流估计皮肤温度降。将两个导电板的温度分别指定为 T_1 和 T_2 ,并且将核心体温指定为 $T_{\text{核心}}$,下列表达式成立:

[0051]

$$\frac{dT}{dt} = \alpha \frac{d^2T}{dx^2} \quad (1),$$

[0052] 其中, $\alpha = \lambda / \rho c_p$, λ 表示导热系数, ρ 表示密度,且 c_p 表示比热。在适当的坐标系中, x 表示深度,其中 $x = 0$ 对应于体内在温度 $T_{\text{核心}}$ 处的点,且 $x = h_s$ 对应于皮肤表面。方程式 (1) 的边界条件包括 $x = 0$ 处的核心体温 $T_{\text{核心}}$ (要被确定) 和 $x = h_s$ 处 (即,皮肤表面处) 的测量温度 T_s 。如果导电板在温度 T_2 处与皮肤接触或者用别的方法与皮肤良好的热连通,则 $T_s = T_2$ 以良好地进行近似。在此用 q_s 表示离开皮肤的热流。

[0053] 假设皮肤 33 可以表示成厚度为 h_s 且导热系数为 λ_s 的平面,则离开皮肤的热流 q_s (即,每单元面积的传热率) 可以写成:

$$[0054] \quad \text{在 } x = h_s \text{ 处, } q_s = -\lambda \frac{dT}{dx} \quad (2),$$

[0055] 并且,方程式 (1) 的解可以近似为:

[0056]

$$T_{\text{核心}} = T_s + \frac{h_s}{\lambda_s} q_s + \frac{h_s^2}{2\alpha_s} \frac{dT_s}{dt} \quad (3)。$$

[0057] 达到平衡时,方程式 (3) 简化为:

[0058]

$$T_{\text{核心}} = T_s + \frac{h_s}{\lambda_s} q_s \quad (4),$$

[0059] 方程式 (4) 表明,核心体温 $T_{\text{核心}}$ 比皮肤温度高出对应于 $(h_s / \lambda_s) \cdot q_s$ 的皮肤内外的温度降。

[0060] 通过使用分离平行导电板或膜的驱动器的反馈控制,可以针对不同的时刻 $t_i = \{t_1, \dots, t_n\}$ 测量各参量 T_s 、 q_s 和 $\frac{dT_s}{dt}$ 的值,以产生耦合方程矩阵:

[0061]

$$\begin{bmatrix} 1 & -\xi_1 & -\eta_1 \\ & \dots & \\ 1 & -\xi_n & -\eta_n \end{bmatrix} \begin{bmatrix} T_{\text{核心}} \\ \frac{h_s}{\lambda_s} \\ \frac{h_s^2}{2\alpha_s} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} T_s(t_1) \\ \vdots \\ T_s(t_n) \end{bmatrix} \quad (5),$$

[0062] 其中未知参量为 $T_{\text{核心}}$ 、 $\frac{h_s}{\lambda_s}$ 和 $\frac{h_s^2}{2\alpha_s}$,并且其中

$$[0063] \quad \xi \equiv q_s(t_i) \quad (6),$$

[0064] 并且

$$[0065] \quad \eta \equiv \frac{dT_s}{dt}(t_i) \quad (7)。$$

[0066] 在此假设在采集这组测量值的时间间隔 $\{t_1, \dots, t_n\}$ 期间, $T_{\text{核心}}$ 、 $\frac{h_s}{\lambda_s}$ 和 $\frac{h_s^2}{2\alpha_s}$ 是时间相关的。可以由温度校正器 16 使用最小二乘法最小化 (least squares minimisation) 程序或其他适当的耦合方程求解程序来解方程组 (5), 以提供核心温度 $T_{\text{核心}}$ 并且还提供通过皮肤表面的热流 q_s 。适当地选择取样时刻 t_i , 从而确保方程组 (5) 良好地达到条件。

[0067] 在一些实施例中, 由热测量和电测量的组合确定横跨平行板温度 / 热流传感器的平行导电板的热流。这一方法利用在此识别出的由泊松方程给出的静电势分布 ($\epsilon \cdot \nabla^2 \phi = 0$) 和温度分布的表达式 ($k \cdot \nabla^2 T = 0$) 之间的形式对应。比较这些方程式并且使用在布置为远离具有指定为 Ω_1 的表面的皮肤的导电板处的边界条件 $\phi|_{\Omega_1} = \phi_1$ 和 $T|_{\Omega_1} = T_1$ 以及在接触具有指定为 Ω_2 的表面的皮肤的导电板处的边界条件 $\phi|_{\Omega_2} = \phi_2$ 和 $T|_{\Omega_2} = T_2 = T_s$, 可以显示出

$$\eta_T = \left(\frac{k}{\epsilon} \right) \cdot C, \text{ 其中 } \eta_T \text{ 是这两个间隔开的导电板之间的热导, } C \text{ 是这两个间隔开的导电板的}$$

互电容, k 是将各导电板间隔开的介电材料的导热系数, 且 ϵ 是将各导电板间隔开的介电材料的介电常数。在推导热导 η_T 和互电容 C 之间的这一关系的过程中, 假设比值 k/ϵ 是常数。这一假设对于空气、泡沫、聚乙烯以及许多其他常见的介电间隔物来说是充分成立的。根据关系 $\epsilon = \epsilon_r \cdot \epsilon_0$, 介电间隔物的介电常数或电容率 ϵ 通过相对介电常数 ϵ_r 而与真空电容率 $\epsilon_0 \approx 8.8542 \times 10^{-12} \text{ F/m}$ 相关。

[0068] 图 9 示出了利用这一电容 / 热导的关系的适当的温度 / 热流传感器。两个导电板 30、31 由介电材料 32 间隔开。导电板 31 与皮肤 33 热接触。诸如压电元件、尺蠖元件等的驱动器 34 能够实现对导电板 30、31 的分离的电驱动控制。在这一实施例中, 相应的导电板 30、31 的温度 T_1 、 T_2 由相应的热电偶 35、36 或其他适当的温度换能器测量, 并且, 板 30、31 的互电容 C 由电容表 37 测量。将温度传感器 12 中的每个的温度 T_1 、 T_2 和互电容 C 输入至控制器 10, 其中将温度校正器 16 配置为应用参考方程式 (1)-(7) 且利用热流

$$f = (T_1 - T_2) \cdot \eta_T = (T_1 - T_2) \cdot \left(\frac{k}{\epsilon} \right) \cdot C \text{ 所述的温度校正。关系 } \eta_T = \left(\frac{k}{\epsilon} \right) \cdot C \text{ 使得对于已知的 (测量出的) } T_1 \text{ 和 } T_2,$$

横跨平行板 30、31 的热流 f 能够由使用电容表的简明的互电容测量确定,

据此可以估计皮肤内外的热流。有利地, 推导关系 $\eta_T = \left(\frac{k}{\epsilon} \right) \cdot C$ 所考虑的几何假设受到限制——例如, 可以使用不是平行板的间隔开导体。在图 9 的组合的温度 / 热流传感器中, 例如, 导电板 30 包括减少板间距并增加测量灵敏度的销或其他突起 38。可替代地, 板 31 上或者两个板 30、31 上可以包括一个或多个这种销或突起。

[0069] 作为另一方法, 温度校正器 16 可以进行基于诸如环境温度 (适当地使用不与皮肤接触或接近皮肤的温度传感器进行采集)、皮肤薄层电阻或电导率 (可使用驱动小电流的第一电极对和测量由驱动电流生成的电压的第二电极对进行测量) 等的生理测量所确定的皮肤温度降校正。查找表或经验公式适当地使皮肤温度降校正与测量出的环境温度、皮肤薄层电阻或其他参数相关。

[0070] 在温度校正器 16 的一些预期的实施例中, 使用 Tokita 等人的美国专利

No. 6, 886, 978 的校正方法, 其中可变加热器提供温度分布的扰动, 据此可以估计核心体温。在这一方法中, 对于图 9 的传感器, 温度分布可以写成 $(dT_2/dx) = a \cdot (T_{\text{核心}} - T_2) - b \cdot (T_2 - T_1)$, 其中 a 和 b 是常数, 且 $T_{\text{核心}}$ 是核心体温。在 Tokita (注意, 相对于图 9, Tokita 的标记颠倒了 T_1 和 T_2) 中推导出这一关系。图 9 的传感器用于针对可变加热器所提供的若干个不同的加热水平采集数据集 $(T_1, T_2, dT_2/dx)$, 从而产生可以同时求解的一组方程式以获得参数 a 、 b 和 $T_{\text{核心}}$ 。在一些适当的实施例中, 为了这一目的, 血氧传感器 20 的光源提供可变加热。例如, SpO_2 传感器通常包括用于采集 SpO_2 读数的半导体激光器、LED 或其他光源——还可以在不同的功率水平下操作光源, 以提供用于使用图 9 的传感器和如 Tokita 中所述的皮肤温度降校正的核心体温测量的可变加热。在一些这种实施例中, 通过省略销 38 来修改图 9 的传感器, 从而提供良好定义的平面几何结构。在其他实施例中, 保留销 38 以及电容表 37, 并且, 关系 $\eta_T = \left(\frac{k}{\epsilon} \right) \cdot C$ 用于推导板 30、31 之间的热流, 根据该热流以及 T_1 和 T_2 确定导数 dT_2/dx 。另外, 在这些实施例中, 可以省略驱动器 34, 其中使用热 (即, 加热) 扰动代替机械扰动。在省略驱动器 34 的情况下, 不可修改导电层或板 30、31 的间隔。

[0071] 参考图 10-15, 阐述了若干个可安装在头部的机械框作为将温度传感器阵列安装到在图 1 和图 2 中示出且具有接近核心体温的表面温度的表面 STA、PAA 中的一个或两个的方式的说明性示例。可安装在头部的机械框的使用促进了对核心体温的长期监测。

[0072] 图 10 示意性地示出了核心体温测量设备 40, 其包括以眼镜框 42 的形式的机械框。眼镜框 42 可以包含用于矫正视力的规定的镜片, 或者可以包含非矫正性镜片, 或者可以根本不具有镜片。第一组温度传感器 12f 安装在眼镜框的左弯部和右弯部附近, 并且与覆盖左耳廓和右耳廓前面的左颞浅动脉和右颞浅动脉的一部分的皮肤可操作地耦合。第二组温度传感器 12b 安装在左耳件 (earpiece) 和右耳件附近, 并且与覆盖在左耳廓和右耳廓后面向上的左动脉和右动脉的一部分的皮肤可操作地耦合。温度传感器 12f、12b 安装在支架 44 上, 每个支架都包括弹簧偏置 46, 其将支架耦合至眼镜框, 并且将所支撑的温度传感器压在覆盖富含动脉血的目标浅表区域的皮肤上。如所图示说明的, 读出控制器适当地由设置在眼镜框 42 上的微芯片 48 体现。有线连接 50 给微芯片 48 和传感器 12f、12b 提供功率, 并且提供用于卸载所采集的核心体温测量值以及任选的血氧或其他测量值的通道。还预期所描述的解决方案的无线实现方式。

[0073] 图 11 示意性地示出了核心体温测量设备 60, 其包括以具有配置为环绕左耳廓和右耳廓的延长部 64 (在图 11 中只有右侧延长部 64 是可见的) 的头后枕 62 的形式的机械框。将一个或多个温度传感器安装在设置在一个或两个延伸部 64 上的一个或多个支架 66 上。任选地, 限定出读出控制器 10 的微芯片 68 被设置在头后枕 62 上或头后枕 62 中, 并且经由在延长部 64 的内部延伸或沿延长部 64 延伸的电线 (未示出) 与支架 66 上的温度传感器可操作地连接。

[0074] 图 12 示意性地示出了核心体温测量设备 70, 其包括以包括设置在接近的耳廓周围但不具有头带的耳圈 72 的耳机的形式的机械框。所图示说明的实施例包括第一温度传感器支架 74 和第二温度传感器支架 76, 第一温度传感器支架 74 设置在右耳廓前面, 并且将一个或多个温度传感器与覆盖右颞浅动脉的一部分的皮肤耦合, 而第二温度传感器支架 76 设置在右耳廓后面, 并且将一个或多个传感器与覆盖在右耳廓后面向上的动脉的一部分

的皮肤耦合。所图示说明的核心体温测量设备 70 是无线设备,并且因此包括具有板载电池 28 或其他板载电源的读出控制器 10(图 3)以及安装在耳圈 72 上的无线发射器 24 或接收器。一些适当的板载功率设备和发射器是已知的,并且用于有时体现为耳圈的现有无线蓝牙耳机。

[0075] 图 13 示意性地示出了核心体温测量设备 80,其包括以具有用于一个或多个温度传感器的一个或多个支架的圆周头带 82 的形式的机械框,所述一个或多个温度传感器设置在圆周头带上并接近一个或两个耳廓,并且接触覆盖位于所接近的一个或两个耳廓附近的一个或多个富含动脉血的浅表区域的皮肤。在所图示说明的实施例中,前支架 84 设置在右耳廓前面,并且将一个或多个温度传感器与覆盖右颞浅动脉的一部分的皮肤耦合,而后温度传感器支架 86 设置在右耳廓后面,并且将一个或多个温度传感器与覆盖在右耳廓后面面向上的动脉的一部分的皮肤耦合。任选地,还接近左耳廓提供相对应的用于温度传感器的支架。有线连接 88 从下巴下方的读出控制器 90 延伸出来,以便卸载核心体温测量值和任选的其他测量值,并且向设备 80 供给电功率。下巴下方的读出控制器 90 适当地具有与图 3 的控制器类似的配置。

[0076] 图 14 示意性地示出了核心体温测量设备 100,其包括以大体半球形的头带 102 的形式的机械框,该头带具有带有温度传感器支架 104 的端部,该温度传感器支架设置在右耳廓前面,并且将一个或多个温度传感器与覆盖右颞浅动脉的一部分的皮肤耦合。读出控制器适当地安装在半球形头带 102 的顶部(在图 14 的透视图中的未示出)上,并且任选地包括无线发射器 24 或接收器。

[0077] 图 15 示意性地示出了核心体温测量设备 110,其包括以粘附垫 112 的形式的机械框,该粘附垫被粘附以接触覆盖右颞浅动脉的一部分的皮肤。一个或多个温度传感器适当地设置在粘附垫 112 上或粘附垫 112 下或粘附垫 112 中,并与皮肤热连通。在所图示说明的实施例中,刚性圆盘 114 包含一个或多个温度传感器以及适当地与图 3 的读出控制器 10 相符的读出控制器。

[0078] 在图 10-15 中图示说明的机械框只是示例。可以使用配置为将一个或多个温度传感器与具有接近核心体温的表面温度的表面可操作地耦合的其他可安装在头部的机械框。例如,Abreu 的美国公开的申请 2004/0059212 中示出的用于将温度传感器与 Abreu 的“脑部隧道”BTT 耦合的一些机械框容易适于支撑温度传感器阵列或其他多个温度传感器。

[0079] 参考图 16,可以以除通过使用可安装在头部的机械框之外的其他方式实践本文所公开的核心体温测量方法。例如,图 16 示出了具有主体的手持式口腔温度计 120,该主体包括:手柄 122,其包含微芯片 124 或体现控制器 10(参见图 3)的其他元件或元件的组合;颈部 126;以及大体球形的传感器头 128,其支撑传感器阵列或其他多个传感器 132。手柄 122 和颈部 126 使得医师、护士或其他人能够将大体球形的传感器头 128 插入对象的口腔中,优选在口腔内部的舌下囊中,并且更优选在口腔内部的舌下囊的后面区域或后方区域中。从控制器 10 读出的温度适当地经由内置 LCD 显示器 134 进行显示,或者可以经由无线或有线连接(在图 16 中未示出)从温度计 120 卸载。

[0080] 分布在大体球形的传感器头 128 上的多个温度传感器 132(在图 16 中由实心圆表示)的提供以及控制器 10 中的最大温度读数选择器 14 的适当实现方式充分改进了即使大体球形的传感器头 128 在舌下囊中充分错位也将获得准确的温度读数的可能性。多个温度

传感器 132 和最大温度读数选择器 14 的组合还提供了对个体解剖结构变化的稳健性,个体解剖结构变化可能会导致接近舌下囊的不常见的对象特异的动脉构造,或不常见的对象特异的舌下囊几何结构。为了温度插值的目的,多个温度传感器 132 的空间布置适当地表示为球面坐标系中的表面,或者表示为近似包绕大体球形的传感器头 128 的笛卡尔表面等。因为一些球面区域被颈部 126 至大体球形的传感器头 128 的连接占据,所以多个温度传感器 132 通常并未跨越整个球面。此外,还预期大体球形的传感器头 128 是椭圆形或其他形状的。

[0081] 已参考优选实施例描述了本发明。在阅读和理解先前的详细描述的基础上,其他人员可以进行修改和改变。本发明意在被解释为包括所有这种修改和改变,只要它们落入所附权利要求书及其等价物的范围内。

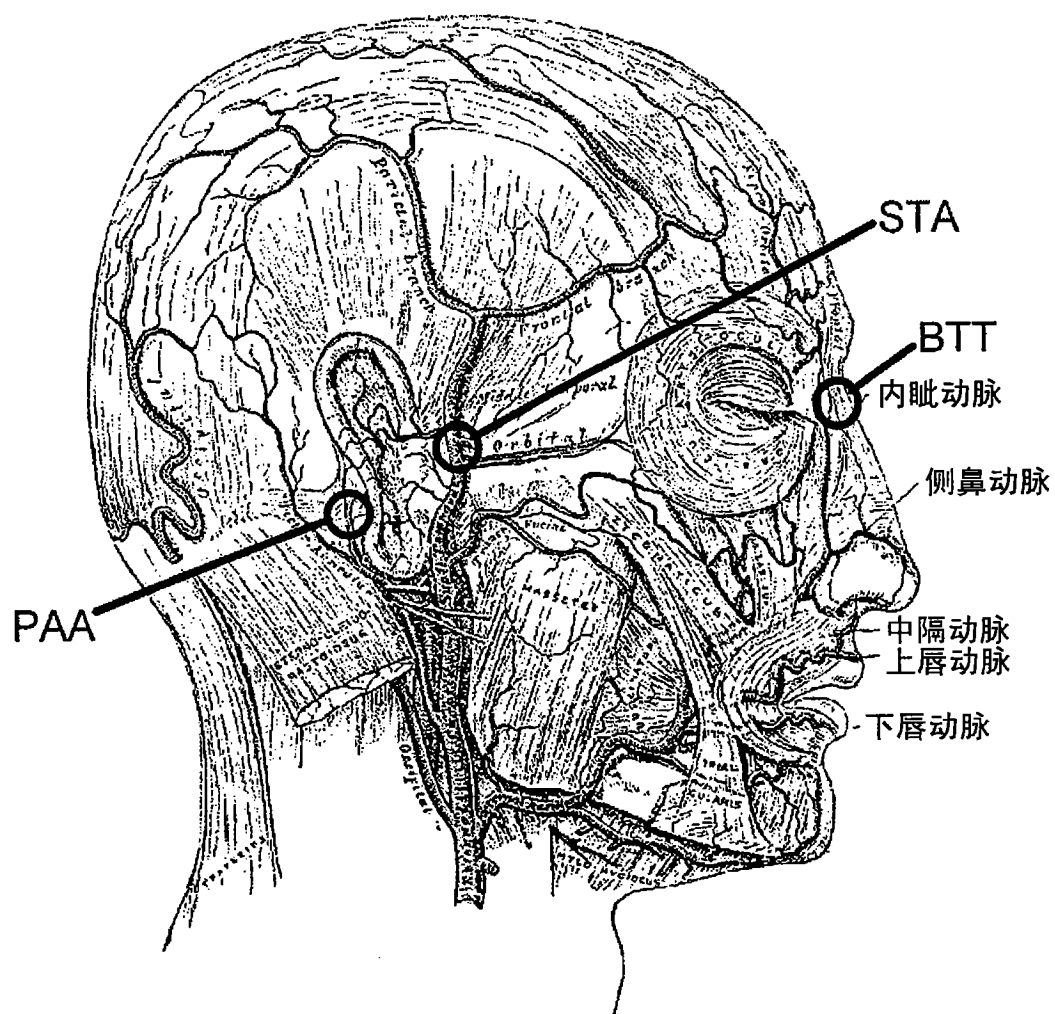


图 1

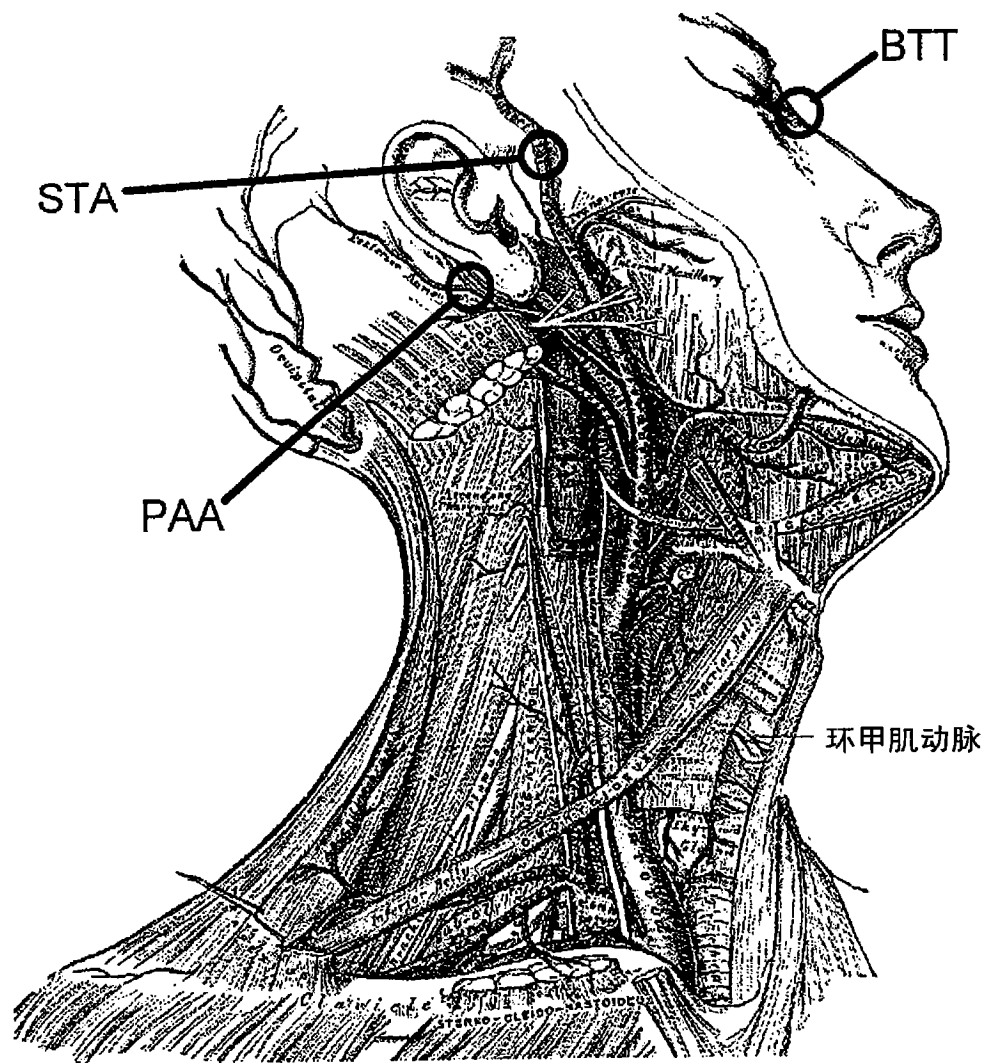


图 2

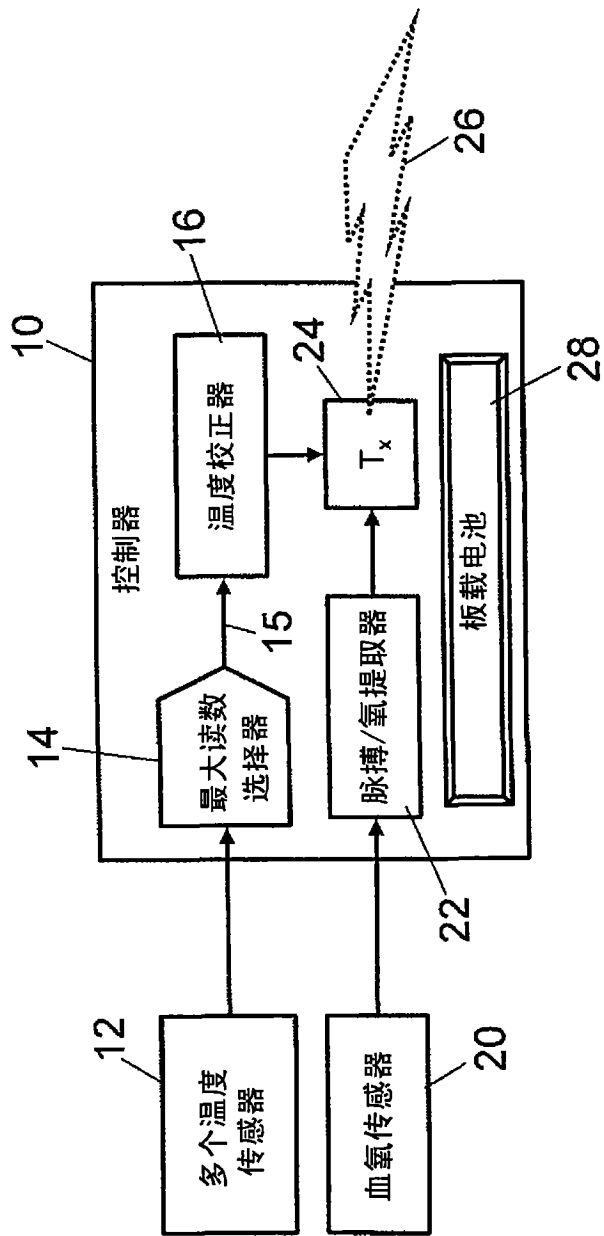


图 3

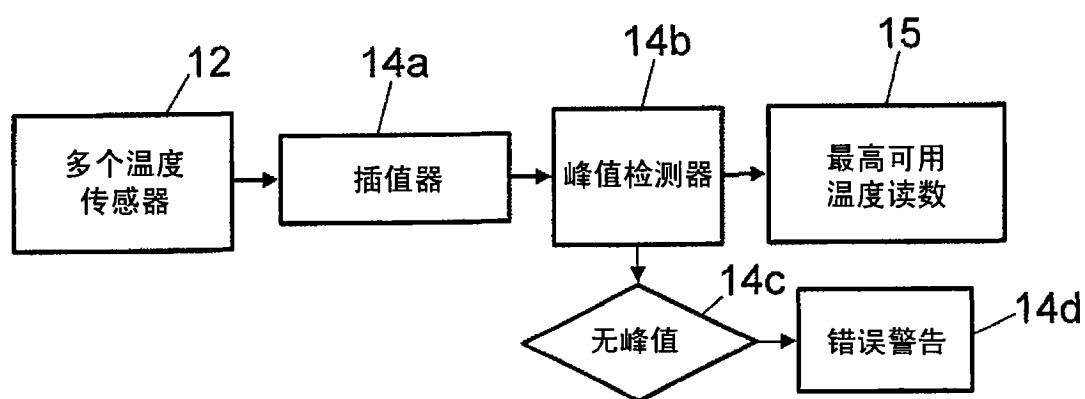


图 4

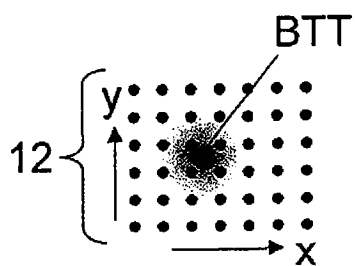


图 5

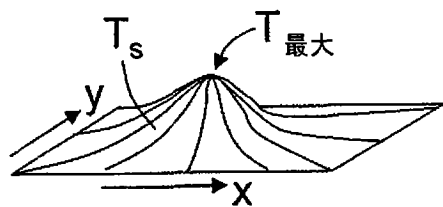


图 6

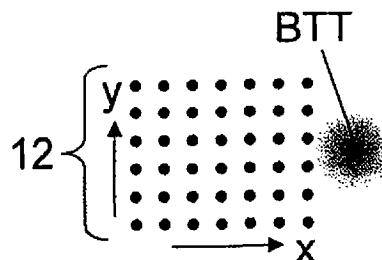


图 7

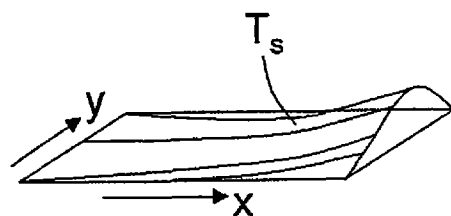


图 8

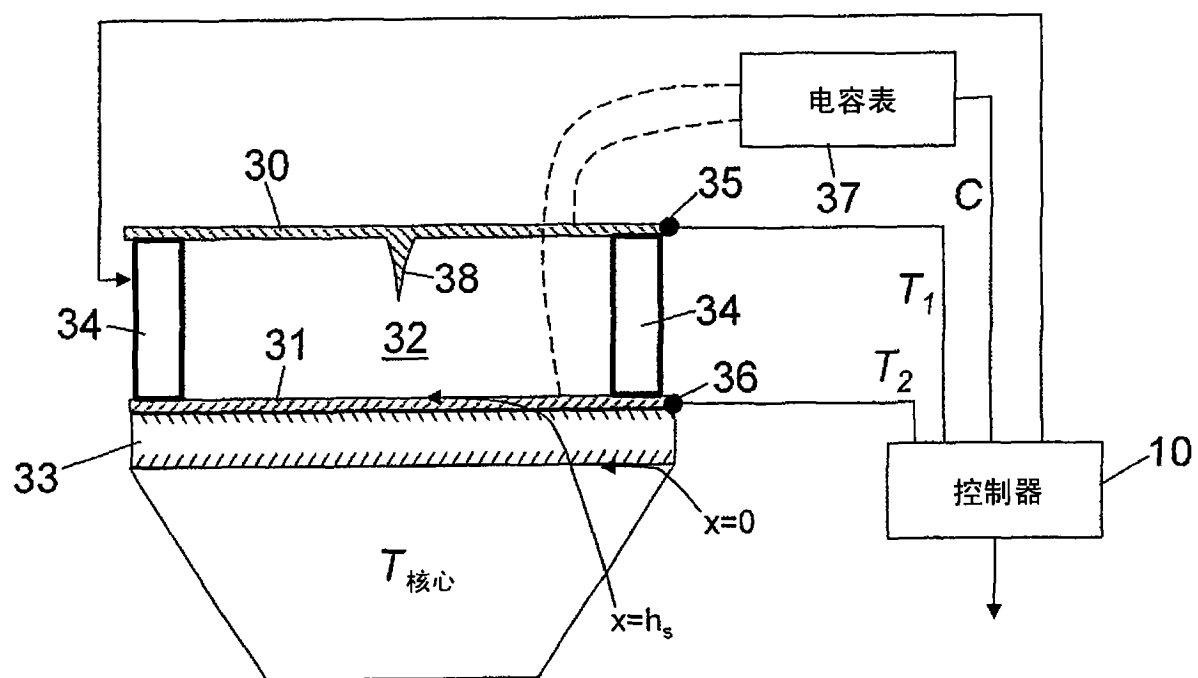


图 9

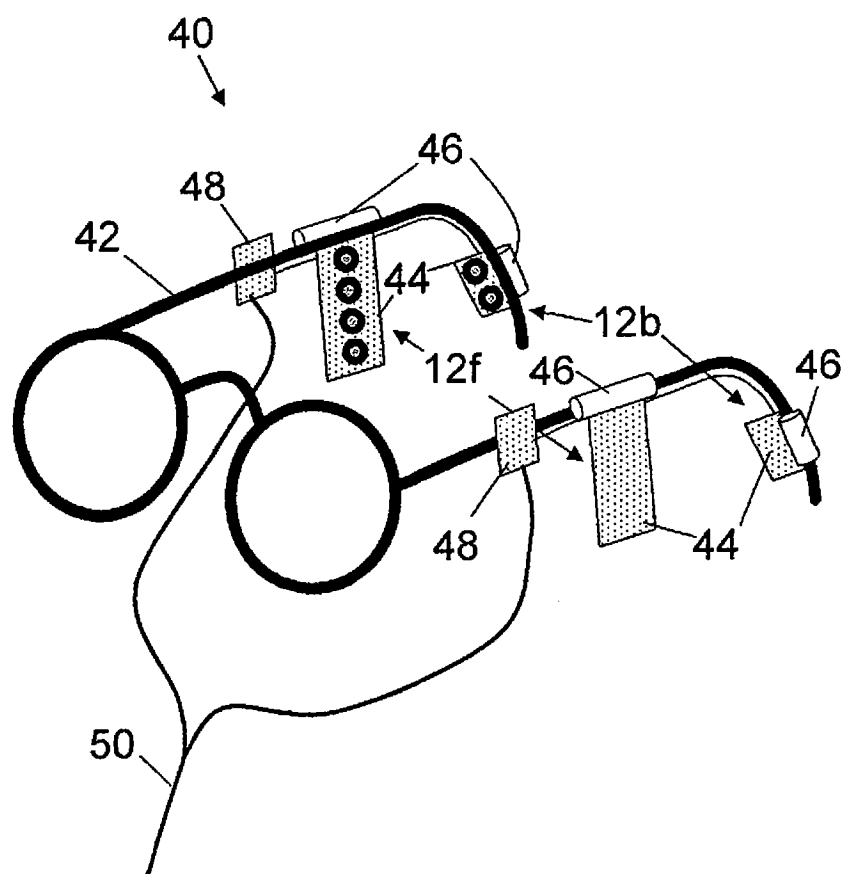


图 10

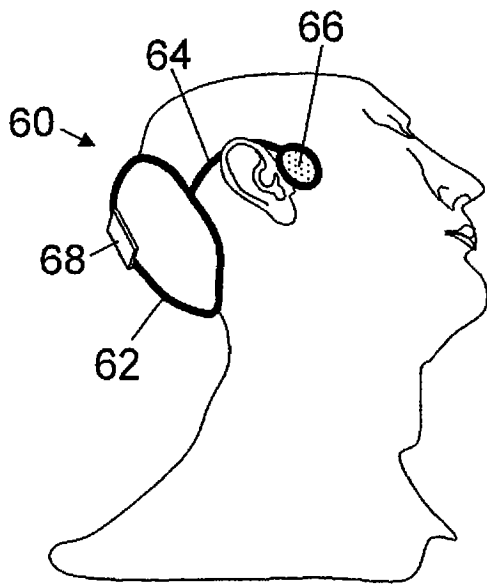


图 11

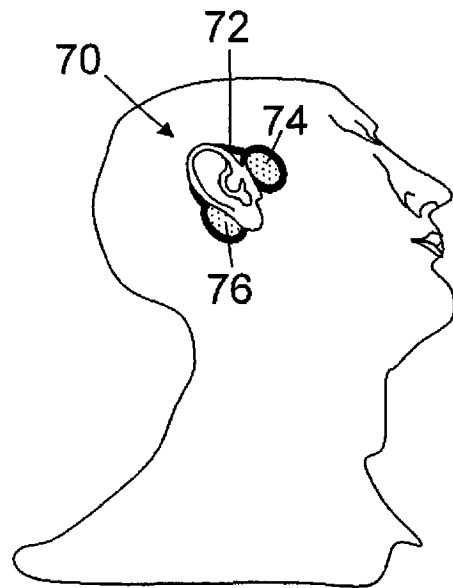


图 12

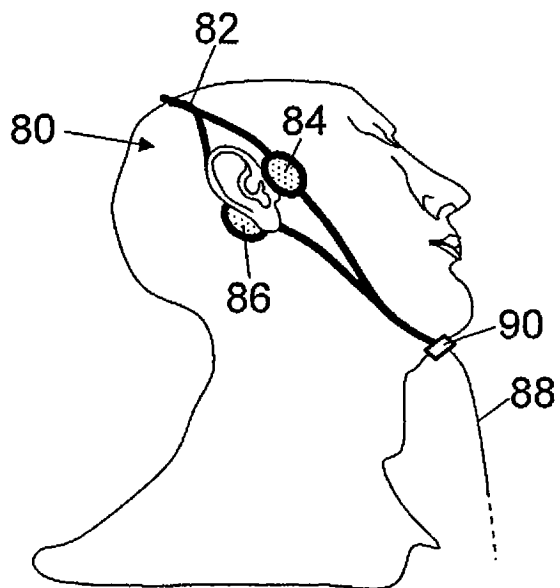


图 13

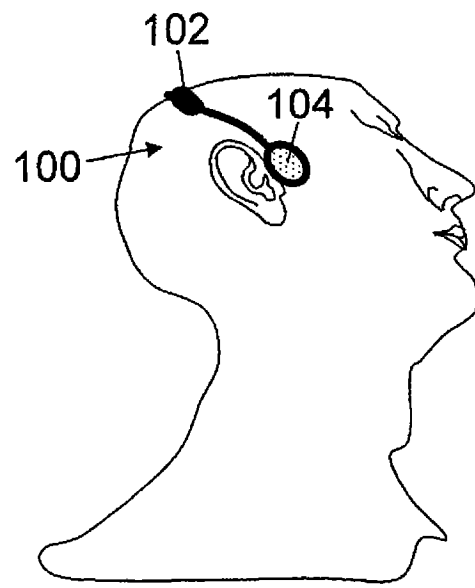


图 14

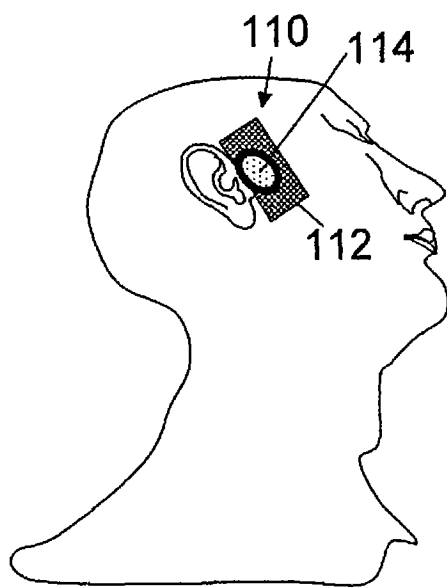


图 15

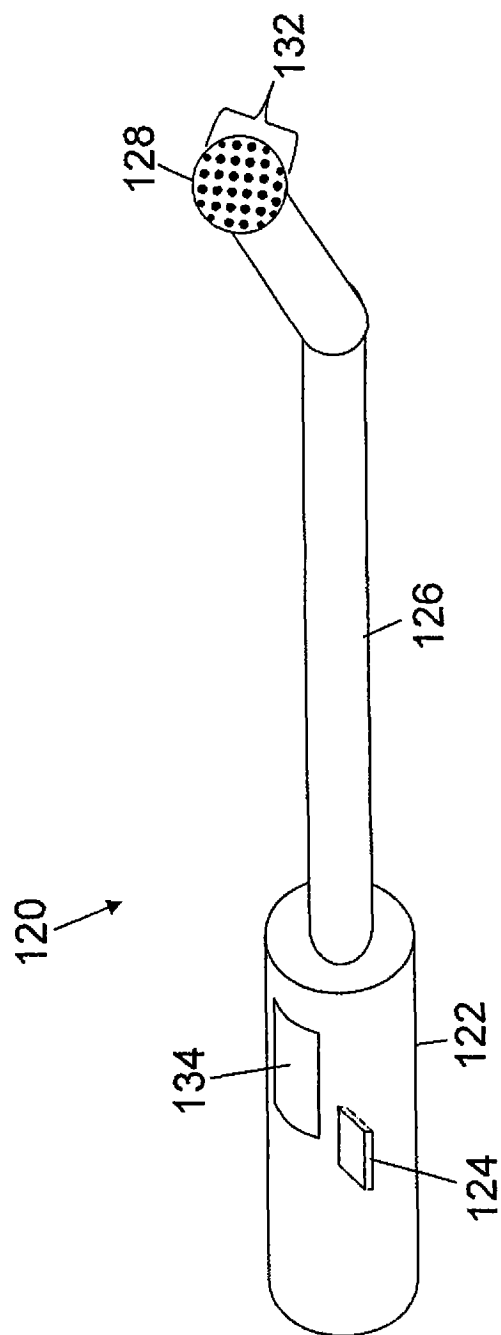


图 16