

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.  
A61B 5/01 (2006.01)



## [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580016014.1

[43] 公开日 2008年8月20日

[11] 公开号 CN 101247756A

[22] 申请日 2005.5.18

[21] 申请号 200580016014.1

[30] 优先权

[32] 2004.5.20 [33] US [31] 60/572,651

[86] 国际申请 PCT/IL2005/000513 2005.5.18

[87] 国际公布 WO2005/112547 英 2005.12.1

[85] 进入国家阶段日期 2006.11.20

[71] 申请人 麦迪辛有限公司

地址 以色列机场城海牙登街

[72] 发明人 莫瑟·雅登 麦纳瑟·巴拉克

[74] 专利代理机构 广州华进联合专利商标代理有限公司  
代理人 曾旻辉

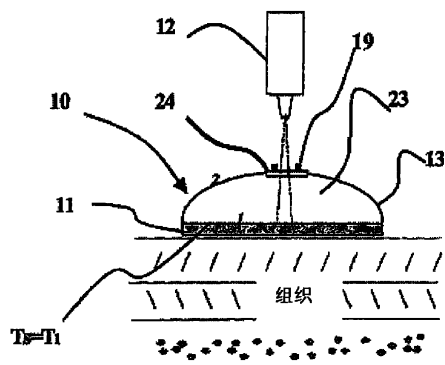
权利要求书 4 页 说明书 19 页 附图 11 页

[54] 发明名称

温度测量装置

[57] 摘要

一种用于非侵入式测量身体内部温度或热阻效应的设备，所述身体包括处于具有相当稳定的内部温度的内部区域和具有表面温度的外表面之间的热导媒介，所述设备包括：贴片，包括用于与外表面粘贴的至少一个接触元件和用于尽可能地使接触元件与周围热环境热绝缘的保温外罩；读取装置，用于读取贴片上的一个或多个热量值；处理元件，用于处理所述至少一个或多个热量值，以得到内部区域的内部温度或传导媒介的热阻系数。



1. 一种用于非侵入式测量身体内部温度或热阻效应的设备，所述身体包括处于具有相当稳定的内部温度的内部区域和具有表面温度的外表面之间的热导媒介，所述设备包括：

贴片，包括用于与外表面粘贴的至少一个接触元件和用于尽可能地使接触元件与周围热环境热绝缘的保温外罩；

读取装置，用于读取贴片上的一个或多个热量值；

处理元件，用于处理所述至少一个或多个热量值，以得到内部区域的内部温度或传导媒介的热阻系数。

2. 如权利要求 1 所述的设备，其特征在于：保温外罩和接触元件之间有气体。

3. 如权利要求 2 所述的设备，其特征在于：所述气体对于红外辐射是透明的。

4. 如权利要求 3 所述的设备，其特征在于：所述气体为空气。

5. 如权利要求 1 所述的设备，其特征在于：所述保温外罩和接触元件间为真空。

6. 如权利要求 1 所述的设备，其特征在于：所述贴片包括多个测量位置中的至少一个，该多个测量位置具有不同测量位置在外表面形成不同的热边界条件的特征。

7. 如权利要求 6 所述的设备，其特征在于：所述贴片包括三个测量位置。

8. 如权利要求 6 所述的设备，其特征在于：所述测量位置的特性为，具有下面这组特性中所选明显特性：不同的导热性，不同的厚度，或者不同的发射性，从而在外表面形成不同的边界条件。

9. 如权利要求 6 所述的设备，其特征在于：所述贴片包括多个测量位置中的至少一个，该多个测量位置特征为：每个测量位置形成两个或更多测量点，该测量点在外表面形成不同热边界。

10. 如权利要求 9 所述的设备，其特征在于：所述不同的热边界条件的特征为具有包括下组性质中所选显著性质：不同的热导率或不同的厚度。

11. 如权利要求 9 所述的设备，其特征在于：所述测量位置被热绝缘隔开。

12. 如权利要求 9 所述的设备，其特征在于：所述两个或两个测量点之间隔开一个比相邻测量位置的间隔距离小很多的距离，以消除或者大大减小二维效应。

13. 如权利要求 7 所述的设备，其特征在于：所述贴片的每个测量位置都配有至少一个热隔离的热或温度传感器，每个传感器都配有到贴片外部终端的引线，读取装置可以与其接触来读数。

14. 如权利要求 1 所述的设备，其特征在于：所述读取装置是红外辐射计。
15. 如权利要求 14 所述的设备，其特征在于：所述绝缘外罩上配有接入点，辐射计通过该接入点可以获取一个或多个热量值。
16. 如权利要求 15 所述的设备，其特征在于：所述接入点从包括窗口、开口、光栏或快门的组中选择。
17. 如权利要求 1 所述的设备，其特征在于：所述接触元件包括热阻系数和发射率相当低的位置，所述罩子具有低发射率，并且其中罩子足够大，可避免测向热通量，从而使得接触元件的温度在热稳定状态下与内部温度几乎相等。
18. 如权利要求 1 所述的设备，其特征在于：该设备还包括让使用者能校准及操作读取装置，并得知所计算的内部温度的用户界面。
19. 如权利要求 1 所述的设备，其特征在于：所述贴片还包括关于身体的身份信息，所述读取装置还包括读取身份信息的装备。
20. 如权利要求 19 所述的设备，其特征在于：所述用于读取用户信息的装备为条形码阅读器。
21. 如权利要求 19 所述的设备，其特征在于：所述贴片包括病人身份信息。
22. 如权利要求 19 所述的设备，其特征在于：所述接触元件还具有可将接触元件贴到外表面的粘贴材料。
23. 如权利要求 1 所述的设备，其特征在于：所述贴片具有至少一个粘贴表面。
24. 如权利要求 1 所述的设备，其特征在于：所述读取装置具有至另一个用于存储或进一步处理数据的设备的数据通信界面。
25. 如权利要求 1 所述的设备，其特征在于：所述处理单元具有一个数据通信界面。
26. 如权利要求 1 所述的设备，其特征在于：所述贴片还进一步包括用于适当校准读取装置的校准器。
27. 如权利要求 1 所述的设备，其特征在于：所述读取装置还包括读取端，其在读取时与贴片相接触，该读取端具有一次性罩子。
28. 如权利要求 13 所述的设备，其特征在于：所述读取装置还包括读取端，其在读取时与贴片相接触，该读取端具有一次性罩子；所述一次性盖子具有可使贴片的外部终端电接触的导电涂层。
29. 一种非侵入性测量身体内部温度或热阻系数的方法，所述身体包括具有相当稳定内部温度的内部区域和具有表面温度的外表面间的热导介质，所述方法包括：  
把包括至少一个接触元件和带有接触元件的绝缘外罩的贴片与外表面接触并使得接触元件达

到热稳定状态；

在使用读取装置的贴片上获取一个或多个热量值；

使用处理单元处理所述至少一个或多个数量值以得到内部区域的内部温度或传导介质的热阻系数。

30. 如权利要求 29 所述的方法，其特征在于：包括测量物理身体的热阻系数。

31. 如权利要求 29 所述的方法，其特征在于：包括：

得出贴片上多个测量位置的热量值；

利用每个位置的关系，解一系列与多个测量位置相关的方程来得到传导介质的内部温度或热阻系数：

$$q''_k = \left( \frac{K_{eff}}{\Delta X} \right) (T_{deep} - T_s)$$

其中

$q''_k$  是热导介质的热通量

$K_{eff}$  是热导介质的有效电导率

$\Delta X$  是热导介质的厚度

$T_s$  是皮肤表面所测温度

$T_{deep}$  是内部温度

32. 如权利要求 29 所述的方法，其特征在于：包括：

在贴片上的多个测量位置中的不同测量点得到热量值，

利用每个位置的关系，解一系列涉及多个测量位置的方程来得到传导介质的内部温度及热阻系数：

$$q'' = \frac{K_{si}}{\Delta X_{si}} \underbrace{(T_{si} - T_{ci})}_{\Delta T} = \left( \frac{K_{eff}}{\Delta X} \right) (T_{deep} - T_{si})$$

其中

$q''$  为热通量

$K_{si}$  为 i-th 位置点 S 接触元件的传导性

$\Delta X_{si}$  i-th 位置点 S 接触元件的厚度

$T_{st}$  是 I-th 位置点 S 处接触元件的温度

$T_{ci}$  是 I-th 位置点 C 处接触元件的温度

$K_{eff}$  为热导媒介的有效传导率

$\Delta X$  为热导媒介的厚度

$T_{deep}$  是内部温度

33. 如权利要求 29 所述的方法，其特征在于：所述接触元件包括一个具有十分低的热阻系数的位置，使得其上的温度处于稳态并与内部温度几乎相等，其中得出温度的步骤包括使内部温度与外在温度几乎相等。

34. 如权利要求 29 所述的方法，其特征在于：得出温度的过程包括从预定的校准表加一个已知的修正值。

35. 如权利要求 29 所述的方法，其特征在于：还包括反复确定接触元件处的热通量，当热通量相当稳定时指示所述接触元件是否达到稳定状态。

36. 如权利要求 29 所述的方法，其特征在于：还包括反复确定接触元件的温度并且指示接触元件在温度相当稳定时是否达到热稳定状态。

## 温度测量装置

### 发明领域

本发明涉及高速、准确的温度测量。更具体地说，本发明涉及通过测量物体表面温度来计算物体内部温度的设备。

### 背景技术

物体的内部温度可以通过物体的外表面温度确定，该外表面温度利用基于传导的设备或基于辐射的设备测量。假设被测物体具有内部温度处于相当稳定状态的内部以及外表面。很多情况下希望知道该物体的内部温度。例子：监视保存有危险化学物质的箱子的内部安全等级，确定牲畜是否已经准备好受精，或检查医院里病人的温度。

本发明说明书的背景部分回顾了作为物体温度测量一般应用的人体温度测量方案，并且描述了现有技术。

对于基于传导的测量，温度计探针在测量过程中必须与物体一直接触。该温度测量是为了测量物体内部组织的温度，此温度与物体中心温度很接近。该测量设备与外部组织，如皮肤或更理想地，与比较热绝缘的外部组织，如喉咙，相接触。大概需要10分钟才能通过外部组织的对流来使测量装置达到能测量内部组织温度的平衡温度。这么长的测量时间对病人来说不方便。

可以采用预测算法来缩短测量时间。然而，通常这会导致缩短的测量时间所引起的较低精度的代价。

另一方面，红外(IR)辐射是一种快速测量温度的方法。同样，最精确的测量从保护的外部组织得到，因而红外温度计通常测量鼓膜(耳膜)温度。

然而，这样的测量被认为是侵入式的，会打扰病人。另外由于耳道不都是直的从而视线不能直接到耳膜，存在一定的局限性。此外，当利用辐射来直接测量皮肤温度，该测量受环境温度影响。

传导式测量的一个改进是与病人皮肤持久接触的温度计。由于该持久粘贴的温度计在完成温度测量的时候有足够时间达到热平衡，该方案可以达到高的精确度。

然而，把温度计贴在身体上是有问题的。长时间“戴着”这样的设备对病人，尤其是婴儿来说不方便。

本发明还利用了延长接触达到高精度传导的原理。然而只有无源元件和病人接触(被病人戴着)。实际的测量要么通过红外测量设备从无源传导接触装置读取温度，要么在无源元件包

含热传感器情况下通过合适电子设备完成。

本发明人早前的发明，美国专利 NO.62800397，发明名称为“高速准确的温度测量设备”(2001)中已经确定，从人体，例如从血管到皮肤，散发出的热通量和在皮肤上测量的温度一起可以用来准确得出人体的内部温度。本发明同样涉及在温度测量中利用热通量，然而该分析是在稳态时所做而不是暂态时所做。在稳态时，热通量为常数，并且温度的所有时间派生值为零。因此，可以利用简化的模型来得到内部温度。本发明与早前专利的区别还在于，它读取得的温度所涉及的表面与所测物体的表面持续接触，从而使得内部物体温度的计算更准确。

总之，本发明的主要目的是提供一种方便，快速，准确测量内部温度的装置。

看完本说明书及参考附图后可知道本发明的其他目的和优点。

#### 发明内容

根据本发明的优选实施例提供了用于非侵入式测量身体内部温度或热阻系数的设备，该身体包括具有相当稳定的内部温度的内部区域和具有表面温度的外表面间的热导媒介，该设备包括：

贴片，包括用于与外表面粘贴的至少一个接触元件和用于尽可能地使接触元件与周围热环境热绝缘的保温外罩；

读取装置，用于读取贴片上的一个或多个热量值；

处理元件，用于处理所述至少一个或多个热量值，以得到内部区域的内部温度或传导媒介的热阻系数；

另外，根据本发明的另一个优选实施例，在保温外罩和接触元件之间有气体。

另外，根据本发明的另一个优选实施例，所述气体对于红外辐射是透明的。

另外，根据本发明的另一个优选实施例，所述气体为空气。

另外，根据本发明的另一个优选实施例，所述保温外罩和接触元件间为真空。

另外，根据本发明的另一个优选实施例，所述贴片包括多个测量位置中的至少一个，该多个测量位置具有不同测量位置在外表面形成不同的热边界条件的特征。

另外，根据本发明的另一个优选实施例，所述贴片包括三个测量位置。

另外，根据本发明的另一个优选实施例，所述测量位置的特性为，具有下面这组特性中所选明显特性：不同的导热性，不同的厚度，或者不同的发射性，从而在外表面形成不同的边界条件。

另外，根据本发明的另一个优选实施例，所述贴片包括多个测量位置中的至少一个，该多个测量位置特征为：每个测量位置形成两个或更多测量点，该测量点在外表面形成不同热边

界。

另外，根据本发明的另一个优选实施例，所述不同的热边界条件的特征为具有包括下组性质中所选显著性质：不同的热导性或不同的厚度。

另外，根据本发明的另一个优选实施例，所述测量位置被热绝缘隔开。

另外，根据本发明的另一个优选实施例，所述两个或两个测量点之间隔开一个比相邻测量位置的间隔距离小很多的距离，以消除或者大大减小二维效应。

另外，根据本发明的另一个优选实施例，所述贴片的每个测量位置都配有至少一个热隔离的热或温度传感器，每个传感器都配有到贴片外部终端的引线，读取装置可以与其接触来读数。

另外，根据本发明的另一个优选实施例，所述读取装置是红外辐射计。

另外，根据本发明的另一个优选实施例，绝缘外罩上配有接入点，辐射计通过该接入点可以获取一个或多个热量值。

另外，根据本发明的另一个优选实施例，所述接入点从包括窗口、开口、光栏或快门的组中选择。

另外，根据本发明的另一个优选实施例，接触元件包括热阻系数和发射率相当低的位置，所述罩子具有低发射率，并且其中罩子足够大，可避免测向热通量，从而使得接触元件的温度在热稳定状态下与内部温度几乎相等。

另外，根据本发明的另一个优选实施例，所述设备还包括用户界面，从而使得使用者能校准及操作读取装置，并得知所计算的内部温度。

另外，根据本发明的另一个优选实施例，所述用于读取用户信息的装置为条形码阅读器。

另外，根据本发明的另一个优选实施例，所述贴片包含病人识别信息。

另外，根据本发明的另一个优选实施例，所述接触元件还具有粘贴材料以将接触元件贴到外表面。

另外，根据本发明的另一个优选实施例，所述贴片具有至少一个粘贴表面。

另外，根据本发明的另一个优选实施例，所述读取装置具有至另一个用于存储或进一步处理数据的设备的数据通信界面。

另外，根据本发明的另一个优选实施例，所述处理单元具有一个数据通信界面。

另外，根据本发明的另一个优选实施例，所述贴片还进一步包括用于适当调整读取装置的校准器。

另外，根据本发明的另一个优选实施例，所述读取装置还包括读取端，其在读取时与贴片相接触，该读取端具有一次性罩子。

另外，根据本发明的另一个优选实施例，所述读取装置还包括读取端，其在读取时与贴片相接触，该读取端具有一次性罩子。其中所述一次性盖子具有导电涂层，以使贴片的外部终端可电接触。

因此，同样根据本发明的一个优选实施例，提供了非侵入性测量身体内部温度或热阻系数的方法，所述身体包括处于温度相当稳定内部的内部区域和具有表面温度的外表面之间的热导介质，所述方法包括：

将具有至少一个接触元件和带有接触元件的绝缘外罩的贴片与外表面接触并使得接触元件达到热稳定状态；

在使用读取装置的贴片上获取一个或多个热量值；

使用处理单元处理所述至少一个或多个数量值以得到内部区域的内部温度或传导介质的热阻系数；

另外，根据本发明的另一个优选实施例，所述方法包括测量身体的热阻系数。

另外，根据本发明的另一个优选实施例，所述方法还包括：

得出贴片上多个测量位置的热量值。

利用每个位置的关系，解一系列与多个测量位置相关的方程来得到传导介质的内部温度或热阻系数

$$q''_k = \left( \frac{K_{eff}}{\Delta X} \right) (T_{deep} - T_s)$$

其中

$q''_k$  是热导介质的热通量

$K_{eff}$  是热导介质的有效电导率

$\Delta X$  是热导介质的厚度

$T_s$  是皮肤表面所测得的温度

$T_{deep}$  是内部温度

另外，根据本发明的另一个优选实施例，所述方法还包括：

在贴片上的多个测量位置中的不同测量点得到热量值。

利用每个位置的关系，解一系列涉及多个测量位置的方程来得到传导介质的内部温度及热阻系数

$$q'' = \frac{K_{si}}{\Delta X_{si}} \underbrace{(T_{si} - T_{ci})}_{\Delta T} = \left( \frac{K_{eff}}{\Delta X} \right) (T_{deep} - T_{si})$$

其中

$q''$  为热通量

$K_{si}$  为 i-th 位置点 S 接触元件的传导率

$\Delta X_{si}$  i-th 位置点 S 接触元件的厚度

$T_{si}$  是 i-th 位置点 S 处接触元件的温度

$T_{ci}$  是 i-th 位置点 C 处接触元件的温度

$K_{eff}$  为热导媒介的有效传导率

$\Delta X$  为热导媒介的厚度

$T_{deep}$  是内部温度

另外，根据本发明的另一个优选实施例，所述接触元件包括一个具有十分低的热阻系数的位置，使得其上的温度处于稳态并与内部温度几乎相等。其中得出温度的步骤包括使内部温度与外在温度几乎相等。

另外，根据本发明的另一个优选实施例，得出温度的过程包括从预定的校准表加一个已知的修正值。

另外，根据本发明的另一个优选实施例，所述方法进一步包括反复确定接触元件处的热通量，当热通量相当稳定时指示所述接触元件是否达到稳定状态。

另外，根据本发明的一个优选实施例，所述方法进一步包括反复确定接触元件处的温度并且指示接触元件在温度相当稳定时是否达到热稳定状态。

附图说明：

本发明仅以示例方式，参考附图，描述于此，其中同样元件以同样的参考数字表示。

图 1 表示人体外表面的热通量；

图 2 为本发明的框图；

图 3A 为带有红外辐射读取装置的本发明第一优选实施例截面侧视图；

图 4 表示了根据本发明的粘贴在病人上的贴片以及读取装置；

图 5A 为根据本发明第一优选实施例的贴片的截面侧视图；

图 5B 为根据本发明第一优选实施例的实现为具有不同发射特性的同心环贴片的顶部视图；

图 5C 为根据本发明第一优选实施例的实现为具有不同发射特性的同心环贴片的截面侧视图；

图 5D 为根据本发明第一优选实施例的实现为具有不同发射性、导电性及厚度的相邻环的贴片的顶部视图；

图 5E 为根据本发明第一优选实施例的实现为具有不同发射性、导电性及厚度的相邻环的贴片的截面侧视图；

图 6 为热通量平衡图解；

图 7 为根据本发明第二优选实施例的接触元件的截面侧视图；

图 8A 为 根据本发明第二优选实施例的接触元件的顶部视图；

图 8B 为 本发明第二优选实施例的截面侧视图；

图为 根据本发明第三优选实施例的接触元件的截面侧视图。

## 具体实施方式

本发明用于测量具有相当稳定的内部温度的内部区域的身体内部温度或热阻系数，与热导媒介相接触的区域包括一个或多个层，所述媒介有可用于读取涉及表面的温度的外表面。

一个实例是测量流过绝缘管的液体的温度，该流动以管壁作为媒介及外表面为槽的外绝缘体。另一个实施例(图1)是测量病人血管温度( $T_{deep}$ )，媒介为血管上的多层组织，外表面为皮肤表面(温度  $T_s$ )。

为了示意说明，本具体实施方式着重描述病人身体中心温度的测量。因此，必须记住本说明提到的“身体中心”，“组织”，及“皮肤表面”，这些术语分别代表了术语“具有十分稳定热状态的温度的内部区域”，“媒介”和“外表面”。

图1表示了身体外表面的热通量  $q''_s$ 。热量在身体中心( $T_{deep}$ )流动，也通过一层或多层组织在外部皮肤表面( $T_s$ )流动。方向为从高温区域向低温区域流动。如果温度恰好相同，则热通量等于0。假定身体热量处于相当稳定状态并且热通量基本上固定。

本发明从涉及皮肤表面的温度测量中得到  $T_s$ 和  $q''_s$ ，接着确定  $T_{deep}$  和/或传导媒介的热阻系数，通过以下一维稳态关系，定义为有效传导率及介质厚度的关系：

$$q''_s = \left( \frac{K_{eff}}{\Delta X} \right) (T_{deep} - T_s)$$

其中：

$q''_s$  是由在皮肤表面若干位置测量的温度确定的热通量

$K_{eff}$  是皮肤表面和表面组织下的血管层之间所有层的总的等价传导率

$\Delta X$  是从表面到血管层的距离

$T_s$  是在皮肤表面测量的温度

如前面已提到的， $\left( \frac{K_{eff}}{\Delta X} \right)$  的关系代表所讨论的传导介质的有效热阻系数。

本发明通过测量相当稳定的热状态下皮肤表面一个或多个点的温度得到  $T_{\text{deep}}$  和/或所述传导媒介有效热阻性的值。所讨论的点位于无源设备或贴片上，与物体外表面接触足够长时间以达到热平衡状态。

图 2 表示出了本发明的主要元件。所述发明包括温度相关值的读取装置 12，其可以以多种方式实现。图 3A 表示出了读取辐射红外能量的实际应用，图 3B 表示出了读取电信号的一个实现方式。

贴片 10 是连接到病人身体的无源元件。它可以通过已公知的多种连接装置连接。例如，为了与身体相连，贴片 10 在与身体接触的表面可以包含胶沾或者用带子与身体连接。在工业应用中，贴片 10 可以通过扣件、焊接或其他现有技术中熟知的连接方式与物体连接。

贴片 10 包括一个或多个处于热量十分稳定状态(热平衡)并且被一个或多个罩子 13 罩住的接触元件 11。接触元件 11 具有高传导率的特性。接触元件 11 必须足够大以避免二维横向热通量效应，其从内部区域到外表面垂直于热量的轴向。接触元件的合适原料的示例是不锈钢或涂有不会相互排斥的薄涂层的铝所制成的金属薄片。罩子 13 具有好的绝缘特性并且不传递辐射热量。它使接触元件 11 和周围热环境绝缘。由于这里利用了术语“贴片”，可以理解为一指的是包括接触元件 11 和罩子 13 并系于所测量物体(如，病人的身体)的任何无源元件。

由接触元件 11 和罩子 13 形成的体积 23 具有作为一个好的绝缘体的特性，例如，其为空气之类的气体，或者真空。其组成材料还取决于读取装置 12 所使用的类型。如果读取装置 12 是红外辐射辐射计，该体积还具有对红外辐射部分或完全透明的特性。如果读取装置基于其他原理，例如读取电子信号或与温度相关的电特性(如稍后所描述)，该体积可以是对红外不透明的。

读取装置 12 用于在接触元件 11 的点(在一个实施例中，也在罩子 13)读取与温度相关的热量值。这可以用多种方式来完成。

读取装置 12 的一种实现方式是作为红外辐射计在各点(图 3A)读取红外辐射。在这个情况下，对于辐射不传热的罩子 13 有必要包含一个校准器 19 以把读取装置 12 定位于点上，以及在罩子 13 中定位一个小的接入点 24，辐射计可以通过它读取辐射。实现接入点 24 的一种方式使它永久红外透明但是又足够小以不明显溢出红外辐射，例如做成窗或者开口。另一种

实施接入点 24 的方式是使它 IR 不透明但是可以在读取时由辐射计读取装置 12 打开，例如，作为被辐射计打开并且在移开辐射计时关闭的弹簧铰链快门，或者作为如用来让光进入摄像头的孔径之类的控光装置。虽然有多少辐射从接入点 24 中溢出在这个实施例和第二个实施例中并不紧要，尽量把这个值减小以得到更好的信噪比。

实现读取装置 12 的另一个方式是作为一个从电信号或电特性(图 3B)中得出测量值的设备。在那个情况下，给所要读的贴片 10 上的点提供了一个温度传感器，如电热调节器 25 或热电偶，并且传感器输出经过导线 28 连到罩子 13 外部的终端 27 并且读取装置可以通过校准器 19 调整到它从而读取终端输出。为了提供热通量，我们可以使用由绝缘体 26 隔开的两个电热调节器。

处理单元 14 包括保持数据的存储器 17 及处理来自读取装置 12 的信号以确定所读取的各点温度及对这些温度运用算法来得出  $T_{deep}$  的处理器 15。

用户接口 16 可包括各种用户控制接口，如显示频，峰鸣器，或控制键，来使用户可以操作读取装置 12 及获知处理信息，特别是  $T_{deep}$  的值。

还可以给读取装置 12 或者处理单元 14 提供数据通信接口 35 来与外界设备，如个人计算机交流数据传输或控制。该交流可以是有线的或无线的，如一个标准通用串行总线 (USB) 接口。

电源 33 给读取装置 12 的有源元件，处理单元 14，用户接口 16 供电。取决于应用，供应电源可以连接到稳恒电压源，可充电电池或电池组，或其他电源。

在本发明的多种实施方式，如这里所描述的医学应用中，最好基于使用或制造方便而把读取装置 12，处理单元 14，和用户接口 16 组合成单独设备。

在例如医学应用的需无菌的实施例中，读取装置 12 包括把读取装置 12 同贴片 10 的直接接触隔离以防交叉感染的装置。在这种情况下，读取装置 12 还包括在读取时与贴片接触的读取端，以及测量前连在读取端的一次性探头罩子。同样，在这些实施例中，贴片 10 最好实现为包括可生物兼容的便宜材料的一次性粘合贴片。

贴片 10 可以包括标识信息装置如条形码及可以包括身份读取装备的读取装置 12，如条形码读取装置。

图4表示出了和病人9连接并被读取装置12读取的贴片10。在测量人体温度的这个情况下，贴片10最好连接到病人靠近动脉部位的皮肤，比如颈动脉，此处温度和身体中心温度十分相近。正如图形所示，本发明是非侵入式的，对病人和操作者都十分方便。贴片10可以和病人身体长时间保持接触，例如作为粘性贴片。在其与身体连接的短时间内，接触元件11达到稳定状态，之后其在任何时间都可以被读取装置读取。读取结果被处理单元16处理并得到内部温度( $T_{deep}$ )和/或热阻性，其可通过用户接口16传输到用户，例如作为一组七段显示的数字表示。内部温度及病人身份还可以通过通信接口如个人计算机的外部设备传达。

本发明主要存在三种最佳实施方式。这些实施方式一旦理解后，可以为本领域技术人员提供各种等价实现方式的启示。

现在参考图3A描述本发明的第一实施例。该实施例要求读取装置12作为早前参考图3A所描述的红外辐射计实施方式。因此，在此实施例中，贴片10的罩子13包括接入点24，使得红外辐射可以被读取。这里实现了两个读取，一个通过接入点24在一个点测量红外辐射，如在图中标示在接触元件11的表面的1，另一个在罩子13的外表面，如图中表示的2。正如以后会解释的，为了最大的准确性，最好测量至少三对这种点1和2，例如如图5A所示使用贴片10实现。在那个实现方式中，接触元件11分为三个区间，A，B，和C，各自有不同的热边界条件，因此有不同的 $q_s''$ 和 $T_s$ 。接触元件11上的热边界条件可以根据接触元件的本身特性，如厚度，传导率，以及发射率而改变。需要注意，有必要在各点间形成一定区别。可以通过利用上述特性中的一个或多个来达到这个目的。

每个分区与其他分区热绝缘以消除各分区之间的侧向热传导或各部分之间的对流。所述热绝缘采用如图5A的完全隔离罩子13方式或在具有共同罩子的分区间的间隔物。

现在描述第一实施例的几种其他实现方式。图5B和图5C分别是接触元件11的实现方式的顶部视图和截面侧视图，其中区间A，B和C实现为具有不同发射特性并且与分隔装置31热绝缘的同心环。

图5D和图5E分别是接触元件11的实现方式的顶部视图和截面侧视图，其中截面A，B和C实现为具有不同发射特性并且与分隔装置31热绝缘的相邻环。

图5F和图5G分别是接触元件11的实现方式的顶部视图和截面侧视图，其中截面A，B和C实现为与5D和5E相近似而其中截面A，B，C实现为同心环。

现在参考图 6 描述热通量的测量。注意:接触元件 11 和皮肤之间的热流方向为从高温到低温。为了方便描述,假定接触元件 11 温度更低并且流向为从皮肤到元件。这同时表现在图 6 中。

我们可以忽略从接触元件 11 到环境的对流,因为它被绝缘罩子最小化。由于接触元件 11 处于热稳定状态,其表面为热平衡,使得进入元件的热量总量等于流出的热量。

因此,要么:

$$(q_k'' \cdot F_1) + (q_{in}'' \cdot F_1) - (q_{out}'' \cdot F_1) = 0 : \quad (\text{当接触元件 11 处于热稳定状态(热平衡)})$$

或:

$$(1) \quad (q_{out}'' \cdot F_1) - (q_{in}'' \cdot F_1) = q_k'' \cdot F_1$$

其中

$F_1$ 是接触元件的表面面积

并且,其中:

$q_k'' \cdot F_1$ 是单位时间通过传导从皮肤表面进入倒接触元件 11 的热能。

$q_{in}'' \cdot F_1$ 是单位时间从罩子 13 辐射回接触元件 11 的输入热能。

$q_{out}'' \cdot F_1$ 是单位时间从接触元件 11 辐射出去的热能。

方程(1)除以  $F_1$  并且定义输入和输出辐射的差值为  $\Delta q$ , 我们得到:

$$(2) \quad \Delta q = q_{out}'' - q_{in}'' = q_k''$$

对于稳定状态并且省略对流损失,通过热通量的定义我们得到:

$$(3) \quad q_k^* = K \cdot \frac{\Delta T}{\Delta X} = \left( \frac{K_{eff}}{\Delta X} \right) (T_{deep} - T_{surface})$$

然而，对于两面共辐射的情况，从辐射方程可以轻易得到  $\Delta q$ ，在这我们可以通过下式得到：

$$(4) \quad \Delta q = q_{out}'' - q_{in}'' = \frac{\sigma T_1^4 - \sigma T_2^4}{\frac{1 - \epsilon_1}{\epsilon_1} - \frac{1 - \epsilon_2}{\epsilon_2} \left( \frac{r_1}{r_1} \right) + 1}$$

或者，通过替代方程(2)

$$q_k^* = \frac{\sigma T_1^4 - \sigma T_2^4}{\frac{1 - \epsilon_1}{\epsilon_1} - \frac{1 - \epsilon_2}{\epsilon_2} \left( \frac{r_1}{r_1} \right) + 1}$$

其中  $\sigma$  是 stephan bolzman 常数。

$T_2$  是绝缘罩子 13 的温度，其可以直接测量得到。 $T_1$  是点 1 处接触元件 11 表面的温度，其由辐射计读取装置 12 间接测量得到。利用方程(4)中的  $T_1$  和  $T_2$ ，可以计算接触元件表面点 1 的输入传导热流 ( $q_k''$ )。应当注意由于  $q_k''$  及  $q_s''$  都代表接触元件表面的热通量，所以它们相等。因此，可以用  $q_s''$  替换方程(3)中的  $q_k''$ 。

在方程(3)中，我们有  $\left( \frac{K_{eff}}{\Delta X} \right)$  和  $T_{deep}$  作为未知量。根据(3)我们可以得到：

$$\left[ q_k'' \right] \cdot \left( \frac{\Delta X}{K_{eff}} \right) - T_{deep} = -T_{surface}$$

$T_{surface}$  为  $T_1$ ， $T_{surface}$  及  $q_k''$  都由计算得到。存在多种方式来求得剩余的两个未知量  $\left( \frac{K}{\Delta X} \right)_{eff}$  和  $T_{deep}$ 。由于该模型是建立在假设所述介质及所述贴片处于热平衡状态上的，在得

出  $\left(\frac{K}{\Delta X}\right)_{eff}$  值及  $T_{deep}$  值前很有必要确定它们是否处于热稳定状态。热稳定状态的特征是具有固定的热通量，可以采用反复测量以得到一系列  $q_k$  值及一旦波动处于预定的可接收范围，如值的 1%，可以确定已达到稳定状态。

一种方式是最小二乘法 (Least Square)。对于 2 个未知数，至少需要 3 个方程。这 3 个方程的值可以通过在 A、B、C 三个不同点测量来得到，每个点具有独特的热边界条件，其在该点形成了独特的表面温度。所述热边界温度指的是不同的导电性、厚度、发射性或其结合。对每一点重复方程 (3) 生成了一系列线性方程。

我们定义未知矢量：

$$\hat{X} = \begin{pmatrix} \left(\frac{\Delta X}{K}\right)_{eff} \\ T_{deep} \end{pmatrix}$$

及矩阵

$$A = \begin{bmatrix} q_k - 1 \\ q_k - 1 \\ q_k - 1 \end{bmatrix}$$

其中  $\hat{b}$  定义为：

$$\hat{b} = \begin{pmatrix} -T_{surface_A} \\ -T_{surface_B} \\ -T_{surface_C} \end{pmatrix}$$

在三个点的表面温度测量值的矢量。

我们可以以下列方式重写 (3)：

$$(5) \quad A \cdot \hat{X} = \hat{b}$$

维数 (3\*2) (2\*1) (3\*1)

其中 A 为“模型”矩阵， $\hat{x}$  为用以估计的未知矢量， $\hat{b}$  为测量值的矢量。

正如所提到的，为了得到三个表面测量点，在贴片 10 的接触元件 11 上提供了三个区域 (A, B, C)，每个区域具有不同的热边界条件并且彼此间几乎热绝缘。图 5A 示出了贴片 10 实施例的一个实现例子。其中贴片被分为具有不同放射性的区域 A、B 和 C，每个区域具有自己的罩子 13。作为替换，也可以使用一个单独的罩子，中间用间隔物隔开每个分区。除了表面测量之外，在至少一个罩子 13 上作了  $T_2$  的测量。

如果每个分区的放射性区别足够大，我们会测量三个不同的表面温度 ( $T_{surface_{A,B,C}}$ ) 及三个不同的输入导电热流 ( $Q_{k_{A,B,C}}$ )，从其我们可以得到内部和表面之间的内部温度 ( $T_{deep}$ ) 和有效热阻系数 ( $\left(\frac{K_{eff}}{\Delta X}\right)$ )。注意：由于测量及一维模型相关的不准确性，利用预定的修正表，基于经验数据的方程，或更复杂的模型修正  $T_{deep}$  和  $\left(\frac{K_{eff}}{\Delta X}\right)$  的值可以进一步提高这些值的精确度。(注意  $T_{e_{A,B,C}}$  用来通过方程 (7) (后边描述) 得出  $T_{1_{A,B,C}}$ ，而  $T_{2_{A,B,C}}$  通过直接测量得到。)

辐射计被用来在区域 A, B 和 C 的点 T 读取接触元件 11 的有效表面温度  $T_e$ ，并且它被用来读取点 2 处罩子 13 的温度  $T_2$ 。

现在描述辐射计 12 的校准。在对黑体的校准中，对于每一度温度，在辐射计的感应器上测量的输出能量为：

$$P\left(\frac{wall}{cm^2}\right) = \Pi \frac{d_o^2}{4} \omega \tau_o \cdot \sigma T e^4$$

其中： $d_o$  = 感应器的半径

$\omega$  = 感应器的空间角度

$\tau_o$  = 红外读取接入点 24 的传输性

$\sigma$  = Stephan Boltzman 常数

$T_e$  = 黑体的有效温度

在我们的情况下，辐射倒辐射计所产生的能量测量：

$$(6) \quad \underbrace{\pi \frac{d_o^2}{4}}_K \omega \tau_o \left( \varepsilon_{1J} T_1^4 + \rho \varepsilon_{2J} T_2^4 \right) = K \cdot T_e^4$$

即，在辐射计里测量的温度是  $T_1$  和  $T_2$  的结合。

我们可以简化并写为：

$$T_e^4 = \varepsilon_{1J} T_1^4 + \rho \varepsilon_{2J} T_2^4$$

如果我们把  $\varepsilon_{2J}$  和  $\varepsilon_{1J}$  替换掉，可以得到

$$(7) \quad T_e^4 = \frac{T_1^4 \left[ \varepsilon_1 \varepsilon_2 + \frac{F_1}{F_2} \rho_2 \varepsilon_1 \right] + T_2^4 \rho_1 \varepsilon_2}{\varepsilon_2 + \frac{F_1}{F_2} \varepsilon_1 \rho_2}$$

本方程把读取装置 12 在接触元件 11 上的点 1 探测到的温度  $T_e$  与读取装置在绝缘外罩表面点 2 探测到的温度  $T_2$  联系起来。

因此，一旦我们定义了值  $\varepsilon_1, \varepsilon_2, F_1, F_2, \rho_2$  和  $T_2$ ，我们可以很容易通过位置 1 辐射计读取的  $T_e$  得到值  $T_1$ 。

现在参考图 7 描述本发明的第二实施例，该图在本实施例中是贴片 10 的截面视图。

然而，在第一实施例中  $T_1$ （表面温度）和  $q''_k$  通过方程（4）得到，在这里描述的第二实施例中，参数  $q''_k$  通过直接测量接触元件表面两点之间的温差来测量。

在本实施例中，接触元件 11 包括具有由不同的热导性、不同的厚度确定的不同的热边界条件的测量点，例如，在图 7 中，点 S 直接位于接触元件 11 上而点 C 在绝缘层 19 上。

正如前面描述的，每个点（S 和 C）由罩子 13 罩住。点 S 和 C 上的温度被读取装置 12 读取，该读取装置可以是前面所述实施方式的任何一种（如辐射计，传感信号读取装置，或其他点热量值读取装置）。

在区域 S，辐射计直接测量接触表面的稳态温度，该温度定义为  $T_s$ 。在区域 C，辐射计测量绝缘元件 19 上的温度  $T_c$ ，该温度低于  $T_s$ 。

绝缘 19（点 C）顶上的热通量可由下式得到：

$$q''_s = \frac{K_s}{\Delta X_s} (T_s - T_c)$$

假定不存在由于空间热量流动引起的侧向效应。

因此，由接触元件 11 上点（S 和 C）之间温差可以得到一个与热通量线性相关的数值。为了防止侧向效应，接触元件相应于点 S 和点 C 之间的距离必须相对较大。

由于在稳态下所有流过各层的热通量为常数，可以写出：

$$(8) \quad q'' = \frac{K_s}{\Delta X_s} \underbrace{(T_s - T_c)}_{\Delta T} = \left( \frac{K_{eff}}{\Delta X} \right) (T_{deep} - T_s)$$

从这我们得到：

$$\Delta T \left( \frac{K_s}{\Delta X_s} \cdot \frac{\Delta X}{K_{eff}} \right) - T_{deep} = -T_s$$

为了解出该方程，我们会注意到此处的未知量为：

$$\left(\frac{K}{\Delta X}\right)_s \cdot \left(\frac{\Delta X}{K_{eff}}\right) \text{ 和 } T_{deep}$$

必须注意到  $\left(\frac{K}{\Delta X}\right)_s$  可以直接测量或者在制造贴片 10 时校准，然而由于此参数是  $\left(\frac{\Delta X}{K_{eff}}\right)$  项的倍数，除非需要得出  $\left(\frac{\Delta X}{K_{eff}}\right)$  的确切值，可以把  $\left(\frac{K}{\Delta X}\right)_s \cdot \left(\frac{\Delta X}{K_{eff}}\right)$  乘积称为未知量，在得出确切值的情况下，得到未知量  $\left(\frac{K}{\Delta X}\right)_s \cdot \left(\frac{\Delta X}{K_{eff}}\right)$  之后，可以用它除以校准值  $\left(\frac{K}{\Delta X}\right)_s$  来得到  $\left(\frac{\Delta X}{K_{eff}}\right)$ ，为了通过最小二乘法方程得到 2 个未知量，需要三个测量对，因而我们在这个配置下定义三个测量位置，每个位置有一对测量点  $S_i$ ，在这些点上我们测量  $T_{S_i}$  和  $c_i$  的值，测量  $T_{C_i}$  的值，其中指数  $i$  代表测量位置。因此，在这种情况下我们使用三种位置，我们得到下面各对测量值：在第一位置得到  $T_{S_1}, T_{C_1}$ ，在第二位置得到  $T_{S_2}, T_{C_2}$ ，及在第三位置得到  $T_{S_3}, T_{C_3}$ 。所有这些点，例如通过具有不同的隔离 (19a, 19b, 19c) 会具有不同的热边界条件。靠近每个点  $C_i$  的是点  $S_i$ ，该点距离点  $C_i$  足够近，从而它们相隔的距离比相邻测量位置间相隔的距离小很多。正如稍后会示出的，每个温度对  $T_{S_i}, T_{C_i}$  之间的距离被用来计算从内区间到外表面的一维热通量。通常，这两个点的位置必须共轴，沿着这个轴测量热通量。另一方面，在使用辐射计作为读取设备的情况下，有必要同时在两点具有直线视线。由于这个原因，这两个点位置彼此靠近。为了完成辐射计测量，但是仍然得到沿相同轴的热通量的有效测量，我们把点  $S_i$  和  $C_i$  间的距离最小化，因此一维的假设仍然成立。

注意：在接触元件 11 具有高传导率的情况下， $T_{S1} \sim T_{S2} \sim T_{S3}$  所以足够测量一个  $T_S$  值。

这种接触元件 11 的结构显示在图 8A 的顶部视图及图 8B 的侧面视图中。

在贴片中使用热或温度传感器的情况下，位于一个位置的每对传感器应该以一个置于另一个之上的方式放置，中间有一个绝缘元件 26，如图 3B 所示的一个位置。每个测量位置都有这种配置。在具有三个测量位置的情况下，会有三对热或温度传感器及三个绝缘元件。

应该注意  $\Delta X_s$  和  $K_s$  在一些或所有测量位置都相同，只要保持下列关系：

$$\left(\frac{\Delta X}{K_s}\right)_i \neq \left(\frac{\Delta X}{K_s}\right)_j \quad \left(\frac{K_s}{\Delta X}\right)_i \neq \left(\frac{K_s}{\Delta X}\right)_j$$

$$i, j = 1 \dots 3 \quad j \neq i$$

由于有三个测量点，我们可以分别得到  $T_{si}$  和  $T_{ci}$  的三个测量值，其可以定义为三个不同的  $\Delta T_i$ 。我们可以写成向量形式：

$$\begin{bmatrix} \Delta T_1 \cdot \frac{K_{S_1}}{\Delta X_1} - 1 \\ \Delta T_2 \cdot \frac{K_{S_2}}{\Delta X_2} - 1 \\ \Delta T_3 \cdot \frac{K_{S_3}}{\Delta X_3} - 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} \left(\frac{\Delta X}{K_{eff}}\right) \\ T_{deep} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} T_{c_1} \\ T_{c_2} \\ T_{c_3} \end{bmatrix}$$

$A$                        $\hat{X}$                        $\hat{b}$

维数：             $3 \times 2$              $2 \times 1$              $3 \times 1$

可以写成：             $A \cdot \hat{X} = \hat{b}$

这个原理可以应用到三个或更多位置。

参考图 9，现在描述本发明的第三个实施例，该图为贴片 10 的截面侧视图。在这个配置下我们假设  $q_s'' \approx 0$  以及在表面上没有发生辐射或对流。在这个情况下，如果接触元件 11 大到可以避免侧向热通量以及罩子内部及外表面的发射率都很低（假如有一个反射表面）以及接入元件 24 不会泄漏大量的辐射（例如面积小于罩子总面积 5% 的小开口），接着我们假设  $T_s$  与  $T_{deep}$  接近到足以视为相等。因此，可以利用  $T_s$  的直接测量来得到  $T_{deep}$ 。例如，在人体温度测量的情况下，贴片的直径大于 20mm 并且罩子在其两面上的发射率小于 0.1。

为了得到好的信噪比，可以使用高发射率的表面 37 来读取，例如发射率为 0.8-0.9。为了确定媒介和贴片是否处于热平衡状态，有必要对  $T_s$  进行多次测量。一旦这些值的波动小于预定可接收的范围，比如说小于 1%，即达到热平衡状态的条件并且可以得到  $T_{deep}$  的值。

---

总之，本发明提供了一种快速非侵入式的确定物体内部温度的装置。通过参考身体温度的实现例子解释了本发明，本发明可以用于其他动物体，同时也可以用于非动物体。

必须清楚，所述实施例的描述和本说明书提供的附图只用于更好地理解本发明，并不限制如接下来权利要求所覆盖的范围。

同样必须清楚，本领域的技术人员在读完本说明书后，对附图及以上所描述的实施例所做的调整和修改，依然属于以下权利要求所包括的范围。

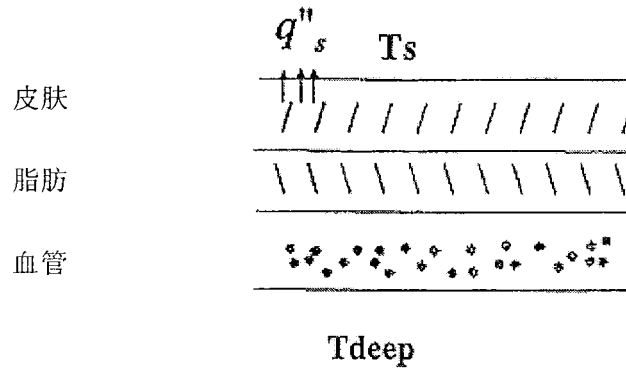


图 1

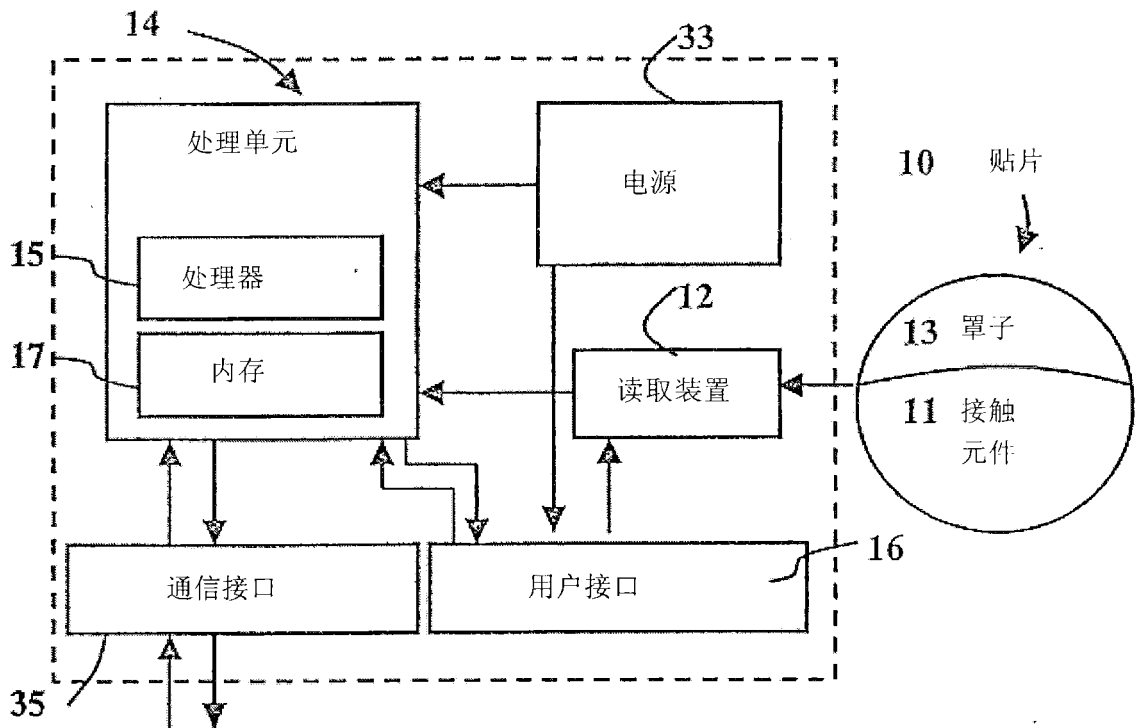


图 2

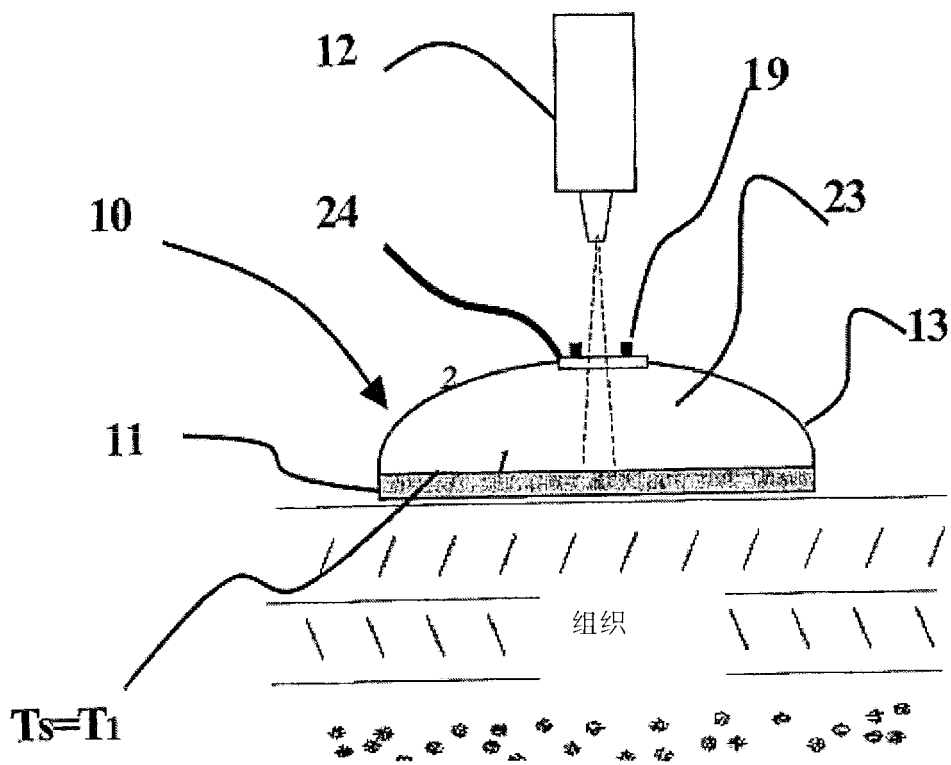


图 3A

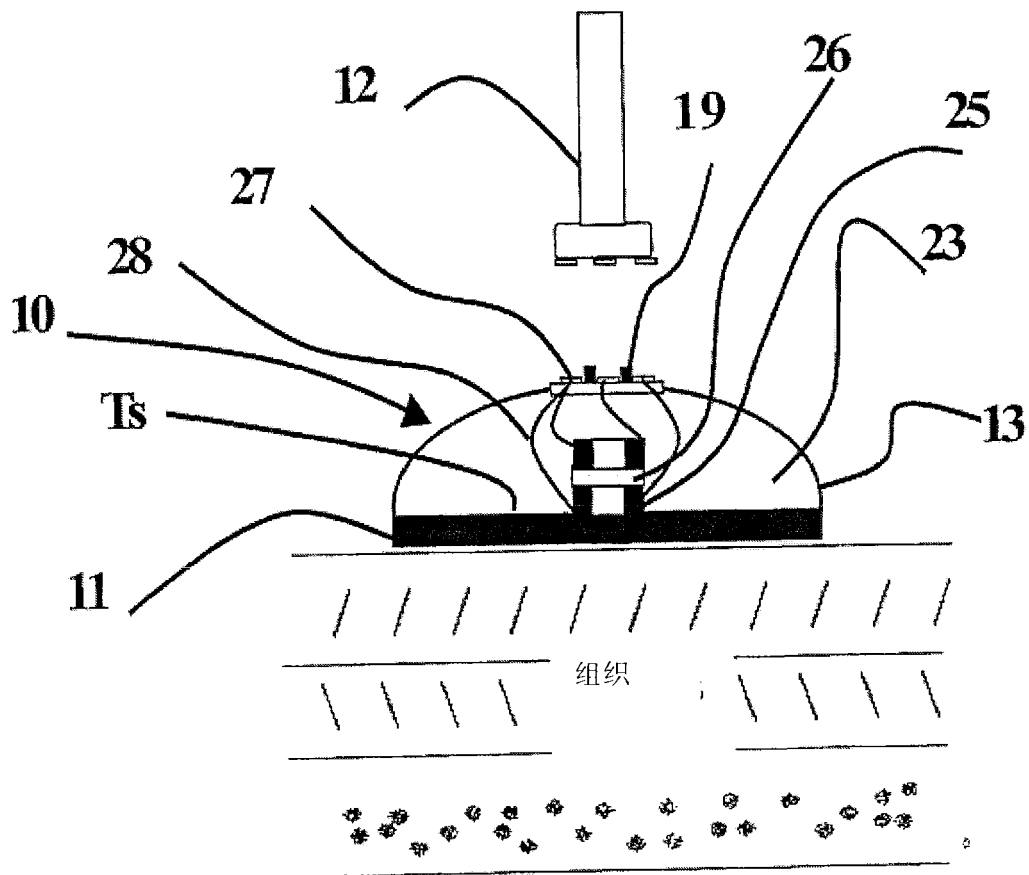


图 3B

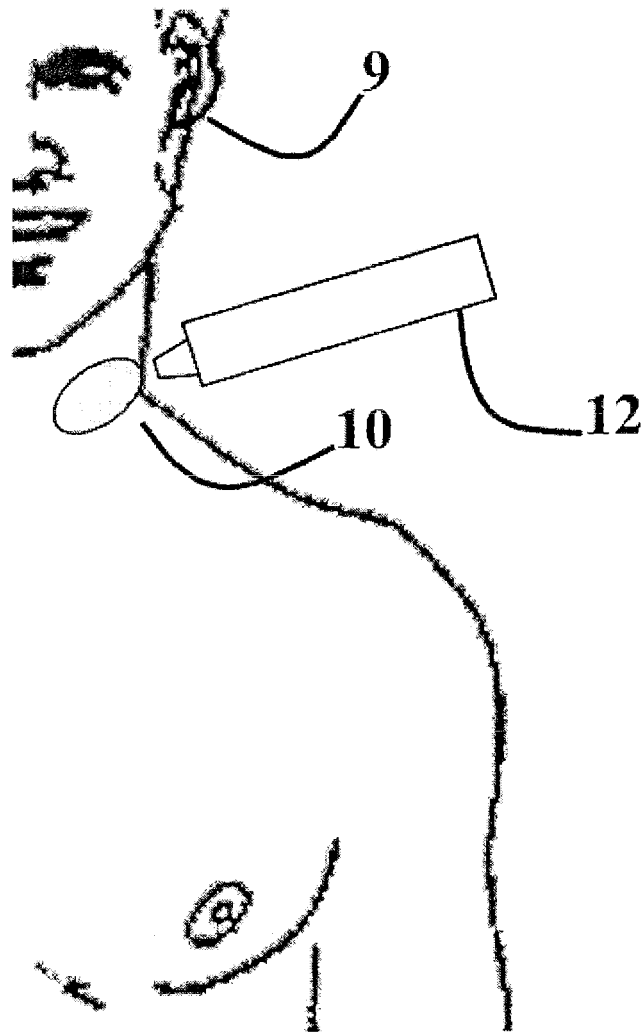


图 4

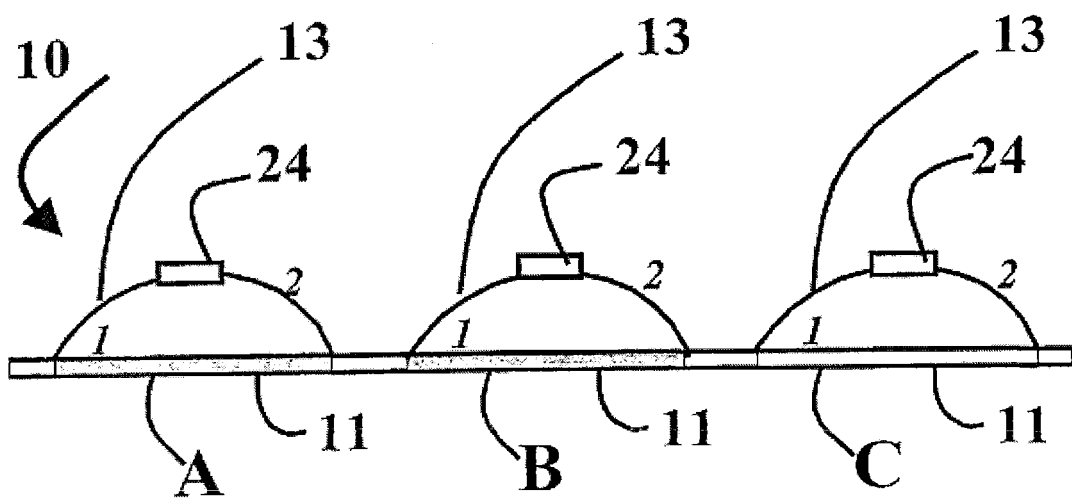


图 5A

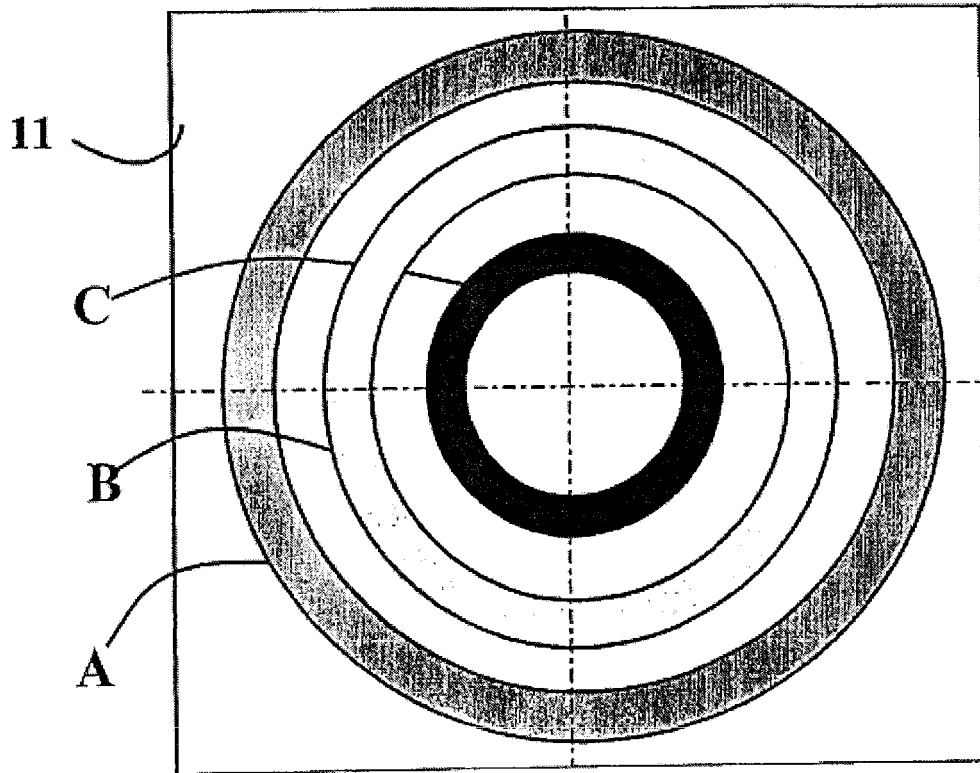


图 5B

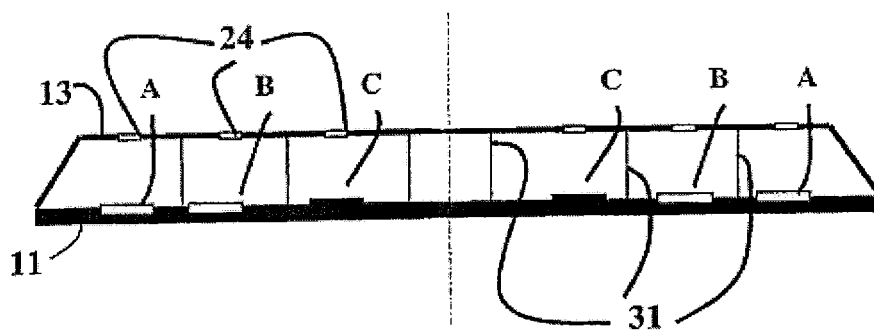


图 5C

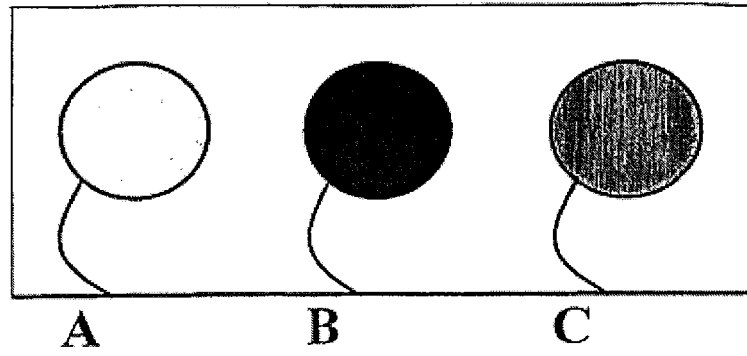


图 5D

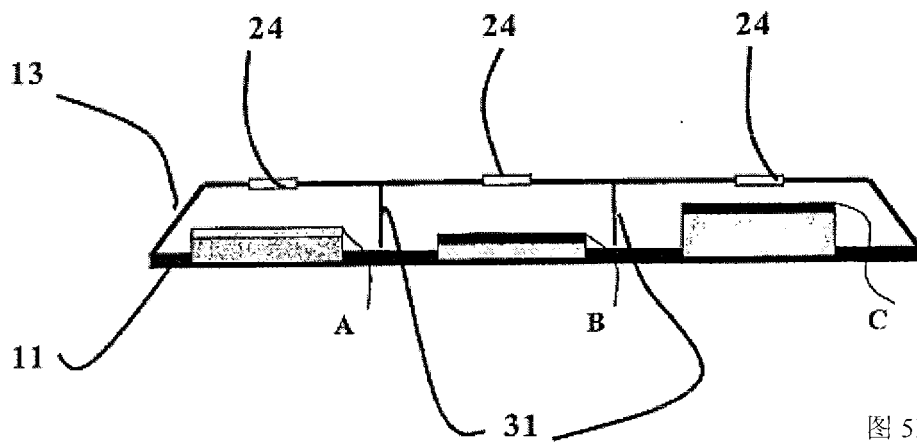


图 5E

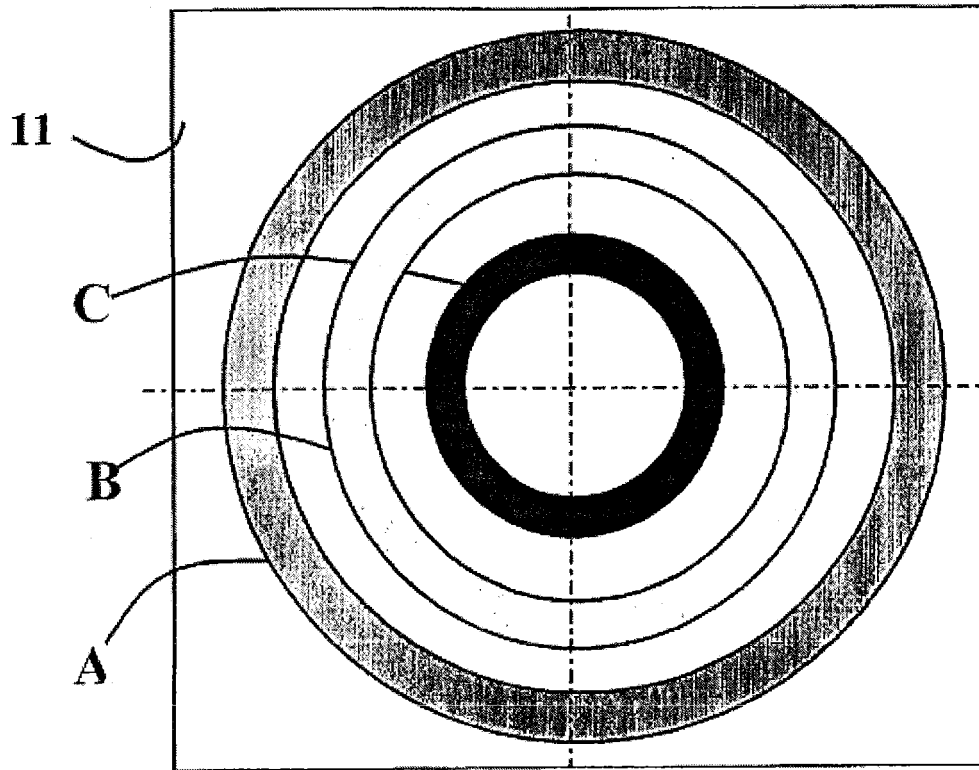


图 5F

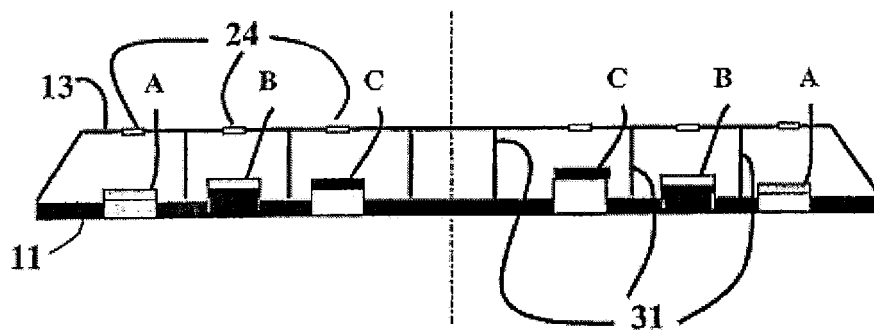


图 5G

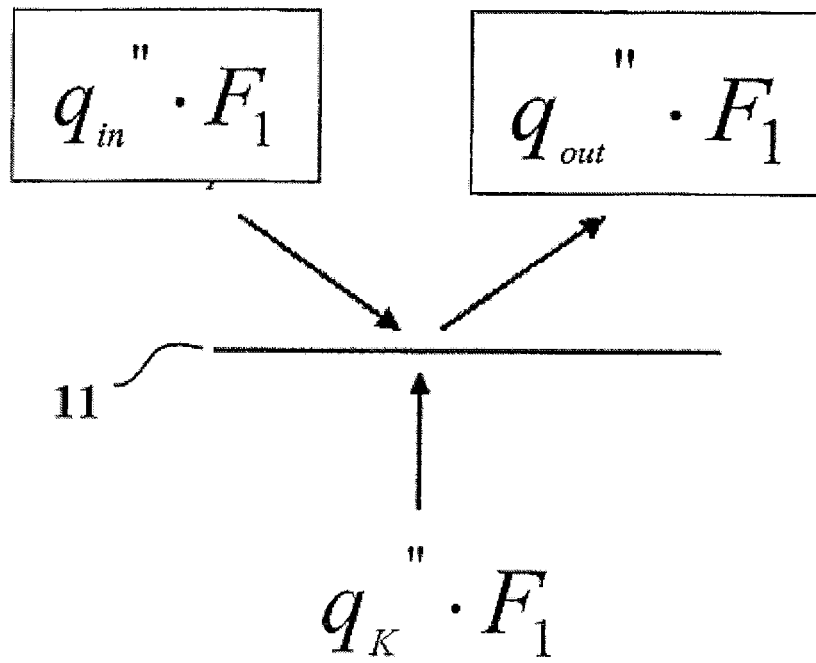


图6

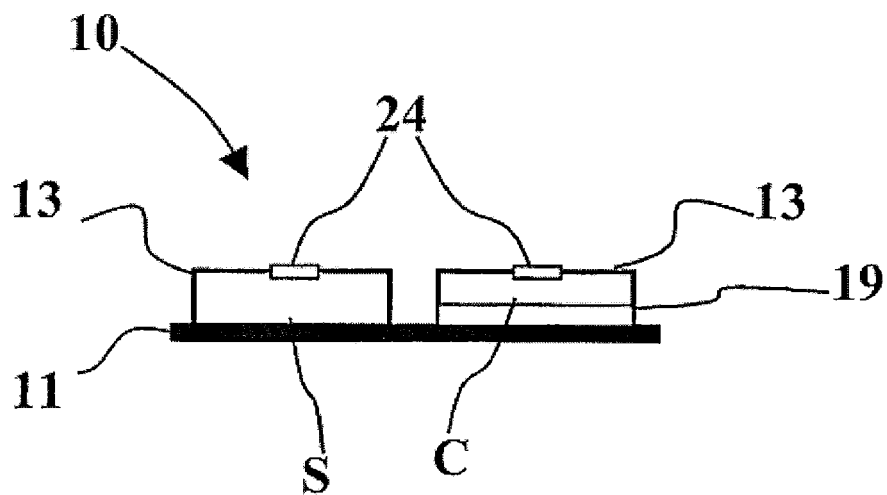


图7



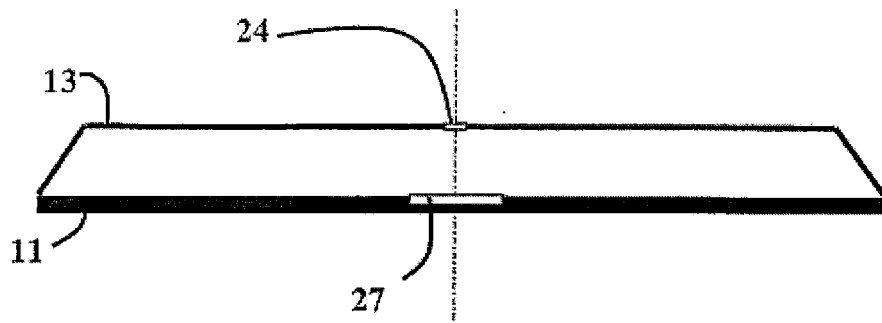


图 9

专利名称(译)	温度测量装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN101247756A</a>	公开(公告)日	2008-08-20
申请号	CN200580016014.1	申请日	2005-05-18
[标]发明人	莫瑟雅登 麦纳瑟巴拉克		
发明人	莫瑟·雅登 麦纳瑟·巴拉克		
IPC分类号	A61B5/01 A61B5/00 G01K1/08 G01K1/16 G01K1/20 G01K13/00		
CPC分类号	G01K1/165 A61B5/01 A61B5/6833 G01K1/08 G01K1/16 G01K1/20 G01K13/002		
优先权	60/572651 2004-05-20 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种用于非侵入式测量身体内部温度或热阻效应的设备，所述身体包括处于具有相当稳定的内部温度的内部区域和具有表面温度的外表面之间的热导媒介，所述设备包括：贴片，包括用于与外表面粘贴的至少一个接触元件和用于尽可能地使接触元件与周围热环境热绝缘的保温外罩；读取装置，用于读取贴片上的一个或多个热量值；处理元件，用于处理所述至少一个或多个热量值，以得到内部区域的内部温度或传导媒介的热阻系数。

