



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102802506 A

(43) 申请公布日 2012. 11. 28

(21) 申请号 201080026574. 6

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2010. 04. 14

A61B 5/00(2006. 01)

G01K 13/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

61/212, 704 2009. 04. 15 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 12. 14

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2010/001108 2010. 04. 14

(87) PCT申请的公布数据

W02010/120362 EN 2010. 10. 21

(71) 申请人 亚利桑特保健公司

地址 美国明尼苏达州

(72) 发明人 A·P·范杜伦

(74) 专利代理机构 北京纪凯知识产权代理有限

公司 11245

代理人 赵蓉民

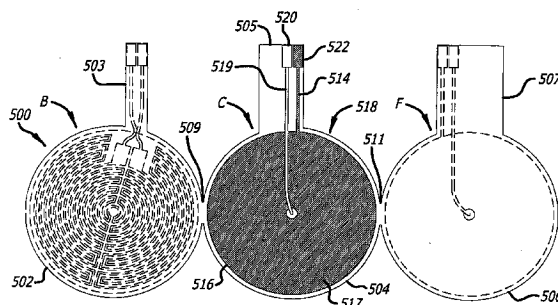
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 8 页

(54) 发明名称

深部组织温度探测器结构

(57) 摘要

本发明公开一种一次性零热通量深部组织温度探测器 (500), 其使用具有多个部分 (502、504、506) 的支撑组件构造成, 该多个部分在组装探测器期间被折叠在一起或被分成层。多个部分支撑探测器的元件, 包括热传感器和在热传感器之间的热阻 (517)。可选地, 一个部分支撑加热器 (514)。



1. 一种具有支撑组件的深部组织温度探测器,其包括:  
双面基底;  
限定在所述基底中的多个部分,其中每个部分与至少一个相邻部分接合在公共的周边位置处;  
两个热传感器,每个热传感器被支撑在两个相邻部分中的相应一个上;  
所述两个相邻部分,其在接合这两个部分的公共周边位置处被折叠在一起;以及  
设置在所述两个热传感器之间的热阻。
2. 根据权利要求1所述的深部组织温度探测器,其中所述多个部分是所述两个相邻部分,所述两个热传感器中的每个被安装在这两个部分中的相应一个的主要支撑表面上,并且所述部分以蛤蚌壳的形式被折叠在一起,使得所述两个热传感器面向彼此。
3. 根据权利要求1所述的深部组织温度探测器,其中所述多个部分是三个部分,每个部分均具有相反的主要支撑表面,第一热传感器安装在所述两个相邻部分的第一部分的第一主要支撑表面上,第二热传感器安装在所述两个相邻部分的第二部分的第二主要支撑表面上,并且所述三个部分被折叠在一起使得所述两个热传感器面向相同的方向。
4. 根据权利要求3所述的深部组织温度探测器,其还包括加热器,所述加热器被布置成将所述两个相邻部分中的一个夹在其自身与所述两个相邻部分的另一个之间。
5. 根据权利要求4所述的深部组织温度探测器,其中所述加热器被支撑在第三部分的主要支撑表面上。
6. 一种具有支撑组件的深部组织温度探测器,其包括:  
具有两面的柔性材料板;  
限定在所述板中的两个部分;  
所述两个部分在周边位置处接合;  
两个热传感器,每个热传感器被支撑在所述两个部分中的相应一个上;  
所述两个部分在公共周边位置处被折叠在一起;和  
设置在所述两个热传感器之间的热阻。
7. 根据权利要求6所述的深部组织温度探测器,其中所述热传感器中的每一个均是热电偶。
8. 根据权利要求7所述的深部组织温度探测器,其中所述两个部分以蛤蚌形式被折叠在一起,使得所述热传感器被设置成堆叠的结构。
9. 一种具有支撑结构的深部组织温度探测器,其包括:  
具有两面的柔性材料薄板;  
限定在所述板中的至少三个部分;  
每个部分与至少一个相邻部分接合在公共周边位置处;  
两个热传感器,每个热传感器被支撑在两个相邻部分中的相应一个上;  
所述三个部分被折叠在一起;和  
设置在所述两个热传感器之间的热阻。
10. 根据权利要求9所述的深部组织温度探测器,其中每个部分均具有相反的主要支撑表面,第一热传感器安装在所述两个相邻部分的第一部分的第一主要支撑表面上,第二热传感器安装在所述两个相邻部分的第二部分的第二主要支撑表面上,并且所述三个部分

被折叠在一起,使得所述两个热传感器面向相同的方向。

11. 根据权利要求 10 所述的深部组织温度探测器,其还包括加热器,所述加热器被布置成将所述两个相邻部分的一个夹在其自身与所述两个相邻部分的另一个之间。

12. 根据权利要求 11 所述的深部组织温度探测器,其中所述加热器被支撑在第三部分的主要支撑表面上。

13. 根据权利要求 12 所述的深部组织温度探测器,其中所述热传感器是热电偶。

14. 根据权利要求 13 所述的深部组织温度探测器,其中每个热电偶均包括在热电偶结点处被附接至镍铬合金线的铜盘和镍铬合金线,该铜盘被支撑在相应部分的表面上。

15. 根据权利要求 9 所述的深部组织温度探测器,其中所述板是柔性的隔热材料板。

16. 根据权利要求 15 所述的深部组织温度探测器,其中所述板在每一面上涂有铜膜。

17. 根据权利要求 16 所述的深部组织温度探测器,其中每个铜膜均被蚀刻以形成所述热传感器中的相应一个的元件。

18. 根据权利要求 17 所述的深部组织温度探测器,其中所述热传感器是热电偶。

19. 根据权利要求 16 所述的深部组织温度探测器,还包括加热器,所述加热器被布置成将所述两个热传感器中的一个夹在其自身与所述两个热传感器中的另一个之间。

20. 根据权利要求 19 所述的深部组织温度探测器,其中一个铜膜被蚀刻以形成所述加热器。

21. 一种具有支撑结构的深部组织温度探测器,其包括:

具有两面的基底;

设置在所述基底的周边的加热器;

两个支撑部分,其被限定在所述基底中并被设置在所述周边内;

两个热传感器,每个均被支撑在所述支撑部分中的相应一个上;和

热阻,其被设置在支撑所述热传感器的各部分之间并将支撑所述热传感器的各部分分隔成层。

22. 根据权利要求 21 所述的深部组织温度探测器,其中所述基底具有圆周边,并且所述两个支撑部分被设置成在所述周边以内处于相对或相邻的关系。

23. 根据权利要求 22 所述的深部组织温度探测器,其中所述基底具有环形,所述加热器被设置在其上,并且所述两个支撑部分伸向所述环的内部。

24. 根据权利要求 22 所述的深部组织温度探测器,还包括伸向所述圆周边外部的引线支撑突舌和用于所述加热器和所述热传感器的在所述引线支撑突舌上的引线。

25. 根据权利要求 22 所述的深部组织温度探测器,其中所述热传感器是热电偶。

## 深部组织温度探测器结构

[0001] 优先权

[0002] 本申请要求在 2009 年 4 月 15 日提交的美国临时专利申请 61/212,704 的优先权。

### 技术领域

[0003] 本发明主题涉及温度探测器——一种放置在受试者的皮肤上测量温度的装置。更具体地,本主题与深部组织温度 (DTT) 探测器有关。深部组织温度测量是对人体的体心温度的无创确定,其中探测器位于代表体心 (body core) 的深部组织的区域上。探测器将该区域的温度读作体心温度。

### 背景技术

[0004] Fox 和 Solman 在 1971 年描述了一种用于无创测量深部组织温度的系统 (Fox RH, Solman AJ. "A new technique for monitoring the deep body temperature in man from the intact skin surface," J. Physiol, 1971 年 1 月 :212(2) :第 8-10 页)。在图 1 的原理图中图示说明的系统通过间接手段使用特别设计的探测器估计体心温度,该特别设计的探测器被放置在受试者的皮肤上以停止或者显著中和通过皮肤部分的热流以便测量温度。探测器 10 的部件被容纳在外壳 11 中。Fox/Solman 探测器 10 包括安装在热阻 22 的两侧上的两个热敏电阻 20,热阻 22 可以由能够支撑热敏电阻 20 的绝缘材料层组成。探测器 10 还包括设置在探测器 10 的顶部的加热器 24,在元件 20、22 和 24 之上。在使用中,探测器 10 被放置在其深部组织温度要被测量的人的皮肤区域上。通过搁置在人体上的探测器的底部表面 26 与皮肤接触,热敏电阻 20 测量热阻 22 两侧的温度差或者误差信号。误差信号被用来驱动加热器控制器 30,其进而运行以通过引起加热器 24 提供正好足够的热量来均衡热阻 22 两侧的温度而将误差信号最小化。当热敏电阻 20 感测的温度相等或者接近时,没有热流通过探测器,并且由下部热敏电阻 20 通过温度计电路测量的温度等于 DTT,温度计电路由放大器 36 和温度计 38 组成。探测器 10 实际上用作阻挡热流通过热阻 22 的隔热体;以相同方式运行的 DTT 探测器被称作“零热通量”(“ZHF”)探测器。由于加热器 24 运行以防止沿测量路径通过探测器的热损失,它经常被称作“防护加热器”。

[0005] Togawa 使用解决了通过皮肤的皮肤血流的强烈多维热传递的问题的 DTT 探测器结构改进了 Fox/Solman 的设计。(Togawa T. Non-Invasive Deep Body Temperature Measurement, Rolfe P(ed) Non-Invasive Physiological Measurements, 1979 年第 1 卷,学术出版社,伦敦,第 261-277 页)。图 2 中图示说明的探测器将阻挡垂直于人体的热流的 ZHF 探测器设计 40 封入具有盘状结构的厚铝壳 42 中,其也减少或者消除从探测器中心到边缘的径向热流。

[0006] ZHF 深部组织温度测量通过几种方式改进,主要是通过减小 DTT 探测器的大小和质量以改进反应和均衡时间,并且也通过增加探测器边缘周围的防护热以最小化径向热损失。然而,ZHF 探测器通常昂贵并且是非一次性的,并且还没有被广泛地应用于临床使用,除了日本的心脏手术之外。探测器不能被有效地热消毒,尽管它们可以通过冷的杀菌溶液

消毒。

[0007] 目前,基于原 Fox 和 Solman 设计的 ZHF 探测器包括软件和硬件改进。一种这样的 ZHF 探测器具有由多个分离的层组成的堆叠平面结构。这个设计的优点是宽度窄,这有助于最小化通过探测器侧边的热损失的径向温度差。这个探测器包括最佳阻尼加热器控制器,其通过使用 PID(比例-积分-微分)方案而运行以保持加热器温度正好略高于皮肤的温度。小的温度差给控制器提供误差信号。虽然硬件设计不是一次性使用的,但是它提供对 Fox/Solman 和 Togawa 设计的大小和质量的一些基本改进。

[0008] 已经显示在手术期间将体心温度保持在正常范围内减少了手术部位感染的发生率,并且对于在手术之前、手术期间和手术之后监测病人体心温度是有利的。当然,对于病人的舒适性和安全性而言,都非常期望无创测量。使用支撑在皮肤上的探测器的深部组织温度测量为监测体心温度提供了精确且无创的手段。然而, Fox/Solman 和 Togawa 探测器的大小和质量没有促进一次性使用。因此,它们在每次使用后必须消毒,并且储存以再次使用。因此,使用这些探测器测量深部组织温度可能提高与 DTT 测量相关的成本,并且可能增加病人之间交叉感染的风险。因此,有用的是在不牺牲 DTT 探测器的性能的情况下减小其大小和质量,以便促进一次性使用。

## 发明内容

[0009] 使用由支撑探测器的元件的柔性基底组成的支撑组件组成一次性使用的零热通量深部组织温度探测器。支撑组件具有多个部分,该多个部分可以被折叠在一起和/或被分开以形成多级 ZHF 结构。该多个部分支撑探测器的元件,包括被热阻层分开的热传感器,热阻层设置在相邻传感器支撑部分之间。优选地,至少一个部分支撑加热器。

## 附图说明

[0010] 图 1 是包括 ZHF 探测器的深部组织温度测量系统的示意性方框图。

[0011] 图 2 是包括具有铝盖的 ZHF 深部组织温度探测器的第二现有技术深部组织温度测量系统的示意性侧视截面图。

[0012] 图 3 图示说明了 ZHF 探测器的热测量支撑组件实施例,其由包括通过铰链接合的两部分的材料膜组成。

[0013] 图 4 图示说明了两部分朝彼此折叠的第一实施例。

[0014] 图 5 图示说明了两部分折叠在一起的第一实施例。

[0015] 图 6 是平面示出 ZHF 探测器的第二热测量支撑组件实施例的图,其由包括通过两个铰链接合的三部分的材料膜组成,其中各部分是打开的处于相同平面且其中膜的第一表面可见。

[0016] 图 7 是平面示出图 6 的材料膜的图,其中各部分是打开的处于相同平面且与其中膜的第二表面可见。

[0017] 图 8 是材料膜的透视图,其示出三部分如何折叠在一起。

[0018] 图 9 是平面示出用第二支撑组件实施例组装的 DTT 探测器的顶面的图。该图包括图示说明探测器管脚分配的表格。

[0019] 图 10 是从立面示出用第二支撑组件实施例组装的 DTT 探测器的截面图。

[0020] 图 11A 和图 11B 是第三支撑组件实施例的平面图和侧视图。

[0021] 图 12A 和图 12B 是第四支撑组件实施例的平面图和侧视图。

### 具体实施方式

[0022] 期望零热通量深部组织温度探测器 (DTT 探测器) 结构是一次性使用的。因此, 该结构的制造和组装应该简单且便宜, 质量轻且外形小, 并且包括低成本的材料和部件。

[0023] 特别期望一次性使用的 DTT 结构用外形小、轻质、柔性的组件组装, 其能够在人体或动物体的各种位置进行零热通量测量。

[0024] 用于零热通量深部组织温度探测器 (DTT 探测器) 结构的热测量支撑组件包括具有至少两个热传感器的柔性基底, 该至少两个热传感器设置成间隔开的关系并且由一层或更多层隔热材料分隔开。优选地, 传感器如图 1 和图 2 中所示被竖直地间隔开, 并且它们还相对于竖直热通量的测量中心被水平地或径向地间隔开。基底至少支撑热传感器和分离隔热材料, 并且它还可以支撑一个或更多个加热器。一旦形成之后, 支撑组件即可以被并入 DTT 探测器的结构。

[0025] DTT 探测器的支撑组件的第一实施例在图 3 中图示说明。支撑组件 200 包括具有附属机构 (未示出) 的永久加热器 (未示出), 并且被设计和制造成一次性使用的。支撑组件 200 包括在两侧上涂有铜并且被制作成两个盘形部分 202 和 204 的材料膜, 两个盘形部分 202 和 204 在两个部分之间的公共边缘位置 206 处接合。盘形部分 202 和 204 分别包括主要的支撑表面 203 和 205。主要的支撑表面 203、205 的相反侧上的表面 (在这些图中不可见) 支撑相应热电偶, 其结点 207、209 在主要的支撑表面 203、205 的各中心处可见。信号引线 211、213 在结点 207、209 处被连接到热电偶, 并且公共引线 215 被电耦合至热电偶。优选地, 背面为压敏粘合剂 (PSA) 的 0.001 英寸厚的绝缘材料片, 例如聚酰亚胺层 (例如, Kapton®膜), 被设置在主要的支撑表面 203、205 中一个的相反侧上的一个表面上, 并且支撑组件在公共边缘位置 206 处的折痕可以被折叠得像蛤蚌壳 (clam shell), 如图 4 和图 5 所示。具有更大热阻的隔热材料也可以被置于表面 203 和 205 之间以减小支撑组件的灵敏度。当支撑组件被这么折叠时, 热电偶被设置成堆叠的结构, 隔热材料层被设置在其之间以提供热阻。铜盘是电连续的 (导电的); 因此, 每个热电偶的结点对两个盘是公共的, 这使得可能从热电偶对中去掉一根线。尽管探测器被设计成将径向热损失和径向温度差最小化, 但是铜盘的中心的热电偶的置换将倾向于降低精确性的翅片效应 (fin effect) 最小化。

[0026] 在图 3- 图 5 中图示说明的第一支撑组件实施例中的热电偶可以与图 1 中图示说明的 DTT 探测器的其他元件组装, 但是加热器组件在使用后可能被污染, 并且一次性 ZHF 探测器设计期望避免病人之间的交叉感染。

[0027] 参考图 6- 图 9, DTT 探测器的支撑组件 500 的第二实施例包括被集成到支撑组件中的加热器。没有线被附接到该实施例, 因为信号和电源引线均在组件的圆周上的连接器突舌上可得到。

[0028] 如在图 6 和图 7 中最佳看到的, 支撑组件 500 包括柔性基底, 优选为柔性的隔热材料板, 其被形成为包括多个相连的部分。例如, 具有相等直径的盘 502、504 和 506 的三个相连的桨形部分被形成并被对齐, 使得他们的中心位于一条直线上。每个盘过渡到突舌以便支撑一个或更多个电引线。突舌分别用参考数字 503、505 和 507 表示。每个盘的内圆周与

每个相邻的内圆周在正切于内圆的圆周并且与中心对齐线相交的点处相连。因此,外部盘 502 的内圆周在 509 处与内部盘 504 的圆周是连续的,并且外部盘 506 的内圆周在 511 处与内部盘 504 的圆周是连续的,511 在内部盘 504 的圆周上与 509 直径相对。每个盘具有两个相反的盘形的主要表面。因此,外部盘 502 具有主要表面 A 和 B,内部盘 504 具有主要表面 C 和 D,并且外部盘 506 具有表面 E 和 F。主要表面 A、D 和 E 在支撑组件 500 的一侧上;主要表面 B、C 和 F 在相反侧上。

[0029] 如从图 6 和图 7 看到的,加热器 514 例如通过在表面上沉积铜层并且之后蚀刻该铜层而形成在主要表面 A 上。蚀刻包括在突舌 503 上形成加热器的引线 512,引线 512 终止于在突舌 503 的外边缘处的引脚 513。蚀刻还将绝缘材料环 510 暴露在主要表面 A 的周边。主要表面 C 上的铜层 515 被蚀刻为将绝缘材料环 516 暴露在表面的周边。环 516 里面的铜膜盘 517 被用作热电偶 518 的一个元件。例如,热电偶 518 通过将绝缘的镍铬合金线 519 的一端软焊、铜焊或焊接到铜膜盘 517 来制造,优选但不必须在表面 C 的中心或者中心附近。镍铬合金线 519 的另一端被软焊、铜焊或焊接到镍铬合金引脚 520,镍铬合金引脚 520 安装至突舌 505。在主要表面 C 上蚀刻铜还在突舌 505 上形成了热电偶 518 的铜部分的引线 521 和引脚 522。另一个热电偶 525 被类似地制造在主要表面 E 上。蚀刻从主要表面 B、D 和 F 去除铜,使得那些表面上没有铜。

[0030] 在如此形成加热器 514 和热电偶 518 和 525 之后,支撑组件 500 可以被 Z 形折叠,如图 8 所示。优选地,部分 502 和 504 通过将主要表面 B 和 C 摆动到一起而在 509 处折叠,并且部分 504 和 506 通过将主要表面 D 和 E 摆动到一起而在 511 处折叠。折叠的支撑组件 500 如图 9 的俯视平面图中所示。在这方面,支撑组件 500 优选相对于进行深部组织温度读取的身体上的位置,通过使加热器 514 成为组件的顶部并使主要表面 F 成为底部而被取向。在这方面,突舌 503、505 和 507 通过折叠位置被对齐以便将所有引线和引脚对齐在合成突舌 520 的单侧上。优选地但不必须,合成突舌 520 被定向成使得对齐的引脚面向与主要表面 A 上的加热器相同的方向。图 9 中的表说明了引脚分配。在表格中,下部热电偶在主要表面 E 上并且上部热电偶在主要表面 C 上。合成突舌 520 上的连接器提供了到每个热传感器和加热器的电通道。压缩式连接器(不可见)可以被容纳在合成突舌 520 上。

[0031] 图 10 图示说明了根据第二实施例具有支撑组件 500 的 DTT 探测器结构的最终装配。在未折叠的组装件中,有三个圆盘和六个表面区域。通过折叠支撑组件形成的层被标示,如图中所示。这些层如下:

[0032] 主要表面 A 是电加热器

[0033] 主要表面 B 是塑料膜

[0034] 主要表面 C 是支撑热传感器的铜层

[0035] 主要表面 D 是塑料膜

[0036] 主要表面 E 是支撑热传感器的铜层

[0037] 主要表面 F 是塑料膜

[0038] 组装的 DTT 探测器可以包括在组装期间附加到探测器结构的另外的层。例如,压敏粘合剂 (PSA) 层 527 可以设置在折叠的部分之间和顶部主要表面和底部主要表面上,并且绝缘层可以被设置在加热器上的 PSA 层上,并且另一 PSA 层可以被设置在绝缘层顶部上。此外,释放衬板 (release liner) 可以设置在底部 PSA 层上,并且铝辐射屏蔽罩可以被支撑

在顶部 PSA 层上。第二支撑组件实施例的图 10 中所示的 DTT 探测器的示例性实施例包括 16 个单独的层。在下面的表 1 中示出的描述支撑组件的材料和结构和层的代表性尺寸图示说明了用小垂直结构、低成本构造和柔性结构实现的一次性 DTT 探测器，柔性结构适于人体上不同测量位置的不同轮廓。

[0039] 表 1

[0040]

层	厚度 (英寸)(估计值)
铝箔辐射屏蔽罩	0.001
压敏粘合剂	0.0005
绝缘泡沫	0.010
压敏粘合剂	0.0005
加热器——表面 A	0.001
塑料膜——表面 B	0.002*
压敏粘合剂	0.0005
上部热电偶	0.0005
金属箔 (铜)——表面 C	0.001
塑料膜——表面 D	0.002*
压敏粘合剂	0.0005
下部热电偶	0.0005
金属箔 (铜)——表面 E	0.001
塑料膜——表面 F	0.002*
压敏粘合剂	0.0005
释放衬板	0.001
合计	0.0235

[0041]

[0042] \* 该尺寸是基底的厚度,其可以随 DTT 探测器的设计目标而变化。

[0043] 图 6- 图 10 中图示说明的第二支撑组件实施例可以与 DTT 探测器系统的其他元件一起被组装,如图 1 所示。

[0044] 图 11A、图 11B、图 12A 和图 12B 图示说明了第三和第四支撑组件实施例。第三和第四实施例均以具有单个基底层的结构为特征，该单个基底层形成为被分成多个相连的部分，这些部分被分成多个层，热传感器在这些层上以间隔开的关系设置。优选地，热传感器被设置在两个相连的细长支撑元件上，在支撑组件的圆周里面被设置成间隔开、相对或相邻的关系。优选地，基底具有环形，并且圆周加热器设置在其上，两个传感器支撑元件伸向其内并被与基底分隔的隔热层分隔开。期望提供引线支撑突舌，其伸向环外并支撑加热器和热传感器的引线。

[0045] 在图 11A 和图 11B 中，提供柔性基底材料的两侧平面板 601，并且该板的一侧涂有例如铜的导电金属层。铜板被蚀刻以形成加热器 602、热电偶路径 (thermocouple trace)、引线和引脚。镍铬合金路径、引线和引脚沉积在基底上，并且具有盘 600 的单个桨形部分通过切割、冲压或机加工平面板而形成。盘 600 过渡到突舌 603，用于支撑铜和镍铬合金引线和引脚。加热器 605 由具有三角波形的传导路径沿盘 600 的圆周被限定。加热器 605 包围热电偶结点 607 和 608。热电偶结点 607 和 608 相对于盘 600 的直径对齐并且被设置在其中心的两侧。基底的内部部分 606 被模切并去除，剩下被支撑在基底材料环上的加热器 605 和设置在两个热传感器支撑突舌 611 和 613 上的热电偶结点 607 和 608，热传感器支撑突舌 611 和 613 以相对的关系伸向环内。于是，两个突舌 611 和 613 被分成层，并且与基底分隔开的隔热材料膜或层 615 被插在其间，这产生了垂直分离，并且在热电偶之间插入热阻。

[0046] 图 11A 中引脚的分配在表 2 中给出。

[0047] 表 2

[0048]

引脚	描述
1	加热器
2	热电偶 607
3	热电偶 607
4	热电偶 609
5	热电偶 609
6	加热器

[0049] 图 12A 和图 12B 图示说明了第四支撑组件实施例，其与图 11A 和图 11B 中所见的第三实施例的单层探测器结构类似，但细长的反向热传感器支撑突舌 711 和 713 在直径的各侧上以相邻关系偏置，突舌 611 和 613 在该直径上对齐。该布置允许较厚的隔热材料层 715 放置在突舌之间。较厚的隔热降低了探测器的灵敏度并增加了误差信号的幅值。这是有利的，因为这使得当零热通量条件占优势时更容易运行控制算法。缺点在于增加的热阻增加了均衡时间。第四实施例的引脚分配基本与第三实施例的引脚分配对应。

[0050] 图 11A、图 11B、图 12A 和图 12B 的两个实施例是传感器组件。任一实施例的 DTT 探测器可以被组装成具有比图 10 中公开的结构更少层的结构。这些实施例的期望优点是：1)

容易构造 ;2) 径向温度差最小化 ;3) 材料最少化 ;和 4) 因为每个实施例均基于单层,所以在组装或操作期间不需要基底折叠,虽然突舌分隔和隔热材料层的插入的步骤是必要的。这些设计均倾向于为一次性使用的 ;每个均被设计为使用与全直径加热相反的圆周加热。

[0051] 根据四个实施例中任一个的支撑组件可以使用由例如 Kapton<sup>®</sup> 聚酰亚胺、Kaptrex<sup>®</sup> 聚酰亚胺、聚酯纤维的塑料膜或者其他柔性隔热材料膜的单个双面板组成的基底来构造。板可以在一面或两面上涂有铜膜和各种元件,例如加热器、铜盘,并且在支撑组件被折叠或分隔之前,铜引线和引脚可以通过照相蚀刻制造。之后,板可以模切为需要的形状并被如上所述地折叠或分隔。尽管铜是优选的,因为它可以形成一半的 T 型热电偶,但也可以使用具有高导热性的其他金属,如金或铝 ;然而,其他类型的热电偶也是可能的,并且如果其他热传感器 (例如平衡的 RTD、热敏电阻和 / 或结点热电偶) 被用来测量温度,则可能完全省掉金属膜。镍铬合金路径和引线可以通过沉积或通过冷锻形成。

[0052] 一次性 DTT 探测器可以使用上述支撑组件结构实施例简单且廉价地制造。一次性使用使得 DTT 探测器的商业化成为可能。而且,单次使用探测器限制了交叉感染的可能性,并且可能使更多病人受益于手术期温度监测。

[0053] 因此,尽管已经关于目前优选的实施例描述了本发明,但应该理解,在不脱离于本发明的主旨的情况下,可以进行各种修改。因此,本发明仅由所附权利要求限定。

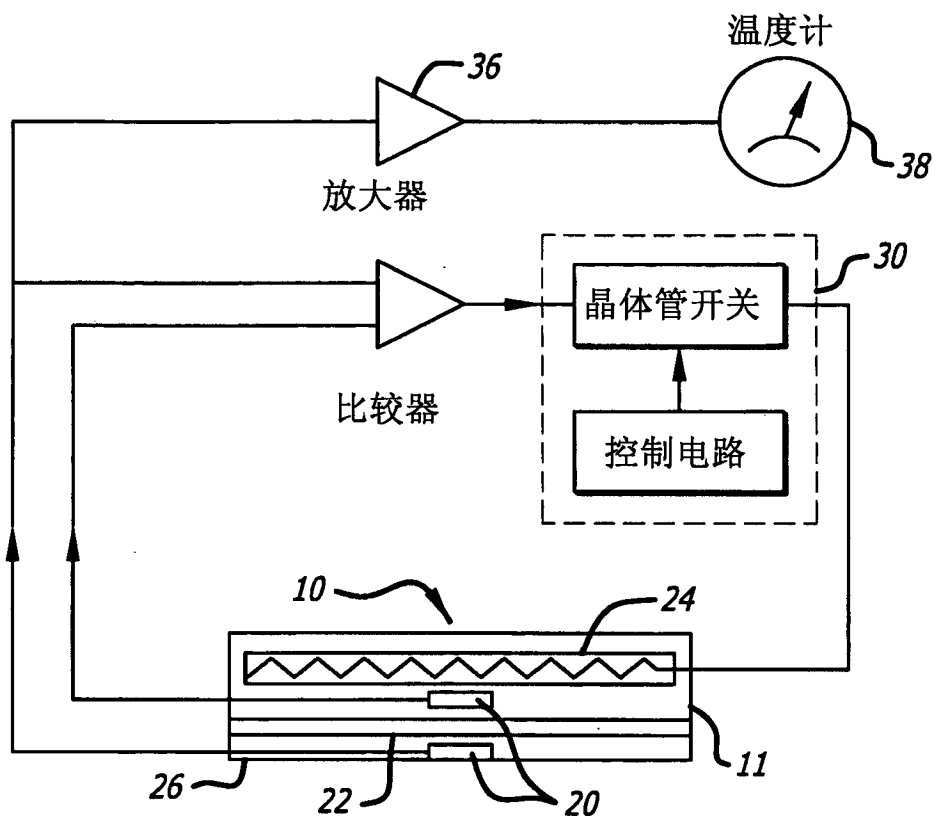


图 1(现有技术)

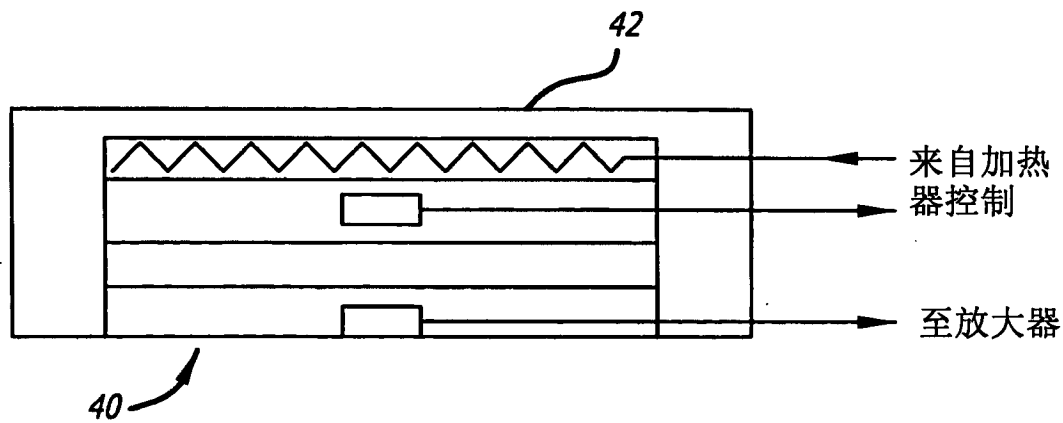


图 2(现有技术)

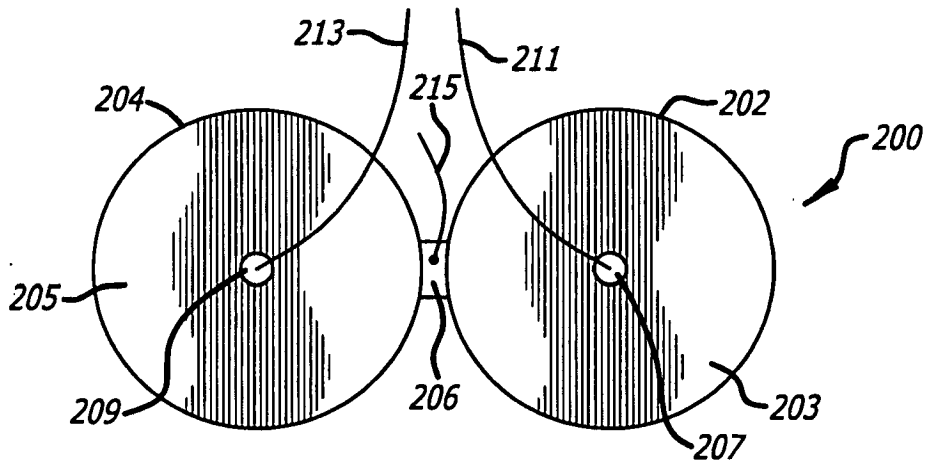


图 3

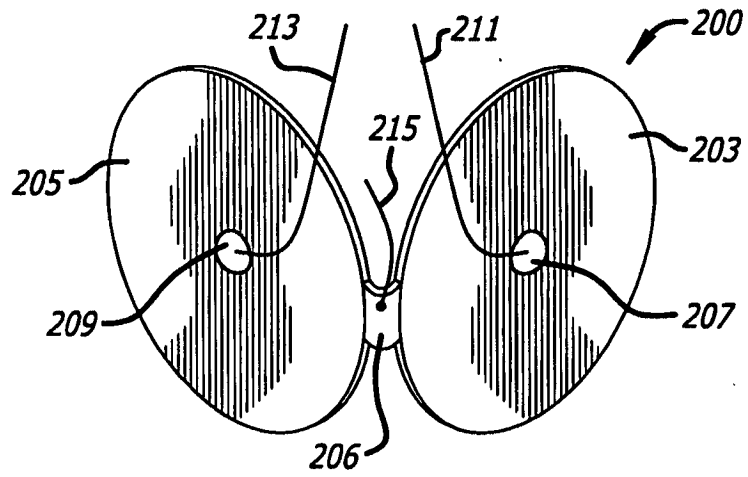


图 4

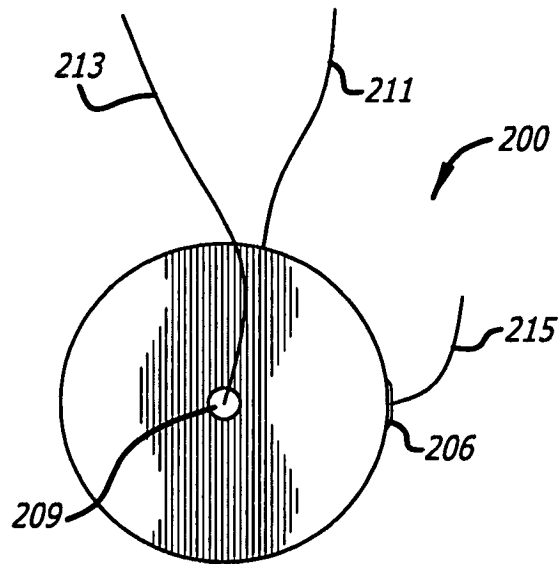


图 5

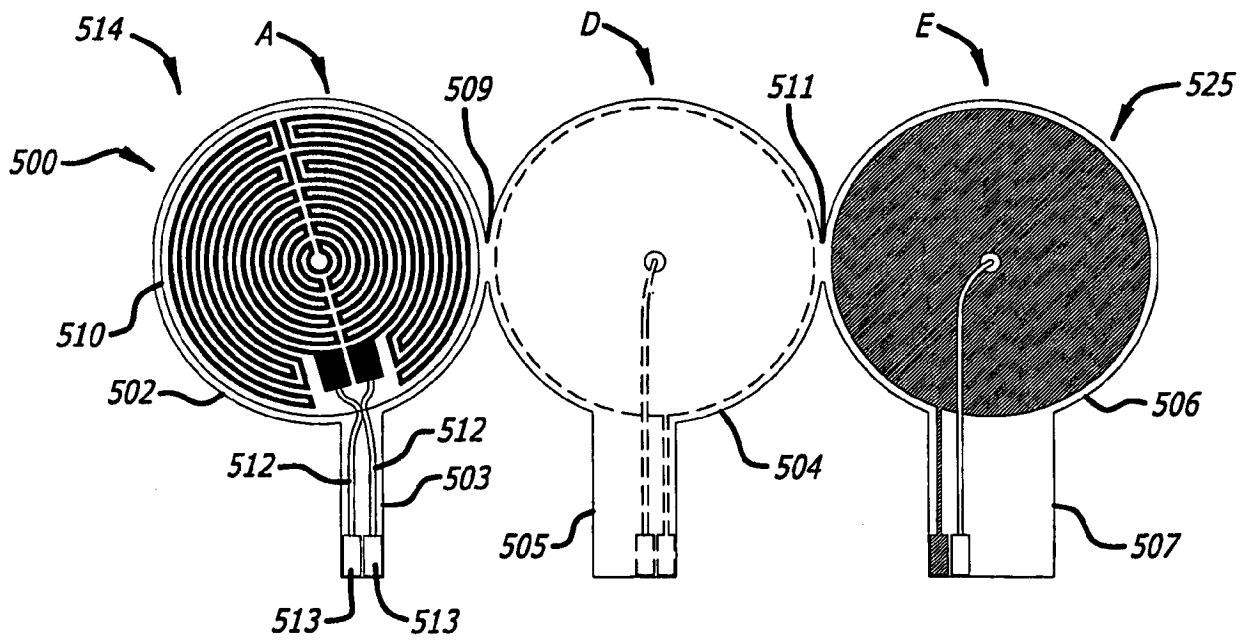


图 6

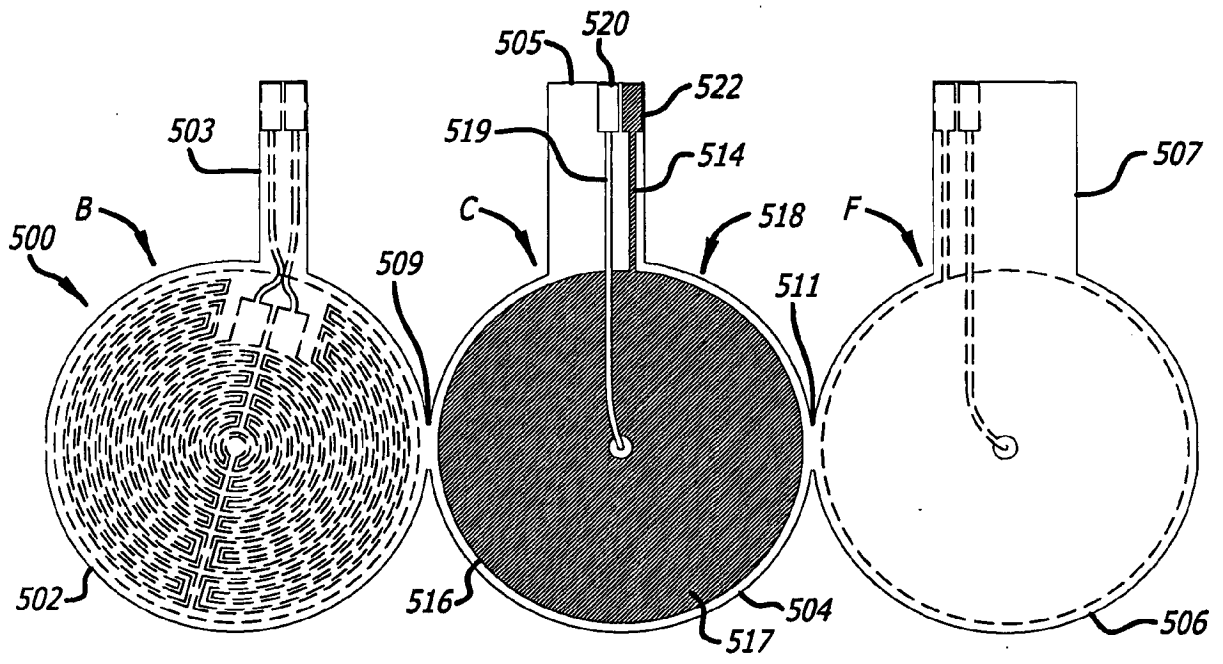


图 7

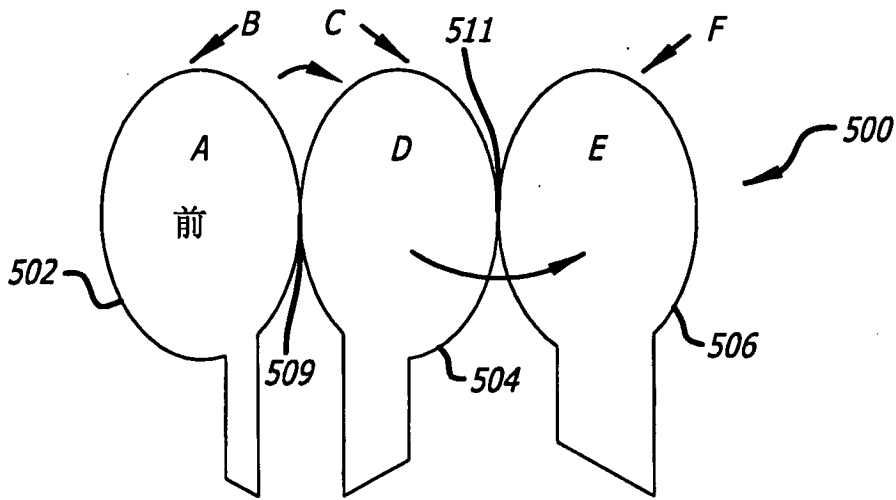


图 8

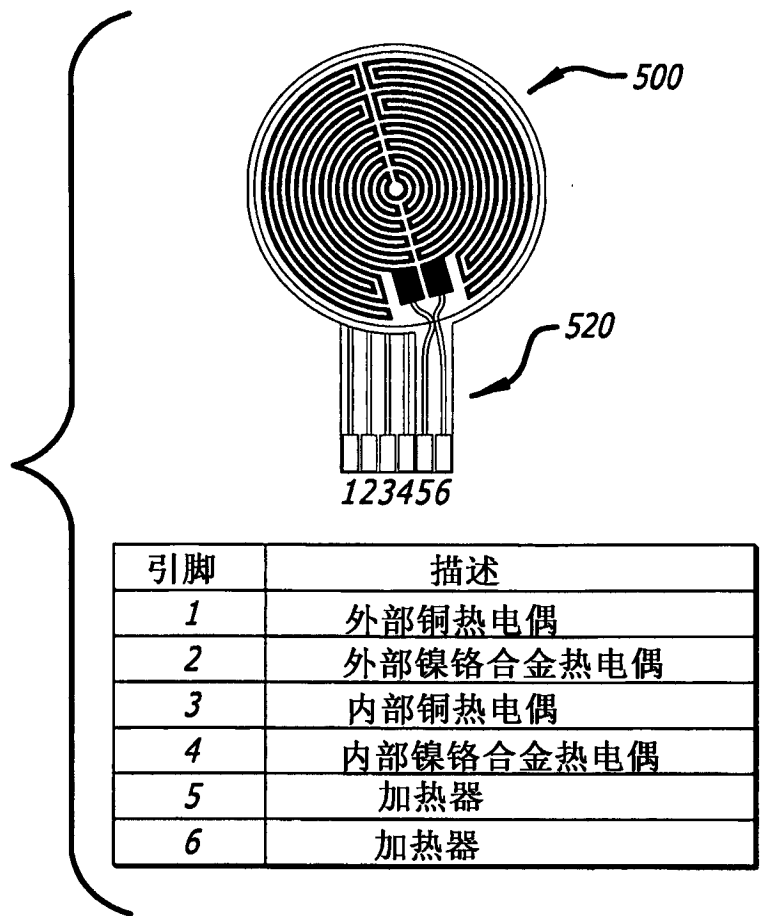


图 9

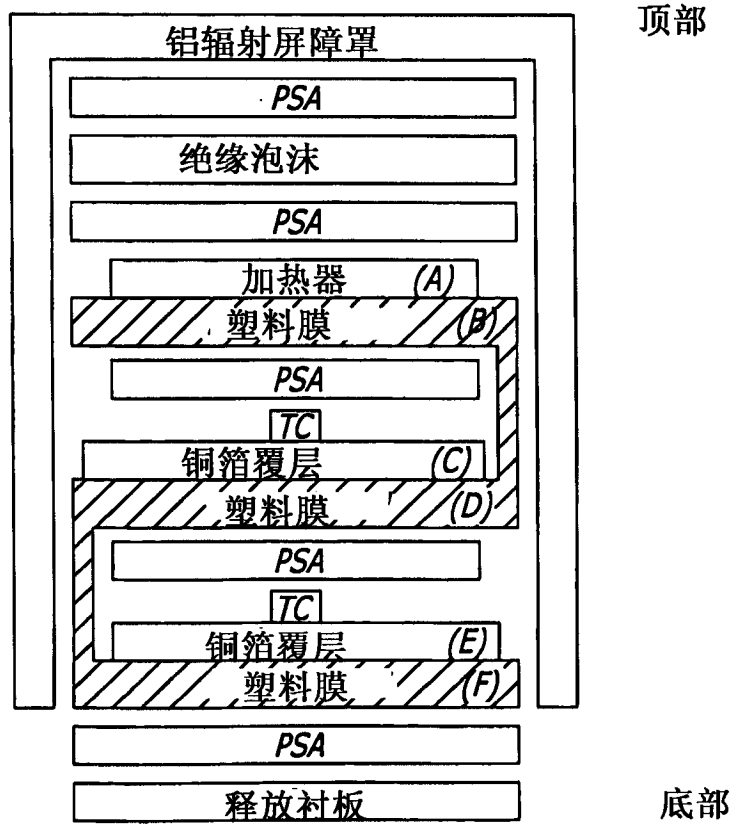


图 10

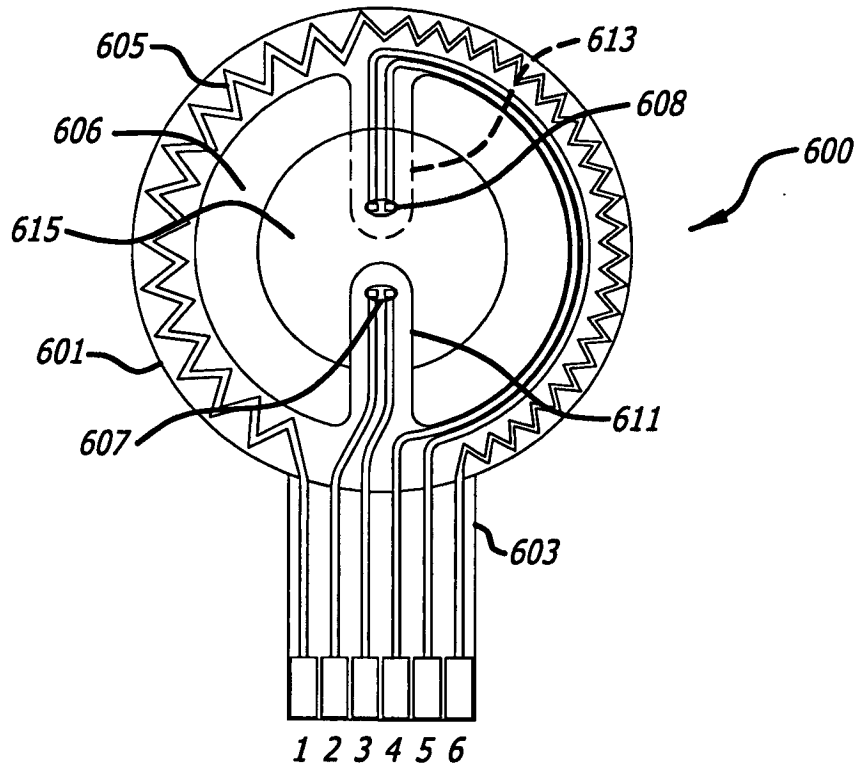


图 11A

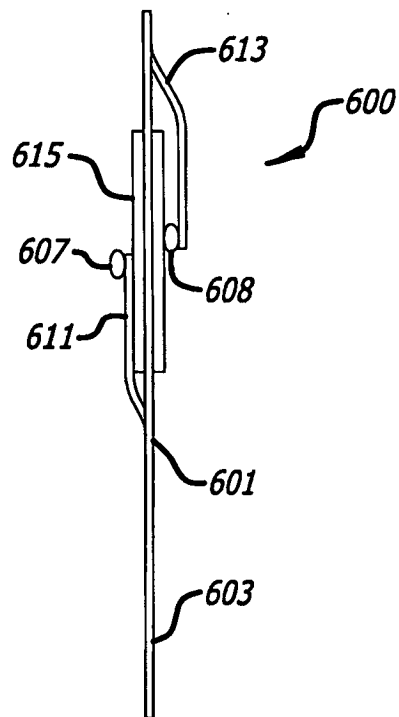


图 11B

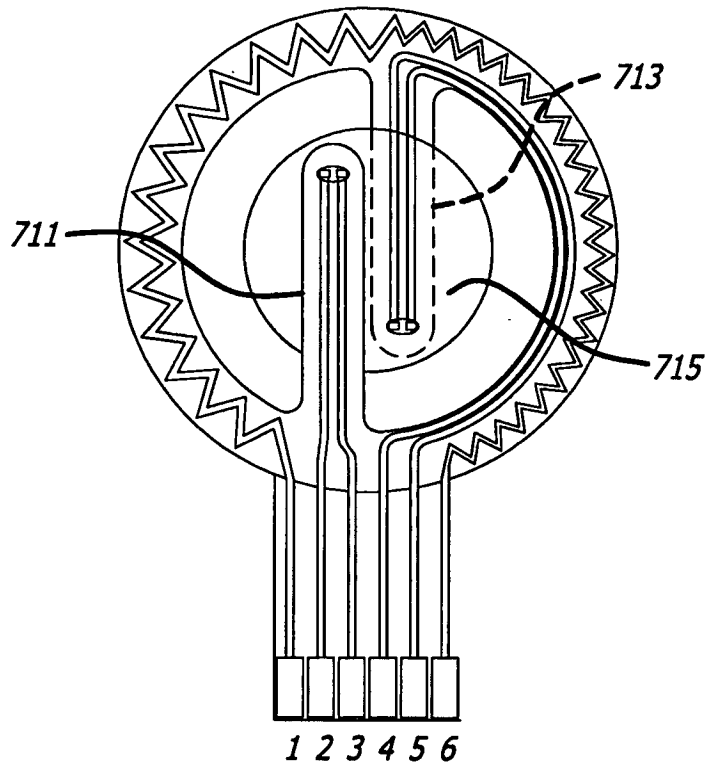


图 12A

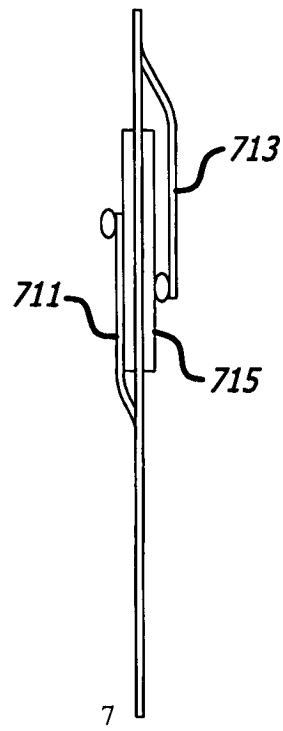


图 12B

专利名称(译)	深部组织温度探测器结构		
公开(公告)号	<a href="#">CN102802506A</a>	公开(公告)日	2012-11-28
申请号	CN201080026574.6	申请日	2010-04-14
[标]申请(专利权)人(译)	亚利桑特保健公司		
申请(专利权)人(译)	亚利桑特保健公司		
当前申请(专利权)人(译)	亚利桑特保健公司		
[标]发明人	AP范杜伦		
发明人	A·P·范杜伦		
IPC分类号	A61B5/00 G01K13/00		
CPC分类号	G01K1/16 G01K13/002 A61B2562/0271 A61B2562/0276 A61B5/6833 A61B2562/164 A61B5/01 G01K1/165		
优先权	61/212704 2009-04-15 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开一种一次性零热通量深部组织温度探测器(500)，其使用具有多个部分(502、504、506)的支撑组件构造，该多个部分在组装探测器期间被折叠在一起或被分成层。多个部分支撑探测器的元件，包括热传感器和在热传感器之间的热阻(517)。可选地，一个部分支撑加热器(514)。

