

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl<sup>7</sup>

G01K 11/12

G01K 11/16

## [12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 99810098.6

[43] 公开日 2001年9月26日

[11] 公开号 CN 1314994A

[22] 申请日 1999.6.25 [21] 申请号 99810098.6

[30] 优先权

[32] 1998.6.26 [33] US [31] 60/090809

[86] 国际申请 PCT/US99/14511 1999.6.25

[87] 国际公布 WO00/00004 英 2000.1.6

[85] 进入国家阶段日期 2001.2.26

[71] 申请人 医疗指示器公司

地址 美国新泽西州

[72] 发明人 R·J·维通斯基

J·W·斯卡兰蒂诺

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

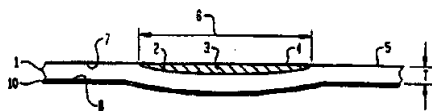
代理人 卢新华 罗才希

权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图页数 4 页

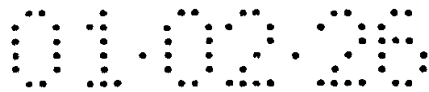
[54] 发明名称 液晶温度计

[57] 摘要

公开了一种能够产生实时体温信号的自动校正温度的温度计。该温度计包括有第一个面(7)和第二个面(8)的双面柔性基片(1)。第一个面有多个穴(2)和在这些穴中有液晶组合物(3),以界定多个传感器布点。覆盖层(4)置于第一个面(7)上,压敏粘合剂(10)置于基片(1)第二个面(8)上。使用本发明结构特征,可使传感器表面积与基片厚度的比最大,从而提供一种具有预料不到的良好结果的温度计,其中能够产生随体温变化可自动校正的连续温度测量。



I S S N 1 0 0 8 - 4 2 7 4



## 权 利 要 求 书

1. 一种适用于测量病人体温的医用液晶温度计，该温度计包括：  
具有一定厚度、第一个面和第二个面的双面柔性基片，第一个面有至少一个在其中形成的穴；

5 在该至少一个穴中装有一种液晶组合物，并且占据了至少约 50%穴体积，其中液晶组合物在室温下产生第一种有色状态，在待测量病人身体一个部位的温度时产生第二种有色状态；

覆盖层密封在第一个面上，形成在该至少一个穴中装有液晶组合物的密闭空间，以界定至少一个传感器点，

10 其中传感器点的表面积与基体的厚度相比足够大，以致当基片的第二个面贴到身体的一个部位时，该至少一个传感器点会自动反应该部位的温度变化。

2. 根据权利要求 1 所述的温度计，该温度计还包括在基片第二个面上的压敏粘合剂。

15 3. 根据权利要求 1 所述的温度计，其中该至少一个穴的直径为基片厚度约 5 倍。

4. 根据权利要求 3 所述的温度计，其中基片的厚度为约 0.25 毫米或更小，并且该至少一个穴的直径为至少约 1.25 毫米。

20 5. 根据权利要求 1 所述的温度计，其中穴的深度为基片厚度的约 70%。

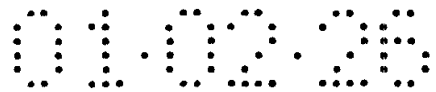
6. 根据权利要求 5 所述的温度计，其中穴的深度为约 0.17 毫米或更大，基片的厚度为约 0.25 毫米或更小。

25 7. 根据权利要求 1 所述的温度计，其中基片的第一个面中有多个穴，并排列成矩阵，多个穴中每一个穴里都装有液晶组合物，多个穴中每一个穴上面封有覆盖层，界定排成矩阵的多个传感器布点。

8. 根据权利要求 2 所述的温度计，该温度计还包括在压敏粘合剂上面涂的一层聚丙烯。

9. 根据权利要求 8 所述的温度计，该温度计还包括在聚丙烯层上面贴的双面医用带，以及贴到医用带上的医用带分离衬垫。

30 10. 一种适用于测量病人体温的医用液晶温度计，该温度计包括：  
具有一定厚度、第一个面和第二个面的双面柔性基片，第一个面有多个在其中形成的穴，并排列成矩阵；



多种液晶组合物，多个穴中的每个穴都装有多种液晶组合物中的一种组合物，并且占据多个穴中每个穴体积的至少约 50%，其中每一种液晶组合物在室温下产生第一种有色状态，在待测的温度时产生第二种有色状态；

5 密封在第一个面的覆盖层，形成在多个穴中装有多种液晶组合物的密闭空间，以界定多个传感器布点；和

在基片的第二个面上有压敏粘合剂；

其中基片的厚度足够小，以致基片的第二个面粘着到代表体内温度的病人身体的一个部位上，多个传感器点的各个点的表面积与基片的厚度相比足够大，一个或多个传感器点会自动反应病人身体的温度变化，  
10 以致可以进行体温的连续测量。

11. 根据权利要求 10 所述的温度计，其中人体部位包括病人的腋窝，并且使基片保持其上至多 48 小时。

12. 根据权利要求 11 所述的温度计，其中基片厚度为多个穴中  
15 每一个穴直径的约 20%或更小，各个穴的深度是基片厚度的约 70%或更大。

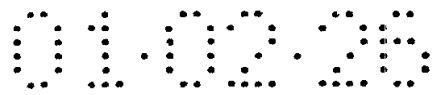
13. 根据权利要求 12 所述的温度计，其中 (a) 基片的厚度为约 0.25 毫米和 (b) 多个穴中每一个穴的深度为约 0.17 - 0.18 毫米，直径为约 1.2 - 1.3 毫米。

20 14. 根据权利要求 10 所述的温度计，其中多个穴提供的测量范围是 35.0 - 41.9 摄氏度，分辨率为 0.1 摄氏度。

15. 根据权利要求 10 所述的温度计，其中多个穴提供的测量范围是 94.0 - 104.8 华氏度，分辨率为 0.2 华氏度。

16. 一种连续测量病人体温的方法，该方法包括：  
25 提供权利要求 1 所述的温度计；  
将温度计放在与病人体温有固定关系的身体部位；  
把温度计留在身体部位适当位置达至多 48 小时；  
通过观察至少一个传感器点对身体部位温度变化的响应，监测病人的温度。

30 17. 根据权利要求 16 所述的方法，其中身体部位包括腋窝。



# 说明书

## 液晶温度计

### 相关申请

5 申请人根据 1998 年 6 月 26 日提出的美国暂时申请 Serial 60/090,809, 要求优先权。

### 本发明领域

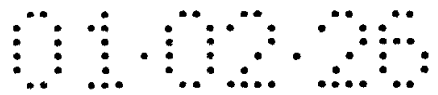
本发明涉及体温计领域, 具体地, 本发明涉及自动校正的液晶温度计。

### 本发明背景

10 胆甾醇型液晶化合物的热变色性使人们付出了相当的努力, 为将其应用到温度计发明。在现有技术中所描述的许多液晶温度计设计用于测量人体温度; 但是, 医学界对这些温度计的苛求要求已经妨碍了这些温度计在医疗应用中的大批量生产。医疗上可接受的基于液晶变色的体温计要求满足与玻璃水银体温计和电子体温计在范围 (35 - 41°C)、分辨率 (0.1°C)、准确度 (关键范围中 0.1°C, 其他范围中 0.2°C) 与稳定性方面同样严格的标准。此外, 温度计应该设计成 (i) 测量医学界接受的能如实代表体内温度部位 (如直肠、舌下腔或腋窝) 的温度, (ii) 易于读取、清洁和使用之间的复位, (iii) 在测量部位上使用安全而舒适, 和 (v) 在储存和销售期间, 当经受 -20 - 60°C 极端温度时, 其准确度保持至少五年。温度计比其竞争产品具有如较便宜、易于使用、难以破碎、儿童乐于使用并且需要较少 (最好没有) 电能等有竞争力的优点, 当然是更为优选的。

25 人们在研制符合这些标准的温度计时遇到了挑战。前额液晶温度计就是一个很好的例子。因为它的分辨率低 ( $\pm 1^\circ\text{C}$ ), 因此, 它主要用作发烧的筛查工具, 需要接着用玻璃水银体温计和电子体温计证实真实的体温。但是, 这还不是它唯一的缺点。前额并不是代表体内温度的可靠部位, 检查发烧有 50% 以上时间出现失误 (假阴性)。

30 这些年来, 人们曾研制了各种组合物和结构, 寻求改进液晶温度计的性能。例如, 参见 Sharpless 于 1976 年 8 月 10 日的美国专利 3,974,317, “包括惰性添加剂测温组合物和产品” (下面称之 '317 专利), 以参考文献列于本文。'317 专利描述了含有 (a) 57.9% 胆甾醇油



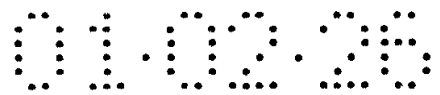
烯基碳酸酯、30.7%胆甾醇氯化物和 11.4%胆甾醇基 - n - 丁氧基苯基碳酸酯和 (b) 矿物油的液晶体系。使用该组合物，可以轻易地分辨小到 0.1 ℃ 的温度差，从而使该组合物非常适用于体温计。

但是，对于制造体温计来说，这种化学组成本身并不充分。对装液  
5 晶组合物的热封基片和透明包膜也有约束。例如，参见 Caplan 于 1977 年 12 月 27 日的美国专利 4,064,872 “液晶薄片的温度测量设备”（下面称之为‘872 专利），以参考文献列于本文。在这里，它讲解了为了制造用于医疗诊断的温度计，由热封薄片材料和载体基片构成的分离薄膜含有的不论在生产还是在储存过程中会与液晶进行反应的组分应该是每平方  
10 米 1 毫克以下。’872 专利说明了聚氯乙烯 (PVC) 和聚偏二氯乙烯 (PVCD) 涂层层压薄片用作热封材料。该专利强调为包封液晶组合物所选用的材料应该具有尽可能低的热质量，其质量还应与耐用性协调一致，以便重复使用。’872 专利还描述了一种通过将这些组合物以点阵排列，而由这些组合物构成体温计的方法。

15 但是，采用‘317 和‘872 专利所说明方法制成的温度计有严重的技术缺陷。其中一个缺陷涉及可读性。各个点尺寸小（直径 1 毫米）和绿色流体态与灰色焦点圆锥态之间的反差小，使得难以读取温度计，特别是对那些不熟悉读取温度计的人或是试图在低强度光线下读取温度计的人来说尤其如此。由于这一不足之处，采用上述专利说明方法制成的体  
20 温计仅经历过有限的大量生产。

液晶温度计的另一缺点涉及信号时间相对短（复位开始之前，15 -  
20 秒）。当将液晶温度计在其转变范围内从一个环境中取出转到较低温度时，信号迅速减弱，以致难以获得第一个环境的准确温度测量值。这是由两个原因造成的。第一，与所有的温度计类似，由液晶制成的温度  
25 计都具有较低的热质量，并且冷却迅速。第二，几乎所有的液晶组合物反应时间常数都小于 1 秒，因此显示记忆过短。

一种涉及保留信号问题的温度计结构已经完成。参见美国专利  
5,676,465, “液晶体温计”，由 Witonsky 和 Scarantino（本文同一发明人）在 1997 年 10 月 4 日提出，由目前的代理人代理，该专利以参考  
30 文献列于本文（以后称作‘465 专利）。’465 专利公开了在穴或空腔里装有液晶组合物的温度计，该温度计有一个穹顶的倒置结构和有约 5 - 50% 空腔体积的气泡。采用这一结构，温度计可以无限期地保持信号，



同时也能通过向装有液晶的温度计区域施加压力而使其完全转换。‘465 专利的倒置穹顶结构还增强了两种状态——液晶和焦点圆锥——之间的反差，这对温度测量很有用。让具有常规结构的温度计经受到高温，可以使温度计穴完成倒置。

5       使用 ‘465 专利的温度计，一旦读取过，医生就应该清除温度计，用他或她的手指擦传感器点，就可机械地抹去温度计的信号，或者等待约一分钟的时间。随温度转变到低于患者皮肤的温度，这就会引起那些清楚的传感器（黑色背景）发生变化，使它们返回到着色的液晶状态。这一设计的缺点在于护士或医护理人员不能在一天的时间里连续监测温  
10 度。由于温度计是“峰值读取”的，当温度计放置与保留在病人身上时，稍后时间获得的温度信息可能不会如实地代表病人的实时温度。记录时获得的温度信息可能是几小时前的。因此，除非使清除的温度计达到热平衡，即可能需要附加几分钟等待的过程，否则适当的介入动作也不会得知。

15       正如可能意识到的，一些在医用测温领域的研究人员继续设法研究设计新的温度计，这种温度计可满足医疗界所提出的挑战性标准。特别地，一种可弯曲的，并且可舒适地用在能准确反映体内温度的体表液晶温度计是有利的。一种能连续准确测量体温，不需清除已有信号的液晶温度计也是有利的。本发明提供了这些以及其他一些优点。

#### 20       附图的简要说明

为了更好地理解本发明，结合附图一起说明一个示范性实施方案，其中：

图 1A 表示部分本发明温度计的剖开横截面图，这部分温度计包括例如传感点、装有液晶组合物的穴；

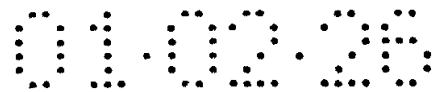
25       图 1B 表示带有生产后粘合剂的图 1A 传感点的横截面图，温度计的底部有医用胶带；

图 2 表示本发明温度计沿着图 3A 的线 2-2 的横截面图；

图 3A-3B 表示本发明温度计的俯视图，其上有摄氏温度（图 3A）和华氏温度（图 3B）的温度标度；

30       图 4A-4B 表示了本发明温度计的另一个俯视图，其上有摄氏温度（图 4A）和华氏温度（图 4B）的温度标度和其他内容；

图 5 表示部分封装台的横截面图。



应该理解，这些附图的目的用于说明本发明的概念，而不是用来划定范围的。

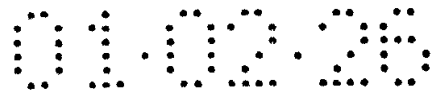
### 本发明概要

5 简要地说，本发明包含柔性的，能够自动校正的液晶温度计。申请人已经公开了一种温度计结构，它不需要在获得实时温度之前清除信号。令人惊奇地发现，采用本发明的结构特征，使传感器表面积与基片厚度的比率最大，可使温度计具有出乎意料的良好结果。该温度计可连续测量温度，并实时地自动校正发出的温度信号。由于是柔性的，该温度计可以应用到与体内温度有固定关系的身体部位，优选的是腋窝。在一个实施方案中，温度计传感器点的直径约 1.2 - 1.3 毫米、深约 0.17 - 0.18 毫米。传感器点安置在相对薄的基片中，即厚度为约 0.25 毫米的基片中。本发明还涉及通过将温度计应用到与病人的体内温度有固定关系的身体部位（如腋窝）来连续测量病人体温的方法。

### 15 本发明的详细说明

本发明涉及适合医用的自动校正液晶温度计，它能产生体内温度的实时信号。该温度计包括有第一个面和第二个面的双面柔性基片。第一个面有几个放有液晶组合物的穴，以界定几个传感器点。在第一个面上有覆盖层，在基片的第二个面上放了压敏粘合剂。使传感器点表面积与基片厚度比最大，例如，传感器点的直径优选地是基片厚度的约五倍。具有这些结构特征的温度计，可获得出乎意料的良好结果，它能产生连续的和自动校正的温度测量信号。

参看图 1A，该图表示部分本发明温度计的剖开横截面图，它包括例如传感器点、装满液晶组合物的穴。温度计将包括多个这样的点，优选地如图 3A - 4B 所示的矩阵排成。载体层或柔性基片 1 有第一个面 7 和第二个面 8。模压基体，使其形成凹陷处或穴 2，其中放有液晶组合物 3。然后用透明覆盖层 4 封住模压穴或凹陷处 2，在未模压的区域 5 上，即在 25 没有穴的基片区域上，将覆盖层 4 热封在基体 1 上。优选地，当组合物放在槽中时，该组合物占据了穴容积的约 50 - 90%。图 1A 中表示了该组合物占据了 100% 的穴，当氨注入穴中，以取代穴中的空气时，氨渗透通过覆盖层（下面将进一步描述）。可在基片 1 的下面 8 上进行图 3A、3B、4A 和 4B 中表示的印刷（下面将进一步描述）。另外，可在温度计区域（参 30



见图 2、3A-4B) 中基片 1 的下面涂一层黑色颜料 (未绘出), 以使液晶组合物的颜色更易看清楚。这种背面印刷可防止液晶与油墨可能发生的不利反应。

与以前的温度计不同, 这种温度计有一层压敏粘合剂 10 直接涂到载体层的下面 8 上。合适这种应用的压敏粘合剂在接触人体皮肤时应该是舒适的、对皮肤有足够的粘着性、低变应原性的、不含任何天然胶乳、并且设计成可与人体皮肤保持持久接触。具有这些特性的粘合剂包括 3M 的 9879 和 1522、Avery Dennison 的 MED 600 和 Flexcon 的 DermaFLEX TT200 H-575 84 D/F PFT。有利地在温度计的其他部分生产之后, 例如在生产后步骤中涂该粘合剂层 10。

本发明的一个优点是在温度计和所测量温度的人体皮肤之间的粘附性有改进。这种改进是由多种因素造成的, 其中包括所使用的粘合剂、与以前设备相比的温度计的较大表面积、以及更薄的结构 (这使得温度计不太可能从皮肤上脱落)。图 1B 表示了图 1A 传感器的横截面图, 带有生产后粘合剂和贴到温度计下面的医用胶带。在粘合剂层 10 之后, 可以贴白色聚丙烯 (PP) 薄膜 12, 优选地约 10 毫米。然后往 PP 薄膜 12 上贴医用带 14。医用带 14 可以由 3M 医用带构成, 3M 医用带有第一层粘合剂 14a (厚度 ~ 0.04 毫米)、载体层 14b (厚度 ~ 0.08 毫米) 和第二粘合剂层 14c (厚度 ~ 0.04 毫米)。带医用带的温度计可放在医用带分离衬垫 16 (厚度 ~ 0.11 毫米) 上; 衬垫 16 可有一个薄片, 其上粘附多个温度计。然后, 护士或其他医务人员可以从衬垫 16 上取下温度计, 在病人的皮肤上贴第一粘合剂层 14a。

基层或载体层 1 应该满足许多在这类温度计中起作用的特性。含有载体层 1 的塑料薄膜或层压片应该是透明的, 以使背面能够印成黑色; 它应该是可模压达到深约 0.2 毫米而不破裂; 它应该对液晶呈惰性, 并且不含有在其加工时留下的可能会迁移到液晶或污染液晶的任何残余低分子物质; 它应该对其他薄的透明惰性塑料薄膜是可热封的。满足这些条件的优选材料是 KODAR®PETG 共聚酯 6763 材料, 它是聚对苯二甲酸乙二醇酯 (“PETG”) 的透明无定形聚合物, 玻璃态转化温度为 81°C。KODAR® 是 Eastman Kodak 公司的注册商标。

上覆盖层 4 也应该是对液晶呈惰性、透明、与 PETG 可热封, 并且不含有在加工或接下来的储存过程中可能迁移到液晶组合物中的任



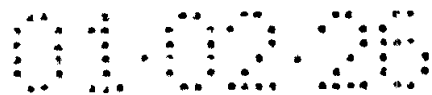


何低分子量组分。有几种材料满足这些条件，其中包括 PETG 6763 的薄片、聚偏二氯乙烯（“PVDC”）涂层聚酯（如 DuPont 的 M44 薄膜，其中用含水浮液涂 PVDC 涂层），和涂无定形聚酯的聚酯薄膜。通常，因为邻苯二甲酸聚酯本身不容易被热封，所以使用能够与这些聚酯热封的聚合物涂该覆盖层。优选地，从水性乳液沉积出可热封组分，例如 PVDC。

现在参见图 2，它表示沿图 3A 线 2-2 的本发明温度计的横截面图。图 3A 和 3B 表示两个温度计实施方案的俯视图，图 3A 表示摄氏温度的温度标度，图 3B 表示华氏温度的温度标度。图 4A 和 4B 表示两个温度计实施方案的另一俯视图，图 4A 表示摄氏温度的温度标度，图 4B 表示华氏温度的温度标度。在图 4A 和图 4B 中，传感器穴由十字线代表，尽管它们通常是基本圆形或圆柱形。

对于本发明的温度计，令人惊奇地发现，通过使传感器表面积与基片厚度的比最大，可得到自动校正的温度计。增加传感器表面积和减少基片厚度的作用在于增强了机械干扰，引起亚稳定传感器迅速变换。具有这里所描述的结构特征组合，温度计的性能发生了变化，以致它能准确地跟踪并系统地校正表面温度（与峰值读取的温度计相反）。温度计总体结构不如以前的温度计坚硬，并为更薄、表面积更大。该温度计各个传感器对微小机械扰动比以前温度计传感器更敏感。例如，当本发明温度计放在腋窝下时，身体的轻微移动会刺激这些以前已经变色的传感器，但这些传感器具有比体表更高的转化温度，因此自然地返回到液晶状态。当手臂抬高以读取温度计时，暴露在较凉的空气下也不会改变读数。这导致温度计的温度读数连续且自动校正。这些温度计的准确度是约  $\pm 0.2^{\circ}\text{F}$  或约  $\pm 0.1^{\circ}\text{C}$ 。

现在参考图 1、2、3A-3B 和 4A-4B 描述本发明温度计的优选尺寸。穴 6（图 1A 和 2）的直径优选地是约 1.25-1.3 毫米。这比过去的温度计有所增加，过去的温度计的穴直径为约 0.75 毫米。井 D（图 1B）的深度优选地是约 0.17-0.18 毫米，这也比以前的温度计有所增加，过去的温度计的井深约 0.10 毫米。过去的温度计的厚度为约 0.31 毫米相反，该基片 T（图 1A）的厚度为约 0.25 毫米。因此，穴的直径（1.25 毫米）优选地是基片厚度（0.25 毫米）的五倍或更多；换句话说，基片厚度是穴直径的约 20% 或更少。基片厚度是穴深的约 1.4-1.5 倍；或者



换句话说，穴深是基片厚度的约 70%。典型地，温度计的宽 9（图 3B）为约 32 毫米或者约 1.25 - 1.275 英寸。

区域 F（图 2）的大小（这里装有传感器点）和传感器的数量取决于使用摄氏温标还是使用华氏温标。通常，区域 F 可以是约 14 - 15 毫米长，穴的行与列分隔排列，其中心与中心之间的间距 18 是约 1.7 - 1.8 毫米（图 2、图 3A）。更特别地，当使用摄氏温标时（图 3A），区域宽（ $F_{wc}$ ）为约 22 毫米，区域高（ $F_{hc}$ ）为约 8 毫米。当使用华氏温标时（图 3B），区域宽（ $F_{wf}$ ）约为 12 毫米，区域高（ $F_{hf}$ ）为约 24 毫米。摄氏温标（图 3A 和 4A）为 35.0 - 41.9 摄氏度。华氏温标（图 3B 和 4B）为 94 - 104.8 华氏度。通过包含有适当液晶组合物的另外的传感器，可将两端的刻度扩展，用于不寻常的情况，例如温度过低的情况。

每行穴代表温度一度的变化。这列穴顶端的数字表示列与列之间度数变化为 0.1。因此，图 3A 表示温度读数为 36.4 摄氏度，图 3B 表示温度读数为 98.6 华氏度。为便于读取，印刷的文字高为约 1.14 毫米。如可看到的那样，华氏温度计上有 55 个传感器点，摄氏温度计上有 70 个传感器点。在图 4A 和图 4B 中还能看到，温度计可具有美观的形状，例如心形，它的上面印有儿童喜爱的符号或图案。人们已经发现，这些设计是很有用的，特别是为幼儿量体温时更是如此，因为它们可以减少将温度计贴到皮肤上时儿童所产生的抗拒情况。

该温度计的结构具有许多优点。如上所述，它可以实时测量体内温度。另外，改进了该温度计与皮肤的粘着。该温度计比过去的温度计易于读取，由于传感器点表面积更大，不用从病人皮肤上取走温度计就能获得读数。例如，护士或其他医务人员可在一天的早些时候将温度计放在病人的皮肤上，然后一整天连续地监测温度，获得实时测量值，不需重置温度计或把它从病人身体上取走。更薄的结构使温度计用到身体上时更舒适，还不可能脱落。该温度计可用于病人，并留在适当的位置几小时直到 48 小时。在测量温度时很少干扰病人。由于传感器点的表面积增加、基片更薄，因而响应时间更短。

可以用 '317 专利描述的液晶组合物作为填满传感器穴 2（图 1A）的组合物 3。另外，人们已发现，在液晶组合物中使用抗氧化剂，优选地是少量（~ 500ppm）2,6-双（1,1-二甲基乙基）-4-甲基苯酚（BHT），

对提高液晶组合物的稳定性是有利的。

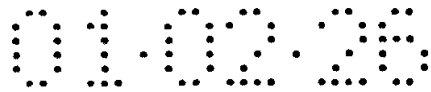
可以与液晶体系联系起来使用术语第一种和第二种颜色时，本技术领域技术人员应意识到是指可感觉到的颜色。在低于其转化温度或透明点时，液晶本身是闪光的，或在黑色背景衬托下呈绿色。在透明点之上时，液晶有点半透明，在黑色背景的衬托下呈灰色。使用加了改变体系颜色响应的染料或其他物质的液晶体系是在本发明范围内。

本发明温度计可重复使用。在医院环境中，它作为一次性使用品，更易被人们所接受，例如，它可用于一个病人，连续测量其体温，然后弃去不再用于另一病人。在一个实施方案中，为保证无菌状态，温度计可密封在一种能打开的袋子中。

下面描述本发明的一个优选实施方案。

优选的基片是厚度 0.13 毫米的 KODAR®PETG 共聚酯。该材料一面印成黑色。黑色背景吸收了不被液晶反射的光的组分。取决于要求的是摄氏温标还是华氏温标，印刷层压薄片模压成约 55 或 70 个圆柱状穴。每个穴直径为 1.25 毫米，深为 0.18 毫米。其次，按照'317 说明，约 30-50 微克的 55 或 70 种不同液晶组合物（取决于穴的数量）放在每个槽中。填充步骤之后，厚度 0.013 毫米的以 DuPont 的 M44, PVDC 涂敷的聚酯的覆盖薄膜，跨过封装液晶传感器的模压区域之间的平台区域热封到 PETG 上。具有如图 3A-3B 所示形状的各个温度计可用钢冲模从一卷上剪下。

可用适合的微量装填设备进行填充步骤。本文引用的美国专利 3,810,779 公开了合适的填充系统。该填充系统通过重力加料进行操作。考虑到液晶化学制品的高粘度，对化学制品贮存容器加压的'779 系统改进方案是优选的。1-3 磅/平方英寸（约 50-150 毛）是足够的。压力控制得越精确，装填过程由贮存容器中化学制品的量的影响就越小。在一个实施方案中，贮存容器包括皮下注射器，它的活塞已被取走，往其注射器施用在控制压力下的空气源。本技术领域的技术人员认识到，为了使施加到注射器体的压力保持在预定的压力范围内，应该使用质量良好的压力调节器，如灵敏度为+5 毛、漂移小于 5 毛的压力调节器。在化学制品是液晶组合物的情况下，加热既不是必需的也不是优选的，因为长期接触高温将降低化学制品的品质。



当用作口腔或腋窝测量温度的体温计时，'317 专利的液晶组合物可以经受的温度为约 35-41℃。当从热源地点取出时，温度计通常被拿到约 20℃ 室温中。因蒸发冷却而增强了这种热冲击，温差增加高达 5℃。在这些情况下，从焦点圆锥状到液晶状的迅速反转花约 20 秒。

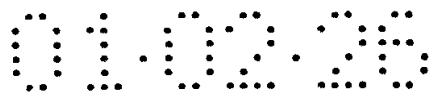
5 可利用这一现象进行连续监测体温。37℃ 作为“正常”体温，甚至在发烧时体温波动很少有 4℃。当本发明的温度计用到适当的人体部位测量体温时，它会读取实时体温，并且根据体温变化自动调整。与基于'317 专利的以前温度计不同，它不需要人工调整，例如通过加压，使温度从峰值温度回复到热源的实时温度。

10 温度计可在腋窝处使用。对儿童来说，在腋窝处使用是非常有利的，尽管对新生儿来说还可应用到在肝脏上的腹部，或被认为是接近体内温度的其他身体部位。护理病人的护士可以把温度计放在病人身上，然后在原位任何时间读取温度信号，以获得准确的体内温度测量值。为了得到准确的测量值，温度计不必从病人身体上取下，也不必清除以前的信号。

15 通常，制备温度计的程序如下：将一种制得的含有 PETG 的薄片送到温度计生产线的模压台，其 PETG 下面印有温度计刻度，并用保护性聚丙烯薄膜覆盖。模压后，薄片移动到填充台，在那里液晶组合物装入模压好的穴中。之后，将薄片送到热封辊隙，在那里薄片与覆盖层融合，其覆盖层则被热封到薄片上。温度计薄片离开辊隙，覆盖层在该区域与薄片粘合，从而将液晶组合物密封在穴中。然后密封的温度计结构经冷却，接着冲切成所要求的形状。对于速度约 6 厘米/秒的生产线来说，加热辊表面温度约 134℃，足以完成密封。

25 尽管氦比空气轻，还是令人惊奇地发现，通过将氦气流导入用于将覆盖层热封到基片的辊隙中，可以向温度计穴中加入氦。将覆盖层密封到基片的常规方法是将具有以化学制品装满的穴的模压基片和覆盖层通过一对辊隙，其中一个辊是加热的。

30 现在参看图 5，有穴（未绘出）已经添加了液晶组合物（未绘出）的模压薄片 51，穿过由加热辊 53 和压力辊 54 构成的辊隙 52。温度计在薄片上排列，以致其较长尺寸的边平行于辊的旋转轴。聚酯和 PVDC 层压薄片覆盖层 55 绕着部分加热辊 53 穿过引导辊 56，进入辊隙 52。含有 PETG 的薄片 51，通过覆盖层 55 的 PVDC 层融化而密封到覆盖层



55. 覆盖层 55 进入辊隙 52, 覆盖层层压薄片 55 的 PVDC 面与薄片 51 的 PETG 层并列。由于热封温度是约 134℃, 覆盖层层压薄片的聚酯层不会被加热辊 53 融化。然后密封的薄片 62 穿过冷却辊 (未绘出), 它在温度计绕进辊里之前冷却温度计, 密封薄片转移到冲孔模台 (未绘出), 进行粘合剂转移, 并由薄片上冲出单个温度计。冷却辊受到驱动, 拉着薄片 51 和覆盖层 55 穿过辊隙 52。压力辊施加的压力不能大到压碎穴。通常, 在用于使压力辊对着加热辊的活塞上施加的压力约 50 磅气压是足够的。

10 在往穴加入氮的情况下, 氮气源 57 的氮气流 65 进入喷嘴 58, 喷嘴 58 引导着氮流 65 直接进入辊隙 52 中。在这样操作过程中, 氮气将空气从穴里冲出 (未绘出), 并充满了槽。氮气从槽扩散出来需约 20-30 分钟。因此, 尽管穴最初充填约 50-90%, 在氮处理之后, 其中不会再有任何残存空气穴 (参见图 1A)。这样就冲出了单个温度计。

15 应该理解, 这里描述的实施方案只是举例性的, 本技术领域的技术人员可以在不违反本发明精神和范围的情况下, 进行改动和修改。所有这些改动和修改都包括在所附的权利要求书的范围之内。

说明书附图

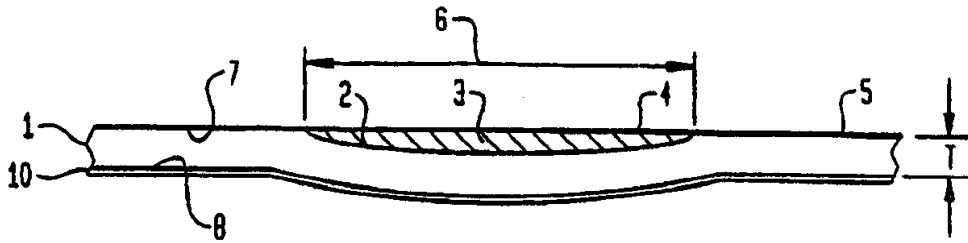


图 1A

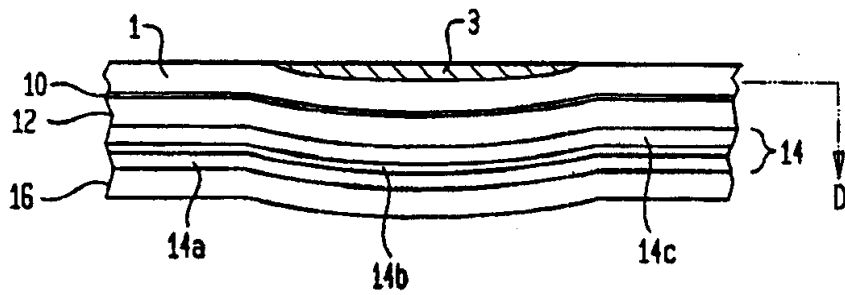


图 1B

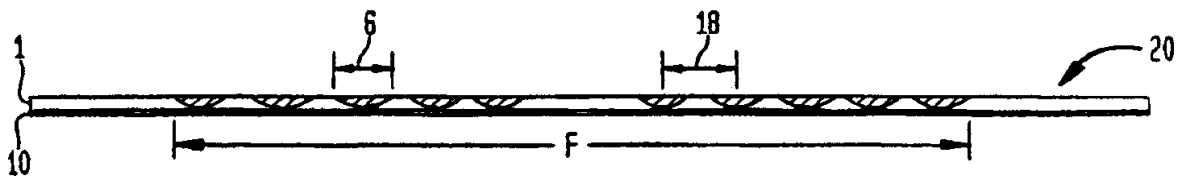


图 2

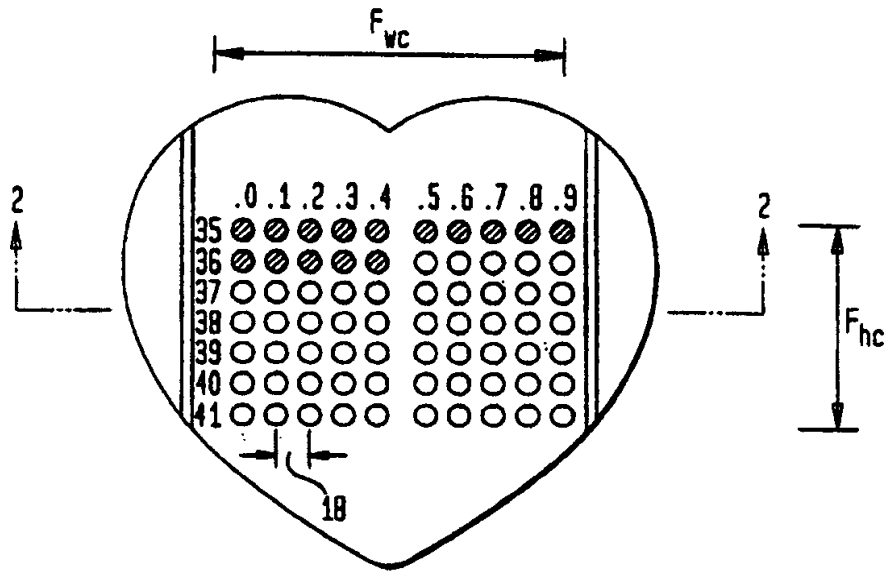


图 3A

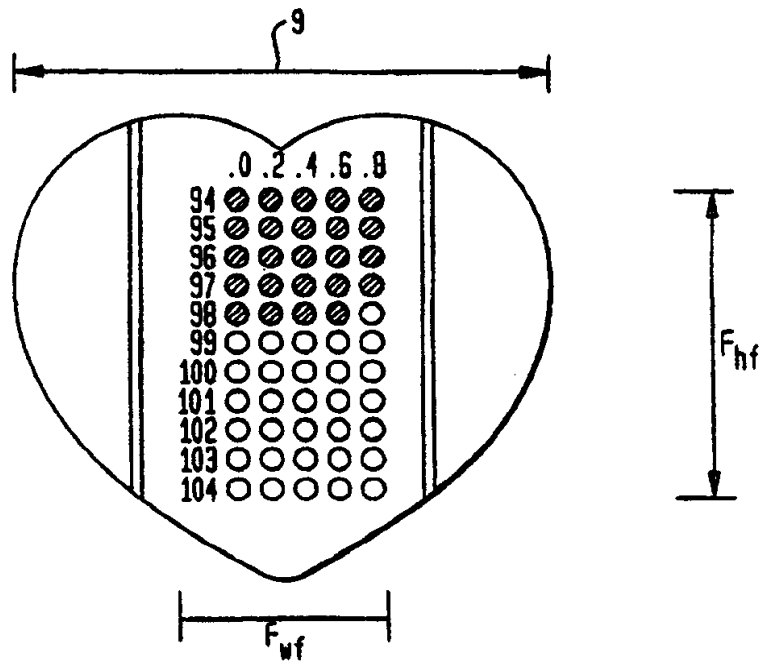


图 3B

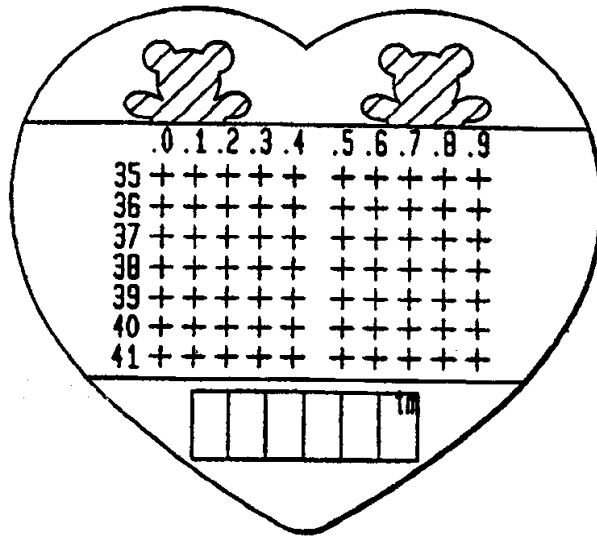


图 4A

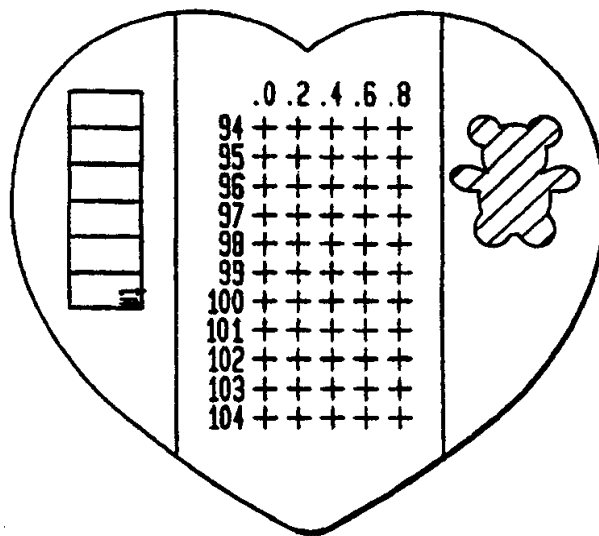


图 4B



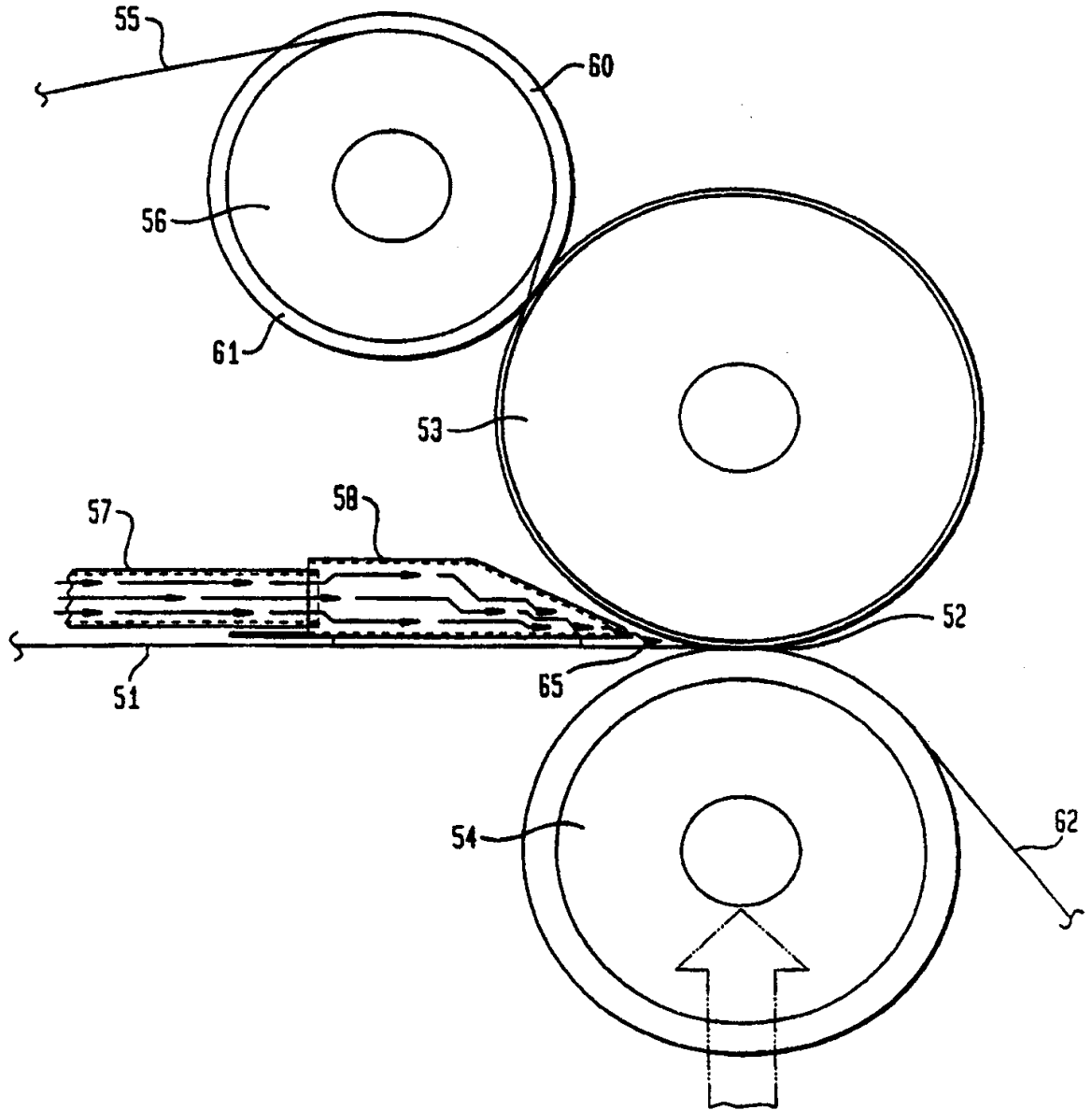


图 5