



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1795815 B

(45) 授权公告日 2012. 02. 29

(21) 申请号 200510097465. 4

30 行到第 9 栏第 25 行、图 12, 13.

(22) 申请日 2005. 12. 28

US 2002026112 A1, 2002. 02. 28, 说明书摘要, 第 1 页第 3 段, 第 28 段、图 4B.

(30) 优先权数据

20045503 2004. 12. 28 FI

审查员 庞庆范

(73) 专利权人 博能电子公司

地址 芬兰肯佩莱

(72) 发明人 佩卡·里特基

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 易咏梅

(51) Int. Cl.

A61B 5/00 (2006. 01)

A61B 5/024 (2006. 01)

A61B 5/0402 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 4763660 A, 1988. 08. 16, 说明书第 8 栏第 30 行到第 9 栏第 25 行、图 12, 13.

US 5507290 A, 1996. 04. 16, 说明书第 5 栏第 10 行到第 6 栏第 4 行、图 3.

US 4763660 A, 1988. 08. 16, 说明书第 8 栏第

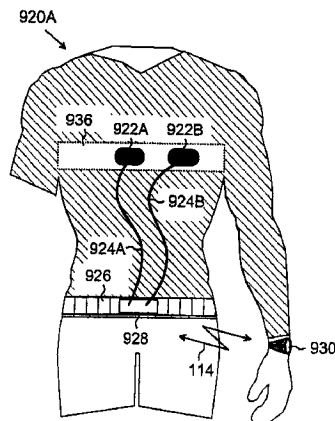
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 6 页

(54) 发明名称

传感器系统

(57) 摘要

本发明涉及一传感器系统、衣物和心率监测仪。该传感器系统包括至少一个挠性薄膜结构, 该薄膜结构包括: 第一绝缘层; 至少一层电导体层, 其形成在所述第一绝缘层的顶部上, 并且包括电极区域, 该电极区域被构造造成与用户皮肤表面之间形成电接触, 并且生成作为输出的与心电图的瞬间值成比例的电信号。



1. 一种传感器系统,用于指示来自用户皮肤表面的心电图,所述传感器系统被构造成与用户特定的心率监测仪相连,其特征在于,所述传感器系统包括至少一个挠性薄膜结构,所述薄膜结构包括:

第一绝缘层(204);以及

至少一层电导体层(206),其形成在所述第一绝缘层(204)的顶部上,并且包括电极区域(208),该电极区域被构造成与用户皮肤表面之间形成电接触,并且生成作为输出的与心电图的瞬间值成比例的电信号,所述至少一层电导体层(206)还包括在薄膜结构面上围绕电极区域(208)的保护区域(502),所述保护区域(502)被构造成与皮肤表面形成电接触并保护所述传感器系统免受静电干扰。

2. 如权利要求1所述的传感器系统,其特征在于,

所述薄膜结构包括第二绝缘层(202),从而在所述第一绝缘层(204)和所述第二绝缘层(202)之间形成所述电导体层(206),并且第二绝缘层(202)包括开口(212),所述电极区域(208)通过该开口与用户皮肤表面形成电接触。

3. 如权利要求1所述的传感器系统,其特征在于,所述电极区域(208)包括通过第一阻抗接头(2A-2L)连接在一起的几个电极(1A-1J),所述电极(1A-1J)被构造成与皮肤表面形成电接触并且生成作为输出的与所述心电图的值成比例的电信号。

4. 如权利要求1所述的传感器系统,其特征在于,所述保护区域(502)包括通过第二阻抗接头(4A-4L)而连接在一起的保护电极(3A-3F),所述保护电极(3A-3F)被构造成与皮肤表面形成电接触并且保护所述传感器系统免受静电干扰。

5. 如权利要求1所述的传感器系统,其特征在于,

所述保护区域(502)通过第三阻抗接头(5A-5E)与所述电极区域(208)相连,其中,所述第三阻抗接头(5A-5E)的阻抗大于所述第一阻抗接头(2A-2L)的阻抗。

6. 如权利要求1所述的传感器系统,其特征在于,所述传感器系统还包括在所述薄膜结构面上位于所述电极区域(208)和保护区域(502)之间的绝缘区域(702),并且所述绝缘区域(702)被布置成在使用时与所述皮肤表面至少局部地处于机械接触。

7. 如权利要求1所述的传感器系统,其特征在于,

所述传感器系统包括:

至少一个传导导体薄膜(506),以便在所述电导体层(206)和所述心率监测仪的中央处理单元之间或者在所述电导体层(206)和所述心率监测仪的所述发射器单元之间形成电接触,并且所述传导导体膜(506)被连接到电导体层(206)并包括:

第一传导导体绝缘层(602),

第二传导导体绝缘层(604)以及

至少一个电传导导体层(606),其被封闭在该第一传导导体绝缘层(602)和该第二传导导体绝缘层(604)之间,并且该传导导体绝缘层(606)包括至少一个绝缘的传导输出端(608,610,612)。

8. 如权利要求1所述的传感器系统,其特征在于,

所述传感器系统进一步包括至少一个与所述电极区域(208)相连的前置放大器(504),以便放大在所述电极区域(208)产生的电信号。

9. 如权利要求1所述的传感器系统,其特征在于,所述挠性薄膜结构的厚度(210)为几

分之一毫米。

10. 如权利要求 1 所述的传感器系统,其特征在于,所述挠性薄膜结构的厚度(210)小于 0.3 毫米。

11. 如权利要求 1 所述的传感器系统,其特征在于,所述传感器系统集成到衣物中。

12. 如权利要求 11 所述的传感器系统,其特征在于,所述衣物包括至少两个传感器(922A,922B),其中所述至少两个传感器(922A,922B)使用所述挠性薄膜结构实现。

13. 如权利要求 11 所述的传感器系统,其特征在于,所述衣物包括至少一个接触元件(814A,814B,816),以便在用户的皮肤上与所述电导体层(806,808)形成电接触。

14. 如权利要求 11 所述的传感器系统,其特征在于,所述衣物为运动衫或游泳衣。

15. 如权利要求 1 所述的传感器系统,其特征在于,所述用户特定的心率监测仪包括传感器系统。

传感器系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种传感器系统、衣物和心率监测仪。

背景技术

[0002] 用户特定便携式心率监测仪通常包括放置在用户胸部周围的发送器带,该发送器带指示来自用户的皮肤表面的心电图,并且将心电图或者表示其一部分特征的脉冲以无线方式发送到心率监测仪的中央处理器中,该发送器带通常由将被放置用户的手腕上的腕部接收器构成。所测量的心电图的弱电压水平是由皮肤表面确定时,这要求在用户的皮肤和发送器带的检测电子器件之间的电接触具有高质量。高质量的电接触通常要求:发送器带被足够紧地放置在胸部的周围;在发送器带和皮肤之间的足够量的湿气,以在胸部的区域中提供传送位置的紧密性和准确定位。上述标准使得心率监测仪难以使用,并且增加了心率监测仪的故障。

[0003] 因此,考虑改善心电图测量的质量和便于心率监测仪的使用的技术是有用的。

发明内容

[0004] 本发明的目的在于实现一种传感器系统、衣物和心率监测仪,以便在考虑到用户容易使用时实现可靠的心率测量。本发明的第一方面为一种传感器系统,其用于指示来自用户皮肤表面的心电图,所述传感器系统被构造成与用户特定的心率监测仪相连,并且该传感器系统包括至少一个挠性薄膜结构,该挠性薄膜结构包括:第一绝缘层;至少一层电导体层,其形成在所述第一绝缘层的顶部上并且包括电极区域,该电极区域具有这样的构造,即,其与用户皮肤表面形成电接触并且生成作为输出的与心电图的瞬间值成比例的电信号。

[0005] 本发明的第二方面为衣物(garment),该衣物包括集成到所述衣物的传感器系统,该传感器系统用于指示来自用户皮肤表面的心电图,所述传感器系统被构造成与用户特定的心率监测仪相连,并且包括至少一个挠性薄膜结构,该挠性薄膜结构包括:第一绝缘层;至少一个电导体层,其形成在所述第一绝缘层的顶部上,并包括电极区域,该电极区域被构造成与用户皮肤表面形成电接触并生成作为输出的与所述心电图的瞬间值成比例的电信号。

[0006] 本发明的另一个方面为心率监测仪,其包括传感器系统,用于指示来自用户皮肤表面的心电图,所述传感器系统包括至少一个挠性薄膜结构,该挠性薄膜结构具有:第一绝缘层;至少一个电导体层,其形成在所述第一绝缘层的顶部上,并包括电极区域,该电极区域被构造成与用户皮肤的表面形成电接触并生成作为输出的与所述心电图的瞬间值成比例的电信号。

[0007] 在所附权利要求中披露了本发明的优选实施方案。

[0008] 本发明是基于这样的思想,即,可集成到衣物中的挠性薄膜结构被用作心率监测仪的传感器。

[0009] 根据本发明的传感器系统、衣物和心率监测仪提供了几个优点。挠性薄膜结构允许这样实现传感器系统,即,在用户身体上的压迫感保持可忽略。另外,挠性薄膜结构可分散心率监测仪,从而使例如通常用在心率监测仪中的发送器单元可位于远离传感器系统的位置。

附图说明

[0010] 下面将参照附图通过优选实施方案对本发明进行更详细地说明,其中:

[0011] 图 1 示出了用户特定的心率监测仪的结构的一个示例;

[0012] 图 2A 示出了挠性薄膜结构的第一示例的剖视图;

[0013] 图 2B 示出了挠性薄膜接头的第二示例的剖视图;

[0014] 图 3 示出了挠性薄膜结构的第一示例的俯视图;

[0015] 图 4A 示出了挠性薄膜结构的第二示例的俯视图;

[0016] 图 4B 示出了挠性薄膜结构的第三示例的俯视图;

[0017] 图 5 示出了挠性薄膜结构的第四示例的俯视图;

[0018] 图 6 示出了传导导体薄膜的示例的剖视图;

[0019] 图 7 示出了挠性薄膜结构的第五示例的俯视图;

[0020] 图 8 示出了挠性薄膜结构的第二示例的剖视图;

[0021] 图 9 示出了放大器的示例;

[0022] 图 10 示出了衣物的实施方案的示例;以及

[0023] 图 11 示出了衣物的第二实施方案的示例。

具体实施方式

[0024] 图 1 示出了基于无线数据传输的心率监测仪 100 的结构的一个示例。心率监测仪 100 通常包括传感器系统 130、设有不同输入端子的 ECG 前置放大器 108 (ECG, 心电图)、发送器放大器 (TX AMP) 110、发送器天线 112、接收器天线 116、接收器放大器 (RX AMP) 118、处理单元 (PU) 120、存储单元 (MEM) 122 和用户界面 (UI) 124。

[0025] 在图 1 中示出的示例中,心率监测仪 100 被分成通过电磁场 114 通信的发送器单元 102 和中央处理单元 104。然而,本方案并不局限于所示的分开式结构。而是可由单个功能单元构成该心率监测仪,其中发送器单元 102 和中央处理单元 104 的功能被结合在一起。

[0026] 传感器系统 130 从用户皮肤的表面检测用户的心电图,并生成与用户的心电图的瞬间值成比例的输出电信号 106A、106B 和 106C。电信号 106A、106B 和 106C 被供给 ECG 前置放大器 108。

[0027] ECG 前置放大器 108 例如将电信号 106A、106B 和 106C 结合并前置放大,由此生成被供给发送器放大器 110 的前置放大 ECG 信号。发送器放大器 110 可包括几个连续的放大级数,例如 AGC 放大器 (自动增益控制) 和功率放大器。

[0028] 放大的 ECG 信号被供给发送器天线 112,该天线 112 生成传送 ECG 信息的电磁场 114。例如,ECG 信息可包括心电图,诸如一部分心电图和 / 或心率的定时信息。定时信息可包括代表 ECG 的预定部分的定时的定时脉冲。

[0029] 定时信息可由通过识别 ECG 的 QRS 复合波和通过确定 QRS 复合波的定时来确定。例如, QRS 复合波可由脉冲检波器指示。发送器单元 102 可例如形成定相信号 (burst), 该定相信号对应于每个脉冲的定时, 并被发送到中央处理单元 104 中。中央处理单元 104 接收定相信号, 并可例如确定在连续定相信号之间的心率间隔。

[0030] 接收器天线 116 示出由发送器天线 112 产生的电磁场 114, 并且生成被输入接收器放大器 118 中的感应电信号。

[0031] 接收器放大器 118 对电信号进行处理, 例如滤波和放大。另外, 接收器放大器 118 可包括几个连续的调整级。

[0032] 接收器放大器 118 将电信号供给处理单元 120, 该处理单元 120 可进行电信号的模拟信号成形, 例如数字滤波、信号成形。另外, 可在处理单元 120 中进行诸如数字滤波、信号成形、ECG 信号指示和 ECG 信号分析等的数字处理。

[0033] 可在处理单元 120 中确定表示心率特征的心率变化值。心率变化值可为心率间隔、心率频率、心率间隔的变化和 / 或在心率频率中的变化。

[0034] 处理单元 120 可使用模拟电路、ASIC 电路 (特定用途集成电路)、数字处理器、存储器和计算机软件来实现。处理单元 120 可在心率监测仪 100 中构成计算机的一部分。

[0035] 由处理单元 120 提供的一些数据和管理者信息可存储在与处理单元 120 相连的存储单元 122 中。另外, 存储单元 122 可包括用于在处理单元 120 中处理计算机程序的编码指令。

[0036] 用户界面 124 通常包括显示单元 126 和显示控制器。显示单元 126 可包括例如 LCD (液晶显示器) 元件。

[0037] 用户界面 124 还包括允许用户将指令输入心率监测仪 100 的键盘 128。

[0038] 图 1 中示出的发送器单元 102 通常包括装置部件 106A-102, 并进行 ECG 检测和将 ECG 信息发送到中央处理单元 104。在一些实施方案中, 发送器单元 102 可包括指示心电图的预定部分的心率指示器, 并生成发送器定相信号和 / 或表示心电图的预定部分的定时的位流, 并将发送器定相信号发送到中央处理单元 104。

[0039] 中央处理单元 104 通常包括装置部件 116-128, 这些装置部件 116-128 对电信号和无线数据传送中使用的 ECG 信息进行处理, 并提供用户界面。

[0040] 参照附图 2, 对传感器系统 130 的薄膜结构 200A 的剖视图进行更细致地观察。薄膜结构 200A 包括第一绝缘层 204 和形成在第一绝缘层 204 的顶部上的电导体层 206。第一绝缘层 204 通常由聚碳酸酯薄膜制成, 并且用作薄膜结构 200A 的支撑结构。电导体层 206 可由碳聚合物糊 (carbon polymer paste) 制成, 其中碳用作导电成分。

[0041] 薄膜结构 200A 可被称作传感器。传感器系统 130 包括至少一个薄膜结构 200A。

[0042] 图 2B 示出实施方案的一个示例, 其中薄膜结构 200B 包括第二绝缘层 202, 从而使电导体层 206 形成在第一绝缘层 204 和第二绝缘层 202 之间, 第二绝缘层 202 包括开口 212, 电极区域 208 通过该开口 212 与用户皮肤的表面形成电接触。

[0043] 在一个实施方案中, 第一绝缘层 204 和第二绝缘层 202 都由聚碳酸酯薄膜形成。它们的厚度通常为几分之一毫米。例如, 电导体层 206 可通过将碳聚合物压在绝缘层 202、204 的顶部上而形成, 其中碳用作导体。因此, 可得到薄且可弯曲的薄膜结构 200A、200B, 该薄膜结构的厚度为几分之一毫米, 并且根据皮肤的表面弯曲。在一个实施方案中, 薄膜结构

200A 和 200B 的厚度 210 小于 0.3 毫米。然而, 示出的方案并不局限于所示的厚度和材料。示出的薄膜结构可指可弯曲的导体基部和弯曲且挠性的电路板。

[0044] 在一个实施方案中, 第二绝缘层 202 由衣物材料例如布形成, 薄膜结构 200B 被固定在该衣物材料上。因此, 衣物材料开口 212 为通过衣物材料的引入口, 该引入口在电极区域 208 和用户皮肤的表面之间形成电接触。该引入口可由导电材料例如聚氨酯制成。

[0045] 在一个实施方案中, 薄膜结构 200A、200B 包括在第一绝缘层 204 和第二绝缘层 202 之间的几个紧密的电导体层。因此, 在导体层之间可设置一个或者多个绝缘层。在一个实施方案中, 电导体层 206 包括与另一个绝缘的导体结构。然后, 导体结构被置于同一平面上。

[0046] 电导体层 206 包括电极区域 208, 该电极区域 208 当被使用在用户皮肤的表面上时与皮肤之间形成间接接触或者直接接触, 并生成作为输出的与心电图的瞬间值成比例的电信号 106A、106B 和 106C。第二绝缘层 202 包括至少一个开口 212, 电极 208 通过该开口 212 与用户皮肤的表面形成电接触。可在皮肤的表面和电极区域之间设置导电材料。

[0047] 图 3 示出了在皮肤面上的传感器 130 的薄膜结构 300。在该示例中, 第二绝缘层 202 形成最顶层, 在最顶层下面的电导体层 206 被示出为由虚线限定的区域。通过开口 212 示出电极区域 208。第一绝缘层 204 处于所示结构的下面, 并且其没有由附图标记表示。

[0048] 图 3 还示出薄膜结构 300 的连接结构 214, 例如, 电导体层 206 通过该连接结构可与 ECG 前置放大器 108 相连或者与在心率监测仪中的任何电子装置相连。外部连接结构 214 通常包括在图 2A、2B 中示出的薄膜结构 200A、200B 和在第二绝缘层 202 中的开口, 通过该开口可实现导体层的输出 216。

[0049] 在图 4A 中示出的一个实施方案中, 薄膜结构 400A 的电极区域 208 包括与第一阻抗接头 2A-2L 连接在一起的几个电极 1A-1J, 并且电极 1A-1J 具有与皮肤的表面形成电接触并且生成作为输出的与心电图的值成比例的电信号。因此, 电极区域 208 由电极 1A-1J 形成, 并且第一阻抗接头 2A-2L 与用户的皮肤绝缘。

[0050] 在文中, 阻抗接头 2A-2L 是指例如在电极 1A-1J 之间的阻抗 (resistive impedance) 的阻抗, 由此, 例如第一阻抗接头 2A-2L 的电阻在 $1\text{K}\Omega$ - $1\text{M}\Omega$ 的范围内, 但是, 并不限于所示的值中。例如, 通过适当的碳聚合物糊导体图案将电极 1A-1J 连接在一起, 可得到第一阻抗接头 2A-2L 和第一阻抗接头 2A-2L 的所需阻抗。

[0051] 电极 1A-1J 可形成多个组, 其中连续的电极被串联在一起。电极 1A-1J 可以形成矩阵结构, 在该结构中, 电极 1A-1J 可与三个或四个其它电极 1A-1J 相连。多个组可被连接在主导体 402 上, 该主导体 402 将由电极产生的电信号传导到电极输出 404。多个组的使用和在多个组之间的阻抗接头允许减少由单个区域引起的干涉信号。然而, 所示的方案并不局限于所示的电极结构, 而是电极 1A-1J 可根据实施方案不同地连接在一起并与主导体 402 相连。

[0052] 在图 4B 中示出的薄膜结构 400B 的实施方案中, 电极 1A-1J 与有源元件 6A-6I 连接, 并且从其中生成的信号在结合器 218 中结合。有源元件 6A-6I 可以为放大器, 在该情形中, 图 4A 中的阻抗接头是可控的。

[0053] 结合器 218 可执行数学功能, 例如来自有源元件 6A-6I 的信号的平均值或总和。例如, 该结合器可为放大器。在实施方案中, 结合器 218 包括一处理器, 并且由此可以进行先进的信号处理操作, 例如从来自有源元件 6A-6I 和 / 或直接来自电极 1A-1J 的信号的选择

和 / 或确定二者之间的相关性。

[0054] 参照图 5, 在一个实施方案中, 电导体层 206 包括在薄膜结构 500 的平面上围绕电极区域 208 的保护区域 502。保护区域 502 被构造成与皮肤的表面形成电接触并且防止传感器系统 130 受静电干扰。在图 5 中, 电极区域 208 为由虚线限定的区域, 保护区域 502 为由点划线限定的区域。在实施方案中, 保护区域 502 与电极区域 208 分开, 在该情形中, 对应于电极区域 208 的但与电极区域 208 分开的导体结构应该被加到图 2 中。

[0055] 第二绝缘层 202 可包括对应于开口 212 的开口, 以便在皮肤表面和保护区域 502 之间形成电接触。电接触可为直接接触或者间接接触。在后者的情况下, 在皮肤表面和保护区域 502 之间可设置导电材料。

[0056] 保护区域 502 的操作基于这样的事实, 当从电极区域 208 形成的感应电压与保护区域 502 的电压同步地施加在不同的放大器时, 静电电压元件被取消, 并且不同放大器的输出电压与静电电压元件的相关性不大。

[0057] 在实施方案中, 保护区域 502 包括与第一阻抗接头 4A-4L 相连的保护电极 3A-3F。例如, 第二阻抗接头 4A-4L 的电阻元件可在 $1\text{k}\Omega$ - $1\text{M}\Omega$ 的范围内, 然而, 并不限于所示的值。例如, 通过采用适当的碳聚合物糊导体图案将保护电极 3A-3J 连接在一起, 可得到第二阻抗接头 4A-4L 和第二阻抗接头 4A-4L 的所需阻抗。保护区域 502 可通过保护输入导体 510 与连接结构 214 相连, 该连接结构 214 可设有例如用于心率监测仪中的 ECG 前置放大器 108 的保护区域的输出 508。

[0058] 在一个实施方案中, 保护区域 502 通过第三阻抗接头 5A-5G 与电极区域 208 相连, 其中第三阻抗接头 5A-5G 的阻抗大于第一阻抗接头 2A-2L 的阻抗。在一个实施方案中, 第三阻抗接头的电阻元件超过 $1\text{M}\Omega$ 。在如图 5 所示的示例中, 保护电极 3A-3F 通过第三阻抗接头 5A-5G 与电极 1A-1J 相连。

[0059] 例如, 使用适当的碳聚合物糊导体图案可形成第三阻抗接头 5A-5G 和第三阻抗接头 5A-5G 的所需阻抗。

[0060] 参照图 5 和图 6, 传感器系统 130 在一个实施方案中包括至少一个传导导体薄膜 506 (transfer conductor film), 该传导导体薄膜 506 允许在电导体层 206 和中央处理单元 104 之间或者在电导体层 206 和发送器单元 102 之间形成电接触。传导导体薄膜 506 被连接到电导体层 206, 并包括图 6 的剖视图中示出的第一传导导体绝缘层 602 和第二传导导体绝缘层 604。另外, 传导导体薄膜 506 包括至少一个电传导导体层 606, 该电传导导体层 606 被封闭在第一传导导体绝缘层 602 和第二传导导体绝缘层 604 之间。传导导体层 606 包括至少一个单独的传导输入 608、610 和 612。电传导导体层对应于在图 5 中示出的传导输入导体 512, 该传导输入导体 512 用作主导体 402 的延伸部分。

[0061] 传导导体薄膜 506 将用作在测量位置点 (例如用户的胸部) 和在心率监测仪中的电子器件 (例如发送器单元 102) 之间的挠性导体。在这样的情况下, 发送器单元 102 可自由地设置在例如骨盆区域中或在用户身体的可适当放置发送器单元 102 的其它合适区域中。

[0062] 在图 6 示出的传导导体薄膜 506 可被导体层围绕, 而导体层由绝缘层围绕。在这种情形中, 得到了同轴的结构并且改善了输送导体薄膜 506 的干涉保护。

[0063] 仍然参照图 5, 传感器系统 130 还可包括至少一个信号放大器 504, 该信号放大器

504 与电极区域 208 相连,以便放大在电极区域 208 中生成的电信号。信号放大器 504 还可被连接到保护区域 502 上。信号放大器 504 例如为差分放大器,其第一输入端被供以在电极区域 208 中感应的信号,其第二输入端与保护区域 502 的电势相连。信号放大器 504 可通过传导导体薄膜 506 从发送器单元 102 或者中央单元 104 获得其操作电压,在该情形中,传导导体薄膜 506 可设置有助于将电能输入信号放大器 504 的单独的导体结构。信号放大器 504 可被放置在传感器区域或者其可与传导导体薄膜 506 相连。

[0064] 当不存在放大或者当放大倍数小于 1 时,代替信号放大器 504,阻抗转换器可被用于实施方案中。

[0065] 参照图 7,传感器系统 130 附加地包括绝缘区域 702,该绝缘区域 702 在薄膜结构面上位于电极区域 208 和保护区域 502 之间,并且被布置为在使用时与皮肤表面至少局部地以机械方式接触。对于绝缘层 702 的构思是将电极区域 208 和保护区域 502 分开,并且防止在电极区域 208 和保护区域 502 之间发生短路。

[0066] 本发明的一个方面示出了一衣物,该衣物包括集成到衣物的传感器系统 130,该传感器系统 130 用于指示来自用户皮肤表面的心电图。

[0067] 图 8 示出了层结构 800 的示例,该层结构 800 包括第一衣物结构 802 和第二衣物结构 804。在第一衣物结构 802 和第二衣物结构 804 之间设置所示的根据本方案的挠性薄膜结构 820。该薄膜结构包括第一绝缘层 802 和第二绝缘层 804。第一电导体层 806 和第二电导体层 808 被设置在第一绝缘层 802 和第二绝缘层 804 之间。在图中所示的示例中,第一电导体层 806 用作例如用于保护区域 502 的导体层,第二电导体层 808 用作电极区域 208 的导体层。

[0068] 在一个实施方案中,衣物包括至少一个接触元件 814A、814B 和 816,用于与在用户皮肤表面上的导体层 806 和 808 形成电接触。在图中示出的接触元件 814A 和 814B 为电极区域 208 的接触元件,由此接触元件 814A 和 814B 例如可与在图 4A、4B 和 5 中示出的电极 1A-1J 相连。接触元件 816 可连接到如图 5 所示的保护电极 3A-3F。接触元件 814A、814B 和 816 可例如由可导性聚氨酯、含银的纺织纤维和 / 或氯化银塑料制成。

[0069] 图 8 还示出了绝缘区域 502 的绝缘元件 818,该绝缘元件 818 与皮肤表面形成机械接触。绝缘元件 818 可由电绝缘的聚氨酯构成。

[0070] 根据图 8,层结构可例如由以下方法制成,即将衬衣 (shirt) 在传感器区域压入注塑模具中,其中接触元件 814A、814B 和 818 与挠性薄膜的可导性导体层 206 粘结在一起。然后,形成由衣物材料和挠性薄膜形成的整体结构,传感器系统不必为了使用心率监测仪而被分开地安装在人体上。

[0071] 图 9 示出允许将包括两个传感器的传感系统 130 的信号放大的差分放大器接头 900 的示例。差分放大器接头 900 还称作仪器放大器。差分放大器接头 900 包括设有反馈 906A、906B 和 906C 的操作放大器 902A、902B 和 902C。在示出的示例中,操作放大器 902A 和 902B 为电压输出跟随器,而操作放大器 902C 为差分放大器。另外,差分放大器接头 900 包括电阻 904A、904B、904C 和 904D。

[0072] 在所示的示例中,差分放大器接头 900 包括第一输入端 908A、第二输入端 908B 和第三输入端 908C。第二输入端 908B 可与传感器的保护区域 502 的电势相连,该电势可为基极。第二输入端 908B 也可与单独的接地电极相连,该接地电极可位于皮肤表面上的任意位

置。从第一传感器的电极区域 208 中得到的信号可被输入第一输入端 908A。从第二传感器的电极区域 208 中得到的信号可被输入第三输入端 908C。差分放大器接头 900 提供与由在所述两个传感器的电极区域 208 生成作为输出的信号的电势差成比例的电压 910。

[0073] 在一个实施方案中,代替差分放大器接头 900,可使用没有电压输出跟随器 902B 的单侧电压放大器。然后,从差分传感器的电极区域 502 中得到的信号被输入第一输入端 908A。

[0074] 参考图 10 和图 11 更细致地观察两个传感器 922A、922B 的传感器系统 130 的实施方案。传感器系统 130 包括第一传感器 922A 和第二传感器 922B,它们通过使用根据示出方案的挠性薄膜结构来实现。传感器 922A、922B 可与如图 9 所示的放大器 900 相连。

[0075] 图 10 也示出与衣物 920A 集成的加压结构 936。加压结构 936 用于朝着用户的皮肤按压接触元件 814A、814B、816 和 818。加压结构 936 可为位于传感器的区域内的挠性带结构,所述带结构使轻且广泛的压力作用在传感器 922A、922B 上,由此,挠性薄膜结构被以没有压迫感的方式轻轻地靠在皮肤上。可通过衣物 920A 的组织结构形成加压结构 936,在该情形中,衣物 920A 局部或完全地由挠性材料制成。衣物可例如为运动衫、游泳衣或者可以监控心率的任何衣物。

[0076] 在图 10 和 11 中所示的示例中,传感器 922A、922B 与覆盖胸部的衬衣 920A、920B 集成在一起。已知传感器 922A、922B 相对于用户身体的确切位置。

[0077] 在图 10 所示的实施方案中,心率监测仪包括通过电磁场 114 或者其它无线连接进行通信的发送器单元 928 和中央处理单元 930。然后,例如通过发送器导体薄膜 924A、924B 将由传感器 922A、922B 感应到的电信号从传感器 922A、922B 施加在发送器单元 928 上。在图 5 和图 6 中示出传导导体薄膜 924A、924B 的结构示例。来自不同传感器的传导导体薄膜 924A、924B 可被集成在相同的薄膜结构中。发送器单元 928 可例如通过使用固定紧固件或者扣合紧固件(例如推压按钮)被紧固在带 926 上。然后,发送器单元 928 位于自然压力集中在身体上的区域中发送器单元 928 没有产生任何附加的压迫感。在一个实施方案中,传导导体薄膜 924A、924B 和发送器单元 928 通过扣合紧固件被连接在一起,该紧固件从其它部分中已知。

[0078] 如果传感器 922A、922B 包括有源元件 6A-6I、218 和 / 或放大器 504,那么,可从发送器单元 928 供给有源元件 6A-6I、218 和 / 或放大器 504 的操作电压。

[0079] 在图 11 所示的实施方案中,心率监测仪包括中央处理单元 932,该中央处理单元 932 例如通过传导导体薄膜 924A、926B 被直接连接在传感器 922A 和 922B 上。因此,中央处理单元 932 通常包括如图 1 所示的发送器单元 102 的前置放大器,其可直接连接到其它放大器结构。同时,发送器放大器 110、发送器天线 112 和接收天线 116 和接收器放大器 118 不是必须的。

[0080] 如果传感器 922A、922B 包括有源元件 6A-6I、218 和 / 或放大器,那么可从中央处理单元 932 供给有源元件 6A-6I、218 和 / 或放大器 504 的操作电压。

[0081] 图 11 还示出用于定位传导导体薄膜 924A、924B 的定位部件 934A、934B。可例如通过衣物的双层结构来实现定位部件 934A、934B,其中传导导体薄膜 924A、924B 被设置在衣物的两个织物层之间,以在织物层之间形成通道的方式在衣物侧面将这两层缝在一起。挂钩也可用作定位部件 934A、934B。在一个实施方案中。传导导体薄膜 924A、924B 包括弧形

构造,在该情形中,在其上的拉伸应力被平分。

[0082] 尽管以上参照附图对本发明进行了描述,但是显而易见的是,本发明不局限于其中,而是可以在所附权利要求的范围内以各种方式修改。

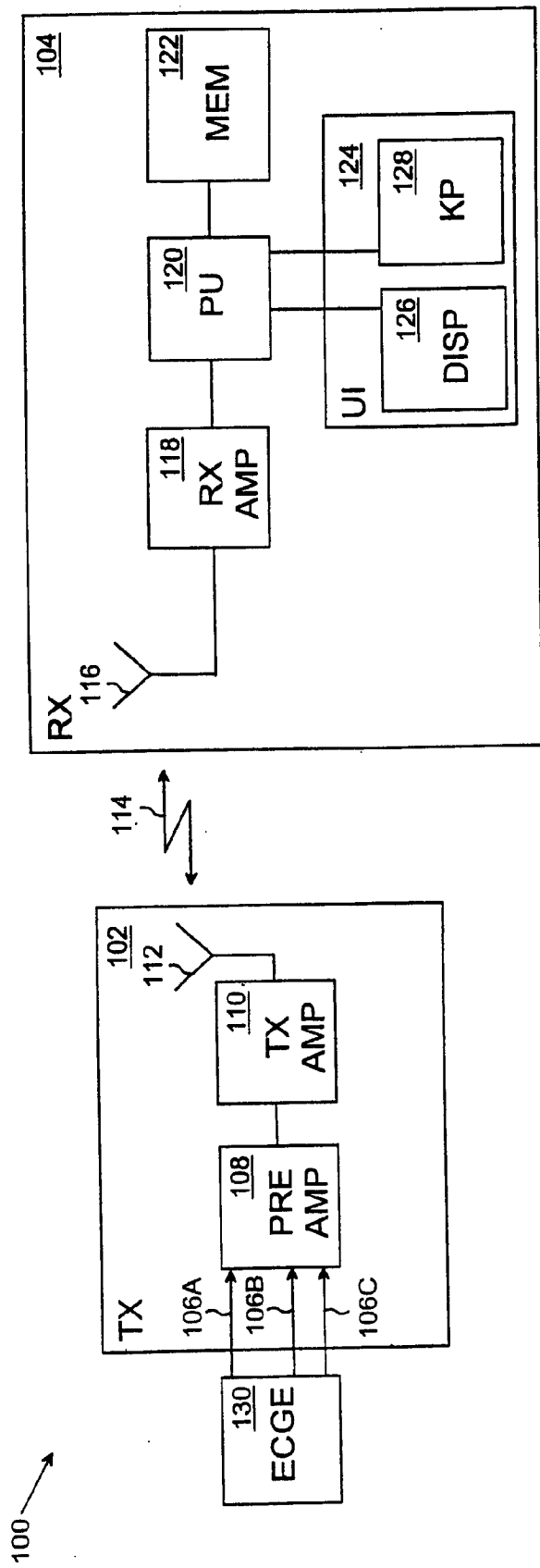


图 1

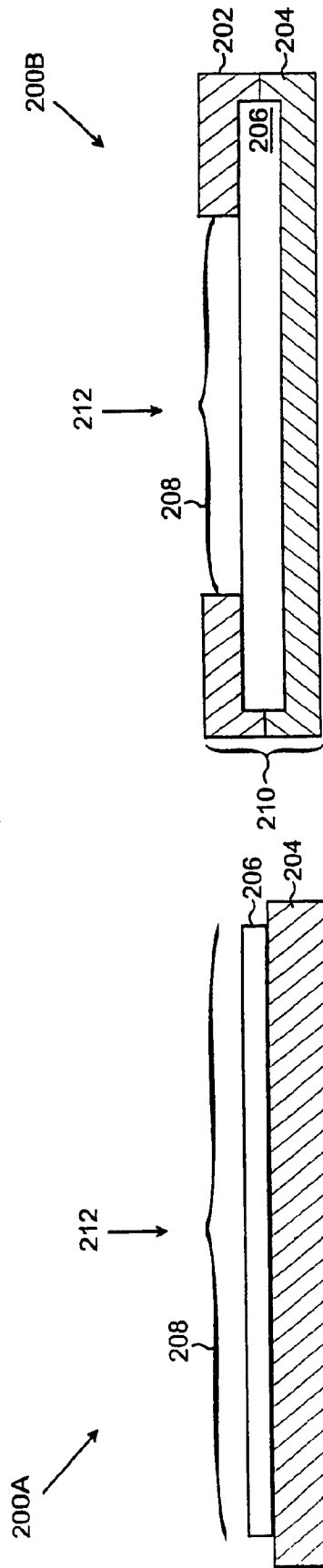


图 2A

图 2B

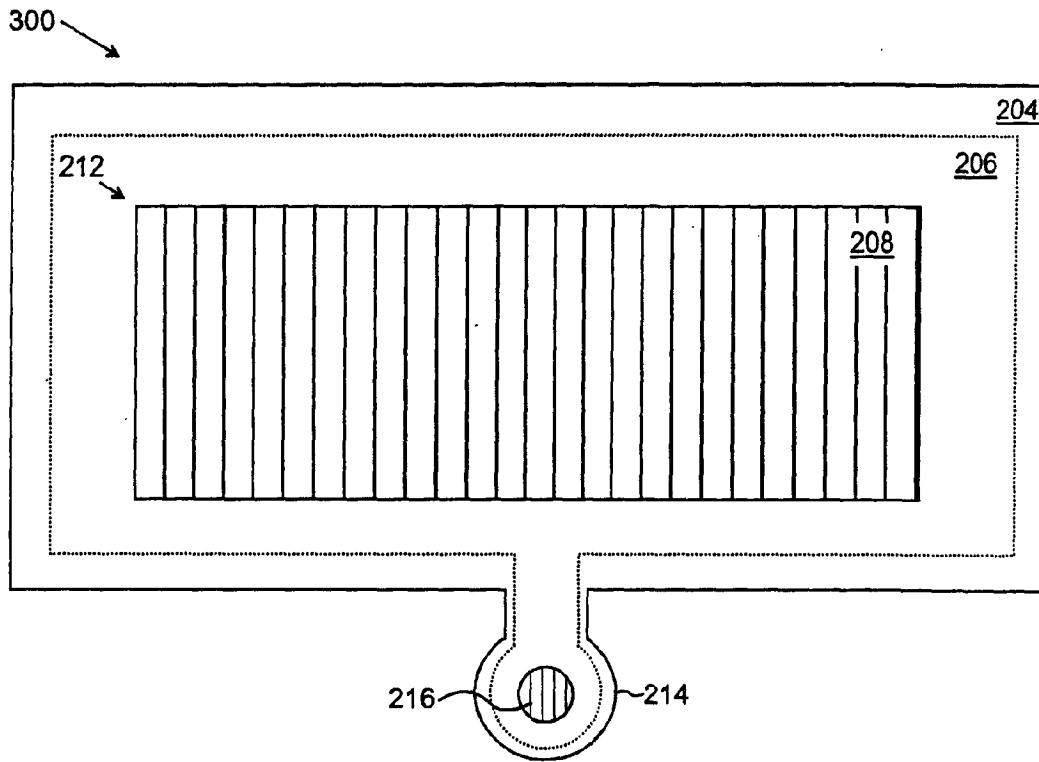


图 3

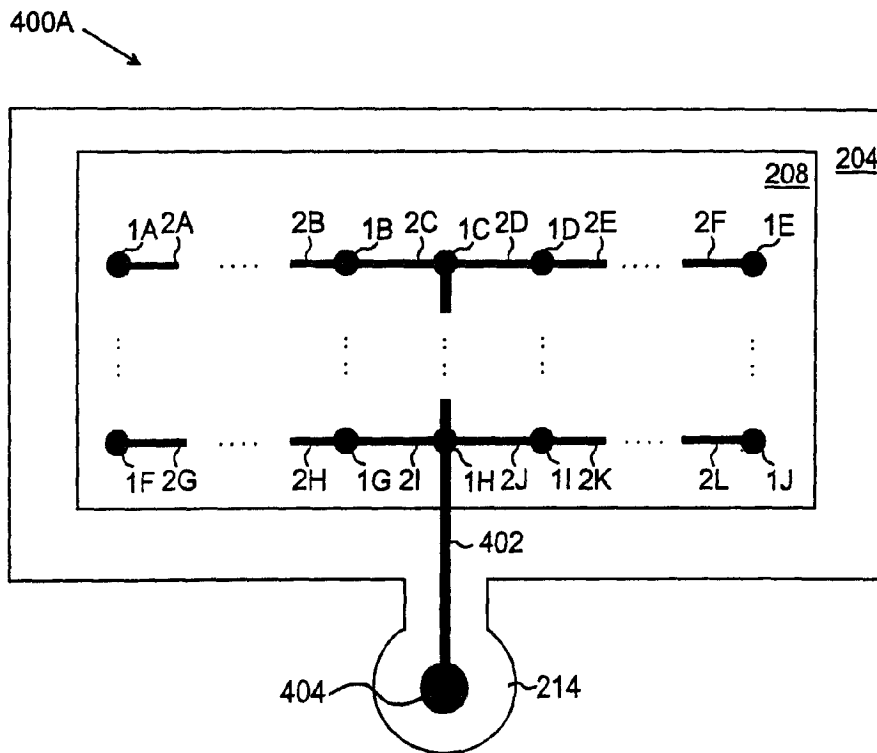


图 4A

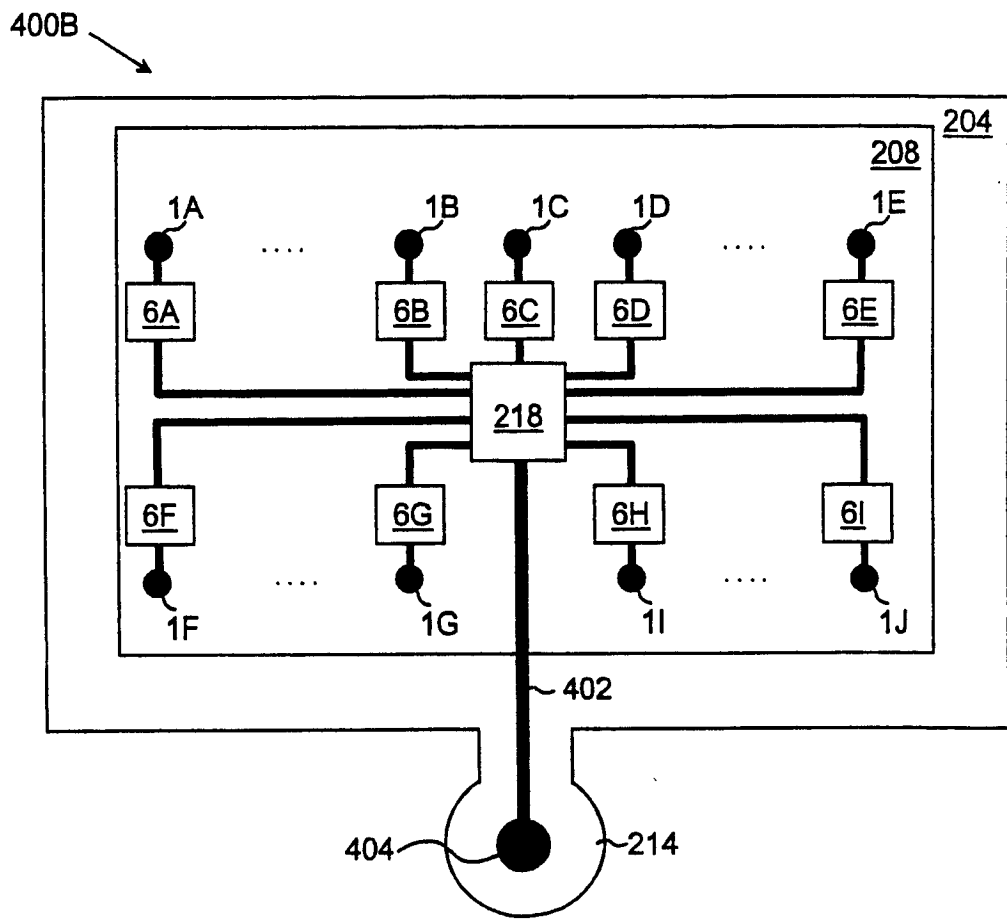


图 4B

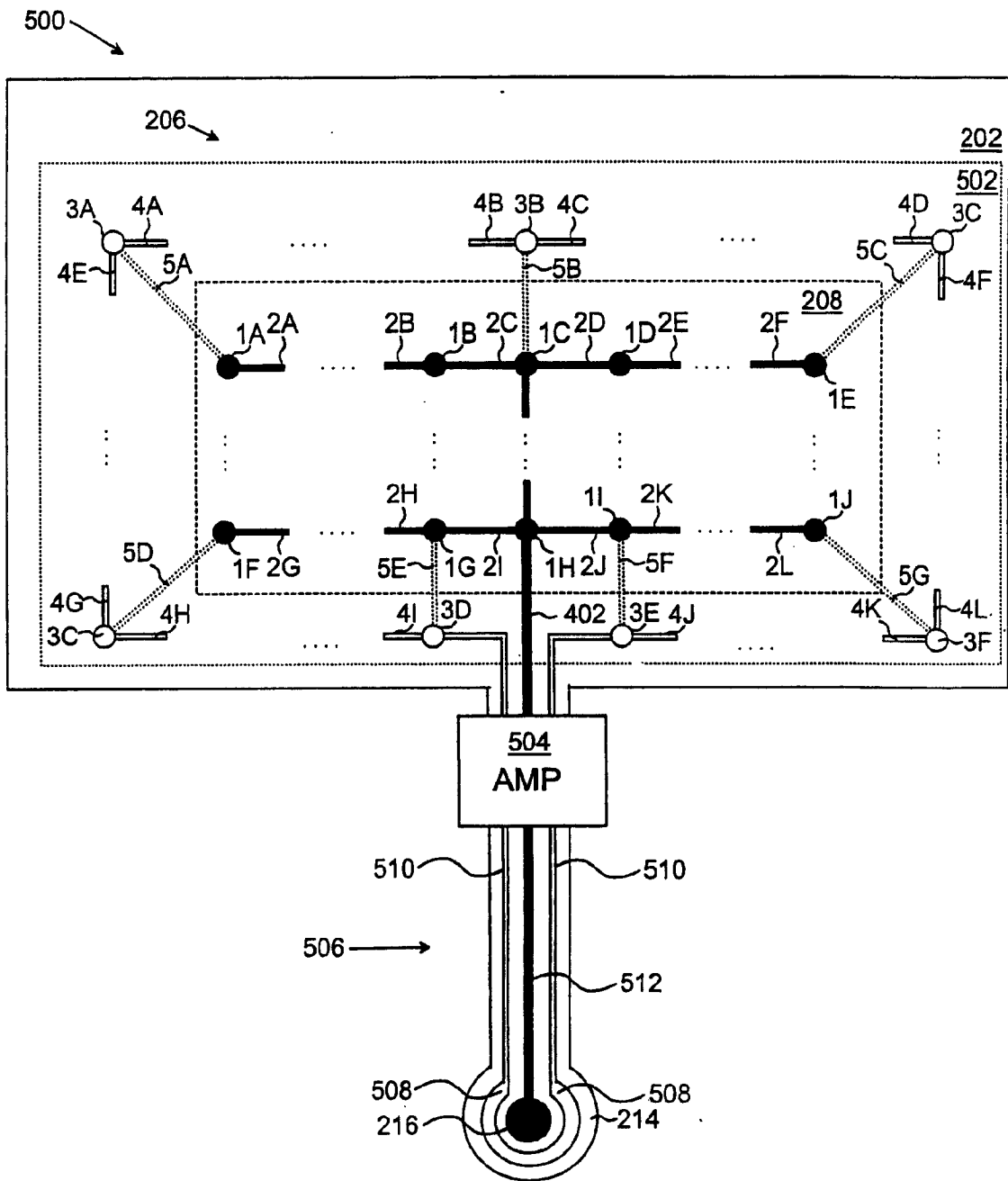


图 5

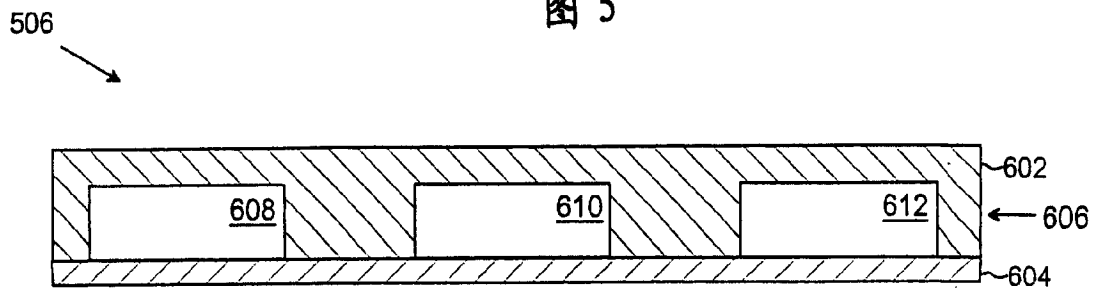


图 6

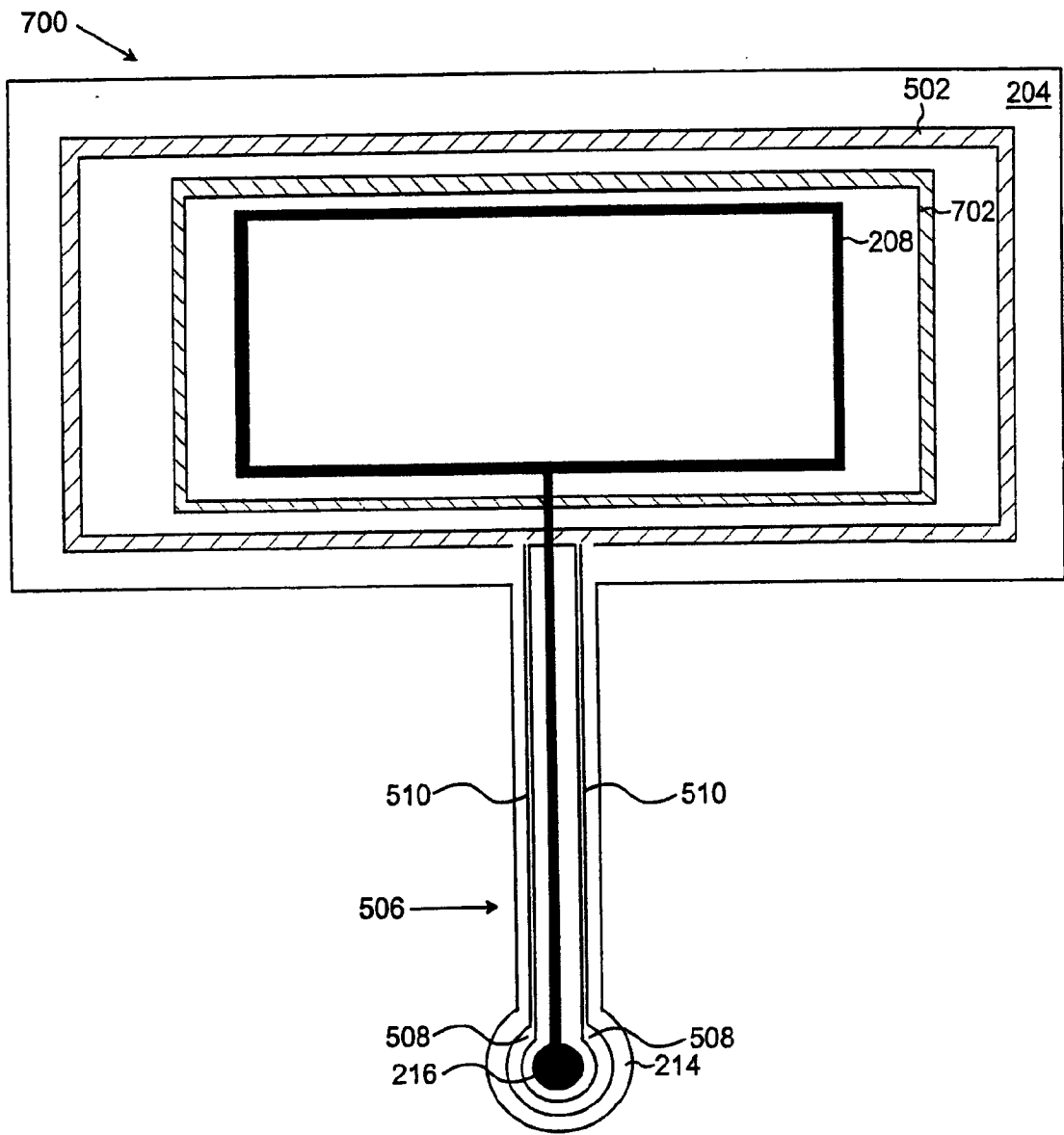


图 7

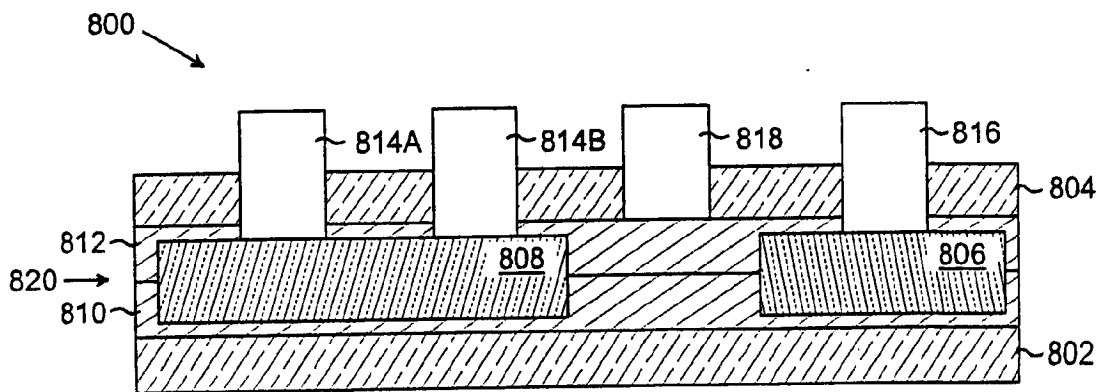


图 8

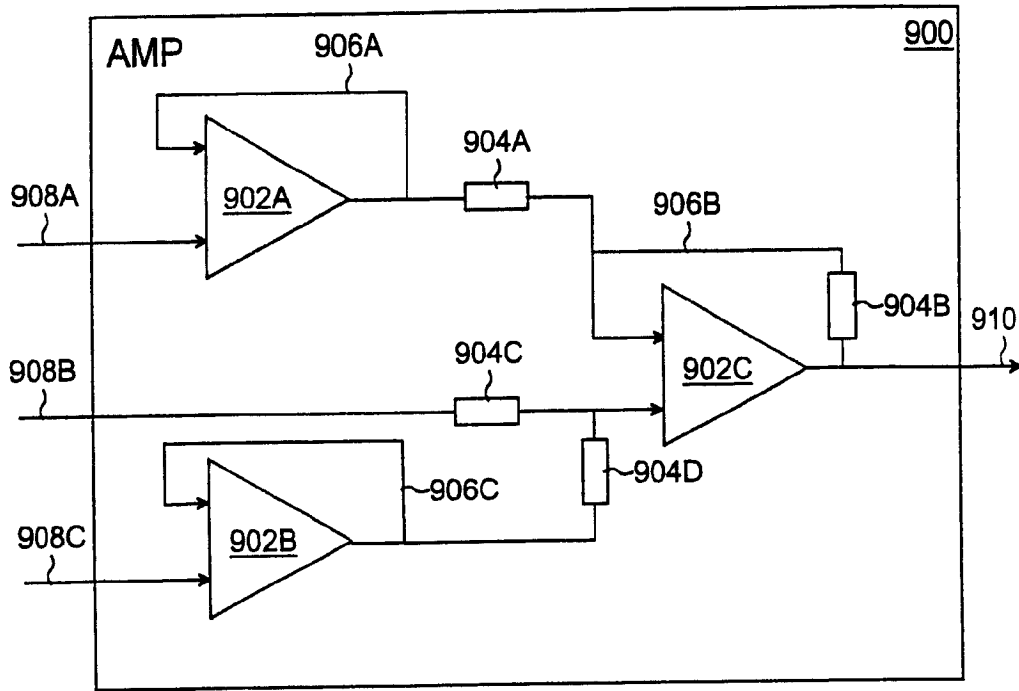


图 9

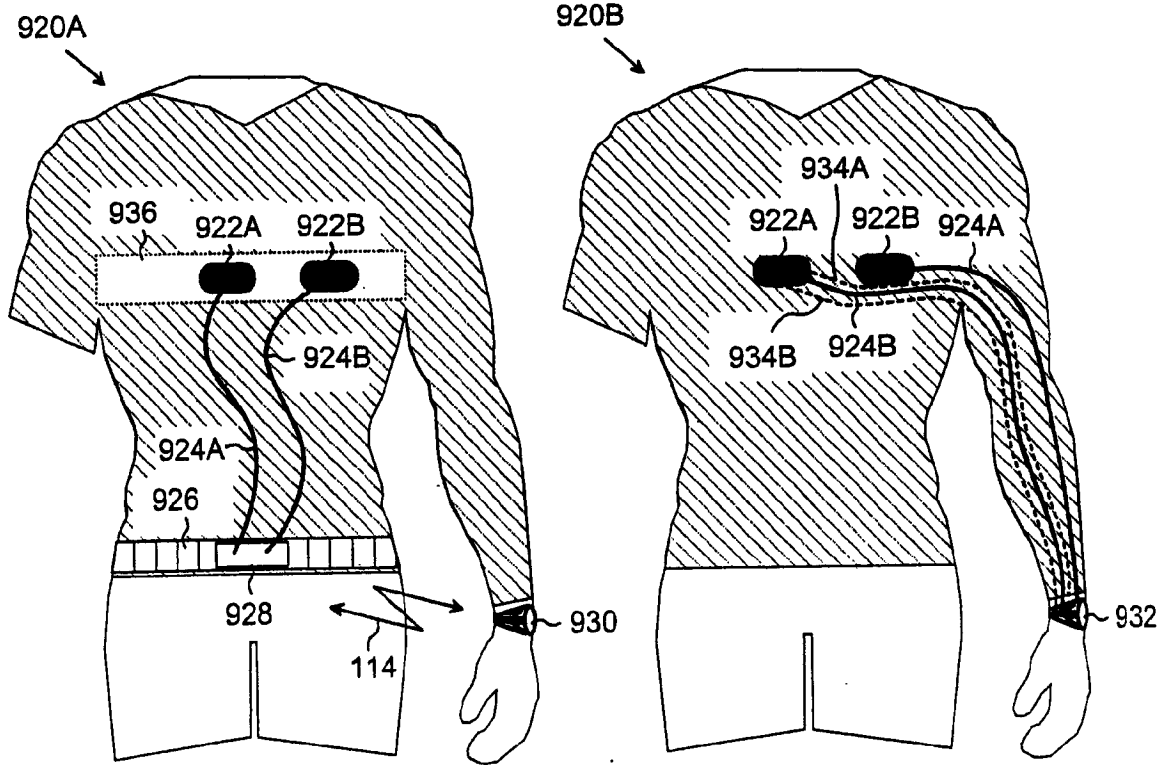


图 10

图 11

专利名称(译)	传感器系统		
公开(公告)号	CN1795815B	公开(公告)日	2012-02-29
申请号	CN200510097465.4	申请日	2005-12-28
[标]申请(专利权)人(译)	博能电子公司		
申请(专利权)人(译)	博能电子公司		
当前申请(专利权)人(译)	博能电子公司		
[标]发明人	佩卡里特基		
发明人	佩卡·里特基		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/024 A61B5/0402 A61B A61B5/0245 A61B5/0408 A61B5/0424		
CPC分类号	A61B5/0245 A61B5/0424 A61B5/6805 A61B5/04085		
优先权	2004005503 2004-12-28 FI		
其他公开文献	CN1795815A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一传感器系统、衣物和心率监测仪。该传感器系统包括至少一个挠性薄膜结构，该薄膜结构包括：第一绝缘层；至少一层电导体层，其形成在所述第一绝缘层的顶部上，并且包括电极区域，该电极区域被构造与用户皮肤表面之间形成电接触，并且生成作为输出的与心电图的瞬间值成比例的电信号。

