



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102133087 A

(43) 申请公布日 2011. 07. 27

(21) 申请号 201110030382. 9

(22) 申请日 2011. 01. 27

(30) 优先权数据

2010-015345 2010. 01. 27 JP

(71) 申请人 日本光电工业株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 荻野博一 有光隆也

(74) 专利代理机构 北京泛诚知识产权代理有限

公司 11298

代理人 陈波 杨本良

(51) Int. Cl.

A61B 5/00 (2006. 01)

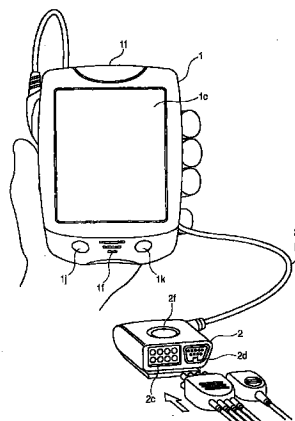
权利要求书 1 页 说明书 8 页 附图 13 页

(54) 发明名称

便携式生物信号测量 / 发送系统

(57) 摘要

一种便携式生物信号测量 / 发送系统, 包括: 主体单元; 以及至少一个可拆卸地连接于主体单元并且包括处理生物信号的信号处理器的生物信号处理单元, 该生物信号处理单元包括当将该生物信号处理单元连接于主体单元时将生物信号发送到该主体单元的第一发送器。



1. 一种便携式生物信号测量 / 发送系统, 包括:
主体单元 ; 以及
至少一个生物信号处理单元, 该生物信号处理单元可拆卸地连接于所述主体单元, 并且包括处理生物信号的信号处理器, 该生物信号处理单元包括第一发送器, 当将该生物信号处理单元连接于所述主体单元时, 该第一发送器将所述生物信号发送到所述主体单元。
2. 根据权利要求 1 所述的系统, 其中, 所述生物信号处理单元包括连接器, 测量所述生物信号的测量传感器连接于该连接器。
3. 根据权利要求 1 所述的系统, 其中, 所述信号处理器对所述生物信号进行信号放大处理、滤波处理和 AD 转换处理中的至少一种处理。
4. 根据权利要求 1 所述的系统, 其中, 所述主体单元包括第二发送器, 该第二发送器将从所述生物信号处理单元接收到的所述生物信号无线发送到生物信号远程监测装置或患者监测装置。
5. 根据权利要求 1 所述的系统, 其中
所述主体单元包括:
蓄电池部 ;
存储部, 该存储部存储从所述生物信号处理单元接收到的所述生物信号 ;
分析部, 该分析部分析所述生物信号 ;
显示部, 该显示部显示所述生物信号和所处理的数据 ; 以及
警报发生部, 该警报发生部生成与所述生物信号有关的警报。
6. 根据权利要求 1 所述的系统, 其中
所述主体单元连接于对该主体单元的蓄电池部充电的托架单元, 并且
当所述主体单元连接于所述托架单元的时候, 所述生物信号通过所述托架单元而被发送到生物信号远程监测装置或患者监测装置。
7. 根据权利要求 6 所述的系统, 其中
所述托架单元包括进行体温的单点测量或连续测量的体温探头。
8. 根据权利要求 1 所述的系统, 其中
所述生物信号包括 ECG 数据、SpO2 数据和 NIBP 数据中的至少一种数据。
9. 一种生物信号处理单元, 包括:
处理生物信号的信号处理器 ;
将所述生物信号处理单元连接于患者的连接单元 ; 以及
护士呼叫开关,
其中, 所述生物信号处理单元可拆除地连接于主体单元。
10. 根据权利要求 9 所述的生物信号处理单元, 所述连接单元是可连接于患者的衣服的卡夹。
11. 根据权利要求 9 所述的生物信号处理单元, 其中, 所述生物信号包括 ECG 数据、SpO2 数据和 NIBP 数据中的至少一种数据。

便携式生物信号测量 / 发送系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种便携式生物信号测量 / 发送系统,该系统包括用于测量诸如 ECG、SpO2 和 NIBP 的多个生物信号的多个传感器中的至少一个,并且将由所述传感器测量到的生物信号信息发送到监测装置。

背景技术

[0002] JP-T-2008-526443 公开了一种现有技术的测量生物信号的患者监测装置。该现有技术的患者监测装置在图 13 至图 16 中示出。参考图 13,该患者监测装置 20 由接收来自多个传感器的输入的外壳 24 所定义,该多个传感器分别形成了生理传感器组件 28、32 和 36 的一部分,在这种情况下是 ECG、SpO2 和 NIBP(非侵入性血压)组件。外壳 24 包括用于显示生命迹象数字、波形和其他患者数据的显示器 88,以及如 14 所示的使得监测装置 20 工作的用户接口 92。

[0003] 参考图 13,显示器 88 以及定义用户接口 92 的多个相邻的可动按钮设置在外壳 24 的前表面侧。显示器 88 是四分之一(QVGA)色彩显示器,并且该显示器 88 的尺寸是大约 3.5 英寸(对角测量)。更具体地,显示器 88 是具有 240×320 的像素的 LCD。显示器 88 优选包括背光灯(未示出),以提升在暗环境光条件下显示器的可读性。

[0004] 关于装置 20 的轮廓,外壳 24 的尺寸大约是 5.3 英寸高、7.5 英寸宽以及 2.0 英寸厚。然而,尽管是轻量化设计,但是该装配监测装置 20 却是极其耐用和坚固的,其中,该装置被装配成处理在患者相关的设定中遇到的各种负载。例如,为了有助于缓冲该监测装置 20 以免受冲击或振动荷载并且实现防止该装置的内部遭遇灰尘或其他污物,外壳 24 包含绕着该装置外壳 24 的外周设置的在前半部壳体与后半部壳体之间的中心橡胶囊或中间橡胶囊 26。为了进一步有助于缓冲该监测装置 20,使外壳 24 的每个拐角都弯曲成设置有效的廓形。电池盒(未示出)也形成在外壳 24 中,该电池盒的盖与外壳的后表面侧 61 基本齐平,使得该电池盒不从监测装置 20 的整体轮廓伸出。外壳 24 的后表面侧 61 还包括一组橡胶垫或橡胶座 58,使得能够根据需要将该监测装置 20 放置在平坦表面上。此外,使用户接口 92 中所包含的每个按钮都弹性化,以有助于监测装置 20 的总体耐用度和坚固性,将各按钮定位成不从外壳 24 的正表面 84 过度地伸出并且使得该装置能够维持相对紧凑的轮廓。

[0005] 装置外壳 24 的紧凑轮廓使得患者能够佩戴该监测装置 20。如图 13 所示,设置在装置外壳 24 的横向相对两侧上的一对扣环 132 使得能够将监测装置 20 固定于患者可佩戴的线束 135,或者替换地,能够使带子 137 接合于侧扣环 132,从而允许监测装置 20 的手持操作或便携操作。带子 137 可以连同运送带 139 而额外用于相对于轮床 138 或其他运送装置的运送操作。另外并且如上所述,监测装置 20 能够利用设置在装置外壳 24 的后表面侧 61 上的橡胶垫 58 而被适当地定位在桌子或其他平坦表面上。

[0006] 除了紧凑和耐用之外,该监测装置 20 是极其轻量的。如图 13 所示的总装大约重两磅。

[0007] 如上所示,使多个生理传感器组件分别系留在外壳 24 上,该多个生理传感器组件

包括 ECG 传感器组件 28、SpO₂ 传感器组件 32 以及 NIBP 传感器组件 36, 图 13 中示出的各传感器组件仅仅出于清楚的目的。

[0008] 出于完整性的目的, 现在提供每个系留的生理传感器组件 28、32、36 的简单疗法。更特别地且简而言之, SpO₂ 传感器组件 32 用于非侵入性地测量患者的例如手腕、手指、脚趾、前额、耳垂或其他部位的测量部位周围的小动脉血红蛋白的含氧量。可以使用可重复使用的或一次性的传感器探头。在这种情况下, 指形夹板 60 在图 13 中示出, 该夹板具有光发射器和光检测器, 该光发射器和光检测器能够用于检测脉搏 / 心跳率以及通过脉搏血氧测定法检测血氧饱和度。利用延伸到与图 15 中的相应阴连接端口 44 配对的针状连接器的电缆来系留指形夹板 60, 即, 该指形夹板设置在装置外壳 24 的外部。

[0009] 简言之, ECG 传感器或监测组件 28 包括导线组件, 其中可以使用三线 ECG 或五线 ECG。更具体地并且通过实例的方式, 图 13 中所图示出的 ECG 传感器组件 28 包括一组导线 68, 每根导线在其末端处都具有电极 70, 以允许连接于患者的身体, 导线组件包括接合于连接电缆 72 的线束 71, 该连接电缆 72 具有配对连接于装置外壳 24 的连接端口 40 的连接器。为了通过判定 ECG 电极 70 的所选端子之间的 ac 阻抗来判定呼吸作用的速率或无呼吸 (呼吸暂停), 在这里关于监测装置 20 的呼吸通道进一步利用该 ECG 传感器组件 28, 从而利用指定的参考导线基于胸壁的运动而运用阻抗充气造影术判定患者的呼吸率。利用 ECG 传感器组件 28 对该装置 20 检测心率。

[0010] ECG 传感器组件 32 对于每一个导线都生成一种波形 (ECG 矢量), 并且该 ECG 传感器组件 32 还包括能够基于所选择的患者模式来调节的 QRS 检测器。该 ECG 传感器组件 28 被进一步构造成判定心率 / 脉搏率, 如果选择的话, 还通过步测检测电路来判定得到的 ECG 波形中的标记步测尖峰电压。ECG 传感器组件 28 还包括可选择的分别为 50Hz 和 100Hz、60Hz 和 120Hz 的陷波滤波器。

[0011] 简言之, NIBP 传感器组件 36 利用连接于患者 (未示出) 的肢体 (臂部或腿部) 的可膨胀套囊或套筒 76 间接地测量动脉压。连接软管 80 的其余一端包括能够拧入到设置在外壳 24 的顶面侧上的相配合的空气连接器配合件 48 中的连接端。该空气连接器配合件 48 连接于设置在监测装置外壳 24 内的泵 (未示出), 以便根据患者的类型, 利用示波方法选择性地使套囊 76 膨胀和收缩到具体的压力。为了确定心脏收缩、心脏舒张和平均动脉压 (MAP), 利用电路来检测压力变化。NIBP 传感器组件 36 能够进行手动模式、自动模式以及极速模式的操作。当 ECG 也被监测时, 该组件 36 还配备有移动伪影滤波器。该滤波器采用能够用来使 NIBP 测量过程与 ECG 波形的 R 波的出现自动同步的软件算法, 从而增加了在极端伪影和减小脉冲情况下的准确度。在美国专利 No. 6405076 中描述了合适的 NIBP 伪影滤波器的一个实例。其中, 用于并入到监测装置 20 中的 NIBP 和 ECG 传感器组件的实例由纽约的 Skaneateles Falls 的 Welch Allyn 有限公司制造。关于每种传感器组件, 传感器组件的形式可以根据患者类型 (即, 成人、儿童、新生儿) 通过可选择连接于设置在监测装置 20 上的连接端口 40、48 而变化。前述的每种传感器组件还包括电外科干扰抑制。如上所述, 能够从监测装置 20 的 SpO₂ 或者 NIBP 通道中的一个检测脉搏率。

[0012] 然而, 认为除了通过连接端口 40、44 之外用于将上述传感器组件 28、32 连接于监测设备其他装置包括无线装置, 例如 IR、光学和 RF, 并且还可以采用其他的非系留连接。还应该注意的是, 装置 20 使用的各种生理传感器组件的数目是可以改变的。

[0013] 参考图 13 至图 16, 上述生理传感器组件 28、32、36 的每一个都内部电连接于容纳在监测装置 20 的外壳 24 中的 CPU 174。对每个生理传感器组件 28、32、36 的信号处理都通过驻留处理电路在内部执行, 例如, SpO₂ 传感器组件 32 利用 Nellcor Puritan MP56 体系结构, 而 NIBP 传感器组件 36 基于例如在 Micropaq 和 Propaq 生命迹象监测器中所使用的那些设计, 包括, 例如: 由 Welch Allyn 有限公司生产和销售的 NIBP 模块, Part 007-0090-01。尽管在图 16 中没有示出, 但是用于每个传感器组件 28、32、36 的驻留电路都被集成到单个逻辑板中, 在该逻辑板中, ECG 和呼吸参数利用同一个处理器, 诸如 CPU 174 的 MotorolaMPC 823 处理器。尽管被集成到单个逻辑板中, 但是其余的生理参数 (SpO₂ 和 NIBP) 以更加模块化的方式被处理并且利用他们自己的处理器。

[0014] 同样参考图 16 的示意图, 所含有的电池组 170 互连于 CPU 174, 该 CPU 174 包括微处理器、存储器和驻留电路, 其中, 为了能够处理存储并且选择性地显示从其提供的信号以及在可选充电托架 140 的充电电路与含有的电池组之间进行电力转换, 将微处理器、存储器和驻留电路都连接于系留的传感器组件 28、32、36, 并且还包括防止包含的电池组 170 过充电 (即, 12 伏特到 5 伏特) 的电路。CPU 174 包括闪存和 SRAM 形式的用于患者数据的易失性和非易失性存储器, 但是其他形式也是可以的, CPU 174 还连接于显示器 88。如上所述, CPU 174 与用于生理传感器组件 28、32、36 的处理器一起存在于单个逻辑板上。CPU 174 倾向于处理装置特有的各方面, 例如警报限制、显示发生以及能否进行特定特征, 其中生理传感器组件 28、32、36 仅仅主要涉及 CPU174 所使用的数据。需要注意的是, 部分处理功能, 例如, ECG 处理算法, 也可以存在于 CPU 174 中, 尽管这可以根据例如需要的处理电力或分组的关心程度而适当地变化。CPU 174 利用恢复出厂模式设定或者图 16 所示的用户接口 92、远程监测站 184 和 / 或图 16 所示的相连的 PC 192 来支配性地控制装置 20 的操作, 包括患者模式、压力、电压等等。

[0015] 除了上述之外, 如图 16 中示意性示出的监测装置 20 还可选择地包括无线射频卡 / 收发器 180, 使得能够利用插入在内部 PCMCIA 扩展槽 (未示出) 中的射频卡与至少一个远程监测站 184 进行双向无线通信, 远程监测站 184 例如是由 Welch Allyn 有限公司制造并销售的 Acuity 监测站。射频卡 180 是连接于天线 182 的 IEEE802.11 标准射频卡, 该天线 182 也设置在监测装置 20 的外壳 24 内, 该射频卡利用无线接入点用于 2.4GHz 跳频扩频 (FHSS) 无线局域网 (WLAN) 中的传输。包括与其联网的与示例性无线互联有关的额外细节在美国专利 No. 6, 544, 174 中描述。

[0016] 如图 14 中所最明确地示出的, 装置外壳 24 的下部或底部表面 120 包括图 14 所示的锁定件 124 以及图 14 所示的电气端口 128, 他们都与可选充电托架 140 一起使用。如前面所示, 在图 16 中仅仅示意性地示出的电池组 170 容纳在后箱体 (未示出) 中的装置外壳 24 的后部中。电池组 170 提供监测装置 20 的便携电源, 其中电池寿命取决于装置的特定操作模式。电池组 170 可以利用容纳在可选充电托架 140 中的充电电路而重复充电。电池组 170 包括至少一个可重复充电的锂离子电池, 例如由 Sanyo 公司制造的锂离子电池。在这种情况下, 电池组 170 包括两个可重复充电电池。监测装置 20 能够利用所容纳的电池 170 作为电源以排成一列的模式操作, 电池根据装置的使用具有达大约 24 小时的平均运行时间。

[0017] 在 JP-T-2008-526443 中公开的现有技术的患者监测装置中, 单独地设置 ECG、SpO₂ 和 NIBP 传感器组件, 该多个传感器组件通过连接器连接于患者监测装置, 并且通过患

者监测装置中的 CPU 来进行由该 ECG、SpO₂ 和 NIBP 传感器组件测量的生物信号信息的所有信号处理（例如，放大、AD 转换以及滤波）。

[0018] 因此，现有技术的患者监测装置必须具有处理由 ECG、SpO₂ 和 NIBP 传感器组件测量的生物信号信息的功能。这种限制导致如下的不利：安装在患者监测装置上的 CPU 的处理负担很大，对于参数的各种组合需要专门的装置，并且该患者监测装置价格昂贵并且体积庞大，因此患者不能在携带该患者监测装置的同时运动。此外，可测量的参数被该患者监测装置的设计所固定。因此，在上述的现有技术患者监测装置的情况下，当要对于不严重的患者仅仅进行 ECG 监测时，医院不得不对该患者使用能够测量所有 ECG、SpO₂ 和 NIBP 参数的过于专用的装置。由此，导致装置管理和装置操作的效率的问题。

发明内容

[0019] 因此，本发明的目的是提供一种经济的且便携的生物信号测量 / 发送系统，并且其中将包括对诸如 ECG 数据、SpO₂ 数据和 NIBP 数据进行处理（例如，信号放大、AD 转换和滤波）的信号处理部的生物信号处理单元构造成与主体单元分离，从而能够减小主体单元中信号处理的负担，使得能够将具有高度多用性的小数据处理终端等用作为主体单元，而且其中能够基于用户所需的用途来将与单个或多个传感器装置对应的信号处理单元选择性地连接于主体单元，从而能够实现与用途对应的低浪费系统。

[0020] 为了实现该目的，根据本发明，提供一种便携式生物信号测量 / 发送系统，包括：主体单元；以及至少一个可拆卸地连接于所述主体单元，并且包括处理生物信号的信号处理器的生物信号处理单元，该生物信号处理单元包括第一发送器，当将生物信号处理单元连接于主体单元时，该第一发送器将生物信号发送到主体单元。

[0021] 生物信号处理单元可以包括连接器，测量生物信号的测量传感器连接于该连接器。

[0022] 信号处理器可以对生物信号进行信号放大处理、滤波处理和 AD 转换处理中的至少一种处理。

[0023] 主体单元可以包括第二发送器，该第二发送器将从信号处理单元接收到的生物信号无线发送到生物信号远程监测装置或患者监测装置。

[0024] 主体单元可以包括：蓄电池部；存储从生物信号处理单元接收到的生物信号的存储部；分析生物信号的分析部；显示生物信号和所处理的数据的显示部；以及生成关于生物信号的警报的警报生成部。

[0025] 所述主体单元可以连接于对该主体单元的蓄电池部充电的托架单元，并且当主体单元连接于该托架单元的时候，生物信号通过该托架单元而被发送到生物信号远程监测装置或患者监测装置。

[0026] 托架单元可以包括进行体温的单点测量或连续测量的体温探头。

[0027] 生物信号可以包括 ECG 数据、SpO₂ 数据和 NIBP 数据中的至少一种数据。

[0028] 为了实现该目的，根据本发明，提供一种生物信号处理单元，包括：处理生物信号的信号处理器；将生物信号处理单元连接于患者的连接单元；以及护士呼叫开关，其中生物信号处理单元可拆除地连接于主体单元。

[0029] 所述连接单元可以是可连接于患者的衣服的卡夹。

[0030] 生物信号可以包括 ECG 数据、SpO₂ 数据和 NIBP 数据中的至少一种数据。

附图说明

[0031] 图 1 是示出了本发明的便携式生物信号测量 / 发送系统的整体构造的框图。

[0032] 图 2 是示出了在本发明的第一实施例中的主体单元和生物信号处理单元的透视图。

[0033] 图 3 是将 NIBP 测量单元固定地连接于生物信号处理单元的实例的示意图。

[0034] 图 4 是将生物信号处理单元专门用于测量 ECG 的实例的示意图。

[0035] 图 5 是示出了生物信号处理单元的后侧的示意图。

[0036] 图 6 是示出了在本发明第二实施例中的主体单元和生物信号处理单元的透视图。

[0037] 图 7 是将 NIBP 测量单元固定地连接于生物信号处理单元的实例的示意图。

[0038] 图 8 是连接电缆的示意图,通过该连接电缆将主体单元和生物信号处理单元彼此连接。

[0039] 图 9 是将生物信号处理单元专门用于测量 ECG 的实例的示意图。

[0040] 图 10 是示出了将主体单元连接于托架单元的状态的示意图。

[0041] 图 11 是示出了在主体单元连接于托架单元的状态下,固定于患者的病床的该主体单元的示意图。

[0042] 图 12 是示出了在主体单元连接于托架单元的状态下,固定于患者的病床附近的静脉注射撑杆的主体单元的示意图。

[0043] 图 13 是现有技术的患者监测装置的前视图。

[0044] 图 14 是图 13 中的现有技术的患者监测装置的前侧透视图。

[0045] 图 15 是图 13 和图 14 的现有技术的患者监测装置的垂直前视图。

[0046] 图 16 是包括图 13 至图 15 的现有技术的患者监测装置以及充电托架的患者监测系统的示意性框图。

具体实施方式

[0047] 将参考图 1 来描述本发明的便携式生物信号测量 / 发送系统的整体构造。图 1 是示出了本发明的便携式生物信号测量 / 发送系统的整体构造的框图。在图 1 中,标号 1 表示主体单元,该主体单元 1 包括处理单元 (CPU) 1a、第一接收部 1b、显示部 1c、第二发送部 1d、蓄电池 1e、警报发生部 1f、用户接口 1g、存储部 1h 以及心率失常分析部 1i。

[0048] 参考标号 2 表示生物信号处理单元,该生物信号处理单元 2 包括信号处理部 (CPU) 2a 和第一发送部 2b。参考标号 3 表示对主体单元 1 的蓄电池充电的托架单元。所述托架单元 3 包括供电部 3a、第二接收部 3b 以及第三发送部 3c。参考标号 4 表示生物信号测量传感器,该生物信号测量传感器 4 包括 ECG (心电图) 测量传感器 4a、SpO₂ 测量传感器 4b、NIBP 测量传感器 4c 以及其它传感器 (未示出)。参考标号 5 表示放置在护士站等中的生物信号远程监测装置或患者监测装置。

[0049] 优选地,当主体单元 1 连接于托架单元 3 时,该主体单元 1 通过托架单元 3 的第三发送部 3c 利用有线传输将接收自生物信号处理单元 2 的生物信号发送到生物信号远程监测装置 5,而当没连接于托架单元 3 时,该主体单元 1 通过该主体单元中的第二发送部 1d 利

用无线传输将所述生物信号发送到所述生物信号远程监测装置 5。

[0050] 此外,主体单元 1 可以将接收自生物信号处理单元 2 的生物信号存储在存储部 1h 中,并且所存储的数据优选被引用在显示部 1c 上。特别地,在发生发送失败并且生物信号不能被发送到生物信号远程监测装置 5 的情况下,生物信号被存储在存储部 1h 中,从而存在防止数据丢失的优点。

[0051] 接下来,将参考图 2 至图 10 说明本发明的便携式生物信号测量 / 发送系统的各组成部分。图 2 是详细示出了在本发明第一实施例中的主体单元 1 和生物信号处理单元 2 的透视图。在图 2 中,1 表示主体单元,并且 1c 表示使用彩色 LED 并优选被构造成触摸屏的显示部。上侧的参考标号 1f 表示由 LCD 构成并且依据警报的种类而发出不同彩色光的警报指示器,而下侧的 1f 则表示依据警报的种类而报知不同声音警报的警报扬声器。参考标号 1j 表示记录键,而 1k 表示警报取消键。

[0052] 在图 2 中,2 表示生物信号处理单元,2f 表示护士呼叫键(护士呼叫开关),2c 表示用于与 ECG 测量传感器相连的连接器,2d 表示用于与 SpO2 测量传感器相连的连接器,而 2g 表示用于与主体单元 1 相连的连接电缆。在图中的生物信号处理单元 2 中,测量对象是 ECG 和 SpO2。

[0053] 接下来,将参考图 3 来描述图 2 的生物信号处理单元 2 的修改。图 3 的生物信号处理单元 2 示出了已经将 NIBP 测量单元 4c 固定地连接于该生物信号处理单元 2 的实例,并且除了 NIBP 的测量之外,还可以根据需要进行 ECG 和 SpO2 的测量。

[0054] 接下来,将参考图 4 来描述图 2 的生物信号处理单元 2 的另一种修改。图 4 的生物信号处理单元 2 专门用于 ECG 的测量,并且在仅仅需要测量 ECG 的情况下使用。尽管图 4 示出了生物信号处理单元 2 仅仅能够用于测量 ECG 的情况,但是显而易见的是,该生物信号处理单元 2 可以专门用于其它测量对象或者 SpO2 或 NIBP 的测量。

[0055] 接下来,将参考图 5 来描述图 2 的生物信号处理单元 2 的构造实例。图 5 示出了生物信号处理单元 2 的后侧。该后侧的构造通用于图 2 至图 4 的生物信号处理单元 2。如图中所示,用作为用于将生物信号处理单元 2 连接于患者的衣服等的连接单元的卡夹 2h 设置在该生物信号处理单元 2 的后侧中。作为连接单元,还可以使用除了卡夹之外的任何单元,只要该单元能够将生物信号处理单元 2 固定于患者的衣服等即可。

[0056] 在现有技术的患者监测装置中,从传感器组件延伸的电缆直接连接于主体单元。因此,当将传感器组件连接于患者时,难以铺放该电缆,并且这种困难可以引起所谓的“面条”综合征。与此相反,在本发明中,从传感器组件延伸的电缆不是直接连接于主体单元 1,而是一度连接于可以放置在患者的身体附近的生物信号处理单元 2。因此,能够使电缆缩短,并且当将传感器组件连接于患者时,能够容易地铺放该电缆。此外,卡夹 2h 设置在生物信号处理单元 2 中,并且电缆等能够容置在患者的身体附近。因此,可以说进一步促进了电缆铺放。

[0057] 在本发明中,使现有的患者监测装置中集中在所谓的监测装置中的各功能被分散在主体单元 1 和生物信号处理单元 2 之间,因而,能够使主体单元 1 小型化和轻量化。因此,当患者运动时,能够容易携带该主体单元。此外,能够安装较大的蓄电池,使得可以长期监测。

[0058] 图 6 是详细示出了在本发明第二实施例中的主体单元和生物信号处理单元的透

视图。在图 6 中,1 表示主体单元,并且 1c 表示使用彩色 LED 并优选被构造成触摸屏的显示部。上侧的参考标号 1f 表示由 LCD 构成并且依据警报的种类而发射不同彩色光的警报指示器,而下侧的 1f 则表示依据警报的种类而报知不同声音警报的警报扬声器。参考标号 1j 表示记录键,而 1k 表示警报取消键。

[0059] 在图 6 中,2 表示生物信号处理单元,2f 表示护士呼叫键(护士呼叫开关),2c 表示用于与 ECG 测量传感器相连的连接器,2d 表示用于与 SpO2 测量传感器相连的连接器,而 2g 表示用于与主体单元 1 相连的连接电缆。在图中的生物信号处理单元 2 中,测量对象是 ECG 和 SpO2。图 6 的生物信号处理单元 2 与图 2 的不同之处在于,用于与主体单元 1 相连的连接电缆 2g 被构造还还与生物信号处理单元 2 分离。当采用这种结构的时候,可以在依据患者来选择该生物信号处理单元 2 的种类的同时来使用该生物信号处理单元 2。因此,能够减少浪费的装功能。

[0060] 接下来,将参考图 7 来描述图 3 的生物信号处理单元 2 的修改。图 7 的生物信号处理单元 2 示出了已经将 NIBP 测量单元 4c 固定地连接于该生物信号处理单元 2 的实例,并且除了 NIBP 的测量之外,还可以根据需要进行 ECG 和 SpO2 的测量。图 7 的生物信号处理单元 2 与图 3 的区别在于,用于与主体单元相连的连接电缆 2g 被构造还还与生物信号处理单元 2 分离。当采用这种结构的时候,可以在依据患者来选择该生物信号处理单元 2 的种类的同时来使用该生物信号处理单元 2。因此,能够减少浪费的功能。

[0061] 接下来,将参考图 8 来描述图 6 和图 7 的生物信号处理单元 2 中使用的连接电缆 2g。图 8 的连接电缆连接在主体单元 1 与生物信号处理单元 2 之间,并且能够应用于任何种类的生物信号处理单元。

[0062] 接下来,将参考图 9 来描述图 4 的生物信号处理单元 2 的修改。图 9 的生物信号处理单元 2 专门用于 ECG 的测量,并且在仅仅需要测量 ECG 的情况下使用。图 9 的生物信号处理单元 2 与图 4 的区别在于,用于与主体单元 1 相连的连接电缆 2g 被构造还还与生物信号处理单元 2 分离。当采用这种结构的时候,可以在依据患者来选择该生物信号处理单元 2 的种类的同时来使用该生物信号处理单元 2。因此,能够减少浪费的功能。尽管图 9 示出了生物信号处理单元 2 专门测量 ECG 的情况,但是显而易见的是,该生物信号处理单元 2 可以专门用于 SpO2 或 NIBP 的测量。生物信号处理单元 2 的测量对象不局限于 ECG、SpO2 和 NIBP,并且可以将该生物信号处理单元 2 构造成能够扩展,以测量诸如温度(体温)和 CO2(呼出的二氧化碳的浓度)的其它测量对象。

[0063] 图 10 示出了将主体单元 1 连接于托架单元 3 的状态的示意图。将托架单元 3 固定于静脉注射撑杆 6。在这种状态下,主体单元 1 的蓄电池 1e 通过托架单元 3 的供电部 3a 充电。通过托架单元 3 的第二接收部 3b 和第三发送部 3c,将测量数据从主体单元 1 的第二发送部 1d 发送到生物信号远程监测装置 5。

[0064] 图 11 和图 12 示出了将主体单元 1 固定在使该主体单元 1 连接于托架单元 3 的状态中的实例。在图 11 中,主体单元 1 通过固定装置 6a 而固定于患者的病床的头部侧的一部分,并且,在图 12 中,主体单元 1 通过安装装置 6b 而固定于患者用静脉注射撑杆 6。优选地,托架单元 3 具有这样一种结构,即,使得该结构能够设置在患者的附近。替换地,托架单元 3 也可以具有包括体温测量探头的结构,该体温测量探头使得护士能够对患者的体温进行单点测量或连续测量。与体温有关并且由探头测量的数据可以显示在显示部 1c 上,并

且,通过托架单元 3 而被发送到生物信号远程监测装置或患者监测装置 5。

[0065] 如在图 2 至图 4(或图 6 至图 8)中所示的生物信号处理单元 2 中,本发明的系统通过多种生物信号处理单元的一个群组以及主体单元 1 构造而成,或者本发明是所谓的组合发明。这种构造对于所有实施例都是通用的,并且这种结构的重要之处在于生物信号处理单元群组具有通用接口,并且每个生物信号单元 2 都能够连接于主体单元 1 并且从该主体单元 1 拆除。根据这种构造,通过简单地将生物信号处理单元 2 用另一种来代替,用户就能够选择要测量的参数。尽管,在各实施例中,已经描述了将信号处理单元 2 有线连接于主体单元 1 的连接实例,但是本发明并不局限于有线连接。

[0066] 如上所述,与现有技术不同,本发明不需要对于待测量的参数分别准备患者监测装置。仅仅需要准备通用的主体单元,并且依据应用来将适当的一种生物信号处理单元连接于主体单元。因此,不仅仅能够减少成本,而且还能够显著地提升扩展性、维护性以及装置管理的效率。

[0067] 根据本发明的一方面,处理诸如 ECG、SpO₂ 和 NIBP 数据的测量数据并且对应于单个或多个传感器装置的生物信号处理单元可以从构成便携式生物信号测量/发送系统的主体单元分离。因此,用户可以根据患者的生物信号测量方面的需要来选择测量传感器。结果,能够减少成本、能够提升可维护性,并且能够提高装置管理的效率。

[0068] 由于现有技术的患者监测装置的部分功能被分离给生物信号处理单元时,并且能够将具有高度多用性的小数据处理终端等用作为主体单元,使得能够减少主体单元的成本并且患者能够在携带主体单元的同时进行运动。

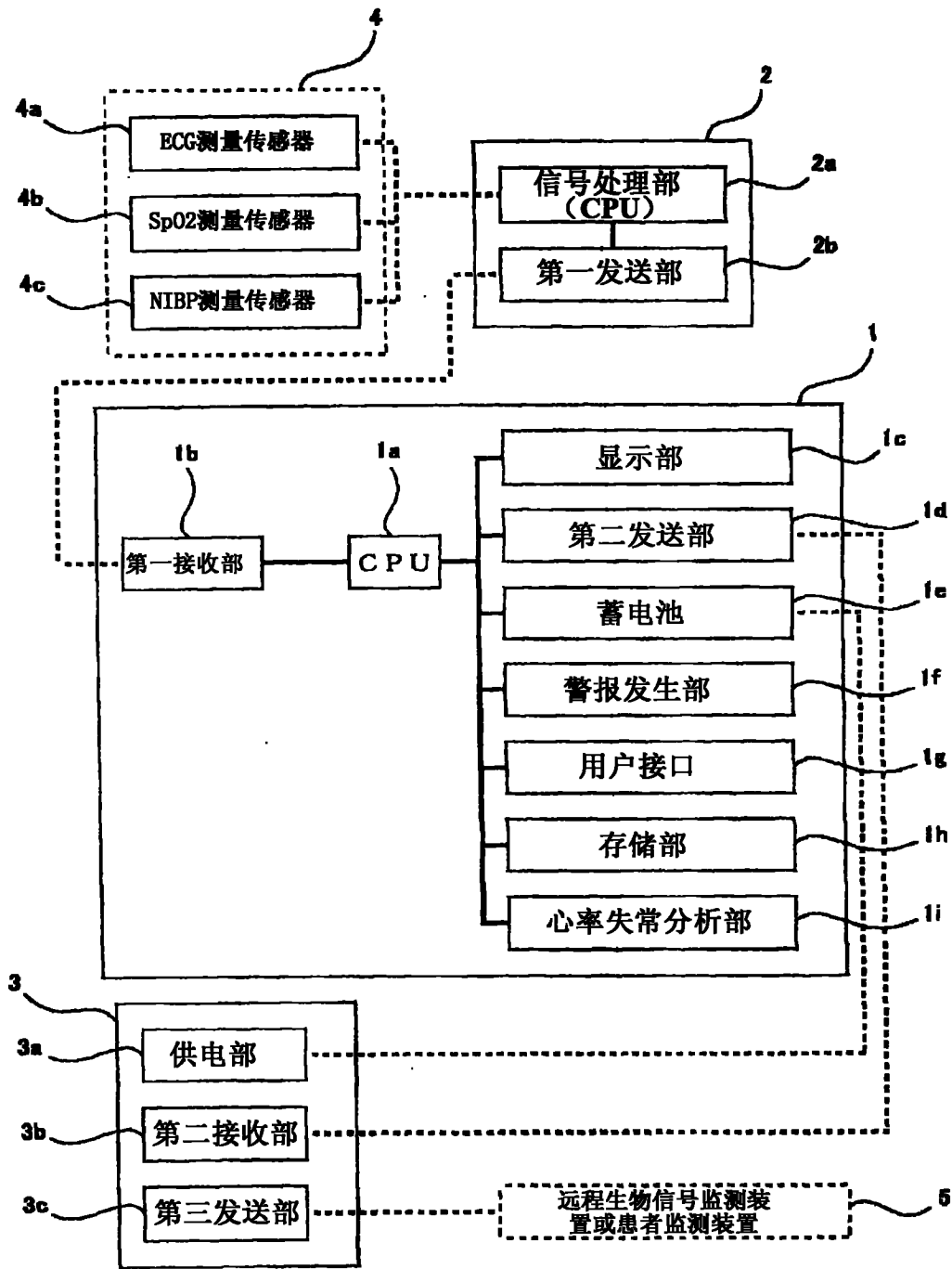


图 1

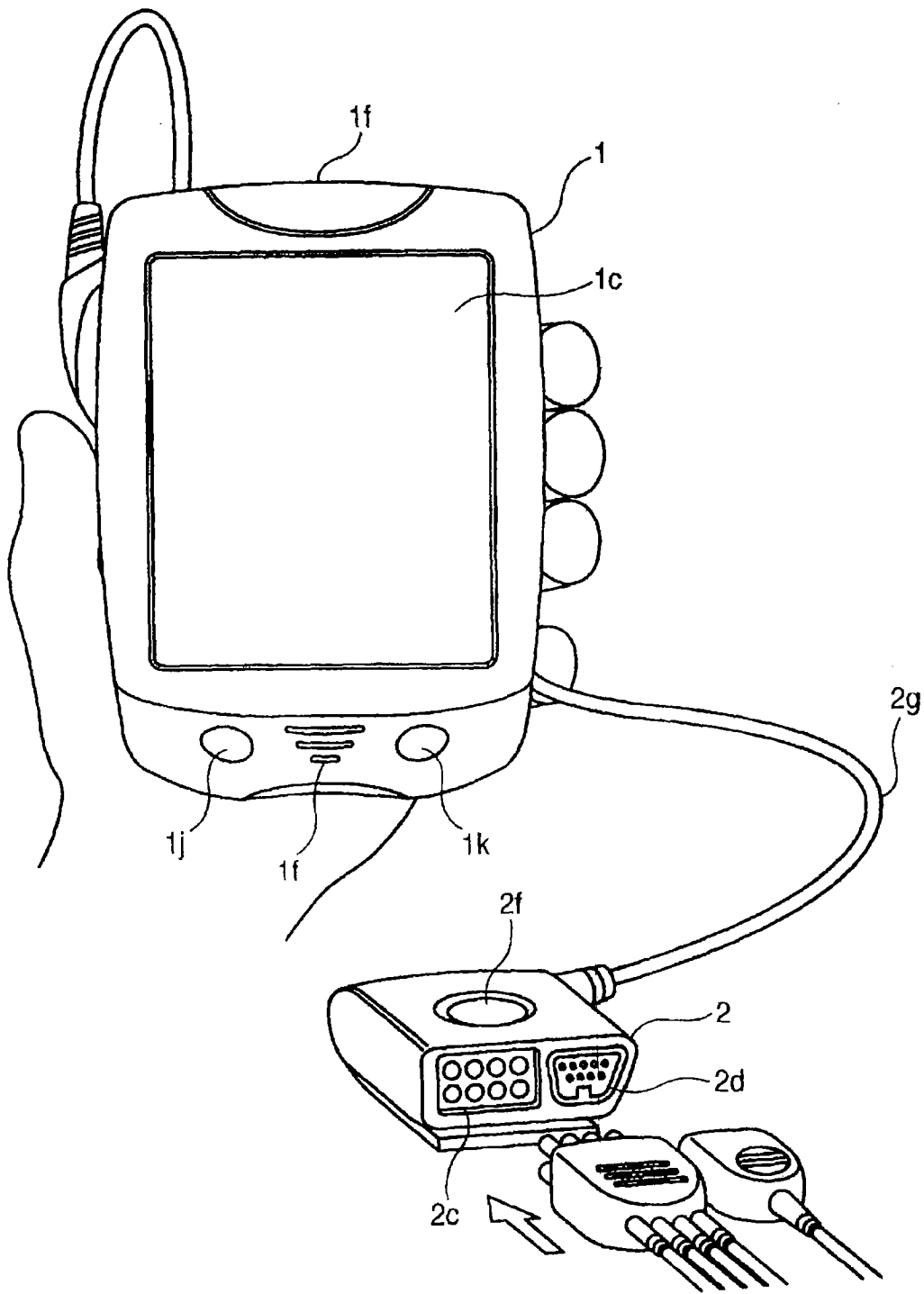


图 2

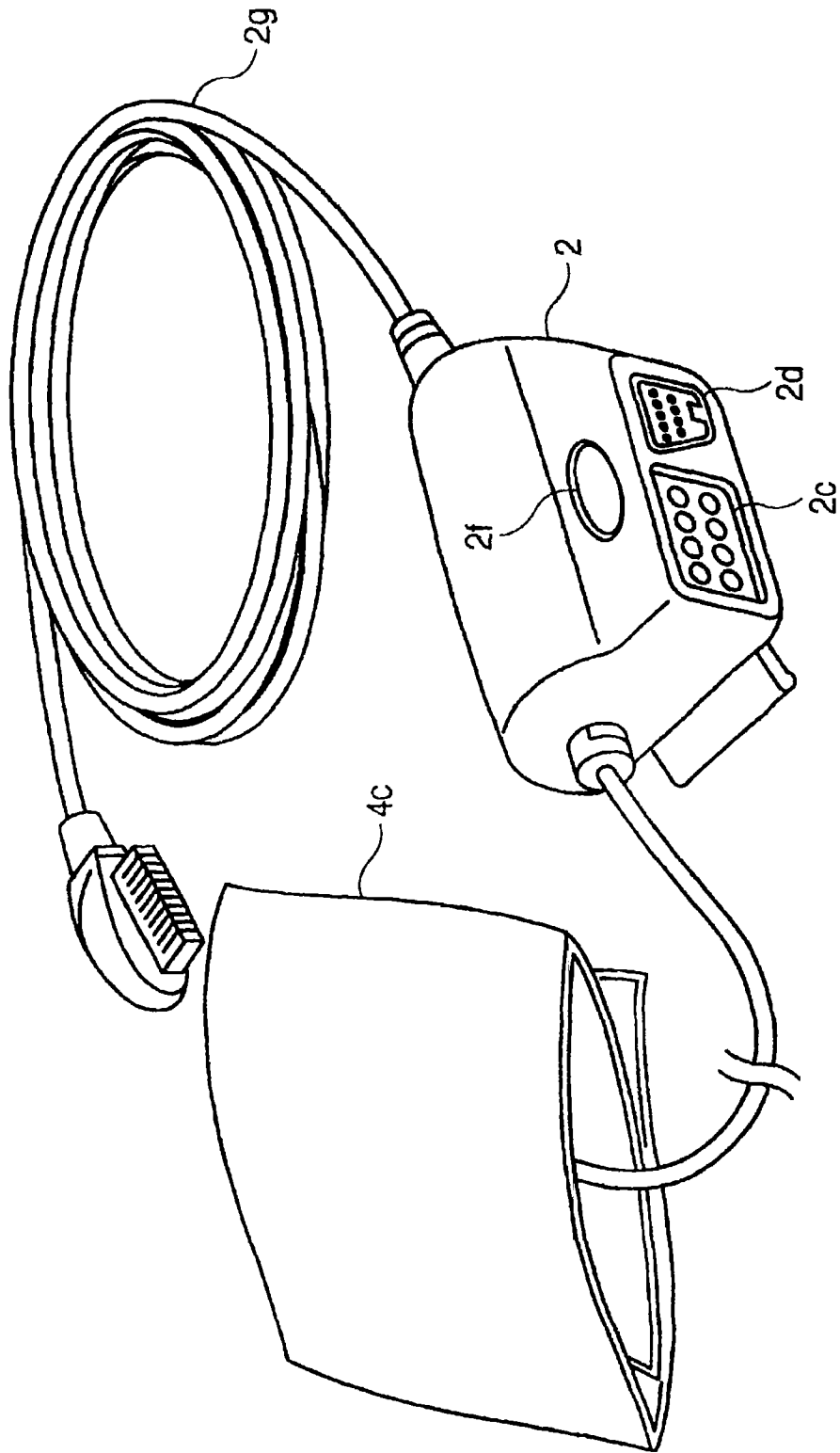


图 3

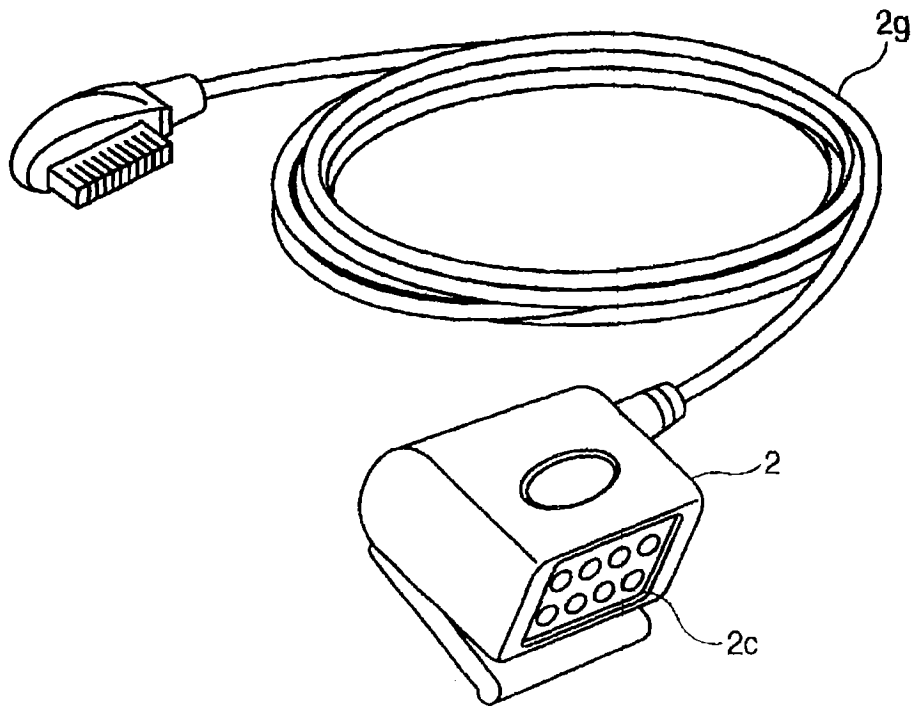


图 4

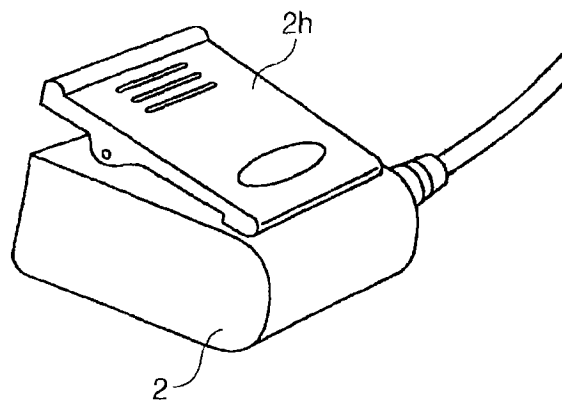


图 5

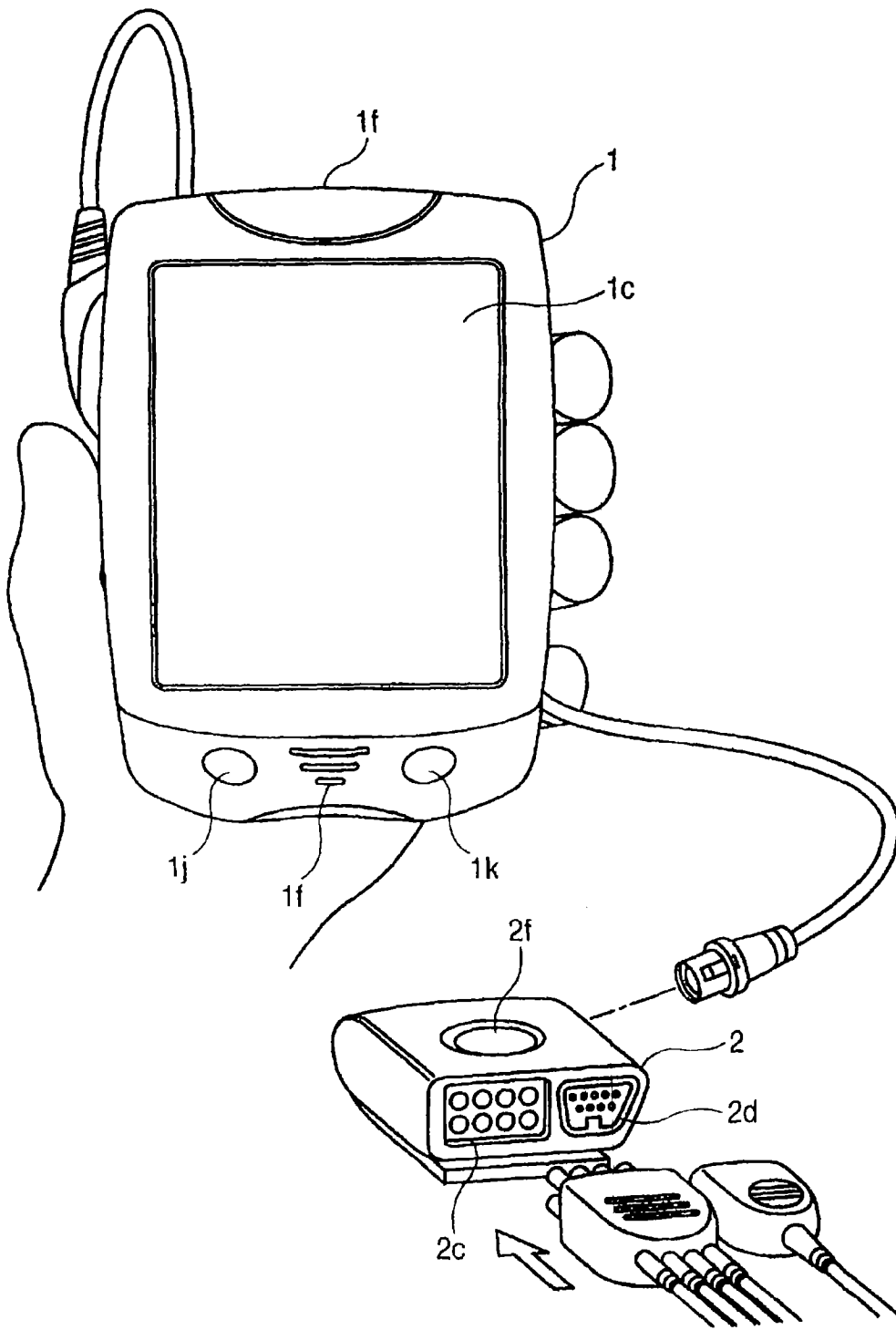


图 6

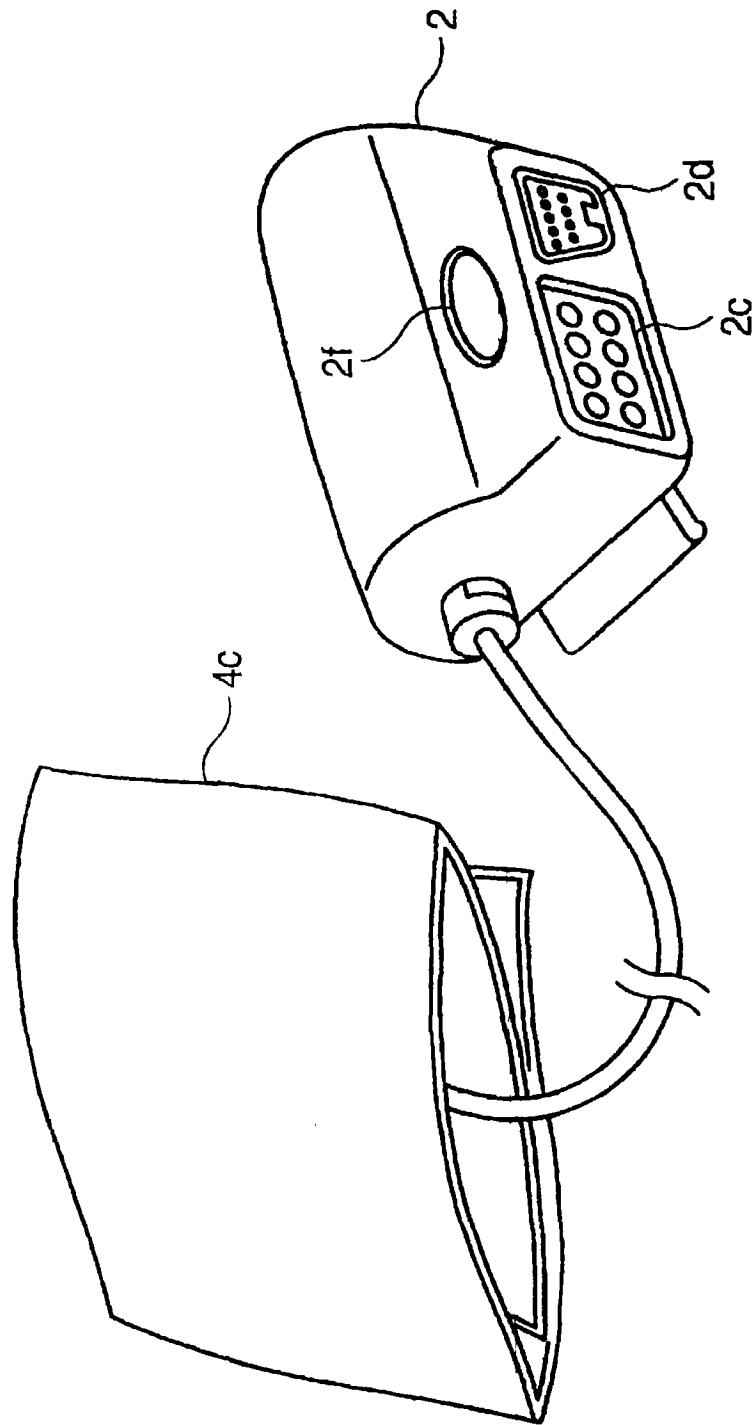


图 7

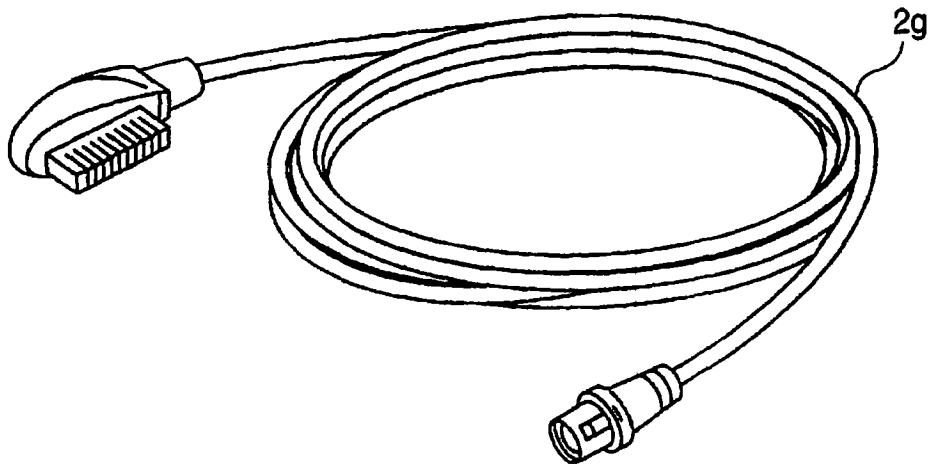


图 8

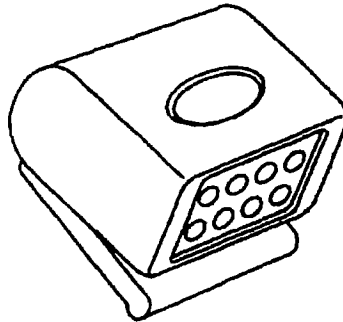


图 9

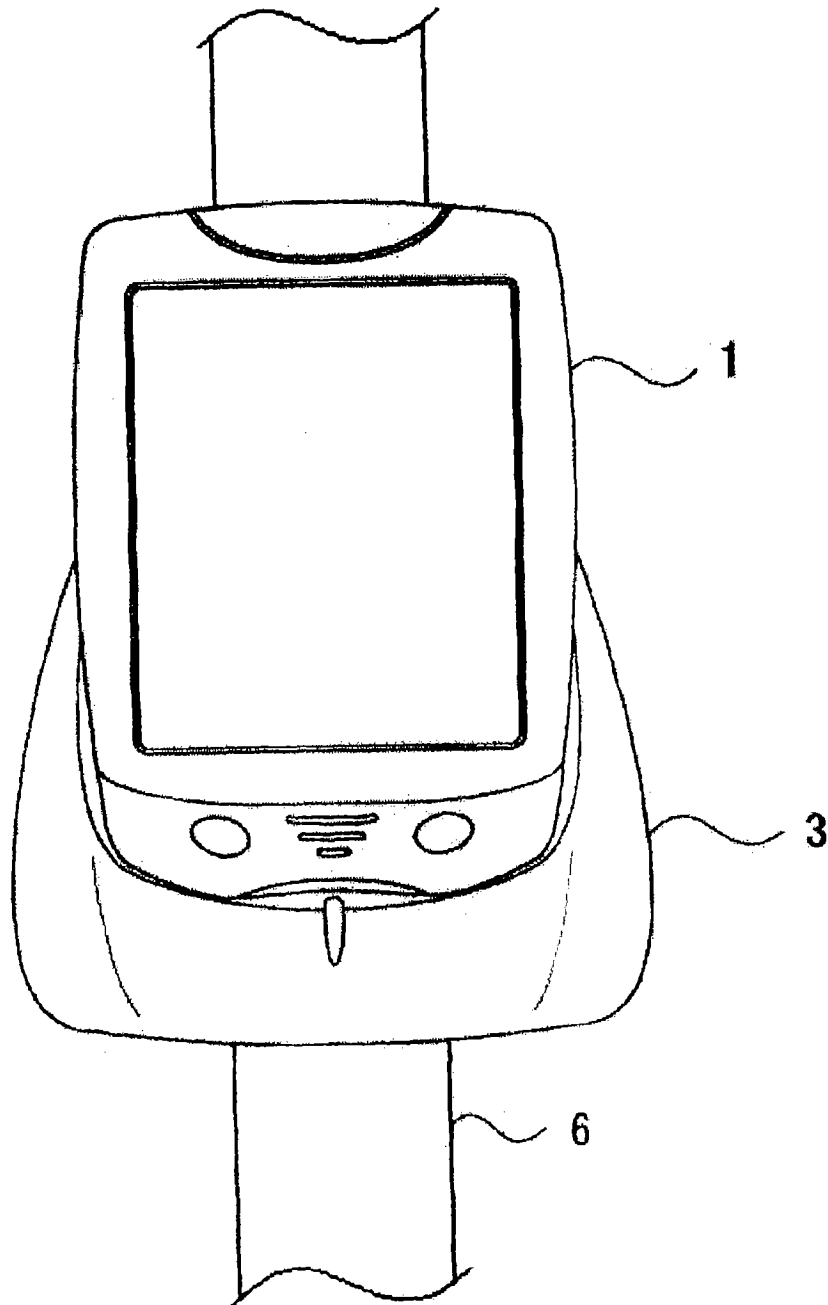


图 10

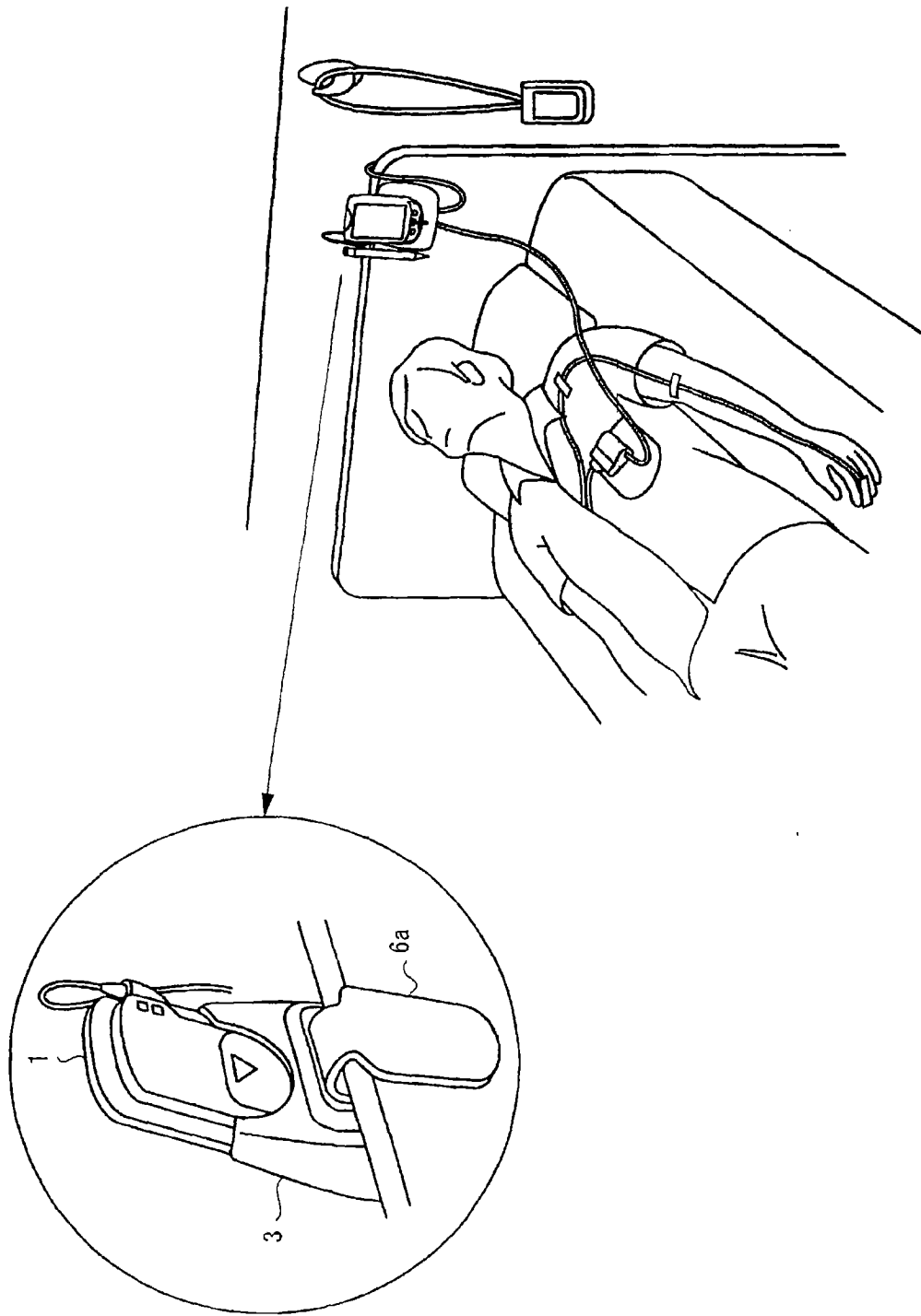


图 11

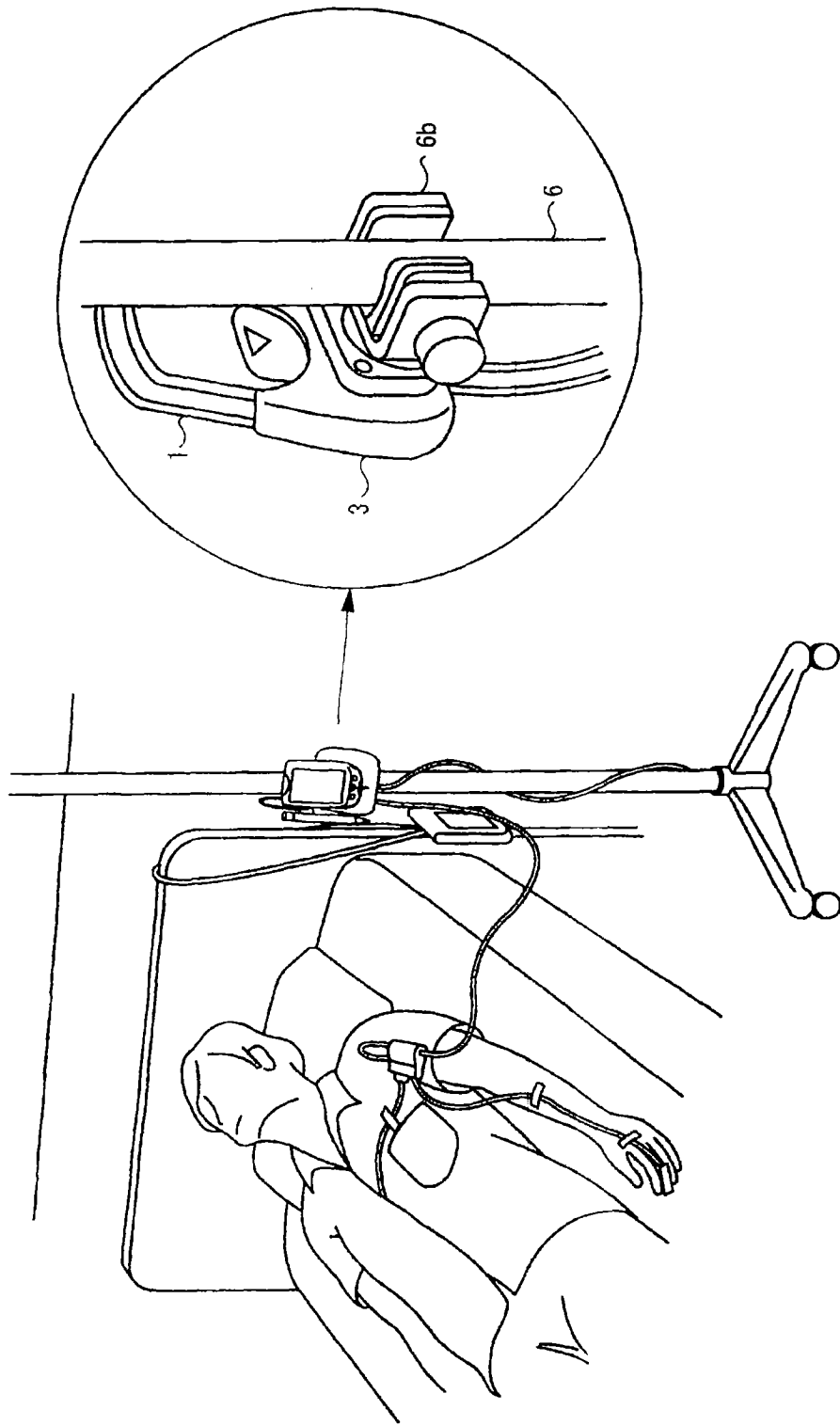


图 12

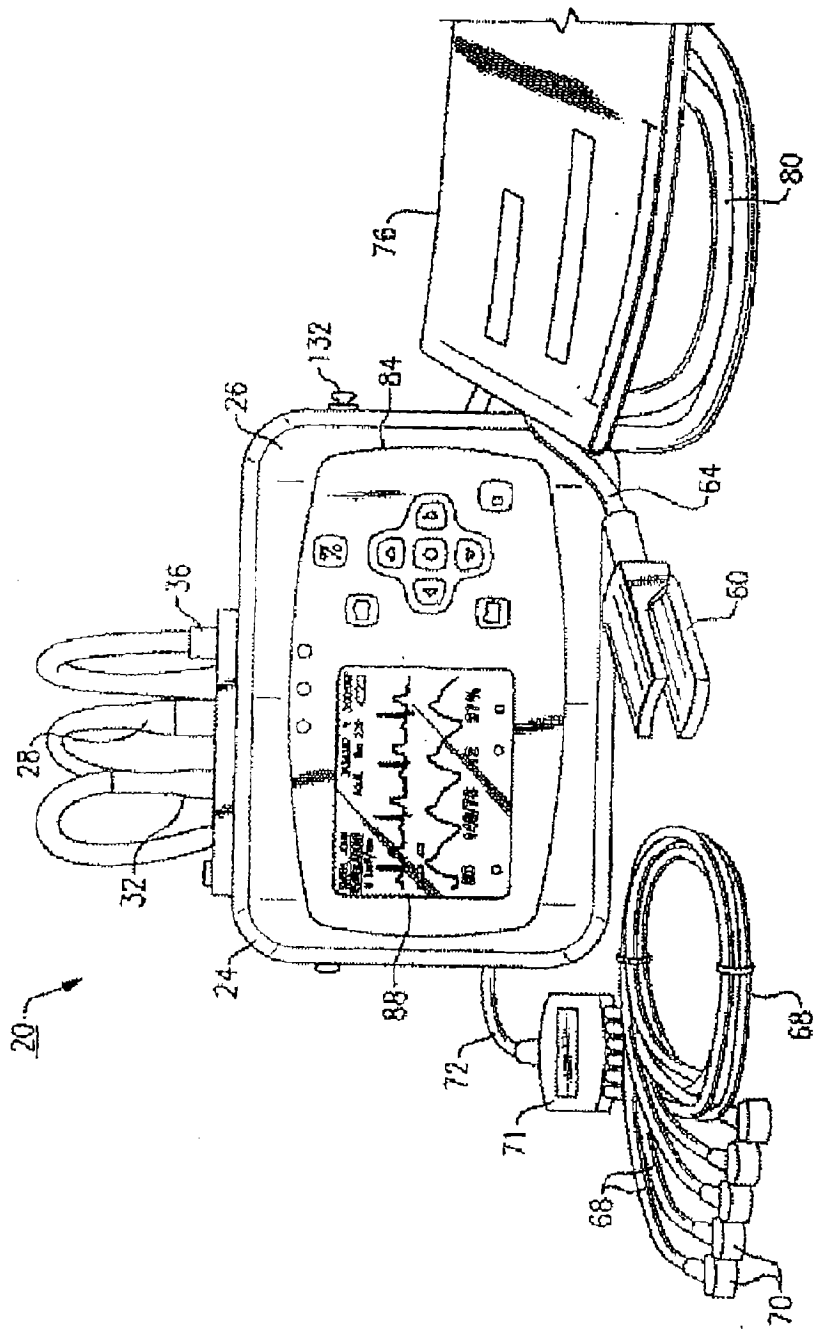


图 13

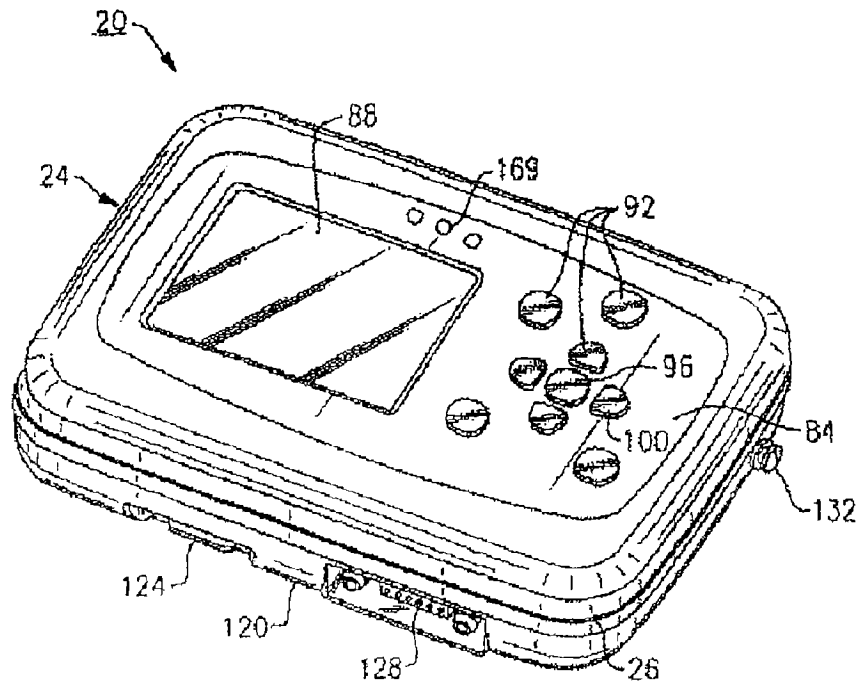


图 14

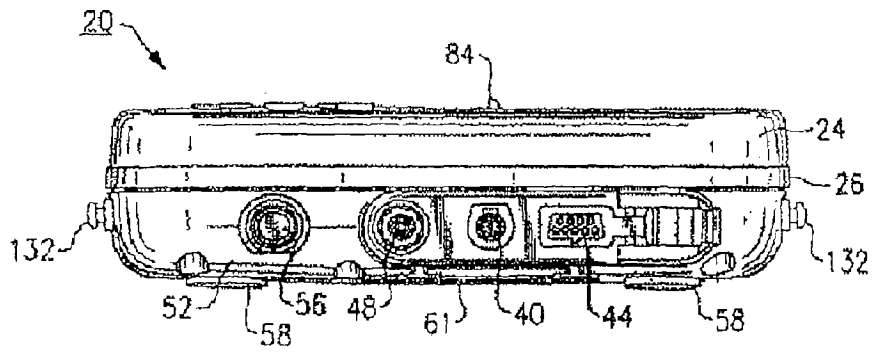


图 15

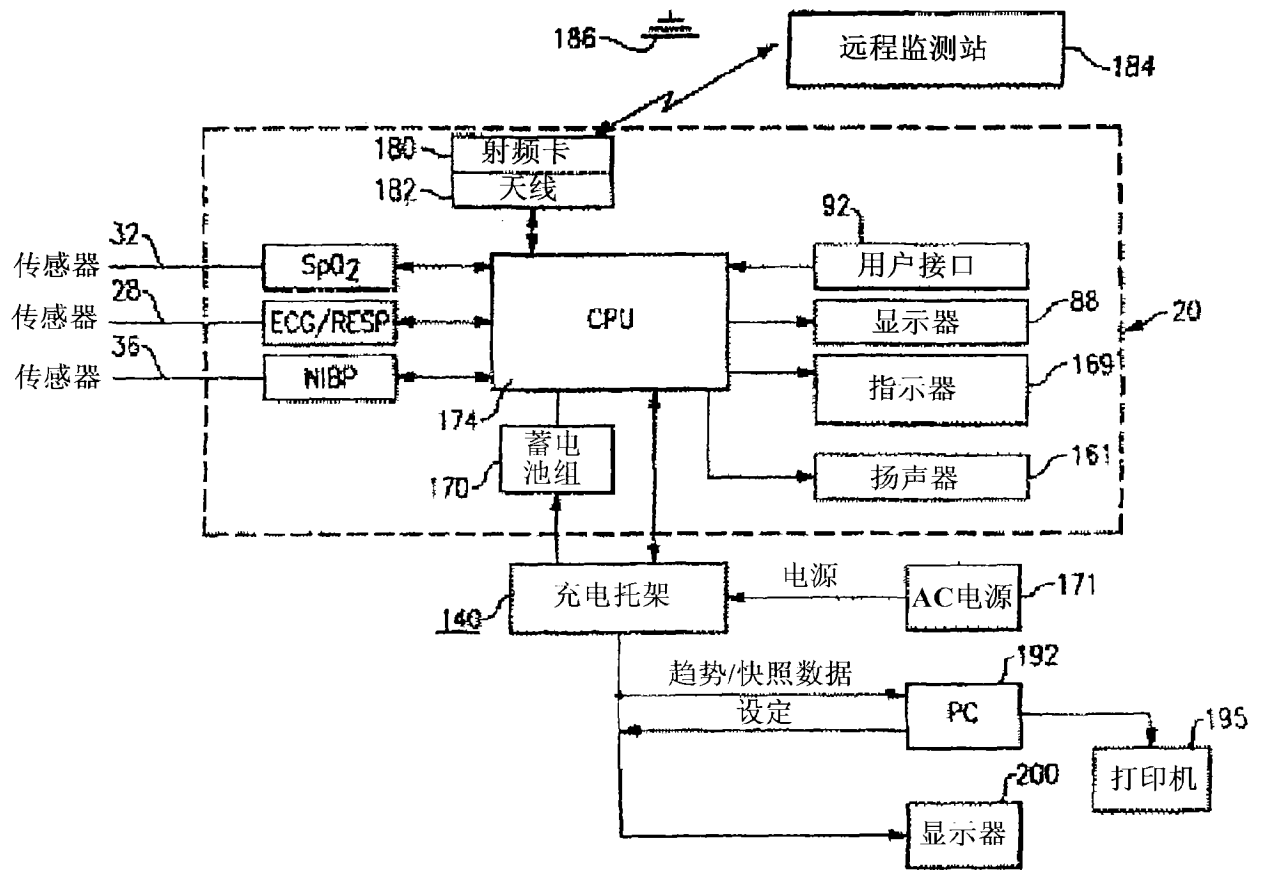


图 16

专利名称(译)	便携式生物信号测量/发送系统		
公开(公告)号	CN102133087A	公开(公告)日	2011-07-27
申请号	CN201110030382.9	申请日	2011-01-27
[标]申请(专利权)人(译)	日本光电工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	日本光电工业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	日本光电工业株式会社		
[标]发明人	荻野博一 有光隆也		
发明人	荻野博一 有光隆也		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/7235 A61B5/0002 A61B5/6838 A61B5/7203 A61B5/747 G16H80/00		
代理人(译)	陈波		
优先权	2010015345 2010-01-27 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种便携式生物信号测量/发送系统，包括：主体单元；以及至少一个可拆卸地连接于主体单元并且包括处理生物信号的信号处理器的生物信号处理单元，该生物信号处理单元包括当将该生物信号处理单元连接于主体单元时将生物信号发送到该主体单元的第一发送器。

