

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/0428 (2006.01)

A61B 5/0205 (2006.01)



# [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200680019713.6

[45] 授权公告日 2010 年 1 月 13 日

[11] 授权公告号 CN 100579445C

[22] 申请日 2006.6.2

[21] 申请号 200680019713.6

[30] 优先权

[32] 2005.6.6 [33] US [31] 11/144,682

[86] 国际申请 PCT/US2006/021651 2006.6.2

[87] 国际公布 WO2006/133043 英 2006.12.14

[85] 进入国家阶段日期 2007.12.3

[73] 专利权人 英特尔公司

地址 美国加利福尼亚州

[72] 发明人 G·霍特 B·巴内特 R·沃科夫

S·达维多维奇 X-F·齐

[56] 参考文献

WO 03/096889 A1 2003.11.27

WO 02/071305 A2 2002.9.12

WO 00/25661 A1 2000.5.11

EP 0617917 A1 1994.10.5

审查员 王金晶

[74] 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司

代理人 张政权

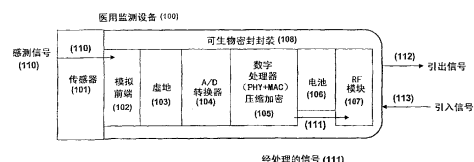
权利要求书 3 页 说明书 10 页 附图 2 页

[54] 发明名称

无线医用传感器系统

[57] 摘要

公开了一种监测设备，其具有信号接收机、虚地、数字处理器、和收发机，该信号接收机具有接收表示病人生命体征的感测信号的能力，虚地具有生成用来与感测信号相比较的基线信号的能力，收发机具有把来自所述数字处理器的经处理信号无线地发送至基站或无线网关并接收来自基站或网关的引入信号的能力，而数字处理器则具有在监测设备内本地处理所述感测信号和所述引入信号的能力。



1. 一种监测设备, 包括信号接收机、虚地、数字处理器和收发机, 所述信号接收机具有接收包含病人生命体征的感测信号的能力, 所述虚地包括在监测设备内部、或者在没有物理附连的两个或以上传感器之间或在两个或以上监测设备之间导致毫微伏脉冲生成的电路, 并使用所述毫微脉冲生成用来与所述感测信号相比较的基线信号, 所述收发机具有将已处理的信号从所述数字处理器无线地发送至基站或无线网关并从所述基站或所述无线网关接收引入信号的能力, 并且所述数字处理器具有在所述监测设备内本地处理所述感测信号和所述引入信号的能力。

2. 如权利要求 1 所述的监测设备, 其特征在于, 所述监测设备包括全球定位系统 (GPS) 接收机, 以计算所述监测设备的所述位置。

3. 如权利要求 1 所述的监测设备, 其特征在于, 所述信号接收机包括模拟前端, 用作对所述监测设备外部的传感器探针或对所述监测设备内的传感器探针的附着点。

4. 如权利要求 1 所述的监测设备, 其特征在于, 所述监测设备没有包括在所述信号接收机和所述收发机之间的模拟电缆。

5. 如权利要求 1 所述的监测设备, 其特征在于, 所述收发机是射频收发机。

6. 如权利要求 1 所述的监测设备, 其特征在于, 所述病人生命体征从以下各项中选择: 心率、心跳、心杂音、心强度、心电信号、糖尿病、哮喘、脉搏率、氧含量、血压、肺噪音、呼吸率、阻塞、肾上腺素水平、乙酰胆碱水平、体温、钠水平、活动水平、三轴加速及其组合。

7. 如权利要求 1 所述的监测设备, 其特征在于, 所述虚地使所述监测设备在没有附至传感器的直接连线的情况下运行。

8. 如权利要求 1 所述的监测设备, 其特征在于, 还包括模数转换器。

9. 如权利要求 1 所述的监测设备, 其特征在于, 还包括电池。

10. 如权利要求 1 所述的监测设备, 其特征在于, 还包括覆盖所述监测设备至少一个部件的一部分的可生物密封材料。

11. 如权利要求 1 所述的监测设备, 其特征在于, 所述监测设备具有标识所述监测设备的唯一标识符。

12. 如权利要求 1 所述的监测设备, 其特征在于, 所述监测设备具有在多个基站中确定发送已处理信号的基站的能力。

13. 如权利要求 1 所述的监测设备, 其特征在于, 所述监测设备具有在所述监测设备移出第一基站通信范围时将所述经处理的信号从所述第一基站转交给第二基站的能力。

14. 如权利要求 1 所述的监测设备, 其特征在于, 所述数字处理器具有压缩或加密数据的能力。

15. 如权利要求 1 所述的监测设备, 其特征在于, 所述数字处理器具有确定通过所述信号接收机获取的所述感测信号的质量并在随后确定是打开还是关闭所述收发机的能力。

16. 如权利要求 1 所述的监测设备, 其特征在于, 所述数字处理器具有执行数据平滑及伪信号删除的能力。

17. 如权利要求 1 所述的监测设备, 其特征在于, 所述数字处理器具有在所述监测设备内存储并处理病人个人信息的能力。

18. 如权利要求 1 所述的监测设备, 其特征在于, 所述数字处理器具有确定电池数据的能力。

19. 如权利要求 1 所述的监测设备, 其特征在于, 所述数字处理器具有监测所述感测信号内的值变化并将紧急信号发送至所述收发机以供紧急介入的能力。

20. 如权利要求 1 所述的监测设备, 其特征在于, 所述数字处理器具有提供所述感测信号的数字调制及编码的能力。

21. 一种健康状况监测系统, 包括监测设备和无线网关, 所述监测设备包括信号接收机、虚地、数字处理器、和收发机, 所述信号接收机具有接收包含病人生命体征的感测信号的能力, 所述虚地包括在监测设备内部、或者在没有物理附连的两个或以上传感器之间或在两个或以上监测设备之间导致毫微伏脉冲生成的电路, 所述收发机具有将已处理的信号从所述数字处理器无线地发送至无线网关并从所述无线网关接收引入信号的能力, 并且所述数字处理器具有在所述监测设备内本地处理所述感测信号和所述引入信号的能力, 其中所述监测设备和所述无线网关被直接佩戴在病人身上或者植入病人体内。

22. 一种监测病人的方法, 包括通过监测设备内的信号接收机接收含有病人生命体征的感测信号, 通过由虚地产生毫微脉冲而生成基线信号, 将所述感测信号和所述基线信号进行比较, 以及将已处理的信号从所述监测设备的收发机无线地发送至基站并从所述基站接收送至所述收发机的引入信号的能力。

23. 如权利要求 22 所述的方法, 其特征在于, 还包括通过所述监测设备内的

数字处理器处理所述感测信号和所述引入信号。

24. 如权利要求 22 所述的方法，其特征在于，还包括通过所述监测设备内的全球定位系统（GPS）接收机来计算所述监测设备的位置。

25 如权利要求 22 所述的方法，其特征在于，还包括确定通过所述信号接收机获取的所述感测信号的质量并在随后确定是打开还是关闭所述收发机。

26 如权利要求 22 所述的方法，其特征在于，还包括所述感测信号的数字调制及编码。

## 无线医用传感器系统

### 技术领域

本发明的实施例涉及一种无线监测设备，该无线监测设备至少具有测量诸如病人生命体征的生理学变量并在随后将该数据与接收来自该无线监测设备的信号的基站或其他中心收集点（central collection point）通信的能力。数据通信也可以双向的，基站或中心收集点也将信号传输回该无线监测设备。

### 发明背景

在医院内外使用各种设备来监测病人的生命体征。一种常用的设备是在 24 小时内连续记录心率、心跳或节律的 Holter 监测仪。Holter 监测仪的主要目的是长时间地记录各种活动期间病人的心率和节律。Holter 监测仪在症状频繁的情况下最有用。它在显示病人可能没有意识到的心率或节律的变化方面也很有用。

Holter 监测仪是通过导线与含有电极的若干贴片相连接的小型数据记录器/发射机。这些贴片被放置在病人的胸部。磁带记录仪则被放置在安装于一外罩内的保护盒内，该外罩有带子从而能够很容易地佩戴在肩膀或腰上。心跳的电表示通过电极和导线传播并在通常为 24 小时的周期内被持续记录。在记录完成之后，监测仪和电极可被移除。记录下来的数据可以被转移到纸上以供查看，也可以由技师使用计算机来查看。

用于监测病人生命体征的另一种设备是事件监测仪。事件监测仪通常用于短时间地记录心率和节律；它仅在设备被打开时工作。医生会在症状出现不频繁的情况下（例如，每周一次或更少）推荐使用事件监测仪。

事件监测仪是小型的便携式设备，可以放在钱包里或者像便携式磁带/数字播放器那样别在皮带或肩带上。在症状不频繁的情况下，可能需要几天或者几周地携带事件监测仪。大多数监测仪被设计用以只在按钮或开关打开时记录心率和节律。例如，当症状出现时，病人或者其他人可以打开事件记录仪。该事件记录仪随后就能记录心率和节律。记录下来的心率和节律随后可由电话发送给医院或诊所的接收机以供医师查看。

另一种设备——经电话传送的监测仪与事件监测仪类似，但不同的是它用电话发送 EKG 信号给记录仪。事件和经电话传送的监测仪的主要目的都是在症状或“事件”出现期间记录病人的心率和节律。

Holter 和事件监测仪都有不少明显缺点。首先，这些设备是有线的，需要连接在设备和记录仪之间的导线，从而导致伪信号问题。第二，这些导线对病人而言可能是不舒适的。第三，水会损坏记录仪，所以病人在佩戴记录仪期间无法游泳和洗澡。第四，监测仪不传送“现场的”信号并且不能双向通信。于是，急救人员就无法在例如病人心脏病发作的情况下使用该设备来定位需要紧急救护的病人。

某些已知的无线设备利用由细电缆连接至中央单元的传感器，而该中央单元随后将数据无线通信至接收机站。虽然这些设备改善了病人的可移动性，但是使用模拟电缆的这些设备仍然会遇到与 Holter 和事件监测仪相同的伪信号问题。虽然业已开发出可以无线通信数据且能安放在手指上的诸如血氧计的氧气传感器，但是这些设备仍然很大、高能耗，并且无法检测电信号。

于是需要一种具有优于上述有线和无线设备的传送性能的小巧型无线医用传感器。

## 附图简述

图 1 示出了本发明的医用监测设备的一个示例性实施例。

图 2 示出了本发明的基站的一个图示。

## 详细描述

本发明的实施例包括无线健康状况监测设备、系统及其使用方法。本发明的实施例满足了经由自给式的独立电监测设备对含有病人生命体征的感测信号进行灵活、廉价和独立监测的需要，其中该电监测设备具有本地处理感测信号并在随后将经处理信号传送给一个或多个中心收集点或基站的能力，而这些中心收集点或基站则可以结合多个传感器数据以供诊断。本发明的实施例包括能够无线发送并接收信号的监测设备及相关基础设施。由监测设备收集的病人生命体征数据随后就可供病人、开业医师和/或诸如保险提供商的其他第三方使用。

一般说来，病人生命体征是会影响个人健康状况的具体物质、速率或条件的任何可检测的存在和/或级别。病人生命体征数据可以代表任何生理学变量或变量组合，包括但不限于心率、心跳、心杂音、心强度、极间脉搏、血糖、血氧含量、

血压、肺功能的声学监测、呼吸频率、阻塞（诸如肺内气道阻塞、以及静脉或动脉内的阻塞的血流）、肾上腺素水平、乙酰胆碱水平、体温、钠水平、肥胖和老年人护理的活动水平、监测下降的三轴加速。病人生命体征还可以包括其他疾病的象征。

在某些实施例中，一个或多个监测设备或基于微屑的传感器被连接至病人。监测设备感测与病人生命体征相关联的电信号，本地处理或整理该信号，并在随后将该信号无线发送给中心收集点以供进一步的处理和/或诊断。基于病人生命体征数据的感测信号可以在监测设备内例如由数字处理器或微处理器本地处理，并在随后经由有线连接和/或通过收发机无线地传送。

在一个实施例中，监测设备可以与病人身上的传感器无线连接。如果检测到病人体内的危险变化，就会经由移动网络连接自动警告保健提供方。接收到警报的基站还可以通过使用内置于监测设备的 GPS 技术被告知病人的地理位置。

监测设备还可以进一步地提供监测设备和基站之间的双向通信，以增强监测判定并减少人为误差。监测设备即使在双向通信范围之外或是在断电的情况下，仍可继续对病人进行本地监测并优选地带有警报。

本发明实施例的无线健康状况监测设备可以被连接在病人身上并用于长期监测病人生命体征或用于紧急情况下的特别配置。它还可以被应用在医院中，例如可以通过使用能够提供对有线网络基础设施接入的固定且带动力的网关节点。

在某些实施例中，监测设备可以通过无线和硬连线（诸如，以太网）向基站发送并从基站接收信号。无线标准例如可以是 2.4 GHz WLAN 或者 IEEE 802.11 标准（802.11, 1999/8802-11 (International Organization for Standardization/International Electrotechnical Commission) (ISO/IEC) 8802-11:1999）。在另外一些实施例中，在同一网络上可以存在多个监测设备。

此外，监测设备可以具有从多个基站中确定发送经处理信号的基站的能力。优选地，监测设备可以具有在监测设备离开第一基站的通信范围时把经处理的信号从第一基站转移至第二基站的能力。同样地，如果病人离开了一基站的双向通信范围，监测设备在该病人返回双向通信覆盖范围时可以自动重新连接基站并与该基站同步。

在另一个实施例中，本发明可以包括增强的设备移动性特征。在某些护理环境中，病人和护理者都是会移动的。于是优选地，该通信网络系统应该具有使监测设备能够快速适应从一个基站到另一个基站之间链接性质变化的转移性特征。例如，如果正在使用多次反射路由协议，则当医生在巡诊期间在一个个房间走动时，

就可找出新的路由和新的基站或路由器。

在另一个实施例中，本发明可包括多个接收机。来自特定病人的数据可以被护理该病人的多个医生和护士接收。于是，该通信网络系统就应该优选地支持多播语义。

在另一个实施例中，通信可以被保护。可以将私钥和公钥密码方案并入用于该监测设备网络系统的适当确认和授权构架。

在另一个实施例中，监测设备可以包括可靠通信。虽然由干扰引起的间歇性数据分组丢失是可以接受的，但是由拥塞或节点移动性引起的持续数据分组丢失将会劣化系统性能。采样速率的范围可以是1 Hz以下到1000 Hz或以上的任何范围，用以向无线监测设备无线发送数据或从中接收数据。

在此描述的采样速率基本上以当前测得的生物学过程的速度为基础，例如此刻神经信号看上去被kHz采样很好地监测。从监测设备到基站的传输速率不需要这么快（即，实时）。在本发明的某些实施例中，如果监测设备仅在其微处理器/算法指示有一事件出现和/或在便于病人下载历史数据时才传送数据，则其功耗会是较佳的。

监测设备的大小可以是约1英寸至2英寸，并且在某些实施例中，监测设备是可佩戴的。监测设备还可以是防水的，这样病人就可以戴着该监测设备游泳。监测设备还可以包括可充电电池，诸如使用长寿命锂离子电池。在一个较佳实施例中，监测设备可以不包括大型的电池组件，以及会导致病人在佩戴该监测设备时不舒服的突出天线。

除了监测和诊断能力之外，监测设备还可以执行诸如病人定位和识别的附加功能。本发明一个实施例的监测设备技术可以提供附加的以病人为中心的功能的完整范围，诸如设置监测仪以管理投药、执行起搏器和其他设备的程控、检验单独的和外部的传感器探针的性能、以及在看护点（point of care）确定感测和输入信号的完整性。此外，监测设备还可以在看护点而不是只在中心收集站处调整病人警报，藉此减少假警报的出现。监测设备还可以具有在其数据流中获取并传送唯一标识编码的能力，从而使得在给定区域内由各设备通信的信息可以被独立地管理（即，管理来自一给定区域内一个病人和/或多个病人身上的多个设备的通信流）。

在某些实施例中，监测设备可以包括在看护点用于方便地查看并评估病人生命体征和状况的显示器。此外，监测设备可以具有紧急呼叫按钮，该按钮可由某些其他的装置按下或激活以寻求紧急帮助。该设备还具有与众不同的信号



模式（例如，LED 组），用来指示它正在正常工作，正被监测的生命体征位于正常参数范围内，和/或该设备具备可接受的联系至无线接收机的能力。

本发明的一个实施例可用作更大型治疗程序的一部分。在本发明的一个示例性实施例中，监测设备可以结合脉搏测氧法和 EKG 来监测呼吸疗法的效果、关联心率和脉搏频率。在本发明的另一个实施例中，监测设备还可以包括对含有病人生命体征数据的感测信号或者由收发机接收到的输入信号作出响应的药物发放系统。

此外，本发明一个实施例的监测设备可以具有自诊断能力以及使得该监测设备可重复使用、具有灵活性和效价比高的其他物理特性。

图 1 是根据本发明实施例示出了一示例性医用监测设备 100 的图示。该设备可以是能够直接佩戴在病人身上的可佩戴健康状况监测设备。图 1 所示实施例的医用监测设备（100）可以是包括但不限于下述各部件的无线医用监测设备。

模拟前端（102）：模拟前端（102）用作传感器探针（101）的附着点，而该传感器探针（101）可以与监测设备分开并位于其外部，也可以集成地内置于监测设备内部。模拟前端（102）还可以调节传感器探针的输出信号，即感测信号（110）以供进一步地处理。本发明的实施例还可以包括传感器和模拟前端被物理地集成为监测设备一部分的医用监测设备。AFE 可以包括能将传感器信号保持在恒定水平用来优化模数（A/D）转换的自动增益控制功能。

虚地（103）：虚地可以生成基线信号，感测信号可与其进行比较和/或标准化。该虚地能够让监测设备在不直接有线连接至传感器或其他监测设备的情况下起作用。

传统接地是由病人身体生成的电信号能够与其进行比较的电压。接地通常被固定在身体上的某处，该处推测起来不会生成本身具有活动电信号变化的电信号。于是，对于卧床病人而言，接地通常被放置于病人的脚踝。定义的地线被设为 0 伏，并且相对其绘出的传感器日期相比于这条基线可以或正或负。因此，地线是包括没有特别包括内置虚地的“无线”在内的任何现有解决方案所必需的。尽管如此，本发明的实施例在任何电测量需要基线进行比较时，通过将至少一个虚地与任何测得信号进行比较，从而实现了用于无线监测的无连线解决方案。虚地包括但不限于可以在监测设备内部、或者在没有物理附连的两个或上传感器之间或在两个或以上监测设备之间导致毫微伏脉冲生成的电路。毫微伏脉冲是要与感测信号（例如，神经或肌肉细胞活动）相比较的预先定义的低电压。

模数(A/D)转换器(104)：A/D转换器(104)能够将模拟感测信号(例如，由神经或肌肉细胞生成的电信号)转换成数字格式。

数字处理器(105)：诸如微处理器之类的数字处理器(105)能够将数字格式的感测信号在传送至基站之前处理或调节成数字格式的被处理的信号(111)。这种处理或调节可以包括但不限于以下各项：分配唯一标识符以使通过基站能够在相同环境中利用多个监测设备并单独地标识多个设备；数据加密；数据平滑和伪信号删除；存储并处理佩戴该监测设备的病人的诸如体重和身高之类的病人个人信息(profile)数据；存储并显示电池电平数据；以及监测其中感测信号的数值变化。

数字处理器还可以执行数字调制并进行编码以使感测信号适于无线传输。另外处理可包括但不限于：数据成帧、功率效率前向纠错、以及功率效率数字调制和媒体存取控制方案。

数字处理器与物理层(PHY)和媒体存取控制(MAC)层接口。数字处理器经由包含多个数字输入和输出的端口与PHY层设备接口。数字处理器可以包含模数转换器A/D并且可以从PHY层中输入模拟格式信号。数字处理器还可以包含数模转换器D/A并且可以向PHY层输出模拟格式的信号。MAC功能可以在数字处理器中实现或者可以在分开的数字处理器模块中实现。如果MAC功能是在分开的数字处理器模块中实现，则MAC模块就可以按以上指定的方式接口至PHY层设备。如果MAC数字处理器模块是分开的，则可以与连接至信号传感器的数字处理器接口。要被发送给远程中央站的传感器信号被优选地以数字格式传递给执行MAC功能的数字处理器模块。这些数字信号经由在两个数字处理器之间的数字端口连接或者经由两个处理器之间的总线连接而被传递。

数模(D/A)转换器：D/A转换器(在图1中未示出)能够将经数字处理器处理的数字格式的信号从数字转换成适于进一步处理(诸如，收发机的无线传输)的模拟格式。D/A转换器可以是与数字处理器分开的模块或者可以内置于该数字处理器。

电池(106)：电池(106)可以是诸如长寿命锂离子电池的可充电电池。

RF模块(107)：RF模块(107)是收发机的一个实施例。收发机呈递适于由监测设备并优选地经射频无线信道无线传输的引出信号(112)，并接收从例如基站或另一监测设备的外部发射机传输而来的引入信号(113)。引入信号可以被呈递为适于进一步的IF(中频)或基带处理。IF级处理可以包括防止后续各处理级过载的自动增益控制功能，以及降低噪声总量并增加信噪比的滤波功能。

可生物密封封装(108): 监测设备的一部分可以被包入可生物密封封装(108), 用以使得监测设备的各部件免受血液、传染物、或任何其他不期望材料的污染。可生物密封封装可由诸如氯丁橡胶或硅橡胶之类的聚合物制成。

图 1 的监测设备只是本发明的一个可能的实施例并且在图中各部件的放置并不指示本发明监测设备中任何特定的物理/电路位置或者数据的路由。如本领域技术人员所能认识到的, 本发明监测设备中各部件的其他组织也是可能的。

监测设备还可以包括一个或多个存储器、模/数输入端口、模/数输出端口和药物发放系统。监测设备可以直接佩戴在病人身上, 例如可以放在病人胸口而无需拴系至监测设备的任何线材。来自监测设备的信号被发送给基站或病人佩戴的无线网关, 该无线网关又可以进一步地将相同的或经处理的信号发送至基站, 该基站例如可以是服务器或另一无线网关。由基站接收到的信号可以经线路或无线地发送至一设备, 诸如与医疗服务提供方相关联的蜂窝电话、黑莓(Blackberry)或计算机。在此描述的监测设备可单独使用, 也可以与两个或更多监测设备结合使用。

监测设备还可以包括用来指示监测设备电池组电量水平的可见和/或可听电源指示器, 从而在电量耗尽之前向病人发出对电池组再充电的警告。可以使用传统的电适配器和/或托架单元对电池组充电。电适配器和/或托架单元可以被配置用作无线网关。监测设备在例如通过将电适配器导线连接至监测设备来对电池组充电时仍可以完全工作, 而无需从病人身体上移除该监测设备。

在一个实施例中, 监测设备可被直接连接至可置换传感器, 而该传感器则连接至病人身体以便在当前用于诸如心电图(ECG/EKG)和脑电图(EEG)监测的应用。在另一个实施例中, 诸如图 1 所示, 传感器可以内置于监测设备本身。传感器可以是主动的和/或被动的传感器, 包括化学传感器或皮肤贴片。还可以包括用于测量病人体内特定化学物质和/或药物水平的额外传感器。传感器可被固定至病人身体, 也可皮下植入。根据本发明的一个实施例, 传感器可以包括微传感器、可生物降解微传感器、或使用微机器技术生成的其他传感器。

参见图 1, 在一个较佳实施例中, 传感器(101)经由模拟前端(102)与监测设备(100)的数字处理器(105)通信。该传感器可以通过该传感器(101)所连接的端口, 或者可选地经由传感器(101)在发送病人生命体征数据之前发送的标识信号而被数字处理器(105)标识。该标识信号向数字处理器表示哪个传感器正发送病人生命体征数据。如果该传感器远离监测设备并向该监测设备无线地发送感测信号, 则该传感器还可以进一步地发送指示该传感器与某一特定监测设备相关联

的标识信号,从而避免另一监测设备对来自该传感器的无线发送感测信号进行检测和做出反应。

本发明的一个实施例是具有监测设备和药物输送系统的系统。药物输送系统可以经由有线和/或无线连接而通信链接至监测设备。例如,药物输送系统可以经由收发机和/或模/数输出端口接收来自该监测设备的指令并向监测设备提供指令。药物输送系统可由监测设备控制,用以发起、停止和控制药物输送的速率。此外,健康状况护理提供方也可以向监测设备提供指令以控制药物输送系统。于是,健康状况护理提供方就可以提供远程药物输送的启动。

在某些实施例中,数字处理器内的存储器或外部存储器可以包含有关病人的包括病人个人信息在内的信息。病人个人信息可以被最初编程,也可以通过对病人一段时间的监测而建立。病人个人信息可以包括具体病人的以及普通人群的病人生命体征数据正常范围。此外,病人个人信息还可以包括病人的体重、身高、不同的荷尔蒙水平范围、平均心率、平均呼吸率、医疗历史、过敏物质列表、病人当前正服用或开出的药物、以及定时信息,诸如某一特定物质的上次药物发放的时间和日期。数字处理器可以将接收自一个或多个传感器的病人生命体征数据与存储的病人个人信息相比较。任何监测到的位于存储的病人个人信息正常范围之外的感测信号都提示潜在的健康问题。

在本发明的一个实施例中,监测设备能够以适于医用的可用数据格式(例如,心脏和神经上的监测或诊断)来呈递病人生命体征数据。这一软件还校准任何伪信号和/或调节该数据。该软件可以在监测设备或在基站上存储和执行。

作为非限制性的示例,监测设备还包括诸如以下一项或多项的其他特征:用以发送/接收无线通信的一个或多个天线;虚地的配线;连接至分开的传感器的附着点;连接至传感器和/或病人的粘合剂;开/关灯;开关;用以生成可以在无线基站读取的电压通量以确保该设备正适当通信的“pinging”信号按钮;以及唯一地标识该监测设备的射频ID(RFID)的标签/条形码。

在此描述的无线监测设备可以与基站无线地通信数据。图2是基站(200)的一个图示。基站可以包括诸如RF模块(201)的收发机,用于接收来自监测设备的信号以及向监测设备发送信号。该基站的其他部件包括PHY(202)、用于后处理和内务处理的模块(203)以及用于后端至核心通信的模块(204)。

装配有无线发射机/接收机的计算机是可用作基站的一类设备的示例。这些计算机可以单独或成组地使用。监测设备还可以向用以将数据传送给远程站点的无线

发射机/接收机节点发送传感器数据。

本发明的一个实施例是一种健康状况监测系统，该系统包括监测设备、例如计算机的基站、无线通信网络、以及向诸如医生的医疗服务提供方/健康专业人士或向诸如保险代理公司、朋友、亲戚或其他授权方之类的第三方提供对病人生命体征数据和诊断的访问的一个或多个额外计算机。此外，在监测设备和基站之间或者在基站和医疗服务提供方或第三方等之间可以有无线网关。无线网关可用于进一步地放大感测信号，删除寄生信号，或者在将感测信号无线地发送给基站之前对该信号执行后处理。来自多个监测设备的信号可以在基站内被编译以降低或排除从环境中引入的假信号。例如，假信号可由信号反射以及拥塞造成的传输损失所引起。

在本发明的一个实施例中，个人计算机（PC）可以用作无线网关，以使得监测设备可被无线地通信链接至该 PC。因此，监测设备可以向 PC 发送感测信号并接收来自 PC 的指令。PC 可以存储一可变时间段内的数据并经由无线和/或有线通信链路将数据发送给一个或多个基站。

本发明的实施例可以实现为硬件、软件、或软件和硬件的组合。本发明的实施例可以实现许多目标：医用数据的获取、处理、集合和无线通信，它们部分或全部整合入一整体实施例以达到总体上的低功耗、高效网络以及可变条件下的性能稳定性。基站的能力还可以进一步地包括但不限于：多天线发送和接收以及同时跟踪来自多组监测设备的能力。

本发明一部分实施例的有利特征在以下各示例中示出。

#### （1）脉搏血氧计

脉搏血氧计是非侵入性技术，用于可靠评估两个病人健康状况量度：心率（HR）和血氧饱和度（SpO<sub>2</sub>）。这些参数可以产生有用的信息，特别是在紧急情况下，此时心率的突然变化或者血氧的降低可能提示需要紧急医疗介入。脉搏血氧计甚至可以在病人明显出现物理症状之前提供低血氧发作的预先警告。

脉搏血氧计通常具有滑过食指或耳垂的塑料外壳。脉搏血氧测定通过投射红外或近红外光（通常来自发光二极管）穿过接近皮肤的血管并由光电传感器检测血液中血色素在两个不同波长处（典型值为 650 nm 和 805 nm）所吸收光的量来执行，藉此确定氧饱和度水平。因为血管会随着病人脉搏收缩和扩张，所以心率与随时间的光吸收模式相关。可以使用数字信号处理（DSP）技术执行对光传输波形的 HR 和 SpO<sub>2</sub> 的计算。本发明能够被配置为从提供自给式逻辑的产品中构造出的无线脉冲血氧计，用于驱动 LED 并执行 HR 和 SpO<sub>2</sub> 计算。

此外，无线脉搏血氧计还包含收发机，用于向基站无线地发送病人生命体征数据并用于接收来自基站的数据。如果从病人手指上解开血氧计，则板上的数字处理器会使用生命体征范围之外的值来报告错误状况。

## (2) 心电图仪 (EKG)

EKG 通过经粘性泡沫垫将 12 个和 15 个导联连接至病人胸、手臂和右腿来测量心脏的电活动。该设备可以记录不同电极对之间的心脏电活动（即可以是连续的也可以是短期的）。每对导联都可以提供心脏节律唯一且详细的图片，以及由 EKG 测得的心脏电脉冲的个别回声。

本发明的一个实施例可以被配置为通过测量单对电极间的差来提供连续或间歇的 EKG 监测的一种无线监测设备，并且该设备结合有放大器、多个无源器件、微处理器和电池组。可以为三根导联提供连接至病人胸腔上部和下部的连接器。第一导联可用作虚地，而第二和第三导联可用于测量心活动。差信号可以通过把来自第二和第三导联的信号与来自虚地的信号进行比较而生成。差信号包含 EKG 生命体征数据。放大器可以将差信号放大 5 倍或以上，而无源器件和/或微处理器则可以滤除几乎所有的共模噪声。高通反馈滤波器可以动态校正可能会随时间出现的任何 DC 漂移。差信号随后可以传递至用来提供进一步的放大并用作低通滤波器的运放 (op-amp)。最后得到的仍然含有 EKG 生命体征数据的信号则被路由至收发机，在其中一部件可对所得信号和/或 EKG 生命体征数据以可配置的频率（典型值为 120 Hz）进行采样并将该 EKG 信号发送给基站。

在权利要求中，术语“一（"a"和"an"）”指的是一个或多个。本申请公开了支持所公开的数值范围内任何范围的若干数值范围限制，即便该确切范围限制未在本说明书中逐字地陈述，因为本发明可以在整个的公开数值范围内实现。最后，在本申请中涉及的各种专利和出版物的完整公开（如果有的话）全文结合在此作为参考。

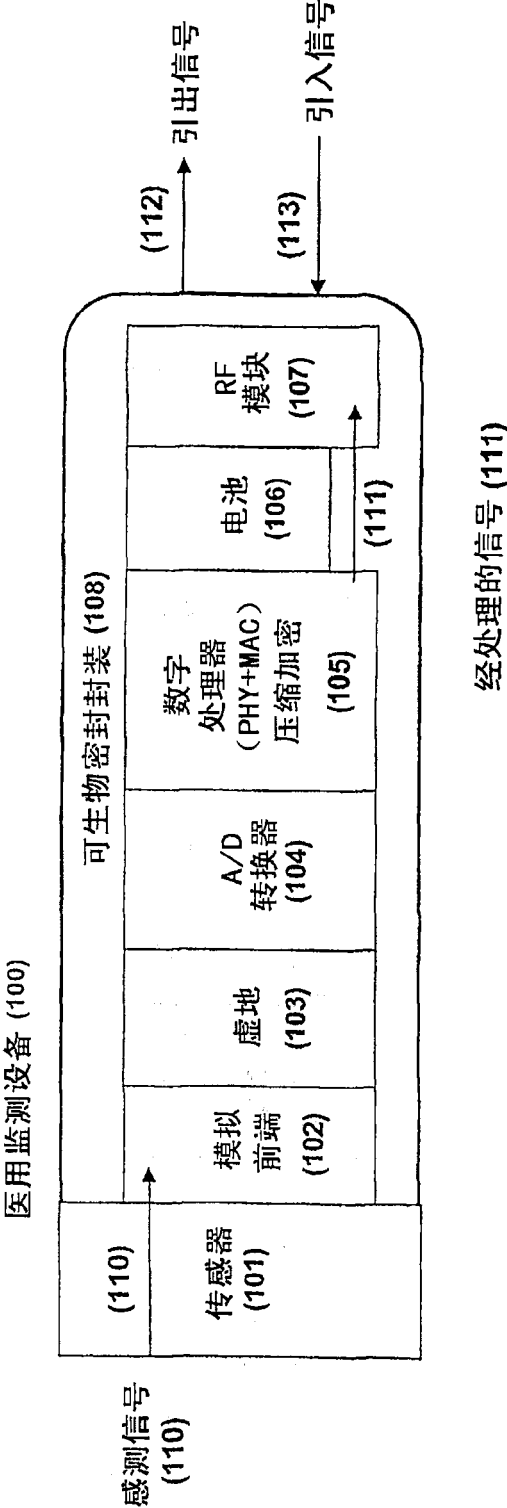


图 1

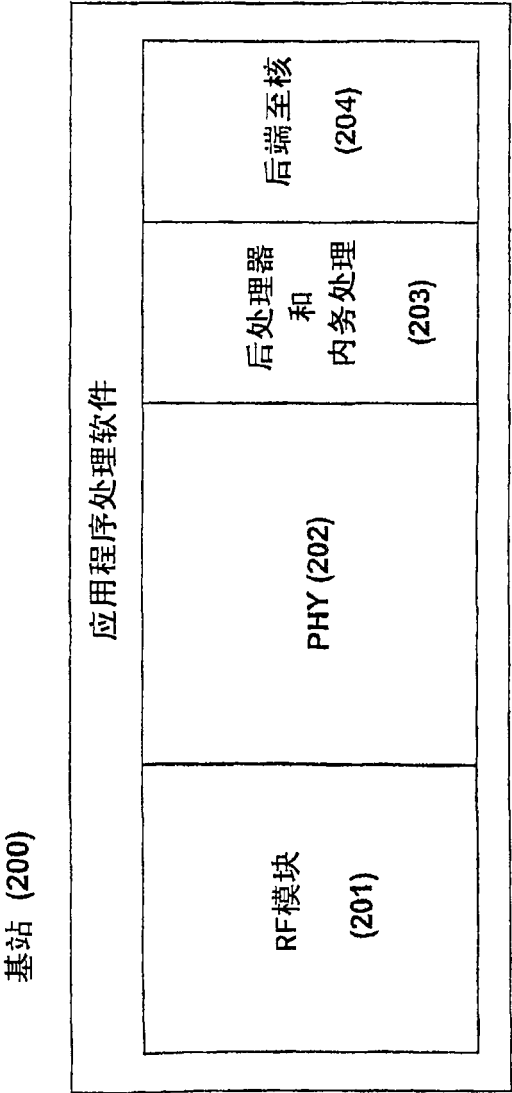


图 2



专利名称(译)	无线医用传感器系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN100579445C</a>	公开(公告)日	2010-01-13
申请号	CN200680019713.6	申请日	2006-06-02
[标]申请(专利权)人(译)	英特尔公司		
申请(专利权)人(译)	英特尔公司		
当前申请(专利权)人(译)	英特尔公司		
[标]发明人	G霍特 B巴内特 R沃科夫 S达维多维奇		
发明人	G·霍特 B·巴内特 R·沃科夫 S·达维多维奇 X-F·齐		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0428 A61B5/0205		
CPC分类号	A61B5/0428 A61B5/411 A61B2560/045 A61B5/0205 A61B5/0006 A61B2560/0462 Y10S128/903		
代理人(译)	张政权		
审查员(译)	王金晶		
优先权	11/144682 2005-06-06 US		
其他公开文献	CN101188967A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

公开了一种监测设备，其具有信号接收机、虚地、数字处理器、和收发机，该信号接收机具有接收表示病人生命体征的感测信号的能力，虚地具有生成用来与感测信号相比较的基线信号的能力，收发机具有把来自所述数字处理器的经处理信号无线地发送至基站或无线网关并接收来自基站或网关的引入信号的能力，而数字处理器则具有在监测设备内本地处理所述感测信号和所述引入信号的能力。

