



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 02828002.4

[43] 公开日 2005 年 6 月 1 日

[11] 公开号 CN 1623175A

[22] 申请日 2002.12.10 [21] 申请号 02828002.4

[30] 优先权

[32] 2001.12.10 [33] US [31] 10/006,357

[86] 国际申请 PCT/IL2002/000995 2002.12.10

[87] 国际公布 WO2003/050643 英 2003.6.19

[85] 进入国家阶段日期 2004.8.10

[71] 申请人 梅迪克 4 奥尔股份公司

地址 瑞士祖格

[72] 发明人 R·戈德雷奇

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

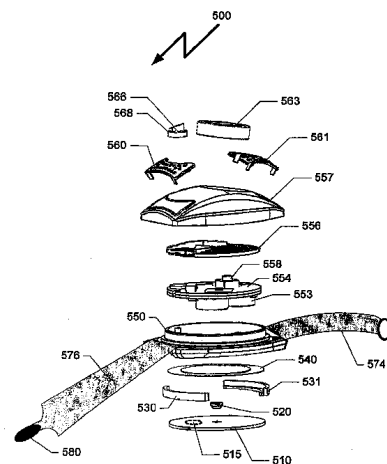
代理人 王 岳 王 勇

权利要求书 5 页 说明书 20 页 附图 6 页

[54] 发明名称 用于在手腕处测量生理参数的方法和装置

[57] 摘要

一种用于测量对象的至少一个生理参数的腕装式装置。本发明使这样的测量能优选地被变换成有关对象的临床上有用的信息。这样的信息然后可通过网关装置任选地发送给例如位于联系和/或监视中心的医疗人员。网关装置优选地通过无线通信通道与本发明的腕装式装置通信。



1. 一种用于测量对象的至少一个生理参数的装置，包括：
 - (a) 紧固物，用于被紧固于对象的手腕；
 - (b) 至少一个传感器，用于测量对象的至少一个生理参数；
 - 5 (c) 处理器，用于从所述传感器接收信号并且用于转换所述至少一个测量以形成医疗信息；以及
 - (d) 通信单元，用于至少从所述处理器接收所述医疗信息并用于至少发送所述医疗信息。
2. 权利要求1的装置，其中所述传感器是模拟传感器，该装置进一步
10 包括 A/D（模拟到数字）转换器，用于从所述传感器接收模拟信号并用于将所述模拟信号转换成数字信号，所述数字信号被发送给所述处理器。
3. 权利要求2的装置，其中所述模拟到数字转换器被集成为所述处理器的一部分。
- 15 4. 权利要求2或3的装置，其中所述 A/D 转换器的采样速率由所述处理器来确定。
5. 权利要求4的装置，其中所述采样速率至少部分地根据正被测量的生理参数的类型来确定。
6. 权利要求1的装置，其中紧固物被紧固于对象的手腕，并且所述传
20 感器与所述手腕的至少一部分接触且所述传感器被附着于所述紧固物。
7. 权利要求6的装置，其中所述生理参数是心脏相关的。
8. 权利要求7的装置，其中所述生理参数包括心率和血压的至少一个，并且其中所述测量被进行而基本上无需阻塞动脉中的血流。
- 25 9. 权利要求8的装置，其中所述传感器是从由压电陶瓷变换器、压电变换器和电阻性应变计组成的组中选择的。
10. 权利要求7的装置，其中所述传感器包括砒、凸起和压电陶瓷变换器的组合。
11. 权利要求10的装置，其中所述变换器产生对应于所检测的血压脉
30 冲的可测电脉冲。
12. 权利要求7的装置，其中所述生理参数包括心律的不规律性。
13. 权利要求7的装置，其中所述生理参数包括呼吸速率。

14. 权利要求 7 的装置, 其中所述生理参数包括心律失常和总体心脏节律的至少一个。
15. 权利要求 6 的装置, 其中所述生理参数是电化学相关的。
16. 权利要求 15 的装置, 其中所述至少一个传感器包括多个传感器。
- 5 17. 权利要求 16 的装置, 其中所述多个传感器包括所述装置的表面上的三个分离的传导区域, 其能测量所述对象的电活动。
18. 权利要求 17 的装置, 其中至少一个传导区域包括砒。
19. 权利要求 15、16 和 17 的装置, 其中所述生理参数是心电图(ECG)。
20. 权利要求 19 的装置, 其中所述 ECG 信息是通过以下从所述三个传导区域提取的: 使用一个电极的信号作为基准并且放大其它两个电极之间的差电压。
- 10 21. 权利要求 17 的装置, 其中所述生理参数是肌肉紧张活动。
22. 权利要求 17 的装置, 其中所述至少一个生理参数是从一个组中选择的, 该组由心率; 心率的规律性; 呼吸速率; 心脏的心律失常和心脏的总体节律组成。
- 15 23. 权利要求 17 的装置, 其中所述处理器根据血压脉冲信号从 ECG 信号中提取脉冲波过渡时间信息。
24. 权利要求 1 的装置, 其中所述生理参数是血液中的氧饱和度(SpO₂)。
- 20 25. 权利要求 24 的装置, 其中所述至少一个传感器包括 SpO₂ 传感器。
26. 权利要求 25 的装置, 其中所述 SpO₂ 传感器包括两个光源和一个光电检测器。
27. 权利要求 26 的装置, 其中所述光源是 LED(发光二极管)。
28. 权利要求 27 的装置, 其中所述光源之一发射红外带光而另一个发射红带光。
- 25 29. 权利要求 26 的装置, 其中来自所述光源的光从对象被反射到所述光电检测器上, 其中所述光电检测器将所述光转换成由所述处理器处理的电子信号。
30. 权利要求 25 的装置, 进一步包括用于支持所述 SpO₂ 传感器的挠性支持。
- 30 31. 权利要求 25 的装置, 进一步包括用于包围所述 SpO₂ 传感器的挠性、不透明材料。

32. 权利要求 31 的装置, 其中所述信息包括心脏相关的信息。
33. 权利要求 1 的装置, 其中所述生理参数包括体运动。
34. 权利要求 33 的装置, 其中所述体运动包括异常体运动的存在。
35. 权利要求 33 的装置, 其中所述至少一个传感器包括加速度计。
- 5 36. 权利要求 1 的装置, 其中所述生理参数包括体温。
37. 权利要求 36 的装置, 其中所述至少一个传感器包括温度传感器。
38. 权利要求 37 的装置, 其中所述温度传感器被安装于所述紧固物的末端。
39. 权利要求 38 的装置, 其中所述温度传感器被插到所述对象的腋窝
- 10 中以便于进行所述温度测量。
40. 权利要求 1 的装置, 进一步包括:
- (d) 非易失性存储器, 用于存储由所述处理器执行的至少一个指令。
41. 权利要求 1 的装置, 其中所述通信单元亦发送用于唯一识别所述装
- 15 置的装置标识符。
42. 权利要求 41 的装置, 其中所述通信单元亦接收数据。
43. 权利要求 42 的装置, 其中所述紧固物是腕带。
44. 权利要求 43 的装置, 进一步包括位于所述腕带处的接线, 其中所述接线被连接于所述通信单元作为天线。
- 20 45. 一种用于测量对象的至少一个生理参数的系统, 包括:
- (a) 用于测量所述至少一个生理参数的装置, 包括:
- (i) 紧固物, 用于被紧固于对象的手腕;
- (ii) 传感器, 用于测量对象的至少一个生理参数, 所述传感器与
- 25 所述手腕的至少一部分接触, 并且所述传感器被附着于所述紧固物;
- (iii) 通信单元, 用于至少发送数据; 以及
- (b) 网关装置, 用于接收所发送的数据以便于被测量。
46. 权利要求 45 的系统, 进一步包括:
- (c) 与所述网关装置通信的远程服务器。
- 30 47. 权利要求 46 的系统, 其中所述网关装置和所述远程服务器之间的至少一个通信链路包括电话线。
48. 权利要求 45 的系统, 其中所述所发送的数据至少部分自动地由所

述网关装置来分析。

49. 权利要求 45 的系统，其中所述装置和所述网关装置双向通信，从而使从所述装置发送的消息由所述网关装置来确认，并且如果所述网关装置没有确认所述消息的正确接收，则所述装置再次发送所述消息。

50. 权利要求 45 的系统，其中用于测量所述至少一个生理参数的所述装置进一步包括：

(iv) 处理器，用于从所述传感器接收信号并用于转换至少一个测量以形成医疗信息。

51. 权利要求 45 的系统，其中所述装置和所述网关装置之间的至少一个通信链路是无线链路。

52. 权利要求 45 的系统，其中所述装置和所述网关装置之间的至少一个通信链路是有线链路。

53. 权利要求 45 的系统，其中所述装置基于对象对装置的手动激励而自动进行对生理参数的测量。

54. 权利要求 53 的系统，其中基于所述手动激励，所述数据被自动发送给所述网关装置。

55. 权利要求 45 的系统，其中所述装置自动且周期性地对生理参数的测量。

56. 权利要求 55 的系统，其中如果所述测量处于可接受的范围之外，则所述数据被自动发送给所述网关装置。

57. 权利要求 56 的系统，其中所述测量被与至少一个其它参数的另一个测量组合以确定所述测量是否处于所述可接受的范围之外。

58. 一种用于监视对象的生理参数的方法，包括：

提供用于监视所述生理参数的装置，所述装置在对象的脉冲点处被附着于对象的至少一部分；

通过所述脉冲点来监视所述生理参数；并且

如果对象的生理参数的水平处于期望范围之外，则发送警报。

59. 一种用于测量对象的至少一个生理参数的装置，包括：

(a) 紧固物，用于被紧固于对象的手腕；

(b) 压电陶瓷传感器，用于在所述手腕的脉冲点处测量对象的至少一个生理参数，并且所述传感器被附着于所述紧固物；以及

(c) 处理器，用于从所述传感器接收信号并且用于转换所述至少一个测量以形成医疗信息。

60. 一种用于测量对象的至少一个生理参数的装置，包括：

(a) 砧，用于对着对象的皮肤而被按压；

5 (b) 凸起，其被连接于所述砧，其中至少一个振动由所述凸起从所述砧收集；

(c) 压电陶瓷变换器，用于从所述凸起接收所述至少一个振动；
以及

10 (d) 处理器，用于根据所述至少一个振动从所述压电陶瓷变换器接收信号并用于转换所述信号以形成医疗信息。

61. 权利要求 60 的装置，其中所述砧对着对象的脉冲点而被按压，并且其中所述信号度量脉冲速率。

62. 权利要求 60 的装置，进一步包括：

15 (e) 非易失性存储器，用于存储由所述处理器执行的至少一个指令。

63. 权利要求 60 的装置，进一步包括：

(f) 通信单元，用于至少发送数据。

用于在手腕处测量生理参数的方法和装置

相关申请的交叉参考

- 5 在 35 U.S.C. § 120 下本申请要求来自题为“METHOD AND DEVICE FOR MEASURING PHYSIOLOGICAL PARAMETERS AT THE WRIST”的提交于 2001 年 11 月 10 日的 U.S.专利申请 No. 10/006,357 的优先权，其主题在此引入作为参考。

10 技术领域

- 本发明涉及一种方法和装置，用于在手腕处测量对象的至少一个生理参数，优选地用于提取其临床上有用的信息。更具体而言，本发明涉及一种装置，其可借助一个套（strap）或其它紧固物（fastening article）而佩戴于对象的手腕处，并且其然后可被用于通过测量生理参数而监视对象。

背景技术

- 目前，许多不同类型的装置可用于以非侵入的方式来监视人类对象。例如，可通过使用电极而在用户中监视心脏功能，该电极必须被附着于用户的皮肤。尽管是非侵入的，这种设备对于被附着了接线的传感器和线缆网络的用户仍然是不舒服的。另外，这种设备是很昂贵的，这限制了其用于医院和其它医疗实施，在其中成本和病人的不适两者均可被判断（justify）。此外，当被医疗人员检查时，病人可能变得焦虑，由此明显改变用于这些病人的正常读数。应指出，术语“对象”、“病人”和“用户”在此可被互换使用。

- 然而，存在需要对人类对象的非侵入监视的许多不同情况。例如，作为对人类对象的总体健康维护的一部分，这样的监视可能是很有用的，并且可被用于在对象健康的伴随恶化变得值得注意之前检测对象生理状况的恶化。可借助定期非侵入监视来检测的不利生理状况的实例包括但不限于：过度的体重增长或减少；心律失常和其它心脏状况；不适当的葡萄糖代谢形式的初始糖尿病；以及肺能力丧失或有关呼吸的其它问题。

心率和血压是在响应于身体或情绪压力而确定人的健康状态和人体的身体状况的过程中的重要因素。对这些身体参数的周期性监视对于具有心脏病和/或降低的心脏机能或高血压的个体是特别重要的。然而，身体健康的个体亦可能希望在有压力的情况下，例如当从事剧烈运动时，
5 周期性地监视其心率和血压。

为了支持在其正常环境中，如例如在家中和在办公室处，对人类对象的定期监视，所述设备必须是非侵入的且易于使用的。该设备然后将能监视用户的至少一个生理参数而无需用户进行任何复杂的动作和/或操作复杂的装置。事实上，对设备来说高度优选的是被结合成对象的定期日常生活常规的一部分，这是因为对人类对象的部分的任何附加或专门动作的需要有可能导致降低一致性。另外，该设备应当是坚固而不贵的。
10 的。

这种装置的一个实例结合了腕带以将生理传感器附着于对象的手腕。目前，许多不同类型的这种腕带装置是可用的，其大多数旨在被用作独立的装置以提供有关对象自己身体状况的信息，主要是用于心率和
15 血压。大多数这些装置通过使用充气的护腕（cuff）来获得这样的测量，这种护腕对于对象来说是庞大且笨拙的。

腕装式（wrist-mounted）心率监视器对本领域是已知的并且已被公开于例如授予 Orr 等的专利，即 U.S.专利 No. 3,807,388 中，其心跳的持续时间是通过以已知频率而反复（recur）的电脉冲计数来测量的。
20 心跳的持续时间然后被相关于特定平均心跳速率。然而，所公开的测量系统不直接测量心率，并因此经历由于短时间间隔内心跳的不稳定性而导致的测量的不精确。

血压测量装置被公开于授予 Petzke 等的专利，即 U.S.专利 No. 3,926,179 中，其中探头被应用于手腕的桡动脉附近。探头上的压力敏感变换器产生对应于桡动脉血压脉冲的电信号。所述电脉冲被施加给模拟电路，其产生对应于电脉冲信号的峰值处的积分电压的心脏收缩信号和对应于脉冲信号低点处的电压的心脏舒张信号。Petzke 等的模拟装置需要相当的功率量来操作并因此不适合于被用在用于被佩戴在手腕上的小
25 且紧凑的独立装置中。
30

血压和心率测量手表亦被公开于授予 Broadwater 的专利，即 U.S.专利 No. 4,331,154 中，其中数字表被用于测量心脏收缩和心脏舒张血压

以及心率。当表带上的开关被激励时，该表带支持被保持与桡动脉相邻而与手腕接触的压电变换器。该方法用来评估血压所需的绝对值使所述装置经历不精确的读数，这是因为可预期手和手腕的组织根据诸如一天的时间的因素以及诸如大气压的外部环境状况而扩张和收缩。这样的扩张或收缩可导致腕装式装置上的不同程度的张力，因此该装置不适合于没有日常校准而使用。

其它腕装式装置用于无线恐慌（panic）警报系统，主要用于单独生活的老年人。这些装置通常被成形为腕带或悬饰。无论何时当用户变得有危险（distressed）时，用户按压位于装置上的恐慌钮。该装置然后通过使用单向无线数据通信链路将经数字编码的无线消息发送给位于附近，通常在相同房间中的网关装置。网关装置然后例如借助基于陆地的或蜂窝电话连接来联系手动操作的联系中心。用于用户的特定标识符通常首先被发送，之后人工操作者被允许通过扬声器与用户交谈并通过位于网关内的敏感话筒来收听。然而，以上系统的任何一个都不包含内部的任何生理测量装置以获悉用户的当前生理状态。

在如以上所述的情况下，呼叫中心处的操作者仅通过与用户讲话来获悉用户的状况。然而，这仅当用户实际上能讲话时是可能的。高水平的背景噪声亦可阻止网关装置的话筒听到用户。

20 发明内容

背景技术并未讲授或建议这样一种装置，其可方便地、非侵入地并且自主地测量一个或多个生理参数以提取医疗信息，如心率、呼吸速率和血压，并且其可被佩戴在用户的手腕上。背景技术亦未讲授或建议这样的腕装式装置，其可测量这种参数然后将信息发送给联系中心或包含医疗人员的其它位置。背景技术亦未讲授或建议这样的腕装式装置，其是紧凑的、非侵入的，并且是轻的。

本发明通过提供用于测量用户的至少一个生理参数的腕装式装置而克服了背景技术的这些缺陷。本发明使这样的测量能优选地被变换成有关用户的医疗信息，并且/或者将结果显示在 LCD 显示器上。如在此所使用的，术语“生理参数”指的是从传感器接收的信号，而术语“医疗信息”指的是可通过分析该信号和/或信号的组合而提取或相反获得的信息。这样的信息然后可任选地通过网关装置发送给医疗人员（例如位于

联系监视中心处)和/或远程服务器。网关中心优选地通过无线通信通道与本发明的腕装式装置通信。

本发明具有将医疗信息在本地 LCD 显示器上显示给用户的选项,从而使用户任选地并且优选地能在本地读取结果。可从所测量的生理参数或多个参数提取的医疗信息的实例包括但不限于:心率;心率的规律性;呼吸速率;心脏的心律失常(如果有),以及心脏的一般节律和机能;血压;诸如例如痉挛的异常体运动的存在;体位置;一般体运动;体温;汗的存在和水平;血液中的氧饱和度;以及血液中的葡萄糖水平。

除了所述生理参数以外,本发明亦可测量可影响对象身体状况的其它参数,包括但不限于:环境温度和湿度、光照状况、空气中的烟或其它材料、与家的距离等。

任选地且更优选地,本发明亦以用于通过网关装置而发送的警报信号为特征以指示用于用户的紧急或相反危险的情况。警报信号可任选地依照用户的手动动作来发送,如例如按压“恐慌钮”。

一旦收到手动激励的警报信号,网关将优选地立即启动对人工操作的呼叫中心的呼叫。然后所述装置将优选地自动收集用户的生理参数的一个或多个当前测量。这些测量可被直接发送给网关,或者可替换地,可在将结果发送给网关之前被分析以计算用户的医疗信息。人工操作者然后将优选地能从所接收的信息来访问用户的医疗状况。

更优选地,警报信号基于用户的一个或多个生理参数的测量而被自动发送,即使用户不能按压恐慌钮。任选地,警报信号可另外或可替换地例如通过更优选地从腕装式装置本身发出可听见的警报而给予用户。

本发明的装置亦至少周期性地或连续地监视用户的一个或多个生理参数。如果一个或多个生理参数被确定处于预定准则以外,则连续监视将更容易使装置能发送警报信号,所述准则可将这样的医疗信息表示为不稳定或过度的心率,或者很高或很低的血压。

依照本发明的示例实施例,腕装式装置以被附着于腕带或其它紧固物的一个或多个传感器为特征。任选地,传感器可任选地通过接线,但可替换地通过无线连接而连接于微处理器。任选地,微处理器亦可位于腕带内,或相反被附着于腕带。传感器可任选地支持所述至少一个生理参数的测量的自动收集,而微处理器能执行用于从这种测量提取有关用户的医疗信息的一个或多个指令。

微处理器更优选地操作软件程序以处理和分析所收集的数据，从而计算医疗信息。所提取的信息，任选地还有原始数据，然后优选地被传递给先前描述的网关装置。网关装置可任选地将这样的信息传递给远程服务器，其更优选地能将这种信息提供给例如作为联系中心的一部分的医疗人员。因此，可任选地并且更优选地进行对用户的医疗信息和/或生理参数的连续监视，从而使能对用户的更好的医疗护理。依照本发明，提供了一种用于测量对象的至少一个生理参数的装置，包括：(a) 紧固物，用于被紧固于用户的手腕；(b) 至少一个传感器，用于测量用户的至少一个生理功能，该传感器可与手腕的至少一部分接触，并且该传感器被附着于所述紧固物；以及(c) 处理器，用于从传感器接收信号并且用于转换至少一个测量以形成所述至少一个生理参数。任选地，数据可被存储在非易失性存储器上以便于由用户或由操作者在以后下载。

依照本发明的另一个实施例，提供了一种用于测量对象的至少一个生理参数的系统，包括：(a) 用于测量所述至少一个生理参数的装置，包括：(i) 紧固物，用于被紧固于用户的手腕；(ii) 至少一个传感器，用于测量用户的至少一个生理参数，该传感器可与手腕的至少一部分接触，并且该传感器被附着于所述紧固物；(iii) 通信单元，用于至少发送数据；以及(b) 网关装置，用于接收所发送的数据以便于被监视。

依照本发明的另一个实施例，提供了一种用于监视用户生理参数的方法，包括：提供用于监视所述生理参数的装置，该装置在用户的脉冲点处被附着于用户的至少一部分；通过脉冲点来监视生理参数；以及如果用户的生理参数的水平处于所期望的范围之外，则发送警报。

依照本发明的又一个实施例，提供了一种用于测量对象的至少一个生理参数的装置，包括：(a) 紧固物，用于被紧固于用户的手腕；(b) 压电陶瓷传感器，用于在手腕的脉冲点处测量用户的至少一个生理参数，并且该传感器被附着于所述紧固物；以及(c) 处理器，用于从传感器接收信号并且用于转换至少一个测量以形成医疗信息。

在以下，术语“微处理器”包括但不限于通用微处理器、DSP、微控制器或为该目的而设计的专门 ASIC。

本发明的方法亦可被描述为用于由数据处理器执行的过程，并且同样可任选地被实施为软件、硬件或固件，或者其组合。对于本发明，可用可由本领域的普通技术人员容易选择的基本上任何适合的编程语言来

编写软件应用。所选择的编程语言应与计算装置（计算机硬件和操作系统）兼容，软件应用依照该计算装置而被执行。适合的编程语言的实例包括但不限于 Visual Basic、Assembler、Visual C、标准的 C、C++ 和 Java。

5

附图说明

在此仅为了举例而参照附图描述了本发明，在附图中：

图 1 是依照本发明示例实施例的系统的示意方块图；

图 2 示出了示例装置的分解图；

10

图 3 描述一般状态流程图；

图 4 描述装置和网关之间的双向消息格式；

图 5 示出具有 ECG 选项的示例装置的分解图；并且

图 6 是示例装置的分解图，其说明了 SpO₂ 传感器的安装。

15

具体实施方式

本发明涉及一种用于测量用户的至少一个生理参数的腕装式装置。

本发明使这样的测量能优选地被变换成有关用户的医疗信息。这样的信息然后可任选地通过网关装置而发送给医疗人员（例如位于联系监视中心处）和/或远程服务器。网关装置优选地通过无线通信通道与本发明的腕装式装置通信。

20

可从所测量的生理参数或多个参数提取的医疗信息的实例包括但不限于：心率；心率的规律性；呼吸速率；心脏的心律失常（如果有），以及心脏的一般节律和机能；血压；诸如例如痉挛的异常体运动的存在；体位置；一般体运动；体温；汗的存在和水平；血液中的氧饱和度；以及血液中的葡萄糖水平。

25

任选地且更优选地，本发明亦以用于通过网关装置而发送的警报信号为特征以指示用于用户的紧急或相反危险的情况。警报信号可任选地依照用户的手动动作来发送，如例如按压“恐慌钮”。

更优选地，警报信号基于用户的一个或多个生理参数的测量而被自动发送，即使用户不能按压恐慌钮。任选地，警报信号可另外或可替换地例如通过更优选地从腕装式装置本身发出可听见的警报而给予用户。

30

本发明的示例实施例亦可测量可影响对象身体状况的参数，包括但

不局限于：环境温度和湿度、光照状况、空气中的烟或其它材料、与家的距离等。

一旦收到手动/自动激励的警报信号，网关将优选地立即启动对人工操作的呼叫中心的呼叫。然后所述装置将优选地自动收集用户的一个或多个当前生理测量。这些测量可被直接发送给网关，或者可替换地，可在将结果发送给网关之前被分析以计算用户的医疗参数。例如当测量被直接传递给网关时，网关亦可分析该测量。医疗中心处的人工操作者然后将优选地能从所接收的信息来访问用户的医疗状况。应指出，术语“医疗中心”和“呼叫中心”在此可被互换使用。

本发明的装置亦可至少周期性地但更优选地连续监视用户的一个或多个生理参数的值或状况。如果一个或多个生理参数的测量由微处理器收集并分析以形成然后可被确定处于预定准则以上的医疗信息，如例如不稳定或过度的心率，或者很高或很低的血压，则连续监视将更容易使装置能发送警报信号。

依照本发明的非限制性示例实施例，腕装式装置以被附着于腕带或其它紧固物的一个或多个传感器为特征。任选地，传感器可任选地通过接线，但可替换地通过无线连接而连接于微处理器。微处理器可任选地亦位于腕带内，或相反被附着于腕带。传感器可任选地支持所述至少一个生理参数的测量的自动收集；更优选地，微处理器能执行用于从这种测量提取有关用户的临床上有用的信息的一个或多个指令。

微处理器更优选地操作软件程序以处理和分析所收集的数据，从而计算医疗信息。所提取的信息，任选地还有原始数据，然后优选地被传递给先前描述的网关装置。网关装置可任选地将这样的信息传递给远程服务器，其更优选地能将这种信息提供给例如作为联系中心的一部分的医疗人员。因此，可任选地并且更优选地进行对用户生理参数的连续监视，从而使能对用户的更好的医疗护理。

用于测量正佩戴依照本发明的装置的对象的心率和/或其它心脏相关的生理参数的适当方法的一般、非限制性实例可被发现于 Boo-Ho、Yi zhang 和 H. Harry Asada 的文章 “Cuff-less Continuous Monitoring of Beat-To-Beat Blood Pressure Using Sensor Fusion” - IEEE (亦可通过自 2001 年 9 月 9 日起的 <http://web.mit.edu/zyi/www/pdf/IEEEtrans2000.pdf> 获得)，其在此引入作为参考，如在此完全提出的那样，其中心脏收缩

和心脏舒张血压是通过使用每个心跳的脉冲压力形状来计算的。该公开内容并未描述具有依照本发明的功能性的装置，但所公开的方法对于从来自经过对象皮肤的脉冲的压力的外部测量来确定血压通常是有用的。

可参照附图和所附的描述而较好地理解依照本发明的装置和方法的原理和操作。

现在参考附图，图 1 是依照本发明的系统的示意方块图。如所示，系统 100 以优选地作为腕装式装置的可佩戴装置 101 为特征，其例如要通过用腕带或其它紧固物附着于用户手腕而由用户佩戴。装置 101 以用于测量用户的至少一个生理参数的至少一个生理传感器 102 为特征。示例传感器 102 的功能在以下被较详细地描述。

装置 101 可任选地以振动传感器 123 为特征，该传感器优选为压电陶瓷传感器，其不与用户的皮肤直接接触。传感器 123 测量手腕的运动。传感器 123 的输出可被处理单元 103 用来捕获手腕的运动并恢复传感器 123 所接收的某种噪声，其由这样的运动而导致。

装置 101 可包括附加的环境传感器 130 或附加的测量例行程序，用于测量其它参数。例如，装置 101 可任选地具有用于测量环境湿度的湿度传感器。示例的湿度传感器可以是由 Honeywell 制造的湿度计。

为了支持对所测生理参数或多个参数的处理，处理单元 103 可任选地包括内部 RAM 和非易失性程序存储器（未示出）。还有，处理单元 103 可任选地包括经扩展的数据存储器 105，其位于处理单元 103 的外部。处理单元 103 优选地执行用于处理传感器 102 所获得的数据的至少一个指令。

这种处理单元 103 的实例包括但不局限于 Microchip Technology Inc. 的 PIC18LC452，其包含 10 位 A/D 转换器的 10 个通道、1.5K 字节的内部 RAM 和 32K 字节的非易失性程序存储器。

经扩展的存储器部件 105 优选地是电可擦除非易失性外部存储器部件。这种存储器部件的实例包括但不局限于 FM24CL64-S (Ramtron, USA)，其具有 64Kbit 的快速存取读/写串行存储器，用于存储涉及所采样的生理参数的临时数据。

装置 101 可任选地以实时时钟 117 为特征以提供用于每个测量的精确时间和日期，这是因为在将这样的数据和/或信息发送给网关装置 110 之前，装置 101 可任选地存储几个测量，如在以下更详细描述。所存

的数据和/或信息亦可任选地被用于这样的应用，如提醒对象服药，进行预定测量等。如果传感器 102 是模拟传感器，则具有多重输入的 A/D 转换器 109 亦任选地且优选地存在以将模拟信号转换成数字信号。

5 装置 101 优选地以内部通信单元 104 为特征，其用于与网关装置 110 进行至少单向但更优选为双向的通信。网关装置 110 可以以通信单元 107 为特征。通信单元 104 可任选地通过接线或可替换地通过无线通信链路 121 与通信单元 107 通信。依照本发明的非限制性示例实施例，通过被置于用户的房屋（premises）处，网关装置 110 被放置得相对接近用户并因此接近装置 101。作为非限制性实例，网关装置 110 可任选地被安装在用户的家中。

网关装置 110 亦任选地并且优选地以控制器 108 为特征，其控制网关装置 110 的功能，如例如与装置 101 的通信。

15 网关装置 110 优选地通过数据链路 120 与远程服务器 114 通信，该数据链路可任选地是例如使用到 ISP 的常规 LAN 或拨号调制解调器连接的利用 DTMF 编码或 TCP/IP 的直接拨号调制解调器连接。在任何情况下，数据链路 120 可任选地是例如通过蜂窝电话和/或基于陆地的电话系统或者其组合的有线或无线链路。

20 远程服务器 114 可由系统管理员 112 来控制，其可以是人（用于手动操作）或软件程序（用于自动操作）或者其组合。远程服务器 114 亦优选地以用于存储从网关装置 110 接收的数据的数据库 113 为特征。

装置 101 亦可以以例如如果用户有危险而待由用户手动激励的手动操作的恐慌警报按钮 116 为特征。装置 101 亦可任选地以 LED 显示器 118 为特征以例如指示报警激励或低电池水平。

25 生理传感器 102 优选为传感器组件的一部分。在不想以任何方式限制的情况下，以下讨论集中在这样的生理传感器 102 上，其包含用于产生电信号的压电陶瓷变换器，所述电信号具有对应于所施加压力的大小的振幅。因此，如果变换器的至少一部分位于可检测到血压脉冲的手腕区域的附近并与之在物理上接触，则变换器产生对应于所检测的血压脉冲的电压力脉冲。每个电压力脉冲优选地限定心脏收缩间隔内的最大电压和心脏舒张间隔内的最小电压。

30 尽管压电陶瓷传感器被用作依照本发明优选实施例的压力变换器，应理解可在本发明的精神范围内采用对本领域已知的其它变换器。这种

传感器的实例包括但不限于：压电变换器、电阻性应变计和通过光纤技术制成的压力传感器。

压电陶瓷变换器对本发明是理想的，这是因为该变换器测量在桡动脉内施加的压力的直接效应，而其它变换器，例如电阻性应变计，测量二次效应，如用于桡动脉扩张而导致的被施加于皮肤表面的应变力。压电陶瓷变换器亦比压电变换器便宜但仍产生高质量的信号。

如针对图 1 所示，传感器 102 的模拟输出首先优选地由模拟前端 119 处理，其更优选地包含模拟选择器以选择模拟滤波器（未示出）所跟着的适当传感器。作为非限制性实例，该模拟滤波器优选地具有大约 20Hz 的截止、线性相位响应、高达 10Hz 的平振幅响应和大约 3 的振幅放大率，用于采集典型血压脉冲的全谱。经滤波的信号然后进入 A/D 转换器 109。

处理单元 103 优选地控制 A/D 转换器 109 的工作。当生理测量被启动时，A/D 转换器 109 开始优选地以由处理单元 103 控制的速率从模拟前端 119 采样传感器 112 的经滤波的模拟信号。该速率任选地且更优选地是每秒 80 个采样以对数据过度采样 4 倍，从而维持高质量的经采样的信号。优选地，A/D 转换器 109 任选地以例如每个采样 10 位的分辨率将模拟数据传递成数字编码字。

示例的测量周期可以是大约 30 秒，在此期间数据被收集于处理单元 103。处理单元 103 优选地操作用于检查所采样的数据的有效性的软件程序以确定数据是否包含（如动脉血压脉冲的）合理生理数据的一些指示，或者可替换的是，数据是否仅包含噪声或差的读数。在第二种情况下，A/D 转换器 109 优选地再次开始采样信号以获得用于测量的数据。该过程优选地持续到所述软件确定足够的有效数据已被收集或者到几次连续拒绝之后（通常 3 次之后）。

然后，软件程序优选地执行用于从所采样的数据来计算一些医疗参数的算法，如使用如在 US 专利 No. 4,418,700 中公开的方法来计算心脏收缩和心脏舒张血压，该专利在此引入作为参考，如在此完全提出的那样。

所计算的参数然后优选地被存储在存储器 105 中。存储在存储器 105 中的数据优选地在恐慌钮 116 的手动操作之后另外或可替换地，或者周期性地发送给网关装置 110。

所计算的参数亦任选地且优选地被显示在本地 LCD 显示器 124 上，因此用户可在本地察看最后的医疗结果。

更优选地，用于被发送给远程服务器 114 的所有医疗参数的数据是依照用于维护用户隐私的安全协议来发送的。

5 此外，如果医疗参数具有正常期望值以上或相反以外的值，则软件程序优选地执行用于产生警告的另一种算法。

尽管从装置 101 到网关装置 110 的单路链路可被使用，装置 101 优选地以如针对链路 121 而示出的双路通信链路为特征，用于建立与网关装置 110 的较为可靠的通信。通信单元 104、107 的实例包括但不限于：
10 RF401 UHF 收发器，其工作于通用 ISM 带（433.92Mhz）中；红外线收发器；以及在 2.4GHz 带中双向工作的“蓝牙”协议使能的收发器。

装置 101 优选地具有其本身的唯一标识符，该标识符被存储在非易失性数据存储中，更优选地存储在存储器 105 中。每次当装置 101 发送无线消息给网关装置 110 时，装置 101 亦优选地发送唯一的标识符给网
15 关装置 110，尽管任选地，标识符可仅被周期性地发送，例如每天一次。网关装置 110 亦优选地通过在消息中包括装置标识符而发送消息给特定装置 101，由此指定哪个这样的装置应接收该消息。

如先前所描述的，装置 101 优选地具有其本身的实时时钟 117。为了周期性地监视用户，实时时钟 117 优选地被用于提供时间标记给每组
20 结果。该时间标记对于长时间段连续监视用户是很重要的。通过检查长时间段针对用户而记录的数据，用户健康状况的变化或改变可被检测。实时时钟 117 可任选地由分离的硬件来实施，如例如 RTC8564(EPSON, US)，或者可替换地由用于处理单元 103 运行的软件程序来实施。

在装置 101 的一些实施例中，实时时钟 117 的输出可被显示在显示
25 器 118 或 124 之一上以便于显示日期和时间。

装置 101 亦可任选地以看门狗 (watchdog) 115 为特征，其监视装置 101 的功能。如果到达看门狗时间段的结尾，装置 101 被假定具有其工作中的错误，并且主复位优选地被自动启动。

装置 101 亦优选地以诸如电池 106 的电源为特征，其向装置 101 供电。适当电池的实例包括但不限于氧化银硬币电池模型 386(Panasonic, Japan)，其具有 150mAh 的容量，具有用于短时间段的 75mA 的脉冲串
30 （每个脉冲大约 5 秒）。电池 106 任选地且优选地包含足够的能量以向

所述装置供电以便于多于一年的工作而无需更换。

图 2 示出依照图 1 的示例装置的分解图。如所示，所示装置以传感器 102 为特征，其以如先前所述的压电陶瓷传感器的优选但示例的实施而被示出。所述装置任选地且优选地以电池 106 和按钮 316（用于对图 1 装置的恐慌钮的任选实施）为特征。电池 106 可任选地被替换成多个较小的电池（未示出）。所述装置优选地以处理器 314（其可任选地类似于或等同于图 1 的装置的处理单元）为特征。所述装置的部件优选地由箱体 306 来容纳。

为了该示例实施，传感器 102 通过凸起 302 与砧 300 在物理上接触。凸起 302 任选地由激光在一侧上焊接于砧 300 的中心而在另一侧上焊接于传感器 102 的中心。砧 300 被对着对象的手腕皮肤（未示出）而按压，更优选地在脉冲点处被按压。砧 300 可任选地是刚性盘，其例如由聚合物或任选的金属，如例如镀金铜或不锈钢制成。当然，任何其它类型的适当材料或材料组合亦可任选地被使用。砧 300 因此从砧 300 以下的区域收集并综合压力波，该压力波与对象的血液的每个脉冲关联。该压力优选地通过凸起 302 从砧 300 的中心传递给传感器 102 的中心。传感器 102 然后优选地依照线性输出来发出电压以形成信号。通过使用该体系结构，本发明可测量血压脉冲而无需阻塞动脉中的血流。

该信号然后由处理器 314 接收，该处理器优选地从生理参数的测量提取医疗信息。处理器 314 任选地且优选地以晶体振荡器 312 为特征，其用于稳定处理器 314 的内部时钟。处理器 314 可与所述装置的实时时钟（未示出）通信。亦未示出的是所述装置的经扩展的存储器、收发器（通信单元）、A/D 转换器和模拟前端。

处理器 314、振荡器 312 和按钮 316 优选地全部被安装在 PCB 板 308 上。PCB 板 308 然后优选地被夹在电池 106 和装置罩 304 之间。装置罩 304 优选地以软部分为特征，其可例如是橡胶，用于使用户能通过按钮 316 来定位并压下恐慌按钮。

O 形圈 310 优选地被用于装置的罩 304 和箱体 306 之间的防水密封。砧 300 然后被保持在例如传感器 102 和用户皮肤（未示出）之间。

依照图 1 和 2 的装置的可替换实施，传感器 102 和砧 300 可任选地位于腕带中以便于将所述装置附着于用户的手腕（未示出）。

图 3 是所述装置的工作状态流程图。在装置软件第一次开始工作

时，该软件优选地使用缺省值来进行一些初始化。一旦装置已被初始化，所述软件优选地触发被示出为“Watchdog”过程的看门狗功能，然后进入被示出为“Sleep”过程的睡眠模式以便于节约电池寿命。

5 如果到达看门狗时间段的结尾，则所述装置被假定具有其工作中的错误，并且主复位优选地被自动启动。

所述装置优选地依照三个触发之一被“唤醒”。首先，优选地当用户手动按压恐慌钮时，装置被唤醒。该过程由“Alarm”状态示出。所述装置然后优选地立即开始对网关装置的传输，包括危险指示和装置标识符。然后所述装置进入接收模式几秒钟以等待来自网关装置的确认
10 (ACK)。该过程被示出为“TX/RX”状态。

如果在该时间段内未收到确认消息，则重复消息被启动。如果有必要，附加的传输被启动。然而，如果在预先限定的数量的重复次数之后未收到确认消息，则错误消息被存储在日志内并且不进行更多的尝试。更优选地，指示LED开始闪烁几秒钟，同时任选地有可听见的警报。然
15 后过程返回“Sleep”状态。

在收到确认之后，过程转到“Supervise”状态，在这里所述装置从其传感器收集数据，优选地计算涉及用户当前生理状况的一些医疗信息。然后，所述装置转到“Tx/Rx”状态，在这里装置发送包含标识符的信息和所计算的医疗参数。并且如果所接收的ACK没有包含命令，则装置返回到“Sleep”状态，否则装置执行命令并发送ACK到网关。网关
20 返回具有另一个命令的ACK以继续，或者返回没有命令的ACK以终止该过程。在执行最后的命令之后，装置返回到“Sleep”状态。

在所述装置退出其“Sleep”状态的接下来的情况下，外部实时时钟向装置发信号以执行自动检验。然后，所述过程进入如在以上段落中讨论的“Supervise”状态，仅在此时为了节约电池寿命，对于几个相继的
25 次数，所述装置启动“Tx/Rx”过程仅一次，从而在一个传输中发送所有积累的数据。然后，装置优选地进入“Sleep”状态，除非所测参数超过预先限定的阈至少一次，但优选地是对于几个相继的测量。在此情况下，如先前所述，如果所述装置启动自动警报从而进入“Alarm”状态，如果装置具有这样做的许可。
30

当用于监督过程的计时器已在运行时，或者在警报之后，所述装置优选地实施如以上所述的自动检验，之后启动对网关装置的传输，包括

最后传输之后所收集的所有数据。然后，装置优选地等待确认，如果没有收到这样的确认消息，则优选地再次重复所述传输。在确认消息中，用于所述装置的命令可被存储。在此情况下，所述装置执行该命令然后该装置发送确认消息给网关装置。该过程可任选地持续到没有命令的确认消息被接收，之后所述装置优选地返回到睡眠模式。

在第三种情况下，如果由于技术原因，技师想要改变操作软件，则所述装置退出“Sleep”模式，装置进入“Boot Loader”状态，在这里新软件被“忙碌地”加载而无需断开电池。

其它示例实施例可使用附加的例行程序和模式，如例如验证用户是否处于用户的房屋中的模式。该模式任选地每几分钟启动一次并且发送确认给网关。网关等待这些信号并且如果在某个时间窗，例如 30 分钟内，尚未收到确认，则网关呼叫医疗中心并报告用户丢失。

图 4 描述了用于在所述装置和网关装置之间交换消息的示例消息格式。每个消息优选地开始于前同步 STX 字节（十六进制的 7E），之后是包含当前消息中的字节数的字节，以及地址的三个字节，之后是命令字节及其对应的数据字节。其后是 CRC 的两个字节和 ETX 字节（十六进制的 7B）。

同样，所述消息是具有用于增强通信可靠性的强误差检测和校正方法的可变长度消息。如果有必要，每个消息任选地且优选地包含低电池指示。

在所述装置和网关之间的单向通信链路的情况下，被重复的消息优选地被发送预先限定的次数，如例如 20 次，之后如果没有收到回答，则所述装置优选地进入睡眠模式。

在双向链路的情况下，对于被发送给网关装置的每个消息，确认消息优选地由网关装置来返回并且反之亦然。该消息亦可包含在消息内以 CMD 字节来编码的用于装置的命令。命令可任选地包括但不局限于以下的一个或多个：

- 1) 获取/设置服务类型
- 2) 获取/设置装置 ID
- 3) 装置相继医疗检验之间的间隔
- 4) 设置相继监督传输之间的间隔
- 5) 设置时间和日期

6) 设置用于自动警告的阈

7) 设置装置校准

每次当所述装置发送消息给网关时, 该装置可任选地包含用于电池情况的 Battery OK/Battery Low 指示。该信号优选地出现在电池结束之前的三个月, 这是请求用户更换电池的足够时间。

每次当所述装置发送监督型消息给网关时, 该装置优选地亦发送在其存储器中存储的所有医疗数据与该消息。

每次当网关装置将命令发送回所述装置时, 所述装置优选地将具有3位消息序列号的确认消息返回到网关装置以完成两者之间的完全握手。如果网关装置在几秒钟内未从所述装置收到确认, 则网关装置优选地以相同的序列号再次发送其传输消息。该消息甚至可被重复几次, 每次都等待确认。如果未收到确认, 则用错误消息来更新日志书, 并且更优选地, 指示 LED 被打开以便于进行错误指示。

图 5 示出了依照本发明示例实施例的装置 500 的分解图。除了测量血压以外或者取代测量血压, 装置 500 亦可任选地测量身体的其它活动, 包括但不限于: 例如 ECG、肌肉紧张活动、温度和用户血液中的 SpO2 (血液中的氧饱和度)。

图 5 中的装置 500 可在形状上类似于放大的手表, 其中底部砧 510 是相对于手腕而平放的部分。这形成了装置 500 的底座, 其中心是下部箱体 550。所有其它部件被构建到下部箱体 550 上, 在具有面板 557 的顶部到达顶点, 在该面板上安装了许多附加部件, 包括传感器。

传感器 540 任选地且优选地通过两个弧 530 和 531 而附着于装置 500 的下部箱体 550。每个弧 530 和 531 优选地具有垂直部分和水平部分。水平部分优选地被置于传感器 540 和砧 510 之间, 并且被对着下部箱体 550 而按压以将传感器 540 保持于适当的位置。弧 530 和 531 的垂直部分优选地被附着到装置 500 的下部箱体 550 中的适当缝隙中。

下部箱体 550 可任选地具有一个或多个电板 554 和 556, 其包括具有电池 553 的装置的电路, 该电路被联合公开于图 1 和或图 5 中。振动传感器 (加速度计) 可任选地被连接于板 554 或 556 之一。

装置 500 优选地由顶部罩 557 覆盖, 其任选地且优选地具有两个电极 560 和 561, SpO2 传感器 566 和任选的单个恐慌按钮 558, 一旦开始测量周期, 或者如果佩戴者按压恐慌按钮 558, 所述按钮优选地由用户来按

压。

按压顶部罩 557 内的挠性部分 563 使恐慌钮 558 被推动，并且优选地启动装置 550 内的自动过程。装置 500 优选地与网关 110（见图 1）协商用户是否已处于与呼叫中心的会谈中。如果发现装置 500 处于与呼叫中心的会谈中，则装置 500 可任选地开始测量线程。如果用户未处于与呼叫中心的会谈中，则装置 500 优选地启动恐慌线程。恐慌线程开始于通过网关 110（图 1）建立与呼叫中心的连接。在并行情况下，装置 500 优选地启动测量线程并发送一组结果给网关 110。网关 110 任选地且优选地存储这些结果，并且一旦建立了与呼叫中心的连接，网关 110 就发送该结果给呼叫中心。

在其它实施例中，一旦按压激励按钮 558 一个长时间段（例如几秒以上，5、6 等），则开始恐慌线程，由此启动对医疗中心的呼叫。相反，按压激励按钮 558 一个短时间段，例如短于一秒，开始自动测量线程。应指出，术语“激励按钮”、“恐慌按钮”、“恐慌钮”或“按钮”在此可被互换使用。

测量线程任选地且优选地通过扫描可用的传感器 102 而开始，该传感器用于产生有效信号的第一传感器 102（见图 1）。有效信号被定义为符合预先限定的要求的信号，所述要求包括但不限于处于某个范围内的一个或多个信号振幅，处于某个范围内的频率等。有效信号由适当的模拟前端 119 和处理单元 103（见图 1）来处理。医疗信息优选地被传递给网关 110，之后装置 500 进入到睡眠模式中。

一旦从实时时钟内的计时器收到叫醒信号，装置 500 可向用户通知测量过程被启动。一旦终止所述测量，则结果通过网关 110 发送给远程服务器 114（图 1）。

两个带 574 和 576 任选地被连接于下部箱体 550 并且优选地被用于将装置紧固于用户的手腕。长带 576 可任选地具有挠性导线（未示出），其用作天线并且其被连接于装置 500 内的通信单元 104 的发射器，而长带 576 的远端可包括温度传感器 580，其由接线对（未示出）连接于内部电路，这两者均在以下被较详细地描述。

装置 500 可任选地被用于使用压电陶瓷变换器 540 来测量血压脉冲以产生电信号。来自压电陶瓷变换器 540 的电信号的振幅对应于被施加于其的压力的大小。压电陶瓷变换器 540 可以是由 PZT 材料制成的公用

压电陶瓷蜂鸣器，其可任选地且另外被用作公用蜂鸣器，其从处理单元 103（见图 1）接收警报信号并产生警报声音。警报声音通过将电压强加于压电陶瓷变换器 540 上而产生，该变换器然后在警报信号的持续时间内蜂鸣。

- 5 用于感测血压脉冲的示例传感器优选地包括三个元件：砧 510、凸起 520 和压电陶瓷变换器 540。优选地，凸起 520 任选地由激光在一侧上焊接于砧 510 的中心而在另一侧上焊接于传感器压电陶瓷变换器 540 的中心。砧 510 被对着对象的手腕皮肤（未示出）而按压，更优选地在脉冲点处被按压。砧 510 可任选地是刚性盘或其它结构，其例如由聚合物或任选的金属，如例如镀金铜或不锈钢制成。当然，任何其它类型的适当材料或材料组合亦可任选地被使用。

- 15 砧 510 因此从砧 510 以下的区域收集并综合压力波，该压力波与对象的血液的每个脉冲关联。该压力优选地通过凸起 520 从砧 510 的中心传递给压电陶瓷变换器 540 的中心。电陶瓷变换器 540 然后优选地依照线性输出来发出电压以形成信号。凸起 520 优选地能聚焦输入压力，因此增加电陶瓷变换器 540 的输出信号。

- 20 因此，如果砧 510 的一部分被置于可检测到血液脉冲的手腕区域附近并与其在物理上接触，则变换器 540 产生对应于所检测的血压脉冲的电脉冲。每个电压力脉冲优选地限定心脏收缩间隔内的最大电压和心脏舒张间隔内的最小电压。来自变换器 540 的电信号优选地由模拟前端 119 放大并通过 A/D 转换器 109 传递给处理单元 103（见图 1）。处理单元 103 处理数字信号并可基于血压脉冲的测量而递送多个医疗信息，其中包括但不局限于：心率、心率的规律性、呼吸速率、心脏的心律失常（如果有）、心脏的一般节律和机能以及血压。

- 25 装置 500 任选地且优选地以位于顶部的两个传导区域 560 和 561 为特征。在装置 500 的底部中，砧 510 优选地具有传导区域 515，其优选地位于用户皮肤的附近。在一些示例实施例中，传导区域 515 可覆盖整个砧 510，其非限制性实例是金属的构造（constructing）砧 515。每个传导区域 560、561 和 515 优选地作为传感器 102 之一被电连接于模拟前端 119（图 1）。

30 传导区域 560、561 和 515 可任选地且优选地由金属、被涂有传导层的聚合物或者包括但不局限于镀金铜的任何其它传导材料制成。传导区

域 560、561 和 515 形成三个电极，其可被用于测量用户身体的电化学活动（例如 ECG 或肌肉紧张活动）。该活动度量有关身体中的化学和生物活动的电的效应，并且在以下被称为电化学反应。

5 为了任选地测量 ECG，用户必须用用户的第二手，例如用两个手指同时触摸两个传导区域 560 和 561 以在与传导区域 515 相邻的第一手上形成包括皮肤部分的三个测量点。来自传导区域 560、561 和 515 的三个电子信号被传递给模拟前端 119（图 1）。通过使用一个电极的信号作为基准并将其它两个电极之间的差电压放大，模拟前端 119 从三个信号中提取 ECG 模拟信号。ECG 模拟信号然后被传递给 A/D 转换器 109 并且
10 数字 ECG 信号从中被传递给处理单元 103（图 1）。分析模拟信号以提取 ECG 信号可由本领域中已知的电电路来进行。

可从 ECG 信号来确定附加的医疗信息。例如，有关呼吸速率的信息可基于在现有技术中描述的方法来处理。示例的方法被公开于以下文章中：George B. Moody、Roger G. Mark、Andrea Zoccola 和 Sara Mantero
15 的“Deviation of Respiration Signals from Multi lead ECGs”。该文章最初出现在 Computers in Cardiology 1985, vol. 12 pp. 113-116(Washington, DC: IEEE Computer Society Press) 中，其在此引入作为参考，如在此全部提出的那样。

可由处理单元 103（图 1）产生的其它医疗信息是脉冲波过渡时间
20 （PWTT），其可通过测量从 ECG 信号测量的心脏的电脉冲和血压脉冲的时间之间的时间延迟来确定。

在另一个示例实施例中，A/D 转换器 109（见图 1）可被集成到处理单元 103 中。处理单元 103 处理 ECG 信号并产生医疗信息，如但不局限于：例如心率、心率的规律性、呼吸速率、心脏的心律失常（如果有）、
25 以及心脏的一般节律和机能。该医疗信息然后通过网关 110（图 1）传递给呼叫中心。

装置 500 可任选地被用于通过使用 SpO2 传感器 566 来测量血液中的氧饱和度（SpO2）。传感器 566 任选地且优选地具有：两个光源，其任选地由例如两个 LED（发光二极管）组成；以及一个光电检测器。LED
30 之一在红外带中发射而另一个在红带中发射。

图 6 是将 SpO2 传感器 566 放置在（装置 600 的）面板 557 中的示例方法的系统图。SpO2 传感器 566 的两个 LED 和光电检测器（未在此

示出) 任选地被安装在由挠性支持 630 支持的平台上。支持 630 可任选地是可吸收并施加压力的任何材料, 包括但不限于: 弹簧、橡胶件、海绵、挠性翼等。支持 630 被锁定于面板 557 中的凹穴 615 中。凹穴 615 的边缘任选地且优选地由材料 620 包围, 该材料更优选地是挠性且不透明的。材料 620 可任选地是任何挠性不透明物质, 包括但不限于: 橡胶、海绵、挠性翼等。

为进行 SpO₂ 测量, 用户对着传感器 566 而按压手指, 由此在面板 557 的方向上对着挠性支持 630 而推动传感器 566 和平台 568。挠性支持 630 通过以下来吸收一部分力: 在凹穴 615 内移动并以预先确定的力对该压力做出反应, 这是挠性支持 630 的机械特性的结果。所述力被预先确定以避免干扰组织中的血流。包围传感器 566 的手指的皮肤(未示出) 因此被对着挠性不透明材料 620 而按压, 由此阻塞了光, 从而生成了测量区域周围的暗空间, 其防止周围的光干扰测量过程。一旦压下传感器 566, 处理单元 103 (图 1) 启动 SpO₂ 测量线程。处理单元 103 指令与传感器 566 关联的模拟前端 119 (图 1) 中的电流驱动器以迫使电流在传感器 566 中交替经过 LED。来自手指的反射光由光电检测器接收, 其将光子转换成电信号。作为传感器 102 之一, 电信号被馈送给模拟前端 119。模拟前端 119 处理该模拟信号并将经处理的模拟信号传递给 A/D 转换器 109 (图 1), 其处理数字信号并产生 SpO₂ 图形 (figure)。该信息然后通过网关 110 (图 1) 传递给呼叫中心。

从 SpO₂ 传感器收集的信号亦可任选地被用于产生其它心脏相关的信息。例如, 处理反映所反射的 IR 光的强度的信号可产生诸如心率、PWTT、心率的不规律性等的信息。

其它示例实施例可具有取代血压脉冲传感器 (砧 510、凸起 520 和压电陶瓷变换器 540) 而被安装的 SpO₂ 传感器。在该实施例中, 反射光是从手腕而不是手指被接收的。

返回到图 5, 装置 500 可任选地具有温度传感器 580, 其被安装于长带 576 的远端。温度传感器 580 优选地包括位于金属杯中的热敏电阻并通过沿所述带分布的两个挠性导线(未示出) 而连接到装置 500 的下部箱体中。两个接线作为传感器 102 (图 1) 之一而被连接于模拟前端 119。模拟前端 119 将热敏电阻的电阻变化转换成电信号, 其具有与用户的温度成比例的大小。模拟信号由 A/D 转换器 109 转换成数字信号并传递给

处理单元 103。处理单元 103 将数字信号转换成温度信息并通过网关 110 将该温度信息发送给呼叫中心。

温度传感器 580 优选地被安装于受保护的坚固外壳中。该坚固外壳可任选地由聚合物、金属、胶或能提供必要特性的任何材料制成。

- 5 为开始测量用户的温度，装置 500 任选地从用户的手被去除并且传感器 580 优选地被对着用户的腋窝（未示出）而按压。

在本申请的说明书和权利要求中，动词“包括”、“包含”和“具有”的每个及其连词被用于指示该动词的宾语或多个宾语不必是动词的主语或多个主语的组成、部件、元件或部分的完整清单。

- 10 将理解以上描述仅旨在用作实例，并且处于本发明的精神和范围内的许多其它实施例是可能的。

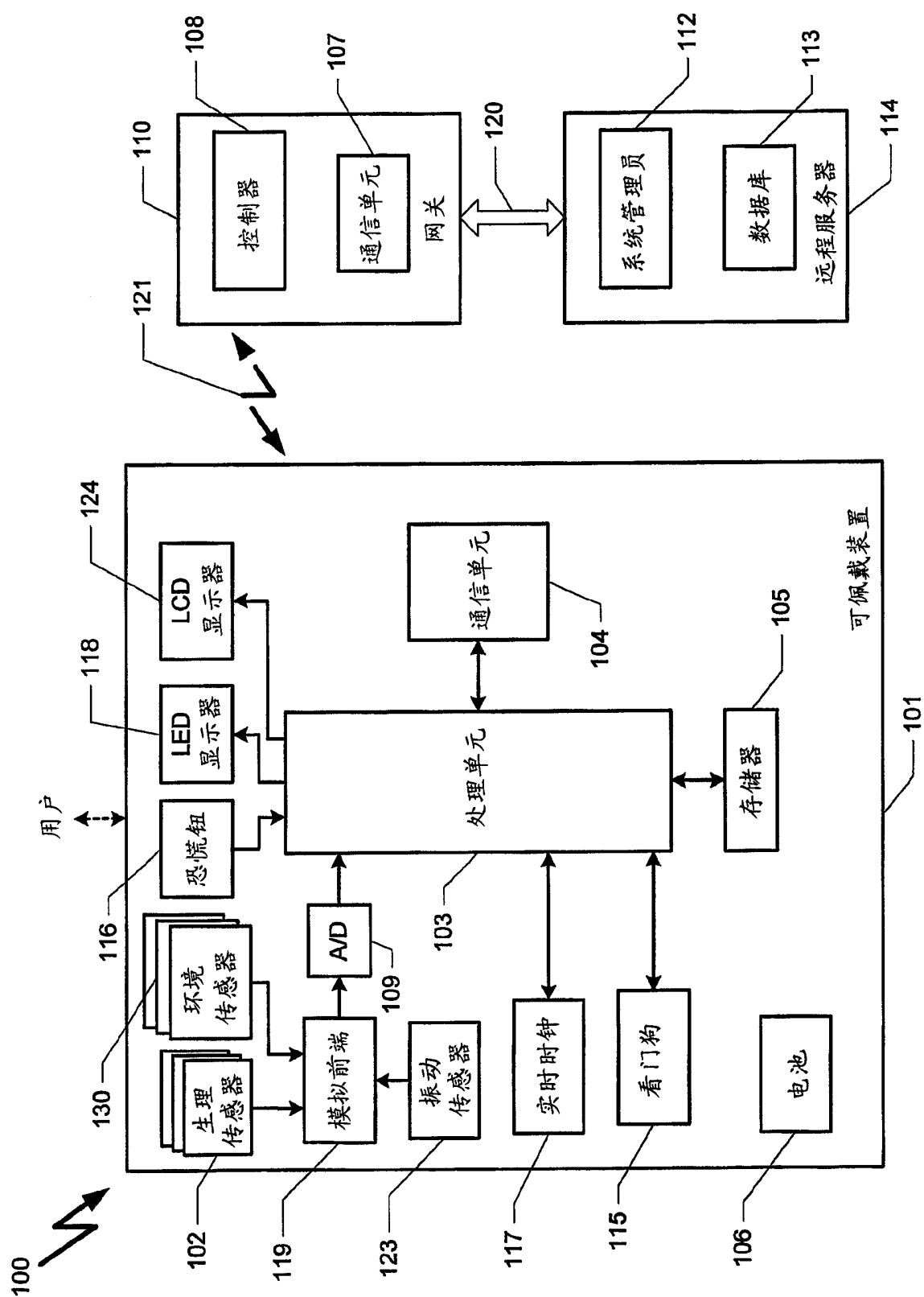


图 1

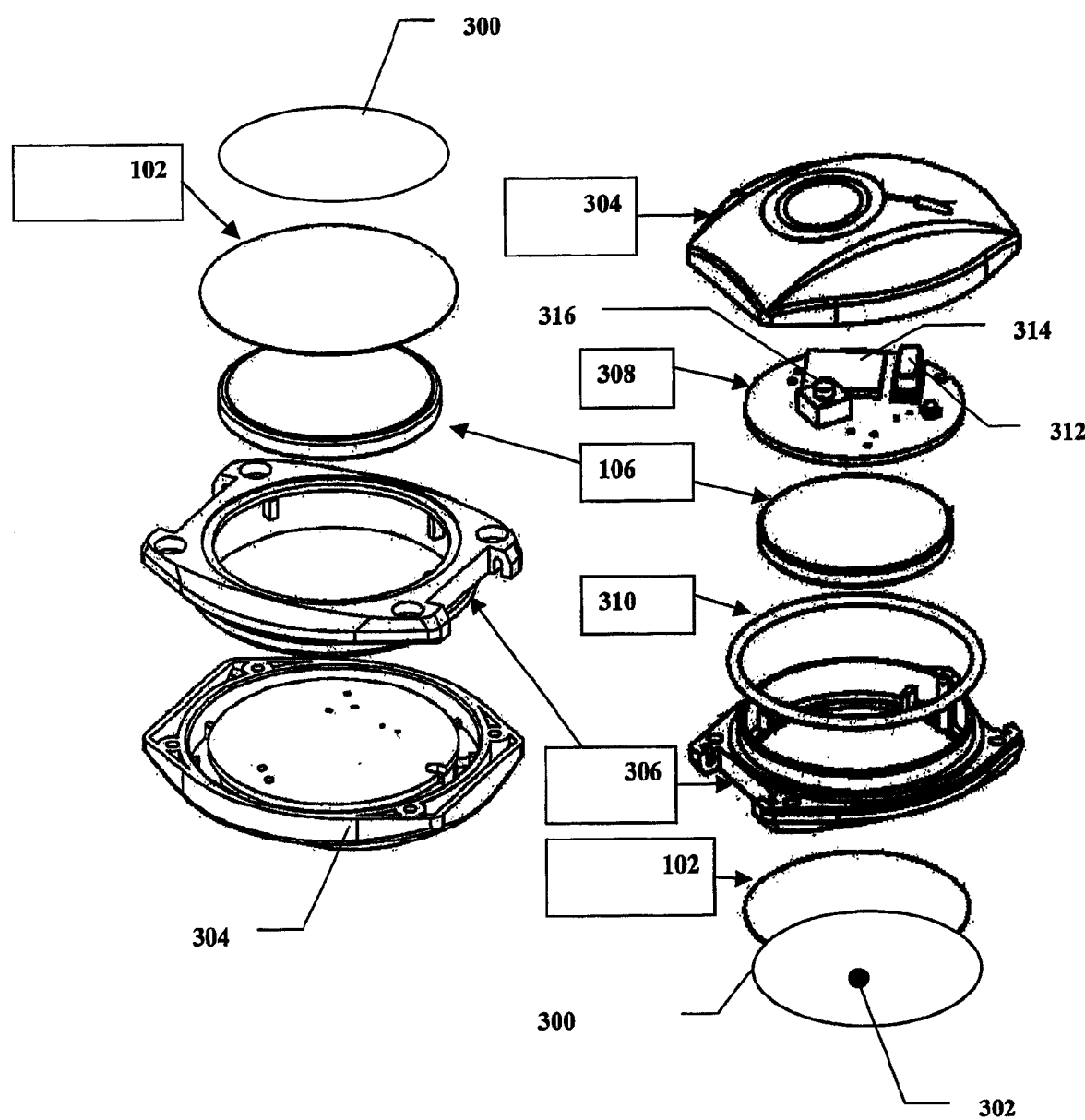


图 2

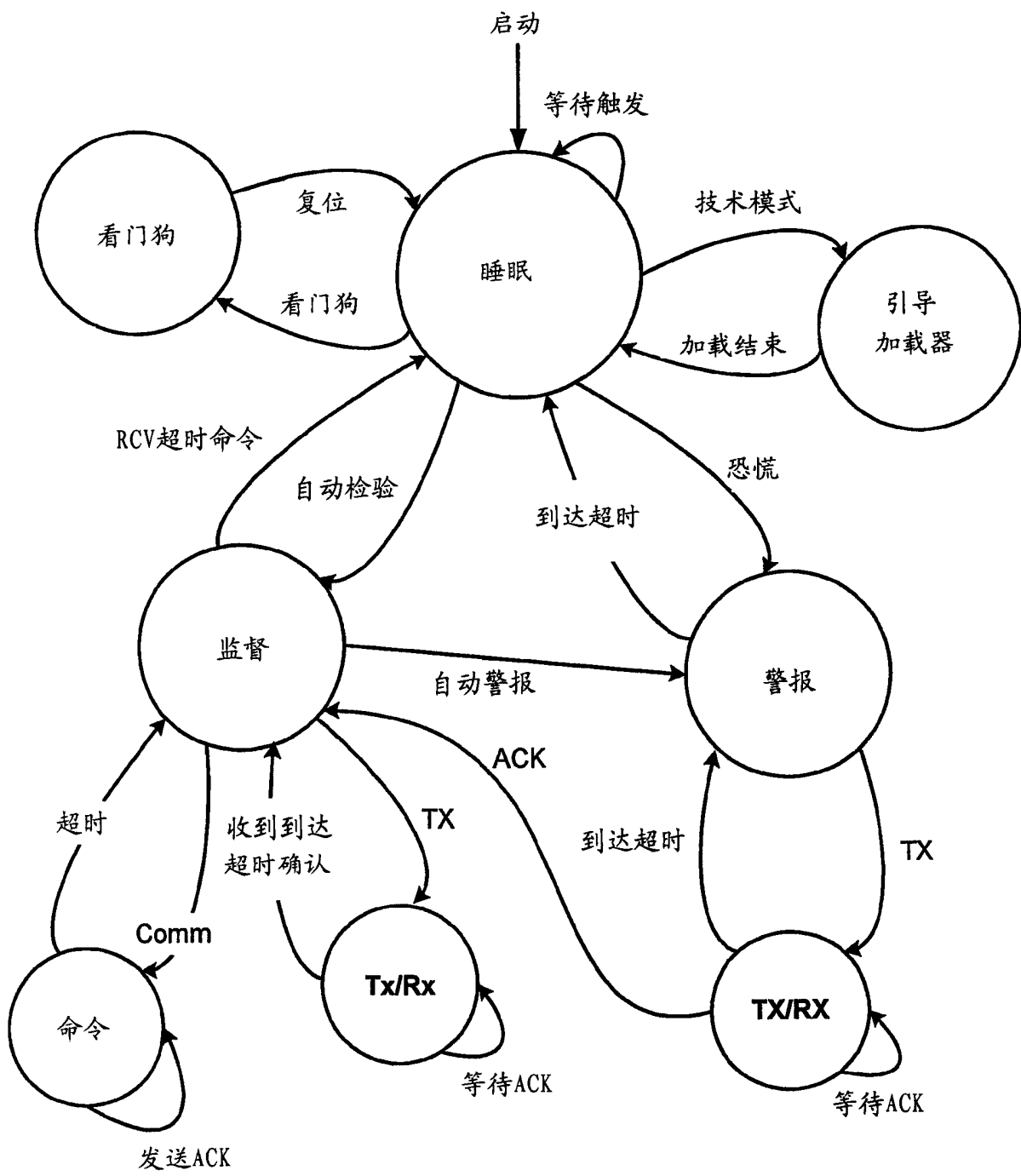


图 3

ST	Le	Fla	Addr(m	Addr(mi	Addr(ls	CM	Data	...	Data	CRC(ms	CRC(lsl	ET
X	n	g	sb)	d)	b)	D	(0)		(n)	b)		X

- STX

TX的起始指示消息的开始（十六进制的7E）
- Len

指示消息所包含的数据字节的数量（0到n+2个字节）

Len=0

没有命令

Len=1

只有命令；消息不包括data（0）到data（n）

Len>2

消息包括命令和数据
- Flag

状态位（1字节）
- Addr

手镯的用户ID，24位（0到16777216）。
- CMD

命令描述
- Data(n)

消息的数据
- CRC

从STX字节到Data（n）字节开始的用于消息的CRC（2字节）
- ETX

TX的结尾指示消息的结束（十六进制的7B）

图 4

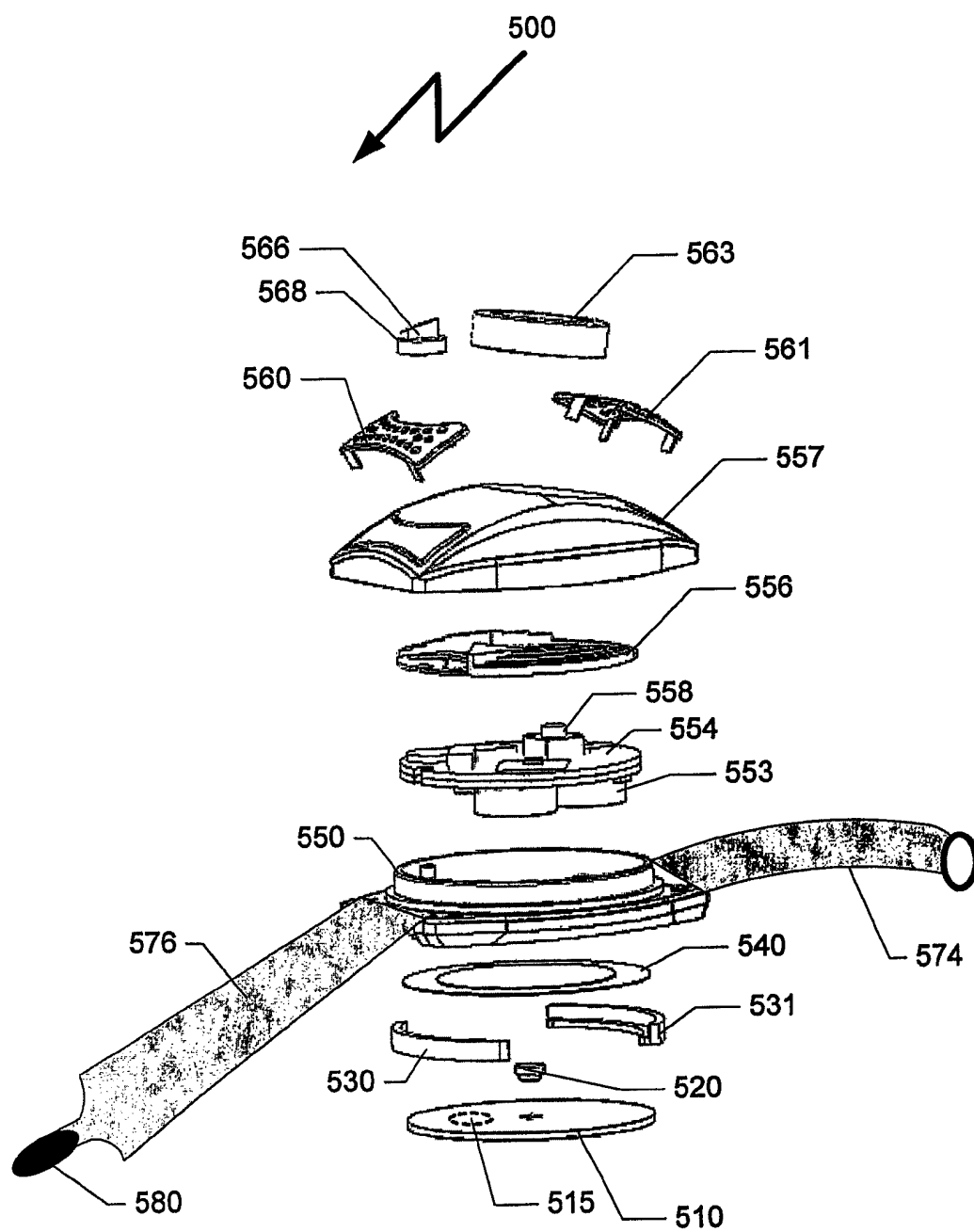


图 5

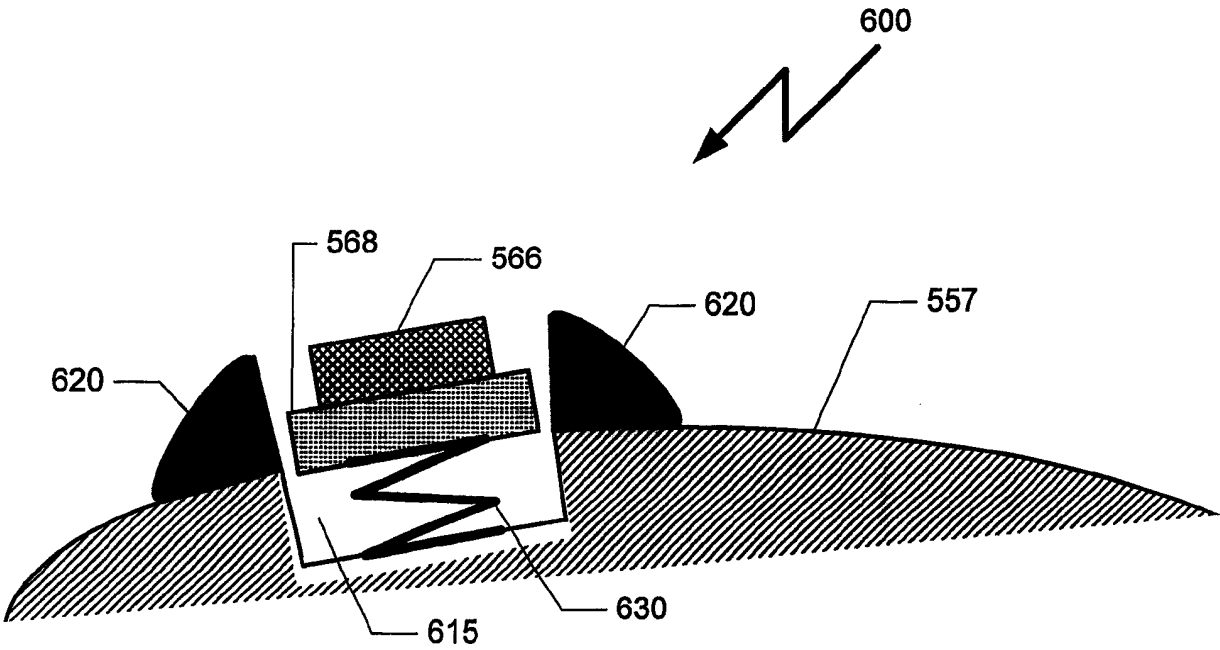


图 6