

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 5/024 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200510080287.4

[43] 公开日 2006年1月4日

[11] 公开号 CN 1714744A

[22] 申请日 2005.6.28
 [21] 申请号 200510080287.4
 [30] 优先权
 [32] 2004.6.29 [33] US [31] 10/879,702
 [71] 申请人 博能电子公司
 地址 芬兰肯佩莱
 [72] 发明人 塞波·尼西拉 阿尼·坎尼南
 乌蒂·伊普帕

[74] 专利代理机构 北京市金杜律师事务所
 代理人 王茂华

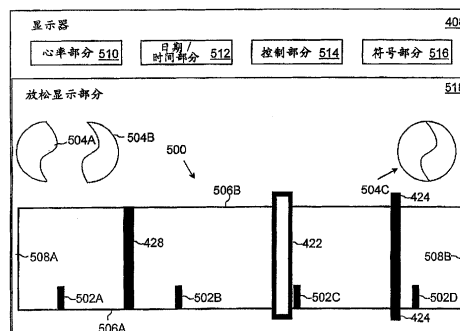
权利要求书 6 页 说明书 14 页 附图 7 页

[54] 发明名称

监控人放松水平的方法以及用户操作的心率
监控器

[57] 摘要

本发明提供了一种监控人放松水平的方法，以及用户操作的心率监控器。该用户操作的心率监控器包括：定时时刻确定装置，用于从用户的心电图中确定多个心搏定时时刻；放松计算装置，用于通过使用该多个心搏定时时刻，计算即时放松测量值；放松基准计算装置，用于通过使用每个在不同观察周期计算的多个即时放松测量值，生成放松测量基准值；显示装置，配置成显示图示地指示该放松测量基准值的基准指示器；以及还配置成显示相对于该基准指示器图示地指示即时放松测量值的放松指示器。



1. 一种用户操作的心率监控器，包括：
定时时刻确定装置，用于从用户的心电图确定多个心搏定时时刻；
5 刻；
放松计算装置，用于通过使用多个心搏定时时刻，计算即时放松测量值；
放松基准生成装置，用于通过使用每个在不同观察周期计算的该多个即时放松测量值，生成放松测量基准值；
10 显示装置，配置成显示图示地指示该放松测量基准值的基准指示器；以及
其中该显示装置还配置成显示相对于该基准指示器图示地指示即时放松测量值的放松指示器。
2. 一种用户操作的心率监控器，包括：
15 定时时刻确定装置，用于从用户的心电图确定多个心搏定时时刻；
放松计算装置，用于通过使用在观察周期的心搏定时时刻，计算心搏速率变化，即时放松测量值与该心搏速率变化成比例；
放松基准生成装置，用于通过使用每个在不同观察周期计算的
20 多个即时放松测量值，计算放松测量基准值；
显示装置，配置成显示图示地指示该放松测量基准值的基准指示器；以及
其中该显示装置还配置成显示相对于该基准指示器图示地指示即时放松测量值的放松指示器。
- 25 3. 根据权利要求2的心率监控器，其中该显示装置配置成显示具有核对符号的放松刻度；以及
其中该显示装置配置成相对于该放松刻度显示该放松指示器和基准指示器。
4. 根据权利要求2的心率监控器，其中该显示装置配置成显示

由长边和短边限定的细长刻度区域，该长边中的至少一个具有指示放松刻度的核对符号；

其中该显示装置配置成这样相对于该核对符号显示该放松指示器，使得该放松指示器与该细长刻度区域交搭；以及

5 其中该显示装置配置成这样相对于该核对符号显示该基准指示器，使得该基准指示器与该细长刻度区域交搭。

5. 根据权利要求2的心率监控器，其中该显示装置配置成显示放松刻度；以及

10 其中该显示装置配置成用至少一个图示符号指示该放松刻度的方向。

6. 根据权利要求2的心率监控器，还包括群体基准装置，用于提供具有至少一种人类群体的放松测量值特征的至少一种群体基准值；以及

15 该显示装置配置成显示图示地指示了至少一种大众放松测量值的群体指示器。

7. 根据权利要求2的心率监控器，其中该放松基准生成装置配置成计算该放松测量基准值与该多个即时放松测量值的平均值一样。

20 8. 根据权利要求2的心率监控器，其中该放松基准生成装置配置成基于即时放松测量值的幅度从该多个即时放松测量值中选择该放松测量基准值。

9. 根据权利要求2的心率监控器，其中该放松基准生成装置配置成选择即时放松测量值的最大值作为该放松测量基准。

10. 一种监控人放松水平的方法，包括：

25 从用户的心电图确定多个心搏定时时刻；

通过使用该多个心搏定时时刻，计算即时放松测量值；

通过使用每个在不同观察周期计算的多个即时放松测量值，生成放松测量基准值；

显示图示地指示该放松测量基准值的基准指示器；以及

显示相对于该基准指示器图示地指示该即时放松测量值的放松指示器。

11. 一种监控人放松水平的方法，包括：

从用户的心电图确定多个心搏定时时刻；

5 通过使用在观测周期的心搏定时时刻，计算心搏速率变化，即时放松测量值与该心搏速率变化成比例；

通过使用每个在不同观察周期计算的多个即时放松测量值，生成放松测量基准值；

显示图示地指示该放松测量基准值的基准指示器；以及

10 显示相对于该基准指示器图示地指示该即时放松测量值的放松指示器。

12. 根据权利要求 11 的方法，还包括：

显示具有核对符号的放松刻度；以及

相对于该放松刻度显示该放松指示器和基准指示器。

15 13. 根据权利要求 11 的方法，还包括：

显示由长边和短边限定的细长刻度区域，该长边中的至少一个具有指示放松刻度的核对符号；

这样相对于该核对符号显示该基准指示器，使得该基准指示器与该细长刻度区域交搭；以及

20 这样相对于该核对符号显示该放松指示器，使得该放松指示器与该细长刻度区域交搭。

14. 根据权利要求 11 的方法，还包括：

显示放松刻度；以及

用至少一个图示符号指示该放松刻度的方向。

25 15. 根据权利要求 11 的方法，还包括

提供具有至少一种人类群体的放松测量值特征的至少一种群体基准值；以及

显示图示地指示了至少一种大众放松测量值的群体指示器。

16. 根据权利要求 11 的方法，还包括：

通过计算该放松测量基准值与该多个即时放松测量值的平均值一样生成该放松测量基准值。

17. 根据权利要求 11 的方法，还包括：

5 通过基于即时放松测量值的幅度从该多个即时放松测量值中选择该放松测量基准值生成该放松测量基准值。

18. 根据权利要求 11 的方法，还包括：

通过选择即时放松测量值的最大值作为该放松测量基准值生成该放松测量基准值。

10 19. 根据权利要求 1 的心率监控器，其中该显示装置配置成显示具有核对符号的放松刻度；以及

其中该显示装置配置成相对于该放松刻度显示该放松指示器和基准指示器。

15 20. 根据权利要求 1 的心率监控器，其中该显示装置配置成显示由长边和短边限定的细长刻度区域，该长边中的至少一个具有指示放松刻度的核对符号；

其中该显示装置配置成这样相对于该核对符号显示该放松指示器，使得该放松指示器与该细长刻度区域交搭；以及

其中该显示装置配置成这样相对于该核对符号显示该基准指示器，使得该基准指示器与该细长刻度区域交搭。

20 21. 根据权利要求 1 的心率监控器，其中该显示装置配置成显示放松刻度；以及

其中该显示装置配置成用至少一个图示符号指示该放松刻度的方向。

25 22. 根据权利要求 1 的心率监控器，还包括群体基准装置，用于提供具有至少一种人类群体的放松测量值特征的至少一种群体基准值；以及

该显示装置配置成显示图示地指示了至少一种大众放松测量值的群体指示器。

23. 根据权利要求 1 的心率监控器，其中该放松基准生成装置

配置成计算该放松测量基准值与该多个即时放松测量值的平均值一样。

24. 根据权利要求 1 的心率监控器，其中该放松基准生成装置配置成基于即时放松测量值的幅度从该多个即时放松测量值中选择
5 该放松测量基准值。

25. 根据权利要求 1 的心率监控器，其中该放松基准生成装置配置成选择即时放松测量值的最大值作为该放松测量基准。

26. 根据权利要求 10 的方法，还包括：

显示具有核对符号的放松刻度；以及

10 相对于该放松刻度显示该放松指示器和基准指示器。

27. 根据权利要求 10 的方法，还包括：

显示由长边和短边限定的细长刻度区域，该长边中的至少一个具有指示放松刻度的核对符号；

15 相对于该核对符号显示该基准指示器，使得该基准指示器与该细长刻度区域交搭；以及

相对于该核对符号显示该放松指示器，使得该放松指示器与该细长刻度区域交搭。

28. 根据权利要求 10 的方法，还包括：

显示放松刻度；以及

20 用至少一个图示符号指示该放松刻度的方向。

29. 根据权利要求 10 的方法，还包括：

提供具有至少一种人类群体的放松测量值特征的至少一种群体基准值；以及

显示图示地指示了至少一种大众放松测量值的群体指示器。

25 30. 根据权利要求 10 的方法，还包括：

通过计算该放松测量基准值与该多个即时放松测量值的平均值一样生成该放松测量基准值。

31. 根据权利要求 10 的方法，还包括：

通过基于即时放松测量值的幅度从该多个即时放松测量值中选

择该放松测量基准值生成该放松测量基准值。

32. 根据权利要求 10 的方法, 还包括:

通过选择即时放松测量值的最大值作为该放松测量基准值生成该放松测量基准值。

监控人放松水平的方法以及用户操作的心率监控器

5 技术领域

本发明涉及一种监控人放松水平的方法以及用户操作的心率监控器。

背景技术

10 人的放松水平可以用来作为在体育运动期间和/或之后的个人运动的测量。在心率监控器应用中，可以从人的心电图得到放松水平，并且人们可以通过从心率监控器监控他/她的放松水平来调整运动级别。

即使放松水平大体上可以用于表现运动，但是在不同的人之间，
15 在放松特性，例如在典型放松水平中会出现很大的变化。因此，放松水平的正确刻度成为一个问题。

因此，在心率监控器应用中考虑不同的用于监控人放松的解决方案是有用的。

20 发明内容

本发明的一个目的是提供一种方法和用户操作的心率监控器，使得能考虑人的个人放松特征。

根据本发明的第一方面，提供了一种用户操作的心率监控器，包括：定时时刻确定装置，用于从用户的心电图中确定多个心搏定时时刻；
25 放松计算装置，用于通过使用多个心搏定时时刻，计算即时放松测量值；放松基准生成装置，用于通过使用每个在不同观察周期计算的多个即时放松测量值，生成放松测量基准值；显示装置，配置成显示图示地指示该放松测量基准值的基准指示器；以及其中该显示装置还配置成显示相对于该基准指示器，图示地指示即时放

松测量值的放松指示器。

根据本发明的第二方面，提供了一种用户操作的心率监控器，包括：定时时刻确定装置，用于从用户的心电图中确定多个心搏定时时刻；放松计算装置，用于通过使用在观察周期的心搏定时时刻，
5 计算心搏速率变化，即时放松测量值与该心搏速率变化成比例；放松基准生成装置，用于通过使用每个在不同观察周期计算的多个即时放松测量值，生成放松测量基准值；显示装置，配置成显示图示地指示该放松测量基准值的基准指示器；以及其中该显示装置还配置成显示相对于该基准指示器，图示地指示即时放松测量值的放松
10 指示器。

根据本发明的第三方面，提供了一种监控人放松水平的方法，包括：从用户的心电图中确定多个心搏定时时刻；通过使用该多个心搏定时时刻，计算即时放松测量值；通过使用每个在不同观察周期计算的多个即时放松测量值，生成放松测量基准值；显示图示地
15 指示该放松测量基准值的基准指示器；以及显示相对于该基准指示器，图示地指示即时放松测量值的放松指示器。

根据本发明的又一个另一方面，提供了一种监控人放松水平的方法，包括：从用户的心电图中确定多个心搏定时时刻；通过使用在观察周期的心搏定时时刻，计算心搏速率变化，即时放松测量值
20 与该心搏速率变化成比例；通过使用每个在不同观察周期计算的多个即时放松测量值，生成放松测量基准值；显示图示地指示该放松测量基准值的基准指示器；以及显示相对于该基准指示器，图示地指示即时放松测量值的放松指示器。

本发明提供了多个优点。在一个实施方式中，本发明提供了个人放松水平的个人放松基准值，该放松基准基于多个即时放松水平。
25 将即时放松水平图示地和放松基准一起显示，使得用户可以将即时放松水平和他或她的个人标准联系起来。而且，个性化的放松监控使得用户根据他或她的个人需要调整运动水平。

附图说明

下面，将参考实施方式和附图详细描述本发明，其中：

图 1 是方块图，示出了 ECG 监控系统的一个例子；

图 2 示出了用于监控人而安装的 ECG 监控系统的例子；

5 图 3 示出了 ECG 一部分的例子；

图 4 示出了心率监控器的数据处理单元、存储单元以及显示器的例子；

图 5 示出了心率监控器的显示器的实施方式的一个例子；

图 6 示出了根据本发明的实施方式的方法的第一个例子；

10 图 7 示出了根据本发明的实施方式的方法的第二个例子；

图 8 示出了根据本发明的实施方式的方法的第三个例子；

图 9 示出了根据本发明的实施方式的方法的又一个另一个例子。

具体实施方式

15 图 1 示出了一个基于遥测技术的 ECG（心电图）监控系统 100 的结构例子。该 ECG 监控系统 100 包括电极 106A、106B，装备有差分输入极的 ECG 前置放大器 108，发射放大器 110，发射线圈单元 112，接收线圈单元 116，接收放大器 118，数据处理单元 120，存储单元 122 以及用户接口 124。

20 该电极 106A、106B 探测由心脏的电活动产生的电位，从而产生描述心肌组织的细胞外电行为的特性，并提供关于人放松水平的信息的 ECG 信号。

电极 106A、106B 可以连接到 ECG 前置放大器 108 的差分输入极。由 ECG 前置放大器 108 提供的 ECG 信号在发射放大器单元 110 得到放大。
25 该发射放大器单元 110 可以包括 AGC（自动增益控制）放大器和功率放大器。

发射线圈单元 112 产生传输从由电极 106A、106B 探测的 ECG 产生的 ECG 信息的电磁场 114。该 ECG 信息可以包括 ECG，ECG 的一部份，和/或心搏定时信息。该定时信息可以包括物理地指示 ECG 的预定义部

分的定时的定时脉冲。

在该例子中，电磁场 114 的磁分量充当无线通信载体。

接收线圈单元 116 探测由发射线圈单元 114 产生的磁场，生成感应电信号，并将该电信号输入到接收放大器单元 118。

5 在本发明的某些实施方式中，可以使用常规的无线电遥测技术来代替磁遥测技术。

该接收放大器单元 118 实施信号处理，例如滤波和放大，并将该电信号提供给数据处理单元 120。该接收放大器 118 可以包括一连串相继调节级。由接收放大器单元 118 输出的该电信号携带有该 ECG 信息。

10 该数据处理单元 120 处理该电信号。数据处理可以包括模拟数据处理，例如模拟滤波，以及数字数据处理，例如数字滤波、信号整形，信号探测，以及分析该电信号。该数据处理单元 120 还可以包括模数转换器。

部分该电信号和处理结果可以暂时地或永久地保存在连接到数据处理单元 120 的存储单元 122 中。该存储单元 122 可以包括在该数据处理单元 120 中执行的计算机程序。

该数据处理单元 120 可以包括模拟电路、ASIC（专用集成电路）、数字处理器、寄存器、存储器以及软件。

20 该用户接口 124 包括显示单元 126，该显示单元包括例如 LCD（液晶显示器）等之类的显示器，和显示控制器。在某些应用中，显示控制器可以集成在数据处理单元 120 中。显示单元 124 图示地显示例如从用户的 ECG 产生的信息。

小键盘 128 允许用户输入命令到心率监控系统 100 中。

25 进一步参考附图 1，该基于遥测技术的 ECG 监控系统 100 可以分成发射机部分 102 和接收机部分 104。该发射机部分 102 典型地包括设备部分 106A 到 112，负责 ECG 测量和向接收机部分 104 发射 ECG 信息。在某些实施方式中，该发射机部分 102 可以包括用于探测 ECG 的预定义部分和生成表示 ECG 脉冲的预定义部分的定时的信号脉冲和/或比特流的脉冲探测器。

该接收机部分 104 典型地包括图 1 中所示的设备部分 116 到 128, 负责处理 ECG 信息和为用户提供用户接口。

参考图 2 所示的实施方式, 该发射机部分 102 位于放置在一个人 200 的胸部周围的发射机带 202 中。该 ECG 信息从发射机带 202 遥测地和无线地向接收机单元 204 发射, 其中该接收机单元 204 可以实现为带在人 200 的手腕上的接收机表带。当例如应用到自行车运动时, 该接收机单元 204 可以系在自行车的车把或其它结构。然而, 该接收机单元 204 的位置不局限于手腕或车把, 而是可以自由地选择, 只要发射机部分 102 和接收机部分 104 之间的无线通信是可以的, 并且用户能够操作该接收机部分 104。

在本发明的一个实施方式中, 该发射机部分 102 和接收机部分 104 集成在单个壳体内, 构成一个具有例如只可以带在手腕或例如只可以带在自行车的车把的表带的单元。在这样的系统中, 可以不需要线圈单元 112、116 和放大器单元 110、118 中的一些。

该用户操作的心率监控器可以在体育运动或者另一个其中移动用户典型地需要即时放松水平信息的情形中使用。

该用户操作的心率监控器至少包括接收机部分 104。在本发明的一个实施方式中, 该用户操作的心率监控器包括发射机部分 102 和接收机部分 104。

该用户操作的心率监控器的一个特征是其放松水平被监控的人经由用户接口 124 操作该心率监控器。

图 3 示出了在时间-电压坐标系统 302、300 中表示的相继脉冲 304A、304B 和典型 ECG 的脉冲特征。

每个脉冲 304A、304B 对应于与心搏定时时刻 316A、316B 相关联的心搏。在相继脉冲 304A、304B 之间的时间间隔 318 称为心搏间隔 318。

脉冲 304A、304B 典型地由 P 波 306A、306B, Q 波 308A、308B, R 波 310A、310B, S 波 312A、312B, 和/或 T 波 314A、314B 表现特征, 这些波表示心肌工作周期的不同阶段。

R 波 310A、310B 表示 ECG 的最大点, 以及 Q、R 和 S 波的组合, 也

称为 QRS 波群，提供了脉冲 304A、304B 的简单地可区别部分。

P 波 306A、306B 是由心房的收缩引起的。QRS 波群是在心室收缩时产生的。心室肌肉的重极化产生 T 波 314A、314B，其比 R 波 310A、310B 要低，并更平滑。

5 对于一个健康的人，当在皮肤上测量时，ECG 信号在幅度上典型地在 1mV 和 2mV 之间。例如，R 波最大点处的幅度值和持续时间典型地分别为 1.6mV 和 90ms，而在 P 波最大点处的幅度值和持续时间典型地分别为 0.25mV 和 110ms。当心搏速率由于例如体育运动而加速时，ECG 特征分量的持续时间和幅度几乎保持不变。因此众所周知通过分析 ECG 来
10 正确测量心搏和相关现象是可以的。

在扰动自由的情况下，可以借助于峰值探测器探测 QRS 波群。可以使用滤波器装置，例如带通滤波器和/或适合的滤波器来减小在实际情况下会发生的扰动。

参考图 4 所示的例子，该心率监控器包括定时时刻确定单元 400，
15 用于确定心搏定时时刻 316A、316B。

该定时时刻确定单元 400 接收 ECG 信号 410，并识别，例如，脉冲 304A、304B 的 QRS 波群。

然后，该定时时刻确定单元 400 可以搜索 R 波的最大点，并且可以选择该 R 波最大点来表示 ECG 的定时点。然而，该定时时刻确定单元
20 400 可以搜索脉冲 304A、304B 的其它部分，具有定时点的其它部分。

定时时刻 316A、316B 可以相对于心率监控器的总体时间基准和/或相对于其它脉冲 304A、304B 的定时时刻确定。

在本发明的一个实施方式中，定时时刻 316A、316B 相对于以前的脉冲 304A、304B 确定。在这种情况下，心搏时间时刻 316B 等于心搏间
25 隔 318。

定时时刻确定单元 400 的某些部分可以用数字处理器和软件实现。在本发明的一个实施方式中，定时时刻确定单元 400 的某些部分用 ASIC 实现。

定时时刻确定单元 400 可以物理地分布在发射机部分 102 和接收机

部分 104。在本发明的一个实施方式中，例如，发射机部分 102 包括探测 QRS 波群的脉冲探测器。可以在接收机单元 104 中进行印时戳，即给 QRS 指定定时时刻。

心搏定时时刻信息 412 提供给放松计算器 402，该计算器 402 通过
5 使用心搏定时时刻 316A、316B，计算即时放松测量值。

即时放松测量值典型地与心率变化成比例。通过在观察周期记录多个心率值，计算统计特性，例如心率平均值，表示在观察周期的心率值，研究相对于统计特性的个体心率值组的统计偏差，可以得到心率变化。观察周期可以从 1 分钟到 5 分钟之间变化，然而，不局限于给出的数字。

10 放松测量典型地在运动的一个阶段进行，其中用户尝试在体育运动之后得到恢复和/或正在准备一个体育运动。

在本发明的一个实施方式中，第 K 个观察周期的即时放松测量值 S_k 可以如下表示：

$$S_k = S_k(R_1, \dots, R_N, R_A), \quad (1)$$

15 其中 R_1, \dots, R_N 表示在观察周期期间观察到的各个心率值，并且 R_A 表示统计特性，例如心率的平均值，表示在第 K 个观察周期的心率。因子 N 是心率的观察的数目。

在本发明的一个实施方式中，即时放松测量值与心率值的统计偏差，例如标准偏差成比例。在数学上，在这种情况下，放松测量值可以
20 如下表示：

$$S_k \sim \sqrt{\frac{\sum (R_i - R_A)^2}{SC}} \quad (2)$$

其中 SC 是例如与 N 或 N-1 成比例的扩展因子。

在本发明的一个方面，即时放松测量值与相对于心搏间隔平均值的心搏间隔 318 的统计偏差成比例。在该情况下，通过定时时刻确定单元
25 400 和/或放松计算器 402 确定多个心搏间隔 318。在观察周期期间在放松计算器 402 获得心搏间隔的统计平均以及从个体心搏间隔 318 计算关于统计平均的统计偏差，例如标准偏差。参考公式 (2)，项 R_i 表示个体心搏间隔 318，项 R_A 表示心搏间隔平均。

放松计算器 402 可以在观察周期期间在存储单元 430 中存储各个心率值和/或心搏间隔, 并例如根据公式(2)计算放松测量值时使用存储的数字。该计算的放松测量值 S_k 可以存储在存储单元 430 中, 以用于进一步的处理。

- 5 应当注意, 放松水平可以在时域或频域表示。在该两种情况下, 在心率和心搏间隔中的较大偏差表示高的放松水平, 而较小的偏差表示低的放松水平。

放松计算器 402 可以用数字处理器、软件和存储器实现。

- 10 数据处理单元 120 还包括连接到放松计算器 402 的放松基准生成器 404。该放松基准生成器 404 使用即时放松测量值作为输入, 并通过使用该即时放松测量值计算放松基准值。该即时放松测量值可以从存储单元 430 中取回或者从来自放松计算器 402 的输入信号 414 中接收。

- 15 放松测量基准值提供用于即时放松测量值的用户特有的基准。通过使用该放松测量基准值, 用户能够根据他或她的个人需要, 调整运动级别。

在本发明的一个实施方式中, 放松基准生成器 404 计算放松测量基准值与多个即时放松测量值的平均一样。关于数学公式, 可以如下表示:

$$S_{REF} = \frac{\sum S_k}{M} \quad (3)$$

- 20 其中 S_{REF} 是放松测量基准值, 而 M 是在总和中使用的观察周期的数目, 每个观察周期具有一个即时放松测量值 S_k 。

可以根据不同的标准选择在放松测量基准值计算中使用的观察周期和即时放松测量值 S_k 。

- 25 在本发明的一个实施方式中, 为每个运动会, 例如赛跑, 单独计算放松测量基准值。在那样的情况下, 放松测量基准值计算可以当用户在心率监控器中接通放松计算模式时触发。

在本发明的另一个实施方式中, 该心率监控器存储为多个运动会计算的即时放松测量基准值。该放松基准生成器 404 可以从存储的放松测量基准值计算平均值, 和/或选择一个合适的值, 例如那指示最大放松水平的值作为当前放松测量基准值。

在本发明的一个实施方式中，该放松基准生成器 404 根据即时放松测量值的幅度从多个即时放松测量值中选择放松测量基准值。例如，该放松基准生成器 404 可以比较存储在存储单元 430 中的即时放松测量值，并选择最大即时放松测量值作为放松测量基准值。该最大放松测量值对应于心率或心搏间隔的统计偏差的最大值，即最高放松水平。在某些实施方式中，选择即时放松测量值的中值作为放松测量基准值。

该放松基准生成器 404 可以用数字处理器、存储器以及软件实现。

该放松基准生成器 404 将放松测量基准值 418 输入到显示控制器 406。

10 该放松计算器 402 将即时放松测量值 416 输入到显示控制器 406。

该显示控制器 406 生成控制信号 420，该控制信号包括根据该放松测量基准值 418 和即时放松测量值 416，图示地显示基准指示器 424 和相对于基准指示器 424 的放松指示器 422 的指令。

该基准指示器 424 图示地指示了放松测量基准值。

15 该放松指示器 422 相对于基准指示器 424 图示地指示了即时放松测量值。

当放松指示器 422 相对于基准指示器 424 指示时，用户可以调整运动级别，从而使得放松水平相对于放松基准水平在一个希望的模式。用户可以，例如，使用由基准指示器 424 指示的放松水平作为即时放松水平的目标值。

20 该显示控制器 406 可以用数字处理器和软件实现。该显示控制器的某些部分可以用 ASIC 实现。

在本发明的一个实施方式中，该心率监控器包括群体基准提供器 426，用于提供具有至少一个人类群体的放松测量值的特征的至少一个群体基准值。该群体基准提供器 426 可以包括根据变量，例如年龄、性别、运动或其它可以与用户相关的特征分类的各种群体的典型放松测量值的数据库。用户可以从适合的目录中选择群体基准值。

该群体基准提供器 426 将控制信号 432 输入到显示控制器 406，该控制信号 432 包括用于在显示器 408 显示群体指示器 428 的指令。

在本发明的一个实施方式中，该群体基准提供器 426 使用根据变量，例如年龄表示群体基准值的数据来生成适合的群体基准值。当数据库中不包含用于用户实际年龄的群体基准值时，这可能是需要的。在那种情况下，可以应用插值过程来生成合适的群体基准值。

5 该群体基准提供器 426 可以用数字处理器、存储器和软件实现。

用户可以选择适当的目录，以及命令该心率监控器在显示器 408 上显示图示地指示群体基准值的群体指示器 428。

参考图 5，显示器 408 可以包括心率部分 510，日期/时间部分 512、控制部分 514、以及符号部分 516。

10 该心率部分 510 可以图示地和/或用数字符号显示即时心率和/或平均心率。

日期/时间部分 512 可以用数字符号显示日期和/或时间。

控制部分 514 可以显示心率监控器实现的功能的即时状态信息以及菜单项。

15 符号部分 516 可以显示指示，例如，正在进行的心率测量的图示符号。

心率监控器还可以包括放松显示部分 518，该放松显示部分显示有基准指示器 424、放松指示器 422、以及群体指示器 428。

在本发明的一个实施方式中，显示器 408 包括具有核对符号
20 502A-502D 的放松刻度 506A。放松指示器 422 和基准指示器 424 相对于放松刻度 506A 显示，以为基准指示器 424 和放松指示器 422 提供共同刻度，以及减轻对用户的即时放松水平的监控。放松刻度 506A 可以是水平方向的，以及放松指示器 422 根据即时放松测量值水平地移动。基准指示器 424 和群体指示器 428 分别根据放松测量基准值和群体基准值
25 水平地定位。

在本发明的另一个实施方式中，放松刻度 506A 是垂直方向的，以及放松指示器 422、基准指示器 424、以及群体指示器 428 分别根据放松测量值、放松测量基准值、以及群体基准值垂直地移动。

放松刻度 506A 包括低端部分和高端部分。低端部分对应于低的放

松水平，即高的压力水平。高端部分对应于高的放松水平，即低的压力水平。低端部分和高端部分提供了刻度信息，用于标定放松刻度 506A。

在本发明的一个实施方式中，放松刻度以毫秒为单位显示。相邻核对符号 502A-502D 之间的间隔可以是 10 毫秒或 10 毫秒的倍数，然而并没有限制于给出的数字。

在本发明的一个实施方式中，放松刻度 506A 以频率为单位显示，例如以每分钟心跳 (bpm) 为单位。相邻核对符号 502A-502D 之间的间隔可以是 20bpm 或 50bpm。然而并没有限制于这些数字。

放松刻度 506A 的低端可以固定于 0 到 10 毫秒，这样对应于低的放松水平，但不限制于给出的数字。

在频率单位，放松刻度 506A 的低端可以固定于 40 bpm 到 50 bpm，然而，并不限制于给出的这些数字。

放松刻度 506A 的低端也可以固定在在任何观察周期期间测量的最小放松测量值。

在本发明的一个实施方式中，放松刻度 506A 的低端固定在与放松测量基准值成比例的值。该值例如可以是放松测量基准值的 10%。

放松刻度 506A 的高端可以固定在 80 到 100 毫秒，从而对应于高的放松水平。在频率单位，放松刻度 506A 的高端可以固定在 200 bpm 到 240 bpm，然而，并不限制于这些数字。

在本发明的一个实施方式中，放松刻度 506A 的高端固定在测量的最高用户放松测量值。

在本发明的另一个实施方式中，放松刻度 506A 的高端固定在与放松测量基准值成比例的一个值处。该值例如是放松测量基准值的 150%。

可以从存储单元 430 获得用于固定放松刻度 506A 的低端和高端的信息，存储单元 430 可以包括寄存器，用于存储更新的放松测量值和放松测量基准值。可以向显示控制器 406 提供更新的放松测量值和放松测量基准值，并由显示控制器 406 通过使用控制信号 420，向显示器 408 分发刻度信息。

图 5 示出了表示放松刻度 506A 的方向的图形符号 504A 到 504C。图形符号 504A 到 504C 可以是阴阳符号，用于作为放松水平的象征。在图 5 的例子中，放松刻度 506A 的左端对应于低的放松水平，而右端对应于高的放松水平。

5 图 5 还示出了由短边 508A、508B 和长边 506A、506B 限定的细长刻度区域 500。核对符号 502A 到 502D 表示在细长刻度区域 500 中的放松刻度。

细长刻度区域 500 在心率监控器的显示器 408 中提供了易于识别的结构。该细长显示区域 500 可以由单个显示元件形成，例如 LCD 元件。
10 图示元件，例如指示器 422、424、428，放松刻度 506A，核对符号 502A 到 502D，图示符号 504A 到 504C，由 LCD 元件的像素组合形成。

放松指示器 422，基准指示器 424 和群体指示器 428 可在长边 506A、506B 的方向移动，并且典型地与细长显示区域 500 交搭。

15 放松指示器 422，基准指示器 424 和群体指示器 428 可以具有类似条状的结构，其中条基本上与长边 506A、506B 垂直。

放松指示器 422，基准指示器 424 和群体指示器 428 的图示可以不同，以使能够容易地识别它们和区分它们。

参考图 6、7、8 和 9，用方块图示出了根据本发明的实施方式的方法的例子。

20 在图 6，方法在 600 中开始。

在 602，从用户的心电图中确定多个心搏定时时刻 316A、316B。

在 604，通过使用多个心搏定时时刻 316A、316B，计算即时放松测量值。

25 在 606，通过使用多个即时放松测量值，生成放松测量基准值，其中每个即时放松测量值是在不同的观察周期计算的。在本发明的一个实施方式中，通过计算放松测量基准值与多个即时放松测量值的平均值一样生成放松测量基准值。在本发明的另一个实施方式中，通过根据即时放松测量值的幅度从多个即时放松测量值中选择放松测量基准值生成放松测量基准值。

在 608, 显示基准指示器 424, 基准指示器 424 图示地指示了放松测量基准值。

在 610, 显示放松指示器 422, 放松指示器 422 相对于基准显示器 424 图示地指示了即时放松测量值。

5 在 612, 方法结束。

在图 7 中, 方法在 700 中开始。

在 702, 从用户的心电图中确定多个心搏定时时刻 316A、316B。

10 在 704, 通过使用在观察周期的心搏定时时刻 316A、316B, 计算相对于心搏间隔平均的心搏间隔 318 的统计偏差, 即时放松测量值与统计偏差成比例。

在 706, 通过使用多个即时放松测量值, 生成放松测量基准值, 其中每个即时放松测量值是在不同的观察周期计算的。在本发明的一个实施方式中, 通过计算放松测量基准值与多个即时放松测量值的平均值一样生成放松测量基准值。在本发明的另一个实施方式中, 通过根据即时
15 放松测量值的幅度从多个即时放松测量值中选择放松测量基准值生成放松测量基准值。

在 708, 显示基准指示器 424, 基准指示器 424 图示地指示了放松测量基准值。

20 在 710, 显示放松指示器 422, 放松指示器 422 相对于基准显示器 424 图示地指示了即时放松测量值。

在 712, 方法结束。

在图 8 中, 方法在 800 中开始。

在 802, 通过使用多个即时放松测量值, 生成放松测量基准值, 其中每个即时放松测量值是在不同观察周期计算的。

25 在 804, 显示带有核对符号 502A 到 502D 的放松刻度 506A。

在 806, 用至少一个图形符号 504A 到 504C 显示放松刻度 506A 的方向。

在 808, 显示由长边 506A、506B 和短边 508A、508B 限定的细长刻度区域 500, 长边 506A、506B 中的至少一个具有指示放松刻度的核对

符号 502A 到 502D。

在 810，相对于放松刻度 506A 显示放松指示器 422 和基准指示器 424。

5 在 812，这样相对于核对符号 502A 到 502D 显示基准指示器 424，使得基准指示器 424 与细长刻度区域 500 交搭。

在 814，这样相对于核对符号 502A 到 502D 显示放松指示器 422，使得放松指示器 422 与细长刻度区域 500 交搭。

在 816，方法结束。

在图 9，方法在 900 中开始。

10 在 902，提供至少一个具有至少一种人类群体的放松测量值的特征的群体基准值。

在 904，显示图示地指示至少一种大众放松测量值的群体指示器 428。

在 906，方法结束。

15 尽管以上参考根据附图的例子描述了本发明，显然本发明不限制于该例子，而是在所附权利要求的范围内可以进行多种修改。

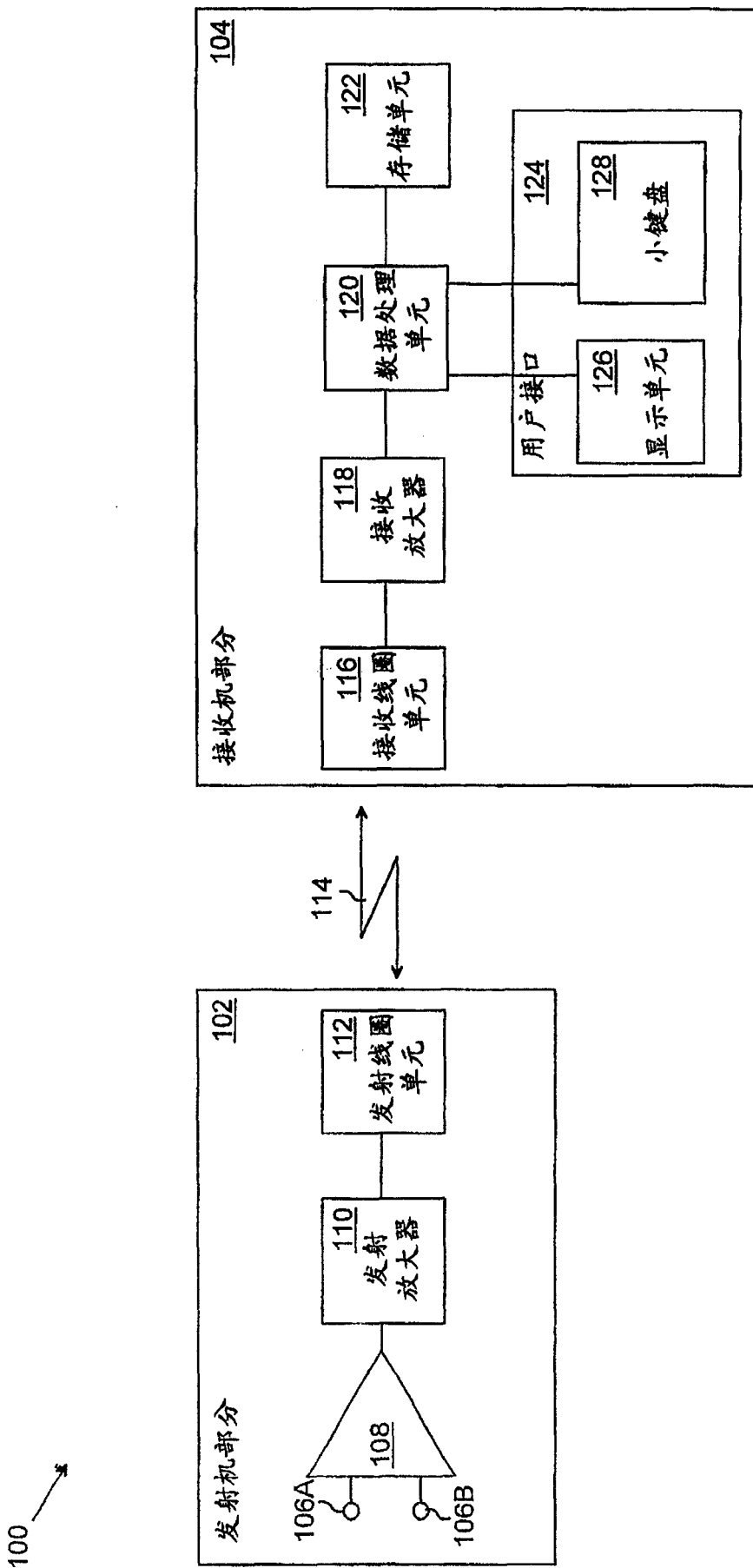


图 1

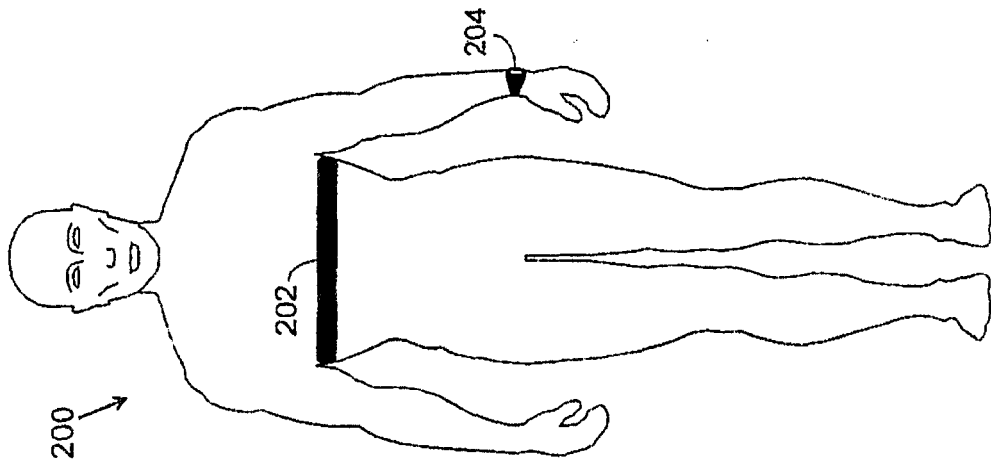


图 2

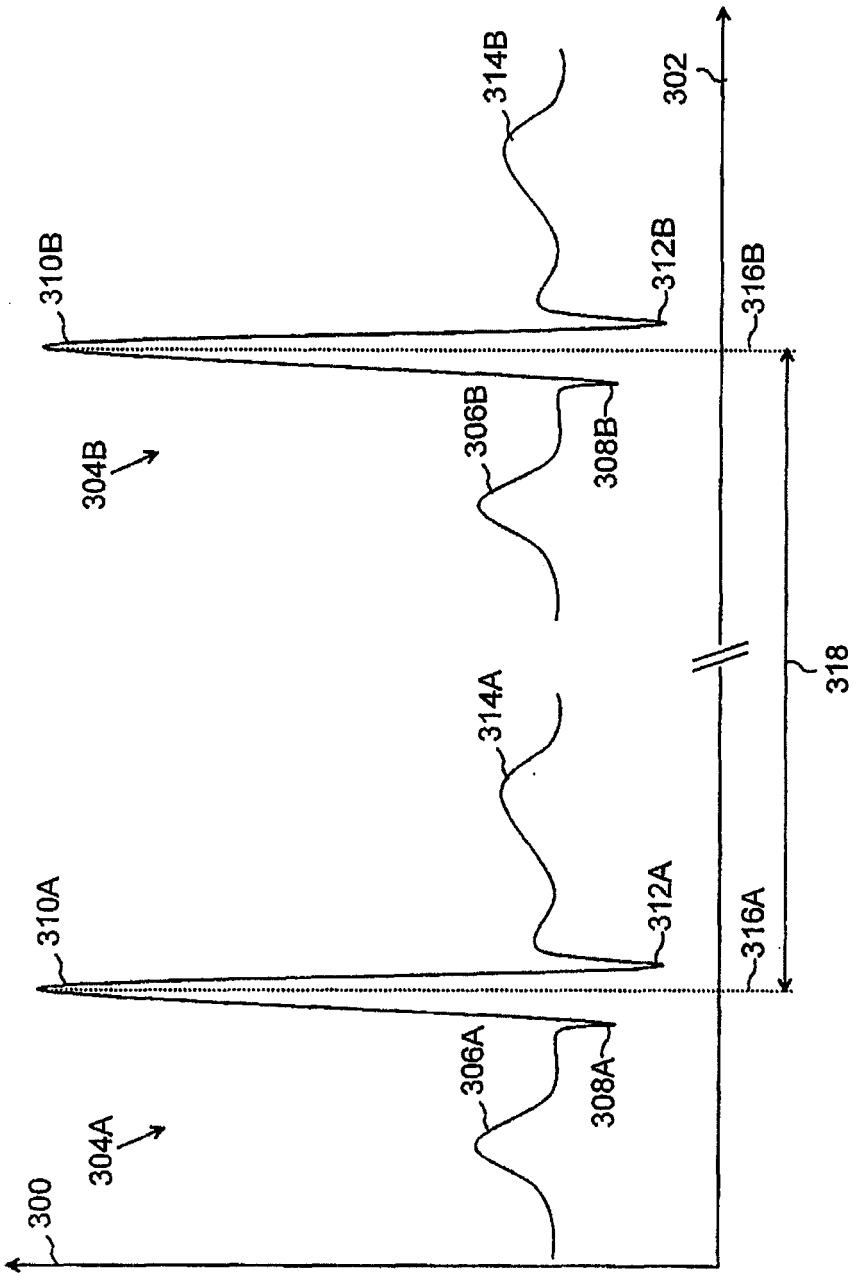


图 3

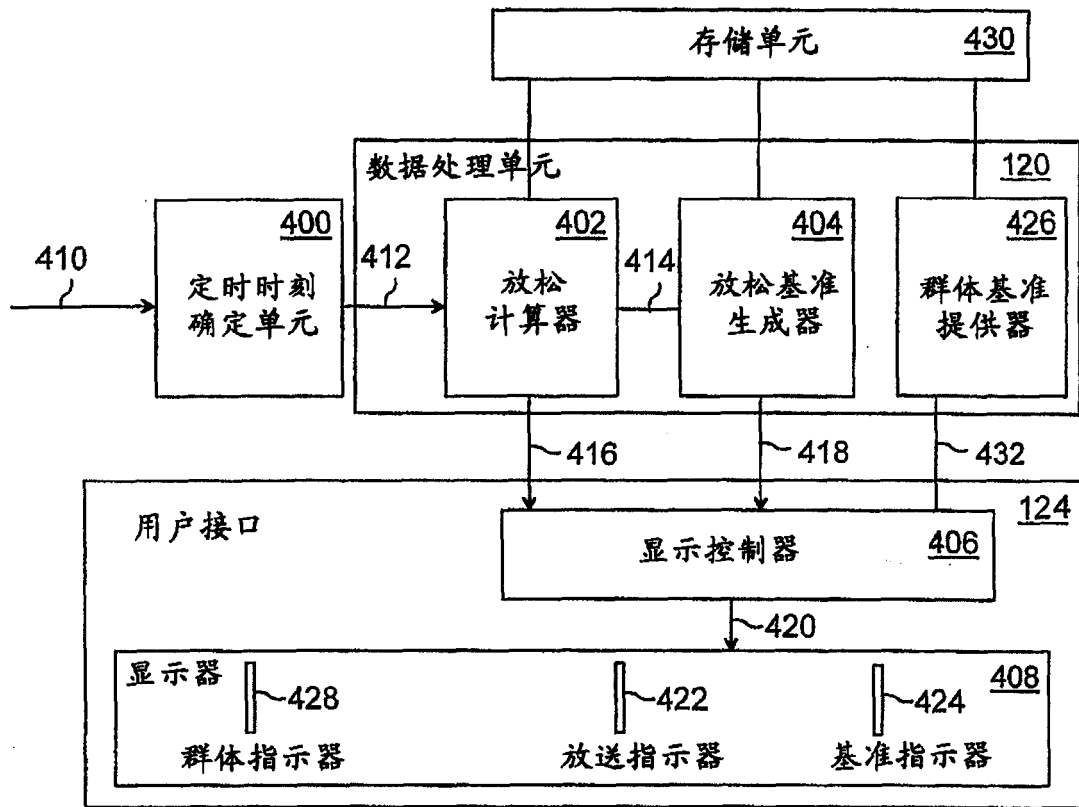


图 4

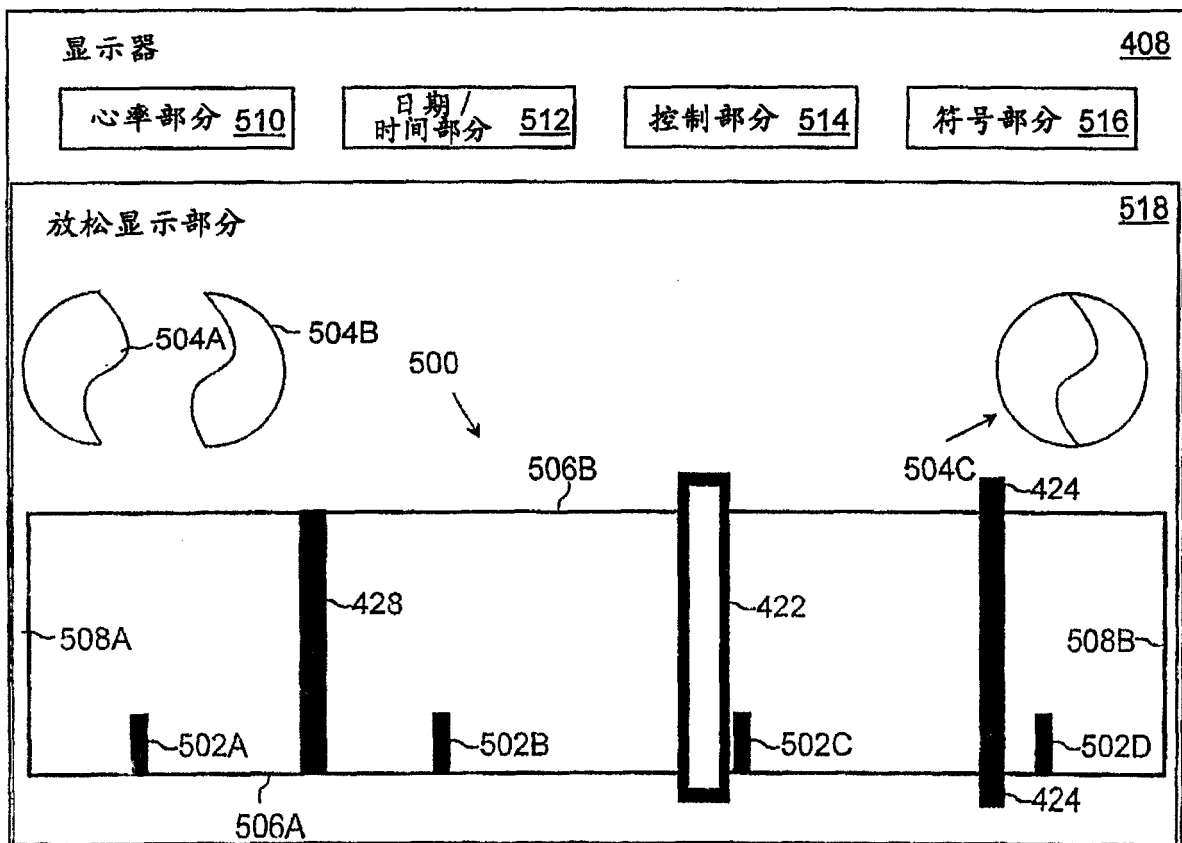


图 5

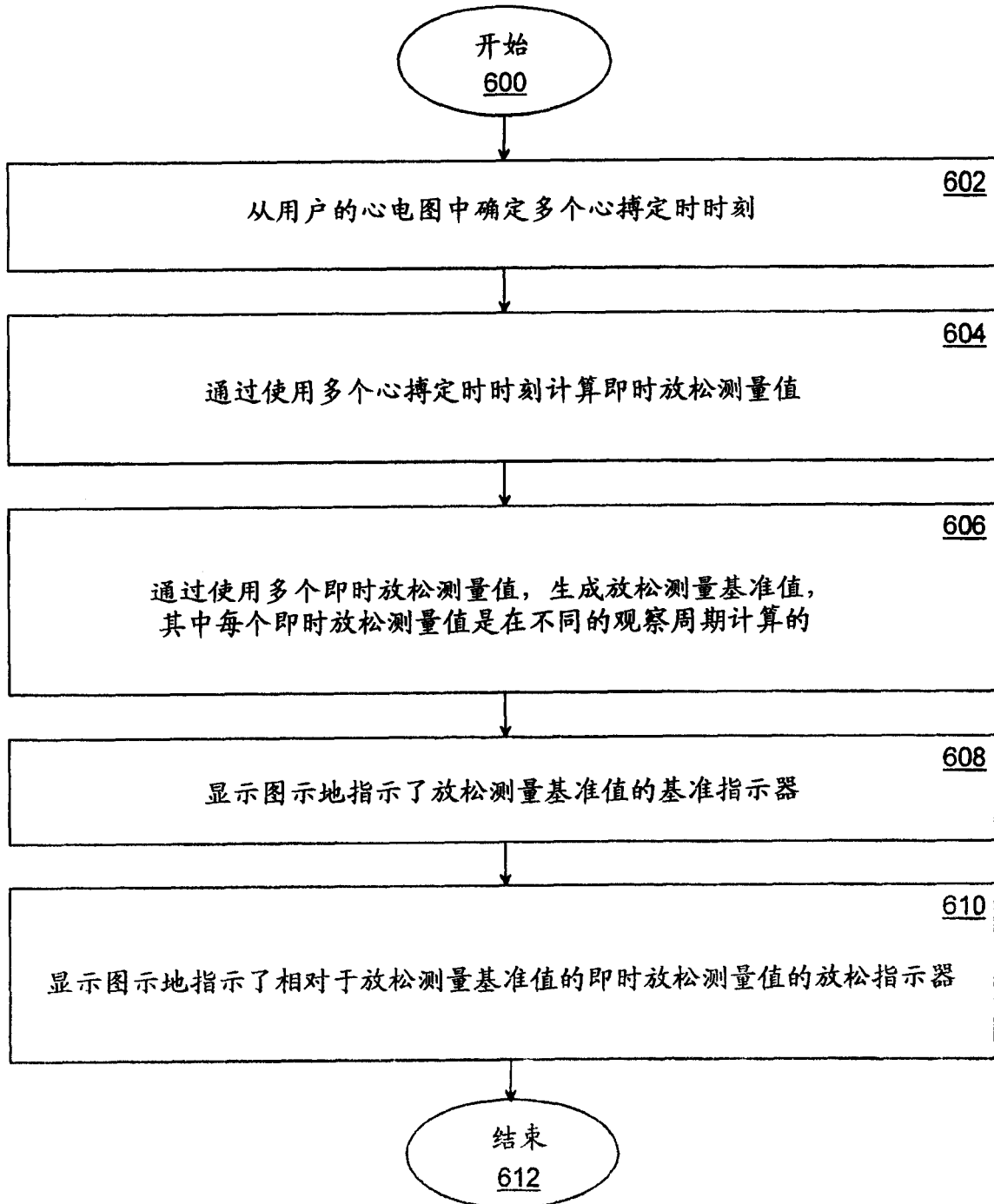


图 6

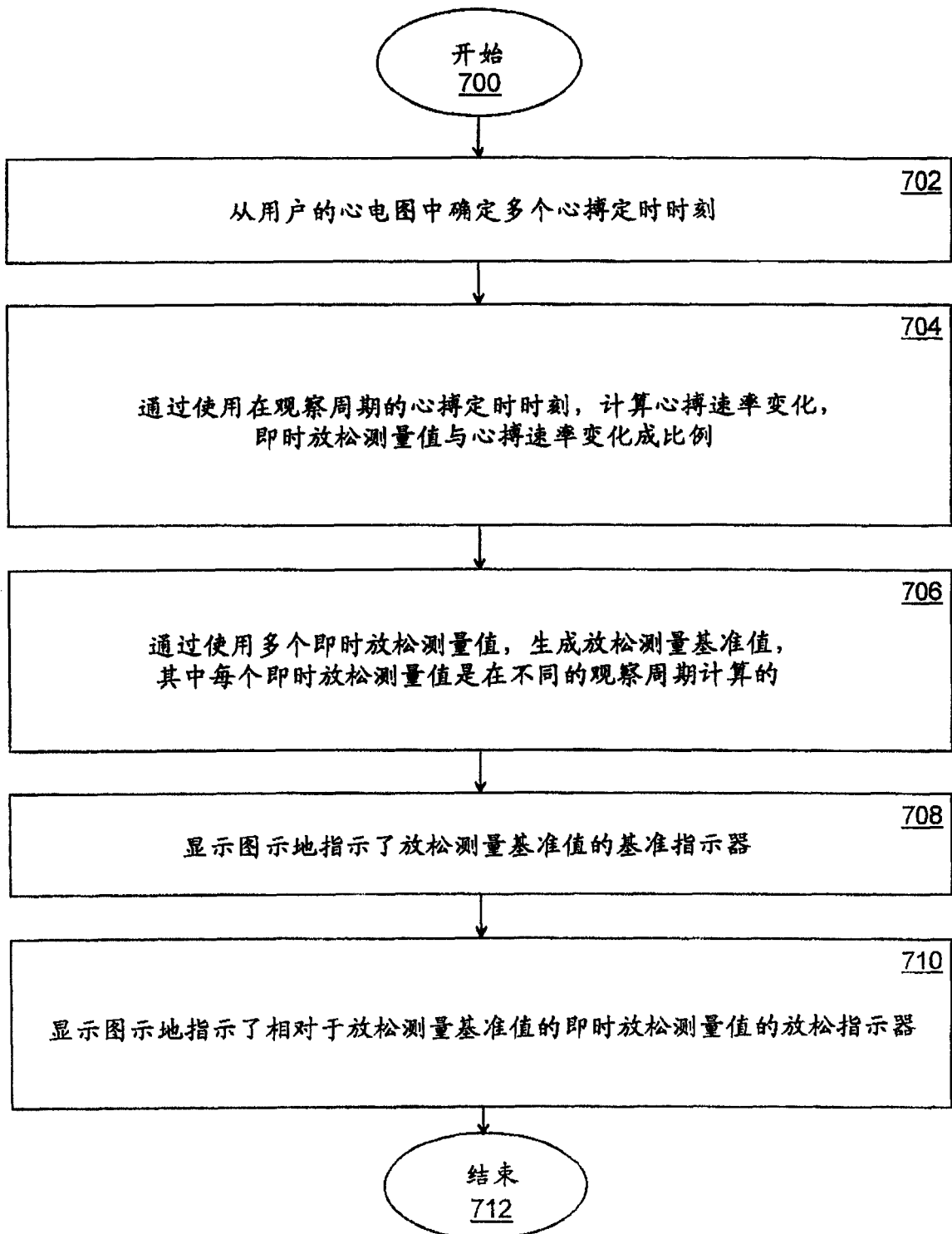


图 7

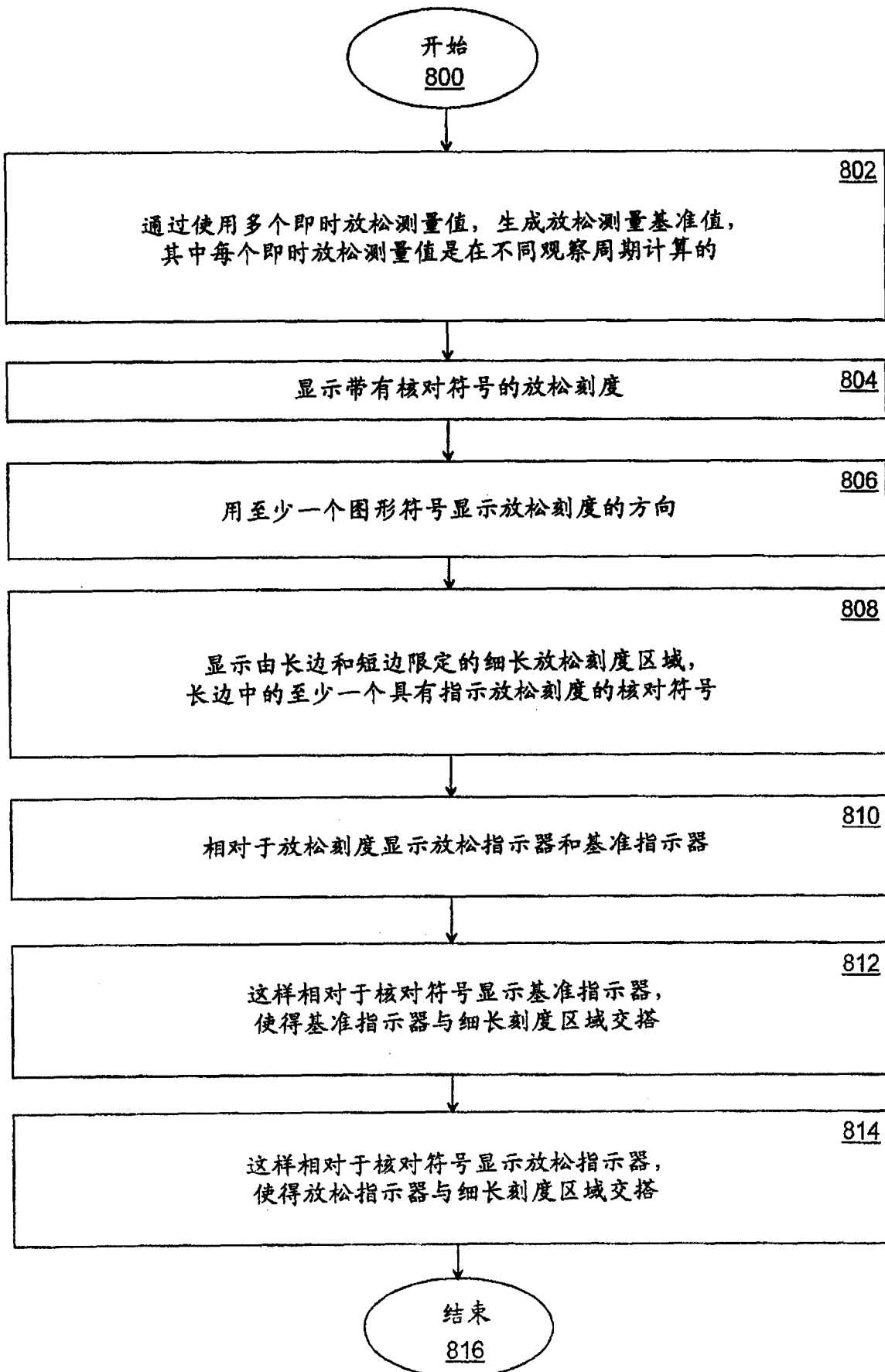


图 8

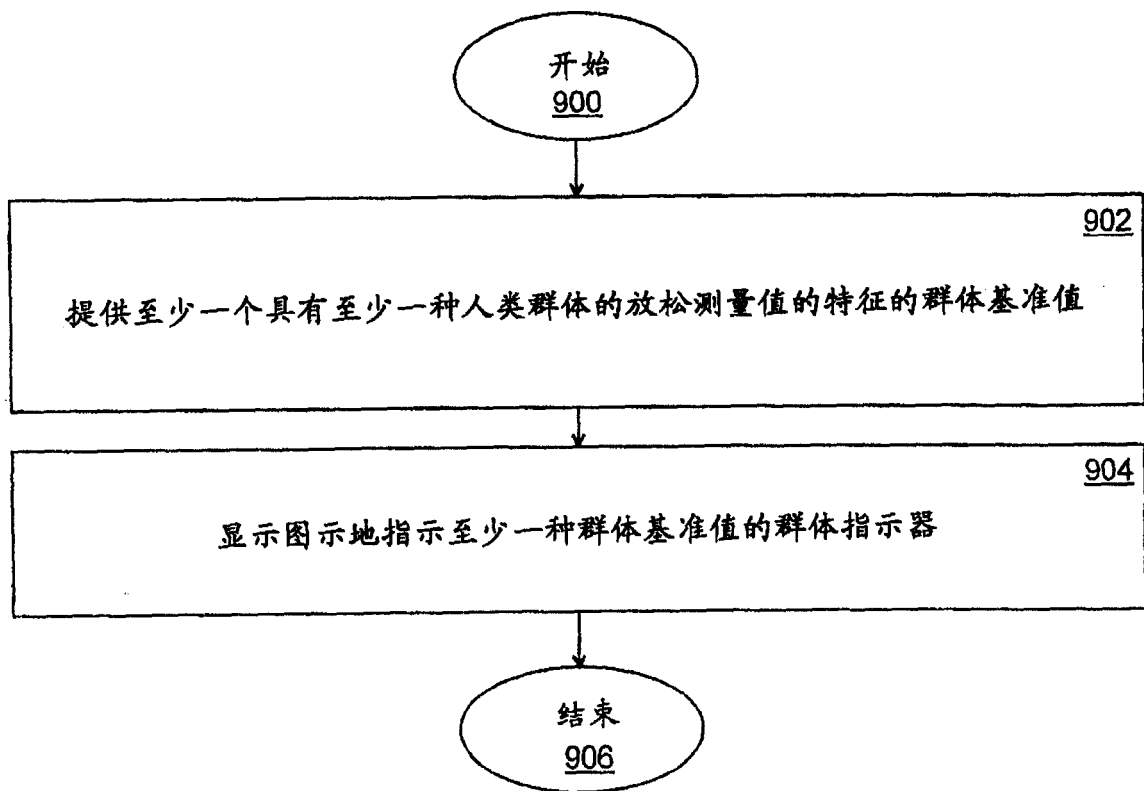


图 9

专利名称(译)	监控人放松水平的方法以及用户操作的心率监控器		
公开(公告)号	CN1714744A	公开(公告)日	2006-01-04
申请号	CN200510080287.4	申请日	2005-06-28
[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	塞波尼西拉 阿尼坎尼南 乌蒂伊普帕		
发明人	塞波· 尼西拉 阿尼· 坎尼南 乌蒂· 伊普帕		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/00 A61B5/0245 A61B5/16		
CPC分类号	A61B5/0245 A61B5/02405 A61B5/16		
代理人(译)	王茂华		
优先权	10/879702 2004-06-29 US		
其他公开文献	CN100475135C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种监控人放松水平的方法，以及用户操作的心率监控器。该用户操作的心率监控器包括：定时时刻确定装置，用于从用户的心电图中确定多个心搏定时时刻；放松计算装置，用于通过使用多个心搏定时时刻，计算即时放松测量值；放松基准计算装置，用于通过使用每个在不同观察周期计算的多个即时放松测量值，生成放松测量基准值；显示装置，配置成显示图示地指示该放松测量基准值的基准指示器；以及还配置成显示相对于该基准指示器图示地指示即时放松测量值的放松指示器。

