(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 101757778 B
(45)授权公告日 2011.08.17

(21)申请号 200910224638.2

(22)申请日 2009.11.16

(30)优先权数据
12/344,102 2008.12.24 US

(73)专利权人 香港理工大学
地址 中国香港九龙红磡

(72)发明人 方乃权

(74)专利代理机构 深圳市顺天达专利商标代理有限公司 44217
代理人 郭伟刚

(51)Int.Cl.
*A63B 26/00*(2006.01)

审查员 王歌

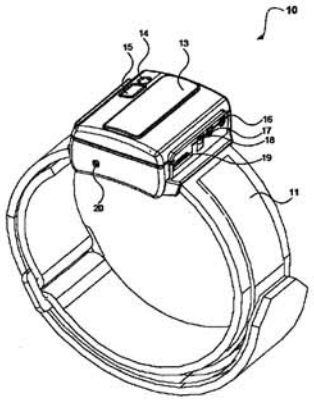
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 11 页

(54)发明名称

一种增强用户偏瘫肢体的意识并记录此用户意识的可佩带式便携装置、系统及方法

(57)摘要

一种增强用户（患者）偏瘫肢体的意识并记录此用户意识的可佩带式便携装置(10)，包括：一个感官信号发生器(52,20)用于发出连续的感官信号来提醒用户按照预定的时间移动偏瘫肢体，一个用户开启的停止发出感官信号的开关(13)，以及一个加速计(61)用来检测偏瘫肢体在三轴方向上的移动；其中，用户开启开关(13)后，在事先设定的说明的指导下活动其偏瘫肢体；加速计(61)检测到的偏瘫肢体的移动和感官信号发出后开关(13)被开启的反应时间被数据分析软件记录下来用于分析。本发明还涉及利用这种装置的系统和方法。




CN 101757778 B

1. 一种增强用户偏瘫肢体的意识并记录此用户意识的可佩带式便携装置，其特征在于，包括：

一个感官信号发生器，用来发出连续的感官信号以提醒用户按照预设的时间表移动其偏瘫肢体；

一个开关，用来在用户需要停止感官信号的发出时开启；以及

一个加速计，用来检测偏瘫肢体在三轴方向的移动；

其中，用户开启开关后，在预先设定的说明指导下移动其偏瘫肢体，且加速计检测到的偏瘫肢体的移动和感官信号发出后开关被开启的反应时间被数据分析软件记录下来用于分析。

2. 根据权利要求 1 所述的装置，其特征在于，还包括一个存储器，用来存储所记录的移动，移动时间，感官信号发出的时间和开启开关的时间，用于数据分析软件的后续处理。

3. 根据权利要求 1 所述的装置，其特征在于，感官信号是振动输出，音频输出，视频输出或者是它们其中二者或三者的结合。

4. 根据权利要求 1 所述的装置，其特征在于，所述装置是一个腕表结构，并且还包括一个可以调节的皮带用来将装置绕在用户手腕上。

5. 根据权利要求 2 所述的装置，其特征在于，所述数据分析软件分析和解释所记录的移动，移动时间，感官信号发出的时间和开关开启的时间，并生成图表来阐明在对感官信号做出反应时偏瘫肢体所移动了多少，以及在预定的时间间隔内肢体移动超过了预设的界值范围的次数。

6. 根据权利要求 1 所述的装置，其特征在于，所述装置还包括旋转开关，用于用户配置感官信号发出的形式、持续时间和强度。

7. 根据权利要求 5 所述的装置，其特征在于，所述数据分析软件有一个配置工具，用来让用户设定装置的参数，包括：振动间隔，周期时间，运动采样频率，运动记录和振动形式。

8. 根据权利要求 1 所述的装置，其特征在于，所述按钮至少是半透明状的，使位于按钮下面的 LED 背灯能够产生表明感官信号正在发出的可视化显示。

9. 根据权利要求 2 所述的装置，其特征在于，所述装置还包括为存储器设置的存储器插槽。

10. 根据权利要求 1 所述的装置，其特征在于，所述装置还包括一个可充电电池，用来为所述装置提供电力。

11. 一种增强用户偏瘫肢体意识的系统，其特征在于，所述系统包括：

一个腕戴的振动装置，其振动用于提醒用户按照预定的时间表移动偏瘫肢体，装置包括一个按钮方便用户按下以停止振动，还包括一个加速计用来检测偏瘫肢体在三轴方向上的移动，用户按下按钮后在预先设定的说明指导下移动偏瘫肢体；

数据分析软件，用来分析加速计所检测到的偏瘫肢体的移动以及振动开始后按钮被按下的反应时间。

12. 一种增强用户偏瘫肢体的意识的方法，其特征在于，所述方法包括：

产生一个感官信号，用来提醒用户按照预定的时间表移动其偏瘫肢体；

开启开关，用来停止感官信号的发出；以及

检测偏瘫肢体在三轴方向上的移动；

其中，当用户开启开关后，在事先设定的说明指导下移动其偏瘫肢体，加速计检测到的偏瘫肢体的移动和感官信号发出后开关被开启的反应时间被数据分析软件记录下来用于分析。

# 一种增强用户偏瘫肢体的意识并记录此用户意识的可佩带式便携装置、系统及方法

## 技术领域

[0001] 本发明涉及一种增强用户偏瘫肢体的意识并记录其意识的可佩戴式便携装置、系统及方法。

## 背景技术

[0002] 中风（学名为“脑卒中”）是第四大死亡原因，也是香港多数重度残疾的主要致残原因。在香港，每年每 1000 人中就有平均 3.6 个人受其影响。在中风病人中，偏身忽略 (Unilateral neglect，UN) 是很常见的一种半身不遂现象，它可能是由于缺乏对受损侧肢体的专注力或空间感觉引起的。偏瘫在中风病人中的发生率高达 20％。

[0003] 研究表明，对偏瘫侧进行感官刺激是一种有效的治疗和实践。传统的感官刺激都是在专业的医疗人员来人工对病人实施的。这样做既耗费时间也消耗医疗人员的体力。

[0004] 各种偏身忽略治疗的途径主要有两种，包括 ：补充假说，其包括了针对空间表达缺陷的治疗 ；以及提示假说，其包括了针对意识缺陷和视觉注意力缺陷的治疗。在一个个案的研究中，通过自发外界大声刺激可以大大减少偏瘫的偏身忽略的发生。

[0005] 因此，需要有一种设备能够让患有偏瘫的用户每日自主练习来进行治疗。

## 发明内容

[0006] 本发明要解决的技术问题在于，针对现有技术的上述缺陷，提供一种能够增强用户偏瘫肢体意识并记录此意识的可佩带式便携装置及其系统和方法。

[0007] 本发明解决其技术问题所采用的技术方案之一是 ：

[0008] 提供一种能够增强用户偏瘫肢体意识并记录此意识的可佩带式便携装置，所述装置包括 ：

[0009] 一个感官信号发生器，用于发出一个连续感官信号给用户，以提醒用户按照事先预定的时间表移动偏瘫肢体 ；

[0010] 一个开关，方便用户需要停止发出连续感官信号时开启 ；以及

[0011] 一个加速计，用于检测偏瘫肢体在三轴方向的运动 ；

[0012] 其中，当用户开启开关后，在事先预定的说明指导下移动偏瘫肢体，加速计检测到的偏瘫肢体的移动和感官信号发出后开关被开启的反应时间被数据分析软件记录下来用于分析。

[0013] 在本发明所述的装置中，还可以包括一个存储器，用来存储所记录的移动，移动的时间，感官信号发出的时间以及开关被打开的时间，用于数据分析软件的后续处理。

[0014] 在本发明所述的装置中，感官信号可以是振动输出、音频输出、视频输出，或者是其中二者或三者的混合。

[0015] 在本发明所述的装置中，其可以是一个腕表结构，且还包括一个可调节的皮带用来将装置系紧在用户手腕上。

[0016] 在本发明所述的装置中，数据分析软件可分析和解释所记录的移动、移动时间、感官信号发出的时间和开关被开启的时间，并生成图表来阐述偏瘫肢体对感官信号做出反应移动了多少，以及在一个预定的时间间隔内其肢体的移动超过预定界值的次数。

[0017] 在本发明所述装置中，还可以包括旋转开关，用于让用户配置感官信号发出的形式，持续时间和强度。

[0018] 在本发明所述的装置中，数据分析软件可有一个配置工具，使用户能够设置装置的参数，包括：振动频率，周期时间，运动采样频率，运动记录和振动形式。

[0019] 在本发明所述的装置中，开关大体上可以是一个设在装置上表面的中间位置的大按钮。

[0020] 在本发明所述的装置中，所述按钮应该至少是半透明的，使位于按钮下方的 LED 背光产生一个可视化显示以表明感官信号发出。

[0021] 在本发明所述的装置中，还可以包括一个为存储器设置的存储器插槽。

[0022] 在本发明所述的装置中，还可进一步包括一个可充电电池，为装置提供电力。

[0023] 本发明解决其技术问题所采用的技术方案之二是，提供一种增强用户偏瘫肢体意识的系统，所述系统包括：

[0024] 一个腕戴的振动装置，所述装置通过振动以提醒用户依照预定的时间表移动其偏瘫肢体，其包括一个按钮方便用户按下来以停止振动，还包括一个加速计来检测偏瘫肢体在三轴向的移动，用户按下按钮，并按照预定的说明的指导下移动其偏瘫肢体；

[0025] 一个数据分析软件，用来分析加速计所检测到的偏瘫肢体的移动和振动发生后按钮被按下的时间。

[0026] 本发明解决其技术问题所采用的技术方案之三是，提供一种增强用户偏瘫肢体意识的方法，其方法包括：

[0027] 产生一个感官信号，用以提醒用户按照预定的时间表移动其偏瘫肢体；

[0028] 用户开启开关以停止感官信号的发出；以及

[0029] 检测偏瘫肢体在三轴方向上的移动；

[0030] 其中，用户开启开关后，依照预定的说明的指导下移动偏瘫肢体，加速计检测到的偏瘫肢体的移动和感官信号发出后开关被开启的时间被数据分析软件记录下来用于分析。

[0031] 实施本发明的一种增强用户偏瘫肢体的意识并记录其意识的可穿戴式便携装置、系统及方法，具有以下有益效果：感官提示在经过干预和坚持后能减轻肢体偏瘫病人的偏瘫。感官提示表明，那些有或者没有偏身忽略的中风病人的偏瘫肢体尤其是前臂的部分的活动能力可以增大。

## 附图说明

[0032] 本发明将参考以下附图对一个优选实施例进行说明，其中：

[0033] 图 1 是从上方看本发明优选实施例的可佩带式便携装置得到的透视图；

[0034] 图 2 是图 1 所示装置没有紧固的皮带时从上方看得到的透视图；

[0035] 图 3 是从上方看图 2 所示的装置在逆时针旋转 90 度时得到的透视图；

[0036] 图 4 是从上方看图 2 所示的装置除去其外壳以显示装置内部结构得到的透视图；

[0037] 图 5 是从下方看图 2 所示的装置除去其外壳以显示内部结构得到的透视图；

[0038] 图 6 是从下方看图 5 所示的装置移去电池以显示加速计电路得到的透视图；

[0039] 图 7 是根据本发明的实施例来描述增强用户偏瘫肢体意识的方法的流程图；

[0040] 图 8 是在应用数据分析分析软件为图 1 所示装置设置参数时的截屏图；

[0041] 图 9 是应用数据软件对图 1 所示装置所记录的数据进行分析时的截屏图；

[0042] 图 10 是数据分析软件在应用时所用到的球面坐标系；

[0043] 图 11 是应用数据分析系统对利用图 1 所示装置记录的数据所生成数据分析报告进行描述的截屏图。

## 具体实施方式

[0044] 参考图 1 至图 6，本发明提供一种增强用户偏瘫肢体的意识的可佩带式便携装置。本文中的用户通常即为中风患者。在一个实施例中，装置 10 是一种腕表样式，有一个皮带 11 将装置 10 系到用户的手腕上。装置 10 通常包括：一个感官信号发生器 52，20，一个开关 13 和一个加速计 61。感官信号发生器 52，20 发出一个连续的感官信号来提醒用户安装预定好的时间表来移动偏瘫肢体。在一个实施例中，所述感官信号发生器是一个振动器 52 并产生振动。在另一个实施例中，所述感官信号发生器还包括一个喇叭 20 来产生一个吵闹的声音同振动器 52 的震动一起来提醒用户。开关 13 被用户开启后感官信号停止发出。加速计 61 检测偏瘫肢体的移动。用户开启开关 13 后，会在预定的说明指导下进行移动，且加速计 61 所检测到的偏瘫肢体的移动以及开关 13 什么时候被开启都被记录下来用火后续的数据分析。中风病人在感官提示的鼓励下有规律地在诊室也可以在家中进行肢体移动练习。为了监控用户的遵照说明进行练习的程度和恢复进度，本装置 10 有一个内置的加速测量功能用来监控手臂移动，还有一个移动存储卡来记录手臂移动和用户对感官提示的反应。

[0045] 感官信号可以根据预定的安排持续发出，或者在开关 13 被按下以停止信号之前随机发出。用户必须在感官提示发出之后尽快按下开关，感官提示在这里作为一种避免条件反射的方法。只要没有按下开关 13，感官提示信号就会持续地发出。为了对这些信号作出反应，用户在按下开关 13 关掉了感官提示的发出后，必须按治疗师说明移动他们的上肢肢体五次。在其他实施例中，用户必须移动肢体的次数可以改变。这些相关的感官信号用来增强用户对他们偏瘫肢体的感知程度。装置 10 可以设置成发出振动提示形式的感官信号的同时，还发出一种吵闹的声音作为音频提示形式，这些感官提示信号具有预设的、可变的或者随机的时间间隔，例如，从几秒到几分钟。

[0046] 开关 13 相对比较大，位于装置上表面的中间。开关 13 是为了用户知道将其按下以停止振动，但其首先被推下用作振动可视化显示，它用一个闪烁的蓝色 LED 来显示振动的进行。在装置 10 的开关 13 下方设置有开 / 关按钮。为了避免用户无意将开 / 关按钮错当成开关 13 按下，所述开 / 关按钮必须按压 5 秒钟才能实现开或者关。LED 显示灯 14 位于开 / 关按钮 15 旁边用来显示装置 10 是开还是关。LED 显示灯 14 有两种颜色，红或绿。当电池 51 正在充电则红色 LED 以 2Hz 频率闪烁显示，当电池充满电了则绿色 LED 以 2Hz 频率闪烁显示。

[0047] 在装置 10 的一边有振动和声音选择旋转开关 16，振动形式选择旋转开关 17，直流电插口 18 和 T-flash 存储卡插槽 19。

[0048] 振动和声音选择旋转开关 16 允许用户配置感官提示的模式，产生单独的振动或

者声音或者二者结合，以及选择是否需要同时产生振动。振动形式选择旋转开关 17 允许用户配置产生振动形式，例如，不同振动形式、持续时间、振动强度等。振动间隔可以是 1-255 分钟（默认值是 5 分钟），振动形式有数秒的开持续时间和关持续时间。设备 10 的次要参数的调整可以通过设备 10 上的旋转开关 16、17 来实现。

[0049] 用一个 5V 直流电源适配器插入直流电插口 18 内，即可实现 3.7V 450mAh 的锂电子可充电电池 51 的再充电。电池充电状态通过红 / 绿 LED14 来显示。装置 10 的运行和记录容量可达 72 个连续小时。

[0050] T-flash 存储卡插槽 19 用于接收可移动的存储卡，这些存储卡存储着记录移动、移动时间、感官信号发出时间和开关 16 开启时间等信息。存储卡可以是 16MB 或者 2GB 的 MicroSD 卡。所有原始数据都记录在存储卡上。病人对感官提示做出反应的移动和练习都被记录下来。时钟时间戳和加速度测量结果也被记录。同样被记录的还有感官提示后病人去按按钮的持续时间。存储卡随后插入到计算机中被数据分析软件所读取以便医疗专家或者用户再浏览。

[0051] 在装置 10 的反面，有一个 RS232 界面 21 连接器用来设定装置 10 里的时钟，计算机上安装了一个 USB 驱动使得装置 10 与时钟设定软件可以进行交互以后，当装置 10 通过电缆用 RS232 界面 21 与电脑连接时，装置 10 的时钟可以进行设定。

[0052] 转至图 4 和图 5，在装置 10 的罩子内提供有备用电池 41 和橡胶钥匙 42，同时还有产生振动的振动器 52 和发出声音的喇叭 53。在装置 10 的罩子内还有一个设备用来保证从喇叭 53 出来的声音能够被清楚地听到。振动器 52 可以以 11,000RPM 的速度振动，喇叭 53 则可产生 67dB 的声音。加速计 61 是一个三轴加速计，用来检测系着装置 10 的肢体的运动。

[0053] 加速计 61 将所检测的三轴运动记录到存储卡上，中风用户的肢体上端每分钟在 X、Y 和 Z 方向的移动数值即为记录的数据。

[0054] 为了能够长时间佩戴，感官提示装置 10 的机械规格是质量轻，体积小且舒适的，因为病人需要每天佩戴装置 10 在手腕上长达几个小时。装置 10 的顶面为防水溅的，以提高耐用性。皮带 11 利用魔术贴紧箍原理采用非过敏性氯丁橡胶制成，方便其戴在一只手上。振动提示需要有足够的振幅来刺激用户。大振动需要使用更多的能量，这会小号电池的寿命。然后，一个大的电池会增加装置 10 的整体重量，因此需要权衡电力和重量之间的关系。小型元件（如小的振动电机和电池）在装置 10 小型化时时必需的。装置 10 外壳内部的优选节能策略和优化空间使用率是非常重要的，它体现在装置 10 的部件安排以及各个电气元件能量使用形式上。

[0055] 装置 10 的电气元件包括开 / 关按钮 15，用于显示开 / 关和低电量的 LED 14，用于音频提醒的内部喇叭 20，用于振动提醒的内部振动马达 52。提供的用户可调的提醒模式有：振动，振动和音频，或者无（只有运动记录）。这三种模式的转换可以通过调节开关 16 实现。为了避免开关 16 被轻易改变，它装在外壳的同一表面上，并且需要一个小的螺丝起子或其它小工具才能进行调节。记录的数据包括：内部集成电路加速计 61 检测的三轴运动，反应时间数据。其他电气元件在前文中已经介绍过，包括为了插接可移动存储卡的 T-flash 存储卡插口 19，可通过 RS-232 连接 21 来调节的内部时钟，以及电池 51。

[0056] 参照图 7，其描述的是一种用上述所描述的装置增强用户偏瘫肢体的意识并将用

户意识记录的方法。按下按钮 15 从而开启装置 10，则装置 10 运行其初始状态 71。存储卡插入存储卡插槽 19 内读取设置和参数。计时器被开启，并从装置 10 打开的一刻起开始计算所流逝的时间。一个预设的感官提示时间表被反复检查，或者在另一个实施例中如果装置 10 对感官提示采用随机偏好则无需检查这个时间表。当到了提供感官提示 74 的时间时，开关 13 的背灯 LED 点亮 75，蜂鸣器 20 产生一种可以听到的声音并且振动器 52 在用户所定义的感官提示参数的条件下振动。所定义的感官提示参数能够通过调节开关 17 进行调节。已有五种预设的默认形式，不过它们可以通过图 8 所示的软件面板 85 做更改。为了避免开关 17 很容易被改动，它装在外壳的同一表面内，且需要一个小的螺丝起子或者小工具才能调节它。否则，装置 10 决定肢体的移动是否被检测到 76。如果没有运动被检测到，装置 10 返回继续计算流逝的时间。如果检测到运动，则加速测量将数据记录到存储卡上 77 以跟踪肢体的移动。感官提示发出后，装置 10 等待用户告知开启开关 13。如果没有开启开关 13，则感官提示再次发出；如果开关 13 开启了，则感官提示停止 79。通过开启开关 13 对感官提示做出反应的时间被记录到存储卡上 80。整个过程不断重复知道用户按下关按钮 15。

[0057] 数据分析软件读取和并用用户友好界面的图标和概要来解释记录在存储卡中的数据。所有装置 10 的参数都可用图 8 所示的软件来预先设定。振动间隔可设置为几分钟 81。有三个参数来配置运动记录功能：记录周期 82，采样频率 83 和数据可记录 / 不可记录 84。记录周期 82 是感官运动的时间间隔。默认值是 2 秒钟，且其值可通过存储在存储卡中的配置文件进行调整。采样频率 83 是运动被检测到后的记录次数。运动的加速度可设置在 3 到 10Hz 的范围内，且 1 秒的最小时间内用户特定时间的初始数据加起来。默认值为 10Hz，其值可通过存储在存储卡中的配置文件进行调整。数据可记录 / 不可记录默认为可记录，也能通过存储在存储卡中的配置文件进行调整。振动形式 85 可以通过选择多少秒振动多少秒不振动来选择。这里有五种不同的振动形式可选择，也被存储在存储卡中。用户同样可以调整一个界值过滤器来决定记录哪个级别的身体运动。轻微的身体运动可以被忽略认为不构成偏瘫肢体的有效练习。装置 10 的时钟设定为当地时间。检测到运动的时间和感官信号发出的时间都可以被精确记录。

[0058] 参考图 9 至图 11，数据分析软件可以产生对记录数据的可视化分析。软件是一种有效且简单的工具，帮助医疗人员能够看且分析所记录的数据。当中风患者可以独立练习且练习过程能够通过装置 10 来监控的话，则医疗人员可以回顾包含有记录数据的数据日志文件来判断病人的康复情况，并制定合适的治疗计划。软件使原始数据可以从装置 10 上下载，并且使数据可视化为医疗人员提供解释。

[0059] 数据分析软件分析且将日志数据显示出来，采用了三种方法：瞬时数据图，内部平均图和统计概述。在瞬时数据图中，所有日志数据点被记录且其导出值通过图表显示出来。这给医疗人员提供了对日志数据的精确观察，使他们能够分析手臂运动的低级别细节和反应时间记录。在内部平均图中，经过分析手臂运动数据来找到在特定间隔窗口长度下手臂运动的持续时间。这提供了一个实用的全局观测，可以观测到病人全天何时以及如何锻炼他 / 她的手臂。在统计概述中，通过分析手臂运动数据和反应时间数据来确定几个主要的能够概括反映描述病人全天的手臂运动和反应情况的统计值。可以对数据分析软件输入很多参数，如数据图变量 92，加速单位 93，角度单位 94，运动持续时间 95 以及平均窗口 96 等。软件还可以生成用户友好的表 111 和图 112 用来给医疗人员提供报告和分析数据。统

计 113 的概要也显示在数据分析软件所生成的数据分析报告上。例如，一个医生可能需要知道在对感官提示做出反应时肢体移动的范围或者在一段时间内肢体移动超过一个预设界值的次数。

[0060] 对于图 11 所示的瞬时数据记录图表，有 8 个图。在每个图上可能标有 10 个变量。可以选择加速单位 (G 或者 ms-2) 和角度单位 ( 度或者弧度 )，10 个变量是 :Nil，X，Y，Z，X+Y+Z，X-Y tilt，Y-Z tilt，X-Z tilt，X+Y+Z 峰值 (theta)，X+Y+Z 方位角 (alpha) 和反应时间 ( 秒 )。图 10 所示的是用数据分析软件所采用的球面坐标系来表示 X，Y 和 Z 轴。

[0061] 数据分析软件自动计算下列有关肢体移动和反应时间的数据 :

[0062] 在这天移动的总数 114 :这是在一天内检测到的肢体持续移动的总数 ;

[0063] 移动持续时间 ( 占 24 小时的百分比 )115 :这是检测到的肢体移动的总时间量，用占 24 小时的百分比表示 ;

[0064] 移动持续时间 ( 占日志时间的百分比 )116 :这是检测到的肢体移动的总时间量，用所述时间与腕表打开并开始记录一天内的肢体移动数据的总时间的百分比表示 ;

[0065] 反应时间最大值 117 :这是所测的反应时间的最大值 ;

[0066] 反应时间最小值 118 :这是所测的反应时间的最小值 ;

[0067] 平均反应时间 119 :这是所测的反应时间的平均值 ;

[0068] 反应时间标准方差 120 :这是所测的反应时间的标准方差。

[0069] 装置 10 可以用来引发前肢机能，也可减少对中风患者偏瘫一侧的忽略，感官提示对用户来说是比较容易掌握的。装置 10 提供多种针对用户的感官提示模式，包括振动，声音或者二者结合，同时还可以调整其强度和频率。感官提示可以是持续的也可以是间歇的，并且可以根据用户选择来调整持续时间。

[0070] 装置 10 为中风患者提供自助治疗，不论是否有偏瘫症状，患者都可以在家庭环境中依照指导在没有作业治疗师的情况下进行治疗。这为病人留出更多的时间来练习检测偏瘫侧并锻炼偏瘫的肢体，同时病人的身体状况和顺从治疗的程度都在无人照看的情况下得到监控。

[0071] 装置 10 用来辅助患有慢性中风的病人克服习惯性发作的瘫痪上体的情况。目标用户包括那些患有轻度上肢损伤以及没有偏身忽略症状的慢性中风病人，来提醒病人对偏瘫肢体的感知意识。装置 10 还可用来治疗一个中风后病人的感官和知觉的损伤以及身体两侧的手部功能。通过装置 10 来引导运动以及在锻炼手部功能的平台上进行运动训练是可行的。人们也在设想用进行大脑功能成像以理解运动引导对左、右感知平衡和在大脑运动皮层的神经变化过程。这可以显示中风病人的运动系统在被引导后其运动能力得到改善是否与这些有关联。

[0072] 尽管装置 10 在前文叙述为戴在手腕上，但也可以按需要系在人体的任何肢体上，比如腿上。装置 10 的皮带 11 可调，以适应各种肢体的尺寸。

[0073] 尽管前文中叙述到振动和声音是感官提示的形式，但其他可以想到的感官提示比如视觉提示和温度改变也都可以。用户被提示一种预设的移动形式后在指导下自觉地移动。不过，可以想象到的是，还可通过一个运动检测开关使用户一旦移动即可停止提示本身，而不需要采用另一个肢体去将开关 13 关掉。

[0074] 尽管前文已经叙述过可移除存储器，但是可以想象仍然有其他情况，使得装置 10

不需要存储器插槽 19 而是用一个内部的不变的存储器来保存所记录的数据。要将记录的数据转到计算机的数据分析软件里去，可以在装置 10 上安装一个无线通信器如无线发射器或者蓝牙发射器。或者，可以用电缆将装置 10 与电脑连接来传输数据如 USB 线。最好是使用一个不需要存储器插槽 19 从而减小装置 10 的体积的方式。

[0075] 本领域的技术人员可以知道，在不偏离本发明所描述的范围和精神内，本发明可有如具体实施例里所显示的多种变形和 / 或修饰，上述具体实施例是对本发明各方面的说明而不是限制。

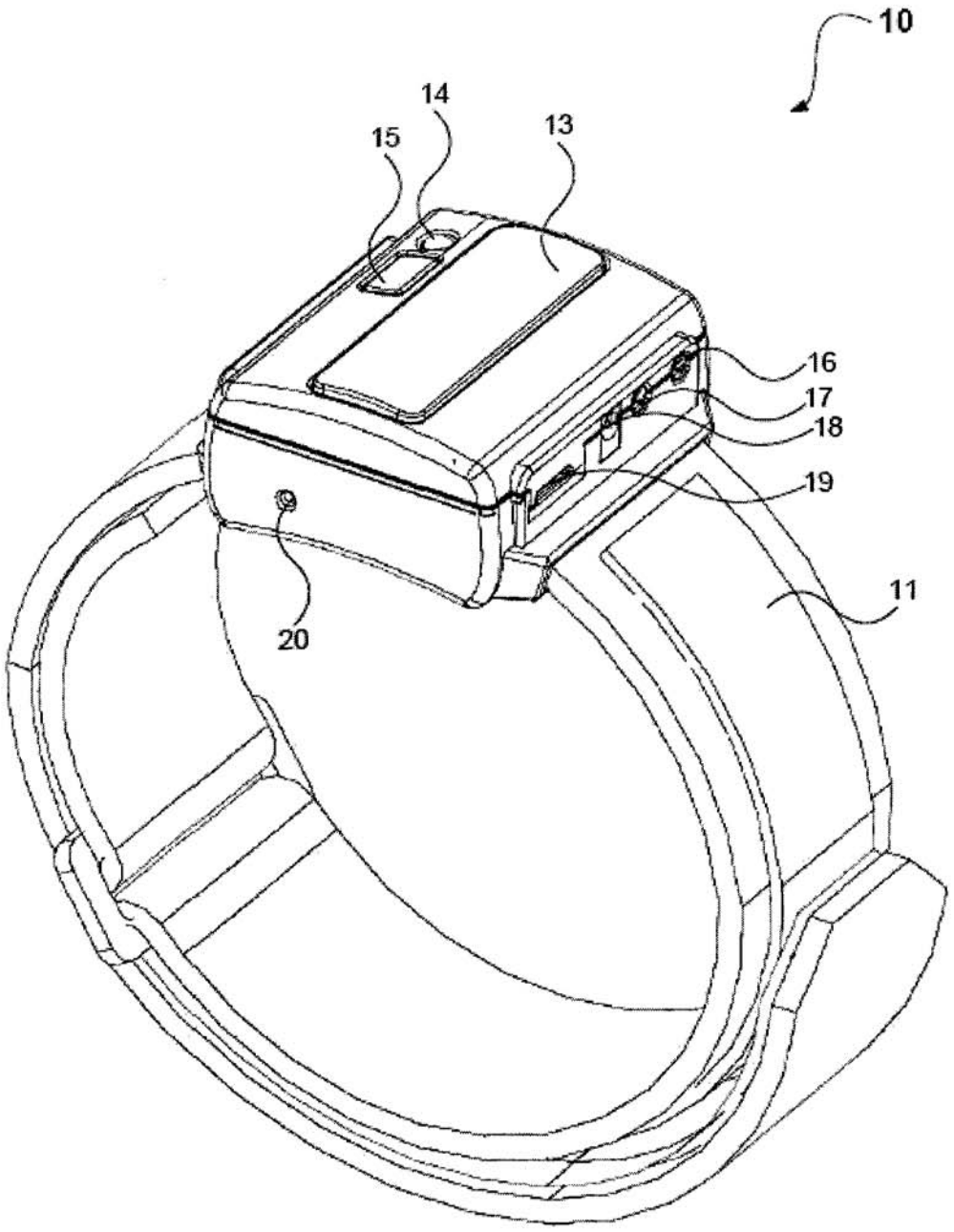



图 1

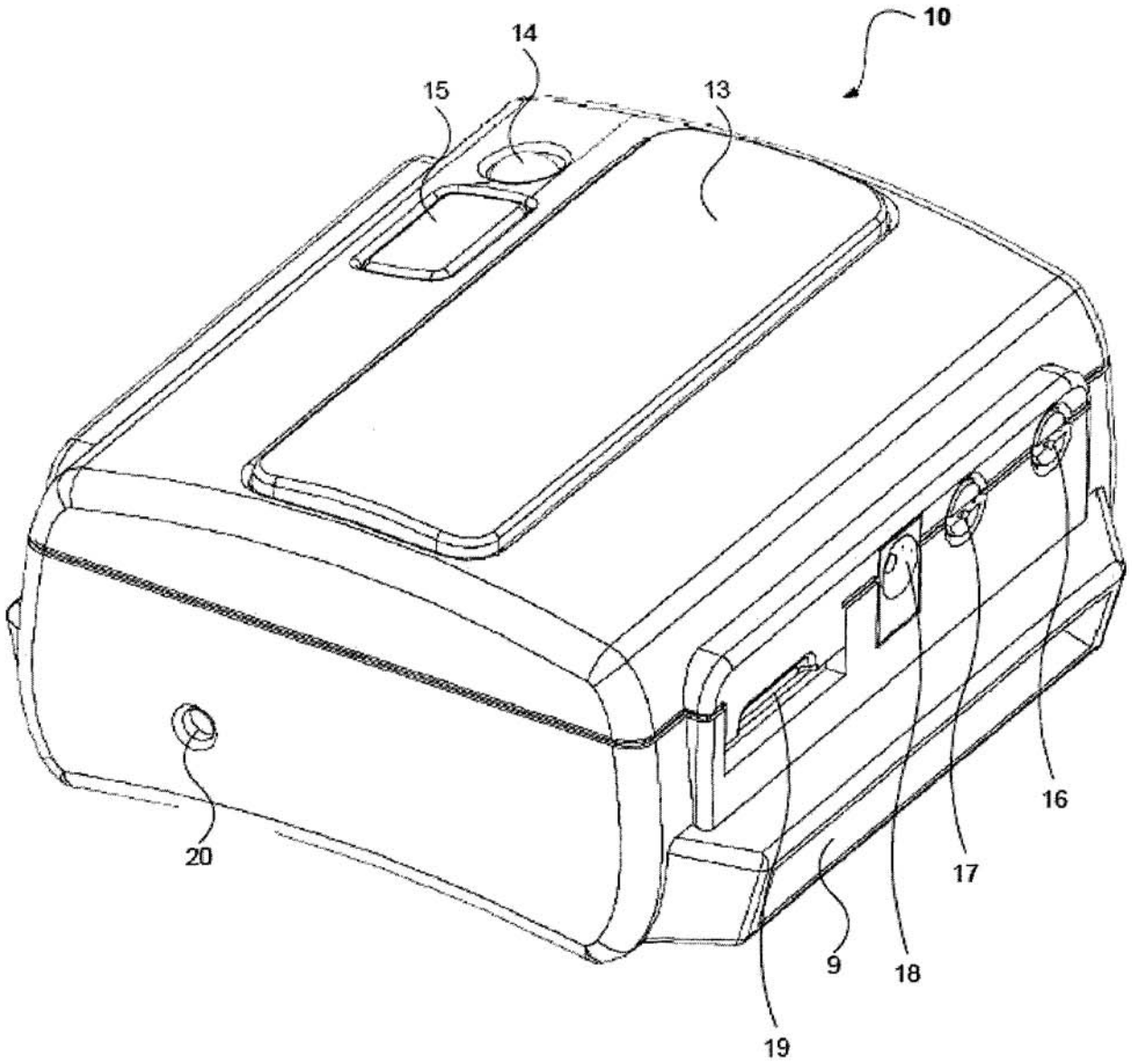



图 2

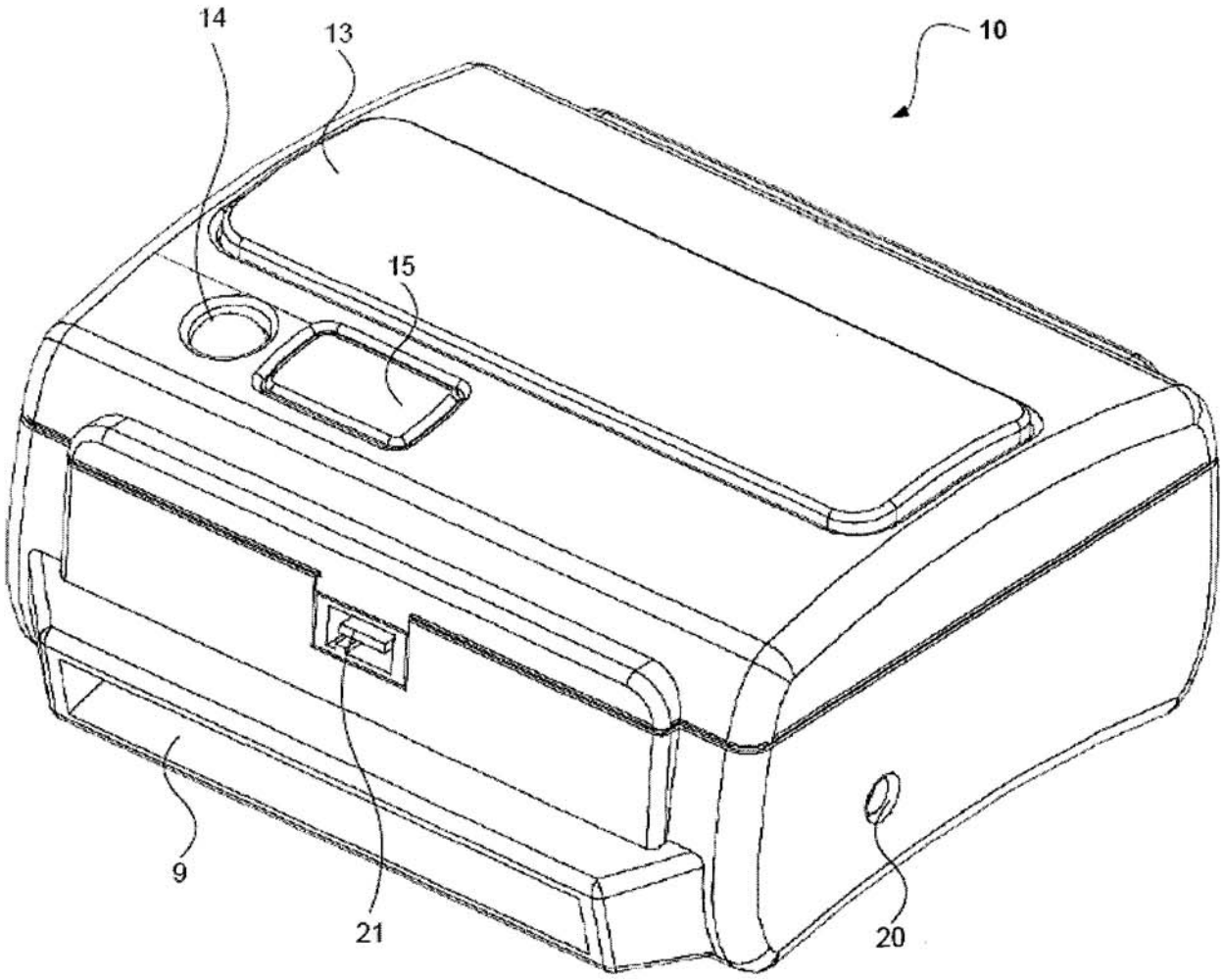



图 3

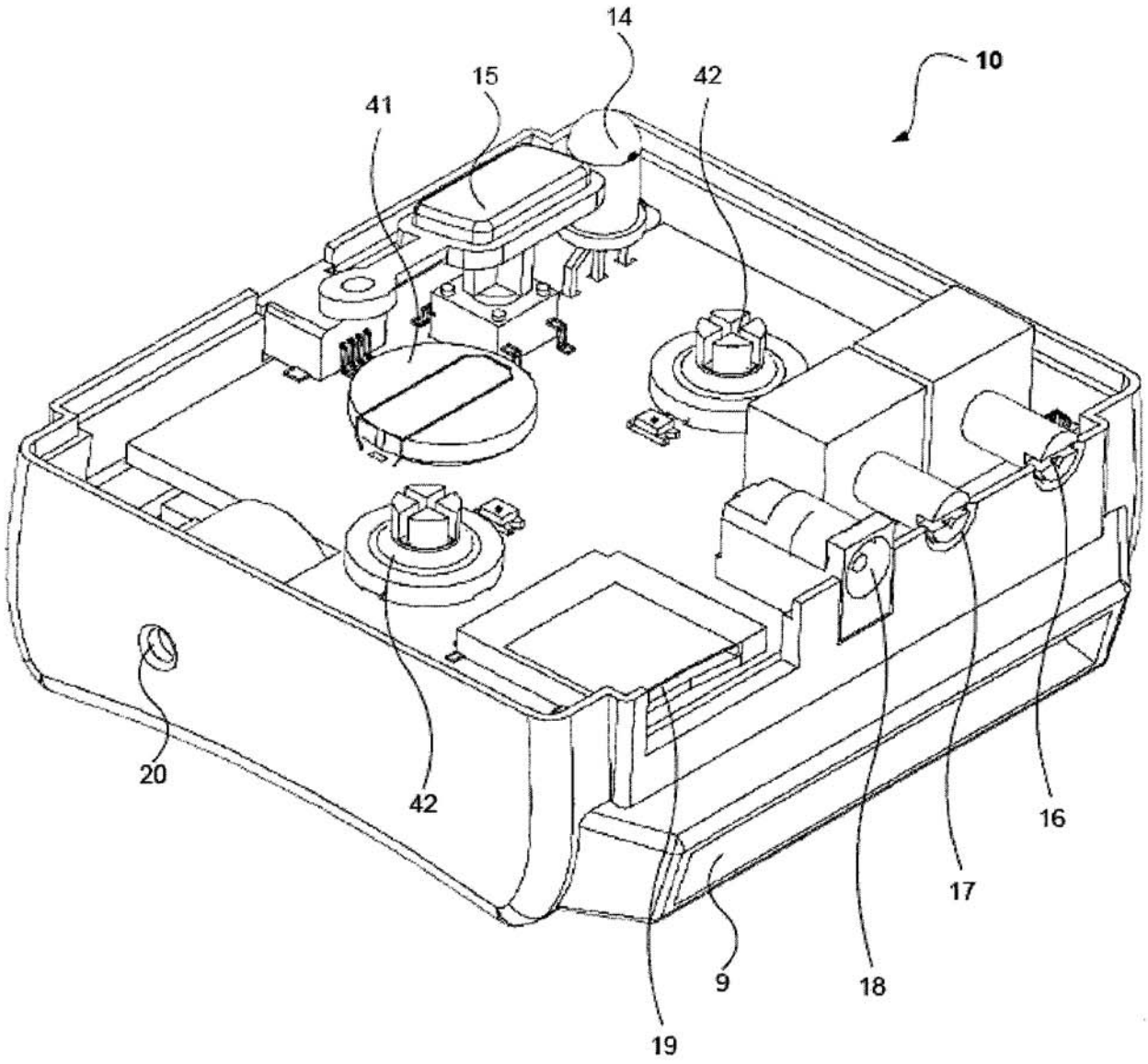



图 4

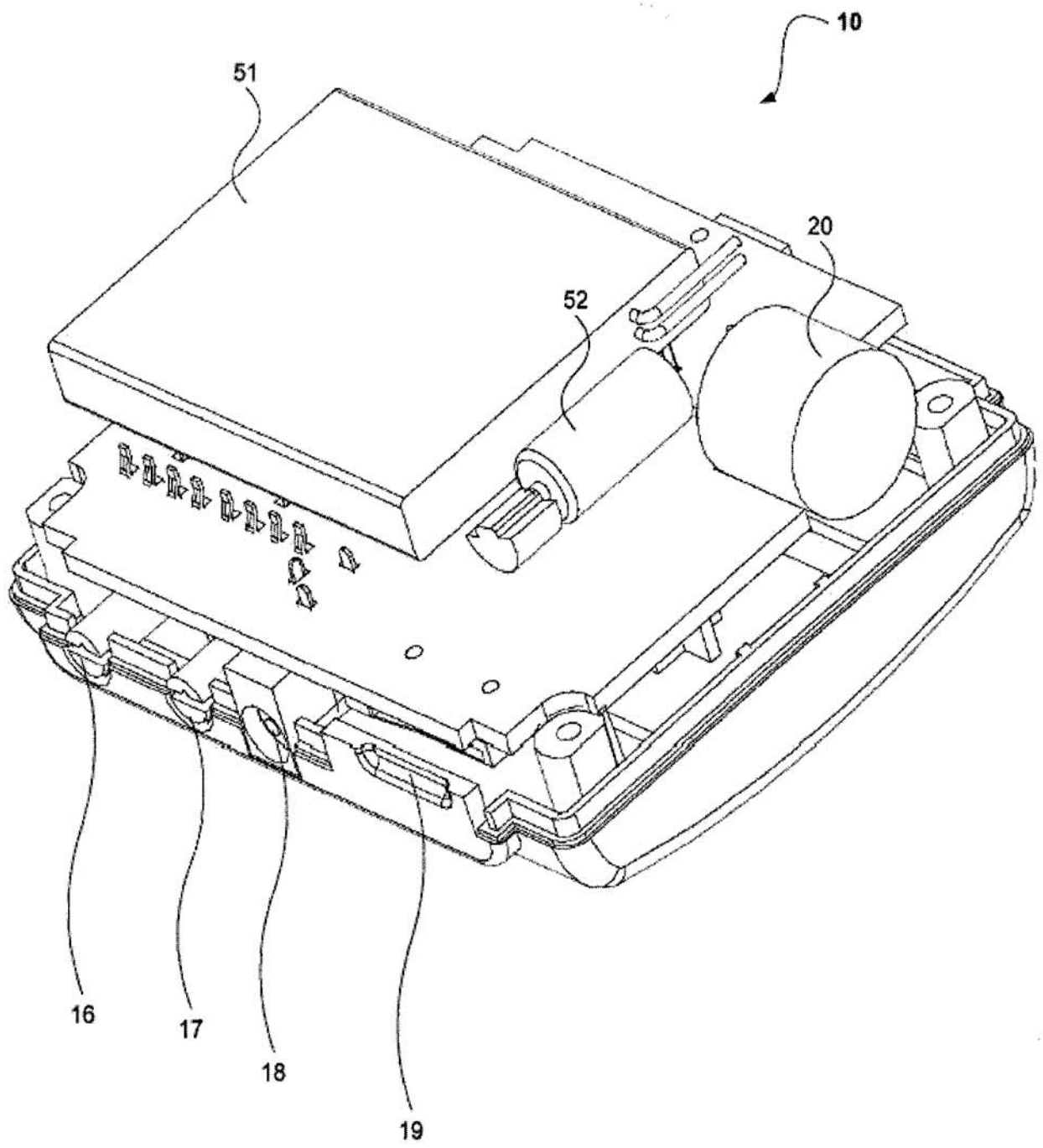



图 5

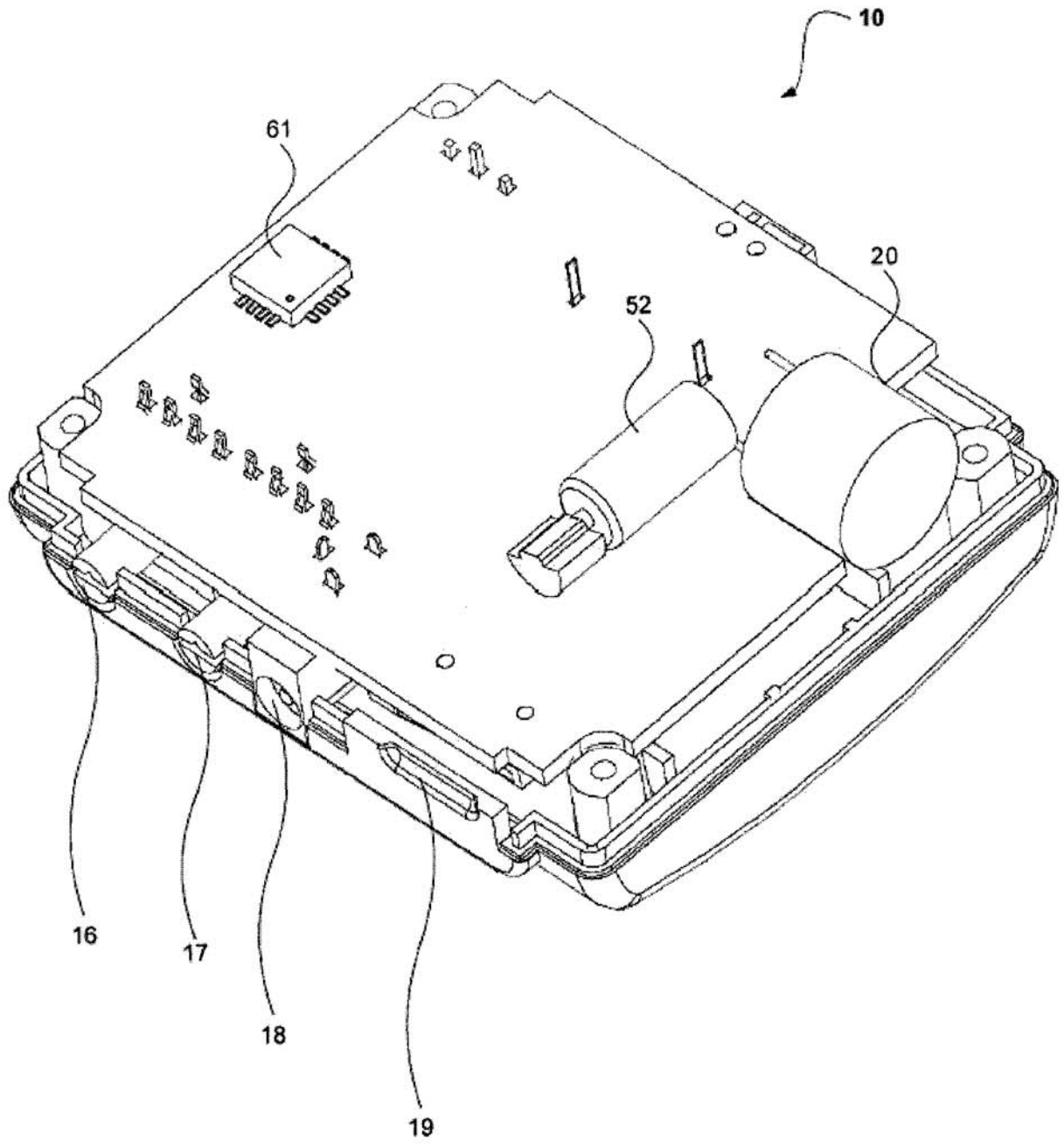



图 6

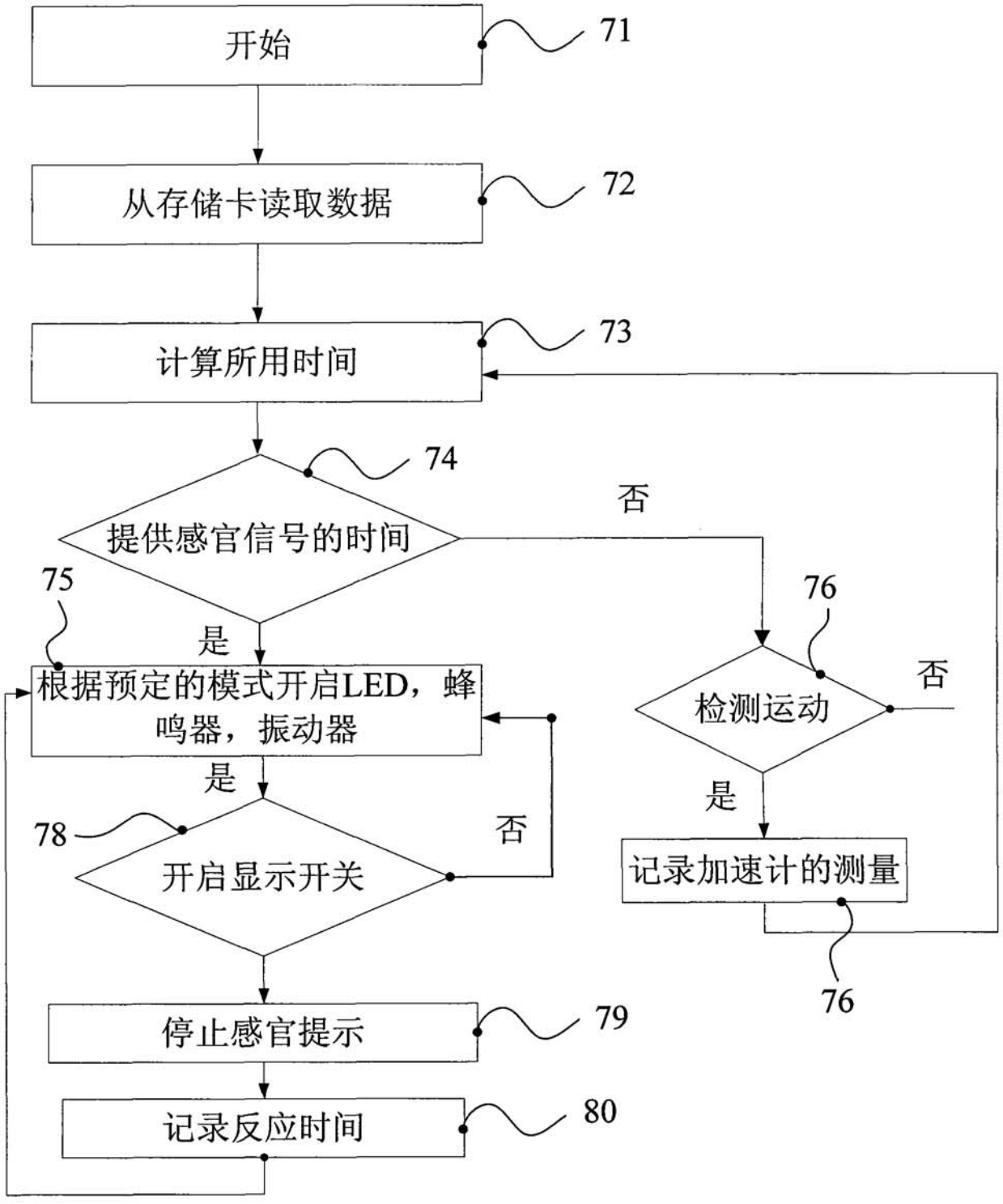

开始
71
从存储卡读取数据
72
计算所用时间
73
74
提供感官信号的时间
否
75
是
根据预定的模式开启LED，蜂鸣器，振动器
是
78
开启显示开关
否
76
检测运动
否
是
记录加速计的测量
76
停止感官提示
79
记录反应时间
80

图 7

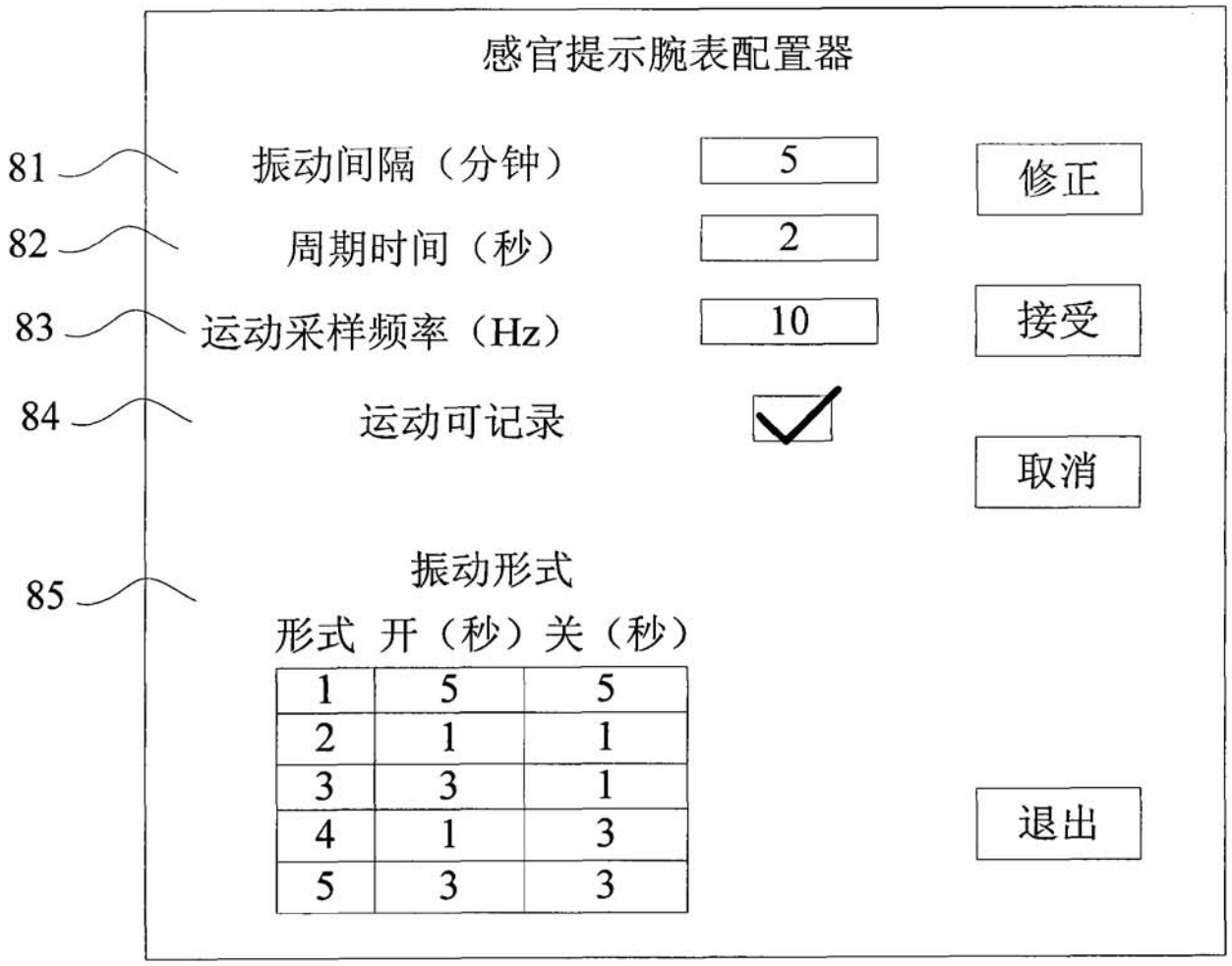

感官提示腕表配置器
81
振动间隔（分钟）
5
修正
82
周期时间（秒）
2
83
运动采样频率（Hz）
10
接受
84
运动可记录
取消
85
振动形式
形式 开（秒）关（秒）
1 5 5
2 1 1
3 3 1
4 1 3
5 3 3
退出

图 8

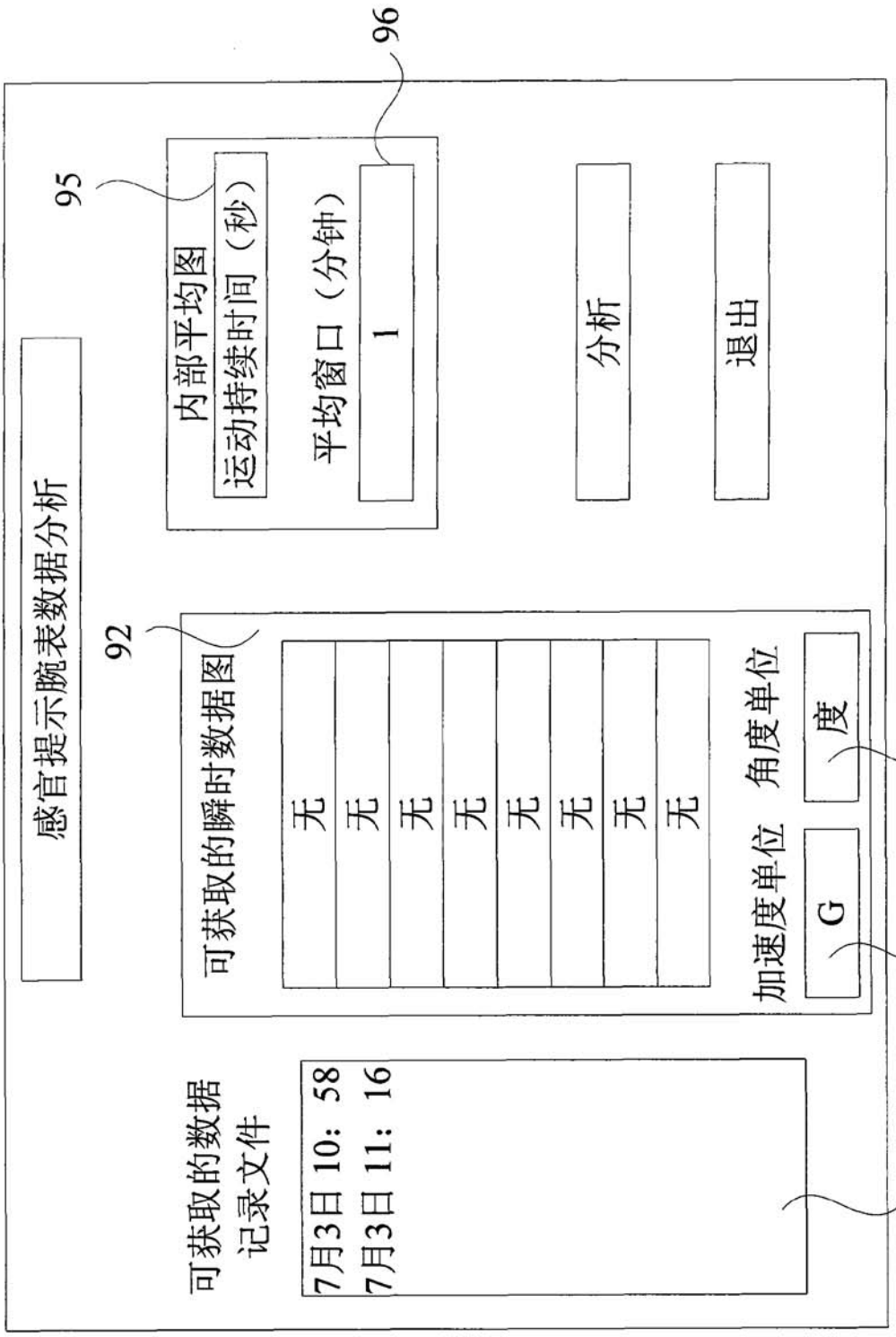

感官提示腕表数据分析
95
内部平均图
运动持续时间（秒）
96
平均窗口（分钟）
1
分析
退出
92
可获取的瞬时数据图
无
无
无
无
无
无
无
无
加速度单位
G
角度单位
度
94
93
可获取的数据
记录文件
7月3日 10：58
7月3日 11：16
91

图 9

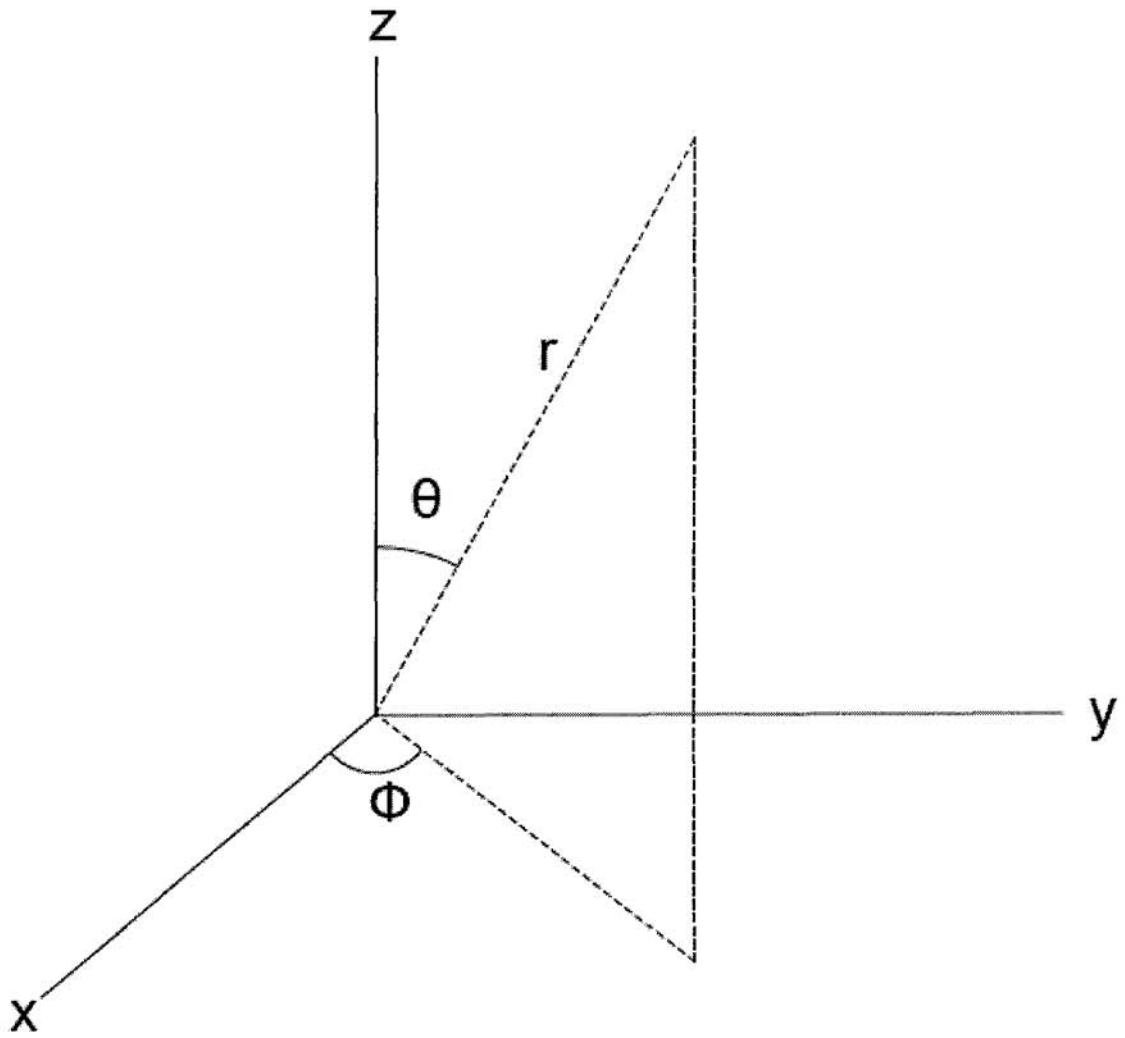



图 10

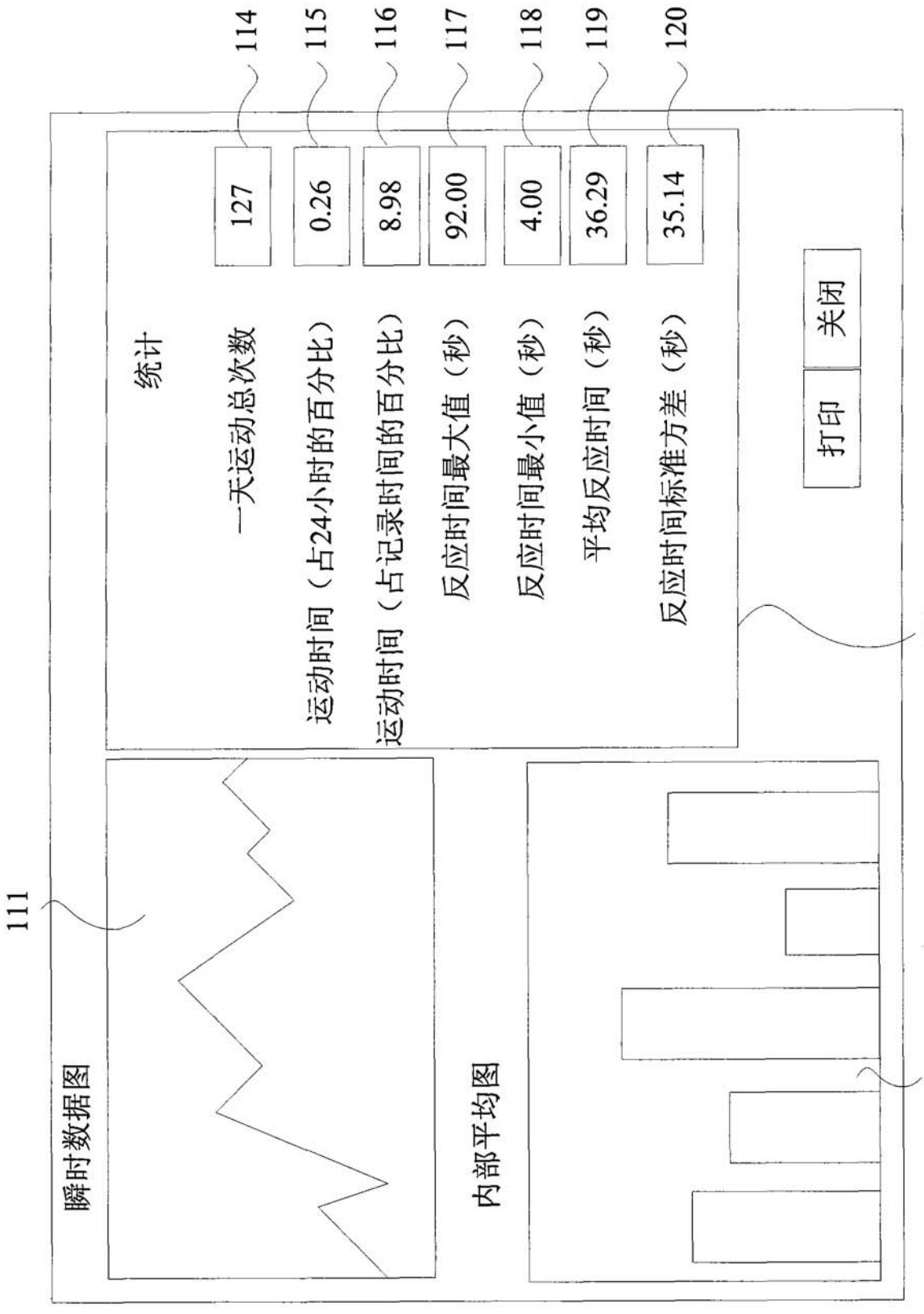

111
瞬时数据图
内部平均图
112
113
统计
一天运动总次数
运动时间（占24小时的百分比）
运动时间（占记录时间的百分比）
反应时间最大值（秒）
反应时间最小值（秒）
平均反应时间（秒）
反应时间标准方差（秒）
127
0.26
8.98
92.00
4.00
36.29
35.14
114
115
116
117
118
119
120
打印
关闭

图 11