

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101198277 B

(45) 授权公告日 2011.06.15

(21) 申请号 200680009323.0
 (22) 申请日 2006.02.22
 (30) 优先权数据
 60/654,460 2005.02.22 US
 (85) PCT申请进入国家阶段日
 2007.09.21
 (86) PCT申请的申请数据
 PCT/IL2006/000230 2006.02.22
 (87) PCT申请的公布数据
 W02006/090371 EN 2006.08.31
 (73) 专利权人 海尔思-斯玛特有限公司
 地址 英国伦敦
 (72) 发明人 图维·奥巴马赫
 (74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127
 代理人 李辉

(51) Int. Cl.
A61B 5/00 (2006.01)
 (56) 对比文件
 CN 1533204 A, 2004.09.29, 全文.
 US 6595929 B2, 2003.07.22, 说明书第 4 栏第 65 行到第 21 栏第 35 行、附图 1-13.
 US 6595929 B2, 2003.07.22, 说明书第 4 栏第 65 行到第 21 栏第 35 行、附图 1-13.
 US 5316008 A, 1994.05.31, 全文.
 CN 1381219 A, 2002.11.27, 全文.
 CN 1035985 C, 1997.10.01, 说明书第 3 页第 7 行到第 4 页第 10 行、附图 1-2.
 酒谷熏, 王世杰, 左焕琮. 光诊断法的临床应用. 基础医学与临床 17. 1997, 17(3), 177-181.

审查员 魏娜

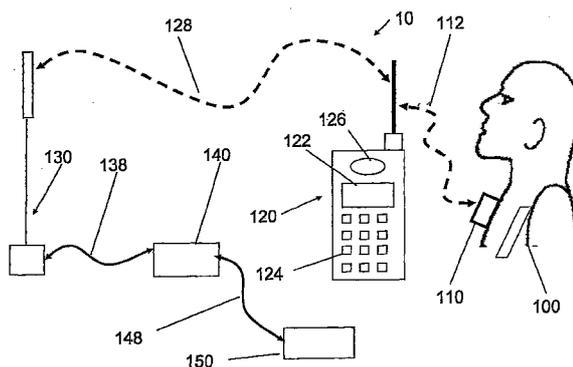
权利要求书 2 页 说明书 25 页 附图 18 页

(54) 发明名称

用于生理学和/或心理生理学监控的系统

(57) 摘要

本发明提供了用于生理和心理生理监控的方法和系统及其应用。本发明提供了用于监控用户的一个或多个生理参数的系统和方法，本发明的系统包括用于感测一个或多个生理参数的一个或多个可佩戴传感器模块。一个或多个发送器以无线方式向移动监控器发送表示所述一个或多个生理参数的值的信号。移动监控器包括：处理器，其利用专家知识实时地处理从发送器接收的信号。装置提供所述处理的结果的一个或多个指示。本发明还提供了在本发明的系统中使用的可佩戴移动传感器。本发明的方法包括从一个或多个可佩戴传感器模块获得用户的生理参数的值。将表示一个或多个生理参数的值的信号以无线方式发送给移动监控器。利用专家知识实时地对该信号进行处理，并且向移动单元提供所述处理的结果的一个或多个指示。



CN 101198277 B

1. 一种用于监控用户的一个或多个生理参数的系统,该系统包括:
 - (a) 一个或多个可佩戴传感器模块,用于感测一个或多个生理参数;
 - (b) 一个或多个发送器,用于无线地向移动监控器发送表示所述一个或多个生理参数的值的第一信号;以及
 - (c) 所述移动监控器,其中所述移动监控器包括:

第一处理器,其利用专家知识实时地对从所述发送器接收的第一信号进行处理;以及用于提供所述处理的结果的一个或多个指示的装置,

其中,所述第一处理器被构造为通过所述第一信号来计算表示用户的唤起状态的参数和表示用户的情绪状态的参数并且以二维矢量的形式显示所述表示用户的唤起状态的参数和所述表示用户的情绪状态的参数,其中表示用户的唤起状态的所述参数的计算包括利用基于用户的皮电活动、心率、EDA 变异性和 HR 变异性中的任意一个或多个的算法来计算该用户的交感神经和副交感神经活动的得分,其中表示用户的情绪状态的参数的计算基于皮电活动、心率、皮电活动变异性和心率变异性中的任意一个或多个。
2. 根据权利要求 1 所述的系统,该系统还包括能够与所述移动监控器进行通信的远程服务器,所述远程服务器从所述移动监控器接收第二信号,所述远程服务器与具有第二处理器的观察站相关联,所述远程服务器被构造为执行以下操作的至少一个:
 - (a) 将所述第二信号发送至观察站进行分析;
 - (b) 访问与受治疗者相关的历史数据;
 - (c) 将所述历史数据发送至所述观察站;
 - (d) 从所述观察站接收所述分析的结果;
 - (e) 将所述分析的结果发送至移动监控器,所述分析基于所述第二信号,以及所述历史数据、专家知识和计算机化协议中的一个或多个。
3. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,至少一个传感器模块包括选自包括以下传感器的组中的至少一个传感器:
 - (a) 皮电活动传感器;
 - (b) 心电图传感器;
 - (c) 体积描记器;以及
 - (d) 压电传感器。
4. 根据权利要求 1 所述的系统,该系统包括选自包括以下传感器的组中的至少两个传感器:
 - (a) 皮电活动传感器;
 - (b) 心电图传感器;
 - (c) 体积描记器;
 - (d) 呼吸传感器。
5. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,通过以下协议中的任意一个或多个将所述第一信号从传感器模块发送至所述移动监控器:
 - (a) 蓝牙;
 - (b) WiFi;以及
 - (c) 无线 LAN。

6. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,所述移动监控器选自包含以下装置的组:

- (a) 蜂窝电话;
- (b) 个人数字助理 (PDA);
- (c) 袖珍 PC;
- (d) 移动音频数字播放器;
- (e) iPod;
- (f) 电子记事本;
- (g) 个人膝上计算机;
- (h) DVD 播放器;
- (i) 利用无线通信的手持视频游戏机;以及
- (j) 移动 TV。

7. 根据权利要求 2 所述的系统,其中,所述移动监控器是蜂窝电话,并且所述移动监控器与所述远程服务器之间的通信在蜂窝通信网络上进行。

8. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,所述移动监控器包括可视显示器、一个或更多个扬声器、头戴耳机和虚拟实境耳机中的任意一个或更多个。

9. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,所述第一处理器被构造为,在与所述移动监控器相关联的显示器上显示以下图像中的任意一个或更多个:表示与用户相关的生物反馈信息的图像;表示用户的呼吸活动的图像;包括表示用户的 EDA 活动的曲线的图像;包括表示用户的心率的曲线的图像;包括表示用户的心率变异性的曲线的图像;包括表示用户的心率变异性的自相关的曲线的图像;以及表示基于用户的心理数据和专家知识其一或二者来改善用户的心理-生理状态的建议的图像。

10. 根据权利要求 9 所述的系统,其中,表示呼吸活动的图像包括其长度表示所述呼吸活动的条。

11. 根据权利要求 9 所述的系统,其中,表示与用户相关的生物反馈信息的图像包括一个或更多个参数目标值。

12. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,所述第一处理器被构造为,通过基于所述第一信号的计算来计算以下参数的任意一个或更多个:用户的呼吸率;和用户的心率变异性。

13. 根据权利要求 12 所述的系统,其中,通过监控用户呼吸时身体电容的变化来对用户的呼吸率进行计算和分析。

14. 根据权利要求 1 所述的系统,该系统还包括娱乐系统,并且其中所述第一处理器被构造为基于所述第一信号来确定至少一个命令并基于所述娱乐系统来发送所述至少一个命令;并且所述娱乐系统包括被构造为基于所述一个或更多个命令来执行动作的第三处理器。

15. 根据权利要求 14 所述的系统,其中,所述动作包括以下动作的任意一个或更多个:生成 SMS 消息、控制 DVD、以及控制计算机游戏。

16. 根据权利要求 14 所述的系统,其中,所述动作包括对于用户对以下任意一个或更多个内容的反应进行处理:所显示的动画图像;视频剪辑、音频剪辑、多媒体演示、与其他人的实时通信、用户必须回答的问题以及用户必须执行的任务。

用于生理学和心理生理学监控的系统

技术领域

[0001] 本发明总体上涉及生理学监控领域和生物交互 (bio interactive) 应用。

背景技术

[0002] 多年来,人们一直使用生物反馈来减轻并改变个体的消极行为模式,但是现有的系统存在如下多个明显缺点:目前大多数的系统都依赖于功能强大的计算机。首先,它们要求用户曾得到过保健专家或者综合的在线程序师的培训。在用户经过训练以后,他们必须牢记要处理他们日常生活中的内部生理变化。生物反馈进程很少以天为标准,当然更不会是实时的。这就要求用户记住多天以前发生的具体事件,并回忆他确切的情绪反应。

[0003] Korenman 等人在 1997 年 2 月 6 日提交的、题为“Biofeedback apparatus for use in therapy”的美国专利 6,026,322 公开了一种设计用于通过控制代表用户的心理生理学参数的信号(例如,可以通过其两个触点位于用户的相邻手指上传感器单元而检测到的皮肤电阻)来训练用户控制他/她的心理生理状态的一个或者更多个方面的装置和程序。该传感器单元可与接收器单元分离设置,该接收器单元与运行该程序的计算机相连接。所公开的装置被描述为用于治疗具有生理症状(例如,肠易激综合症)的患者。在治疗进程中,对患者的一个或者更多个心理生理参数进行感测,并利用感测到的参数来改变患者观看的显示器。该显示器包括表示正在治疗的生理症状的视觉或图片表示,该视觉或图片表示的外观按照与患者所希望的生理变化相对应的方式而变化。

[0004] PCT 申请 W00047110 公开了一种用于连续的且无外界干扰地 (non-invasively) 获得与对象的心血管系统有关的一个或更多个参数,例如:收缩压、舒张压、动脉的杨氏模量、心搏排血量、血管阻力的相关变化以及血管顺应性 (vascular compliance) 的相关变化。

[0005] Korenman 的美国专利 6,067,468 公开了一种设计用于训练用户控制他/她的心理生理状态的一个或者更多个方面的程序。通过代表用户的心理生理状态的信号(例如,通过其两个触点位于用户的相邻手指上的传感器单元可以检测到的皮肤电阻)来控制该程序。该传感器单元与接收器单元分离设置,该接收器单元与运行该程序的计算机相连接。

发明内容

[0006] 本发明的第一方面提供了一种便携、无线且可佩戴的传感器,用于监控对于所出现的事件的询问情绪和生理反应。与事件发生几天以后人为重建的结果相比,这些实时收集的结果可能更有效且与用户更相关。新的传感器可以利用移动电话和其他技术来显示用户的生理和情绪状态,基于专家的知识进行实时指导,并且训练用户修正其不良行为模式。

[0007] 此处使用的术语“可佩戴装置”是指用户可以随身携带(例如在其衣服内或者外、其口袋中、与其衣服相连接或者位于其手中)的装置。

[0008] 本发明的第二方面提供了一种用于监控用户对所出现的事件的情绪和生理反应的系统。

[0009] 本发明的另一方面提供了用于分析用户的情绪和生理状态的方法。本发明的又一

方面提供了这种方法以及本发明的传感器的应用。

[0010] 本发明还提供了通过这种数据（如用户的情绪）来估计微妙信息的新方法；新型治疗方法；以及基于用户的心理学和响应而交互的新型娱乐方法。

[0011] 从而，本发明的其中一个方面提供了一种用于监控用户的一个或更多个生理参数的系统，该系统包括：

[0012] (a) 一个或更多个可佩戴传感器模块，用于感测一个或更多个生理参数；

[0013] (b) 一个或更多个发送器，用于无线地向移动监控器发送表示所述一个或更多个生理参数的值的第一信号；以及

[0014] (c) 所述移动监控器，其中该移动监控器包括：

[0015] 第一处理器，其利用专家知识实时地对从所述发送器接收的第一信号进行处理；以及

[0016] 用于提供所述处理的结果的一个或更多个指示的装置。

[0017] 本发明的系统还包括能够与所述移动监控器进行通信的远程服务器，所述远程服务器从所述移动监控器接收第二信号，所述远程服务器与具有第二处理器的观察站相关联，所述远程服务器被构造为执行以下操作的至少一个：

[0018] (a) 将所述第二信号发送至观察站进行分析，该分析；

[0019] (b) 访问与该对象相关的历史数据；

[0020] (c) 将所述历史数据发送至所述观察站；

[0021] (d) 从所述观察站接收所述分析的结果；

[0022] (e) 将所述分析的结果发送至移动单元，所述分析基于所述第二信号、一个或更多个历史数据、专家知识和计算机化协议。

[0023] 所述系统的至少一个传感器模块可以包括选自例如包括以下传感器的组中的至少一个传感器：

[0024] (a) 皮电活动传感器；

[0025] (b) 心电图传感器；

[0026] (c) 体积描记器；

[0027] (d) 压电传感器。

[0028] 本发明的系统可以包括选自例如包括以下传感器的组中的至少两个传感器：

[0029] (a) 皮电活动传感器；

[0030] (b) 心电图传感器；

[0031] (c) 体积描记器；

[0032] (d) 呼吸传感器。

[0033] 可以通过例如以下协议中的任意一个或更多个将所述第一信号从传感器模块发送至所述移动监控器：

[0034] (a) 蓝牙；

[0035] (b) WiFi；以及

[0036] (c) 无线 LAN。

[0037] 所述移动监控器例如可以选自包含以下装置的组：

[0038] (a) 蜂窝电话；

[0039] (b) 个人数字助理 (PDA) ;

[0040] (c) 袖珍 PC ;

[0041] (d) 移动音频数字播放器 ;

[0042] (e) iPod ;

[0043] (f) 电子记事本 ;

[0044] (g) 个人膝上计算机 ;

[0045] (h) DVD 播放器 ;

[0046] (i) 利用无线通信的手持视频游戏机 ;以及

[0047] (j) 移动 TV。

[0048] 所述移动单元可以是蜂窝电话,并且所述移动监控器与所述远程服务器之间的通信可以在蜂窝通信网络上进行。

[0049] 所述移动单元可以包括可视显示器、一个或更多个扬声器、头戴耳机和虚拟实境耳机中的任意一个或更多个。

[0050] 本发明的另一方面提供了一种在本发明的系统中使用的可佩戴传感器模块。

[0051] 所述可佩戴传感器模块可以包括例如选自包括以下传感器的组中的至少一个传感器 :

[0052] (a) 皮电活动传感器 ;

[0053] (b) 心电图传感器 ;

[0054] (c) 体积描记器 ;

[0055] (d) 压电传感器。

[0056] 所述可佩戴传感器模块可以包括例如选自包括以下传感器的组中的至少两个传感器 :

[0057] (a) 皮电活动传感器 ;

[0058] (b) 心电图传感器 ;

[0059] (c) 体积描记器 ;

[0060] (d) 呼吸传感器。

[0061] 所述可佩戴传感器模块可以包括例如通过以下协议中的任意一个或更多个来发送信号的发送器 :

[0062] (a) 蓝牙 ;

[0063] (b) WiFi ;以及

[0064] (c) 无线 LAN。

[0065] 所述可佩戴传感器单元可以包括适于利用至少 16 位 A/D 转换来监控皮肤导电率而无需手动校准的皮电活动传感器。

[0066] 所述传感器模块可以包括 EDA 传感器,该 EDA 传感器包括 :

[0067] (a) 适于作用在皮肤表面上的至少两个电极 ;

[0068] (b) 电子电路,用于测量所述电极之间的皮肤电阻,并基于所述电阻利用其中 EDA 非线性地依赖于所述电阻的算法来计算 EDA。

[0069] 所述传感器模块可以包括血流量传感器,该血流量传感器包括 :

[0070] (a) 适于向皮肤表面发光的光源 ;

[0071] (b) 适于探测从所述皮肤表面反射的光的光探测器；

[0072] (c) 电子电路,用于测量反射光的强度并基于反射光的强度来控制所述光源的强度。

[0073] 所述传感器模块中的电子电路能够在至少 50K Ω 到 12M Ω 的范围内测量所述电极之间的皮肤电阻。

[0074] 本发明的系统的第一处理器可以被构造为通过所述第一信号来计算表示用户的唤起状态的参数和表示用户的情绪状态的参数其中之一或二者。

[0075] 表示用户的唤起状态的参数的计算可以包括利用基于用户的皮电活动、心率、EDA 变异性 and HR 变异性中的任意一个或更多个的算法来计算该用户的交感神经和副交感神经活动的得分 (score)。

[0076] 所述第一处理器可以被构造为,计算表示用户的唤起状态的参数并在与所述移动单元相关联的显示器上以二维矢量的形式显示所述表示用户的唤起状态的参数。

[0077] 所述第一处理器可以被构造为,在与所述移动监控器相关联的显示器上显示以下图像中的任意一个或更多个:表示与用户相关的生物反馈信息的图像;表示用户的呼吸活动的图像;包括表示用户的 EDA 活动的曲线的图像;包括表示用户的心率的曲线的图像;包括表示用户的心率变异性的曲线的图像;包括表示用户的心率变异性的自相关的曲线的图像;以及表示基于用户的心理数据和专家知识其一或二者来改善用户的心理-生理状态的建议的图像。

[0078] 表示呼吸活动的图像可以包括其长度表示呼吸活动的条。表示与用户相关的生物反馈信息的图像可以包括一个或更多个参数目标值。

[0079] 所述第一处理器可以被构造为,通过基于第一信号的计算来计算以下参数的任意一个或更多个:用户的呼吸率;和用户的心率变异性。可以通过监控用户呼吸时身体电容的变化来对用户的呼吸率进行计算和分析。

[0080] 本发明的系统还可以包括娱乐系统。在这种情况下,所述第一处理器可以被构造为,基于所述第一信号来确定至少一个命令并基于该娱乐系统来发送所述至少一个命令。所述娱乐系统可以包括被构造为基于所述一个或更多个命令来执行动作的第三处理器。所述动作可以包括以下动作中的任意一个或更多个:生成 SMS 消息、控制 DVD、控制计算机游戏以及控制“Tamaguchi”动画。所述动作可以包括对于用户对以下内容中的任意一个或更多个的反应进行处理:显示的动画图像;视频剪辑、音频剪辑、多媒体演示、与其他人的实时通信、用户必须回答的问题以及用户必须执行的任务。

[0081] 本发明的另一方面提供了一种用于监控用户的一个或更多个生理参数的方法,该方法包括以下步骤:

[0082] (a) 从一个或更多个可佩戴传感器模块获得用户的多个生理参数的值;

[0083] (b) 无线地向移动监控器发送表示所述一个或更多个生理参数的值的第一信号;以及

[0084] (c) 利用专家知识实时地对从所述发送器接收的第一信号进行处理;以及

[0085] (d) 将所述处理的结果的一个或更多个指示提供给所述移动单元。

[0086] 所述处理的结果可以包括用户的生物反馈信息。

[0087] 所述方法还可以包括以下步骤:从所述移动监控器向具有关联观察站的远程服务

器发送第二信号,并在所述观察站对所述第二信号进行分析。所述观察站可以包括远程呼叫中心 and 交互式专家系统其一或二者。

[0088] 所述处理可以包括计算表示用户的唤起状态的参数和表示用户的情绪状态的参数其一或二者。计算表示用户的情绪状态的参数可以基于用户的交感神经活动和副交感神经活动其一或二者。计算表示用户的情绪状态的参数可以基于皮电活动、心率、皮电活动变异性 and 心率变异性中的任意一个或更多个。

[0089] 本发明的方法还可以包括以下步骤:在与所述移动单元相关联的显示器上显示表示用户的唤起状态的参数的图像和表示用户的情绪状态的参数的图像其一或二者。图像可以包括二维矢量和表示参数的颜色其一或二者。

[0090] 本发明的方法可用于获得选自包括吸气阶段的持续时间和呼气阶段的持续时间的组的呼吸信息。可以根据呼吸或谈话期间产生的音频音(audio sound)来获得呼吸信息。可以通过用户指示其呼吸的一个或更多个吸气阶段的开始以及一个或更多个呼气阶段的开始来获得呼吸信息。可以基于用户的心率变异性来计算用户的呼吸率。可以基于用户呼吸时用户的皮肤电容的变化来计算用户的呼吸率。

[0091] 本发明的方法还包括训练用户提高以下任意一项或更多项的步骤:吸气阶段的持续时间、呼气阶段的持续时间,以及吸气阶段的持续时间与呼气阶段的持续时间的比值。

[0092] 本发明的方法还包括以下步骤:在与所述移动监控器相关联的显示器上显示表示生物反馈信息的图像,其中所述图像包括以下任意一个或更多个:表示呼吸活动的图像、包括表示用户的EDA活动的曲线的图像、包括表示用户的心率的曲线的图像、包括表示用户的心率变异性的曲线的图像以及包括表示心率变异性的自相关的曲线的图像。对所述第二信号的分析可以包括建议用户改善其心理生理状态。可以将该建议显示在与所述移动单元相关联的显示器上。

[0093] 本发明的方法可以包括为所述一个或更多个所获得的生理参数中的一个或更多个显示目标值。

[0094] 本发明的方法还可以包括以下步骤:

[0095] (a) 通过一个或更多个刺激来激发所述用户;

[0096] (b) 监控所述用户对于所述一个或更多个刺激的一个或更多个反应;

[0097] (c) 通过基于所述一个或更多个反应的算法,来计算选自以下组的至少一个参数:反应的潜伏时间、最大反应时间、半恢复时间、最大紧张度和新基准紧张度;以及

[0098] (d) 基于所述一个或更多个计算出的参数向所述用户提供反馈。

[0099] 本发明的方法可用于自我行为修正的方法中,包括选自包括以下方法的组中的任意一个或更多个方法:

[0100] (a) 认知行为疗法(CBT);

[0101] (b) 可视化;

[0102] (c) 自我催眠;

[0103] (d) 自动建议;

[0104] (e) 留心(mindfulness);

[0105] (f) 思考(meditation);

[0106] (g) 情绪智能技巧;

- [0107] (h) 经由通信网络提供的心理意见。
- [0108] 当本发明的方法用于自我行为修正的方法中时,该方法还可以包括以下步骤:
- [0109] (a) 向用户提供与该用户的具体状况相关的交互式介绍;
- [0110] (b) 向用户提供用于自我评价的交互式问卷;以及
- [0111] (c) 向用户提供选自包含以下进程的组中的一个或更多个交互式进程:
- [0112] 用于自我训练以实施认知技术的交互式进程;
- [0113] 用于自我训练以实施行为疗法的交互式进程;
- [0114] 用于自我催眠的交互式进程;
- [0115] 用于可视化的交互式进程;
- [0116] 用于自动建议的交互式进程;
- [0117] 用于获得并实施生活和人际关系技巧的交互式训练;
- [0118] 用于提高情绪智能技巧的交互式训练;
- [0119] 用于发现用途和目标的交互式训练;以及
- [0120] 用于规划人生阶段的交互式训练。
- [0121] 当用户处于深度放松状态时,可以向其提供一个或更多个交互式进程。
- [0122] 除非另外限定,这里所用到的所有技术和科技术语的含义都与本发明所属技术领域的普通技术人员所通常理解的一样。尽管在本发明的实践和试验中也可以使用与这里所述的内容类似或者等效的方法和材料,但是以下对适当的方法和材料进行描述。在出现冲突的情况,包括定义的专利说明书将作为标准。此外,材料、方法和实施例均为示例性的,并非要限制本发明。

附图说明

- [0123] 以下将参照附图对本发明的示范性实施方式进行描述。在不同的附图中使用相同的附图标记来表示同样或者相关的特征。附图一般不是依比例绘制的。
- [0124] 这里仅以示例的方式对本发明进行描述。现在通过详细参照附图,着重通过示例且仅为了对本发明的优选实施方式的进行示例性讨论为目的而示出具体细节,并且为了提供被认为作为本发明的原理和概念方面的最有用且最易懂的描述的内容而提出了这些具体细节。在这一点上,仅示出了对本发明进行基本理解所需的结构细节,对于附图的描述让熟悉本领域的技术人员能够知道如何在实践中具体实施本发明的多种形式。
- [0125] 图 1 是根据本发明示范性实施方式的生理监控系统;
- [0126] 图 2 示出了根据本发明示范性实施方式的附在用户的手指上的传感器模块;
- [0127] 图 3 示出了根据本发明示范性实施方式的传感器模块的一些细节;
- [0128] 图 4 是示出人的情绪和生理状态的示意性表示;
- [0129] 图 5a 示出健康人的典型心电图 (ECG);
- [0130] 图 5b 示出了由血流量 (blood flow) 产生的典型光反射光学信号;
- [0131] 图 5c 示出了心脏监控信号的频率分析;
- [0132] 图 6a 示出了典型的心率对时间的曲线及其与呼吸周期的相关性;
- [0133] 图 6b 示出了心率变异性 (HRV) 的频率分析;
- [0134] 图 7a 示出了根据本发明示范性实施方式的表示传感器输出的示范性显示;

- [0135] 图 7b 示出了根据本发明示范性实施方式的表示心率 (HR) 的示范性显示；
- [0136] 图 7c 示出了根据本发明示范性实施方式的表示皮电活动 (EDA) 的示范性显示；
- [0137] 图 7d 示出了根据本发明示范性实施方式的表示心率变异性、演示呼吸周期的示范性显示；
- [0138] 图 8 示出了根据本发明示范性实施方式的在训练进程中使用的刺激诱导紧张度的示范性曲线；
- [0139] 图 9 示意性示出了根据本发明示范性实施方式的具有光源强度的自动连续调节的反射式光学体积描记器的电路；
- [0140] 图 10 示出了根据本发明示范性实施方式的用于 EDA 监控的改进电子电路；
- [0141] 图 11 示出了由根据本发明的实施方式的用于 EDA 的改进电子电路测量的用户皮肤电阻与电压之间关系的示范性曲线；而
- [0142] 图 12 示出了根据本发明一方面的娱乐系统。

具体实施方式

[0143] 以下详细描述是目前实施本发明所想到的最优方式。该描述不应该被理解为限制含义,而仅是用于例示根据本发明的普通原理的目的。通过所附权利要求对本发明的范围进行最优限定。

[0144] 参照附图,图 1 中示出了根据本发明示范性实施方式的生理监控系统 10。

[0145] 传感器模块 110 连接到用户 100。使用通信链路 112 从模块 110 向移动监控器 120 传输数据。根据所传输的数据,移动监控器 120 借助显示器 122 向用户提供视频生物反馈,并可选地借助扬声器 126 向用户提供音频生物反馈。可选的是,使用键盘 124 来控制移动监控器 120、传感器模块 110 或二者的操作。可选的是,用户可以利用声音识别法来控制操作。

[0146] 可选的是,使用通信链路 128 将移动监控器 120 连接到远程服务器 140,在远程服务器 140 处可以对传感器单元 110 所获得的数据进行详细分析,并且可选地可将数据发送给专家或另一用户。在图 1 的示范性实施方式中,移动监控器 130 是蜂窝式电话,通信链路 112 是蓝牙链路,而通信链路 128 是通往蜂窝式基站 130 的蜂窝式 RF 链路,其中蜂窝式基站 130 通过数据链路 138 与远程服务器 140 相连。

[0147] 可选的是,附加数据链路 148(如局域网 (LAN) 或互连网或 RF 蜂窝式链路)将远程服务器 140 连接到观察站 150,在观察站 150 处人类专家 (human expert) 可以对数据提供解释并向该用户发送建议。

[0148] 传感器模块

[0149] 图 2 示出了在系统 10 中可以替代传感器模块 110 而使用的传感器模块 210。传感器模块 210 与用户的手指 200 相接触。如图 1 所示,传感器模块 210 可以通过带 212 附着在手指上,或者传感器模块 210 可以被成形为与手指相配。另选的是,可以将手指 200 简单地放置在传感器模块 210 上。

[0150] 图 3 示出了在根据本发明示范性实施方式的系统 10 中使用的传感器模块 310 的框图。

[0151] 在图 3 的示范性实施方式中,通过在皮肤表面 300 上至少应用第一电极 332 和第

二电极 334 来监控用户皮肤表面 300 处的皮电活动 (EDA)。EDA 电子装置 330 通过在第一和第二电极之间施加非常低的电压并在电极之间形成微小电流来监控该皮肤的电阻率。EDA 电子装置 330 产生表示皮肤电阻率的数字信号。

[0152] 在图 3 的示范性实施方式中,通过用于心率 (HR) 监控的体积描记图电子装置 320 来监控皮肤 300 下的血流量。在该示范性实施方式中,光源 322 利用发射的光 324 来照射皮肤表面 300。从皮肤反射并由光探测器 328 接收的散射光 326 的强度取决于皮肤中的血流量。体积描记图电子装置 320 生成表示血流量的数字信号,因此可用于监控心脏活动。

[0153] 可选的是,使用与附加传感器电子装置 370 相连接的一个或更多个附加传感器 372 来监控一个或更多个附加生理信号,如温度、心电图 (ECG)、血压等。

[0154] 处理器 340 从 EDA 电子装置 330、体积描记图电子装置 320 以及可选地从附加传感器电子装置 370 接收数字数据,并根据存储在存储器 342 中的指令来处理该数据。存储器 342 可以是存储有预安装 (pre-installed) 程序的只读存储器 (ROM)、随机存取存储器 (RAM)、诸如闪存的非易失性存储器或这些类型存储器的组合。处理器 340 可以将原始数据或处理后的数据存储在存储器 342 中以备用。

[0155] 可选的是,传感器模块 310 配备有指示器 380。指示器 380 可以提供针对模块的状态 (如“开/关”、“电池电量低”) 的视频或音频指示。另外地或另选地,指示器 380 可以基于来自传感器的数据而提供针对用户的生理状态的视频或音频指示。

[0156] 在图 9 的示范性实施方式中,通信模块 350 被用作传感器模块 310 与移动监控器 120 (图 1) 之间的接口。在该实施方式中,使用了无线通信链路。优选的是,通信模块 350 支持“蓝牙”RF 双向无线通信并且与天线 352 相连接。另外地或另选地,还可以使用红外 (IR) 通信、超声通信、WIFI 通信或有线通信。

[0157] 电池 360 对传感器模块 310 内的所有电子装置提供电力。

[0158] 另外地或另选地,还可以使用例如通用串行总线 (USB) 的有线连接。在这种情况下,有线连接可选地可以利用电绝缘 (如为了安全目的而隔离所提供的电力的变压器) 以及用于数据传输的装置来提供电力。

[0159] 传感器模块在用户身体上的位置取决于要通过该模块获取的生理数据的类型和所使用的传感器的类型。

[0160] 例如,为了测量 EDA 信号,可以将传感器的电极放置在皮肤电阻率随着人的紧张度或唤起级别或自主神经系统的任意微小变化而变化的位置,如手掌、手指、手腕或耳垂。

[0161] 为了通过光学反射率来测量血流量,可以将该模块附着在血管靠近表面的位置,如手腕、指尖、耳垂等,或者附着在前额上来监控脑部血流量。

[0162] 为了测量心脏的电活动 (ECG),可以利用粘合剂或带将传感器附着于用户的胸部,另选地可以通过将电极附着在双手上来监控 ECG。

[0163] 为了检测温度,可以将位于传感器模块外部的传感器设置在腋窝或耳朵等内。

[0164] 另选的是,在测量期间,传感器可以临时与测量位置相接触。

[0165] 可以同时使用一个以上传感器模块。两个或更多个传感器模块可以获取同一或不同生理信号并将这些信号传送给同一或不同移动监控器。可选的是,多个传感器可以同时监控一个或更多个用户。这些传感器可以与同一移动监控器或者与不同监控器进行通信。

[0166] 通信链路 112 优选为双向的并且在传感器模块工作时是连续的。在这种情况下,

传感器模块向移动监控器发送表示用户的生理状态的信息以进行显示和处理,并且从所述移动模块接收命令和指令。这种命令和指令可以控制传感器模块的工作模式。例如,可以通过这种命令来改变数据采样率。另外地或另选地,可以通过这种命令来改变数据采样精度或范围。处理器 340 执行的程序可以被上传并存储在存储器 342 中。

[0167] 另选的是,通信链路 112 可以是单向的,在这种情况下,传感器模块 310 仅向移动监控器 120 发送信息。可选的是,通信链路 112 是间歇式的。例如,为了节省电力从而延长电池寿命,可以仅在需要时或者当传感器检测到的信号处于特定范围(例如:在阈值以上或以下或满足其他条件)时才激活通信链路。如果处理器 340 检测到在所获取的生理信号中存在异常,则其可以启动通往移动监控器的数据传输。可以建立触发向移动监控器 120 进行这种数据传输的告警条件。例如,可以通过处理器 340 来监控心率以检测与心率及其变异性相关的异常状况,如心率(HR)过高、HR 过低、心率变异性(HRV)过低。可从 HRV 的分析中推定(稍后将对此进行阐释)的呼吸率也可以用来触发数据传输。

[0168] 另选地或另外地,可以通过所述移动监控器来触发数据传输。

[0169] 例如,移动监控器 120 可以是膝上型计算机,传感器模块 310 可以在存储器 342 中获取并记录优选为压缩格式的生理信息。这种记录可以持续几分钟或几小时。当传感器模块 310 位于移动监控器附近时,可以根据自动或手动发出的命令来传输所获取并存储的数据。

[0170] 数据传输速率可以根据传感器模块的工作模式而变化。例如,在正常工作模式期间,可以将 HR、EDA、ECG 以及 HRV 中的一个或几个转发给移动监控器,而在另一工作模式下则传输信号的大部分或全部。可选的是,数据被存储在例如存储器 342 中的缓冲器(循环缓冲器)内,从而使得最近获得的数据在被改写之前一直可用。可以根据需要或者由处理器 340 或移动监控器的启动来对经缓冲的数据进行传输。

[0171] 指令和命令可由远程服务器 140 或专家站 150 发出,并通过移动监控器 120 转发到传感器模块 110。另选的是,对于不同的目的可以使用不同的通信方法。例如,可以通过诸如 IR 传输的单向通信来实现从传感器模块 112 到移动监控器 120 的数据传输,而对传感器模块进行重新编程或者对告警参数进行设置可以在传感器 110 利用 USB 缆线与移动监控器 120 相连接时进行。显然,还可以采用其他通信模式和方法的组合。

[0172] 优选的是,传感器模块 310 包括利用体积描记图电子装置 320 来监控皮肤 300 中的血流量的装置、光源 322 和光探测器 328。在该优选实施方式中,光源 322 是发射红光或 IR 光 324 的发光二极管(LED),或者发射同一波长或多个波长(例如,既有红光又有 IR 光)的多个 LED。可以使用其他光源,如固态二极管激光器或者垂直腔表面发射激光器(VCSEL)。在优选实施方式中,光探测器 328 是硅光电二极管。可选的是,所发光 324 的强度不是恒定的。例如,HR 电子装置 320 可以关闭光以保存能量或执行周期性校准以及环境光去除。另外地或另选地,可以通过体积描记图电子装置 320 来控制所发光 324 的强度从而对不同肤色以及人与人之间的皮肤光散射特性的变化进行补偿,使得反射光 326 保持在特定范围内。该方法确保了光探测器 328 和与其相关的放大器以及模数转换器(ADC)不会饱和或溢出。另选的是,可以将光源 322 设置在用户的附肢(如手指或耳垂)的一侧,而将光探测器 328 设置在附肢的另一侧。在这种情况下,探测器探测透过该附肢的光,而非反射光。

[0173] 图 9 示出了根据本发明实施方式的光源强度可自动连续调节的反射式光体积描记器 900 的示例性电路的一些细节。将该电路设计为随着血液流过用户（例如手指中）的毛细血管床而拾取光强的变化。反射光强随时间的改变反映了用户心脏的搏动活动。该变化被转换为电压、放大、滤波，然后在传递给微控制器 340 之前转换为数字化信号。

[0174] 界面传感器包括强度受控光发射器 Tx（优选为红色或者红外 LED）和光接收器 Rx（优选为光电二极管或者光电晶体管）以及转阻（电流到电压）放大器。在优选实施方式中，接收器 Rx 是同时包括光电探测器和放大器的集成元件。来自转阻放大器的输出的信号 S1 被馈送至差分放大器 A1 的一个输入，还进行低通滤波并送至单位增益缓冲放大器 A2，从而输出信号 S2。输出信号 S2 表示在由于滤波器的低通操作而导致去除了任意脉动分量的情况下落到光传感器上的光的平均电平。接着使用 S2 作为差分放大器 A1 的另一输入。对来自 A1 的输出进行低通滤波，然后和 S2 一起提供给模数转换器 AD1 的差分输入，该模数转换器 AD1 用于向微控制器 340 提供数字化脉冲信号。另外，S2 和固定基准电压 Vref 一起用于缓动比较器（slugged comparator）A3，该缓动比较器 A3 的输出用于控制光发射器 Tx 的强度。这样通过光源强度的自动连续调节就可以使所述接收器具有最优的偏压输入条件。该电路的总体效果为在环境光条件下的主体的肤色提供了较宽的变异性并且最小化了由于光源的最优控制而产生的不必要的漏电流。可以用压电传感器来替代光电体积描记器，该压电传感器用于监控血管压力的微小变化而非反射光的变化。

[0175] 本发明的另一方面是 GSR EDA 传感器。很多年以来一直使用 GSR 和 EDA 来监控普通唤起水平（general arousal level）。但是，由于个体的皮肤电阻 / 阻抗（resistance / impedance）之间的差值（即，经历不同情绪和生理状态的个体内出现的差异）很高，因此效率受到损害。

[0176] 为了适应较宽的用户范围，现有的系统对于诊断微小变化不足够灵敏。在现有技术中使用的一种克服上述问题的方式是通过专家来监控两个读取进程：第一读取建立基准，第二进程在以该基准为中心的附近以较高灵敏度执行。在本发明中，

[0177] • 优选地使用 16 位模数转换器（ADC）微芯片以高灵敏度来覆盖较大范围。

[0178] • 对如图 10 所示的电子电路进行改动以提高动态范围。

[0179] • 使用可以自动监控用户的基准和灵敏度等级二者的软件，并以可理解的方式将其显示给用户。

[0180] 与使用 8 位或 12 位的现有技术 EDA 单元不同，优选实施方式的 EDA 电子装置 330 使用 16 位 ADC。人们发现皮肤电阻中的微小而短暂的变化提供了很重要的生理信息，同时该 EDA 可能在很宽的范围变化。另外，较大的动态范围减少或者消除了手动调节 ADC 范围或基准或灵敏度的需要。由于 EDA 信号带宽低，因此可以使用诸如“Sigma delta”型的高精度 ADC。

[0181] 可选的是，可以使用自动设定范围和自动换算。在该方法中，可以从各测量值中减去基准。可以存储该减法运算所得值（subtracted value）或者将其发送至移动监控器从而可以恢复出实际值。类似的是，可以使用自动换算来重新限定与 ADC 的每个位相关联的信号变化。可选地或另外地，可以对所获取的数据应用对数或其他非线性换算。

[0182] 图 10 示出了电子电路 1000，用于对 EDA 监控应用非线性换算。将电路 1000 设计为用于拾取反映用户的情绪波动变化的汗腺活动的非常小的变化。该电路监控皮肤电阻级

别的变化,并在传递至微控制器 340 之前,对该变化进行放大、滤波和数字化。

[0183] 在一优选实施方式中,界面由一对蚀刻到 PCB 上的镀金指状电极构成。EDA 信号具有较大的动态范围并且对象的基准皮肤电阻水平 (baseskin resistance level) 之间也存在着非常大的变化。该电子装置包括经改动的恒定电流源。运算放大器 A4 试图将交叉点 1100 处的电势保持在电压 V_{ref} ,从而提供流过电阻器 R3 的固定电流。该电流是流过 R1 与 EDA 电极 1023 和 1034 的组的电流。相对于基准电压 V_{ref} 测量保持恒定电流所需的电压 V_x ,并在低通滤波以后由模数转换器 AD2 进行数字化。优选的是,AD2 是 16 位 ADC。

[0184] 优选的是,电阻 R2 较高 (例如, $R2 >$ 正常对象基本读数的 10 倍) 并且在正常操作期间对电路没有显著影响。然而,对于具有较高级别的基准皮肤电阻 (basal skin resistance) 的对象来说,R2 变得更加至关重要并且从 A4 输出的电压被降低以防止输出饱和。这使得可以利用与通过非恒定电流测量的输出相同的电路对具有高基准电阻的对象进行测量。

[0185] 通过下式得出测量电压 V_x :

$$[0186] \quad V_x = \frac{V_{ref} / R3}{1/(R1 + R_x) + 1/R2}$$

[0187] 其中 R1、R2 和 R3 是电阻器值。 V_{ref} 是基准电压值,而 R_x 是在电极之间表现出的用户皮肤的改变电阻。

[0188] 基于根据本发明的电路的 EDA 监控装置能够跨越较大范围 (例如从 50K Ω (50,000 Ω) 到 12M Ω (12,000,000 Ω)) 测量皮肤电阻的微小变化。可以通过改变所述电路中的元件的数值来调整确切范围。

[0189] 图 11 示出了在重对数图尺中以任意单位绘制的测量电压 V_x 和用户皮肤电阻 R_x 之间的示例性关系曲线。观察发现线性范围靠近原点。对于较高的 R_x 值而言,该绘图变为非线性。

[0190] 可选的是,传感器模块 310 配有指示器 380。指示器 380 可以提供针对模块的状态的可视或音频表示,或者根据来自传感器的数据提供针对该用户的生理状态的以下一个或几个方面:可视、振动或音频表示。例如,可以使用指示器 380 警告用户生理信号超出了预定范围。该告警可以通过处理器 340 进行本地启动或者通过通信链路 112 传给传感器模块。可选的是,指示器 380 还可以在培训进程中用作生物反馈,稍后将对此进行详细描述。

[0191] 指示器 380 可以包括一个或可选的不同颜色的几个 LED。可选的是,指示器 380 可以包括向用户提供音频信号的扬声器。可选的是,指示器 380 可以包括产生振动的装置 (如 PZT 蜂鸣器或小型电机) 使得用户可以感受到该告警,而其他人不能。

[0192] 移动监控器

[0193] 在本发明的实施方式中,传感器模块 110 通过通信链路 112 连接到移动监控器 120。在一优选实施方式中,移动监控器 120 是蜂窝式电话或个人数字助理 (PDA),其配备有用于进行数据分析的处理器、存储器、显示器、音频输出、诸如键盘、麦克风和画板的输入装置以及用于与传感器模块和远程服务器二者进行通信的装置。

[0194] 可以由用户来上传与传感器模块进行交互和向用户提供反馈所需的具体程序。例如,可以通过与加载新游戏或铃声的方式相同的方式将程序以无线方式加载到蜂窝式电话中。

[0195] 另选的是,其他个人计算装置也可以用作移动监控器,例如膝上个人计算机 LPT 或者诸如苹果 iPod[®] 的媒体播放器、袖珍 PC 或者电子记事本。另选的是,如果用户希望在不移动的情况下进行培训进程或者如果用户想要定期下载存储在传感器模块中的数据或者重新对传感器进行编程,则可以使用标准 PC。

[0196] 传感器模块的通信范围由于其小尺寸和低电池容量而限于几米或者在使用蓝牙时限于最多 100 米。相反,移动监控器配有经由蜂窝式网络(优选地利用互联网)以无线方式连接到远程服务器的装置。例如,可以利用其中一个蜂窝式数据交换协议(如 GPRS)来连接蜂窝式电话。还可以使用其他标准或者专用协议,如利用调制解调器或非对称数字用户线路(ADSL)与电话线的有线连接、局域网(LAN)、无线 LAN(WAN)等。

[0197] 远程服务器可以提供对传感器数据的附加处理、移动监控器和传感器模块编程的初始化和更新、用户的反馈以及对用户的建议、向用户发布告警或者在紧急情况为用户召集抢险救援队。一些移动监控器配有确定用户的物理位置的装置(如全球定位系统(GPS)),该装置可以在需要紧急帮助的情况(如心脏病或者癫痫病发作期间)指引救援队到达该用户位置。

[0198] 情绪状态

[0199] 现在参照图 4 进行描述,图 4 示意性示出了用户可能的“情绪状态”的示例。纵轴为用户的唤起水平,而横轴为其情绪状态。

[0200] 生物反馈和监控系统并非设计用于分析情绪。GSR 或 EDA 传感器反映了唤起水平,但是该系统不能在积极唤起(即,用户充满热情时)和消极唤起(用户感到紧张以及愤怒时)之间做出区分。现有的方法也不能在积极低唤起(用户放松以及正在思考时)和消极低唤起(用户压抑以及沮丧时)之间做出区分。

[0201] 现在参照图 4 进行描述,图 4 示意性示出了用户可能的“情绪状态”的示例。纵轴为用户的唤起水平,而横轴为其情绪状态。

[0202] 通过对灵敏 EDA 传感器(如这里根据本发明所公开的)、HRV 分析和可选的多媒体显示器(如智能电话、PDA 或 PC)进行整合,不但可以分析如图 4 所述的用户的情绪状态,而且可以训练用户改善其情绪和生理状态。

[0203] 例如:该系统可以具有如下几个工作模式:

[0204] a) 基准校准:系统自动确定特定用户的基准。该基准包括在第一间隔期间要计算并记录的参数的矢量,包括:最小、最大和平均 HR、HRV、FFT(快速傅立叶变换)、呼吸率(可间接计算或直接监控)以及 EDA 的最大值、最小值、平均值,方差、波动数量和斜率。

[0205] b) 利用产生的情绪状态进行校准:优选的是,在基准稳定以后的短时间内,系统提供预先纪录的触发。各个触发被设计为引导出用户的特定情绪。这些触发可以是能够产生特定情绪反应的场景。优选的方法是多媒体方法,其可以是预先记录在智能电话或 PC 上的音频可视电影。对于专业系统而言,触发可以是具有真实 3D 场景的虚拟实境护目镜(goggles)。对于不太昂贵的系统而言,触发可以仅是利用移动电话的音频进程。这些触发或场景可以是过去已经被测试或验证过的用于引起特定情绪反应的通用场景,或者可以针对特定文化的人或人群定制触发。例如,场景可以是用于消极唤起的牙医钻牙的音频可视显示,或者车祸;用于积极唤起的赢得比赛或者浪漫关系;用于积极放松的轻松的自然电影,以及用于消极低唤起的令人厌烦以及悲伤的场景。在每个触发之前、期间和之后,系统

监控器都计算并记录上述每个参数的矢量并计算每个 触发开始和完成时图 8 中所描述的参数。

[0206] c) 利用用户报告的情绪状态进行校准 :该系统可以要求用户例如通过他们的蜂窝式电话的键盘来输入其主观情绪 (例如, 如果你感到非常高兴则按 9, 非常难过则按 1)。通过计算上述矢量, 并使其与特定触发相关联, 该系统能够在特定情绪状态之间进行区分并且将情绪状态与用户的生理状态相关联。该系统可以为具体用户和 / 或每组用户保留所述矢量和与他们的具体情绪状态的相关关系。

[0207] d) 学习模式 :系统可以并入神经网络或者类似方法以利用过去来自一组用户的数据来继续学习, 在较短的时间内利用上述数据的矢量来预测特定用户的情绪状态。例如, 利用关于一群人的算法, 该系统可以预测当用户具有低 HRV 同时具有高皮肤导电率时, 其情绪状态是“消极紧张”, 而具有高 HRV 和低皮肤导电率的用户的的情绪状态为“放松且积极”。

[0208] e) 培训模式 :第一, 该系统还培训用户在他们的日常活动中更关注他们的生理和情绪状态, 第二, 获得较好的行为、生理和心理 - 生理习惯, 诸如提高他们的呼吸周期、呼气与吸气比、提高他们的 HRV 并学习放松。第三, 该系统可用于对用户进行培训以改善他们在日常生活中对消极触发和事件的反应和响应, 并改善他们紧张时的反应和表现。该系统可以模拟真实事件并培训用户改善他们的反应、表现和行为。例如, 尽管现有技术生物反馈系统只能用于人为环境下 (临床医生的办公室), 但是本发明的无线传感器可用于实际的重要活动期间, 诸如驾驶、演奏音乐、比赛中的对抗、考试、工作会谈等。

[0209] 可以针对特定用户对本发明的系统进行校准或定制。另选的是, 可以使用通过研究一般群体或者该群体中的特定子群所获得的统计参数。在一些实施方式中, 远程服务器从多个用户接收可选地包含关于该用户的信息的数据, 并使用该信息来建立用于情绪状态分析的数据集。可选的是, 将从数据集中提取的参数发送给用于确定用户的情绪状态的至少一些用户的移动单元。可选的是, 服务供应商利用用户的一个或更多个研究组来建立所述数据集。包括用户对于特定触发的情绪反应的用户情绪状态的实时分析可以用于培训用户以改善他们的表现, 并且还可以用于分析用户对于特定事件、触发、产品和服务的反应。

[0210] 用户可以通过实时地音频可视反馈直接从系统实时接收反馈, 并且同时该系统可以向能够帮助用户改进他们的反应的专家或者教练发送信息。这对健康问题 (例如患有哮喘病孩子可以实时地从系统和 / 或医生那里获得反馈或者运动员接收反馈来提高他们的表现) 具有重大意义。对于训练和分析而言, 建议结合外部情况 (例如, 比赛的视频或音乐表演) 一起记录上述生理矢量。这样, 就可以找到最佳表现与生理矢量之间的相互关系, 从而培训用户结合传感器的实时反馈利用视频或可视化方式的事件模拟来优化其生理、情绪和情绪表现。

[0211] 示意性地, 图 4 的上部以高唤起状态 (如身体或情绪紧张) 为特征。该紧张可能是剧烈的身体活动或者生气、挑衅、担心或者焦虑的情绪状态导致的结果。另选的是, 高唤起可能是由于积极的想法 (如全神贯注于执行任务或者狂热或者热情的情绪) 导致兴奋而产生的结果。这两种不同的状态分别被划分为图中的右侧 (消极情绪) 和左侧 (积极情绪)。

[0212] 类似地, 通过该图的下半部分示意性表征的情绪的低紧张度状态可能是沮丧或厌

烦的结果,在图的右下部以低唤起或者低能量等级以及消极情绪为特征;或者在图的左下部以放松以及自得其乐为特征。

[0213] 在本发明的实施方式中,传感器和数据处理的组合使得能够自动确定用户的情绪状态,并且可以用于提供反馈和交互式多媒体培训,从而实现并维持情绪和身体的积极状态。

[0214] 高紧张度状态的特征在于大量产生与高度 HR 相关的肾上腺激素。然而,高 HR 本身无法将狂热和热情与愤怒和焦虑分离开。积极的情绪状态(图 4 中左侧两个象限)与生长激素以及脱氢表雄(甾)酮(DHEA)分泌相关联,并且其特征在于较高的心率变异性(HRV)以及较高的皮肤电阻。相反,消极情绪状态与可的松荷尔蒙的分泌相关联,其特征在于较低的 HRV 变异性。此外,放松的状态的特征在于伴随缓慢呼气周期的缓慢、稳定的呼吸。

[0215] 在本发明的示范性实施方式中,由两个分量矢量来表示情绪状态的特征:横轴上的情绪等级一向左为更加积极的情绪,向右为更消极的情绪;以及纵轴上的紧张度一向上为更加紧张,向下为更不紧张。

[0216] 在本发明的一些实施方式中,在表示情绪状态矢量的坐标中显示有例如图标的标记并且用户可以看到该标记,从而允许用户监控其状态。该标记的位置随着情绪的变化而周期性地更新。

[0217] 另选地或另外地,可以使用颜色代码来表示情绪状态。例如,可以将横轴左侧表示为黄色阴影右侧表示为黑色阴影;而可以将纵轴上部表示为红色阴影下部表示为蓝色阴影。

[0218] 这些颜色的组合产生了:橙色——表示二维标度的左上象限上的热情情绪;绿色——表示左下象限上的放松情绪;暗红——表示右上象限的挑衅性情绪;暗蓝——表示左下象限上的沮丧情绪。

[0219] 可以在单元 120 的显示器 122 上显示代表情绪状态的所得组合颜色。例如,所得组合颜色可以用作图 7a 到图 7d 所示的一条或一些曲线的背景。显然,在本发明的普通实施方式中还可以使用其他颜色方案。这类情绪状态的颜色表示便于查看并且用户不需要仔细观察监控器或者在执行其他情绪或者身体任务的同时就可以直观地理解该颜色表示。

[0220] 数据处理

[0221] 在本发明的实施方式中,由传感器模块中的处理器 340 所执行的数据分析来对心脉进行跟踪。

[0222] 图 5a 示出了健康人的典型 ECG 信号。由时间间隔 T1 和 T2 分隔开的三个心跳清晰可见。

[0223] 图 5b 示出了典型的光学信号。由时间间隔 T1 和 T2 分隔开的三个心跳清晰可见。

[0224] 在本发明的实施方式中,对来自探测器 328 的光学信号进行分析并确定各个心跳。

[0225] 这可以通过识别信号中的峰值、谷值和零交叉点、通过进行自动校正或小波分析来实现。

[0226] 在一优选实施方式中,在光学信号中查找局部最大值。接着,该系统检验该峰值是心跳峰还是仅是由于噪声引起的局部最大值。通过与来自以前的心跳的信号进行比较并且例如利用概率、推断或者失真逻辑算法来协助该确定。

[0227] 与只显示平均心率的标准心率监控器相比,电子装置与峰值探测器的组合-心跳识别器算法使得该系统能够探测、计算和呈现更准确的心跳。

[0228] 如果可以得到 ECG 信号的话,也可以对 ECG 信号进行类似的分析。由于 R 波具有较高的幅值并且很陡,因此更容易探测位于 ECG 中的准确峰值。将瞬态 HR 定义为 $HR(t) = 1/T(i)$, 其中 $T(i)$ 是心跳周期“i”的持续时间(如图 5a 所看到的, T 也被称为 R-R 持续时间),在时间 (t) 期间跟踪 $HR(t)$ 并且可选地将其存储在存储器 342 中。另选的是,可以存储 $T(i)'$ 。

[0229] 可以通过在特定周期内对 HR 值求平均来计算平均 HR (AHR)。也可以在预定的时间窗口上计算运行平均值 (running average) 从而减少信号的噪声。

[0230] 可以通过若干方法来计算 HR 变异性 (HRV)。其中一种方法是取 AHR 与 $HR(t)$ 之间的差的绝对值,并且在特定间隔计算 $HR(t)$ 的平均值。

[0231] 其他方法是在特定间隔计算 HR 的标准差或方差。

[0232] 可选地或另外地,可以对心脏信号进行光谱分析。优选地执行计算有效 (computational efficient) 快速傅立叶变换 (FFT) 算法来计算光谱。

[0233] 图 5c 示出了心脏信号的典型傅立叶光谱。从峰值位置可以得出 AHR,该峰值位置通常位于与每分钟 30 到 180 跳的平均心率相对应的 0.5 到 3Hz 的位置。通过峰值宽度可以推出 HRV。

[0234] 从 AHR 可以推出紧张度,其中高紧张度的特征在于 AHR 高于正常值。应该强调的是,对于各不同个体来说该“正常”AHR 是不同的,并且取决于年龄和体力。因此,可能需要例如通过在较长持续时间的 AHR 进行测量并求平均或者通过在校准进程期间此人处于已知的情绪状态的情况下对 AHR 进行测量,而随着时间更新该级别。类似地,可以在培训和校准进程期间校准每个轴的两端,例如:激烈的身体锻炼 vs 静止不动或睡眠。

[0235] 可以通过图 5c 的峰值宽度评估出 HRV 的变异性。

[0236] 人们发现心率与呼吸周期以及自主神经系统功能性是相关联的。图 6a 示出了在正常呼吸周期内作为时间的函数的健康人的 HR 典型曲线。HR 在吸气期间增加而在呼气期间降低。

[0237] 现有技术中公知的呼吸监控器使用捆绑在胸部周围的应变传感器或者位于人嘴或者鼻孔附近的气动 (air movement) 传感器。这些传感器使用起来不方便并且身体感觉不舒服。相反,本发明的实施方式从 HR 信息中推知呼吸。

[0238] 在本发明的实施方式中,对例如由光学信号或者 ECG 信号确定的瞬态 $HR(t)$ 的值进行分析并且确定呼吸周期。这可以通过在 HR 序列中识别峰值、谷值或者 0 交叉,通过进行自动相关分析或者采用 FFT 分析、小波分析来实现。可以针对呼吸率 (BR)、呼吸深度 (BD) 和呼气吸气比 (REI) 来对每个呼吸周期进行分析。另选地或另外地,可以对每个呼吸周期进行分析并将其表示为两个参数:吸气持续时间和呼气持续时间(以秒为单位的平均持续时间)。

[0239] 其中:在以秒为单位的呼吸周期的持续时间内将每分钟的 BR 定义为 60;

[0240] 将 BD 定义为在经 AHR 归一化的呼吸周期内从最大 HR 中减去最小 HR,并且

[0241] 将 REI 定义为呼气持续时间除以吸气持续时间。

[0242] 可以将这些值发送给移动监控器并可选地存储在存储器 342 中。另选的是,可以

在移动监控器处进行呼吸分析。

[0243] 可以通过在特定期间对 BR、BD 和 REI 求平均来计算 BR、BD 和 REI 的平均值（分别为 ABR、BD 和 REI）。可以在时间窗口内计算运行平均值从而减小信号中的噪声。

[0244] 可选地或另外地，利用计算有效快速傅立叶变换（FFT）算法对 HR 或者 HRV 序列进行光谱分析以计算光谱。

[0245] 在本发明的一些实施方式中，向用户显示例如图 7a 所示的 HR(t)。HR(t) 曲线对于评价用户快速适应变化环境（例如在令人激动的刺激后恢复平静情绪）的能力很有用。

[0246] 另一种分析数据并提取健康图案（pattern）的方法是对 HR(t) 进行自相关。自相关 AC(k) 可以被定义为 $HR(j) * HR(j-k)$ 在特定区间 $j = \{t-k, t\}$ 上的和。在本发明的一些实施方式中，向用户显示自相关函数以协助在图 7d 中将看到的呼吸周期的可视化。当呼吸稳定时，自相关显示其周期长度等于呼吸率的深波图案。自相关函数的波的深度表示呼吸的深度。相反，当用户处于激动的情绪状态时，呼吸不稳定并且可能浅短，从而使得自相关函数变平坦。自相关函数可用于计算呼吸率（BR）、平均呼吸率（ABR）和呼吸率变异性（BRV）。

[0247] 可以通过测量呼气持续时间（ED）、吸气持续时间（ID）并计算 $EIR = ED/ID$ 利用图 6a 的曲线来计算呼气吸气比（EIR）。注意，呼吸率（BR）为 $1/BD$ ，其中呼吸持续时间 $BD = ED + ID$ 。可以通过自相关函数或者 FFT 分析或者利用其他输入装置（如以下描述的移动电话或鼠标）对 EIR、BD、呼吸深度和呼吸稳定性进行评价。

[0248] 图 6b 示出了 HRV 的典型 FFT 光谱。从与平均呼吸周期 10 秒相对应的 $1/10\text{Hz}$ 附近的峰值可以推定平均呼吸率 ABR。从峰值的高度可以推定平均呼吸深度并且从峰值的宽度可以推定呼吸率的变异性。

[0249] 通过分析 HR 的 FFT 并在相同时段内分析 EDA，可以对交感神经和副交感神经系统进行分析。

[0250] 可选地或另外地，传统的呼吸传感器可用于对呼吸周期提供独立测量。可选地或另外地，可用请求用户提供呼吸周期的独立测量值。例如，可要求用户使用移动监控器的输入装置（例如，LPT、鼠标或键盘、蜂窝式电话键盘、PDA 的便笺式存储器或任意其他输入装置）。用户可以例如通过在吸气期间按“上”键并在呼气期间按“下”键而在每个呼吸周期提供输入或者提供更多的信息，从而提供由 HB 分析推定的数值来独立计算 REI 所需的信息。

[0251] 另选地或另外地，可以使用麦克风作为输入装置以允许用户表达指示或者将麦克风设置在靠近用户气道（airway）的位置从而拾取呼吸期间由于气流而产生的噪声。例如，可以使用与蜂窝式电话相连接的头戴式耳机来感应用户的呼吸。这些方法简便易行，不需要特定的呼吸传感器，并向用户提供了重要的信息和反馈。

[0252] 人们发现在放松期间，呼吸图案主要表现出规则的、缓慢的深呼吸。该图案表现为图 6b 的曲线中的增加的峰值振幅。同时，由于吸气的深度增加并且呼吸率的稳定，心率的变异性增加，从而导致图 6b 所示的峰值 HRV 加宽。

[0253] 呼吸引导条

[0254] 该系统可以利用任意一个或更多个图形条显示、音乐提示声音指令和 / 或振动来向用户提供呼吸引导。在图形条显示中，呼吸条的长度例如可以根据用户的呼吸率或呼吸周期的呼气和吸气阶段的持续时间而变化。该系统可以计算用户的呼吸率并使用它作为起

始基准,并例如利用用户或者指导人员可驾驭的预定指令,根据用户的需要来训练用户改善速度(pace)(增大呼气时段)。作为另一实施例,呼吸条的长度可以根据用户的肺活量而改变,随着用户吸气而长度增大并随着呼气而长度缩短。利用自相关方法,该应用可以根据近期呼吸历史来预测呼吸图案。通过显示呼吸图案的延迟图像,用户可以训练降低其呼吸率。可选的是,训练可以实现预定呼吸率为目标。类似地,可以通过呼吸条的长度来表示由HRV确定的呼吸深度。观察变化的呼吸条的用户可以容易地跟随吸气和呼气状态。可以使用扬声器126来给出声音指示、鼓励和命令,如:“吸气”、“闭息”或“呼气”。另选的是,呼吸条可以根据呼吸周期的阶段而改变颜色。另选的是,还可以显示另一种类型的显示,如扩大或者缩小的气球,这里气球的尺寸表示肺活量。可选的是,用户可以选择呼吸条的操作和显示模式。

[0255] 显示画面

[0256] 图7a、7b、7c和7d示出了根据本发明的不同实施方式的示范性显示模式。

[0257] 应该指出的是,为了演示目的而示出了这些在特定蜂窝式电话上用于查看的显示画面。在本发明的通常范围内可以创建例如PDA等的其他显示装置和显示设计。

[0258] 图7a示出了用作移动监控器120的蜂窝式电话的画面122上的示范性显示。位于显示画面122顶部的是允许用户访问该蜂窝式电话的其他功能的图标驱动电话菜单72。在该实施例中,该菜单包括:“来话呼叫”图标73a、“通信录”图标73b、“消息”图标73c并且还可以包括其他图标。位于显示画面122底部的是表示蜂窝式电话的状态指示器的状态行86,如“电池电量”81a、“扬声器开启”81b、“RF接收级别指示器”81c等。通常,这些上线和下线是蜂窝式电话系统的部分并且不涉及作为生理学监控和训练的移动单元的操作。

[0259] 在生理学监控期间,例如蜂窝式电话120的移动单元的部分或者所有功能对用户来说均可用。例如,用户可以在蜂窝式单元上接收来话呼叫。优选的是,继续接收并记录生理学数据以进行处理并随后进行显示。类似地,用户可以在不中断生理学数据记录的情况下,访问通信录或者存储在移动单元的存储器上的其他信息。

[0260] 在移动单元120是蜂窝式电话的情况,可以通过加载到蜂窝式电话存储器中的应用程序来建立数据分析和画面显示并通过蜂窝式电话内的处理器来执行。

[0261] 可以将记录在移动单元上的数据发送给远程服务器以进行进一步分析。例如可以利用诸如GSM、GPRS或3G的数据交换协议经由蜂窝式网络来发送数据。另选地或另外地,可以利用电缆(如USB电缆)、蓝牙RF通信或红外(IR)通信将数据传到PC或膝上计算机上。

[0262] 位于图标驱动电话菜单72下方的是允许用户访问本发明的其他功能或者显示模式的应用菜单85。例如,用户可以选择具体的指导或者交互式训练。应用菜单75可以允许对传感器的操作模式进行控制,例如:启动和停止数据获取或者数据传输、开启或者关闭传感器、确定传感器的采样速率和精度等。用户可以使用应用菜单85来选择所显示的曲线和数据的格式。

[0263] 显示画面122可以显示呼吸条77。在这里的实施例中,呼吸条77位于应用菜单75下方的左上部。在图7a的实施方式中,曲线80示出了随横轴上的时间绘制的脉冲信号81,其例如是通过由位于传感器模块210中的心率(HR)电子装置监控的皮肤内血流量而测得的。优选的是,该曲线不断更新并实时显示数据。另选的是,该曲线表示以前记录的数据。

[0264] 在图 7a 的实施方式中, 曲线 90 示出随横轴上的时间绘制的 EDA 信号 91, 其例如是由位于传感器模块 210 中的 EDA 电子装置测得的。优选的是, 该曲线不断更新并实时显示数据。另选的是, 该曲线可以显示以前记录的数据。

[0265] 主要曲线 50 示出了纵轴上以每秒心跳为单位的瞬态 HR(t) 51 对横轴上的以分钟为单位的时间的曲线。可选的是, 主要曲线 50 包括用于操作显示的导航图标 54 (这里显示为“玩”状态)。例如, 用户可以“固化”该显示以精密地检查特定时间帧。类似地, 用户可以执行“快进”、“上移”、“下移”、“后移”、“放大”、“缩小”、“平滑”等任意或者所有命令。对于主要曲线 50 的处理也会影响到曲线 80 和 90 其一或二者从而保持所有曲线的同步。另选的是, 某些曲线可以显示实时数据, 而其他曲线显示以前记录的数据。

[0266] 在主曲线 50 上标记目标或最优范围区域界限 52a 和 52b, 使得用户可以方便地对其心率和训练目标进行比较。目标区域可以是彩色的。例如中央绿色区域可以表示目标值, 而黄色阴影表示目标区域并且红色阴影表示危险的高值或低值。一条或者多条曲线的背景色可以表示用户的情绪状态。

[0267] 在图 7a 的实施方式中, 左侧的数字数据 65a 示出了瞬态心率 HR(t)。在该实施例中, 还可以从曲线 51 的最后数值推定出每秒心跳的数值为 61。另选的是, 左侧的数字数据 65a 可以显示在预定时间间隔内的平均心率。

[0268] 在图 7a 的实施方式中, 右侧的数字数据 65b 示出了在一时间窗口上从 HR(t) 的标准差计算出的平均心率变异性。另选的是, 右侧的数字数据 65b 可以显示表示如图 6a 所示的最小心率与最大心率的差值的显示数据。

[0269] 图 7b 示出了被用作移动监控器的蜂窝式电话的画面 122 上的另一示例性显示。在该实施例中, 曲线 90 示出了随着横轴上的时间绘制的 HRV 值 93 而非示出 EDA 数据。值 93 可以表示 HRV 的自相关函数。

[0270] 图 7c 示出了被用作移动监控器的蜂窝式电话的画面上的另一示例性显示。在该实施方式中, 曲线 90 示出了 HRV 值 93, 而主要曲线 50 示出了 EDA 数据 91。导航图标 54 表示数据显示处于“暂停”状态。

[0271] 图 7d 示出了被用作移动监控器的蜂窝式电话的画面上的又一示例性显示。在该实施方式中, 曲线 80 示出了脉冲数据 81, 曲线 90 示出了数据 51 而曲线 50 示出了 HRV 数据 93。

[0272] 用户可以使用图 7a 到 7d 中示出的示例性画面来评价其生理状态并且作为生物反馈装置来更改其生理状况以及对于日常事件的反应。移动监控器可用于显示通过最新获取的数据计算出的“实时”参数, 或者可以用于重放以前获得并存储的参数序列。可以存储获得数据的日期和时间, 并使日期和时间与所存储的数据相关联, 还可选的是对其进行显示。

[0273] 显示画面可以被灵活地设计为适应移动监控器的显示尺寸和类型。可以通过各种方式 (如曲线、颜色、圆形分格统计表、数值、条、时钟指示器 (clock-like indicator)、告警信号、字母数字消息等) 来显示信号和参数的不同组合。还可以根据生理数据的解释来显示静态或动态动画。例如, 当用户处于放松状态时可以显示“笑脸”而当用户处于焦虑状态时显示苦脸。动画的移动速度可以与诸如 HR 或 BR 的重要参数相关联。可以显示正在搏动的的心脏或呼吸的肺, 生动地跟随用户的周期。还可以使用音乐以及音调作为指示, 例如其间隔和强度可以与 HR 和 BR 相关联, 从而可以训练训练达到或者保持低的平静声音。

[0274] 训练进程

[0275] 由于这里所述的 EDA 传感器对用户的唤起水平的变化很敏感,因此可以计算几种类型得分,该得分反映了用户对不同刺激的反应(包括无意识反应)的变化。该刺激例如可以是问题、图片、音乐、气味或者诸如短视频的多媒体剪辑。可以由另一个人或者通过移动监控器或者计算机上预先记录的信息来提出/发问该刺激。其可以是发送给用户的一条消息(如文本消息或者移动电话或 TV 剪辑的上的多媒体信息),或者是可以影响用户的有意识或下意识的反应的任意其他刺激。该系统在刺激前、刺激期间和刺激之后监控用户的生理参数,并可以计算以下参数中的一个或多个:EDA 得分、心脏得分和情绪状态得分。

[0276] 图 8 示出了作为用户对于刺激的紧张反应的实施例的 EDA 曲线。通过这些反应,系统可以计算如下得分:刺激(触发)时间、直到 EDA 变化的潜伏期(响应时间)、到最大传导率(conductivity)的时间、刺激前(基准)、刺激期间的振幅以及刺激后预定时间后的新基准振幅的相对和绝对变化、半恢复时间、全恢复时间;刺激前、刺激期间和刺激后周期性(如每 0.1 秒)计算出的 EDA 的方差(variance)和标准偏差;基于 EDA 方差(包括 EDA 的方差的标准偏差和/或方差、潜伏期、最大方差、方差的半恢复时间和方差的恢复时间)来计算类似参数。

[0277] 针对多个用户试验这些得分,发现该系统在查找用户已经选择的数量或者他是否说了实话以及检查该用户试图隐藏的其他信息方面很有效。例如,用户被要求选择一个数。移动电话提供随机选择的数,并计算上述参数。指示该用户拒绝所有这些数。但是该系统可以通过在提供所选的数后查找具有关于 EDA 方差的最大标准偏差的数来检查用户已经选择的数。

[0278] 通过类似的方式,该系统还计算在具体时间间隔或者对于刺激的反应期间用户的脉搏、心率和心率变异性的变化(心脏得分)。

[0279] 在本发明的示范性实施方式中,系统可以监控并计算 EDA 得分和脉搏得分二者,并向至少一个用户提供位于移动监控器上的音频-视频响应。因此,可以提供表现不同情绪的不同音频视频剪辑。该系统还可以记录用户的主观反应(恐惧或喜悦的程度)并同时计算 EDA 得分和心脏得分。这可以用于研究、治疗、评价和娱乐。利用这些方法,可以为绘制出用户的情绪状态的至少二维图形;一维是唤起或放松,而第二维是积极或消极——用户喜欢该状态或不喜欢该状态。图 4 示出了二维情绪状态阵列。本发明可以用于以二维阵列绘制个体的情绪状态。

[0280] 本发明的另一方面是将计算机化认知行为疗法(CCBT)与本发明的系统(所述的传感器和算法)结合在一起。已经开发出了几种针对被称为 CBT 的计算心理学方法的系统。例如,在 2002 年 8 月的临床心理学博士论文中,英国伦敦 Kings 学院的博士 Gili Orbach 提出了一种计算机化认知行为疗法(CCBT)程序。这是一种利用基于互联网的多媒体交互程序来训练学生减少焦虑并提高自信以及测验成绩的方法和临床处理。CCBT 程序可以教育用户,向他们解释他们的错误想法,并向他们提供行为建议等。通过将 CCBT、可视化、自我催眠和本发明结合在一起,其中本发明包括用于监控反应的传感器和方法以及用于训练用户改变他们的反应的交互式多媒体反馈,建立了一种可以训练用户改进他们的行为反应、更好地了解自己、帮助他们克服习惯并且沿更优的方向改变他们自己的系统和方法。

[0281] 可能的应用

[0282] 当对本发明的系统配备可编程的数据处理能力以及灵活的输出装置时,可以可选地同时或组合地采用并使用本发明的多个应用和用途。以下将对一些示范性应用进行描述。

[0283] 告警

[0284] 可以将该系统编程为在发生某些状况时向用户或者其他人员告警。对这些状况进行评价,并通过传感器模块、移动监控器 120、服务器 140 中的处理器 340 中的任意一个或几个来启动告警,或通过人类专家 150 启动告警。

[0285] 本发明的系统可以在预定情况下产生告警。心脏和呼吸告警可以为心脏病发作、癫痫症患者、老人或残疾人以及智障人士等挽救生命。通过如下任意或者一些装置指示告警:指示器 380、显示器 120 和扬声器 126。另选地或另外地,可以通过移动监控器 120、服务器 140 中的任意或者一些或者通过人类专家 150 将告警转发到其他位置。例如,如果系统检查到可能的行为异常则可以通知医疗、执法或者营救队。支持该评价的数据可以与告警相关联地一并发送。如果存在的话,还可以传输关于身份、健康状况(诸如医疗记录)和用户位置(例如移动监控器的 GPS 指示)的数据。用于产生告警的条件可以与心率相关,例如:低于或者高于预定值的 HR、异常的 HRV(例如低于或者高于预定值或者快速变化的 HRV)或者心率不齐的指示。用于产生告警的条件可以与呼吸相关,例如:低于或者高于预定值的 HR、BR 或 ERI、异常的 BR(例如快速变化的 BR)的任意一个或更多个。用于产生告警的条件可以与紧张度相关,例如:低于或者高于预定值或者快速变化的 EDA。用于产生告警的条件可以与来自多个传感器的信号的组合相关。

[0286] 用于改善生命质量的训练

[0287] 本发明的系统可用于以改进其生理状况为目的的训练。例如,用户可以监视他的生理迹象以及可选的或另选的该迹象的解释以改进其行为,从而避免图 4 的右侧所示的消极情绪。另外,用户可以培训以实现、增强或者保持图 4 的左上方象限所示的专心和热情。或者用户可以培训以实现、增强或者保持图 4 的左上方象限所示的放松状态。

[0288] 已经表明,人们能够通过利用生物反馈实现这些目的,即使他们并不完全知道如何控制他们的情绪和身体状态,并从而不自觉地对身体活动(如血压、激素分泌等)进行控制。本发明的系统还可以用于训练主动行为。例如,用户可以训练从而以稳定、缓慢的速率进行呼吸,可选地实现低 ERI 的深呼吸。这种类型的呼吸被认为能够促进放松。

[0289] 根据本发明的另一实施方式,被认为遭受气愤或焦虑折磨的用户可以在其日常工作中使用该系统。该系统可以用来检测接近发病的早期迹象并提醒用户或者通过服药或通过情绪或身体锻炼(如深呼吸或通过停止其当前活动)来减轻该状况。无声告警(如振动)或隐蔽告警(如短消息服务 SMS 或对蜂窝式电话的“模仿”呼叫)用于使用户转移离开可能导致挑衅或者焦虑发病的有害路径。患有各种恐惧症的人也可以从当引起恐惧的刺激接近时产生的告警中获益。

[0290] 当呼吸周期后跟随有 HRV 分析和诸如呼吸传感器或用户输入的另一装置时,可以对 HRV 与实际呼吸周期之间的关系进行监控并且用户可以训练以实现二者之间的较好同步。通常,吸气产生导致唤起的交感神经反应以及 HR 的增加,而呼气产生导致放松的自主神经系统反应以及 HR 的降低。因此,利用本发明可以实现学习控制呼吸,这一当前需要多年的研究、思考或者瑜伽的技术。

[0291] 根据本发明的另一实施方式,系统可用于在用户的日常工作期间记录用户的身体和情绪状态并将其读数与所执行的活动的类型相关联。例如,可以记录并显示高度紧张、高度专注、最佳表现或极度喜悦的时间。用户可以例如通过参照他的日常记录将这些时间与该日期进行的活动进行比较。可以例如通过将软件与商业应用程序(如 Microsoft Outlook[®])整合在一起而使传感器读数与日常记录自动结合,并将其显示在移动监控器(如 PDA 或 LPC)上。

[0292] 另外地或者另选地,用户可以使用移动监控器上的输入装置来输入诸如声音的备忘录或者表示其正在执行的活动类型的书面消息,以及将要结合到日常活动记录和传感器读数的记录中的其主观情绪。这样,用户就可以对其活动和其主观情绪与客观传感器读数进行比较。在知道导致紧张的行为后,用户可以为将来这种行为或者类似行为的重复做好准备,或者尝试避免这种行为。

[0293] 根据本发明的另一实施方式,该系统可用于记录运动训练期间的生理读数。与仅显示动态 AHR 的现有设备相比,本发明的系统能够实际记录并存储每个单独心跳和呼吸的记录。数据压缩、移动监控器中的大存储器容量以及远程服务器中的大容量存储器使得能够实现长期使用的记录的获取和存储。由于传感器很小并且利用蓝牙协议或者移动网络服务以无线方式发送数据,因此专家教练可以查看并监控生理参数、运动员的情绪-唤起状态以及表现,并实时地指导用户以改进他的反应和表现。还可以对该数据进行保存以供随后分析使用。运动员还可以在其家中或者办公室内通过多媒体移动电话或者 PC 或者 PDA(个人数字助理)利用本发明进行练习,就像在真实的比赛中一样,观察其表现并刺激其情绪和生理状况。通过同时利用几个传感器(例如,心率、HRV、呼吸、EDA EMG),用户学习不但调节其生理机能而且调整其态度、唤起水平等,并达到其最佳表现。

[0294] 根据本发明的另一实施方式,系统可用于在用户正处于睡眠状态的同时记录生理读数,从而有助于对失眠进行鉴别以及进行可能的校正。

[0295] 可佩戴生物反馈工具:

[0296] 多年来一直使用生物反馈来缓解或者改变个体的消极行为模式,但是现有系统存在多个明显缺点:

[0297] 1、硬件、软件和信息收集:

[0298] • 大多数当前系统都依赖于强大的计算机;

[0299] • 它们要求用户经过健康专家或综合的在线程序师的培训;

[0300] • 一旦经过培训,用户就必须牢记以处理他们日常生活中的内部生理变化;

[0301] • 生物反馈进程很少以每日为基准,当然更不会是实时的。这就要求用户记住多天以前发生的特定事件,并回忆他确切的情绪反应。

[0302] 本发明利用便携的、无线的可佩戴传感器,这使得用户能够监控他们对于所发生事件产生的情绪和生理反应。和几天以后在完全不同的状况下重建的结果相比,这些实时收集的结果更有效并且与用户更相关。本发明的传感器利用移动电话来显示用户的生理和情绪状态。

[0303] 2、方法学

[0304] 当前的方法是训练用户更改与消极行为模式相关的潜在生理机能从而例如减少肌肉紧张(EMG)、GSR 或皮电活动(EDA),其主要目的是训练用户放松。然而,尽管训练用户

放松是很重要的,但是还必须考虑到实现成功治疗的两个其他方面。

[0305] • 情绪健康的增强以及进行更积极、热情和有动机 (motivated) 的训练。这些状态没有反映在由 GSR、EDA 或 EMG 测量的可能给出错误印象 (false impression) 的放松度中。例如,当用户经历诸如兴奋或热情的积极情绪时,可能显示身体紧张度增大。类似地,低身体紧张度不一定是积极的事件,而可能表示诸如沮丧或厌倦的消极状态。一个示例是对患有 IBS (肠易激综合症的) 的用户应用 EDA。观察发现 EDA 对于患有腹泻的高度焦虑状态的人群非常有用,但是不适于患有便秘的沮丧人群。

[0306] 通过同时利用两个传感器 (即,灵敏的 EDA 传感器和用于 HRV 的心率监控器),并通过分析具体情况的变化,本发明的系统可用于监控和训练用户不但放松而且扩展积极的情绪状态。

[0307] 客观情绪监控器:

[0308] 本发明的另一应用是通过利用客观数值范围来监控情绪反应。尽管 EDA 非常灵敏,但是其在利用该方法监控和分析情绪反应方面存在如下缺点:

[0309] • 由于与用户的情绪状态不相关的许多变量的存在而导致不同进程和不同个体之间的 EDA 级别改变。因此 EDA 级别只能被解释为一种趋势。即,如果皮肤电阻增大到进程开始时的级别以上,则用户正在变得更加放松。但是用户不能以客观的方式了解如何控制其反应并改善其生理机能和表现。本发明的传感器可以监控并实时表达与想法和情绪相关的变化并且对反映用户如何对具体触发事件做出响应的参数进行计算。通过实时地对 EDA 和心率的变化分析与心率变异性进行整合,可以建立使得用户能够知道如何改善并监控其反应的数值范围。

[0310] 图 8 示出了对刺激 (如 PTSD、威吓 (bullying)、恐惧) 的响应。与该响应相关的参数包括在刺激后用户返回到基准所花费的时间量、返回到基准所花费的时间量加上半唤起跳跃 (half arousal jump) 和与具体触发相关的唤起跳跃的等级。通过利用移动传感器,用户可以连续监控并改善其反应和表现。通过添加多媒体指令,该系统可以实时地指导用户。通过利用移动电话实时地发送数据,用户能够:

[0311] • 从位于服务器上的复杂专家系统几乎实时地获得反馈

[0312] • 记录他们在一天内对于特定情况的反应

[0313] • 从可以监控他们反应的专家处以几乎实时的方式接收建议

[0314] • 在专家 (系统或者专业护理人员) 对用户进行监控的同时,修改他们的反应并在日常行为中执行新的知识。

[0315] 对 CBT 和可佩戴生物交互传感器进行集成

[0316] 现有的生物反馈系统使用行为方法但是不包括 CBT (认知行为疗法) 训练。本发明的系统可以对计算化 CBT、可视化和交互式传感器进行集成,从而允许用户不但知道如何改变他们的生理机能而且知道如何修改他们的思考方式以及如何处理消极想法模式。

[0317] 集成 CEBIT (认知情绪行为交互治疗) 的新方法

[0318] 利用本发明的集成传感器的训练允许用户检测他的信任系统、他的行为、他的无意识想法过程、情绪和认知反应以及他的生理机能。此外还训练用户监控其自身以知道、了解其身体、情绪和外部反应。

[0319] 通过利用本发明的方法和系统并通过监控他们的进展进行表现改进

(Performance improvement), 用户不但可以知道如何修改他们的健康以及感觉更好而且知道如何提高他们的表现: 测验焦虑、贸易、音乐和唱歌、运动、关系、创造力、演说等。本发明的交互式生理机能监控可以和 CBT 相结合, 并且通过来自用户表现的实时反馈, 训练用户达到预定状态。交互式生理机能监控还可以应用于关系 (relationship) 和快乐度。

[0320] 综览和调查 (poles)

[0321] 根据本发明的另一应用, 为了指导观察者调查, 该系统可用于记录观察者对于商业 (commercial) 的反应。

[0322] 训练进程

[0323] 本发明的再一实施方式是通过指导训练进程来训练用户, 该训练进程包括让用户面临诱导紧张的刺激。

[0324] 图 8 示出了刺激后的紧张度的示意图。该刺激可以例如是由图像产生的恐惧、对患有蜘蛛恐惧症的用户提供的蜘蛛图片、烦扰声音信息或者书面文字。可以通过 EDA 读数、HR 或者很少传感器读数的组合来测量刺激所产生的紧张。

[0325] 在图 8 中, 在时间 ST 处提供刺激。在时间 LT, 在用户大脑解释该刺激的短暂的潜伏期后紧张度开始从初始基准紧张 (IBS) 上升。通常该紧张爬升并在最大反应时刻 (MRT) 到达最大紧张 (MS) 度, 然后慢慢恢复到 IBS 或者新的基准紧张 (NBS)。

[0326] 恢复时间 (RT) 可以被限定为紧张度从 MS 级别降低到位于半恢复时刻 (HRT) 处的半最大紧张度 (HS) 所花费的时间, 即 $RT = HRT - MRT$, 其中 HS 被定义为: $HS = (IBS + MS) / 2$ 。在训练进程中, 用户观察他的反应并学习最小化 MS、RT 和 NBS 中的一个或更多个。

[0327] 训练进程可以由利用几种方法 (如神经网络软件或小波分析) 对 HR、HRV 和 EDA 的变化进行的分析构成, 同时向用户提供特定的积极和消极触发 (如图像视频和音频剪辑)。可以使用诸如意外事故的场景作为消极触发; 而放松触发可以是自然景色。训练可以是其中用户能够获胜并感觉积极的交互式游戏形式; 用户失败并感觉压抑的沮丧游戏或挑战; 与性有关的剪辑等。

[0328] 建立并存储“用户心理-生理响应简档 (UPPP)”。利用该 UPPP, 系统可以对真实生活事件 (例如遇见某人、准备测验、接电话等) 以及交互式问卷、具体场景模拟等用户响应和情绪状态进行监控和分析。该方法可用于如下几个目的: 评价用户响应和 / 或训练用户改善他们对于特定触发的响应 (如克服恐惧)。系统可以使用 UPPP 来驱动利用传感器的游戏和多媒体以及利用用户的情绪反应以驱动和操纵游戏。

[0329] 术语“用户”应该被解释为既包括男性个体又包括女性个体, 并且还包括个体构成的群体。当存在多个用户时, 可以通过传感器对每个用户进行监控, 其中一些人共用传感器, 他们既可以使用同一个显示器 (通过蓝牙连接到同一 PC 或移动电话上) 又可以每人具有独立的装置, 将这些装置构造为能够彼此通信。还可以包括通过移动电话或互联网连接到中心或电视台的多个用户, 他们观看或者共享经由广播或者互联网等发送给多个用户或者他们中一部分的一个或更多个图像。在该模式中, 本发明可以用作新型实时电视演出节目或者情绪测验等。

[0330] 娱乐系统: 用于交互式通信的情绪激发游戏

[0331] 根据本发明的另一方面, 该系统可以用于提供游戏或其他形式的娱乐。

[0332] 例如, 一个人可以在与同伴的电话交谈或者互联网聊天期间使用传感器模块。传

传感器读数可以自动发送 SMS 或者表示用户的情绪状态和对于交谈的反应的图示符号。这可以作为基于情绪的游戏和移动电话的用户组和 / 或互联网和或 TV 游戏之间的通信的基础。

[0333] 在另一实施例中, 传感器读数可以例如在计算游戏期间用于控制诸如 DVD 或计算机的装置和设备。可以将传感器添加到远程控制中, 并且根据通过该传感器监控的用户的情绪状态可以改变以及展现向用户展示的内容。这可以作为新型交互式 DVD (或任意可选的直接访问数字媒体)、交互式电影、交互式运动或者交互式游戏或者心理学概述的基础。

[0334] 图 12 示出了根据本发明该方面的一个实施方式的娱乐系统 1200。在系统 1200 中, 传感器 1210 与用户 1210 接触并用于监控用户的生理学参数。传感器 1210 通过通信链路 1212 与娱乐系统控制器 1220 (如 DVD 或视频游戏装置的远程控制) 进行通信, 通信链路 1212 可以是单向的或者双向的。娱乐系统控制器 1220 包括利用通信链路 1228 用于向娱乐系统 1240 发送命令的发送器 1226。链路 1228 可以是单向的, 例如 IR 通信。可选的是, 系统控制器 1220 包括诸如键盘 1224 的输入装置。传感器 1210 可以直接与娱乐系统进行通信, 并且电缆可以用于传输生理信息或命令。

[0335] 根据本发明的该方面, 通过监控一个或更多个表示生理或者心理 - 生理反应 / 状况的参数来获得反映玩家 / 用户的情绪和身体状态的至少一个参数。将该一个或更多个参数发送给一系统, 该系统对参数进行分析并计算一个或更多个得分并利用计算的得分作为其中在画面上显示视听材料 (音频和 / 或视频) 和 / 或移动物理对象 (诸如远程控制的车辆) 的处理的输入。视听材料的内容和 / 或移动的参数 (例如, 远程控制的车辆的移动的速度和方向) 依赖于反映用户情绪和身体的状态的得分。

[0336] 可以将反映一个或更多个用户的情绪和身体状态的变化的结果的得分或者一些信息直接地或者间接地呈现给由传感器正在监控的同一用户 / 玩家或者另一用户 / 玩家或者同时提供给二者。为了赢得或者改变用户的反应 / 决定或者猜测其他用户的感情或者想法或者影响其他用户的反应或者游戏 / 交互式故事 / 远程控制玩具的结果, 用户可以使用与他们自身的得分 / 结果或者其他玩家的得分 / 结果相关的信息。

[0337] 游戏的例子

[0338] 战舰 (潜艇)。在类似的游戏, 两个玩家尝试猜测并发现对方玩家的潜艇 / 船只的位置并 “摧毁” 它们, (例如, 在 10×10 的阵列位置中)。本发明可用于向游戏添加新的方面。在用户 A 向特定位置 (例如位置 “b-4”) “发射” 鱼雷前, 他可以向另一个玩家 3 提问 (例如通过文字或者通过将鼠标移动到特定位置但是不点击)。问题例如可以是 “你在 b-2 或者 b-4 或者 c-4 有潜艇么?” 用户 A 可以查看其得分之一中反映的另一玩家的反应。该另一玩家可以回答是或否并且甚至可以说谎 (高度唤起 - 高度排除)。用户 A 可以利用该信息来估计有潜艇的位置。从而, 将心理学和 “情绪读数” 因素添加到游戏中。

[0339] a) 诸如青少年的用户群体可以通过移动电话向彼此发送多媒体消息并查看图片和 / 或视频短片。利用本发明, 我们向通信中添加如下情绪因素。将情绪得分和 / 或情绪反应状态发送给其他用户, 并且这些得分被用作游戏和交互式通信 (真实游戏或挑战游戏) 的基础。将用户的反应 (情绪得分) 发送给一个或更多个其他用户。例如, 可以将该得分发送给当他或者她看到来自特定第二用户的图片和 / 或读到来自特定第二用户的消息时最先 (most) “唤起” 的第一用户。接着该第一用户必须向第二用户发送表示该第一用户对于第二用户的感受的文本消息。当第一用户这样做时, 第二用户和 / 或其他用户可以看到

第一用户的唤起级别。从而，“系统”和或其他用户和 / 或第一用户可以判断第一用户是否“喜欢”该第二用户。在简单的游戏版本中，用户可以看到位于其移动电话或 PC 或者游戏控制台的画面上的 10 张图片，并且系统可以告诉他例如他喜欢谁、他选择了哪个号码或者他选择了哪个卡片。

[0340] b) 交互式“Tamaguchi”(用户必定会“喜欢”并且照顾的个人电子宠物或动画)。通过将本发明的特征引入到该玩具中，每次当用户生气和 / 或焦虑的时候(如通从传感器监控的结果中获得的得分所表示的)，Tamaguchi 都会感受到并且做出忧伤、生气或者生病等的反应。当用户情绪稳定、放松并高兴时，Tamaguchi 例如通过微笑、唱歌、弹奏、吃东西等相反方式做出反应。

[0341] c) 在更高级的版本中，用户可以在移动电话、PC 或者游戏控制台中建立其自己的符号化动画版本(“虚拟自我”或“Vime”)。用户和 / 或其他个体(已经收到与用户的虚拟人物交互的许可 / 授权)可以利用移动通信装置或者互联网与“虚拟自我”进行交互。个体可以例如通过向 Vime 发送诸如该个体喜欢 Vime 的肯定和 / 或否定消息来与用户的虚拟人物一起玩耍。与个体的情绪状态 / 情绪得分一起发送“有意识”的消息并影响“虚拟自我”。这不但可以用作游戏和娱乐而且可用作添加情绪因素以及新式的通信和比赛，甚至虚拟“约会”。

[0342] d) 可以将行为技能(诸如如何去做出反应以及对谁做出反应)添加到在 c) 中提供的游戏版本中。这样可以建立心理 / 情绪 / 通信游戏 / 团体创作。例如，可以将真实的或虚拟的特性添加到 Vime 和描述(身体因素、爱好、兴趣范围等)、行为规则(如果有预定特性和预定得分的女孩与我联络，则发送预定响应)中。Vime 可以有多种模式，如用户连接的“激活”模式、Vime 可以不通过该用户进行通信的“离线”模式、“只接收”模式，或者“睡眠”模式。

[0343] e) 在另一应用中，将传感器用作潜意识直觉响应的放大器，例如用于提供真实的或者有趣的决定建议。当用户与该传感器连接时，他提问问题和 / 或被电话、PC 或 DVD 提问。通过观察用户思考以及思考回答特定问题时的得分，用户可以知道他的“直觉”建议他去做什么。该系统可以通过对他或她的生理和心理状态以及诸如逻辑分析、系统规划、记分等其他方法进行整合(即“将心脏与大脑结合使用”，或者将直觉与分析的情绪结合使用，将其“直觉”与“客观信息”结合使用)，从而对其自身进行调整以做出更好的决定。

[0344] 尽管已经参照具体示范性实施方式对本发明进行了描述，但是在不脱离本发明的精神和范围的情况下，显然熟悉本领域的技术人员可以很容易地实现各种修改。

[0345] 应该理解，一个实施方式中描述的特征和 / 或步骤可以结合其他实施方式使用，并且并不是本发明的所有实施方式都具有在具体附图中所示的或者针对其中一个实施方式所描述的所有特征和 / 或步骤。本领域的技术人员可以想到所述实施方式的多个变形。

[0346] 应该指出的是，上述实施方式可能描述了发明人所想到的最优模式并且因此包括结构、多个结构的行为或者细节以及对于本发明来说非必须的且被描述为实施例的行为。这里所述的结构和行为可通过如现有技术中公知的具有同样功能等效物进行替换，尽管该结构和行为是不同的。

[0347] 因此，本发明的范围仅由权利要求中所使用的要素和限定进行限制。这里所用到的“包括”、“包含”及其词性变化表示“包括但不限于”。

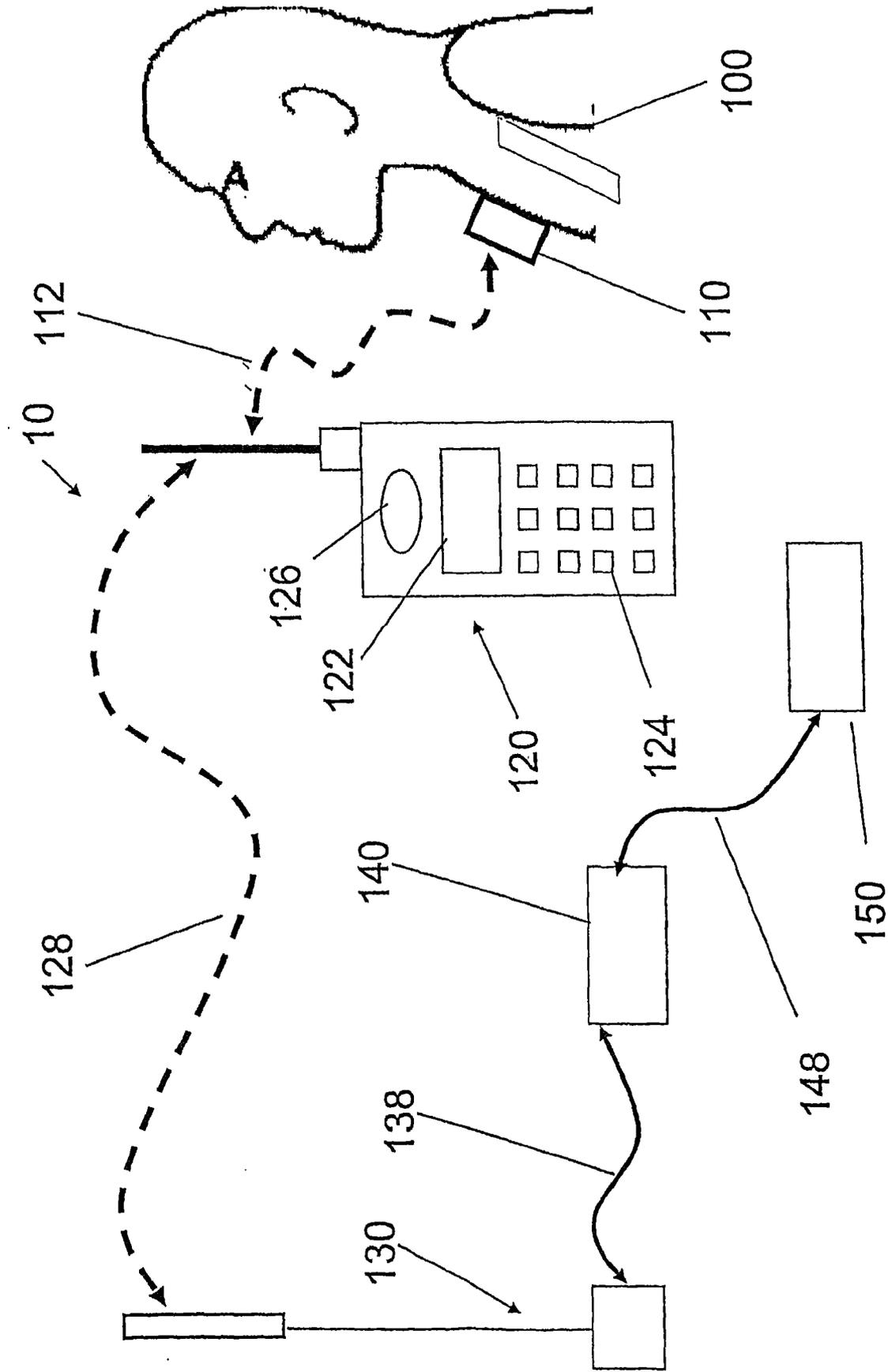


图1

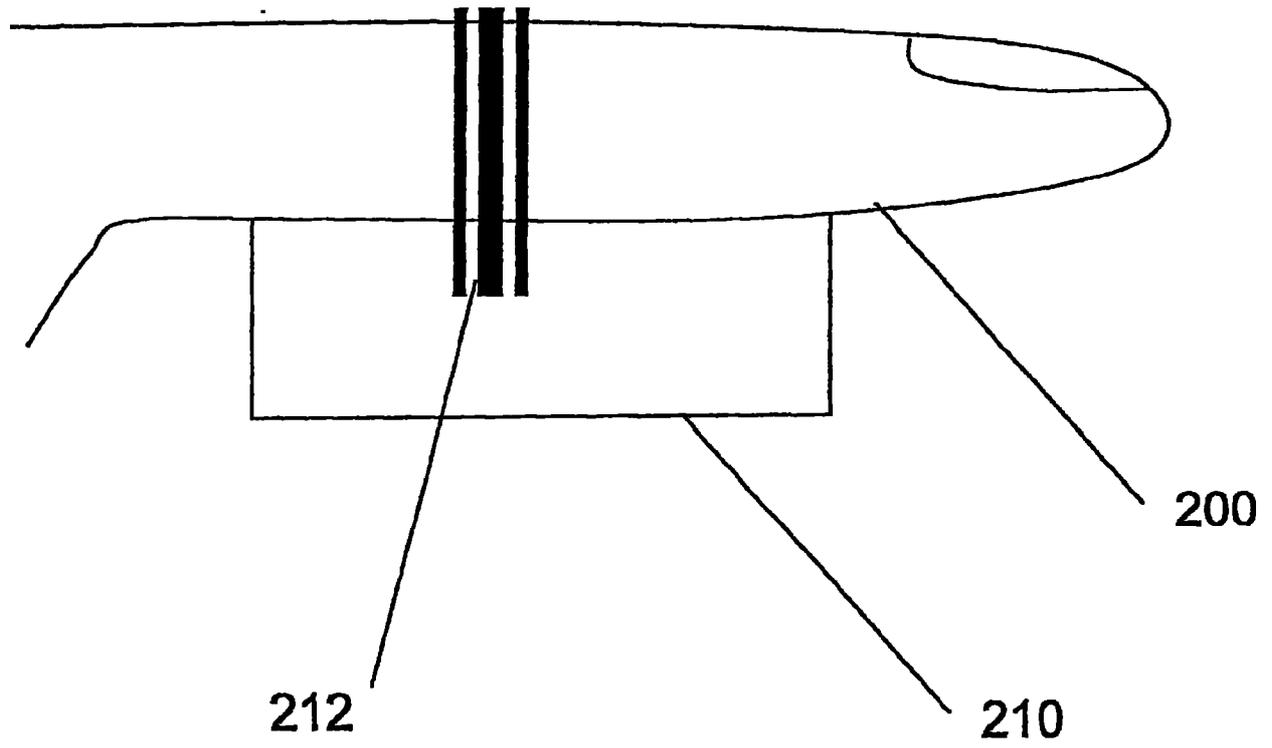


图 2

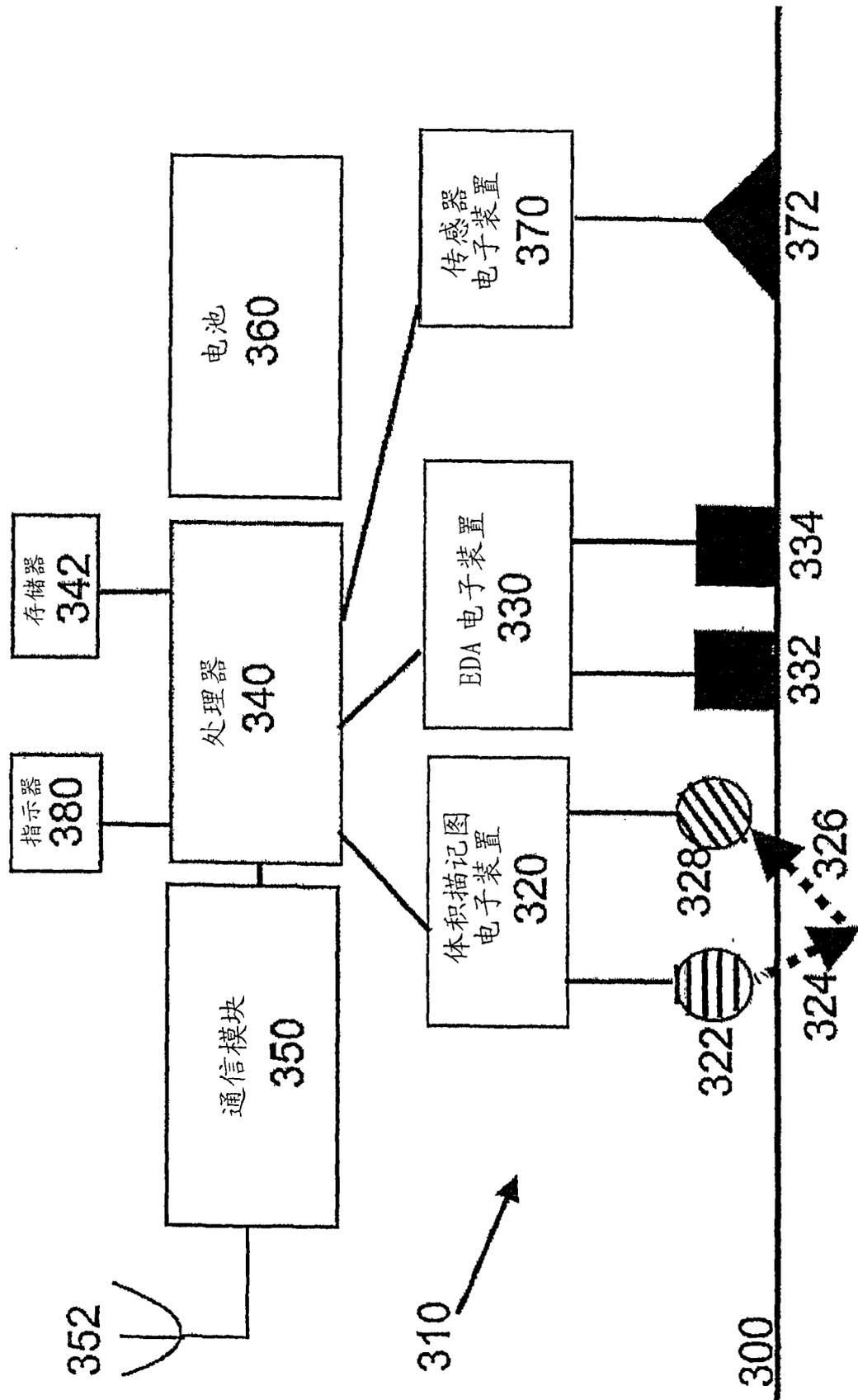


图 3

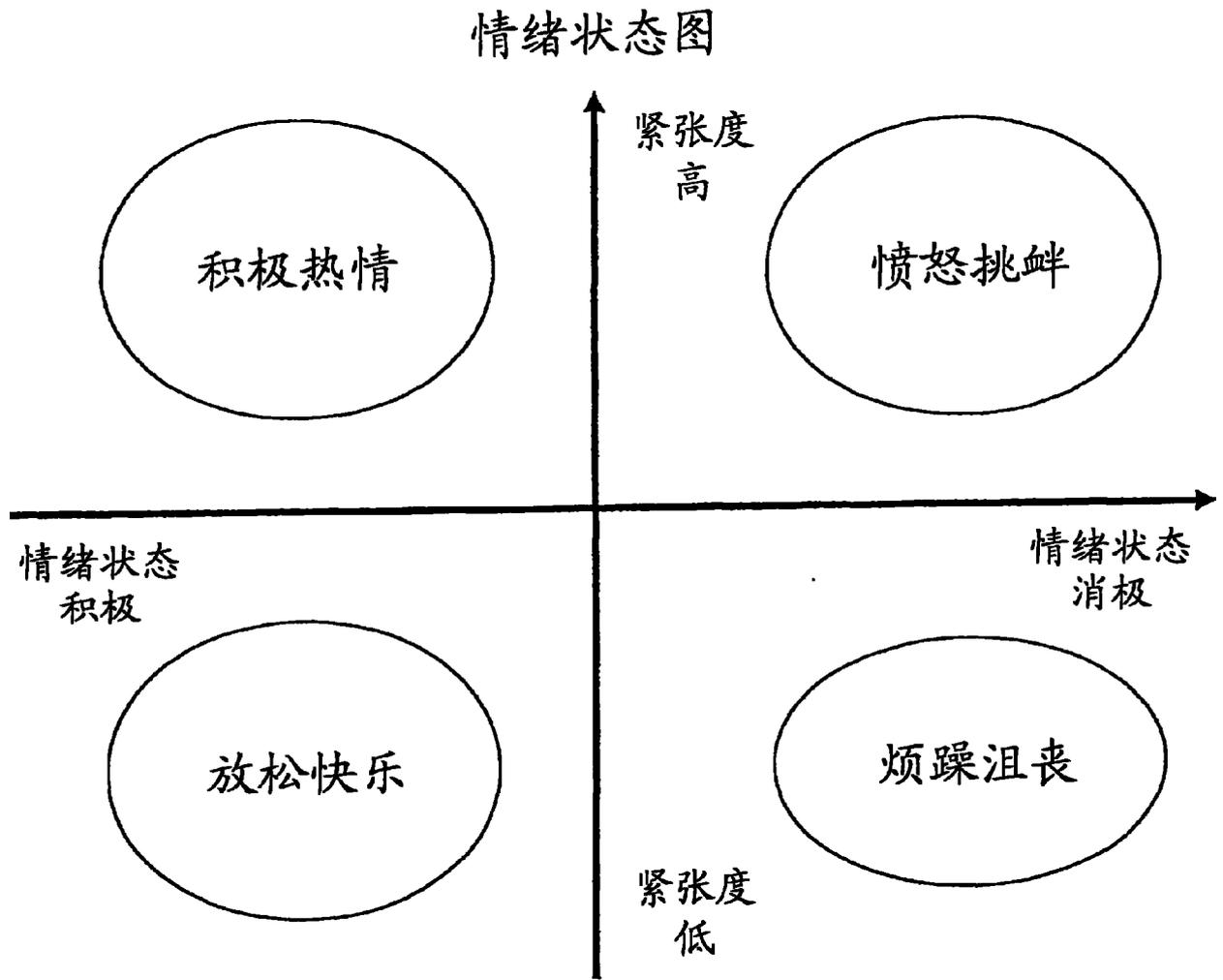


图 4

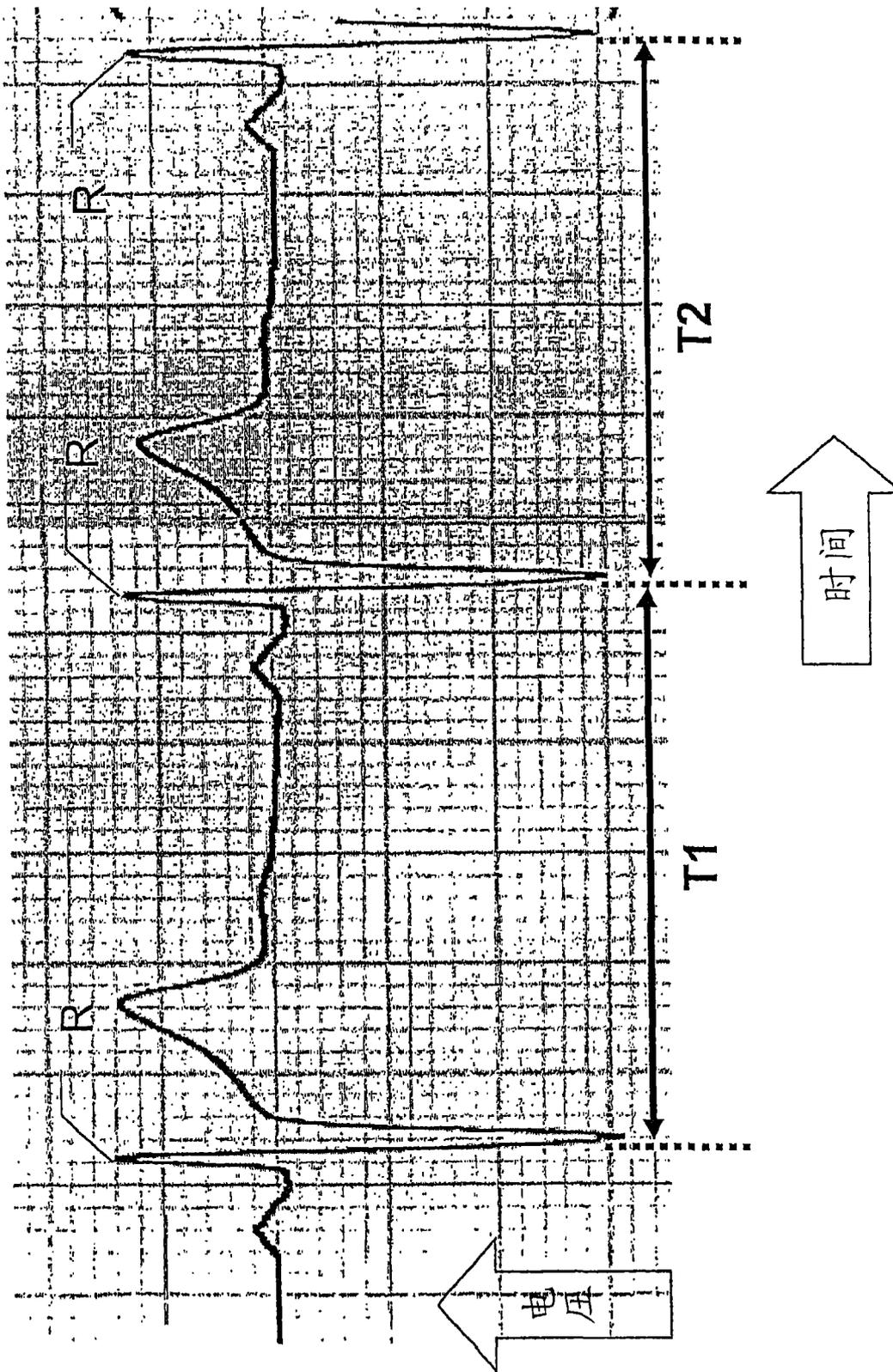


图 5a

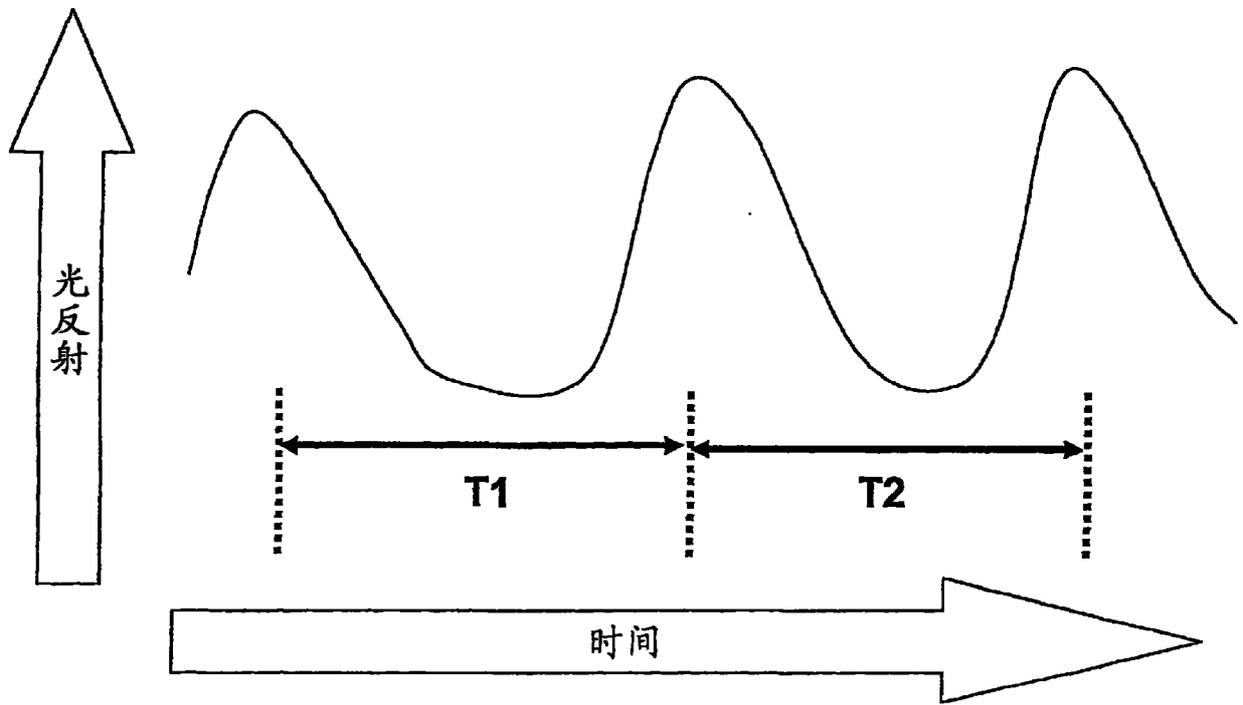


图 5b

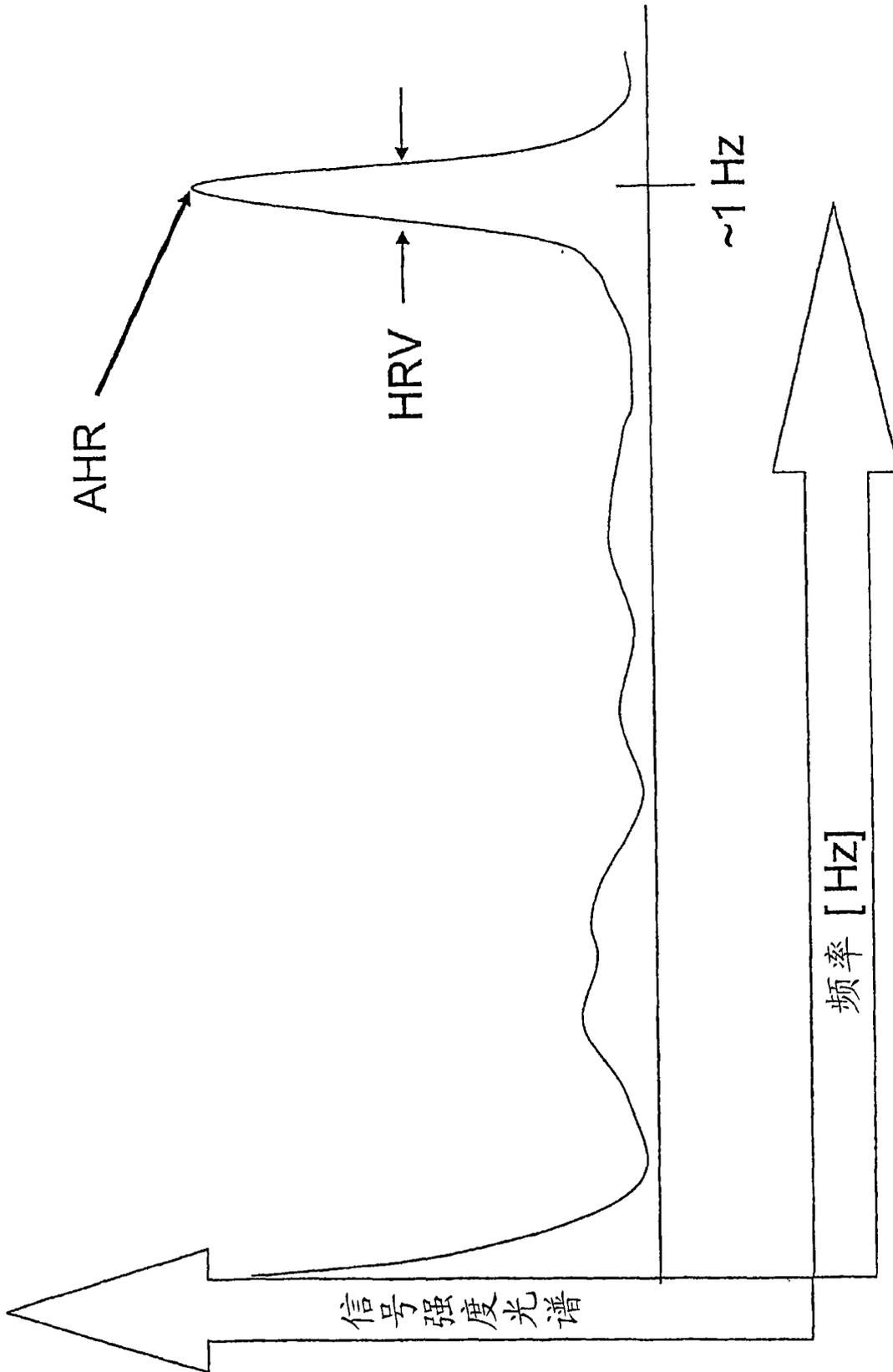


图 5c

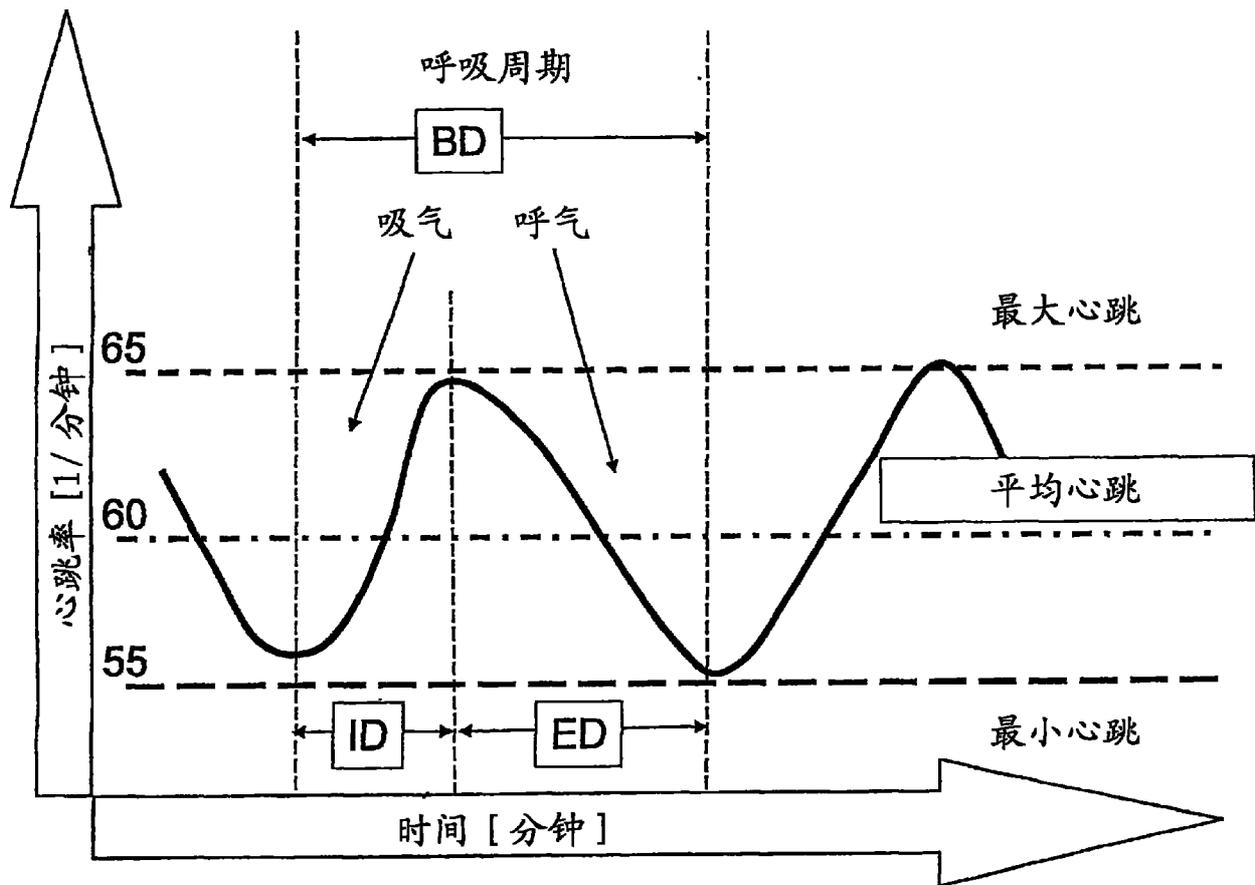


图 6a

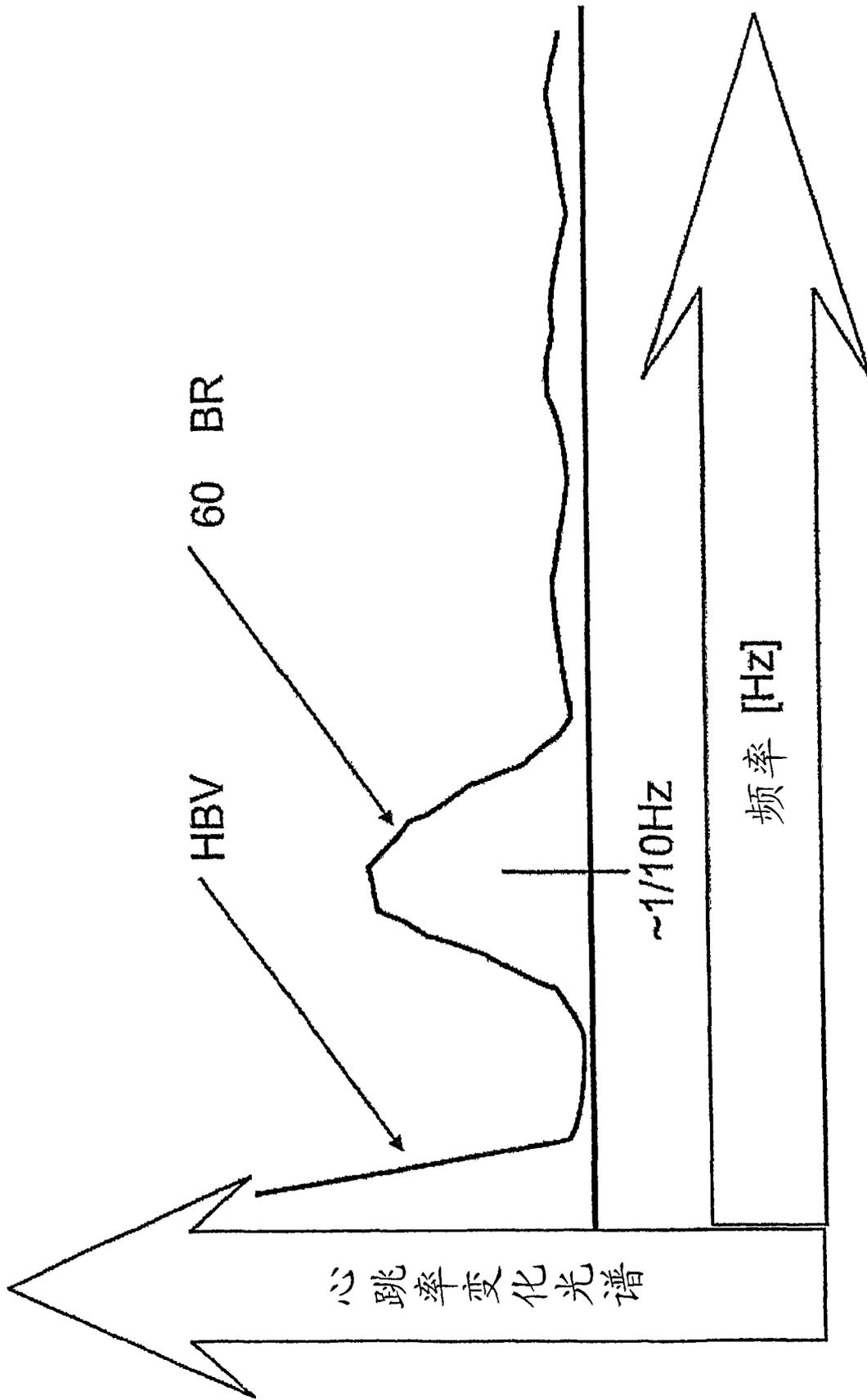


图 6b

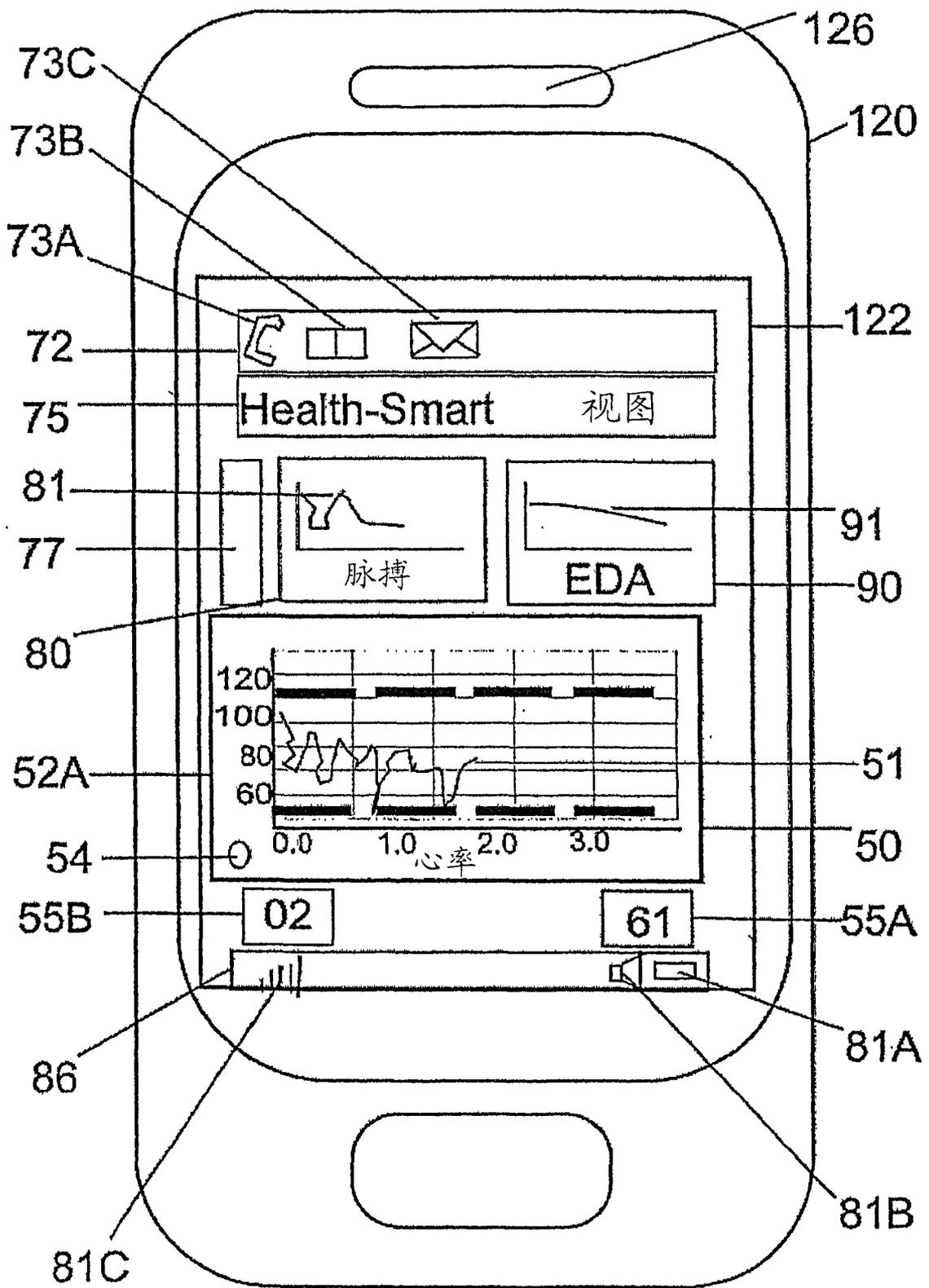


图 7a

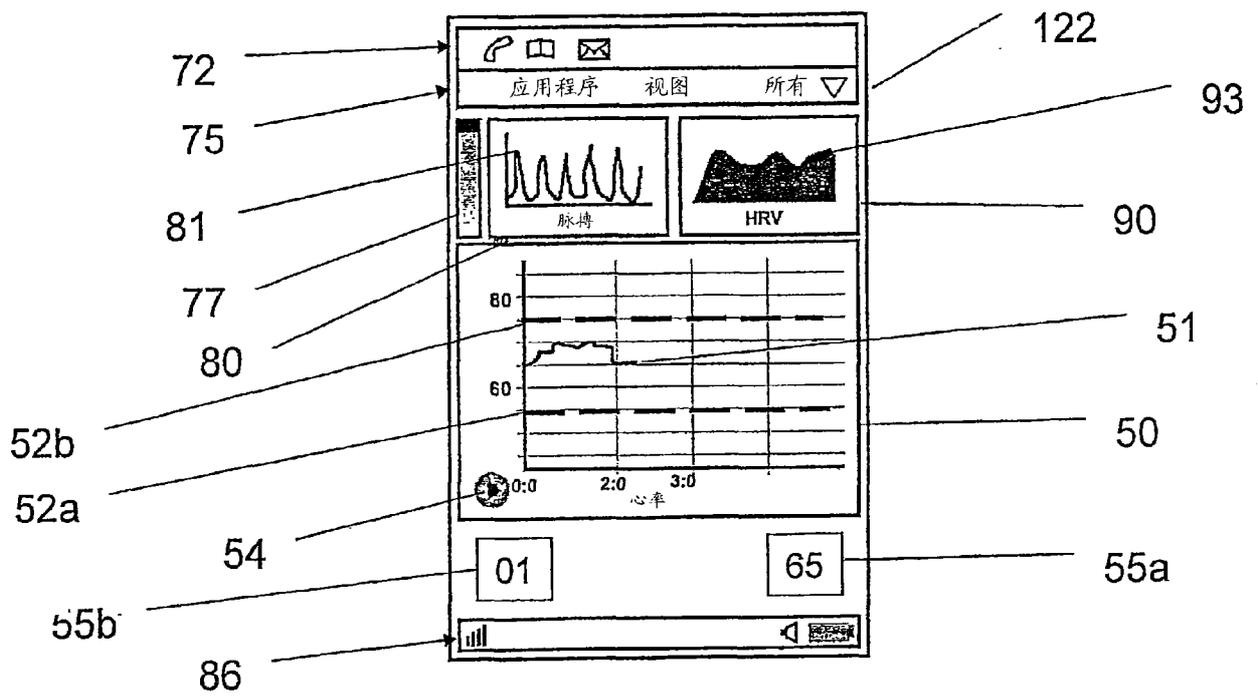


图 7b

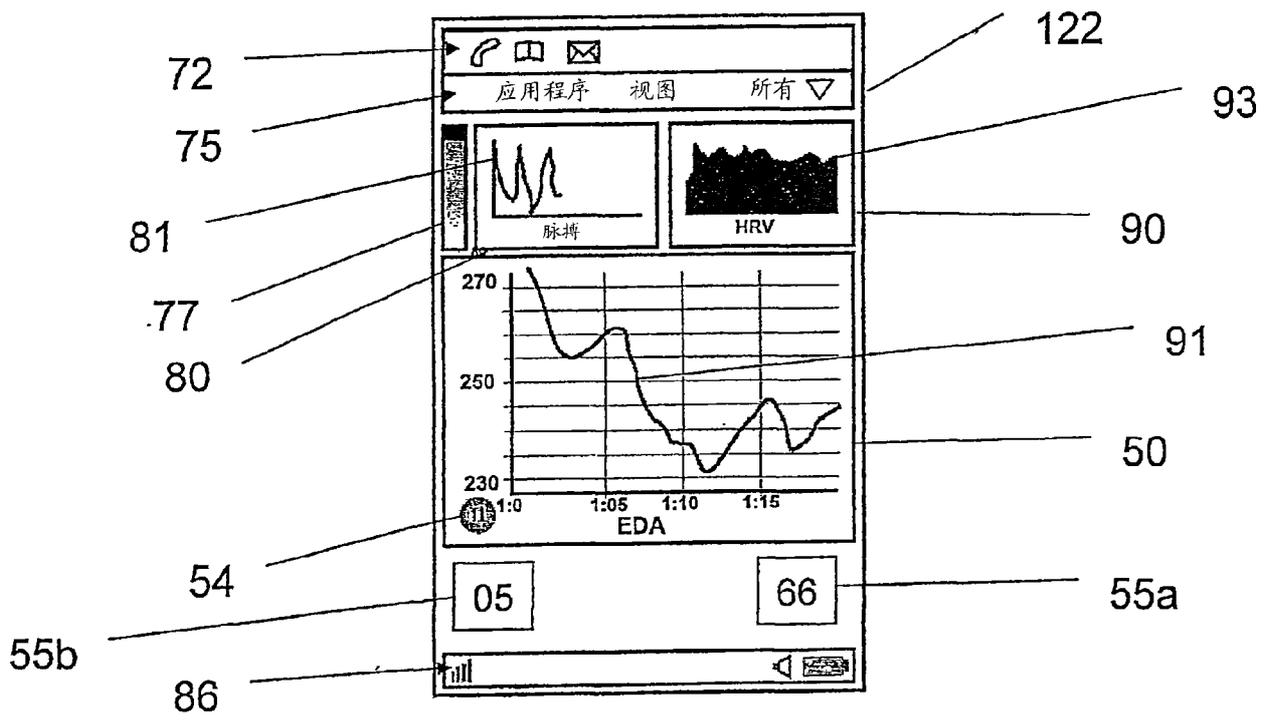


图 7c

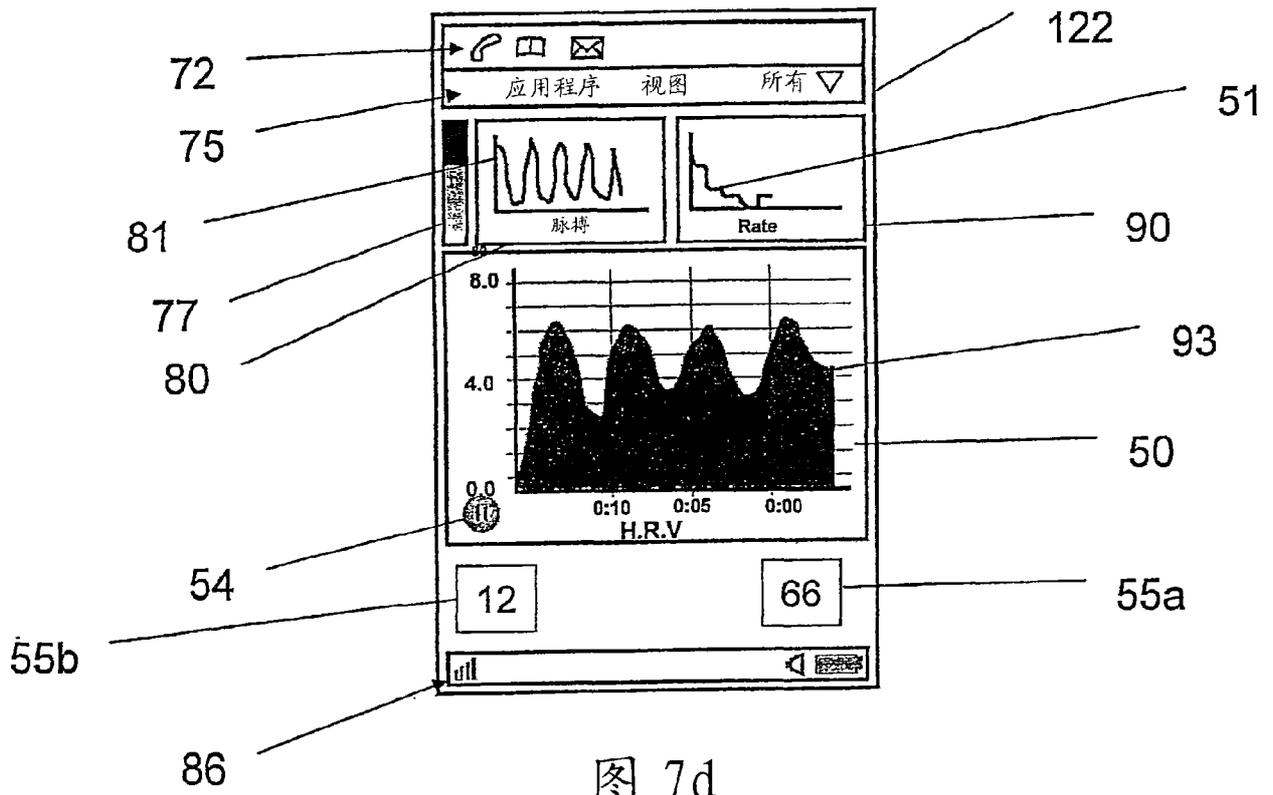


图 7d

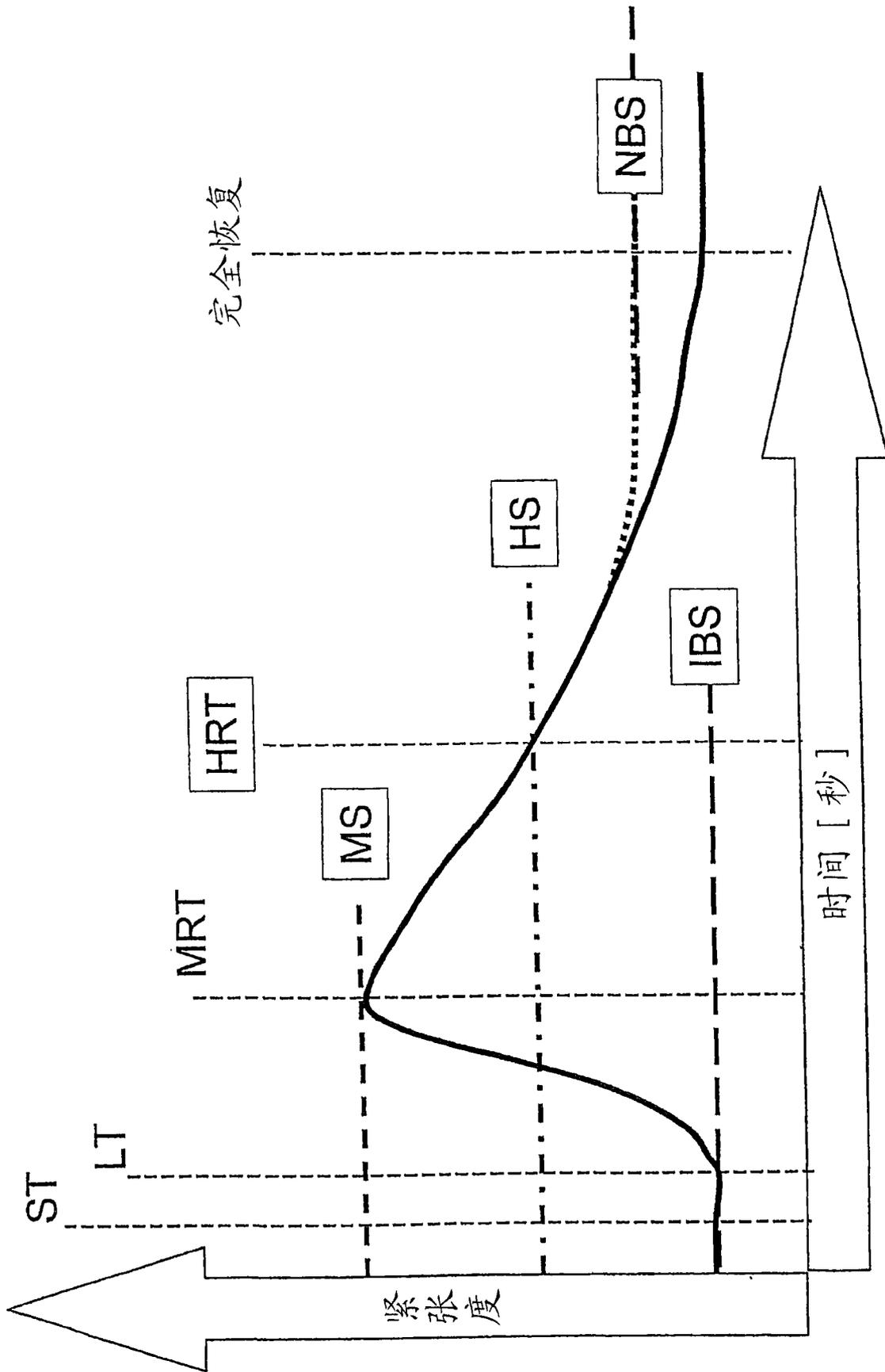


图 8

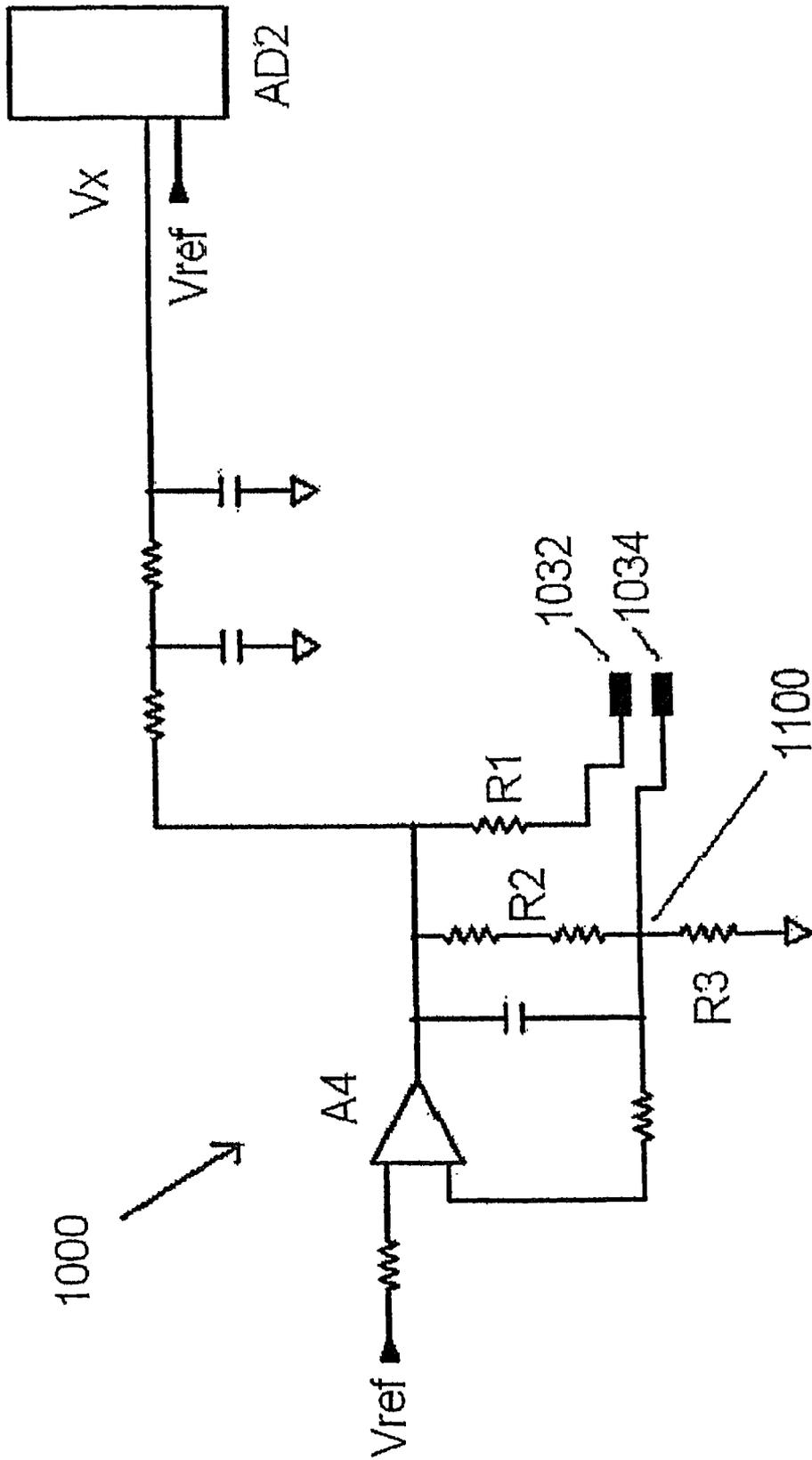


图 10

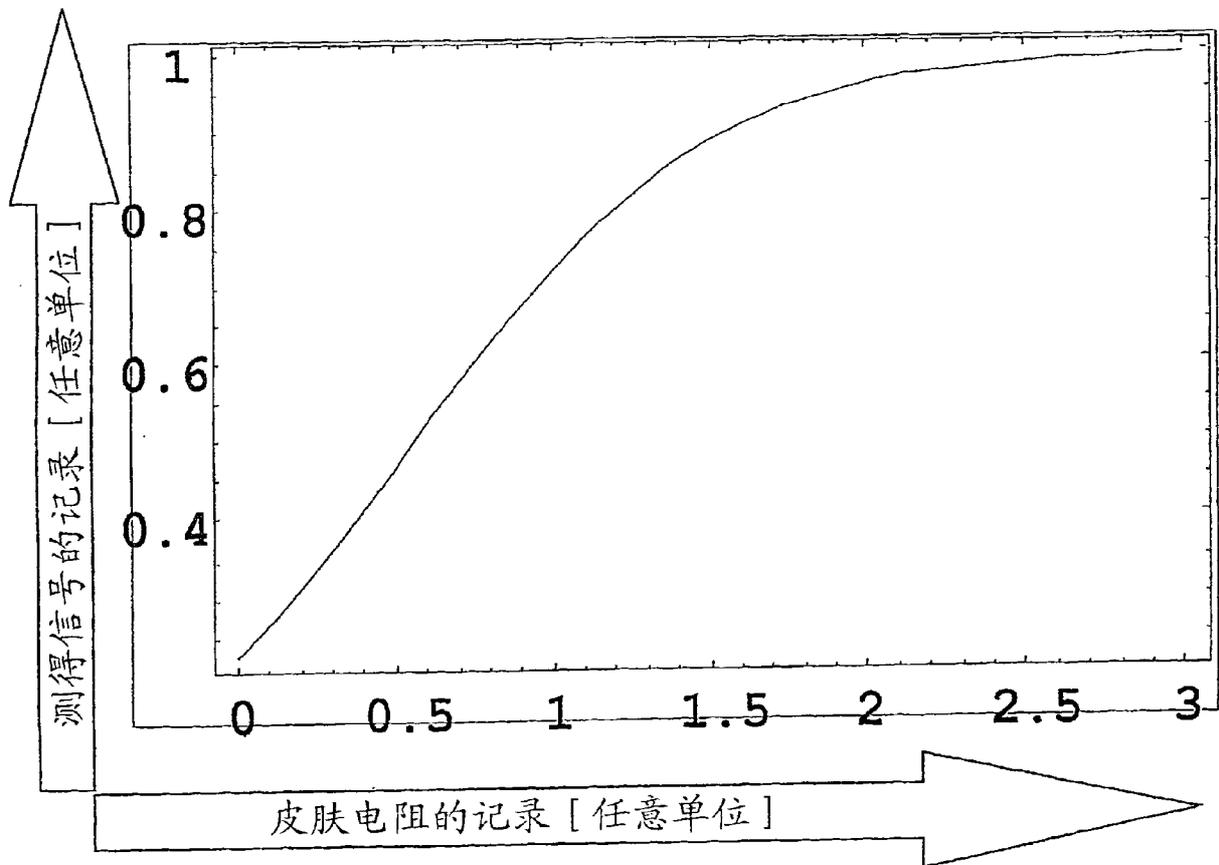


图 11

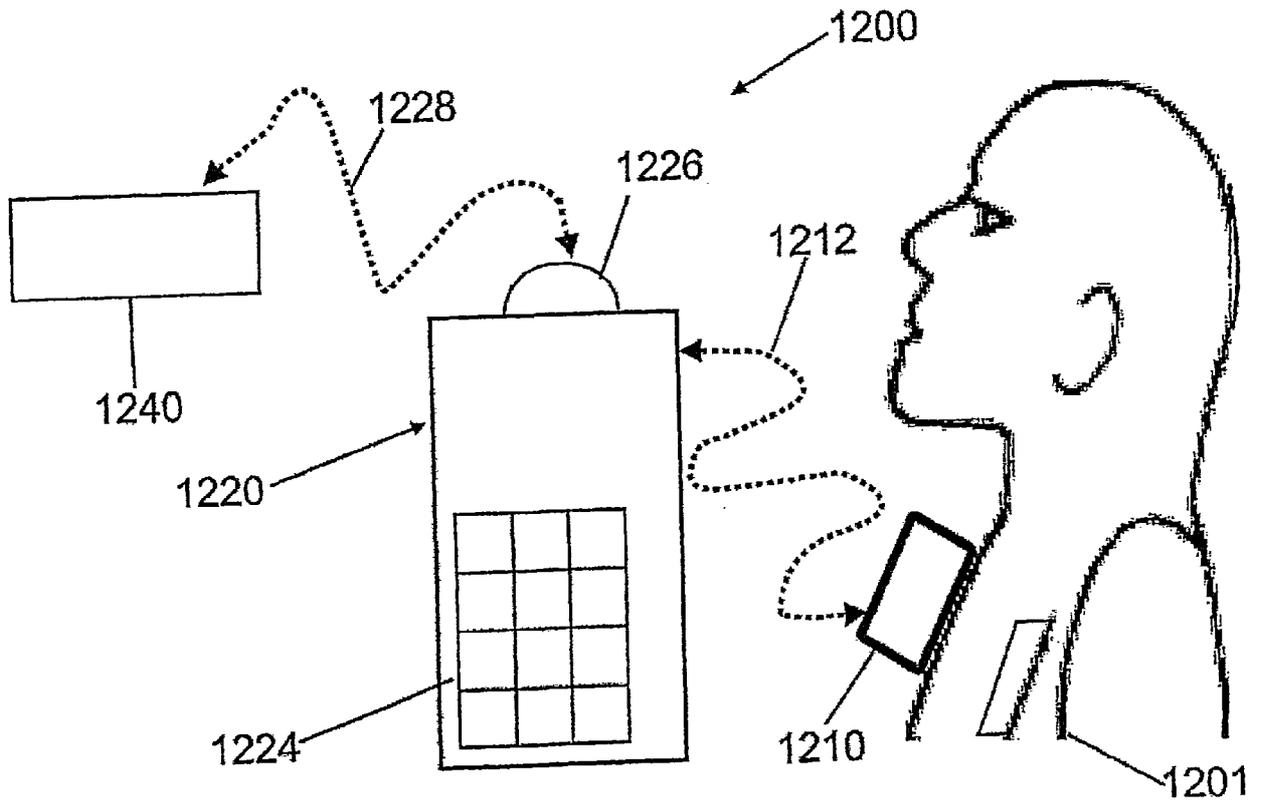


图 12

专利名称(译)	用于生理学和心理生理学监控的系统		
公开(公告)号	CN101198277B	公开(公告)日	2011-06-15
申请号	CN200680009323.0	申请日	2006-02-22
[标]发明人	图维奥巴赫		
发明人	图维·奥巴赫		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0402 A61B5/486 A61B5/0261 G06F19/3431 A61B5/0002 G06Q50/22 A61B5/7257 A61B5/165 G06F19/3418 G06F19/3406 A61B5/02416 A61B5/0205 A61B5/0533 G06F19/00 G16H10/65 G16H40/63 G16H40/67 G16H50/30		
代理人(译)	李辉		
审查员(译)	魏娜		
优先权	60/654460 2005-02-22 US		
其他公开文献	CN101198277A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了用于生理和心理生理监控的方法和系统及其应用。本发明提供了用于监控用户的一个或多个生理参数的系统和方法，本发明的系统包括用于感测一个或多个生理参数的一个或多个可佩戴传感器模块。一个或多个发送器以无线方式向移动监控器发送表示所述一个或多个生理参数的值的信号。移动监控器包括：处理器，其利用专家知识实时地处理从发送器接收的信号。装置提供所述处理的结果的一个或多个指示。本发明还提供了在本发明的系统中使用的可佩戴移动传感器。本发明的方法包括从一个或多个可佩戴传感器模块获得用户的生理参数的值。将表示一个或多个生理参数的值的信号以无线方式发送给移动监控器。利用专家知识实时地对该信号进行处理，并且向移动单元提供所述处理的结果的一个或多个指示。

