



(12) 实用新型专利

(10) 授权公告号 CN 204839492 U

(45) 授权公告日 2015. 12. 09

(21) 申请号 201520052647. 9

(22) 申请日 2015. 01. 26

(73) 专利权人 周常安

地址 中国台湾台北市

(72) 发明人 周常安

(74) 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限
责任公司 11219

代理人 姜劲 陆锦华

(51) Int. Cl.

A61B 5/0225(2006. 01)

A61B 5/0402(2006. 01)

A61B 5/01(2006. 01)

A61B 5/04(2006. 01)

A61B 5/08(2006. 01)

A61B 5/145(2006. 01)

(ESM) 同样的发明创造已同日申请发明专利

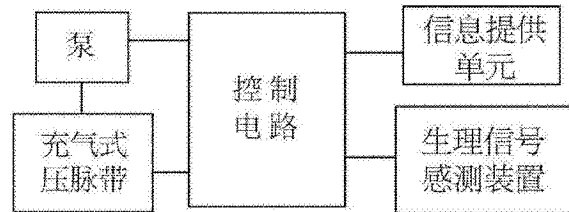
权利要求书2页 说明书18页 附图7页

(54) 实用新型名称

血压管理装置

(57) 摘要

本实用新型关于一种用以调整血压的血压管理装置。该血压管理装置用以在一ANS(Autonomic Nervous System, 自律神经系统)训练区段中作为一生理反馈工具, 以及用以提供血压测量功能。在该ANS训练区段期间, 一生理信号感测单元被依附至使用者身上, 以取得相关于受ANS影响的生理活动的生理信号, 且根据该生理信号会产生一代表该生理活动的信息; 并实时提供给使用者, 以作为使用者通过生理反馈而调节自身生理活动的基础, 进而达成影响血压的效果。



1. 一种血压管理装置,用以在一ANS训练区段中作为一呼吸导引工具,以及用以提供血压测量功能,该装置包括:

一控制电路;

一泵,受该控制电路控制;

一充气式压脉带,用以环绕一使用者的一肢体,并通过该泵而进行充气及放气,以达成一血压测量;以及

一信息提供单元,

其中,

该装置进一步包括至少一生理信号感测单元,具有一光传感器;

其中,

在该ANS训练区段期间,

该生理信号感测单元是通过该压脉带而依附至该肢体,以经由该光传感器而自使用者的血液取得生理信号;

一呼吸导引信号是通过该信息提供单元而提供予使用者;以及

该呼吸导引信号是以该生理信号为基础而进行调整,以导引使用者朝向一目标呼吸模式,进而达成影响血压的效果。

2. 如权利要求1所述的血压管理装置,其中,该生理信号感测单元实施为设置于该压脉带上。

3. 如权利要求1所述的血压管理装置,其进一步包括一壳体,由该压脉带所承载,以及该生理信号感测单元实施为与该壳体相结合。

4. 如权利要求1所述的血压管理装置,其中,该生理信号包括下列的其中之一或多,包括:心率,呼吸信息,以及血氧浓度。

5. 如权利要求1所述的血压管理装置,其中,进一步包括一传输模块,且该信息提供单元实施为通过该传输模块而将该呼吸导引信号输出至一外部装置,以通过该外部装置而将该信息提供予使用者。

6. 一种血压管理装置,用以在一ANS训练区段中作为一生理反馈工具,以及用以提供血压测量功能,该装置包括:

一控制电路;

一泵,受该控制电路控制;

一充气式压脉带,用以环绕一使用者的一肢体,并通过该泵而进行充气及放气,以达成一血压测量;以及

一信息提供单元,

其中,

该装置进一步包括一生理信号感测单元,具有一光传感器;以及

其中,

在该ANS训练区段期间,

该生理信号感测单元是通过该压脉带而依附至该肢体,以经由该光传感器而自使用者的血液取得生理信号;

根据该生理信号而产生一代表使用者血液生理的信息;以及

该代表使用者血液生理的信息通过该信息提供单元而实时提供给使用者,以作为使用者通过生理反馈而调节自身生理活动的基础,进而达成影响血压的效果。

7. 如权利要求 6 所述的血压管理装置,其中,该装置进一步构建为在血压与一预设条件相符时,产生一提示信号,以提示使用者执行该 ANS 训练区段。

8. 如权利要求 6 所述的血压管理装置,其中,一呼吸导引信号进一步在该 ANS 训练区段期间被提供,以引导使用者朝向一目标呼吸模式。

9. 如权利要求 8 所述的血压管理装置,其中,该呼吸导引信号进一步根据该代表使用者血液生理的信息而进行调整。

10. 如权利要求 6 所述的血压管理装置,其中,进一步包括一传输模块,且该信息提供单元实施为通过该传输模块而将该信息输出至一外部装置,以通过该外部装置而将该信息提供予使用者。

血压管理装置

技术领域

[0001] 本实用新型涉及一种血压管理装置,特别涉及一种同时提供调整及测量血压功能的血压管理装置。

背景技术

[0002] 心血管疾病是影响心脏、血管或两者的疾病,而造成心血管疾病的其中一个最常见原因就是高血压。高血压不但是冠状动脉性心脏病的危险因素,也是发生中风的重要致病原因,因此,世界卫生组织已将高血压列为是世界性的早期死亡重要原因之一。

[0003] 已知,自律神经系统 (Autonomic Nervous System, ANS) 是大部分在非意识状况下作用的控制系统,其主要在于控制内脏功能,例如,心率,消化,流汗,以及呼吸,ANS 包括交感神经系统 (SNS) 以及副交感神经系统 (PNS),其中,SNS 通常是负责攻击或逃走 (fight or flight),而PNS则通常是负责休息及消化 (rest and digest),在许多情况下,PNS 以及 SNS 具有相反的作用,其中一个会活化一项生理反应,而另一个则抑制它。

[0004] 在血管系统中,交感神经活化会使动脉收缩,进而增加血管阻力以及减少远端的血流,而当此在人体中发生时,增加的血管阻力则是会造成动脉压力增加,另外,因交感神经所导致的静脉收缩则是会减少静脉顺应性以及血液容量,进而增加静脉血压,所以,交感神经活化所造成的整体效果是,增加心脏输出、系统血管阻力 (动脉及静脉) 及动脉血压。

[0005] 有相当大量的证据显示,有一些自律神经的控制效果是可通过生理反馈训练而被改变。生理反馈训练是一种学习程序,在此程序中,人体是运用意识而控制受自律神经系统控制的生理过程,在训练期间,人体中随着自律神经系统而改变的生物信号,例如,心率或皮肤温度,会受到监测,并实时反馈给受试者,因此,受试者就可藉此而加强所需的反应,所以,对有高血压问题的人而言,生理反馈训练是影响血压的可行方法。

[0006] 此外,研究亦显示,控制呼吸可以影响交感神经以及副交感神经的平衡,一般而言,交感神经活性可通过降低呼吸速率 (respiration rate)、改变潮气量 (Tidal volume) 及 / 或增加呼气期间 / 吸气期间的比例而被降低,因此,通过改变呼吸速率的方式,就能非侵入地且简单地通过降低交感神经活性的方式而降低血压。

[0007] 因此,对于希望通过生理反馈的方式而影响血压的使用者而言,确实有需要一种血压管理装置,可在提供使用者观察与影响自律神经活动的途径外,亦提供测量血压的功能,而让使用者在每次使用装置进行生理反馈训练时,可很自然且容易地察看先前储存的血压记录,并得知生理反馈训练的成效,以在无形中正向地激励使用者持续进行训练,另外,也可合理地让使用者能在训练之前及 / 或之后进行血压测量,以实时了解生理反馈训练的效果,更可在测量血压时激起进行生理反馈训练的想法,两者相辅相成,让血压管理的目的更有效实现。

[0008] 再者,当需于生理反馈训练期间取得生理信号时,生理信号的取得方式亦是影响使用效果及意愿的重要因素。众所周知,生理反馈训练进行的时间较长,因此,在选择用以取得生理信号的生理传感器时,有几点需要考量的重点,例如,传感器若能在长时间内维持

与皮肤间的稳定接触,就可避免在生理反馈期间出现不稳定的生理反馈信息;另外,若能尽量减少使用者为了维持生理传感器与皮肤间的接触所需付出的注意力,就可避免让使用者出现无法专心或无法放松地进行生理反馈的情形,并且,容易安装且低操作困难度的传感器设计,也有助于让使用者以更轻松的身心状态进行生理反馈训练;再者,若能提供可重复使用的生理传感器,就可让使用者在低花费的情形下长期使用,以因应生理反馈训练需长期进行以累积效应的特性。据此,本实用新型在实现血压管理装置时,即是以此些作为考量的基础。

实用新型内容

[0009] 因此,本实用新型的一目的在于提供一种血压管理装置,其同时提供调整及测量血压的功能,用以在一ANS训练区段中作为一呼吸导引工具,以及用以提供血压测量功能,该装置包括:

[0010] 一控制电路;

[0011] 一泵,受该控制电路控制;

[0012] 一充气式压脉带,用以环绕一使用者的一肢体,并通过该泵而进行充气及放气,以达成一血压测量;以及

[0013] 一信息提供单元,

[0014] 其中,

[0015] 该装置进一步包括至少一生理信号感测单元,具有一光传感器;

[0016] 其中,

[0017] 在该ANS训练区段期间,

[0018] 该生理信号感测单元是通过该压脉带而依附至该肢体,以经由该光传感器而自使用者的血液取得生理信号;

[0019] 一呼吸导引信号是通过该信息提供单元而提供予使用者;以及

[0020] 该呼吸导引信号是以该生理信号为基础而进行调整,以导引使用者朝向一目标呼吸模式,进而达成影响血压的效果。

[0021] 所述的血压管理装置中,该生理信号感测单元实施为设置于该压脉带上。

[0022] 所述的血压管理装置进一步包括一壳体,由该压脉带所承载,以及该生理信号感测单元实施为与该壳体相结合。

[0023] 所述的血压管理装置中,该生理信号包括下列的其中之一或多,包括:心率,呼吸信息,以及血氧浓度。

[0024] 所述的血压管理装置进一步包括一传输模块,且该信息提供单元实施为通过该传输模块而将该呼吸导引信号输出至一外部装置,以通过该外部装置而将该信息提供予使用者。

[0025] 本实用新型的另一目的在于提供一种血压管理装置,用以在一ANS训练区段中作为一生理反馈工具,以及用以提供血压测量功能,该装置包括:

[0026] 一控制电路;

[0027] 一泵,受该控制电路控制;

[0028] 一充气式压脉带,用以环绕一使用者的一肢体,并通过该泵而进行充气及放气,以

达成一血压测量；以及

[0029] 一信息提供单元，

[0030] 其中，

[0031] 该装置进一步包括一生理信号感测单元，具有一光传感器；以及

[0032] 其中，

[0033] 在该 ANS 训练区段期间，

[0034] 该生理信号感测单元是通过该压脉带而依附至该肢体，以经由该光传感器而自使用者的血液取得生理信号；

[0035] 根据该生理信号而产生一代表使用者血液生理的信息；以及

[0036] 该代表使用者血液生理的信息通过该信息提供单元而实时提供给使用者，以作为使用者通过生理反馈而调节自身生理活动的基础，进而达成影响血压的效果。

[0037] 所述的血压管理装置中，该装置进一步构建为在血压与一预设条件相符时，产生一提示信号，以提示使用者执行该 ANS 训练区段。

[0038] 所述的血压管理装置中，一呼吸导引信号进一步在该 ANS 训练区段期间被提供，以引导使用者朝向一目标呼吸模式。

[0039] 所述的血压管理装置中，该呼吸导引信号进一步根据该代表使用者血液生理的信息而进行调整。

[0040] 所述的血压管理装置进一步包括一传输模块，且该信息提供单元实施为通过该传输模块而将该信息输出至一外部装置，以通过该外部装置而将该信息提供予使用者。

[0041] 本实用新型的另一目的在于提供一种血压管理装置，其是通过自律神经生理反馈训练而提供使用者调整血压的途径。

[0042] 本实用新型的另一目的在于提供一种血压管理装置，其采用穿戴式生理信号感测单元，以让生理感测元件可长时间且稳定地设置于使用者身体上，进而有利于在反馈训练期间取得高品质的生理信号。

[0043] 本实用新型的再一目的在于提供一种血压管理装置，其于生理反馈训练期间，通过提供使用者相关自律神经的信息而达到反馈的效果，而有助于进行血压调整。

[0044] 本实用新型的又一目的在于提供一种血压管理装置，其可于使用者通过呼吸训练而进行生理反馈的期间，提供呼吸导引，以进一步帮助血压调整的进行。

[0045] 本实用新型的又一目的在于提供一种血压管理装置，其于使用者通过呼吸训练而进行生理反馈的期间，通过提供使用者相关呼吸的信息而达到生理反馈的效果，而有利于血压调整的进行。

[0046] 本实用新型的又一目的在于提供一种血压管理装置，其通过于反馈训练前以充气压脉带取得血压值的方式，而得出血压值与生理感测元件所取得的生理信号间的相对关系，进而可于生理反馈训练期间提供有关血压变化趋势的信息。

[0047] 本实用新型的又一目的在于提供一种血压管理方法，其具有一操作流程，以让使用者可自然记录下反馈训练期间前后的血压值，有助于了解生理反馈训练的成效。

[0048] 本实用新型的又一目的在于提供一种血压管理方法，用以在检测到血压值高于一预设值时，提醒使用者进行一生理反馈训练。

[0049] 本实用新型的又一目的在于提供一种血压管理方法，可于血压测量期间亦取得可

进行 HRV 分析的生理信号,以同时显示血压值及 HRV 分析结果,进而让使用者可了解血压值与自律神经活动间的关系。

[0050] 本实用新型的又一目的在于提供一种血压管理方法,可在检测到血压值高于一预设值时,提醒使用者进行一 HRV 测量,以通过 HRV 分析结果而让使用者了解血压值与自律神经活动间的关系。

[0051] 本实用新型的又一目的在于提供一种血压管理方法,可记录下所测得的血压值以及反馈训练的过程,以作为使用者观察血压变化与生理反馈训练间关系的基础。

附图说明

[0052] 图 1 显示根据本实用新型的血压管理装置的方块示意图；

[0053] 图 2-3 显示根据本实用新型的血压管理装置,采用光传感器的示范性实例；

[0054] 图 4A、图 4B1、图 4B2、图 4C 显示根据本实用新型的血压管理装置,光传感器与压脉带结合的示范性实例；

[0055] 图 4D1、图 4D2、图 4E 显示根据本实用新型的血压管理装置,光传感器与壳体结合的示范性实例；

[0056] 图 5 显示根据本实用新型的血压管理装置,光传感器与压脉带结合的示范性实例；

[0057] 图 6 显示根据本实用新型的血压管理装置,采用心电电极的示范性实例；

[0058] 图 7A-7C 显示根据本实用新型的血压管理装置,电极与压脉带结合的示范性实例；

[0059] 图 8A-8C 显示根据本实用新型的血压管理装置采用图 7A-7C 所示电极设置的示范性实例；

[0060] 图 9A-9C 显示本实用新型的血压管理装置的电极与壳体结合的示范性实例；

[0061] 图 10 显示本实用新型的血压管理装置的另一实施实例示意图；

[0062] 图 11 显示本实用新型血压管理装置,实施为检测皮肤电活动的示范性实例；

[0063] 图 12 显示本实用新型的血压管理装置,实施为检测肢体末梢温度的示范性实例；

[0064] 图 13-14 显示本实用新型的血压管理装置,采用呼吸动作感测绑带的示范性实例；

[0065] 图 15 显示本实用新型的血压管理装置,采用呼吸动作感测绑带以及指戴光传感器的示范性实施例；以及

[0066] 图 16-19 显示本实用新型的血压管理装置的操作流程图。

[0067] 其中,附图标记说明如下：

[0068] 10 壳体

[0069] 11 指戴式光传感器

[0070] 12 耳戴式光传感器

[0071] 13 光传感器

[0072] 14 压脉带

[0073] 15 粘扣带

[0074] 111 表面

[0075]	112	承载结构
[0076]	113	电极
[0077]	114	开口

具体实施方式

[0078] 本实用新型涉及同时具有血压调整功能以及血压测量功能的血压管理装置,且在本实用新型中,该血压调整功能是通过执行相关于自律神经系统(ANS, Autonomic Nervous System)的生理反馈程序而实现。

[0079] 首先,请参阅图 1,其显示根据本实用新型的血压管理装置的方块示意图。该血压管理装置包括一控制电路,一充气式压脉带,一泵,以及一信息提供单元,其中,该控制电路用以控制该血压管理装置的运作,该压脉带用以环绕使用者的一肢体,且可通过该泵而进行充气及放气,产生压力改变,进而检测使用者的血压,以及该信息提供单元是用以将信息提供给使用者。

[0080] 再者,为了实现通过进行生理反馈而调整血压的目的,根据本实用新型的血压管理装置进一步包括了一生理信号感测单元,以于执行生理反馈期间测量因生理反馈而发生变化的生理信号,且其中,该生理信号感测单元包括一穿戴结构,以及与该穿戴结构相结合的一生理感测元件,因此,在提取生理信号的期间,该生理感测元件是通过该穿戴结构而设置于使用者身上。

[0081] 在此,特别地,根据本实用新型的该生理信号感测单元是实施为穿戴的形式,这是因为,众所周知,生理反馈的进行需要持续一预设的时间区段,例如,15 分钟或是更长的时间,因此,为了让使用者可以在执行生理反馈时无须担心生理感测元件的设置情形,本实用新型是利用穿戴结构承载生理感测元件的方式,而使生理感测元件可长时间且稳定地设置于使用者身上,此不但有利于取得稳定的生理信号,也让使用者可更为专心地执行生理反馈程序。

[0082] 因此,利用本实用新型的该血压管理装置进行生理反馈训练的程序是:首先,使用者通过该穿戴结构而将该生理信号感测单元设置于身上,以在训练期间持续取得生理信号,接着,开始生理反馈训练后,该控制电路执行预载的一演算式,以对所取得的生理信号进行分析,及/或将分析结果与一预设目标进行比较,之后,所取得的生理信号,相关分析结果的信息,及/或相关于比较结果的信息,通过该信息提供单元而被实时地提供给使用者,使用者在接收到信息后,通过稳定情绪、放松身心等方式而调整自身的身心状况,进而影响自律神经,并反应在所测量的生理信号以及所提供的信息的改变上,因此,使用者就可通过得知信息的改变而不断地调整身心状况,并逐渐朝向目标的生理状态。此即所谓的生理反馈回路。

[0083] 所以,在本实用新型中,该信息提供单元所提供的信息可包括,但不限于,利用压脉带进行血压测量时所取得的信息,例如,血压值,以及平均心率等,以及进行生理反馈训练所需的信息,例如,代表实时生理状况的信息,以及引导使用者朝向目标生理状况的信息。

[0084] 该信息提供单元提供信息的方式包括,但不限于,视觉、听觉、以及触觉等方式,举例而言,该信息提供单元可实施为显示元件及/或发光元件,以利用文字显示、图形变化及

/或灯号变化等方式而提供信息;或者,该信息提供单元也可实施为发声模块,以通过声音频率或音量的改变或语音的方式而提供信息;又或者,该信息提供单元亦可实施为振动模块,并利用如振动的强弱、长短等变化方式而提供信息。

[0085] 另外,该信息提供单元亦可进一步实施为,经由一有线传输模块或一无线传输模块而将信息输出至一外部装置,以通过该外部装置而将该信息提供予使用者,其中,该外部装置可以是,但不限于,一个人电脑、一智能手机、一平板电脑或是一智能手表等,只需是能够将该信息提供给使用者的装置即可,因此,没有限制。

[0086] 此外,该信息提供单元的实施形式亦有许多选择,举例而言,在一较佳实施例中,其是实施为与穿戴于使用者身上的部件相结合,例如,压脉带以及生理信号感测单元;替代地,在另一较佳实施例中,其则实施为与装置的操作接口相结合,例如,显示屏幕、指示灯等,因此,可依实际实施的需求而选择合适的形式。

[0087] 在本实用新型中,由于主要目的在于通过执行影响自律神经系统的生理反馈程序而达到调整血压的效果,因此,该生理信号感测单元所感测的生理信号,乃是能够反应自律神经的活动的生理信号。

[0088] 一般而言,自律神经系统的活动可通过 HRV (Heart Rate Variability, 心率变异性) 分析而得知,因此,该生理感测元件的选择之一就是可检测使用者心率序列的传感器,举例而言,利用光传感器检测脉搏,在此,光传感器是指具有光发射元件以及光接收元件,并利用 PPG (photoplethysmography, 光体积变化描记图) 原理而取得光讯号的传感器,例如,利用穿透方式或反射方式进行测量者,或是利用心电电极测量心电图,皆可取得用以进行 HRV 分析的心率序列;另外,亦可用压力传感器取得心率序列,例如,利用压脉带,或者,将压力传感器直接至于动脉上,例如桡骨动脉,同样可通过取得连续脉波而得出心率序列。

[0089] 在此,上述利用生理感测元件取得心率序列(无论是通过检测脉波或是心电图)的叙述,在于表示利用生理感测元件取得使用者心跳间隔的一时间序列,而 HRV 分析即是对该时间序列进行分析。因此,在接下来的内容中,两种叙述方式是视情况而交替使用,两者代表相同的意义。

[0090] 而除了进行 HRV 分析外,亦可通过观察受自律神经系统影响的生理信号的变化情形而得知自律神经系统的活动,例如,心率,皮肤电活动 (EDA, Electrodermal Activity), 肢体末梢温度等,其中,心率受到交感神经与副交感神经两者的调控,当交感神经活性增加时,心率变快,当副交感神经活性增加时,心率则变慢,因此可通过观察心率而得知两者间的活性消长情形;另外,由于汗腺分泌仅受交感神经影响,且当交感神经活性增加时,汗腺活动增加,因此可通过测量皮肤电活动 (EDA, Electrodermal Activity) 的方式得知交感神经的活性增减;再者,因为传送至肢体末端皮肤的血管仅受交感神经影响,当交感神经活性降低时,血管收缩减少,管径变大,血流增加,皮肤表面温度上升,因此也可通过测量肢体末梢皮肤温度而推知交感神经相对于副交感神经的活性增减。

[0091] 在此,需要注意地是,在本实用新型中,无论是通过执行 HRV 分析或是通过观察受自律神经系统影响的生理信号的变化而得知自律神经系统的活动,在执行生理反馈程序的期间,都可通过该信息提供单元而将相关的信息实时提供给使用者,以作为使用者进行身心调整的依据,例如,可以实时提供 HRV 分析的结果,心率,皮肤电活动情形,及/或肢体末梢温度变化等,而且,所提供的信息易不限于仅一种,可以有各种选择。

[0092] 以实时 HRV 分析为例,由于 HRV 分析是对一段时间内心率序列进行分析,因此,实时 HRV 分析的进行可通过移动时间窗格 (Moving Window) 的概念而实施,亦即,先决定一计算时间区段,例如,1 分钟或 2 分钟,之后,通过不断将此时间区段向后推移的方式,例如,每 5 秒计算一次,就可持续地得到 HRV 分析结果,例如,每 5 秒获得一 HRV 分析结果,因而实现提供实时 HRV 分析结果的目的,另外,亦可采用加权计算 (weighting) 的概念,适度地增加较接近分析时间的生理信号的计算比重,以让分析结果更贴近实时的生理状况。

[0093] 接着,请参阅图 2,其显示根据本实用新型血压管理装置的一实施实例的示意图,在此实例中,该生理信号感测单元是实施为一指戴式光传感器 11,以检测使用者的连续脉搏,所以,在此情形下,可通过所测得的连续脉搏而得知使用者的心率序列,且在取得心率序列后就可进行 HRV 分析,进而得知自律神经系统的活动,或者,也可通过观察心率而推知交感神经及副交感神经的活性消长,在此,图中所示虽为设置于指尖的指夹形式光传感器,但也可以实施为以其他形式而设置于手上,例如,实施为戒指形式、环绕于指节的带体或是夹设于手指的近端指节的形式等,而且,也不限于将光传感器设置于手指的那个部位。

[0094] 另外,如图 3 所示,光传感器 12 亦可实施为耳戴形式,同样可通过所测得的连续脉搏而得知使用者的心率序列,并在取得心率序列后进行 HRV 分析,进而得知自律神经系统的活动,或者,也可通过观察心率而推知交感神经及副交感神经的活性消长。在此,图中所示虽为夹设于耳垂上的耳夹式光传感器,但也可以实施为以其他形式而设置于耳朵或是其邻近的区域上,例如,夹设于耳廓上、耳塞或是挂于耳朵上等形式,且接触的位置亦不受限制,例如,可接触耳垂、耳廓的内面或背面、耳廓与头壳的交界处附近,如,耳屏 (tragus) 附近处,耳道口或耳道内,及 / 或耳后的乳突骨 (mastoid) 附近等,因此,没有限制。

[0095] 在此,需要注意地是,虽然图 2-3 中所显示之血压管理装置皆为壳体 10 与压脉带 14 分开的形式,但不受限的,亦可实施为壳体 10 由压脉带 14 承载的形式,例如,设置于上臂、前臂、或手腕的位置等,都是可实施的方式。

[0096] 再者,如图 4-5 所示,该光传感器 13 亦可透过压脉带 14 而设置于上肢,例如,手腕,上臂,或是前臂上,而采用此种方式的优势是,当压脉带环绕肢体的动作完成后,光传感器的设置亦同时完成,更具方便性。

[0097] 图 4A、图 4B1、图 4B2 举例说明了当血压管理装置之壳体 10 是由压脉带 14 所承载时,光传感器 13 依附于压脉带上的可能情形。在图 4A 中,该光传感器 13 被设置于压脉带 14 中,故在此情形下,该压脉带会在相对该光传感器的位置处具有一可透光部分,以让光传感器所发出的光通过,在此,该光传感器可采用各种波长的光,例如,可利用可见光或不可见光,如红光以及红外线 (IR) 等都是可使用的波长频段,因此,该可透过部分是指由可通过可见光及 / 或不可见光的材质所形成的部分,或是镂空的部分,没有限制。

[0098] 在实际实施时,图 4A 的该光传感器 13 可实施为结合在壳体 10 的表面,或是与该壳体 10 分离并透过连接线而电连接至壳体 10 内的电路,另外,该光传感器与压脉带之间的关系亦可有不同的设置选择,例如,该光传感器可嵌设于该压脉带与上肢接触的内侧表面上,或是可设置于该压脉带内部,亦即,压脉带囊袋内,或是位在该壳体与该压脉带之间等,因此,可依实际需求而改变。

[0099] 另外,光传感器 13 亦可透过一依附结构而设置于压脉带 14 上,例如,图 4B1、图 4B2 显示了利用粘扣带 15 的情形;或者,实施为透过夹设的方式而设置于压脉带上,如图 4C

所示；或者，也可利用磁力吸附的方式而让光传感器依附至压脉带上，例如，可利用隔着压脉带彼此磁性相吸的两个部件，其中一个部件设置于壳体上或压脉带内部，以透过磁力而吸引承载该光传感器的另一部件，且两个部件可实施为两者皆具有磁性，或是一个部件具有磁力，而另一个部件可被磁力吸引，没有限制，在此，磁力可以透过于部件的内部设置磁性物质，或是直接由磁性物质制成部件而达成，另外，同样地，受磁力吸引的物质亦可设置于部件内部或用以形成部件。

[0100] 进一步地，如图 4B1、图 4B2、图 4C 所示之光传感器，亦可实施为可与壳体分开，只在有需要时再连接上即可，此外，除了利用连接线而延伸自壳体的情形外，还可实施为采用无线连接的方式，如此一来，光传感器的设置位置将可更为自由。

[0101] 再者，图 4D1、图 4D2 则是显示光传感器 13 与壳体 10 实施为一体成形的情形，且透过结构的设计，该光传感器 13 可在压脉带环绕肢体上时被设置于压脉带与肢体之间，以进行讯号的撷取，而替代地，该光传感器亦可实施为与该壳体一体成形且突出于压脉带之外，如图 4E 所示，如此一来，该光传感器仅会藉由压脉带环绕肢体的动作而贴紧肢体，但不夹置于压脉带与肢体之间，因此，有各种可能的实施方式。

[0102] 进一步地，图 4D1、图 4D2、图 4E 所示的该光传感器 13 与该壳体 10 之间亦可实施为可拆卸形式，例如，透过电连接器，或是透过机械结合结构，故在无须使用时，可自壳体分离，且在此，特别地是，该光传感器还可实施为与该壳体间仅进行机械结合，而所取得的讯号则是透过无线的方式进行传输。因此，可以有各种可能，没有限制。

[0103] 所以，当壳体是由压脉带所承载时，该光传感器 13 可实施为与该压脉带及 / 或该壳体相结合，没有限制，只需在压脉带环绕于肢体的同时可完成提取生理讯号所需的设置即可。

[0104] 另一方面，当壳体 10 实施为与压脉带 14 分离的情形时，该光传感器 13 则仅会被设置于压脉带上，例如，可采用如图 4A-4C 所示的依附形式，直接设置于压脉带上，或是透过魔鬼毡、夹子或磁力而依附于压脉带内侧，第 5 图即显示了光传感器夹设于压脉带边缘的情形，并且，同样地，可实施为有线或无线连接，而当采用有线连接时，作为举例，电连接线还可隐藏于压脉带的充气管中。因此，可依需求而实施为各种形式，没有限制。

[0105] 而且，特别地是，只需透过结构的设计，该光传感器 13 亦可实施为可自该压脉带或壳体上取下而设置于身体的其他位置，例如，手指、耳朵等，如此一来，就可根据实际使用情况而变化设置位置，更具方便性。

[0106] 在此，需注意地是，当光传感器实施为自如手腕，前臂，或上臂等位置取得生理讯号时，相较于穿透方式，较佳地是采用反射方式进行测量，可取得较佳的讯号。

[0107] 此外，该光传感器除了用以检测脉搏变化进而取得心率外，亦可取得其他许多有关心血管系统的生理信息，例如，血氧浓度，血量变化等，举例而言，可藉由调整发光源的数量而取得不同的血液生理信息，例如，当具有两个发光组件时，就可取得血氧浓度的信息，因而可提供更多信息予使用者。

[0108] 再者，也可利用心电电极测量心电图，进而获得心率序列。而在本实用新型中，特别地是，电极亦实施为可穿戴的形式，这是因为，在本实用新型中，测量心电图的主要目的在于取得生理反馈期间的心率序列，因此，必须于整个生理反馈期间维持电极与皮肤间的接触，而当此接触是由使用者主动施力实现时，除了会因长时间操作而造成使用者不便外，

通常也会出现肌电信号干扰的问题,所以,针对这样的情形,本实用新型提出了利用穿戴结构承载电极,并通过该穿戴结构而维持电极与皮肤间的接触的方案,如此一来,使用者由于无须施力维持电极与皮肤间的接触,故可更专注于放松身心,另外也因此让肌电信号的干扰降至最低,更有利于取得高品质的心电信号,以及更准确的分析结果。

[0109] 如图 6 即显示了两个心电电极分别实施为通过耳戴结构而与耳朵或耳朵附近的皮肤接触,以及通过指戴结构而接触手指皮肤的情形,提供了让使用者可轻松自然地进行生理反馈训练的配置;替代地,两个心电电极亦可皆实施为通过指戴结构而设置于手指上的形式;又或者,电极亦可选择实施为腕戴的形式,同样可以达到对主动对使用者施力并减少肌电信号干扰的效果。

[0110] 在此,需要注意地是,虽然图中所示的耳戴结构为耳挂的形式,但并不受限于此,也可实施为耳塞、夹于耳垂的耳夹或夹于耳廓的耳夹等各种形式,且其接触位置也没有限制,可接触耳垂、耳廓的内面或背面、耳廓与头壳的交界处附近,如,耳屏(tragus)附近处,耳道口或耳道内,及/或耳后的乳突骨(mastoid)附近等,或者,也可实施为利用磁力的方式而附着于耳朵上,举例而言,可利用隔着耳朵彼此磁性相吸的两个部件,并将电极设置于两个部件或其中一部件上的方式而达成,在此,两个部件可实施为具有磁性,例如,透过内部具有磁性物质、或本身即为磁性物质的方式,或是实施为由可受磁性吸引的材质所制成,举例而言,可以一个部件实施为具有磁力,而另一个部件可被磁力吸引,或者,也可是二个部件皆实施为具有磁力,可以有各种实施可能,没有限制。

[0111] 同样地,指戴结构也可有不同的实施形式,例如,可实施为夹设于指尖、夹设于手指的近端指节处或是通过环绕手指的带体而固定等其他形式,而且,也不限于接触手指的那个部位,因此,可依实际需求而有所变化,没有限制。

[0112] 另外,亦需注意地是,如此的配置中,耳戴式电极可选择地配戴于左耳或右耳,没有限制,然而,经实验后得知,另一电极的设置位置对于信号品质有相当程度的影响,其中,当另一电极设置于左上肢时,所获得的心电信号的品质远优于右上肢所取得的信号,因此,在以接触耳朵的方式而进行心电信号测量时,较佳地是将另一电极接触左上肢的皮肤,例如上臂,下臂,手腕,手掌,手指等处,以避免因将电极设置于右上肢而造成信号品质不良,进而导致分析产生误判。

[0113] 再者,除了上述结合于穿戴结构上的电极的形式外,根据本实用新型的心电电极亦可实施为与装置本身的壳体或是压脉带相结合的形式,以通过环绕压脉带的动作而实现电极接触,同样无须使用者施力。

[0114] 当电极实施为与压脉带相结合时,根据本实用新型的一较佳实施例,类似上述的光传感器,电极可通过一依附结构而与该压脉带相结合,举例而言,如图 7A 所示,该依附机构可实施为相对应的一对粘附元件,例如,粘扣带,分别位于电极与压脉带上,以实现两者间的相互结合;或者,如图 7B 所示,该依附机构亦可实施为一夹具,与电极相结合,以通过夹设的方式而将电极设置于压脉带上;或者,如图 7C 所示,可以是一对金属扣具,以在结合的同时,同时实现电连接。

[0115] 进一步地,该依附结构亦可实施为具有一壳体,以用于容置电路,举例而言,为了避免所取得的心电信号经由连接线感应环境噪声,可在取得信号时于电极附近先行进行处理,例如,放大、缓冲、滤波、数字化等电路处理,以确保信号的清晰度,此时,就可将电路容

置于壳体中,也通过壳体的硬度增加电极与皮肤间的接触力,据此,该壳体也可进一步实施为具有符合所接触部位的人体工学的结构,例如,符合手臂的弧度等,因此,没有限制。

[0116] 而也由于利用该依附机构的缘故,因此当使用者不需要使用心电电极时或需要清理压脉带时或需要更换电极时,例如,更换为不同材质的电极,就可方便地将电极自压脉带上取下及/或进行更换。

[0117] 在此,与压脉带相结合的电极,可以是通过外部连接线而连接至壳体,如图 7A 以及图 7B 所示,或者,当壳体由压脉带所承载时,也可如图 7C 所示,其与电极间的电连接隐藏于压脉带内部,并利用扣接的方式设置于压脉带内侧,因此,没有限制。

[0118] 所以,在实际实施时,若装置的壳体是由压脉带所承载时,就可如图 8A(采用图 7A 的连接方式)以及图 8B(采用图 7C 的连接方式)所示,让结合于压脉带上的电极接触受压脉带环绕的肢体的皮肤,再配合上耳戴结构将另一电极接触耳朵或耳朵附近的皮肤,而完成测量心电图所需的电极配置,或者,若壳体不为压脉带所承载时,如图 8C(采用图 7B 的连接方式)所示,也可配合指戴结构而使另一电极接触另一肢体手指的方式,因此,没有限制。

[0119] 另外,当装置的壳体是由压脉带所承载时,若可将电极设置在当压脉带环绕于肢体上时壳体可接触至皮肤的位置上,就可通过环绕压脉带的动作而提供让电极接触手臂皮肤的主动施力,同样可减少肌电信号的干扰。

[0120] 在此情形下,根据本实用新型的壳体的结构,如图 9A-9C 所示,是实施为在与压脉带结合的表面上具有一电极承载结构 112,以在压脉带环绕于肢体上时接触上臂或前臂的皮肤,因此,当电极被设置于该电极承载结构上时,电极与皮肤的接触就同样可在安装压脉带的动作中完成。

[0121] 举例而言,如图 9A 所示,该电极承载结构 112 可实施为位于接近压脉带的边缘,且该压脉带在相对应该承载结构的位置处实施为具有一开口 114,因此,通过压脉带环绕上臂或前臂的动作就能同时实现电极 113 于皮肤间的接触,或者如图 9B 所示,也可实施为在压脉带之中具有一开口 114,而该电极承载结构 112 则位于与其相对应的位置,再者,如图 9C 所示,该电极承载结构 112 则实施为位于压脉带的两侧外缘,如此一来就可在不改变压脉带的结构的情形下实现与皮肤的接触,在此,虽然图中显示两侧外缘皆具有该承载结构,但不受限地,亦可实施为仅设置于单侧外缘。

[0122] 而更进一步地,该电极承载结构还可实施为具可收缩性,例如,可通过采用可伸缩机构而实现,或是采用具弹性材质的方式,以适应充气期间所可能出现的变化,也确保电极与皮肤间接触的稳定性。

[0123] 并且,需要注意地是,虽然该电极承载结构可如图所示的实施为凸起的形式,但并不受限于此,可视壳体与压脉带之间的结合方式不同而有所改变,例如,亦可以是与壳体表面同等高度的承载结构,只需可在压脉带环绕于手臂上时可实现电极与皮肤间的接触即可,没有限制。

[0124] 因此,如图 10 所示,当一个电极被设置于壳体表面且通过环绕压脉带接触被环绕的肢体的皮肤时(如图 9C 所示的壳体结构),只要再配合上耳戴结构将电极接触耳朵或耳朵附近的皮肤,就可完成测量心电图所需的电极配置。当然,也可配合指戴结构而使另一电极接触另一肢体手指的方式,因此,没有限制。

[0125] 再者,根据本实用新型的血压管理装置亦可通过测量皮肤电活动而得知自律神经活动于生理反馈期间的变化,如图 11 显示了于手上设置两个电极而检测皮肤电活动的改变的情形,或者,也可通过测量肢体末端温度变化而得知自律神经活动于生理反馈期间的变化,如图 12 所示。

[0126] 更进一步地,在设置心电电极的穿戴结构中,还可增设光传感器,例如,设置于指戴结构或耳戴结构中,因此,通过所测得的心电信号以及脉波,就可得出脉波从心脏传至光传感器的感测位置所需的时间,也就是所谓的脉波传递时间(Pulse Transit Time, PTT),且由于 PTT 与影响血压高低的动脉血管硬度有关,因此就可通过 PTT 与的动脉血始血压值间特定的关系而计算出参考的血压值,如此一来,就可在生理反馈期间提供使用者实时的血压变化趋势;另外,类似地,也可藉由将光传感器设置于不同位置,例如,耳朵及手指,并通过计算两处脉波传递的时间差而得到同样的信息。

[0127] 而本领域技术人员皆知,若欲藉由 PTT 计算出相对应的血压值,不可或缺地仍需利用标准血压测量装置进行校准,而由于根据本实用 新型的装置同时具备有通过压脉带进行血压测量的功能,因此,此校准动作将可很方便地直接由同一个装置完成,使用者可在自然的操作中实现于生理反馈期间获得实时血压值的准备动作。

[0128] 此外,特别地是,由于本实用新型同时具备通过压脉带进行血压测量的功能,因此,当结合可取得受自律神经影响的生理信号的生理传感元件时,根据本实用新型的血压管理装置将可在生理反馈训练期间实时地提供使用者相关于血压变化趋势的信息。

[0129] 只需在生理反馈训练开始前,通过测量血压以及取得生理信号的步骤,分别取得起始血压值以及生理信号,并执行所测得的生理信号与该起始血压值之间的一校准程序,如此一来,就可将此时所测得生理信号视为是相对于该起始血压值的一基准值,接着,当开始进行生理反馈程序后,只需将持续取得的生理信号与该基准值进行比较,就可得知相关于血压值的变化趋势,在此,该生理信号可以是,但不限制,皮肤电活动、肢体末稍温度、心率等。

[0130] 举例而言,若所检测的生理信号为皮肤电活动,则只需在生理反馈程序开始前分别取得血压值以及进行 EDA 检测(例如,以电阻值或电导值呈现),并将此数值视为一基准值,之后,基于电阻值会因交感神经活性增加而减小,且交感神经活性增加代表着血管收缩增加,血压上升,因此,就可在生理反馈期间,通过实时测得的电阻值的上升或下降,而提供使用者相关血压的变化趋势的信息。

[0131] 另外,除了直接以所取得的生理信号的变化而推知血压变化趋势外,如前所述地,实时的 HRV 分析也可用以作为提供类似信息的基础,或是,前述的 PTT 同样也可用于推知血压变化趋势,因此没有限制。

[0132] 而且,由于人体的生理状况随时在变化,因此,通过每次生理反馈训练前的血压测量,就可自然地完成重新校准,并得到符合当下生 理状况的生理信号与血压值间的关系。

[0133] 在使用上述各种感测元件进行生理反馈训练的情形下,该信息提供单元的实施形式可以有各种可能,例如,可实施为与耳戴结构、指戴结构、壳体或压脉带等部件相结合,没有限制,另外,该信息提供单元也可通过有线或无线传输模块而将信息输出至外部装置,因此,可以有各种实施选择,没有限制。此外,提供信息的方式亦没有限制,可通过听觉、视觉、触觉等方式而呈现,例如,可实施为发声模块、振动模块及/或显示模块及/或发光元件等。

[0134] 在一较佳实施例中,当与耳戴结构结合时,由于与耳朵接近,因此较佳地是实施为发声模块,让声音直接进入耳朵,提供较佳的隐密性,或者,由于该耳戴结构会接触皮肤,因此也可实施为振动模块,或者,亦可实施为延伸至眼前的显示模块及/或发光元件等,所以,可以依实际需求而选择适合的形式。

[0135] 另外,该信息提供单元所提供的信息的内容同样没有限制。举例而言,可以是血压值变化或相关于血压的变化趋势;可以是所测得的生理信号,例如,心率、皮肤电阻值、末端肢体温度等;可以是生理信号的分析结果,例如,HRV 分析结果;可以是与目标值的比较结果,例如,皮肤电阻值、末端肢体温度等相对于目标值的差距,以及 HRV 分析结果与目标值的差距;或者也可以是使用者的自律神经信息,例如,交感神经活性受到抑制及/或副交感神经活性增加,因此,提供信息的内容可依所测量的生理信号的不同、使用者需求的不同等而有所变化,没有限制。

[0136] 另外,该信息提供单元于生理反馈训练期间提供信息的方式亦有各种选择,举例而言,当利用视觉方式而提供信息时,可实施为利用文字而显示生理信号的实时变化,生理信号的实时分析结果,与目标值间的实时比较结果,及/或使用者的自律神经信息,以通过这样的方式让使用者可通过了解自身的实时生理变化情形而调整身心状况,以逐渐达到目标生理状况;或者,替代地,也可实施为利用图形、发光亮度、光闪烁频率等的改变而将与目标值间的差距提供给使用者,由于目标值通常代表着身心较为放松、稳定的生理状况,因此,当越接近目标值时,可利用图形变化趋缓、发光亮度变小或闪烁频率变慢等方式表示,而当与目标值间的差距越大时,就表示使用者的心身紧张程度越高,就可利用图形变化强烈、发光亮度变大或闪烁频率变快等方式表示。

[0137] 当利用听觉方式而提供信息时,同样可提供上述的各种信息,例如,可通过语音提醒的方式让使用者得知生理信号的实时变化、生理信号的实时分析结果及/或与目标值间的实时比较结果等;或者,也可通过声音的频率及/或音量变化而表现与目标值间的差距,例如,音量越大及频率越高表示使用者身心状况越紧张,与目标值的差距越大,而音量越小及频率越低则表示使用者越放松,越接近目标值。

[0138] 当利用触觉方式而提供信息时,可实施为利用振动来提醒是否达到目标范围,或者也可由产生振动信号的时间间隔及/或振动的强弱等而代表与是否达到目标范围及/或与目标值间的差距,例如,可在超出目标范围时,发出振动而提醒使用者需要放松,或者也可以是,通过振动越强及振动间隔越短来表示使用者身心状况越紧张,与目标值的差距越大,而振动越弱及振动间隔越长则表示使用者越放松,越接近目标值。

[0139] 在此,需要注意地是,无论所使用的感测元件为何,以及无论所检测的生理信号为何,该信息提供单元的信息提供方式皆不受限制。

[0140] 在本实用新型另一方面的构想中,也可通过呼吸导引的方式而进行生理反馈,以达到影响自律神经活动的效果。这是因为,呼吸除了受自律神经系统控制外,亦可受自主意识直接控制,其中,呼吸对自律神经系统的影响是,呼气期间增加副交感神经活性,吸气期间增加交感神经活性,故已有许多研究指出,通过控制呼吸可改变交感神经及副交感神经的平衡。

[0141] 根据研究内容,呼吸速率、潮气量、以及呼气期间/吸气期间比例皆是影响交感与副交感神经活性的因子,其中,速率变慢可降低交感神经的活性,而速率变快则会使交感神

经活性增加,举例而言,一般成人的呼吸速率约落在每分钟 10-18 次的范围内,当呼吸的速率可降低至每分钟 5-8 次的范围时,可有助于增加副交感神经活性,另外,当呼气期间 / 吸气期间比例增加时,亦即,当具有相对于吸气期间而言较长的呼气期间时,副交感神经的活性同样可获得提升。因此,在人体能以意识控制呼吸的前提下,确实可通过自主控制呼吸活动的方式而改变交感神经及副交感神经的活性平衡,进而改善因自律神经失衡或交感神经活性过高等所导致的血压不正常情形,并达到调控血压的目的。

[0142] 所以,在本实用新型中,即是通过提供具有有利于调整血压的呼吸模式的一呼吸导引信号,例如,落在可降低交感神经活性的每分钟 5-8 次的呼吸速率,及 / 或在可自然呼吸的前提下,增长的呼气期间,并通过该信息提供单元而提供予使用者的方式,以让使用者可跟随该变化模式而调整呼吸,进而实现调整血压的效果。

[0143] 该呼吸导引信号的其中一种选择是,提供一固定导引信号,以促使使用者将呼吸调整为与其相同,并藉此达到调整血压的效果,在此,该固定导引信号可以是,例如,有助于降低血压的呼吸速率,例如,每分钟 8 次,或是让呼气期间 / 吸气期间比例增加的引导等,没有限制,并且可提供多种固定导引信号,例如,每分钟 7 次、每分钟 6 次或每分钟 5 次等,而让使用者自行选择符合自身需求的导引信号。

[0144] 另一种选择则是,提供一渐变导引信号,而让使用者的呼吸逐渐趋向理想的呼吸速率及呼气期间 / 吸气期间比例,举例而言,该渐变导引信号可以实施为提供逐渐变慢的呼吸模式,让使用者逐渐适应,以避免速率骤降而造成不适,例如,在 1 个 15 分钟的训练区段中,前面 5 分钟提供每分钟 10 次的速率,中间 5 分钟提供每分钟 8 次的速率,以及在最后 5 分钟提供每分钟 6 次的速率,另外,也可实施为逐渐增长呼吸期间,例如,在 1 个 15 分钟的训练区段中,前面 5 分钟提供呼气期间 / 吸气期间比例为 1:1 的引导,中间 5 分钟提供比例为 2:1 的引导,以及最后 5 分钟提供比例为 3:1 的引导。

[0145] 进一步地,若再搭配上使用生理信号感测单元以检测可反应呼吸变化的生理信号,使用者将可得知自己的呼吸是否与呼吸导引信号相符,并实时调整自己的呼吸,而且,若经过一段时候后,例如,在同一呼吸导引训练中持续一段时间后,或是在经过多次进行呼吸导引训练后,仍觉得无法跟上导引信号,使用者就可选择另一种更接近当下的生理条件所能达到的导引信号,以避免为了符合导引信号反而打乱呼吸的情形。

[0146] 再者,上述所取得的相关于呼吸模式的信息,亦可以用来作为调整该呼吸导引信号的依据,因而提供予使用者可实时调整的一动态导引信号,也就是,通过实时获得的使用者的呼吸状况,以得知呼吸速率为何及 / 或是否落在有利于降低血压的速率范围中,并据以动态调整导引信号,而让使用者能以最轻松舒适的方式达到呼吸导引训练的效果。

[0147] 举例而言,在一较佳实施例,当测得呼吸已落在预设的有利于降低血压的速率范围内时,例如,低于每分钟 8 次时,即让使用者自行呼吸而不进行导引,只在发现呼吸模式超出范围,例如,过快时,才进行导引;在另一较佳实施例中,导引信号以区段变化的方式驱使使用者的呼吸速率变慢,且若在导引速率变慢后一特定时间内,发现使用者无法跟随导引信号的节奏时,则恢复至前一区段的呼吸导引速率,并经一特定时间后再次变慢,而通过重复如此的程序,就可温和地导引使用者的呼吸朝向目标呼吸模式。因此,可依使用者当下的生理状态或是实际的需求而有所变化,进而提供各种动态导引方式,没有限制。

[0148] 再者,当呼吸导引训练配合使用生理信号感测单元时,也可进一步实施为,如前所

述地,检测因呼吸影响自律神经而发生变化的生理信号,以在呼吸导引训练期间提供相关自律神经活动的信息,而让使用者知道呼吸调整是否对自律神经活动造成了预期的影响效果,例如,是否实现了有助于血压降低的交感神经活性下降。

[0149] 举例而言,该信息提供单元在提供该呼吸导引信号的同时,亦可实时显示相关心率、皮肤电活动、肢体末端温度等的信息,及 / 或通过频谱计算而获得的相关呼吸与心率的同步性的信息,因此,使用者就可实时得知呼吸调整对于自律神经所造成的影响,例如,副交感神经的活性是否获得提升,或是交感神经的活性是否已降低等,如此一来,将可让利用呼吸导引信号而进行的生理反馈程序更具效率。

[0150] 当实际实施时,即如前述一样,只是,该信息提供单元会在提供相关生理信号的信息之外,同时输出呼吸导引信号,以供使用者作为调整自身呼吸的依据。

[0151] 在此,在提供该呼吸导引信号时,如前所述地,该信息提供单元可实施为与穿戴于使用者身上的部件相结合的形式,也可与装置的操作接口相结合的形式,没有限制,而其提供该导引信号的方式亦有各种选择,例如,可采用视觉、听觉及 / 或触觉的方式进行导引,亦无限制。视觉导引的选择包括,但不限于,图形变化,文字显示,发光亮度变化,及 / 或灯号变化等,皆为合适的方式,举例而言,可在显示元件上利用符合呼吸变化模式的图案而导引使用者进行吸气及吐气;或者由 LED 灯的数量变化代表吸气及吐气;又或者可利用文字直接告知使用者进行吸气及吐气等。

[0152] 另外,当采用听觉导引的方式时,选择则包括,但不限于,声音变化以及语音,举例而言,可由声音的强弱代表吸气及吐气变化;或者由不同的声音种类代表吸气及吐气,而让使用者跟随,例如,鸟叫声、海浪声、不同的音乐曲目等;或者也可以通过语音而告知使用者该进行吸气或吐气,例如,当刚开始进行呼吸导引训练时,可通过符合呼吸变化模式的「吸气」及「吐气」语音指示而导引使用者的呼吸模式,而当检测到使用者的呼吸已符合欲达到的变化模式时,即告知使用者「继续维持现在的吸吐速率»,而停止「吸气」「吐气」的语音导引。因此,可以有各种选择,可依实际实施的需求而变化,没有限制。

[0153] 再者,当采用触觉导引的方式时,则较佳地是通过与使用者身体接触的部件相结合的形式而提供振动的变化,例如,与压脉带、受压脉带承载的壳体或是生理信号感测单元的穿戴结构等部件相结合,而至于振动的变化方式,则同样没有限制,例如,可实施为利用振动信号来提醒使用者正确的呼气及 / 或吸气起始时间点,或是只在发现使用者的呼吸模式偏离预设的目标导引信号过多时才产生振动导引等。

[0154] 在此,具优势地是,当采用听觉及 / 或触觉导引的方式时,使用者可于呼吸导引训练期间合上双眼,更有助于身体放松及呼吸调整。

[0155] 此外,呼吸导引训练的执行时间,亦可依使用者的实际需求而加以变化,例如,可以提供固定的数个时间长度,例如,10 分钟、15 分钟或 20 分钟,以供使用者自行选择,另外,也可实施为根据训练期间的生理状况而变化,同样没有限制。

[0156] 另外,在一较佳实施例,该呼吸导引信号(可以是固定、渐变或动态导引信号)亦可实施为经由该信息提供单元以及有线 / 无线传输模块而输出至该外部装置后,例如,智能手机,平板电脑,智能手表等,再由该外部装置将该呼吸导引信号提供给使用者,以供使用者进行呼吸训练。

[0157] 而特别地,在另一较佳实施例中,该呼吸导引信号则是实施为由该外部装置产生

并提供给使用者,此时,该外部装置会进一步自该信息提供单元接收由该生理信号感测单元所取得的相关使用者呼吸模式的信息,以在提供该呼吸导引信号的同时提供给使用者,或是用来作为调整该呼吸导引信号的依据,另外,该外部装置也可进一步将所需接收的相关使用者呼吸模式的信息储存下来,以作为之后察看记录时的参考。

[0158] 在此,当该生理信号感测单元实施为检测呼吸时,该生理感测元件可实施为一般市面上常见的检测呼吸的传感器,举例而言,设于胸部及 / 或腹部的呼吸动作感测元件,以感受呼吸所造成的体腔起伏,例如, RIP 绑带 (Respiratory Inductance Plethysmography (RIP, 呼吸感应体积描记器) effort belt), 以及压电呼吸绑带 (piezo respiratory effort belt), 设置于鼻呼吸道的呼吸气流管, 以检测呼吸气流的变化, 以及设置于口鼻间的热感应器, 以感应呼吸气流的温度变化等。

[0159] 如图 13 所示, 根据本实用新型的血压管理装置配置了一条呼吸动作感测元件, 例如, 压电呼吸绑带传感器或 RIP 绑带, 以在呼吸导引训练期间取得使用者的呼吸信号。在进行呼吸导引训练时, 使用者将绑带设置于胸部或腹部, 放松心情开始进行呼吸, 并根据显示元件上的呼吸导引信号 (以及相关于因呼吸而发生变化的生理信号的信息) 或声音的导引而调整自己的呼吸, 并于持续一段时间后完成呼吸导引训练过程。

[0160] 在此, 如图 14 所示, 也可实施为两条绑带, 不受限制, 而且, 由于亦有研究指出, 采用腹式呼吸有助于增加副交感神经的活性, 因此, 当使用两条绑带时, 通过分别设置于胸部以及腹部的方式, 就可分辨使用者所进行的是否为腹式呼吸。

[0161] 替代地, 也可通过观察呼吸所造成的血量 (blood volume) 波动, 或是藉由测量心率而得知呼吸的变化。首先, 由于呼气与吸气会造成血量的波动, 例如, 可于动脉, 静脉, 及微血管中观察到, 所以, 通过使用光传感器就可藉由分析穿透或反射自受试者之血液的光讯号而获得有关血量波动的信息, 进而得知使用者的呼吸行为; 再者, 由于心率是受自律神经所控制, 故呼吸会因对自律神经系统产生影响而使得心跳出现变化, 也就是, 所谓的窦性心律不整 (Respiratory Sinus Arrhythmia, RSA), 一般而言, 吸气期间会使心跳加速, 而呼吸期间则使心跳减缓, 故可通过观察心率而得知呼吸变化。所以, 就可采用如前所述的取得心率序列的传感器, 例如, 光传感器, 心电电极等, 而于呼吸导引训练期间提供呼吸变化的信息。

[0162] 另外, 由于加大 RSA 的振幅有助于触发放松反应 (Relaxation Response), 解除累积的压力, 而达到提高副交感神经 / 交感神经活性比例的效果, 因此, 可通过观察使用者的心率变化模式, 并在心率开始加速时, 通过导引告知使用者可以开始吸气, 以及在心率开始减缓时, 通过导引告知使用者可以开始吐气, 以达到增大 RSA 振幅的效果, 也达到调整血压的目的。此外, 由于 RSA 波峰与波谷所取得振幅的大小, 亦即, 在一呼吸周期中, 心率的极大值与极小值间的差值, 会相关于自律神经的活性高低, 因此, 同样可将此信息实时地提供予使用者, 以作为使用者调节生理活动的基础。

[0163] 更进一步地, 也可如图 15 所示, 在呼吸动作感测元件以外, 再配合上指夹式光传感器取得心率序列, 而通过这样的传感器设置, 除了可因多取得心率, 而进一步地确认呼吸导引训练所造成的影响外, 由于呼吸与心率间较好的和谐及同步性代表着较有秩序且协调的心跳节律, 也就是, 人体处于比较放松、稳定的状态, 因此, 还可藉由分析呼吸与心率间是否和谐及同步而用以判断呼吸导引训练的成效及 / 或作为实时提供予使用者的信息, 举例

而言,例如,可对心率序列进行频域分析,当频谱越集中时即表示两者间同步性越高,或是也可计算于时域中两者间的相位差,当相位差越小时表示两者间同步性越高;或者,替代地,也可利用耳戴结构以及指戴结构设置电极而取得心电信号,再配合上绑带取得呼吸信号,亦可达到同样的效果;又或者,也可在绑带内侧增设了心电电极接触皮肤,取得心电信号。因此,可依使用者实际需求及使用习惯而变化,没有限制。

[0164] 在此需注意的是,虽然上述的实例具体地描述了实施的方式,但本实用新型并不受限于单个实例内的使用方式,可多个实例间合并或部分合并使用,或多个实例间相互交换使用,因此,上述实例仅是众多可能的实施方式中的一些组合,本领域通常知识者可据以进行修饰仍不脱本实用新型的范畴。

[0165] 再者,根据本实用新型再一方面的构想,为了让使用者能实时得知其所进行的生理反馈的效果,根据本实用新型的血压管理装置亦提供一操作流程,以让使用者可于生理反馈训练完成后立即评估训练效果。

[0166] 图 16 显示了根据本实用新型血压管理装置的操作流程图。当使用者使用根据本实用新型的血压管理装置时,首先将压脉带环绕于手臂,以及若具备生理信号感测单元时,设置好生理信号感测单元,例如,心电电极或光传感器等,之后,按下启动键后,血压测量随即开始,压脉带进行充气及放气,以取得血压值并显示予使用者,接着,开始生理反馈程序,而在生理反馈期间,根据进行的程序以及所测量的生理信号的不同,可以提供使用者相关于所测得的生理信号的信息、相关自律神经的信息、相关血压变化趋势的趋势及 / 或呼吸导引信号等,以让使用者据以执行生理反馈,而当训练结束后,装置随即开始另一次血压测量,亦即,压脉带再次进行充气及放气,以取得经过生理反馈训练后的血压值,如此一来,只要比较训练前与训练后的血压值,使用者就可得知生理反馈训练的成效。

[0167] 因此,通过这样的流程,使用者将可自然地于整体流程结束后立即得知所执行的生理反馈训练是否达到预期的目的,相当方便,而且,如此的流程亦使得血压值变化、生理反馈训练过程及血压值与训练间的关系等皆确实地被记录下来,有利于长期追踪管理。

[0168] 更进一步地,上述的操作流程亦可实施为通过引导的方式而实现,例如,通过该信息提供单元,或是该外部装置执行一程序,并以听觉或视觉的方式提供引导指示,而使用者只需跟随指示就可轻松且自然地完成生理反馈训练并得知训练所实现的效果。

[0169] 举例而言,首先,当装置被启动后,可先指示使用者将压脉带环绕于一上肢体,以及若具备生理感测元件时,进行生理感测元件的设置,之后,通过压脉带进行血压测量,以获得进行生理反馈训练前的血压值,接着,引导使用者开始进行生理反馈训练,而在生理反馈期间,根据进行的程序以及所测量的生理信号的不同,可以提供使用者相关于所测得的生理信号的信息、相关自律神经的信息、相关血压变化趋势的趋势及 / 或呼吸导引信号等,以引导生理反馈程序的进行,而当训练结束后,则再次指示使用者利用压脉带进行血压测量,以获得训练后的血压值。

[0170] 在此,该操作引导机制是主要通过语音的方式呈现,举例而言,通过「请绑上压脉带」、「请启动血压测量」、「请开始执行生理反馈训练」、「请跟随屏幕的导引进行呼吸」、「请再次启动血压测量」等叙述而提醒使用者,以降低操作的复杂度,而在一较佳实施例中,此则是可通过与耳戴式生理信号感测单元相结合的发声模块而实现,例如,实施为耳机形式的生理感测元件,以进一步简化操作复杂度。

[0171] 或者,替代地,也可利用屏幕显示的方式提供使用者操作步骤的指引,或者也可同时利用语音与屏幕显示的方式进行引导,另外,也可进一步利用外部装置作为引导操作流程的媒介,例如,智能手机、平板电脑等,因此,没有限制。

[0172] 而如此方便的执行流程的基础就在于,本实用新型血压管理装具有多重功能,除了能够检测使用者的自律神经活动、提供呼吸导引、进行 HRV 测量及分析、以及提供有关心率与呼吸的同步性的信息等之外,亦具备有血压测量功能,所以,使用者在为了调整血压而执行训练的同时,于同一个装置中就能确认血压调整的的目的是否实现,相当具有效率,而且,为了进行生理反馈训练,使用者只需在执行血压测量所需的动作之外,额外增加配戴生理信号感测单元的动作即可,没有复杂的操作程序,简单又方便。

[0173] 再者,由于实现血压测量及生理反馈训练所需的硬件设备有许多部分可以共用,例如,控制电路、信息提供单元等,因此在多重功能的前提下,更具成本效益。

[0174] 在此,最后的结果显示可以有各种不同的方式,例如,可同时显示呼吸导引训练前后所测得的血压值,或是显示两血压值间的差值等,另外,也可连带地显示训练的时间长度,而让使用者知道训练的时间长短与血压值变化间的关系,因此,没有限制,主要在于让使用者了解血压值的变化。

[0175] 另外,除了上述让使用者同时完成血压测量及生理反馈训练并得知训练成效的流程外,根据本实用新型的血压管理装置亦具有另一提醒机制,如图 17 所示,其可在血压测量后发现血压值过高时,例如,高于一预设值时,提醒使用者进行生理反馈训练,以进行血压调整,如此一来,使用者就可自然地接着进行生理反馈训练,相当方便。

[0176] 在此,提醒的方式同样可以有不同的选择,例如,屏幕显示,灯号显示,声音或语音提醒,及 / 或振动提醒等,另外,有关血压过高的比较预设值,可由使用者自行设定或是依循装置本身的设定值,例如,WHO 的血压标准,没有限制。

[0177] 再者,请参阅图 18,由于 HRV 分析可提供自律神经的信息,因此,当该生理信号感测单元具备的生理感测元件所取得的生理信号,可据以获得心率序列而进行 HRV 分析时,则根据本实用新型的血压管理装置就可进一步实施为,在测量血压的同时亦进行生理信号提取,以在血压测量结束后,除了血压值之外,亦将 HRV 分析结果提供予使用者,举例而言,可通过使用光传感器,心电电极,及 / 或压力传感器等生理感测元件,而在血压测量的同时,取得使用者心跳间隔的时间序列,之后,再对该时间序列进行 HRV 分析,以藉此获得有关自律神经活动的信息。

[0178] 其中,所进行的该 HRV 分析可依需求而有不同选择,例如,可进行频域分析(Frequency domain),以获得可用来评估整体心率变异度的总功率(Total Power, TP),可反应副交感神经活性的高频功率(High Frequency Power, HF),可反应交感神经活性或交感神经与副交感神经同时调控结果的低频功率(Low Frequency Power, LF),以及可反应交感 / 副交感神经的活性平衡的 LF/HF(低高频功率比)等,另外,亦可在进行频率分析后,通过观察频率分布的状态而得知自律神经运作的和谐度;或者,也可进行时域分析(Time Domain),而获得可作为整体心率变异度的指标的 SDNN,可作为长期整体心率变异度的指标的 SDANN,可作为短期整体心率变异度的指标的 RMSSD,以及可用来评估心率变异度之中高频变异的 R-MSSD、NN50 及 PNN50 等。

[0179] 而在此情形下,若出现高血压时,就可进一步通过 HRV 分析结果而判断血压高与

自律神经系统之间的关连性,例如,是否是因为交感神经的活性太高或者是自律神经失衡所造成,相当方便。

[0180] 之后,当从 HRV 分析的结果发现血压高与自律神经系统相关时,除了将此关连性的信息提供给使用者外,还可进一步提醒使用者执行生理反馈训练,并在生理反馈训练完成后再次测量生理信号,进行 HRV 分析,以得知自律神经的平衡状况是否获得改善。

[0181] 另外,由于进行 HRV 分析所需的时间较长,因此,亦可如图 19 所示,实施为当发现血压值过高时,例如,高于一预设值时,再提醒使用者进行 HRV 测量,以通过 HRV 分析结果而判断血压高是否与自律神经有关。

[0182] 当血压测量及生理反馈训练完成后,根据本实用新型的血压管理装置,通过内置的存储器,可实时且长期地储存使用者的血压测量结果,并同时记录下使用者训练的过程,因此,通过这样依时间顺序的纪录,本实用新型将可提供使用者不同于单独的血压测量装置或生理反馈训练装置的交叉分析结果。

[0183] 首先,最直接地是,可提供执行训练之前与之后的血压值比较。通过记录期间内的发生时间顺序,除了如前所述地立即得知当次的训练前后的血压值差异外,使用者亦可追溯到某次训练之前的血压,以及经过多少次训练后的血压,只需比对所经历的训练的纪录,就可清楚的知道训练的时间长度及次数等对血压变化所带来影响。

[0184] 举例而言,使用者可选择将某一个时间点,例如,尚未进行生理反馈训练前,所测量的血压值作为参考值,然后,每次进行完训练就与该参考值进行比较,例如,设定由系统自动产生比较结果,如此一来,使用者就可获得明确的量化数值,例如,训练累积次数与血压变化间的关系,这将有助于增加使用者持续进行训练的动力。而且,由于生理反馈训练的效果具有累积效应,长期的观察将更有助于了解生理反馈对血压调整的影响。

[0185] 另外,由于人一天中的血压是随着时间及活动而不同,因此也可以设定不同时段的参考值,例如,早上、中午、晚上的参考值,让经过生理反馈训练后所测得的血压值与相近时段的参考值进行比较,避免造成不正确的判断;或者,使用者也可根据自身需求而自由地选择参考值以及建立比较基准,进行对自身最有助益的分析,因此,没有限制。

[0186] 综上所述,根据本实用新型的可同时提供血压调整及血压测量两种功能的血压管理装置,其是通过生理反馈训练而提供使用者调整血压的途径,并且,在执行生理反馈程序期间,用以取得相关于自律神经活动的生理信号的生理感测元件,乃是通过穿戴的形式而设置于使用者身上,可提供生理感测元件与人体间长时间且稳定的接触,以获得高品质的生理信号,而且,由于同时具备的血压测量功能,也让使用者可实时确认生理反馈对血压调整的效果;另外,根据本实用新型的血压管理装置,亦可通过提供呼吸导引信号而帮助使用者执行生理反馈程序,同样可有效达到调整血压的效果;此外,通过依时间顺序记录的生理反馈训练过程及血压量测值,使用者能轻松监控血压值的变化,以及生理反馈训练对血压改变所带来的影响,有助于更有效地实现调整血压的目的。

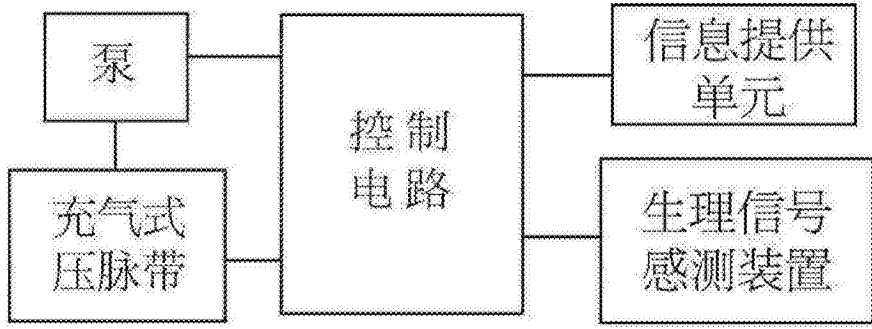


图 1

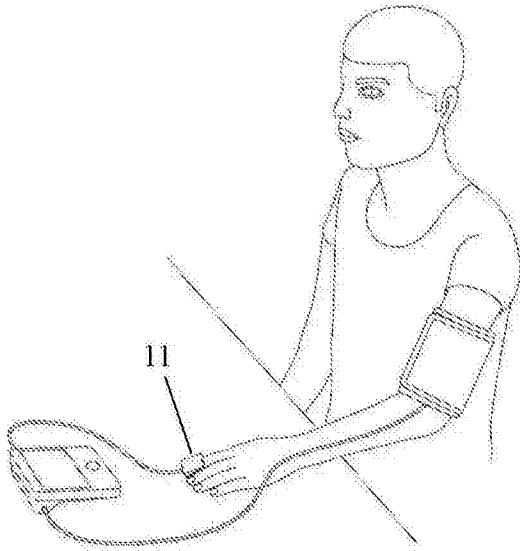


图 2

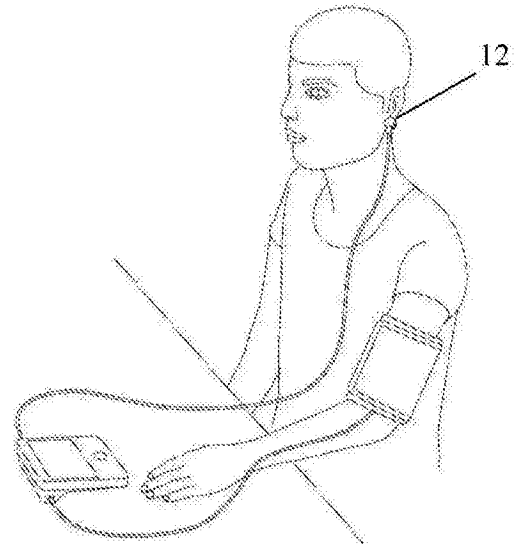


图 3

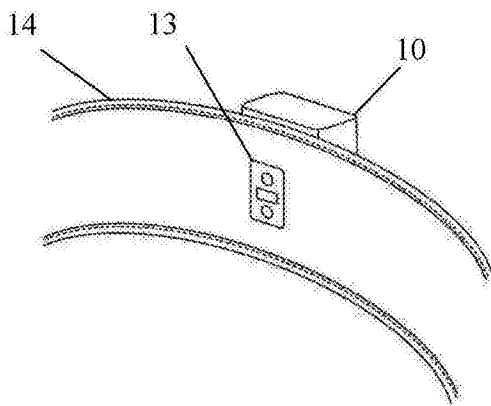


图 4A

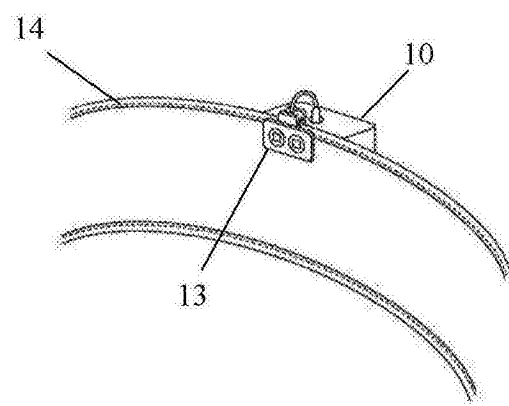


图 4C

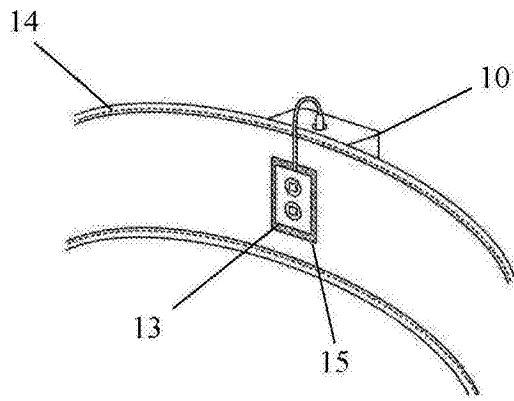


图 4B1

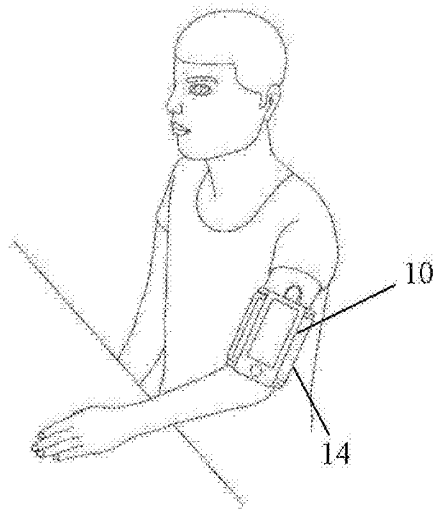


图 4B2

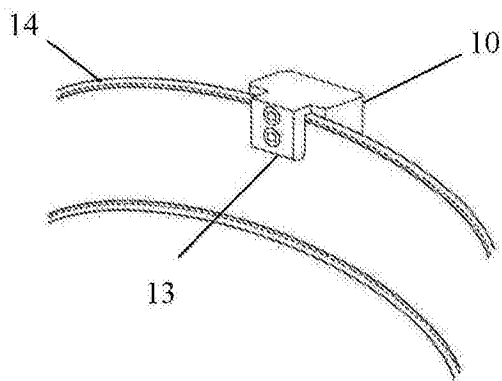


图 4D1

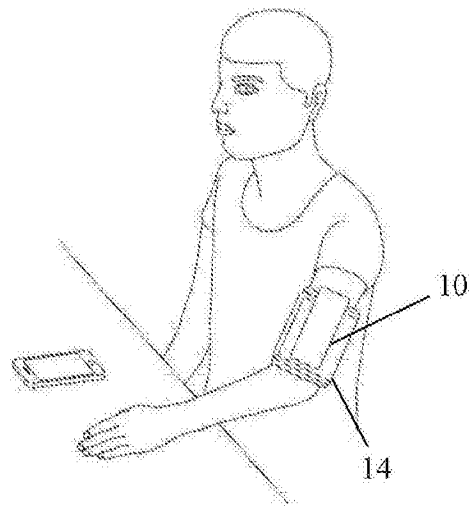


图 4D2

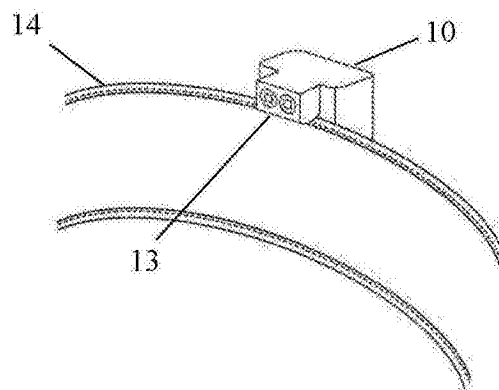


图 4E

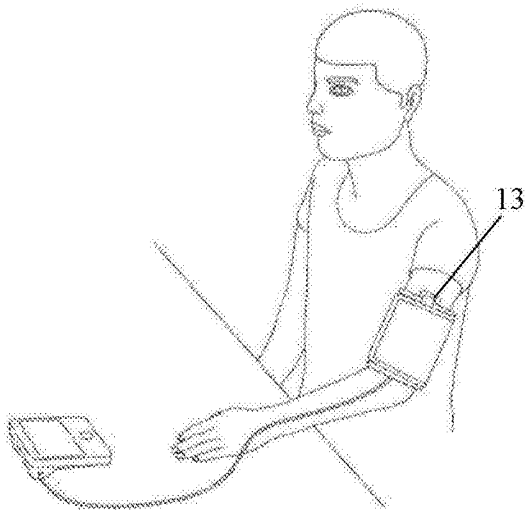


图 5

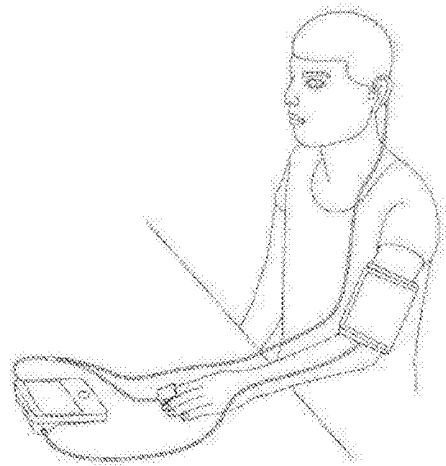


图 6

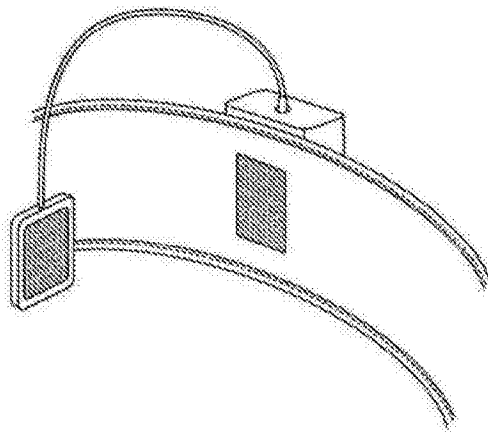


图 7A

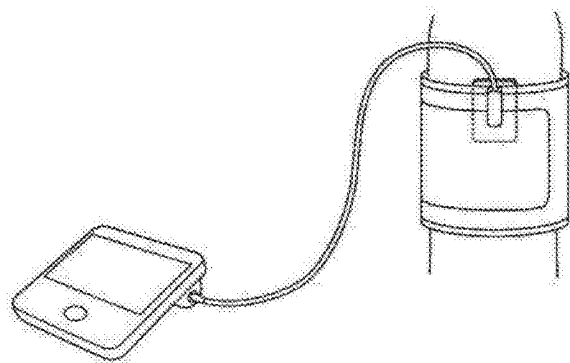


图 7B

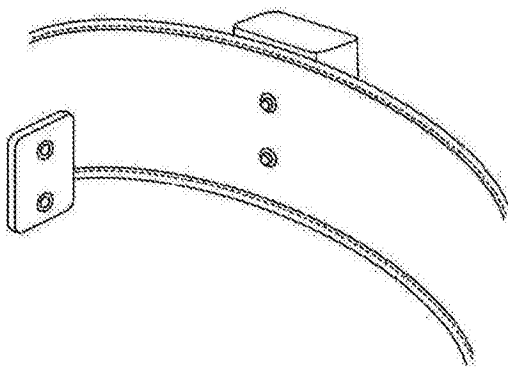


图 7C

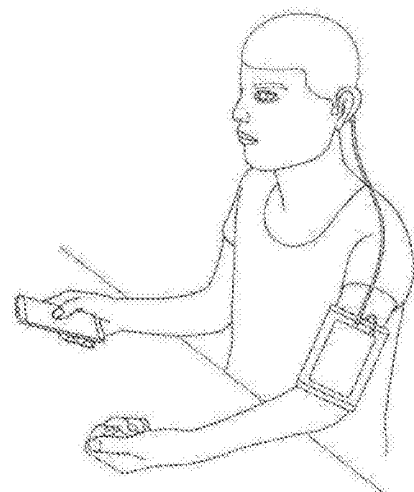


图 8A

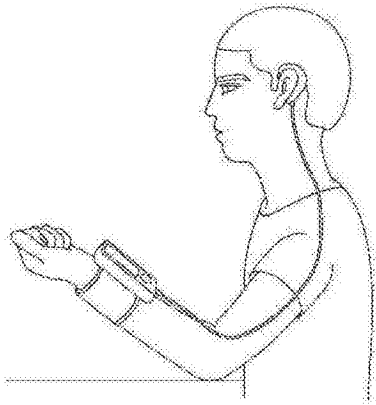


图 8B

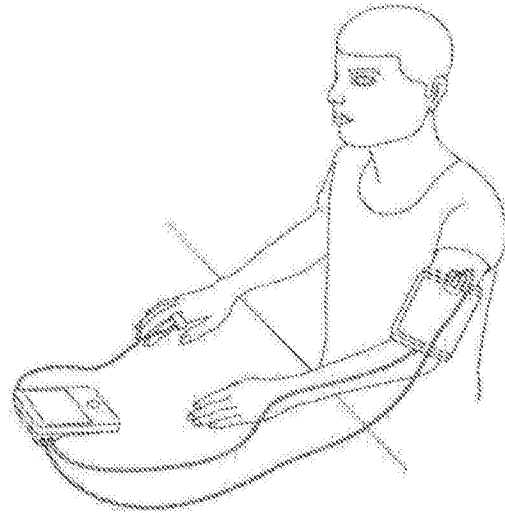


图 8C

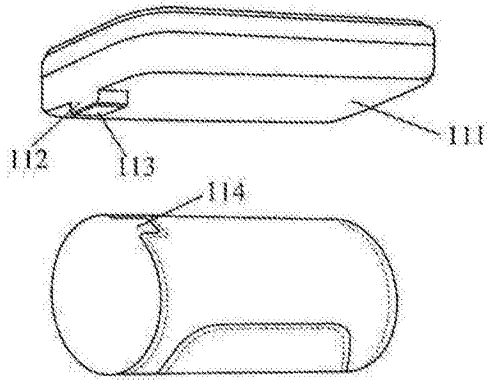


图 9A

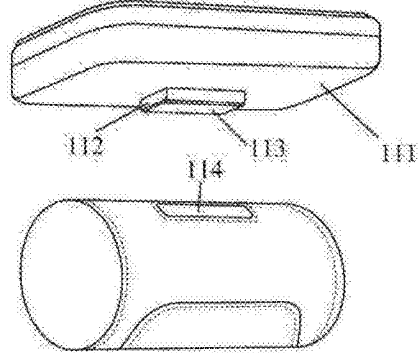


图 9B

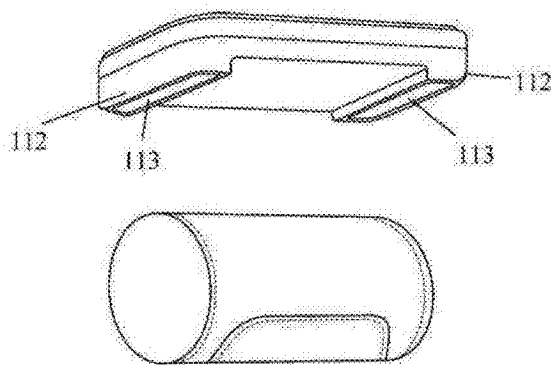


图 9C

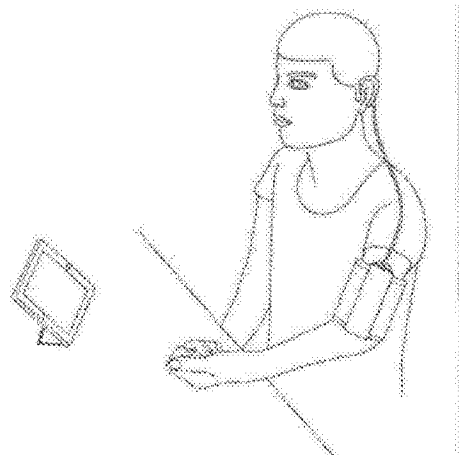


图 10

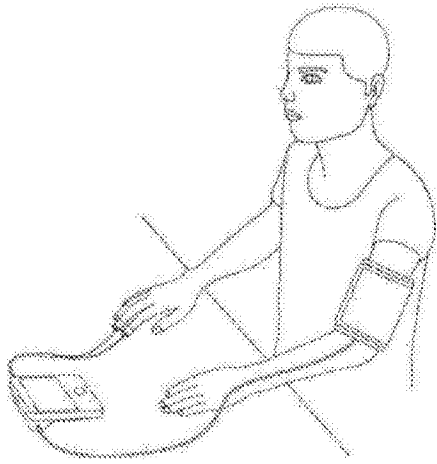


图 11

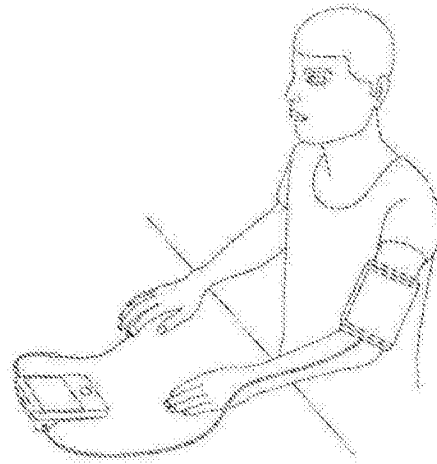


图 12

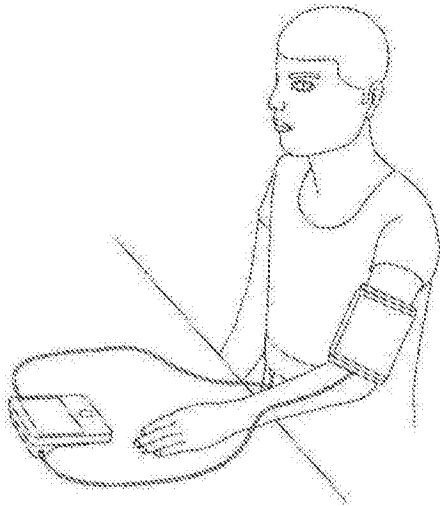


图 13

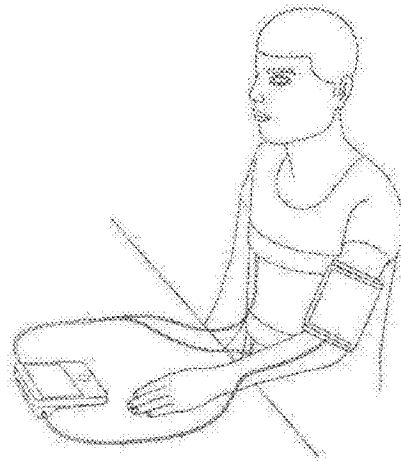


图 14

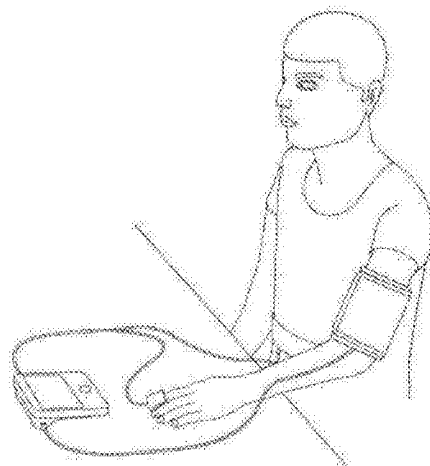


图 15

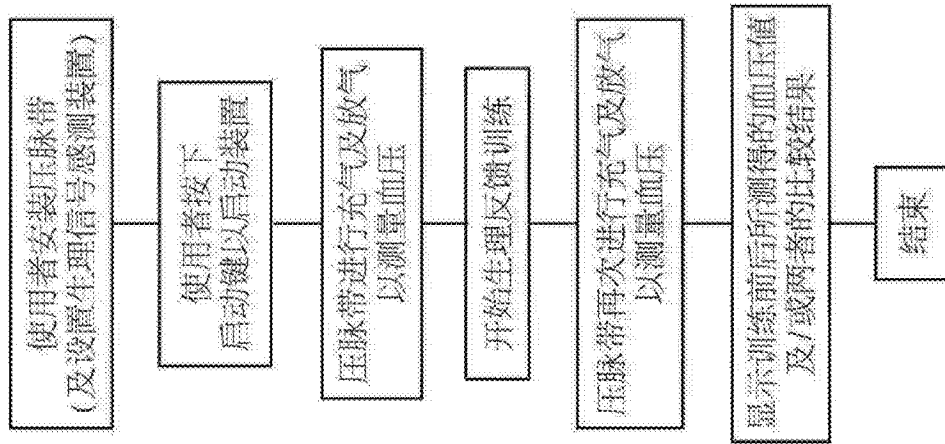


图 16

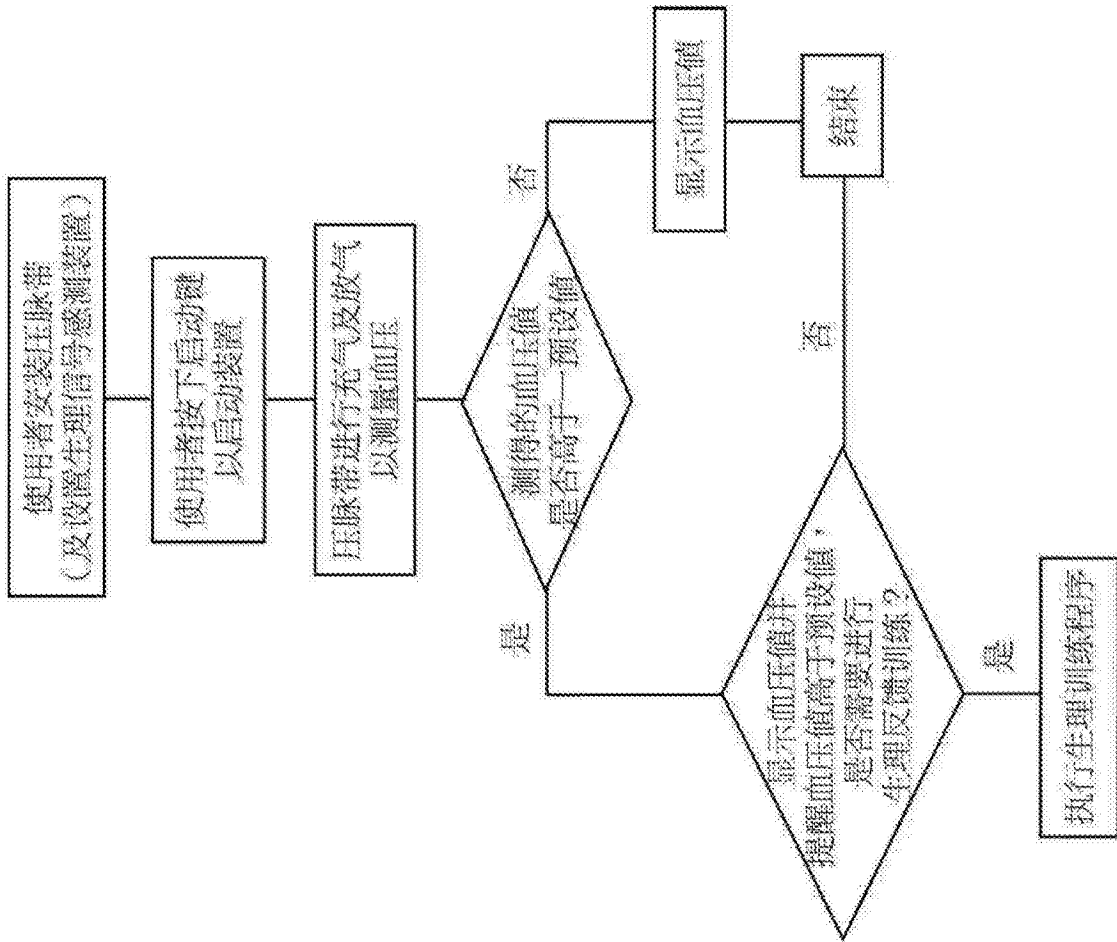


图 17

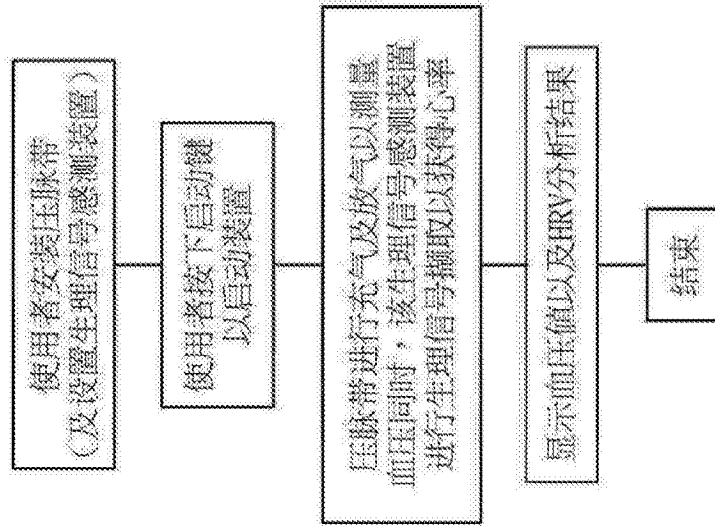


图 18

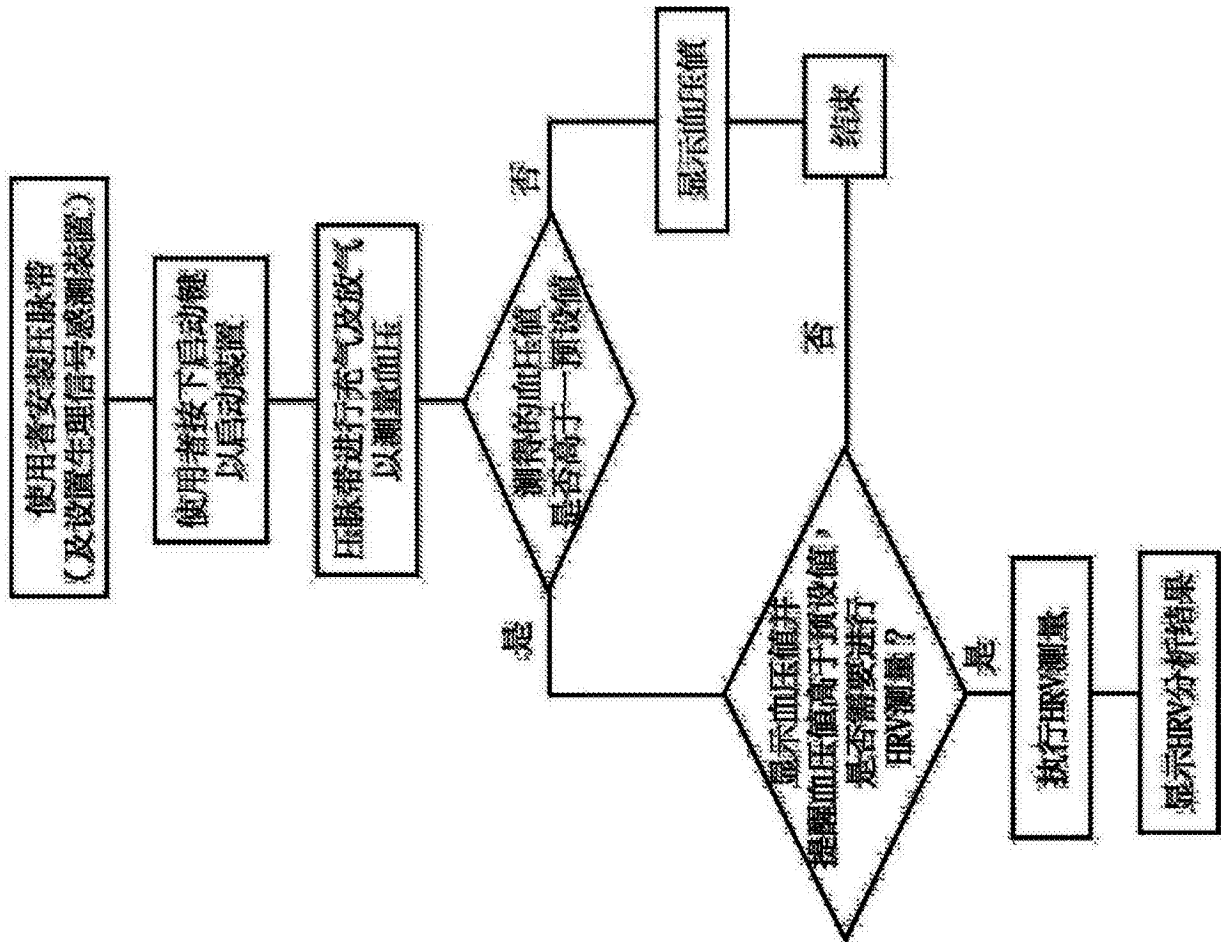


图 19