



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104667486 A

(43) 申请公布日 2015. 06. 03

(21) 申请号 201510037856. 0

(22) 申请日 2015. 01. 26

(71) 申请人 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.

A63B 23/18(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

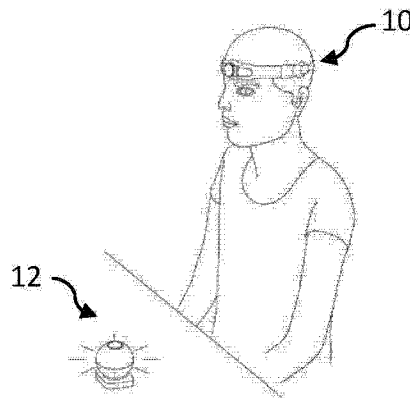
权利要求书1页 说明书14页 附图2页

(54) 发明名称

生理反馈系统

(57) 摘要

本发明关于一种神经生理反馈系统,用以提供呼吸导引信号及脑部活动信息,以作为使用者在一神经生理反馈训练区段中自适应脑部功能的基础,进而达成一神经生理反馈回路,该系统包括一穿戴式生理感测装置,具有至少二脑电电极,设置在该使用者头上、对应于特定大脑皮质位置的取样点上,以取得脑电信号;以及一可感知信号产生源,用以产生包括一第一信息以及一第二信息的一可感知信号,其中,该可感知信号通过该第一信息表现该呼吸导引信号,以及通过该第二信息表现该相关使用者脑部活动的信息,以讓使用者可根据该第一信息而进行一呼吸行为模式,以及根据该第二信息而进行一自我意识调控,进而达成对脑部功能的影响。



1. 一种生理反馈系统,用以提供呼吸导引信号及脑部活动信息,以作为使用者在一神经生理反馈训练区段中自适应脑部功能的基础,进而达成一神经生理反馈回路,该系统包括:

一穿戴式生理感测装置,具有至少二脑电电极,设置在该使用者头上、对应于特定大脑皮质位置的取样点上,以取得脑电信号;以及

一可感知信号产生源,用以产生包括一第一信息以及一第二信息的一可感知信号,其中,在该神经生理反馈训练区段中:

该脑电信号经过一预设演算式的计算而得出一相关使用者脑部活动的信息;

该可感知信号通过该第一信息表现该呼吸导引信号,以及通过该第二信息表现该相关使用者脑部活动的信息,以提供予使用者;以及

该使用者根据该第一信息而进行一呼吸行为模式,以及根据该第二信息而进行一自我意识调控,以达成对脑部功能的影响。

2. 如权利要求 1 所述的系统,其中,该相关使用者脑部活动的信息进一步作为调整该呼吸导引信号的基础。

3. 如权利要求 1 所述的系统,其中,该脑电信号进一步进行分析,以取得相关使用者真实呼吸行为模式的信息,进而作为调整该呼吸导引信号的基础。

4. 如权利要求 1 所述的系统,其中,该呼吸导引信号构建为在该神经生理反馈训练区段中间歇性地提供予使用者。

5. 如权利要求 1 所述的系统,其中,该可感知信号为视觉可感知信号。

6. 如权利要求 5 所述的系统,其中,该第一信息实施为发光强度变化,以及该第二信息实施为发光颜色变化。

7. 如权利要求 5 所述的系统,其中,进一步包括一听觉可感知信号,实施为由该穿戴式生理感测装置或该可感知信号产生源所产生。

8. 如权利要求 7 所述的系统,其中,该听觉可感知信号构建为在该使用者的该呼吸行为模式与该呼吸导引模式不相符时被产生,以表现该呼吸导引信号。

9. 如权利要求 1 所述的系统,其中,该可感知信号为听觉可感知信号。

10. 如权利要求 9 所述的系统,其中,该第一信息实施为音量的强弱变化,以及该第二信息实施为音频的高低变化。

11. 如权利要求 1 所述的系统,其中,该可感知信号产生源实施为下列的其中之一,包括:独立发光体,具显示功能的装置,具发声功能的装置,以及具显示及发声功能的装置。

生理反馈系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种生理反馈系统,特别涉及一种结合生理信息实时反馈以及呼吸调控的系统。

背景技术

[0002] 近年来,越来越多的研究着重于人体如何通过自我意识调控的方式而影响身体的运作系统,以达到改善身心健康的效果,例如,生理反馈 (biofeedback) (包括神经生理反馈 (neurofeedback))、冥想 (meditation)、呼吸训练 (breath training) 等皆是目前已获大量研究结果支持,且亦有越来越多人使用的方法。

[0003] 其中,生理反馈是一种人体为了改善健康及效能等目的而学习如何改变生理活动的学习程序,在此程序中,人体中可通过意识,例如,思考、情绪、以及行为,改变的生理活动,例如,脑波、心率、呼吸、肌肉活动或皮肤温度等,会通过仪器进行监测,且仪器快速且准确的将信息反馈给受试者,由于此信息与所欲实现的生理改变有关,因此,受试者在获得信息后,就可据以而进行自我意识调控,加强所需的生理反应。

[0004] 另外,静坐冥想的常见方式是:集中注意力、正念 (mindfulness) 以及慈悲心与爱,主要皆涉及自我意识控制。静坐冥想的目的和临床心理学、精神医学、预防医学以及教育的许多目标一致,越来越多的研究结果显示,静坐冥想可能有助于舒缓抑郁症和慢性疼痛症状,并且有利于提升整体的幸福感。

[0005] 此外,亦有越来越多的科学证据显示,静坐冥想期间进行的自我意识调控可以改变大脑的功能性回路,并产生对心灵、大脑以及整个身体都有益处的效果,许多神经科学家亦已开始通过观察静坐冥想期间的大脑反应而了解冥想对于人体所造成的影响。而这在某种程度上即类似于所谓的神经生理反馈 (neurofeedback),只是,进行神经生理反馈时,与进行生理反馈一样,会实时地将脑部活动的信息提供予使用者。

[0006] 由上可知,当涉及通过人体自身的调控机制而达到改进身心健康的效果时,最重要地是使用者必须集中注意力,以帮助自我意识调控的进行,因此,当注意力更容易集中时,自我意识调控所带来的效果自然更容易实现。

[0007] 一般在需要集中注意力的静坐冥想过程中,通常会强调冥想者必须专注于呼吸的韵律,尤其在出现心思游移时,必须将注意力重新集中在一吸一吐的呼吸韵律上,因此,专注于呼吸韵律是已知可提升注意力的方法。

[0008] 呼吸在一般没有意识介入的情形下,呼吸是受自律神经系统控制,会自动地根据身体需求而调节呼吸速率以及深度等,而另一方面,呼吸亦可受意识控制,在有限的范围内,人体可以自行控制呼吸速率以及深度等,故已有研究显示,可通过控制呼吸的方式而影响交感神经以及副交感神经的平衡,一般的情形是,呼气期间会增加副交感神经活性,减缓心跳,吸气期间则相反。

[0009] 因此,当需要集中注意力而专注于呼吸韵律时,除了可因将注意力回归到呼气与吐气的韵律而达到专心及稳定的效果外,亦同时间会对自身的自律神经系统产生影响,此

时,只要呼吸对自律神经系统的影响与进行生理反馈、神经生理反馈或冥想的目标一致时,例如,放松身心,则就可很自然地由于增加对呼吸进行控制而让生理反馈的效果更上一层楼,达到相辅相成的效果。

[0010] 也由于呼吸介于意识与非意识控制间的特性,呼吸训练同样被视为是一种可因影响人体运作而达到改善身心效果的程序。一般而言,呼吸训练是通过意识而调整自身呼吸的过程,举例而言,常见的一种呼吸训练方式是布泰科呼吸训练 (Buteyko breathing technique),其主张通过进行鼻部呼吸、且以意识控制而使呼吸速率或呼吸量降低的呼吸方法,可对因呼吸速度增加或过度换气所造成的疾病,例如,哮喘,或是其他呼吸相关疾病,例如,睡眠呼吸中止,具有治疗效果。

[0011] 另外,呼吸训练亦可在具有外部导引信号的情形下进行,通常,导引信号的作用在于导引使用者的呼吸,例如,导引呼吸速率,及 / 或呼气与吐气时间比等,而根据目的的不同,导引信号的内容亦可有所改变,例如,在进行布泰科呼吸训练时,导引信号可提供较慢的呼吸速率,以符合其训练目标。

[0012] 一般在呼吸训练过程中,使用者多只专注于进行呼吸的调整,但既然呼吸训练的目的亦在于改善身心健康,因此,若可在呼吸训练过程中提供使用者有关其生理状态的实时信息,以让使用者知道呼吸调整的进行是否朝向预期的目标前进,相信将可有助于进一步提升呼吸训练的效率,达到事半功倍的效果。

[0013] 因此,确实有需要发展出一种新颖的系统,可在使用者通过自我意识控制而进行生理反馈、冥想、或神经生理反馈时,提供进一步进行呼吸调整的依据,以使呼吸对改善身心健康的影响可同时被展现出来,进而相辅相成地让可实现的效果更上层楼。

[0014] 另外,当以呼吸训练为基础时,同样可通过让使用者实时得知自身的生理状态的方式,而让使用者可在进行呼吸训练的同时通过自我意识的调控而改变其呼吸行为或其他生理状态,进一步提升训练的效果。

发明内容

[0015] 本发明的一目的在于提供一种生理反馈系统,其通过单一个可感知信号产生源提供实时的自律神经活动信息以及呼吸导引信号,以让使用者在进行生理反馈程序期间,可通过跟随呼吸导引信号而达到进一步提升生理反馈的效果。

[0016] 本发明的另一目的在于提供一种神经生理反馈系统,其通过单一个可感知信号产生源提供实时的脑部活动信息以及呼吸导引信号,因此,使用者可通过跟随呼吸导引信号而提高专注力,进一步提升神经生理反馈所实现的效果。

[0017] 本发明的另一目的在于提供一种生理反馈系统,其通过单一个可感知信号产生源提供实时的心跳变异率以及呼吸导引信号,以让使用者在进行生理反馈程序期间,可根据得自心跳变异率的信息而进行自我意识调整,并通过跟随呼吸导引信号,而让生理反馈对自律神经活动的影响效果获得进一步的提升。

[0018] 本发明的另一目的在于提供一种呼吸训练系统,其通过单一个可感知信号产生源提供呼吸导引信号以及相关的呼吸行为的信息,以让使用者可在得知自身的呼吸行为的情形下进行呼吸调控,有效地提升训练的效果。

[0019] 本发明的另一目的在于提供一种呼吸训练系统,其通过单一个可感知信号产生源

而提供呼吸导引信号以及相关呼吸时胸部 / 腹部起伏动作的信息, 以让使用者了解其否通过腹式呼吸的方式而进行呼吸训练。

[0020] 本发明的另一目的在于提供一种影响生理状态的系统, 其通过单一发光体的发光强度提供使用者真实的呼吸模式以及发光颜色提供相关使用者生理状态的信息, 以作为使用者进行自我意识调控的基础, 进而达到影响生理状态的效果。

[0021] 本发明的在—目的在于提供一种影响生理状态系统, 其通过独立发光体的发光强度变化提供呼吸导引信号, 以及发光颜色变化提供相关使用者生理活动信息, 以让使用者在训练区段中, 可方便地通过单一视觉产生源而获得两种信息。

附图说明

[0022] 图 1 显示根据本发明系统测量脑电信号时的可能实施实例 ;

[0023] 图 2A-2D 显示本发明系统中, 可感知信号产生源的可能实施实例 ;

[0024] 图 3 显示根据本发明系统测量脑电信号时的另一可能实施实例 ;

[0025] 图 4A-4C 显示根据本发明较佳实施例, 采用呼吸动作感测元件的生理反馈系统的实施示意图 ;

[0026] 图 5A-5C 显示根据本发明系统测量心电信号测量时可能实施实例 ;

[0027] 图 6 显示根据本发明系统测量脑电信号以及心率序列时的可能实施实例 ; 以及

[0028] 图 7 显示根据本发明系统测量皮肤电活动时的可能实施实例。

[0029] 其中, 附图标记说明如下 :

[0030] 10 头戴式脑电检测装置

[0031] 12 发光体

[0032] 14 耳戴结构

[0033] 20 呼吸动作感测元件

[0034] 22 发光源

[0035] 24 心电电极

[0036] 30 穿戴式生理感测装置

[0037] 31 电极

[0038] 32 壳体

[0039] 34 智能手机

具体实施方式

[0040] 本发明系统的目的在于, 将通过自我意识调整而影响生理状态的程序以及呼吸调控两者融和在同一个训练区段中, 并通过与使用者间互动形成—反馈回路的方式而实现加成影响生理状态的技术效果, 故可广泛应用于生理反馈、神经生理反馈、冥想、及 / 或呼吸训练等各种通过自我意识调控而影响生理状态的程序, 以让该程序所实现的成效进一步获得提升。

[0041] 在此原则下, 根据本发明的系统具有一穿戴式生理感测装置以及—可感知信号产生源, 其中, 该穿戴式生理感测装置用以在该训练区段中, 取得因生理活动发生改变而受影响的生理信号, 以及该可感知信号产生源则用以在该训练区段中, 通过使用者可感知信号,

例如,视觉可感知信号、及 / 或听觉可感知信号,以向使用者提供呼吸导引以及有关生理活动的信息,例如,实时生理状态,呼吸行为的改变,及 / 或训练执行的成效等。

[0042] 请参阅图 1,其显示根据本发明系统的一较佳实施例,此实施例在于提供有关神经生理反馈系统融入呼吸训练的实施内容,因此,在此,该穿戴式生理感测装置是实施为一头戴式脑电检测装置 10,以及该可感知信号产生源是实施为一发光体 12。

[0043] 当使用者利用本发明的此神经生理反馈系统而执行一神经生理反馈程序时,如图 1 所示地,将该头戴式脑电检测装置设置于头上,以通过设置于头带内侧的脑电电极取得使用者的脑波,在此,脑电电极的设置位置没有限制,只要是可取得脑波的特定大脑皮质位置的相对应取样点即可,例如,常见的取样点包括 Fp1、Fp2、O1、O2 等、或是任何根据 10-20 系统所定义的位置,并且,脑电电极的设置位置以及数量可根据所进行的神经生理反馈的目的而决定,例如,可增加电极的数量而进行多通道脑电信号的测量,或可在耳朵上设置电极以作为参考点等,因此,没有限制。

[0044] 之后,再将该发光体 12 设置于身体前方眼睛可自然看见的位置,并使头上的脑电检测装置与该发光体进行沟通,例如,通过如蓝牙、WiFi 等的一般无线通信方式,即可开始进行呼吸生理反馈程序。

[0045] 在此,由于结合了呼吸训练以及神经生理反馈,因此,基于呼吸训练的进行,需提供使用者呼吸导引信号,而基于神经生理反馈,则需提供使用者反应执行神经生理反馈而发生改变的生理活动的信息及 / 或其他相关的信息,而该发光体即是提供的媒介。

[0046] 在此实施例中,该发光体所产生的可让使用者感知的信号包括发光强度以及发光颜色,以分别代表不同的信息,其中,发光强度用以表现呼吸导引,而发光颜色则用以表现使用者生理活动的变化。

[0047] 由于呼吸导引信号的目的在于让使用者跟随着进行呼吸,故需要能够表现出吸气与吐气间的分别,因此,该发光体是通过发光强度的强弱连续变化而代表吸气与吐气的连续变化,例如,以发光强度逐渐增强作为逐渐吸气的导引,并以发光强度逐渐减弱作为逐渐吐气的导引,如此一来,使用者就可清楚且容易地跟随着而进行吸吐。

[0048] 当进行以放松为目标的神经生理反馈程序时,其中一种选择是观察脑波中 α 波所占的比例。在脑波中,一般而言, α 波占优势时表示人体处于放松的清醒状态,因此通过观察 α 波所占比例可得知放松的程度。据此,在开始进行神经生理反馈程序后,该发光体提供呼吸导引(通过发光强度的连续变化),以引导使用者调整其呼吸,同时间,戴于头上的脑电检测装置亦进行脑波的检测,而所取得的脑波则在经过一演算式的计算后,可得出分析结果,例如, α 波所占比例,并根据分析结果而产生一相关使用者脑部活动的信息,接着,该发光体即根据该相关使用者脑部活动的信息而改变其发光颜色。

[0049] 举例而言,可在程序一开始时先取得一基准值,例如, α 波占总脑波能量的百分比,之后再将所分析所得的结果与该基准值进行比较,以得出与该基准值间的关系,例如,比例增加或减少,而该发光体即可以此为基础而通过发光颜色的改变实时地向使用者传达其生理状态的改变情形,例如,可利用多种颜色表示,如越接近蓝色表示越放松,越接近红色表示越紧张,也可以同一颜色的深浅为依据,颜色越浅代表越放松,颜色越深代表越紧张,如此一来,使用者就可很简单地通过颜色的改变而得知自己的身心状态是紧张或是放松,并在跟随呼吸导引的同时亦进行自我意识调控(self-regulation),而使发光颜色进一

步趋向更放松的目标。

[0050] 替代地,也可通过观察两个半脑间脑部活动的能量平衡状况以及同步性来了解人体的放松程度或情绪意识状态;或者,可检测大脑皮质中血流量的多少而得知脑部活动的旺盛程度,以判断身心的放松程度等。

[0051] 另外,当以提高专注力为目标时,则可选择观察 θ 波与 β 波的比例。在脑波中, β 波占优势时表示人体处于清醒且紧张的状态,而 θ 波占优势时则表示人体处于放松且意识中断的状态,因此,可通过提高 β 波相对于 θ 波的比例而达到提高专注力的目的,例如,治疗 ADHD (Attention deficit hyperactivity disorder, 注意力缺陷过动症) 患者的其中一种方法即是通过神经生理反馈的方式观察其 θ 波/ β 波的比值。据此,在利用本发明的系统而开始进行神经生理反馈程序后,该发光体提供呼吸导引信号(通过发光强度的连续变化),以引导使用者调整其呼吸,同时间,戴于头上脑电检测装置亦进行脑波的检测,以进一步分析 θ 波以及 β 波的比例,例如, θ 波与 β 波分别占总脑波能量的比例,或是计算出 $\theta / \theta + \beta$ 以及 $\beta / \theta + \beta$ 等,之后,根据分析结果而产生一相关使用者脑部活动态的信息,而该发光体即以该相关使用者脑部活动的信息为基础,而通过发光颜色的改变实时地向使用者传达其脑部功能的改变情形,例如,可利用多种颜色表示,越接近蓝色表示专注力越低,越接近红色表示专注力越高,也可以同一颜色的深浅为依据,颜色越浅代表专注力越低,颜色越深代表专注力越高,如此一来,使用者就可很简单地通过颜色的改变而得知自己的专注力是否提高,并在跟随呼吸导引的同时亦进行自我意识调控 (self-regulation),而使发光颜色进一步趋向提高专注的目标。

[0052] 而除了观察 θ 波与 β 波的比例外,皮层慢电位 (SCP, slow cortical potential) 亦是提高专注力的神经生理反馈中经常观察的脑部活动,其中,SCP 的负向偏移 (negative shift) 相关于较集中的注意力,以及 SCP 的正向偏移 (positive shift) 则相关于降低的注意力。

[0053] 所以,该发光颜色所代表的生理状态,可实施为各种可能,例如,可如上所述地以经换算后的放松或专注程度作为变化依据,或是可用以表示单个生理信号的变化,例如, α 波所占的比例变化,或是脑部活动的变化等,因此,没有限制。而且,发光颜色的变化方式亦无一定的限制,重点在于让使用者可以简单且清楚地了解自己的生理状态,且可藉以驱使使用者进行自我意识调控,以达到目标生理状态。

[0054] 另外,替代地,该发光颜色也可用来表示相关使用状况的其他信息,举例而言,可用以表示已累积的训练时数,例如,越深的颜色表示累积的训练时间越长,以让使用者了解具累积效应的生理反馈程序所带来的累积效果,且在此,该累积时间可以是一段时间的累积,例如,一个星期内,或是当次训练的时间累积等,可依使用者需求而改变;或者,该发光颜色亦可用来指示每次训练区段的时间起始,例如,从刚开始的浅色逐渐变深,以表示逐渐接近训练尾声。故皆为可行的方式,没有限制。

[0055] 再者,该发光体还可实施为可设定训练区段的时间,例如,10 分钟,15 分钟,并在时间结束时自动关机,如此一来,使用者将可更专心地进行呼吸调控及自我意识控制,更有助于目标效果的达成。

[0056] 因此,通过本发明系统,使用者可以很自然地结合呼吸调控以及通过自我意识控制而影响生理状态的程序,无须特别地学习步骤,而其中很重要的原因就在于,该可感知信

号产生源所产生的可感知信号包括两种信息,例如,在图 1 实施例中,该单一发光体所产生的视觉可感知信号通过发光强度以及发光颜色分别表现了呼吸导引信号以及实时生理状态两种信息。

[0057] 在现有技术中,当进行神经生理反馈时,对于使用者的反馈方式通常会实施为,举例而言,随着执行生理反馈的成效而产生移动的物体,例如,飘浮在空中的气球,当身体越放松时,气球飘的越高;或是随生理状态而产生变化的图形,例如,会因为身体越来越放松而持续盛开的花朵;或是直接显示测量数值的改变;而提供呼吸导引的方式则多实施为,举例而言,通过上下起伏的波形代表吸气及吐气。因此,当结合两者时,使用者很容易因过于复杂、变动过大、或不容易理解的数值的视觉显示方式而受到干扰,甚至反而可能增加使用者的精神压力,效果不升反降。

[0058] 另外,亦有一种现有技术,如申请号为 US6212135 的美国专利申请案所示,透过发光体的形式来引导使用者进行呼吸训练时的吐气、吐气暂停、吸气、及吸气暂停,但其所叙述的方式,仅能表现让使用者跟随的呼吸行为模式,无法同时间让使用者知道其所进行之呼吸训练对身体所造成的影响,故仅适用于进行单纯的呼吸训练。

[0059] 所以,针对上述这些可能出现的问题,本发明在考虑如何提供信息予使用者时,即选择了通过单一个物体表示两种信息的方式,尽可能的简化复杂度,不让使用者产生精神负担,也让使用者很容易就可使用本系统。本发明所公开的显示方式所具有的优势包括:

[0060] 1. 发光强度的大小变化,与一般节奏、韵律的表示方式类似,使用者无须经过思考转换,可直觉地获得引导而控制吸气与吐气。

[0061] 2. 发光颜色对使用者而言是很容易理解的生理状态表示方式,相较于直接提供数值变化,人体对于利用颜色种类及 / 或深浅变化等来表示程度、等级的改变,很容易产生认同感,因此能更自然地回应而做出自我意识调控。

[0062] 3. 视觉的焦点仅有一个,不会有结合两个程序而需要注意两个焦点的问题,更有助于集中注意力。

[0063] 因此,结合两种程序所可能产生的复杂性,通过精心设计的可感知信号表现方式,即可被排除,不但有效减少了使用者于使用时的负担感,亦因此实现了效果加成的新颖反馈程序。

[0064] 在实施时,该发光体可以有各种实施选择,例如,在外观造型方面,可以是如图 1 所示的球体,亦可为方形、角锥状等其他形状,且进一步地,还可实施为透过磁力而漂浮的形式,增加使用趣味性;另外,其除了可实施为整个发光体皆发光外,亦可实施为仅部分发光,如图 2A 所示,该发光体透过设置于顶部的一可透光部分而展现其发光行为,且该可透光部分还可实施为不同的造型,以引起使用者的兴趣,例如,多层次的同心环形(图 2B),或是放射状的造型(图 2C)等,不受限制。

[0065] 而除了利用单一发光体的形式提供发光强度及发光颜色变化外,也可通过其他具显示功能的装置而实现,举例而言,可以是一屏幕上的一发光源,例如,平板电脑、手机、手表、个人电脑的画面等,进一步,该发光源亦可实施为图像的一部分,例如,人形图像的头部,或是腹部位置等,有助于使用者在自我意识调控时想象体内的活动,此外,除了实体光源的形式外,光圈亦是良好的实施形式,例如,人形头部周围的光圈同样有助于使用者进行想象。而当实施为如上述的屏幕上的发光源或光圈时,还可进一步通过发光范围的直径大

小变化来表示发光强度的变化,如图 2D 所示,以加强引导吸气与吐气的效果。因此,可依实际实施状况而加以变化,没有限制。

[0066] 另外,根据本发明的系统亦可额外提供听觉可感知信号,例如,声音或语音,以在使用者需要闭眼进行反馈程序的时候,提供另一种选择,举例而言,可以通过音量的强度代表吸气及吐气的连续变化,以及通过不同的声音种类,例如,鸟叫声、海浪声等,或不同曲目而代表不同的生理状态;或者,也可通过语音指示使用者进行吸气及吐气,而由声音频率高低代表生理状态,例如,越高频的声音表示越紧张,越低频表示越放松等,因此,没有限制。并且,听觉可感知信号可实施为由该可感知信号产生源、及 / 或由该穿戴式生理感测装置提供,同样没有限制。

[0067] 再进一步,该呼吸导引信号亦可实施为根据使用者的生理状态改变而进行实时调整。在一般呼吸训练中,呼吸导引信号的类型主要分为三种,一为预设固定的呼吸变化模式,例如,呼吸速率设定为固定每分钟 8 次;一为预设随时间变化的呼吸变化模式,例如,在 1 个 15 分钟的训练区段中,呼吸速率设定为前面 5 分钟每分钟 10 次,中间 5 分钟每分钟 8 次,以及最后 5 分钟每分钟 6 次的速率;以及另一则为随生理状态而动态变化的呼吸变化模式。因此,在本发明中,该呼吸导引信号除了可提供预设为固定以及随时间变化的呼吸变化模式外,通过该穿戴式生理感测装置所取得的生理信号,例如,图 1 实施例中脑电检测装置所取得的脑电信号,该呼吸导引信号就可实施为随生理状态而动态变化,以提供更有效引导使用者朝向目标生理状态的呼吸变化模式。

[0068] 使用者的生理状态影响该呼吸导引信号的方式可以有许多选择。举例而言,当使用者的放松程度已增加且维持稳定时,呼吸导引信号可实施为进一步降低呼吸速率,例如,从每分钟 8-10 次,降至每分钟 6-8 次,以进一步增加放松程度;或者,也可实施为在使用者的放松程度已达预期目标时、或是呼吸的控制已稳定地吻合呼吸导引时,停止呼吸导引信号的提供,而让使用者可专注于进行自我意识调控,仅在发现呼吸又出现不稳定、或放松程度又降低时,才又开始进行呼吸导引,因此,没有限制。

[0069] 再者,特别地是,亦可实施为,特意通过呼吸导引信号的提供的有无而让使用者交替地进行呼吸调控以及通过自我意识调控而改变生理状态的程序。如前所述,根据研究显示,当进行通过自我意识调控而影响生理状态的程序时,特别是神经生理反馈、冥想时,若呼吸能处于平顺且稳定的状态,则反馈所产生的效果可获得加乘,因此,通过间歇地先提供呼吸导引信号一段时间而让使用者习惯该呼吸模式,以达到呼吸的稳定,之后,再通过停止呼吸导引,而让使用者在自然延续已习惯的呼吸模式下单纯地专注于进行自我意识调控程序,这样的流程将可进一步提升反馈的效果。

[0070] 而且,由于呼吸训练对于自律神经的影响有延迟反应,因此,通过间歇地提供导引信号的方式,再配合上本发明结合呼吸训练与自我意识调控程序的特性,可在不提供呼吸导引而让呼吸训练对自律神经的影响呈现的期间,方便地让使用者进行自我意识调控程序,而让训练的效果获得加成。

[0071] 在此,呼吸训练与自我意识调控程序的交替转换,亦即,呼吸导引信号的提供有无,可以如上所述地根据使用者的生理状态而决定,也可以是根据预设的时间间隔,固定地进行切换,没有限制。此外,当采用固定切换的方式时,还可进一步实施为,呼吸导引信号是在呼吸速率快以及慢之间切换,例如,每分钟 6-8 次以及每分钟 10-12 次,而这样的方式则

可有助于,例如,专注力切换的训练,达到更灵活的控制能力。

[0072] 在此,需要注意地是,取得脑电信号的穿戴结构,除了采用如图 1 所示的头戴形式外,亦可实施为其他的形式,如图 3 即显示了通过耳戴结构设置脑电电极的实施例,在此例子中,脑电电极可通过耳戴结构而耳朵或耳朵附近区域的皮肤,进而取得脑电信号,因此,同样是相当方便的方式,亦无限制。

[0073] 接着,根据本发明另一方面的构想,亦可通过检测使用者的呼吸行为而作为提供有关使用者生理状态的信息的基础。如图 4A 所示,使用者通过设置于腹部的呼吸动作感测元件 20 以及放置于身前的具有一发光源 22 的屏幕而进行呼吸训练程序,其中,呼吸动作感测元件的作用在于感受呼吸动作所造成的体腔起伏,因而可提供的信息包括,但不限于,吐气、吐气暂停 (exhalation pause)、吸气及吸气暂停 (inhalation pause) 分别的持续时间,呼吸速率,使用者是采用腹式或胸式呼吸 (亦即,吸气时气体主要是造成腹部或是胸部膨胀),通气量 (所谓的呼吸深度),以及呼吸暂停 (control pause) 时间等,在此,可使用的呼吸动作感测元件包括,但不限于,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) 等。

[0074] 所以,当通过如图 4A 的系统进行呼吸训练程序时,可实施的一种形式是,提供使用者本身实际的呼吸行为模式与呼吸导引信号间的差异,以作为使用者进行自我意识调控的依据,举例而言,两者间的差异可以利用计算分数的方式得出,例如,通过预载的演算式计算出使用者的实际呼吸行为模式与导引信号间的差异,例如,可以针对呼吸速率、呼气期间 / 吸气期间比例等进行分析,分数越高表示差异越小,越低则表示差异越大,再以颜色的变化来表示分数的高低,例如,以同一颜色深浅或不同颜色的连续变化表示分数的高低,以让使用者实时得知,进而做出实时调整。

[0075] 另一种可实施的形式是,提供有关使用者呼吸稳定度的信息。由于稳定的呼吸有助于维持身心放松,亦可于一定程度上表示身心处于放松且稳定的状态,因此,通过得知相关自身呼吸稳定度的信息,同样有助使用者进行自我意识调控,举例而言,稳定度的呈现方式可如上所述地通过分数的方式表示,例如,可以通过预设的演算式计算呼吸速率的变动率,例如,每 1 分钟计算一次,变动率越低表示稳定度越高,分数即越高,并连带地改变发光颜色,或是通过观察呼吸振幅的稳定度而得出分数,或是以呼吸速率与呼吸振幅两者综合评估的结果作为反馈依据;另外,也可通过发光颜色直接表示呼吸速率或呼吸振幅的变化,因此,没有限制。

[0076] 再一种可实施的形式是,提供有关通气量变化的信息。通常在进行呼吸训练时,除了呼吸速率外,通气量的大小亦是需要注意的重点,因为一部分呼吸训练的目的在于解决过度呼吸 (hyperventilation) 的问题,而且,在日常生活中进行呼吸时,若能维持平稳且不过大的通气量,亦有助于让身心维持在放松且平稳的状态,故可通过提供相关呼吸时通气量的信息而作为使用者进行自我调整的依据。举例而言,可预设有一标准值,并将与该标准值进行比较的结果通过发光颜色而呈现予使用者,例如,发光颜色可一直维持不变,只在测得的通气量高出该标准值才出现颜色改变,或者,也可以是发光颜色越深表示超出标准值越多,而越浅表示越接近标准值;另外,也可不预设标准值,仅通过发光颜色深浅或连续颜色变化来通气量的大小。

[0077] 再一种可实施的形式是,提供有关使用者进行腹式呼吸、或胸式呼吸的信息。有研究指出,采用腹式呼吸有助于增加副交感神经的活性,可更进一步强化影响自律神经达到放松身心的效果,所以,当通过将呼吸动作感测元件设置于胸部及 / 或腹部时,就可藉以分辨呼吸时腹部以及胸部分别的膨胀情形,以作为使用者调整呼吸行为的参考,例如,可单独于腹部设置呼吸动作感测元件,以了解腹部的起伏状况,或是单独于胸部设置呼吸动作感测元件,以了解胸部是否出现起伏(在希望进行腹式呼吸的前提下),或如图 4B 所示,分别于胸部及腹部皆设置呼吸动作感测元件 20;另外,有些腹式呼吸训练要求的是针对特定部位进行呼吸,例如,上腹部或下腹部,而这则是可以通过调整呼吸动作感测元件设置于腹部的位置而达到对于不同部位的检测需求。而在提供使用者相关的信息时,举例而言,则可利用发光颜色表示设置于腹部的呼吸动作感测元件所检测到的通气量大小,或者,也可表示设置于胸部的呼吸动作感测元件否有检测到胸部扩张,或者,也可表示腹部与胸部扩张程度的比值等,因此,没有限制。

[0078] 此外,另一种可以提供的信息则是,有关使用者是通过鼻部及 / 或口部进行呼吸的信息。一般而言,较佳的呼吸方式是通过鼻子进行呼吸,当口部参与呼吸、或仅通过口部进行呼吸时,由于通气量会大于仅通过鼻子进行呼吸,将容易造成过度呼吸,再者,通过鼻子吸入空气时,空气可被加热与加湿,同时鼻毛与鼻子内部的纤毛会将颗粒物过滤掉,防止其进入肺中。根据报告显示,很多人仅是不自觉地通过口部进行呼吸,因此,只需有意识地改变这样的情形,就可恢复到利用鼻子进行呼吸,故在进行呼吸训练时提供这样的信息亦有助于让使用者以更正确的方式进行呼吸,提升训练的效果。而在提供使用者相关的信息时,举例而言,可以通过颜色的变化而让使用者得知在进行呼吸训练时,口部气流量的有无、及 / 或鼻部气流量与口部气流量的比例等,可依实际需求而改变。在此,欲分辨口部与鼻部的呼吸气流量,需利用可检测出口、鼻气流变化的感测元件,例如,呼吸气流管或口鼻管,可检测口、鼻呼吸气流的变化,以及设置于口鼻间的热感应器,可感应呼吸气流的温度变化等。

[0079] 再者,由于呼吸会对自律神经系统产生影响,进而使得亦受自律神经控制的心跳出现变化,即所谓的窦性心率不齐 (Respiratory Sinus Arrhythmia, RSA),亦即,吸气期间会使心跳加速以及呼吸期间则使心跳减缓的现象,因此,另一种可取得使用者的呼吸行为的方式是测量心率。一般而言,当呼吸与心跳彼此处于同步状态 (synchronization) 时,就可通过对心率序列进行分析而得知呼吸变化。

[0080] 常见取得心率序列的方式包括,但不限制于,通过检测动脉脉搏而取得心率序列,例如,设置于耳朵、手指、手腕、额头等位置上的光传感器,直接置于动脉上的压力传感器,以及压脉带等都可取得动脉脉搏,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,另外,也可通过测量心电图而从中取得心率序列,例如,可通过设置于双手,耳朵与身体其他位置,手指与身体其他位置,以及躯干上等的至少两心电电极而取得心电图,如图 5A 即显示了通过两个指戴式心电电极取得心电信号的实施例,图 5B 显示了通过接触耳朵以及手腕而取得心电信号的实施例,以及图 5C 显示了通过手部触碰挂设于耳朵上的耳戴装置外露的心电电极而取得心电信号的实施例,因此,可以有各种选择,亦可依实际使用需求而改变,没有限制。

[0081] 所以,根据本发明再一方面构想,通过发光颜色而提供予使用者的信息,亦可包括通过取得心率及 RSA 信息而衍生出的许多相关自律神经的信息,举例而言,根据研究可知,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,可通过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 / 或作为实时提供使用者的信息,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,或者也可计算两者间的相位差,当相位差越小时表示两者间同步性越高,因此,可将有关和谐度或同步性的分析结果通过同一颜色的深浅及不同颜色的变化而呈现给使用者,例如,颜色越浅表示和谐度 / 同步性越高,身体越放松,而相反地,颜色越深则表示和谐度 / 同步性越低,让使用者可实时得知其所进行的呼吸训练 / 生理反馈是否朝向放松的目标前进;再者,还可通过分析结果而调整呼吸导引信号,以进一步引导使用者的呼吸,而使身心状态逐渐趋向更放松的目标。

[0082] 替代地,亦可实施为如图 4C 所示,在呼吸动作感测元件内再设置心电电极 24,而由心电图取得心率序列,再配合上通过呼吸动作感测元件所取得的相关呼吸行为的信息,同样可获得如上所述的和谐度及同步性的分析结果,因此,没有限制。

[0083] 更进一步,由于可通过心率序列而取得 RSA 信息,故还可观察心率,呼吸以及脑电信号间的同步性 (synchronization),以做为反馈的依据。根据研究显示,呼气与吸气会造成血管内血量的波动,且此波动亦会随着血流到达脑部,进而造成脑波在接近呼吸速率的低频区段,例如,低于 0.5 赫兹,的波动,因此,除了可得知两者间是否因共振作用而实现同步性外,亦可因此通过观察脑波而得知呼吸模式,另外,由于心脏的窦房节及血管系统受自律神经系统的调控,而且,自律神经系统亦会通过压力受器系统 (baroreceptor system) 将心率及血压的改变而反馈给脑部,进而影响脑部的功能与运作,例如,影响大脑皮质,并可由脑电图测得,再加上有意识地控制呼吸可因影响自律神经而造成心率改变,因此,三者间存在着彼此影响的关系,是故,三者间良好的同步性即可代表人体处于较为放松的状态,据此,此相关同步性的分析结果同样可作为提供使用者进行自我意识调整的信息,以进行神经生理反馈。

[0084] 因此,如图 6 所示,就可将光传感器结合于图 1 中的头戴式脑电检测装置上,例如,通过耳戴结构 14 而设置于耳朵上,例如,耳夹结构,或是设置于头带内侧而由额头取得心率序列等,如此一来,通过更多种的生理信号,将可对使用者的生理状态有更精准的评估,自然能够提供更贴近实际生理状态的实时信息,而让使用者可更容易地朝目标生理状态前进。

[0085] 另外,除了常见通过呼吸训练而达到放松身心的目的外,亦可通过调控呼吸而达到其他的目的,举例而言,由于 RSA 振幅相关于副交感神经活动,较大的 RSA 振幅代表较佳的副交感神经活动,而当副交感神经活动的增加足够多时,就可触发人体的放松反应 (Relaxation Response),解除累积的压力,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,通过呼吸导引告知使用者可以开始吸气,以及在心率开始减缓时,通过呼吸导引告知使用者可以开始吐气,以达到增大 RSA 振幅的效果,所以,可通过这样的方式而提供使用者有助于触发人体放松反应的呼吸导引信号;此时,再配合上,例如,发光颜色表示使用者的呼吸是否与呼吸导引信号相吻合的信息、或是副交感神经活动是否增加的信息等,将可进一步让呼吸导引的效果获得提升。此外,由于 RSA 的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。

[0086] 再进一步,当取得心率序列后,还可进行 HRV (Heart Rate Variability, 心率变异性) 分析,而 HRV 分析则是得知自律神经系统活动的常见手段的一方法,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。

[0087] 因此,亦可通过发光颜色的变化而实时提供予使用者有关 HRV 分析的结果,以作为让使用者得知自律神经的活动情形的信息,在此,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。

[0088] 再者,根据本发明再一方面的构想,通过可检测使用者呼吸行为的生理传感器,根据本发明的系统亦可实施为提供使用者其自身呼吸行为模式,以让使用者知道自己的实际呼吸情形,例如,可通过该发光强度的连续变化而提供使用者的实际呼吸速率、以及呼气期间 / 吸气期间变化等。此时,通过发光颜色而提供的实时生理状态信息,根据所使用者的生理传感器的不同,可以有不同的可能,举例而言,可以同样是相关呼吸行为的信息,例如,可以是呼吸速率的变化,呼吸稳定度,呼气与吸气期间的比例,通气量的大小,是否符合腹式呼吸行为,口部 / 鼻部气流量变化等各种可能;另外,也可以是其他的生理信息,例如,当通过取得心率序列而进行分析时,就可一方面取得使用者的呼吸行为模式,以及另一方面获得如前述的自律神经活动情形以及 RSA 相关信息等其他生理状态信息;或者,也可再通过另一种生理感测元件而取得生理状态信息,例如,同时取得脑电信号而得知脑部活动的情形等,因此,没有限制。

[0089] 而除了上述的各种可能外,还可实施为提供使用者的实际呼吸模式与呼吸导引信号间的差异与一预设分级表格的比对结果,举例而言,该预设分级表格可提供作为呼吸速率间的差异比对基准,例如,将差异度分为蓝色:0-20%,绿色:20-40%,黄色:40-60%,红色:60-80%,因此,使用者就可通过呈现出来的颜色而知道自己的呼吸与呼吸导引信号之间的差异,进而进行呼吸调整。

[0090] 更进一步地,在此情形下,还可再通过一听觉可感知信号而提供呼吸导引信号,例如,声音或语音,以在通过发光颜色而呈现的生理状态信息之外,亦作为使用者调整自身的呼吸行为模式的基础,及 / 或让使用者了解自己的呼吸 (透过发光强度所展现者) 与呼吸

导引信号（透过听觉可感知讯号所展现者）间是否相互吻合，而进一步使得呼吸训练的效果获得提升。在此，需注意的是，该听觉可感知信号可由该可感知信号产生源产生，亦可由该穿戴式生理感测装置产生，没有限制。

[0091] 此外，根据再一方面的构想，本发明的系统亦可通过检测与自律神经系统活动相关的生理信号而了解使用者在生理反馈程序期间的生理状态，以作为实时反馈予使用者信息，及 / 或作为调整呼吸导引信号的基础。如图 7 所示，在根据本发明的呼吸生理反馈系统中，该穿戴式生理感测装置 30 实施为通过设置于两个手指上的电极 31 而检测使用者的皮肤电活动 (EDA, Electrodermal Activity)，这是因为，皮肤电活动与汗腺的活动有关，而汗腺的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的方式得知交感神经的活性增减。另外，在此系统中，该可感知信号产生源则是实施一智能手机 34，以通过听觉可感知信号而将呼吸导引信号以及进行生理反馈所需的信息提供予使用者，而当实施为采用听觉方式时，具优势地是，使用者将可选择于生理反馈期间合上双眼，尤其当生理反馈的目标是放松身体，将更为有利。

[0092] 需要注意地是，除了指尖外，皮肤电活动亦可由其他位置取得，例如，手掌、手腕等亦都是常见取得皮肤电活动的位置，其中，当以手腕为取得位置时，较佳地是，则电极可实施为设置在如图 7 中用以设置壳体 32 的带体的内侧，以接触手腕的皮肤，如此一来还可降低接线的复杂度。

[0093] 所以，在利用图 4 的系统而进行生理反馈程序时，使用者将电极设置于两个手指上，以取得皮肤电信号，放松身体，并通过手机所呈现的声音呼吸导引信号以及生理反馈信息而调整自身的呼吸并进行生理反馈。

[0094] 在此，用以表现呼吸导引信号的听觉可感知信号可包括，但不限于，举例而言，可利用产生声音信号的时间间隔而作为起始吸气与吐气的导引；可利用声音频率或音量的改变来代表吸气与吐气的连续变化；或者可由不同的声音种类代表吸气及吐气，例如，不同的音乐曲目，或具有周期性变化的声音文件，例如，海浪声等，以让使用者随其变换而调整呼吸；或者也可通过语音而告知使用者该进行吸气或吐气，例如，通过符合吸气与吐气的时间点的「吸气」及「吐气」语音指示而导引使用者的呼吸模式。

[0095] 而当听觉可感知信号同时被用来表现进行生理反馈所需的信息时，其同样有许多选择，举例而言，可利用声音频率或音量的逐渐变高或变低来表示越来越趋向目标，或者，可由特定的声音种类、或乐曲来代表尚未达到、或已达到目标；或者，也可通过语音而告知使用者生理反馈的进行是否逐渐趋向目标。因此，只要能与呼吸导引信号做出区别即可，没有限制。

[0096] 所以，当生理反馈的目标为放松身心时，其中一种实施方式是，利用间隔产生的哔哔声来导引使用者开始进行吸气或吐气，并利用声音频率的高低来代表身体的放松程度，例如，音频越高表示越紧张，而音频越低则表示越放松，因此，当使用者听到高频的哔哔声时，就可在跟随进行吸气与吐气的同时，得知自己仍太过紧张，需要想办法放松身心，所以，即使通过单一个声音信号，同样可以清楚地让使用者同时了解两种信息内容。

[0097] 或者，另一种实施方式可以是，利用声音音量的强弱代表吸气与吐气的连续变化，并利用不同的声音种类来表示身体的放松程度，例如，以鸟叫声表示紧张程度较高，而以海浪声表示较为放松，同样是可以清楚表达的方式。

[0098] 而除了通过检测皮肤电活动以进行生理反馈外,其他受自律神经活动影响的生理信号亦为可行,举例而言,心率因受到交感神经与副交感神经两者的调控,且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序列而得知两者间的活性消长情形;另外,因为传送至肢体末端皮肤的血管仅受交感神经影响,且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,因此也可通过温度传感器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;此外,肌肉紧张度亦与自律神经的活动有关,也可利用肌电电极取得肌电信号,以检测肌肉的张力,而得知肌肉放松状态;再者,血压的高低也与自律神经有关,因此,可以通过血压值的变化或是通过取得脉波传递时间(PTT)而计算出参考血压值的方式,而得知自律神经的活动情形。所以,只要能够反应出自律神经活动的生理信号皆适用,没有限制。

[0099] 并且,在生理反馈程序中,提供予使用者的有关生理状态的信息,除了如上所述地直接表现出身体放松、紧张的状态外,还可有其他选择,例如,可以是用来表现经过计算或比较的结果,生理反馈的效果,或是直接表现所测得的生理信号。

[0100] 举例而言,可以是EDA数值的上升或下降,交感神经活动是否降低及/或降低程度等;或者,进一步地,该实时生理状态也可实施为是与未进行呼吸生理反馈前的生理状态的比较结果,也就是,将呼吸生理反馈进行前的生理状态作为一基准,而该实时生理状态的呈现即是与该基准间的比较差异,例如,可将开始呼吸生理反馈前的一初始皮肤电活动(例如,以电阻值呈现)视为0,之后,于进行呼吸生理反馈期间,所测得的皮肤电活动皆与该初始皮肤电活动进行比较,当两者相减得出正值时,就表示电阻值增加,亦即,交感神经活性减少,而当相减得出负值时,就表示电阻值减少,亦即,交感神经活性增加,所以,通过这样的方式,同样能够呈现呼吸生理反馈对于自律神经的影响。

[0101] 而在通过声音进行表达时,除了如上述通过声音频率、音量、声音种类、语音等的各种方式外,亦可实施为代表生理状态的声音仅在生理状态符合条件时才产生,举例而言,可以该基准值为主,代表生理状态的声音仅在电阻值低于该基准值,亦即,反应出交感神经活性增加,紧张度增加时,才出现警告使用者需要放松,若电阻值一直高于该基准值,表示使用者持续维持在放松的状态,因此,即维持不发出声音,或者,也可相反地实施为,代表生理状态的声音一直持续产生,只在紧张度超过该基准值时才停止,因此,没有限制。

[0102] 再者,也可在听觉可感知信号外,增加视觉可感知信号,以作为第三种信息的提供,举例而言,当同时检测有两种生理信号、或是可取得两种生理信息时,除了用以综合判断出生理状态外,亦可将两种信号、信息所代表的生理状态分开表示;或者,也可如前所述地用来表示使用者实际的呼吸情形,以让使用者知道自己的呼吸与呼吸导引信号间的差异等。而此视觉可感知信号则可通过如前所述的发光体、具显示功能的屏幕或装置等提供,没有限制。

[0103] 且进一步地,该呼吸导引信号同样亦可实施为根据使用者的生理状态改变而进行实时调整。举例而言,如前所述地,当使用者的放松程度已增加且维持稳定时,呼吸导引信号即进一步降低呼吸速率,以进一步增加放松程度;或是在使用者的放松程度已达预期目标时、或是呼吸的控制已稳定地吻合呼吸导引时,停止呼吸导引的提供,而让使用者可专注于进行自我意识调控,仅在发现呼吸又出现不稳定、或放松程度又降低时,才又开始进行呼吸导引;或是特意通过呼吸导引的提供的有无而让使用者交替地进行呼吸训练以及生理反

馈等。故可依实际使用情形而改变,或是让使用者自行选择合适的方式,不受限制。

[0104] 另外,需注意地是,该可感知信号产生源还可更进一步地实施为与该穿戴式生理感测装置结合在一起,例如,该穿戴式生理感测装置所具有的一显示元件,及/或一发声元件,以提供视觉可感知信号、及/或听觉可感知信号,因此,没有限制。再者,特别地是,当该可感知信号产生源实施为如图 1 所示的单独发光体时,由于其在实体上独立的特性,因此,亦可实施为通过设置一开关,例如,一按键、或拨件,或者,特别地通过摇动而启动,因此,没有限制。

[0105] 此外,根据本发明装置所进行的生理反馈(神经生理反馈)及/或呼吸训练亦适合融入游戏中,所以,在执行时,除了视觉/听觉效果的变化,例如,随着生理状态而改变的颜色、物体形态、人物、声音等,透过游戏的方式,将可提供更多互动的内容,例如,可透过在手机及/或计算机上执行的一游戏软件,增加与使用者间互动的趣味性,进而提升使用意愿。举例而言,首先,可采用分数制度,例如,若神经生理反馈的目标是放松身心,则分数就可用来表现在一个区段中,放松的增加程度,如脑波中 α 波增加的比例,再者,由于生理反馈具有累积效应,因此,不同时间、不同区段所获得分数就可累积计算,如此一来,使用者将可很方便地透过分数而得知自身努力的成果,有助于培养成就感,而在此情形下,还可进一步设定可达成的不同分数门坎,增加使用者的挑战欲望,并且,可配合关卡的概念,当达到一个门坎后,即可到达下一个关卡,并打开不同的功能等,增加使用趣味性,亦提升使用意愿。

[0106] 另外,除了关卡的概念外,也可采用提供奖励的方式,举例而言,当分数累积达一定门坎后,可增加更多可选择的人物造型,例如,更多可更换的衣服种类,出现光环等,或是可赠与配件、宝物等,或是可提升游戏者的等级而赋予更高的游戏能力等,各种在线游戏常见的方式皆适合用于本发明。

[0107] 再者,由于与一般的游戏性质不同,生理反馈的累积性主要建构在连续使用的前提下,亦即,当所执行的生理反馈程序的间隔时间过长时,即失去累积的效果,据此,举例而言,分数的计算原则就可设计为,累积的分数会随着时间间隔的逐渐变长而减少,若隔太长的时间未进行游戏,则分数将归零,使用者必须重头开始,例如,当使用者相隔 2 天未进行生理反馈程序时,累积分数即减少至 75%,相隔 3 天未使用,分数减至 50%,以此类推,最后当相隔 5 天未使用时,先前的累积分数即被归零,以藉此激励使用者持续的使用。

[0108] 因此,透过游戏的方式,除了让生理反馈程序变的更有趣外,也可让使用者实时地感觉到生理反馈所造成的生理状态改变,进而让使用者觉得有目标,增加使用的动力。

[0109] 在此,要强调地是,前面所述的实施例仅在于举例对其进行说明用,并非作为限制,不同实施例之间可彼此相互结合或置换,皆仍属本发明所欲公开的范围。

[0110] 综上所述,根据本发明的生理反馈系统,新颖地结合了呼吸调控以及生理反馈两种程序,通过将呼吸导引信号引入生理反馈程序中,除了可让精神更为集中外,基于有意识的进行呼吸可影响自律神经的特性,还可让生理反馈的效果更为显着,两者相辅相成,事半功倍,再者,通过采用可同时提供生理反馈信息以及呼吸导引信号两种信息的单一种可感知信号,也让使用者在进行生理反馈的过程中,能够清楚且容易地了解信息内容,生理反馈程序的进行变得更为方便,因此,本专利申请确实能为现有技术带来改进。

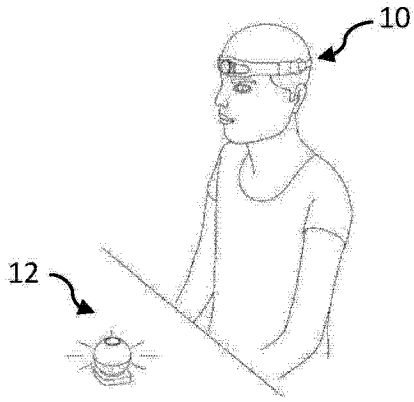


图 1

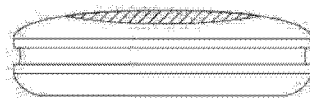


图 2A

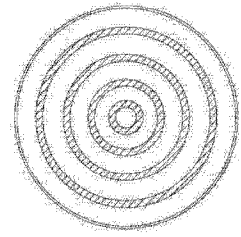


图 2B

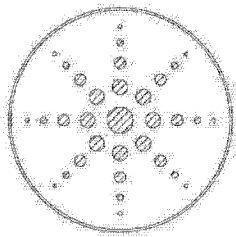


图 2C

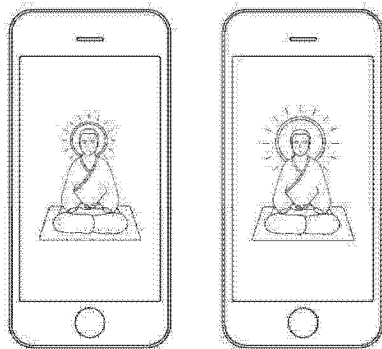


图 2D

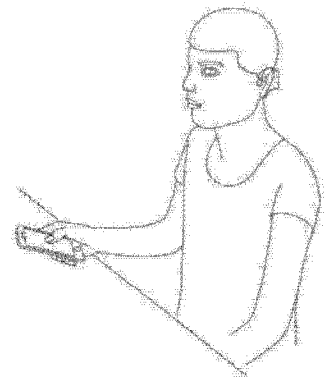


图 3

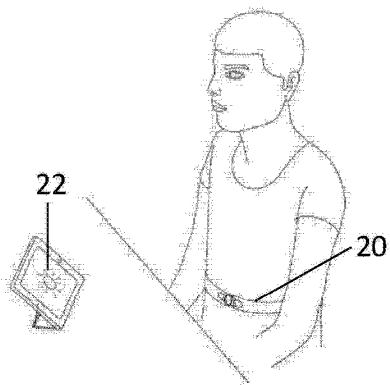


图 4A

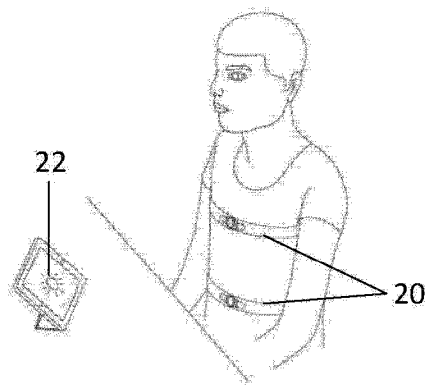


图 4B

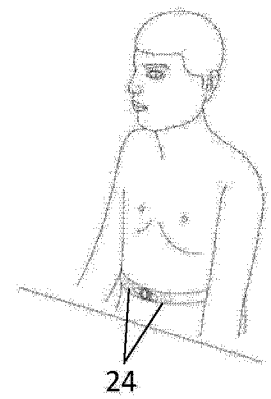


图 4C

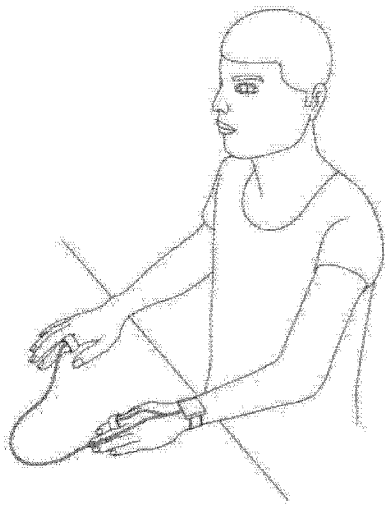


图 5A

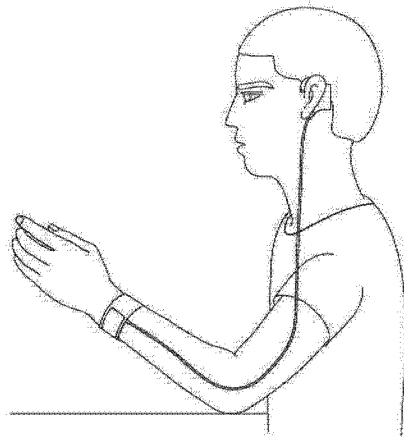


图 5B

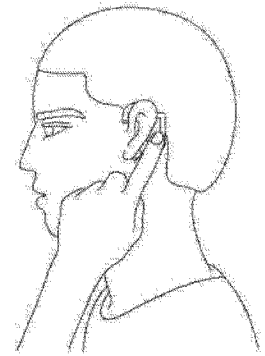


图 5C

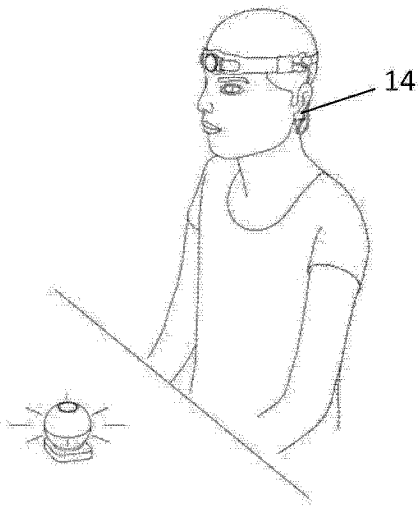


图 6

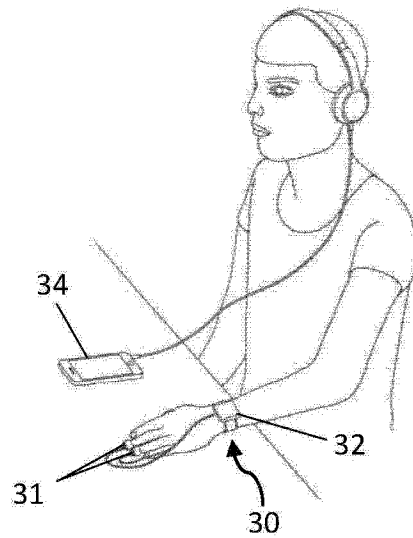


图 7