



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 210811043 U

(45)授权公告日 2020.06.23

(21)申请号 201720063235.4

A61B 5/0402(2006.01)

(22)申请日 2017.01.18

A61B 5/0478(2006.01)

(66)本国优先权数据

A61B 5/0496(2006.01)

201620064819.9 2016.01.22 CN

A61B 5/0205(2006.01)

201610044155.4 2016.01.22 CN

A61B 5/1455(2006.01)

201620064213.5 2016.01.22 CN

A61B 5/16(2006.01)

201620508920.9 2016.05.30 CN

A61B 5/18(2006.01)

201610374046.9 2016.05.30 CN

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0488(2006.01)

(73)专利权人 周常安

A61B 5/04(2006.01)

地址 中国台湾台北市

A61N 1/36(2006.01)

(72)发明人 周常安

A61H 39/00(2006.01)

(74)专利代理机构 中原信达知识产权代理有限
责任公司 11219

A61M 21/02(2006.01)

代理人 张一军 姜劲

A61M 21/00(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

(ESM)同样的发明创造已同日申请发明专利

(51)Int.Cl.

A61B 5/0476(2006.01)

权利要求书5页 说明书37页 附图25页

(54)实用新型名称

穿戴式生理活动感测装置及感测系统

(57)摘要

本实用新型公开了一种穿戴式生理活动感测装置及感测系统,其中,在一实施例中,一种穿戴式生理活动感测系统实施为具音频播放功能,其包括第一耳戴装置,具一第一发声元件,且设置于一使用者的一第一耳廓上,以取得该使用者的至少一生理讯号,以及第二耳戴装置,设置于该使用者的一第二耳廓上,具一第二发声元件,以及一音频控制电路,用以至少驱动该第二发声元件而提供一音频讯号,其中,当该第一耳戴装置以及该第二耳戴装置相互电连接时,该音频控制电路同时驱动该第一发声元件以及该第二发声元件而提供该音频讯号,以及当该第一耳戴装置以及该第二耳戴装置相互分开时,该第二耳戴装置独立提供该音频讯号。



1. 一种穿戴式生理活动感测系统,具音频播放功能,包括:
一第一耳戴装置,设置于一使用者的一第一耳廓上包括:
至少一生理感测元件;
一生理讯号撷取电路,以通过该至少一生理感测元件而取得该使用者的至少一生理讯号;

一第一发声元件;以及
一第一无线传输模块,用以将该至少一生理讯号传输至一外部装置;以及
一第二耳戴装置,设置于该使用者的一第二耳廓上,包括:
一第二发声元件;
一音频控制电路,用以至少驱动该第二发声元件而提供一音频讯号;以及
一第二无线传输模块,用以自该外部装置接收该音频讯号,
其中,

该第一耳戴装置以及该第二耳戴装置实施为可移除地通过一连接线而达成一电连接;
当该第一耳戴装置以及该第二耳戴装置相互电连接时,该音频讯号通过该电连接而自该第二耳戴装置被传输至该第一耳戴装置,以及该音频控制电路同时驱动该第一发声元件以及该第二发声元件而提供该音频讯号;以及

当该第一耳戴装置以及该第二耳戴装置相互分开时,该第二耳戴装置实施为独立提供该音频讯号。

2. 如权利要求1所述的系统,其中,当该第一耳戴装置以及该第二耳戴装置相互分开时,该第一耳戴装置实施为独立取得该至少一生理讯号,以及该至少一生理感测元件实施为下列的至少其中的一个,包括:光发射元件以及光接收元件,至少二脑电电极,以及动作感测元件。

3. 如权利要求1所述的系统,其中,该第一耳戴装置实施为与该第二耳戴装置一起取得该至少一生理讯号,以及该第二耳戴装置还包括至少一另一生理感测元件,其中,该至少一生理感测元件以及该至少一另一生理感测元件实施为至少二脑电电极。

4. 如权利要求1所述的系统,其还包括一收音元件。

5. 一种穿戴式生理活动感测系统,具音频播放功能,包括:

一第一耳戴装置,设置于一使用者的一第一耳廓上包括:
一第一脑电电极;
一生理讯号撷取电路;
一第一发声元件;以及
一第一无线传输模块;以及
一第二耳戴装置,设置于该使用者的一第二耳廓上,包括:
一第二脑电电极;
一第二发声元件;
一第二无线传输模块,用以自一外部装置接收一音频讯号;
一音频控制电路,用以至少驱动该第二发声元件而提供该音频讯号;

其中,
该第一耳戴装置以及该第二耳戴装置实施为可移除地通过一连接线而达成一电连接;

当该第一耳戴装置以及该第二耳戴装置相互电连接时,该生理讯号撷取电路通过该第一脑电电极,该第二脑电电极,以及该电连接而取得该使用者的一脑电讯号,进而透过该第一无线传输模块而传输至该外部装置;以及

当该第一耳戴装置以及该第二耳戴装置相互分开时,该第二耳戴装置实施为独立提供该音频讯号。

6.如权利要求5所述的系统,其中,该音频讯号通过该电连接而传输至该第一耳戴装置。

7.如权利要求5所述的系统,其中,该第一耳戴装置进一步被建构为自该第二耳戴装置无线接收该音频讯号。

8.如权利要求5所述的系统,其还包括一收音元件。

9.如权利要求5所述的系统,其还包括下列生理感测元件的至少其中的一个,包括:光发射元件与光接收元件,以及动作传感器。

10.一种穿戴式生理活动感测系统,具音频播放功能,包括:

一第一耳戴装置,设置于一使用者的一第一耳廓上包括:

至少一生理感测元件;

一生理讯号撷取电路,以通过该至少一生理感测元件而取得该使用者的至少一生理讯号;

一第一发声元件;

一第一电讯号传输端口,用以接收一音频讯号;以及

一第一无线传输模块,以与一外部装置进行一无线沟通;以及

一第二耳戴装置,设置于该使用者的一第二耳廓上,包括:

一第二发声元件;以及

一第二电讯号传输端口,

其中,

该第一耳戴装置以及该第二耳戴装置实施为可移除地通过一连接线而达成一电连接;

当该第一耳戴装置以及该第二耳戴装置相互电连接时,该音频讯号实施为通过该第一发声元件以及该第二发声元件而提供;以及

当该第一耳戴装置以及该第二耳戴装置相互分开时,该第一耳戴装置实施为独立取得该至少一生理讯号。

11.如权利要求10所述的系统,其中,该无线沟通被建构以执行下列的至少其中的一个,包括:实时传输该至少一生理讯号,下载该至少一生理讯号,储存该至少一生理讯号,以及设定该穿戴式生理活动感测系统。

12.如权利要求10所述的系统,其还包括一收音元件。

13.如权利要求10所述的系统,其中,该至少一生理感测元件实施为下列的至少其中的一个,包括:光发射元件以及光接收元件,至少一脑电电极,以及动作感测元件。

14.如权利要求13所述的系统,其中,该第二耳戴装置还包括至少一另一脑电电极,以与该至少一脑电电极一起取得一脑电讯号。

15.如权利要求10所述的系统,其中,该第二耳戴装置还包括至少二脑电电极,以独立取得一脑电讯号。

16. 如权利要求10所述的系统,其还包括一音频控制电路,以驱动该第一发声元件以及该第二发声元件的至少其中的一个提供该音频讯号。

17. 如权利要求16所述的系统,其中,该音频控制电路实施为位于下列其中的一个中,包括:该外部装置,该第一耳戴装置,以及该第二耳戴装置。

18. 如权利要求10所述的系统,其中,该音频讯号实施为由下列的其中的一个产生,包括:该第二耳戴装置,以及该外部装置。

19. 如权利要求18所述的系统,其中,该外部装置所产生的音频讯号先传送至该第二耳戴装置,再传送至该第一耳戴装置。

20. 一种生理活动感测装置,具音频播放功能,包括:

一穿戴结构,具有二端部以及连接二端部的一弯曲部分,并被建构为至少部分环绕一使用者的颈部,其中,当该穿戴结构环绕于该颈部时,该弯曲部分被建构以至少部分符合该颈部后方的曲线;

一第一耳戴结构以及一第二耳戴结构,分别通过连接线而连接至该穿戴结构,并分别与该使用者的一第一耳廓以及一第二耳廓相结合;

一第一发声元件以及一第二发声元件,分别设置于该第一耳戴结构以及该第二耳戴结构中;

一第一电极以及一第二电极,用以接触该第一耳廓、该第二耳廓、及/或耳廓附近的皮肤;

一生理讯号撷取电路,至少部分容置于该穿戴结构中;以及

一音频控制电路,至少部分容置于该穿戴结构中,

其中,

该生理讯号撷取电路被建构以通过该第一电极以及该第二电极而取得脑电信号,以及该音频控制电路被建构以在取得脑电信号的过程中,通过该第一发声元件以及该第二发声元件而将一音频讯号提供给该使用者。

21. 如权利要求20所述的装置,其中,该音频讯号被建构以达成下列至少其中的一个的作用,包括:驱动脑部活动,刺激脑部活动,进行生理回馈程序,以及导引脑部活动。

22. 如权利要求20所述的装置,其中,该脑电信号被作为得出该使用者的一生理状态的基础,以及该音频控制电路根据该生理状态而将代表该生理状态的音频讯号提供给该使用者。

23. 如权利要求20所述的装置,其还包括一内存,以储存该音频讯号。

24. 如权利要求20所述的装置,其还包括一另一电极,以与该第一电极以及该第二电极的至少其中的一个形成一取样回路,进而取得一心电信号,其中,该另一电极实施为通过下列其中的一个的方式而进行设置,包括:位于该穿戴结构的表面,以供该使用者的一手部接触,以及通过一连接线自该穿戴结构延伸而出,以接触该使用者一另一身体部分。

25. 其如权利要求20所述的装置,还包括一光发射元件以及一光接收元件,以取得该使用者的血液生理信息,其中,该光发射元件以及该光接收元件设置于该穿戴结构上,以自该使用者的一手部取得血液生理信息。

26. 一种生理活动感测装置,具音频播放功能,包括:

一穿戴结构,具有二端部以及连接二端部的一弯曲部分,并被建构为可至少部分环绕

一使用者的颈部,其中,当该穿戴结构环绕于该颈部时,该弯曲部分被建构以至少部分符合该颈部后方的曲线;

一第一耳戴结构以及一第二耳戴结构,分别通过连接线而连接至该穿戴结构,并分别与该使用者的一第一耳廓以及一第二耳廓相结合;

一第一发声元件以及一第二发声元件,分别设置于该第一耳戴结构以及该第二耳戴结构中;

一第一电极,设置于该第一耳戴结构以及该第二耳戴结构的其中的一个的表面上,以接触耳廓及/或耳廓附近的皮肤;

一第二电极,设置于该穿戴结构上;

一生理讯号撷取电路,至少部分容置于该穿戴结构中;以及

一音频控制电路,至少部分容置于该穿戴结构中,

其中,

该穿戴结构进一步被建构为可与使用者的头部相结合,其中,当该穿戴结构与头部相结合时:

该二端部被建构为可稳定设置于该头部的两侧,以达成该穿戴结构与头部间的一稳定结合,且该第二电极会接触该头部的皮肤,以使得该生理讯号撷取电路可通过该第一电极以及该第二电极而自该使用者的头部取得脑电讯号。

27. 如权利要求26所述的装置,其中,该音频讯号被建构以达成下列至少其中的一个的作用,包括:驱动脑部活动,刺激脑部活动,进行生理回馈程序,以及导引脑部活动。

28. 如权利要求26所述的装置,其中,该脑电讯号被作为得出该使用者的一生理状态的基础,以及该音频控制电路根据该生理状态而将代表该生理状态的音频讯号提供给该使用者。

29. 如权利要求26所述的装置,其还包括一另一电极,以与该第一电极以及该第二电极的至少其中的一个形成一取样回路,进而取得一心电生理讯号,其中,该另一电极实施为通过下列其中的一个的方式而进行设置,包括:位于该穿戴结构的表面,以供该使用者的一手部接触,以及通过一连接线而自该穿戴结构延伸而出,以接触该使用者一另一身体部分。

30. 其如权利要求26所述的装置,还包括一光发射元件以及一光接收元件,以取得该使用者的血液生理信息,其中,该光发射元件以及一光接收元件设置于该穿戴结构上,以自该使用者的一手部取得血液生理信息。

31. 一种生理活动感测装置,具音频播放功能,包括:

一穿戴结构,具有二端部以及连接二端部的一弯曲部分,并被建构为具选择性地可至少部分环绕一使用者的颈部,其中,当该穿戴结构环绕于该颈部时,该弯曲部分被建构以至少部分符合该颈部后方的曲线;

一第一耳戴结构以及一第二耳戴结构,分别通过连接线而连接至该穿戴结构,并分别与该使用者的一第一耳廓以及一第二耳廓相结合;

一第一发声元件以及一第二发声元件,分别设置于该第一耳戴结构以及该第二耳戴结构中;

至少一生理感测元件,设置于该穿戴结构上;

一生理讯号撷取电路,至少部分容置于该穿戴结构中;

一音频控制电路,至少部分容置于该穿戴结构中;以及
其中,

该穿戴结构进一步被建构为可与使用者的头部相结合,其中,当该穿戴结构与头部相结合时,该生理讯号撷取电路可通过该至少一生理感测元件而取得相关该使用者的脑部活动生理信息;以及

该音频控制电路被建构以在取得脑部活动生理信息的过程中,通过该第一发声元件以及该第二发声元件而将一音频讯号提供给该使用者。

32. 如权利要求31所述的装置,其中,该脑部活动生理信息包括下列的至少其中的一个,包括:脑电讯号,以及脑部血液生理信息。

33. 如权利要求31所述的装置,其中,该生理感测元件包括下列的至少其中的一个,包括:光发射元件与光接收元件,以及至少二脑电电极。

34. 如权利要求31所述的装置,其还包括至少一另一生理感测元件,设置于下列的至少其中的一个上,包括:该第一耳戴结构,以及该第二耳戴结构。

35. 如权利要求31所述的装置,其中,该音频讯号被建构以达成下列至少其中的一个的作用,包括:驱动脑部活动,刺激脑部活动,进行生理回馈程序,以及导引脑部活动。

36. 如权利要求31所述的装置,其还包括至少二脑电电极,设置于该穿戴结构上,以在该穿戴结构环绕于头部或颈部时,接触头部或颈部附近的皮肤,进而执行一电刺激程序。

穿戴式生理活动感测装置及感测系统

技术领域

[0001] 本实用新型涉及一种穿戴式生理活动感测装置及感测系统,尤其涉及一种通过将电极接触耳廓内面及/或耳廓背面特定位置而达成电生理讯号撷取的穿戴式生理活动感测装置及感测系统。

背景技术

[0002] 传统上,将电极设置于头皮上而测得的脑部电活动称之为脑电图(electroencephalogram,EEG),脑电图可用来侦测及诊断许多的生理状况,并且,所获得的脑部活动信息也可有许多其他的应用,例如,学习专注度,疲劳程度,以及脑机接口(brain computer interface,BCI)等。

[0003] 一般而言,脑部电活动的测量方式分为两种,参考组合范式(reference montage)以及双极组合范式(bipolar montage)。在参考组合范式中,是以同一个位置的大脑电活动作为参考,例如,常见地是将参考电极设置于没有大脑皮质电活动的位置,而活动侦测电极则是相对于参考电极而取得脑波,而双极组合范式则是通过两个位置的大脑电活动电位差而取得脑波。

[0004] 然而,传统的脑部电活动检测装置确有着笨重、接线繁复、需要专业人士协助设置电极等缺点,很难普遍化,所以,为了解决这些问题,已逐渐发展出各种改进的形式,而其中一种就是耳戴形式的脑部活动检测装置。

[0005] 举例而言,Looney D,et al.,“The in-the-ear recording concept: user-centered and wearable brain monitoring.”IEEE PULSE,2012 Nov-Dec;3(6):32-42.举出了通过耳道取得脑电讯号的方式,并也证实了由耳道所取得的脑电讯号与由颞叶区所取得的脑电讯号间有相似的波形变化;另外,也有许多专利文件公开以耳朵作为取脑电讯号位置的各种方式,例如,US20070112277公开以耳道内耳塞作为设置脑电电极媒介;US20120209101公开利用符合耳型的助听器作为设置脑电电极的媒介;US8565852公开通过耳挂结构配合耳夹而达到固定电极效果的方式;US20060094974叙述利用耳廓的结构而设置电极的构想;以及US7197350与US8781570则是采用耳罩作为设置电极的媒介。

[0006] 然而,由于耳道内空间非常狭小,因此,不但电极定位不易,也使得取样装置的制作变得非常复杂,实施起来并不容易,而且,耳道还存在着一个取样上的问题,耳蜡,耳道内的耳蜡是人体自然产生的物质,其会降低电极与耳道皮肤间的接触面积,甚至完全隔绝,不容易达到电极与皮肤间的良好接触,因此需要在每次配戴前都特别进行清理,对使用者而言事实上是相当麻烦的程序。

[0007] 再者,当电极的设置位置是落在耳廓与头颅的相接范围内时,由于此范围是紧贴头颅的平面,要维持电极与此平面的接触自然必须通过朝向头颅方向的力进行固定,但耳廓在此范围内却没有可用以提供此方向施力的结构,因此,如何固定电极一直是最需克服的问题,且同时间还需注意不能为了维持电极接触稳定而牺牲使用舒适度。

[0008] 举例而言,在US2006/009497中,参考电极(reference electrode)是利用现有常

见的夹设方式而设置于耳垂上,而侦测电极(detection electrode)则是利用耳廓的生理结构进行固定,这样的方式虽然立意良好,但显然,由于几乎完全缺乏固定的力量,侦测电极事实上很难因此而被固定,电极与皮肤间的接触相当不稳定,很容易因头部转动、移动等而出现晃动,直接影响到所取得讯号的质量。

[0009] 另外,在US8565852中,为了将侦测电极(detection electrode)固定在三角窝(triangular fossa)以及耳轮脚(crux of helix)与对耳轮上脚(superior crux of anthelix)之间的空间,并使电极接触该空间中与头颅相贴的范围,采用了特殊形状的夹具,不过,对使用者而言,长时间使用将容易因夹设的力量而感到不适,再者,此份文件中也提供了通过耳挂结构而将侦测电极维持在欲接触位置上的另一种方式,但可发现,这样的方式由于无法提供直接施加于电极上的力量,电极仍容易出现晃动,因此,与皮肤间的接触无法长时间维持稳定,自然会造成讯号质量降低。

[0010] 在US2012/0209101中,虽然利用符合耳型的助听器来承载电极并确保电极与耳道、耳廓皮肤间的接触,但这样的方式中,固定的力量主要是来自进入耳道部分与耳道间的摩擦力,而助听器的形状以及延伸至耳后的挂件则仅作为定位用,耳道外的电极缺乏直接固定的力量,因此,只要进入耳道部分与耳道间出现松脱,电极就会脱离耳廓皮肤的表面,依然很容易出现电极接触不稳定的现象。

[0011] 另外,在US20070112277中,除了有关将电极设置于耳道内的实施方式外,也公开了将电极设置于耳后壳体的表面以接触头颅的方式,这是耳戴式脑部活动检测装置中很常见的设置方式以及接触位置,然而,这样的结构却不容易使耳后壳体产生朝向头颅方向的力,因此通常耳后壳体只是被维持在耳后,非常容易产生晃动,电极与皮肤间的接触并不稳定。

[0012] 最近,更是发展出利用3D扫描的方式让每一位使用者都能具有完全符合自身耳型的耳内装置,例如,US2015/016996即叙述通过3D扫描技术形成符合耳型的装置,以设置传感器,而且,United Sciences 公司甚至提供了耳型扫描的巡回服务,而如此麻烦、花费大量人力物力的程序的目的也就是在于让生理感测元件可稳定地、不受移动影响地被设置于耳朵内,以取得高质量的讯号。

[0013] 因此,由上述可知,在目前具生理感测元件的耳戴装置领域中,仍旧为了如何让生理感测元件达到更稳定设置而在苦思解决之道,因此如何解决上述存在于已知技术中的各种问题,确实是当前耳戴式脑部活动检测装置领域的重要议题。

实用新型内容

[0014] 在寻找解决方案的过程中,于现有常被用来取得脑电讯号的位置外,申请人发现了新的脑电讯号取样位置,即为在外观上突出于头颅外、被耳软骨所支撑的耳廓部分,并进一步通过实验而得知,于耳廓上所获得的脑电讯号的讯号强度足以进行相关的脑电讯号分析并提供脑部活动信息。

[0015] 因此,本实用新型的目的在于提供一种不同于以往设计理念的耳戴式脑部活动传感器,其利用至少部分符合耳甲艇及/或耳甲腔形状的耳内壳体,而使得其上的活动侦测电极可与耳廓的耳甲墙(concha wall)间达成稳定接触,进而有利于取得邻近大脑皮质颞叶区的脑电讯号。

[0016] 本实用新型的另一目的在于提供一种耳戴式脑部活动传感器,利用至少部分符合耳甲及/或耳屏间切迹形状的耳内壳体,而使得其上的参考电极可与耳屏及/或耳屏间切迹间达成稳定接触,进而与活动侦测电极一起取得脑电讯号。

[0017] 本实用新型的另一目的在于提供一种耳戴式脑部活动传感器,其通过耳前部件与延伸部件之间的相对施力,而使得位于该延伸部件上的活动侦测电极或参考电极可与耳廓后方皮肤间达成稳定接触,进而有利于取得脑电讯号。

[0018] 本实用新型的再一目的在于提供一种眼镜式脑电活动传感器,其通过眼镜结构而达成电极与耳廓背面皮肤及/或耳朵附近皮肤的稳定接触,以利于取得脑电讯号。

[0019] 本实用新型的又一目的在于提供一种脑部活动传感器,其进一步包括光发射元件以及光接收元件,以取得相关心率及/或血氧的生理信息,进而作为生理回馈及/或呼吸训练的依据。

[0020] 本实用新型的又一目的在于提供一种脑部活动传感器,其进一步具有心电电极,以取得心电图,进而可提供心电图相关信息。

[0021] 本实用新型的又一目的在于提供一种耳戴式电极结构,其通过弹性材质的设置而达成电极与耳道的稳定结合。

[0022] 本实用新型的又一目的在于提供一种脑部活动感测装置,其通过与耳机相结合的方式而融入使用者的日常生活中。

[0023] 本实用新型的又一目的在于提供一种脑部活动感测装置,其具有可变化设置于颈部或头部的穿戴结构,以提供多用途的使用方式。

[0024] 本实用新型的又一目的在于提供一种穿戴式电刺激装置,其通过眼镜结构或耳戴结构作为支持而进行设置,以提供移动方便性。

附图说明

[0025] 图1显示大脑皮质于头颅中位置以及与耳廓位置的示意图;

[0026] 图2显示采用本实用新型的电极设置方式以及现有头皮电极设置方式所取得的脑电讯号的比较图;

[0027] 图3显示耳廓内面构造示意图;

[0028] 图4a-4c举例说明根据本实用新型较佳实施例的耳内壳体以及该耳内壳体与耳廓相结合的示意图;

[0029] 图5a-5b举例说明同一耳内壳体适应不同耳廓尺寸的示意图;

[0030] 图6a-6b举例说明根据本实用新型较佳实施例,电极设置于耳内壳体接触耳甲底部位置的示意图;

[0031] 图7a-7e、8a-8c、9举例说明根据本实用新型较佳实施例的耳道内电极的可能实施方式示意图;

[0032] 图10a-10d、11a-11d、12、13a-13d举例说明根据本实用新型较佳实施例,耳内壳体的电极接触确保结构的可能实施方式示意图;

[0033] 图14a-14d举例说明根据本实用新型较佳实施例的耳挂结构以及耳挂结构与耳廓相结合的示意图;

[0034] 图15显示耳廓与头颅间V型凹陷的放大示意图;

[0035] 图16a-16c举例说明根据本实用新型较佳实施例,利用耳内壳体设置电极的可能实施方式示意图;

[0036] 图17、18a-18d、19a-19e、20举例说明根据本实用新型较佳实施例,利用耳挂结构设置电极的可能实施方式示意图;

[0037] 图21举例说明根据本实用新型较佳实施例,于耳内壳体上设置电极、光发射元件以及光接收元件的示意图;

[0038] 图22a-22f、23a-23e根据本实用新型较佳实施例,利用眼镜结构设置电极的可能实施方式示意图;

[0039] 图24a-24c举例说明根据本实用新型较佳实施例,可设置于头部及颈部的穿戴结构的示意图;

[0040] 图25a-25b举例说明根据本实用新型较佳实施例,腕戴式脑部活动感测装置的示意图;

[0041] 图26a-26c举例说明根据本实用新型较佳实施例,具有连接结构的脑部活动感测装置的示意图;

[0042] 图27a-27c举例说明根据本实用新型较佳实施例,电极贴片的连接示意图;以及

[0043] 图28a-28b举例说明根据本实用新型较佳实施例,耳戴结构配合头戴结构的实施示意图。

[0044] 图中

[0045]	10耳内壳体	100,102电极
[0046]	191,192电极	104电路
[0047]	12支撑体	121可导电部分
[0048]	122凸起	14弹性部件
[0049]	141连接线	142导电物质
[0050]	143弹性材质部分	144导电材质部分
[0051]	145绝缘涂层	146第一部分
[0052]	147绝缘部分	148第二部分
[0053]	16中空部分	18延伸构件
[0054]	20套设部件	22延伸构件
[0055]	200活动侦测电极	202参考电极
[0056]	204附加结构	206凸起
[0057]	210光发射元件	212光接收元件
[0058]	60耳前部件	62、102延伸部件
[0059]	64连接线	70耳戴结构
[0060]	72眼镜结构	701结合结构
[0061]	702电极	721、723电极
[0062]	722电接触区域	73端口
[0063]	80连接结构	82电极
[0064]	84外接构件	901头颅部分
[0065]	902耳廓部分	903连接部分

具体实施方式

[0066] 首先,请参阅图1,其为大脑皮质于头颅中位置以及与耳廓位置的示意图,由图中可知,大脑皮质落在头颅的上半部,耳廓(auricle,也称为pinna)则是位于头颅的两侧,并突出于头颅外,其中,大致而言,以耳道(ear canal)为分隔,大脑皮质大致落在上半部耳廓的内侧。

[0067] 实验结果显示,可于耳廓部分的偏上方部分测得良好脑波讯号,而越往下方则脑电讯号越弱,在观察头部的生理构造后,应是因为上方耳廓所对应的头颅内部正是大脑皮质的位置,因此在此情形下,通过头骨、耳软骨的传递,就可在耳廓的上部测得脑波,而下部的耳廓则因距离大脑皮质较远,再加上耳道的间隔,因此,越往下方的脑电讯号强度即变得越弱,因此在本实用新型中,原则上,以耳道为分界,上方耳廓部分被视为可测得脑电讯号的位置,适合设置活动侦测电极,而下方耳廓则被视为是脑电讯号微弱的位置,因此适合设置参考电极。

[0068] 其中,一个需要特别强调的参考电极设置位置是耳屏(tragus),其在生理构造上,同样是属于突出于头颅外的耳廓部分,所在位置下方同样无大脑皮质,且在实验中,此位置不易测得脑电讯号,加上结构较为独立,是特别适合的参考电极设置位置。

[0069] 请参阅图2,其显示采用本实用新型的电极设置方式以及现有头皮电极设置方式所取得的脑电讯号的比较图,其中,上方图则为活动侦测电极设置于耳廓上方头皮处(也即,传统10-20系统中,T7/T8的位置),配合参考电极设置于耳垂上所获得的脑电图,下方图为活动侦测电极设置于同侧耳廓上部,配合参考电极设置于耳屏所获得的脑电图。

[0070] 由图中可以看出,两者有相同的变化趋势,因此可知,当活动侦测电极是设置于耳廓偏上部时,其与设置于头皮上的电极都可取得颞叶区的脑电讯号。

[0071] 接下来则叙述此新颖的脑电电极接触位置如何达到改进现有技术中所述缺点的效果。

[0072] 请参阅图3,其显示了耳廓内面构造示意图。耳廓是耳朵突出于头颅外的部分,主要是由皮肤覆盖软骨所构成,其中位于最下端位置的耳垂(lobe,也称为lobue)内仅包含皮下组织;耳廓的内面(凹侧(concave side))包括各种如图中所示的凸起以及凹陷区域。

[0073] 根据本实用新型的概念,耳廓结构中,具有软骨部分的皮肤表面,例如,耳廓的背面(凸侧(convex side)),耳廓的内面等,都为脑电电极的设置及接触位置,其中,耳廓除了因凸出于头颅而适合作为挂设、固定作用外,另一方面,如图3中所示,耳廓内面的凸起及凹陷也适合于设置及固定电极,所以,配合上本实用新型上述的新颖取样位置,将可提供更容易达成稳定电极接触的固定方式。

[0074] 举例而言,于耳廓内面中,在耳甲艇(superior concha)及耳甲腔(inferior concha)的周围,有自耳甲底部(concha floor)(也即,平行于头颅的平面)向上连接至对耳轮(antihelix)以及对耳屏(antitragus)的一立面区域,称为耳甲墙(concha wall),此耳朵的天然生理结构正好提供了凸出于耳甲底部的一连续立面,因此,当以此区域作为电极接触位置时,固定电极所需要的力量,将可以是不同于现有技术的径向力量,也就是,平行于耳甲底部的力量;另外,紧接于耳甲墙下方,位于对耳屏以及耳屏之间的耳屏间切迹(intertragic notch),以及紧邻的耳屏,同样提供了凸出于耳甲底部的接触区域。因此,在本实用新型中,耳甲墙、对耳屏、耳屏间切迹、以及耳屏所构成的连续立面区域,是特别适合

于设置电极,且可通过径向力量而达到稳定接触的一个选择,直接解决了现有技术始终难以提供稳定朝向耳甲底部的电极维持力量的缺陷。

[0075] 而且,由于此立面区域的范围是从耳廓的上部延伸至耳道下方,因此,根据先前所提及的实验结果,耳道以上的区域可作为活动侦测电极的接触位置,例如,耳道以上的耳甲墙,而耳道以下的区域则是可作为参考电极的接触位置,例如,耳道以下的耳甲墙,对耳屏附近的耳甲墙,对耳屏,耳屏间切迹,以及耳屏。

[0076] 而这样所带来的优势则是,在同一个耳朵的狭小空间内,就可完成参考电极及/或活动侦测电极的设置,并有效地利用参考组合范围而取得脑电讯号,完全摆脱了现有技术的限制,也即,参考电极通常仅设置于乳突骨或夹设于耳垂上,以及活动侦测电极一定会被设置于对应至大脑皮质的头骨上方的位置,而这对穿戴形式的生理检测装置而言,无疑是可执行性及操作方便性的重大突破,因为不但装置体积可被最小化,并且接线复杂度也可被最简化,能让使用者有最佳使用体验。

[0077] 在此,需要特别注意地是,由于耳廓内面的实际生理结构中,凸起及凹陷间是平滑的曲线变化,而非直角变化,因此上述的立面区域与耳甲底部间并无明显的直角分界,而是两者间通过一弧度变化而相连接,因此,在此情形下,电极的接触位置除了该立面区域外,也会根据达成电极接触的结构不同而接触该弧度变化,不受限制。

[0078] 另外,也需注意地是,在进行脑电讯号测量时,除了参考电极以及活动侦测电极外,常见地也会多设置接地(Ground)电极,以达到抑制共同噪声的效果,但也有些电路设计可免除设置接地电极,可视实际需求而选择,因此基于简化叙述的原则,在接下来的叙述中遂省略有关接地电极的叙述,但在实际实施时,根据本实用新型的脑部活动传感器、感测装置,同样可依需求而设置接地电极,不受限制。

[0079] 当以接触此立面区域为主要目标时,可设置于耳廓内面的耳内壳体将是首要的选择,至于要采用何种形状以及形式则没有限制,只要可与该立面区域间达成稳定接触即可,例如,图4a-4c举例说明了根据本实用新型较佳实施例的耳内壳体与耳廓内面相结合的示意图,其分别表示耳内壳体10于耳甲墙、对耳屏、耳屏间切迹、及/或耳屏所形成的区域中接触全部、上半部、以及下半部立面区域的情形。

[0080] 在此,特别地是,在本实用新型中,耳内壳体较佳地是通过与耳甲艇及/或耳甲腔周围结构之间的径向相互抵顶进行固定,而由于电极接触位置---耳甲墙、对耳屏、耳屏间切迹、及/或耳屏---即落在耳甲艇及/或耳甲腔的周围,因此,就可在固定耳内壳体的同时也达到稳定电极接触的效果。

[0081] 其中,一种实施方式是,将耳内壳体形状实施为与耳甲艇及耳甲腔相符,在此情形下,电极可轻易地接触到默认的位置,安装可最为简便;另一种实施方式是,利用特殊设计的耳内壳体形状,使其可通过简单的操作而适应每个人不同的耳廓形状及尺寸,举例而言,如图5a-5b所示,耳内壳体被实施为可通过简单的旋转动作而适应不同的耳廓尺寸,并达到抵顶固定,在此情形下,可将一个电极102设置于接触耳屏附近的位置作为参考电极,再将另一个电极100设置于耳内壳体上与耳屏接触位置相对的远程位置,或是设置于耳内壳体面向耳甲底部的位置(如图6a-6b所示),作为活动侦测电极如此一来,就可在达成固定的同时也兼顾电极的接触。而由于耳内壳体于不同耳廓中的接触位置可能发生偏移(如图5a-5b所示),因此较佳地是,将电极10形成为可涵盖移动较大范围的连续面,以确保接触的达

成。

[0082] 由上可知,一般市面上常见的耳机种类都适用于本实用新型的概念,因正如所熟知,一般耳机在设置于耳廓内面中时,都会自然地至少接触耳屏、耳屏间切迹、或对耳屏等位置,然后,再视其实际形状而决定是否与耳甲墙间有接触,因此电极就可设置于这些位置上,另外,当耳机具有延伸进入耳道内的部分时,则可增加固定效果,有助于在耳廓内面中维持稳定。

[0083] 因此,同样地,本实用新型的耳内壳体在实施时,也可有类似地选择,可以仅通过壳体与立面区域间的径向抵顶而达成固定,也可增加进入耳道部分,以增加固定的效果,且进一步地,该进入耳道的部分还可在具有声音提供功能时用以引导声音进入耳道内。

[0084] 而除了两个电极都实施为接触上述的立面区域外,也可实施为其中一个电极接触其他位置。举例而言,当耳内壳体实施为具有进入耳道部分时,就可将电极设置于会接触耳屏的位置,以及会接触隔着耳道与耳屏相对的位置,也即,耳甲底部与耳道相接的转折处附近,如图6a所示,如此一来,同样是通过径向的力量而达到稳定接触的效果,且如此接触位置的优势在于,只要该进入耳道部分能够稳定地被设置好,就等于完成电极的设置,不但相当方便,也极容易达成。

[0085] 在另一较佳实施例中,也可将其中一个电极设置于会与耳甲底部相接触的位置,如图6b所示,在此情形中,由于耳内壳体本身已通过径向力量使其中一个电极与该立面区域产生稳定接触,并因此而被固定于耳廓中,因此耳内壳体与耳朵间可能产生的相对位移已被降至最低,在此情形下,朝向耳甲腔底部的电极的位置将可获得一定程度的固定,不容易产生移动,同样是相当具有优势的接触方式,例如,图 4a-4c及图6a所示的各种耳内壳体都可将其中一个电极设置于接触耳甲底部的表面上。

[0086] 在再一较佳实施例中,则是可以将一个电极设置于该进入耳道部分的表面,以接触耳道,其中,若接触耳道内朝上的位置,则可作为活动侦测电极,另外,若耳道内电极实施为接触朝下位置,则可作为参考电极,因此,可以有各种可能。

[0087] 至于电极如何设置于该进入耳道部分之上,则有各种可能的选择。

[0088] 当具有该进入耳道部分时,如图7a所示,该耳内壳体会实施为延伸出一支撑体12,并于该支撑体上装设一弹性部件14,而通过该弹性部件的弹性恢复力,可因受压缩而方便被置入耳道内,并在进入耳道后,可因弹性恢复力而稳固地维持在耳道中,另外,若结合耳机功能时,该支撑体则可实施为具有一中空通道,以让声音通过进入耳朵。

[0089] 因此,当欲设置电极时,较佳地是,设置于该弹性部件14的表面,如此一来,电极除了可方便地进入耳道内外,还可通过该弹性部件的弹性恢复力而自然稳固地接触耳道,是十分具优势的选择,至于设置的方式,则有各种可能。

[0090] 举例而言,如图7a-7b所示,可通过在该弹性部件的表面上贴附电极,例如,薄金属,导电纤维等,的方式,而在此情形下,则需考虑位于该弹性部件表面的电极100如何电连接至位于耳内壳体中的电路104。在一较佳实施例中,该支撑体12的表面上实施为具有一可导电部分121,以通过该可导电部分而达成电极100与电路104之间的连接,例如,如图7a所示,可利用连接线分别连接电极100与该可导电部分121,以及连接该可导电部分121以及该电路104;或者,该可导电部分121以及该电极100间也可采用不同的连接方式,例如,如图7b所示,可在两者间设置同时与两者相接触的一导电物质142,同样可达到电连接的效果,

而这样的方式则更有助于维持电极与耳道间的接触,相当具有优势。而在此需注意地是,虽然附图中显示仅单一个电极,但也可实施为多于一个电极。

[0091] 而这样的情形则有一特殊的实施方式,也即,让电极以及该导电物质采用相同的导电材质,也就是,两者可形成为一体成形,如此一来,如图7c所示,就等于该弹性部件是由两种材质结合成型,弹性材质部分143以及导电材质部分144,其中,由导电材质形成的部分被同时作为电极以及可导电部分,而由弹性材质形成的部分则作为弹性部件的主体,用以提供弹性恢复力,以确保该导电材质部分144与耳道接触;而在此情形下,若导电材质也选用具有弹性者,例如,弹性导电橡胶,弹性导电硅胶,弹性导电泡棉等,则该弹性部件仍整体都具有弹性。

[0092] 另外,在另一较佳实施例中,则是可将该支撑体直接实施为由可导电材质所制成,如此一来,该支撑体整体都可被视为是该可导电部分,进一步让实施更为简化。

[0093] 因此,在一较佳实施例中,如图7d所示,该支撑体可直接形成为具有一凸起122,以取代上述的该导电材质部分,如此一来,在进入耳道内时,该凸起露出的表面就可被视为电极,以接触耳道,而通过这样的方式,由于该弹性部件除了该凸起位置的小部分区域外,仍大部分由弹性材质所构成,因此,其弹性恢复力仍可确保该凸起与耳道间的接触稳定,且只要该凸起的面积适当,即使采用较为坚硬的材质制成,仍不会感到不适;在此,需注意地是,也可如图7e所示,实施为将电极100设置于凸起会露出的表面上,而不采用导电材质形成该支撑体,都为可行的方式,因此没有限制。

[0094] 另一种实施可能是,直接利用导电材质形成该弹性部件,例如,导电橡胶,导电硅胶,导电泡棉等,如此一来,若该支撑体是由导电材质所形成,则只需再连接至电路即可,或者,若该支撑体上具有特定的可导电部分,则只需多确定该弹性导电部件与该可导电部分的接触稳定即可,无论何种方式,都相当方便。此外,也可再于外表面包覆一导电纤维,除了可与皮肤间的接触更为舒适,也可提高使用寿命,例如,橡胶、泡棉等材质有可能由于经常的使用者而出现表面脱落的现象,因此也相当具优势。这样的设计则特别适合利用两边耳朵同时设置电极而进行脑波测量的方式,因为当实施为通过双耳取得脑电讯号时,由于两耳间距离足够,因此电极的接触位置没有限制,即使整个弹性部件的表面都实施为可导电,也对讯号撷取影响不大。

[0095] 再者,若电极有特定的接触位置,例如,朝上位置作为活动侦测电极,或是朝下位置作为参考电极,则可通过于该可导电弹性部件的外表面再包覆非导电材质的方式而达成,例如,如图8a所示,可在外表面包覆绝缘涂层145,而露出欲接触的位置,以作为电极,在这样的设计中,该弹性部件仅由一种材质制成,无须与不同的材质进行结合,且只需再多增加包覆绝缘层的步骤,因此不但制作简便,实施起来也相当容易,也是十分具优势的方式。

[0096] 再一种实施可能是,如图8b-8c所示,将该导电弹性部件实施为具有两个部分,一第一部分146以及一第二部分148,且二部分间通过一绝缘部分147而相互电绝缘,如此一来,即等于同一个弹性部件也可提供两个相互绝缘的导电区域,因此当实际应用于测量时,其中一种实施选择可以是,于外表面包覆绝缘涂层,并分别于第一部分以及第二部分露出第一可导电区域以及第二可导电区域,以作为两个电极,另一种选择则可以是,通过分别于该第一部分以及该第二部分的表面上再设置一导电物质,例如,金属导电片,或导电纤维等,的方式而形成该第一可导电区域以及该第二可导电区域,在此,该第一部分以及该第二

部分则是扮演如上述导电物质142的角色,因此,可根据实际测量需求而选择,没有限制。

[0097] 另一方面,同样可行地是,实施为不具支撑体的形式,而这样的方式则是可进一步提升使用者的使用舒适度,在实施时,可如图9所示,将位于弹性部件表面的电极100利用连接线141连接至可导电部分121,再将该可导电部分121连接至电路104,另外,如图7b,图7c,图8a,图8b等所示的各种形式弹性部件也都可实施为不具支撑体的形式,没有限制。

[0098] 再者,替代地,在采用两个耳内壳体的情形下,也可实施为两边的电极分别接触耳甲底部的形式,在利用耳内壳体与耳廓间的径向力量固定耳内壳体之后,朝向耳甲底部的电极就可稳定地达成与皮肤的接触,在实施及操作上都相当方便,尤其,当两个电极被分设于两个耳朵上时,相较于被设置于同一个耳内壳体上,其可取得脑波的接触位置限制较小,在操作上自然较为容易。

[0099] 至于如何达成抵顶以确保电极的接触,则有许多可行的方式。举例而言,可通过耳内壳体材质的选择来达成,例如,利用具弹性的材质制成略大于耳甲艇及/或耳甲腔范围的耳内壳体,而使得耳内壳体被置入时,可通过弹性材质受到压缩所产生的弹性恢复力而达成抵顶的效果。

[0100] 当耳内壳体选择由具弹性的材质来形成时,其可实施为整个耳内壳体都为弹性材质,并将电极设置于表面特定的位置,例如,可接触立面区域的位置,且进一步地,该弹性耳内壳体也可形成为具中空部分,除了可增加可压缩性以及形变力外,也可将部分的电路元件设置于该中空部分中,例如,当实施为具有耳机功能时,可在弹性耳内壳体中设置发声元件。

[0101] 在此情形下,与前述置入耳道内的弹性部件类似,可在表面形成可导电区域以作为电极,例如,可采用于表面设置电极的方式,也可利用结合不同材质的方式达成,或者,也可直接利用可导电的弹性材质形成该耳内壳体,再于外部包覆绝缘层而限定电极接触位置,都是可实行的方式;并且,电极的设置位置不限于一个,也可同时具有两个电极,例如,一个作为活动侦测电极,另一个作为参考电极,都无限制;此外,正如前述,若实施为两耳内壳体时,则可不限电极接触的位置,例如,耳内壳体可简单地实施为由单一种弹性导电材质制成,不但可达成生理讯号撷取,也同时达到弹性抵顶的效果,相当方便。

[0102] 另外,弹性耳内壳体也适合形成为具有进入耳道的部分,也即,同时具有进入耳道内的部分以及耳道外与耳廓内面凹凸结构间相卡合的部分,如此一来,除了固定效果更好之外,电极设置位置的选择也更为多样,例如,可以一个电极位于进入耳道的部分上,另一个电极位于耳道外的部分上,或两个电极都位于耳道外的部分上,或两个电极都位于进入耳道的部分上,没有限制。

[0103] 另一方面,替代地,也可通过设置一接触确保结构而让耳内壳体产生径向的施力,举例而言,如图10a所示,耳内壳体可实施为具有弹性材质形成的一中空部分12,如此一来,耳内壳体的形状就可自由地随置入的空间的形状而产生伸缩,适应不同使用者的不同耳形,而让位于其上的电极100可与耳廓内部有稳定的接触;另外,该接触确保结构也可实施为其他形式,例如,弹簧机构、具反弹力的按键、以及具弹性的延伸构件等,同样可达成抵顶固定效果,而且,特别地,抵顶的位置也可设计为直接发生在电极所在的位置,更加确保电极接触的的稳定,如图10b-10d所示,其显示三种形式的突出于耳内壳体表面且可受力而收缩的电极凸起,其中,图10b显示金属电极100可独立伸缩并穿出耳内壳体的形式,例如,弹簧

加载电极(Spring-loaded electrode),其中,常见的一种形式是弹簧顶针(pogo pin),图10c显示电极100嵌于耳内壳体表面但具按压恢复力的形式,图10d则是显示电极100位于具弹力的延伸构件18上,其可通过适应耳甲墙的形状而提供使电极抵顶耳甲墙的力量,其中,可以是于延伸构件末端产生抵顶,也可以整个延伸构件表面沿着耳甲墙而产生抵顶,而无论何种情形都有利于更精准地稳定电极与皮肤间的接触。因此,实施方式不受限,只要是符合耳朵人体工学的形状、并可通过径向抵顶而使耳内壳体固定于耳甲艇及/或耳甲腔中的方式都属本实用新型的范畴。

[0104] 替代地,该接触确保结构也可直接实施于电极100上。举例而言,如图11a所示,可将一个电极形成为分散的多个接触点,例如,实施为彼此并联,如此一来,无论哪个接触点被接触,都可被视为电极与皮肤间的接触已完成,相当方便,而这尤其适合设置于具有弯曲度的接触面,或是可能产生轻微移动的情形,而进一步更具优势地是,若可将各个分散的接触点实施为具有可伸缩性,例如,如图11b所示,采用弹簧顶针的形式,以进一步确保接触的达成,例如,可实施为皮肤与电极的接触是通过对弹簧顶针产生压缩而达成的方式,如此一来,即使皮肤与电极间出现小距离的位移,也可通过弹簧顶针的伸缩弹性而被克服。

[0105] 另外,如图11c-11d所示,也可实施为同一个电极部件100上具有多个凸起的形式,例如,可直接将电极片形成为具有多个凸起,或者,也可实施为电极片中具有多个可伸缩的凸起等,可以是各种形式,此同样有助于增加皮肤与电极间的接触。

[0106] 再者,也可将电极实施为悬浮形式,例如,如图12所示,将伸缩结构,如弹簧顶针,设置于电极下方,如此一来,适应接触面的改变,电极除了可以有垂直方向的伸缩外,也可利用下方弹簧顶针作为支点而产生角度的改变,对于适应耳廓的形状有相当的帮助;且更进一步,采用悬浮形式的电极的表面上也可形成有凸起,例如,结合实施图11c-11d以及图12,而让接触的达成更为容易。

[0107] 在此,需注意地是,上述有关达成抵顶的机构,可以实施在耳内壳体的任何位置,例如,可以是接触耳屏、对耳屏、耳甲底部、耳甲墙、及/或耳屏间切迹等位置,都为可行,且不限于设置电极的位置,进一步地,也可同时采用两种以上的抵顶机构,以进一步确保接触的达成及维持,因此,没有限制。

[0108] 另外,基于不同使用者间不同的耳朵尺寸,该耳内壳体可实施为具有不同的尺寸,以供使用者选择,或者,也可通过更换包覆耳内壳体的套设部件,例如,硅胶套,而变更耳内壳体的整体尺寸,以提高成本效应,而此时,较佳地是,电极实施为如上所述地穿出于耳内壳体表面并可伸缩,如此一来,即使更换套设部件也不影响电极的位置以及与皮肤间的接触,或者,也可实施为通过更换一部分耳内壳体的方式来达成不同的尺寸,例如,仅更换套设于可伸缩电极周围的部分耳内壳体而无须同时更换电极,同样具成本效益,当然也可实施为更换具有电极的部分,而且,套设部件的材质也可根据需求而加以变化,例如,采用硅胶、橡胶、泡棉等材质都是良好的选择,且进一步地,通过材质的选择,还可达到缓冲效果的效果,相当具优势。因此,有各种可能的方式,不受限于所述。

[0109] 据此,在一较佳实施例中,耳内壳体被实施为如图13a-13d所示的方式,也即,耳内壳体10可通过更换具延伸构件22的套设部件20而变化其可适应的耳廓内面的形状以及尺寸,由于不同尺寸的耳廓,其可置入耳内壳体的尺寸及形状,都不相同,因此,通过更换提供不同厚度、形状、材质的套设部件、变化不同形状的延伸构件、以及延伸构件本身的可挠曲

性,就可最大可能地适应各种耳廓尺寸及形状,在此,需要注意地是,电极可实施为不随套设部件进行更换,例如,可采用如前所述的弹簧加载电极,以克服套设部件的厚度,或者也实施为被直接形成在套设部件上,而在套设于壳体上时与壳体上的可导电接触部分产生电连接,都是可实行的方式,没有限制。

[0110] 图13a-13c所示的实施例中,该延伸构件可抵顶耳甲艇上方的耳甲墙,且由图中可知,在实际实施时,该延伸构件的形状可以有各种可能,例如,图13a的延伸构件由于较细,有较佳的挠曲性,而图13b的延伸构件由于较宽,则有较佳的支撑力,或者,也可形成如图13c所示的环形,因此,没有限制。

[0111] 替代地,延伸构件也可设置于其他位置,如图13d所示,该延伸构件被设置于壳体的下方,并通过变化厚度及形状来达成与耳甲腔下方耳甲墙(即,对耳屏附近)间的抵顶,或者,延伸构件也可设置于接触耳屏的位置,或是设置于与耳屏相对的耳甲墙部分的位置,因此,通过设置延伸构件,将可进一步确保耳内壳体于耳廓内面中的稳定维持。

[0112] 其中,特别地是,该延伸构件除了提供平行于耳甲底部的径向抵顶力量外,也可进一步实施为具有朝向耳甲底部的倾斜,而通过这样的设计,当该延伸构件被设置于耳廓内面时,除了可达成与耳甲墙、耳屏、对耳屏等位置的抵顶外,还将会因该倾斜而产生朝向头颅方向的分力,由此,就可进一步使耳内壳体更稳定地被维持于耳廓面中。

[0113] 更进一步地,该延伸构件也可实施为位于该耳内壳体朝向耳甲底部的位置,例如,朝向耳甲底部的弹性凸起,以达成与耳甲底部间的接触,而这则尤其适合电极接触耳甲底部的情形。

[0114] 在此,特别地是,正如图3所示,耳廓的生理结构在耳甲艇以及耳甲腔间会具有一分隔凸起,而当上述延伸构件受到耳甲艇上方耳甲墙的限位时,尤其是具有倾斜而可提供朝向头颅的分力时,耳内壳体的上缘将可恰好自然地接触该分隔凸起,如此一来,将非常有助于达成设置于此位置上的电极与耳甲底部的接触。

[0115] 另一方面,当电极被实施为设置于该套设部件上时,将特别适合设置于该延伸构件上,由于延伸构件主要在于与立面区域间产生抵顶,因此,将电极设置于延伸构件上,恰好可利用抵顶的力量而稳定电极与皮肤间的接触,例如,向上接触上方耳甲墙的延伸构件,或是朝向耳甲底部的延伸构件等都是相当适合设置电极的位置。

[0116] 而且,不受限地是,在实际实施时,可根据电极需要接触位置的不同,而集合上述的各种实施形式,以满足不同的实施需求。举例而言,当欲通过单耳取得脑电讯号时,就可配合向上的延伸构件(如图13a-13c)以及向下的延伸构件(如图13d所示),而固定于耳廓内面,在此情形下,参考电极的设置可选择接触耳屏、或对耳屏附近的耳甲墙(通过向下延伸构件),活动侦测电极的设置则可选择接触耳甲艇上方耳甲墙(通过向上延伸构件)、或耳甲底部,其中,与耳甲底部间的接触可直接设置于耳内壳体的表面上,也可通过延伸构件朝向耳甲底部而达成。

[0117] 另外,当实施为通过双耳取得脑电讯号时,则由于两耳间距离足够,因此电极的接触位置没有限制,主要着重于让耳内壳体可稳定地维持于耳廓内面,且电极与皮肤间也可达成稳定的接触,例如,可选择两耳都接触耳甲底部,也可选择让电极接触耳甲墙、对耳屏、或耳屏等位置,可根据实际需求的不同而进行组合,没有限制。

[0118] 另外,特别地是,还可实施为两边的耳内壳体都具有两个电极,一参考电极以及一

活动侦测电极,然后,通过分别位于不同耳朵上的二组参考电极与活动侦测电极,就可取得双通道(two channels)的脑电讯号,或是将参考电极设置于单边的耳内壳体上,同样可取得双信道脑电讯号,其则可用于,例如,监测左右脑的活动情形,同样是相当具优势的实施方式。

[0119] 由上述可知,耳内壳体欲于耳廓内面中维持稳定,主要在于达成至少二处以上的抵顶,例如,可以是进入耳道部分所产生的固定力,加上未进入耳道部分于上方耳甲墙、及/或下方耳甲墙处、及/或耳屏的抵顶力;或者也可以是未进入耳道部分分别于上方耳甲墙处的抵顶力,以及于耳屏、及/或下方耳甲墙处的抵顶力等,因此,在实施时,只要是可达成径向抵顶力的适当抵顶位置,并可维持电极与耳廓皮肤间接触,即属本申请所主张的内容,不受前述特定实施例的限制。

[0120] 再举例而言,耳廓的背面(凸侧)也是相当适合进行取样的位置,而当以此作为取样位置时,耳挂形式(hook-typed)将会是首要的选择。在本实用新型中,不同于现有技术,通过置于耳后的部件或壳体,位于其上的电极所接触的是耳朵背面,而非最常见的头颅。

[0121] 一般而言,耳挂形式的实施通常会在耳廓的前方及后方分别设置一部件,且多是通过两者间的相互作用力而达到固定于耳廓上的效果,因此,要维持位于耳后的部件与头颅间的接触并不容易,相较之下,其与耳廓背面的接触反而更容易达成,而这样的情形正好符合本实用新型所提出的新颖接触位置。

[0122] 如图14a以及图14b所示,根据本实用新型一较佳实施例的耳挂结构,以及该耳挂结构与耳廓相结合的示意图,在此所示的耳挂结构包括一耳前部件60,较佳地是,如前所述的耳内壳体,以及一延伸部件62,自该耳前部件60向上延伸跨过耳廓上方而到达耳廓背面(凸侧),且两者之间具有相对施力,以确保耳挂结构可稳定地被维持在耳廓上,而电极即设置在延伸部件上可与耳后皮肤相接触的位置,如此一来,电极与皮肤间的接触就可自然地通过耳前部件与延伸部件间的相对施力而被稳定。

[0123] 在此,同样地,当接触的位置落在耳廓的上部时,可作为活动侦测电极的取样点,而若实施为参考电极时,则可将接触位置设计在耳廓的下部,且也可配合于耳前部件上设置电极而接触耳廓内面,例如,耳内壳体上的电极可实施为耳廓内面上半部分,以作为活动侦测电极,或接触耳廓内面下半部分,以作为参考电极,或者于进入耳道部分上设置电极而接触耳道内等,因此可根据需求的不同而改变,不受限制。

[0124] 至于耳前部件与延伸部件之间的相对施力如何达成,也有各种不同的可能性。举例而言,可通过结构的设计而让延伸部件与耳前部件间产生错位,以自然对耳朵产生施力;或者,可在两者相接的部位采用枢转结构,其中,枢转轴可实施为平行于(图14a)、或垂直于(图14c)耳甲底部,以让延伸部件产生朝向耳廓背面方向的施力;或者,可在两者相接的部位采用滑动结构(图14d),以使得延伸部件可由此获得由上而下、且朝向耳廓的施力。

[0125] 另外,也可通过设计延伸部件的形状,使其具有更符合耳廓背面的弧度,同样可增加电极接触的稳定性;或者由具弹性的材质制成延伸部件,通过材质本身的弹性增加电极的接触稳定性,例如,通过弹性而与耳前部件间产生夹住耳廓的力量。因此,有各种可能的实施方式,不受限制。

[0126] 因此,只要通过选择适合的延伸部件以及适当的相对施力方式,就可达成不同电极接触位置的需求,例如,对应于耳廓内面的耳甲墙位置的背面皮肤,以及接近耳垂附近位

置的耳廓背面皮肤等,这些都是延伸部件很容易接触且可达成稳定的位置,制作与使用上都相当方便。

[0127] 除了上述的位置外,尚有可利用延伸部件而轻易且稳定达成接触的一个位置,也即,耳廓与头颅间的V型凹陷,如图15所示,该V型凹陷位于耳廓以及头颅之间,其包括头颅部分901,耳廓部分902,以及作为连接的部分903,因而构成恰好适合让物体放置于耳廓与头颅之间的生理结构,其中,当物体放置于此区域时,除了可选择地接触三个部分901-903的任一部分外,更进一步地,耳廓与头颅会自然地提供将物体夹设于中间的力量,甚至,当物体体积足够及/或形状吻合时,物体还可被嵌于/塞于耳廓与头颅间,达到更好的固定效果,因此,在实际实施时,将可提供更多的选择性。

[0128] 在此,实施于延伸部件上的电极,也适合采用如前所述的接触确保结构,例如,实施为分布式电极,及/或伸缩形式的电极等,以适应耳廓背面及/或V型凹陷的形状,进而有助于电极与皮肤间接触的维持。

[0129] 固定电极的方式除了上述的耳内壳体以及耳挂形式外,也可以有其他实施方式。

[0130] 举例而言,可以通过磁力相吸的方式而达成固定效果,例如,将耳前部件以及延伸部件实施为隔着耳廓而彼此磁性相吸,同样可以达到固定的效果,在此,两个部件可实施为具有磁性,或是实施为由可受磁性吸引的材质所制成,例如,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,也可以是两个部件均实施为具有磁力,可以有各种实施可能,没有限制。此外,较佳地是,延伸部件的一部分实施为软性材质,例如,连接线,以增加使用舒适性;其中,特别地是,由于是通过磁力达成固定,因此该延伸部件除了向上跨过耳廓而延伸至耳后外,也可实施为由下方延伸至耳廓后方,进一步增加了实施上的选择。

[0131] 再者,替代地,也可利用夹具(clamp)达成上述利用采用磁力的电极设置方式,通过夹具所产生的夹力同时达到维持电极位置以及稳定电极接触的效果,因此没有限制。

[0132] 而采用此类方式(通过磁力及/或夹力固定)的优势在于,只需单一尺寸即能适应不同的耳廓尺寸,在制作上相当方便,而且,提供了改变电极设置位置的可能性,最大化了使用价值。

[0133] 此外,特别地是,本实用新型的电极接触位置也适合实施为通过眼镜结构而达成。一般眼镜在穿戴时,眼镜框架自然接触的位置包括,但不限于,鼻垫会接触鼻梁、山根、及/或两眼间区域,眼镜脚的前段会接触太阳穴附近,眼镜脚后段会接触耳廓与头颅间的V型凹陷区域,以及眼镜脚落在耳廓后方的部分会接触耳廓后方的皮肤,而这些位置中正好有本申请所欲主张的电极接触位置,据此,根据本实用新型的电极自然适合实施于眼镜结构上,并通过穿戴眼镜结构的动作而同时完成电极的接触,同样是相当方便的选择,而且,由于眼镜结构与头部的支撑位置至少包括两个耳廓以及鼻子等三个接触位置,可稳定地设置于头部而不产生晃动,因此,还可自然地使电极与皮肤间的接触产生稳定的施力,是相当具优势的实施方式。

[0134] 在此所叙述的眼镜结构是指,通过耳廓以及鼻子作为支撑点而设置于头上、且会与头部及/或耳朵的皮肤产生接触的穿戴结构,因此,不限于一般的眼镜结构,也包括其变形,举例而言,可以是对头颅两侧具夹力的结构,或是不具镜脚枢转轴的弹性连续体,如图23d所示,或是具延伸至脑后枕叶区的镜脚的结构,或者,也可实施为两边镜脚不对称的形式,例如,一边镜脚于耳廓后方具有弯曲部分,另一边镜脚则不具弯曲部分仅架于耳廓上

方,或者,也可为了增加固定效果而设置连接两镜脚的绑带,并且,也可不具镜片,此外,鼻垫也不受限于特定的形式,只要是接触鼻梁、山根、及/或两眼间区域的部分,都被视为鼻垫的一部分,另外,也可以是各种不同使用目的的眼镜,举例而言,可以是一般的光学眼镜,或是太阳眼镜,或是有特殊功能的眼镜,例如,蓝光眼镜,虚拟现实眼镜(Virtual Reality Glasses,VR Glasses),扩增实境眼镜(Augmented Reality Glasses,AR Glasses),以及具有显示功能的特殊眼镜等,并且,与头部/耳朵的接触位置也无限制,例如,有些眼镜为了实际使用需求或造型,例如,VR眼镜,也会实施为接触眼睛周围的其他部位,因此,有各种可能性,没有限制。

[0135] 而在材质的选择上,除了如一般眼镜的硬式材质外,也可实施为弹性材质,不但可增加电极接触的稳定性,也进一步提供使用舒适性,例如,可利用记忆金属、可挠曲塑料材质等形成镜架,及/或在电极接触位置处设置弹性橡胶、硅胶等,让接触更稳定,都不受限制。

[0136] 至于电极与眼镜结构的结合方式,以及所需电路(例如,处理器,电池,无线传输模块等)的设置方式,也有各种可能。举例而言,其中一种方式是,如图22a、22c、22e所示,将所需电路直接嵌设于眼镜结构中,而电极则直接露出在眼镜脚、镜框的表面,以在配戴时接触头颅及/或耳朵的皮肤。

[0137] 另一种可行的方式是,通过附加结构来达成电极、电路的配置,在此,较佳地是,该附加结构实施为可容置至少部分的电路,以由此简化眼镜结构的制作复杂度。举例而言,如图22b所示,该附加结构可实施为与眼镜结构间彼此电连接,而让其上的电极202与眼镜结构上的电极200一起进行讯号撷取,或者,如图22d所示,该附加结构也可实施为同时具有二电极200,202,并通过与眼镜结构相结合而被设置于耳廓上,这两种方式都是通过接触单侧耳廓而取得脑电讯号;另一方面,该附加结构也可实施为多个,例如,双边镜脚各结合一附加结构,并通过分别具有的电极接触两个耳廓及/或其附近的头颅而进行讯号撷取,在此情形下,两个附加结构间的电连接可通过眼镜结构来达成,或也可另外利用连接线连接二附加结构,而所需电路则可依需求而部分或全部设置于眼镜结构或附加结构中;又一方面,附加结构的设置位置也不限于耳后,例如,也可设置于耳朵前方头部侧面的位置,或是耳前及耳后同时设置,只要不影响使用者即可,没有限制;再一方面,该附加结构也可仅被用来设置电路,以在与眼镜结构达成电连接后,驱使眼镜上的电极进行讯号撷取;更进一步地,该附加结构可实施为可移除形式,以让使用者具选择性地可在有需要时再将附加结构结合至眼镜结构上进行测量。

[0138] 再一种可行的方式是,结合眼镜结构与耳戴结构,以一起用来设置电极及电路。使用耳戴结构的优势在于,耳戴结构本身已有结构可被稳定地设置于耳朵上,使用上相当方便,再加上与眼镜结构的距离近,两者间若采用连接线,也不显突兀,而且,眼镜结构以及耳戴结构两者相配合还使得可设置电极的范围变广,也增加了可取得讯号的种类,因此,是相当具优势的组合。而在实际实施时,耳戴结构可参考上述附加结构的实施方式,例如,可设置于单边或双边,可于表面具有或不具有电极,及/或可实施为可移除或不可移除形式等,可以有各种可能,没有限制。

[0139] 而当利用眼镜结构来设置电极时,电极与电路间的连接,除了可采用线路嵌入眼镜结构的方式外,亦可利用眼镜结构原有的可导电部分来达成,例如,可利用由可导电材

质制成的眼镜,例如,金属材质眼镜,也可利用眼镜结构中原有导电部件,例如,用于接合正面镜框以及两侧镜脚的金属枢转轴结构,镜框中原有的金属可导电部件,金属鼻垫,及/或镜脚中原有的金属可导电部件等,都是可行的方式,而且,透过这样的方式,即使一般常见的眼镜结构也可用来撷取生理讯号,外观不显突兀,大众接受度更高,是相当具优势的选择。

[0140] 此外,实施于眼镜结构上的电极,也适合采用如前所述的接触确保结构,例如,实施为分布式电极、具凸起电极、及/或伸缩形式电极等,除了可适应耳廓背面及/或V型凹陷处的形状外,特别是当电极接触位置有可能出现毛发时,分散、凸起、伸缩等结构设计都有助于穿过毛发,而使电极与皮肤间的接触困难度降低,如图22f显示了在镜脚上具有多个分散的伸缩形式电极的情形,另外,通过将电极实施为多个分散接触点的方式,电极的范围可因此而被扩大,进而有利于克服不同使用者头部的尺寸差异,相当具优势。

[0141] 在此,需要注意地是,虽然叙述了本实用新型的特定实施方式,但可理解地是,这些仅是作为举例之用,而非限制,只要是通过耳朵的支撑而达成电极与覆盖耳软骨皮肤间接触的眼镜结构或耳戴结构都属本实用新型的范畴,并且,也可同时结合多种实施方式而不受限。

[0142] 另外,由于本实用新型目的在于提供使用者可随时通过穿戴方式而取得脑电讯号的方式,因此,较佳地是采用干式电极的形式,例如,导电金属、导电橡胶、导电硅胶、导电泡棉、导电纤维等,以最大化使用方便性。

[0143] 接下来即叙述在实际进行脑部活动侦测时,电极设置的可能形式。

[0144] 请参阅图16a-16b,其显示在一个耳内壳体上同时配置两个电极的示意图。如前所述,耳廓的偏上部以及耳廓的偏下部分别可作为活动侦测电极200以及参考电极202的设置位置,因此,只要耳内壳体所接触的耳廓内侧位置适当,就能以单个耳内壳体完成取得脑电讯号所需的两个电极的设置。

[0145] 如前所述,两个脑电电极要能取得脑电讯号,除了两者间的距离外,二电极间若有足够的独立性,也可成为有效脑电讯号的取得方式,因此,虽然同一个耳内壳体所能接触的范围很小,但由于耳道生理结构造成了空间间隔,因此即使在极小的距离下,仍能取得足以进行分析的脑电讯号。

[0146] 所以,图16a中两个电极分别位于耳内壳体的偏上部以及偏下部,以接触上方的耳甲墙以及下方的对耳屏/耳屏间切迹,其中,上方电极作为活动侦测电极,以及下方电极作为参考电极,另外,图16b中,一个电极接触耳屏作为参考电极,另一个则接触与耳屏位置相对的耳甲墙,作为活动侦测电极;或者,替代地,也可利用接触耳屏、耳屏间切迹、及/或对耳屏的参考电极,配合设置于耳内壳体与耳甲底部间接触面上的活动侦测电极,例如,可利用如图6b所示的耳内壳体,以取得脑电讯号。而在决定活动侦测电极以及参考电极的位置时,较佳地是,尽可能分布在耳道的相对两侧,以便取得有效的脑电讯号。

[0147] 在此,耳内壳体可以单纯地仅设置电极,并连接至容置有取得讯号所需电路,如,处理器,电池等,以及无线传输模块等的主机,而该主机的设置位置则是没有限制,例如,可被置于耳后,或被穿戴于身上,例如,实施为颈戴形式、眼镜形式、头戴形式、腕戴形式、或臂戴形式等,或者,耳内壳体也可直接实施为将所需电路包含于其中,因此可视实际需求而改变,没有限制。

[0148] 另外,耳内壳体上也可实施为仅设置单一个电极,以接触耳甲墙、对耳屏、耳屏、及/或耳屏间切迹。举例而言,耳内壳体上的电极可配合直接设置于头颅的电极而检测脑部活动,例如,可通过头带(headband)、头盔(headgear)、贴片(patch)等穿戴结构而设置于顶叶、前额叶、及/或枕叶等位置,且在此,较佳地是,耳内壳体上的电极实施为参考电极;另外,耳内壳体上的电极也可实施为活动侦测电极,并配合上设置于耳垂上的耳夹内侧的参考电极(如图16c所示);当然,也可在双边耳内壳体上各设置一个电极,例如,可实施为一个耳内壳体上的电极采用参考电极的配置(即接触耳廓偏下部),配合上另一个耳内壳体上电极采用活动侦测电极的配置(即接触耳廓偏上部),然而,需注意地是,由于两耳朵间有足够距离,电极的设置位置不受限制,因此无论两个耳内壳体接触的是耳廓的偏上部或下部,都可取得足以进行分析的脑电讯号,例如,可以一个耳内壳体接触一耳廓偏上部的皮肤,另一个耳内壳体接触另一耳廓偏下部的皮肤,或是两个耳内壳体分别接触二耳廓的偏上部皮肤;或者,替代地,电极也可实施为接触耳甲底部(如图6b所示),例如,一边耳内壳体上的电极接触耳甲墙、对耳屏、耳屏间切迹、及/或耳屏,另一边耳内壳体上的电极接触耳甲底部,或是两个耳内壳体上的电极都接触耳甲底部,因此,可以有各种可能,没有限制。

[0149] 接下来,当实施为耳挂形式时,在延伸部件上的电极可依需求选择接触V型凹陷、耳廓背面偏上部,及/或耳廓背面偏下部等位置。如图17中,两个电极都设置于延伸部件上,一个接触耳廓与头颅间V型凹陷及/或耳廓背面偏上部的皮肤,以作为活动侦测电极200,而另一个则是接触耳廓背面偏下部的皮肤,以作为参考电极202;或者,延伸部件上的电极可配合直接设置于头颅上的电极而检测脑部活动,例如,可通过头带(headband)、头盔(headgear)、贴片(patch)等穿戴结构而设置于顶叶、前额叶、及/或枕叶等位置,且在此,较佳地是,延伸部件上的电极实施为参考电极;或者,替代地,延伸部件上的电极也可配合利用耳夹设置于耳垂上的参考电极而取得脑电讯号;另外,也可双边延伸部件上各设置一个电极,例如,可实施为一边作为参考电极(即接触耳廓背面偏下部),另一边作为活动侦测电极(即接触V型凹陷及/或耳廓背面偏上部),然而,同样地,由于两耳朵间有足够距离,电极的设置位置不受限制,因此无论两边延伸部件接触的是耳廓的偏上部或下部,都可取得足以进行分析的脑电讯号,没有限制。

[0150] 进一步地,图18a-18d显示了根据本实用新型的其他可能实施方式其中,图18a举例说明了耳内壳体接触耳廓内面偏下部的耳屏或耳屏间切迹,以及延伸部件接触V型凹陷及/或耳廓背面偏上部的实例,此时,延伸部件上的电极除了接触V型凹陷及/或耳廓背面的皮肤外,也可实施为接触头颅的皮肤,不受限制,另外,图18b举例说明了耳内壳体接触耳廓内面偏上部的耳甲墙,以及延伸部件接触耳廓背面偏下部的实例,再者,也可实施为耳内壳体上的电极接触耳甲底部(如采用图6b所示的耳内壳体),而延伸部件上的电极接触V型凹陷或头颅的皮肤、或是接触耳廓背面的皮肤;或者,替代地,也可实施为从延伸部件延伸出耳夹而将电极设置于耳垂上,以配合耳廓内面利用耳内壳体接触偏上部耳甲墙及/或耳甲底部的电极取得脑电讯号。在此,需要注意地是,耳廓内面与背面的电极较佳地仍是分布于耳道的相对两侧,以确保达成取得讯号所需的空间间隔。

[0151] 在另一较佳实施例中,如图18c所示,可缩短延伸部件的长度,并通过设置调整机构而使得延伸部件可上下移动,如此一来,不但电极接触可更为稳定,也更能适应不同的使用者耳廓尺寸,在此例子中,位于耳内壳体上的电极实施为参考电极202而接触耳屏及/或

耳屏切迹的位置,而接触V型凹陷及/或耳廓背面处的电极则实施为活动侦测电极200,其可接触V型凹陷及/或耳廓背面的皮肤或是头颅的皮肤,没有限制;在又一较佳实施例中,如图18d所示,延伸部件实施为位于耳内壳体的下方,以使得其上的电极接触耳廓的下部,例如,耳垂上方的耳廓背面皮肤,且同样可通过设置调整机构而达到由下向上移动的效果,增加接触稳定性,以适应不同的耳廓尺寸。

[0152] 替代地,也可实施为如图19a所示的方式,其中,耳前部件60未进入耳道的部分被实施为具有平滑的弧度,例如,圆柱体,以及延伸部件62也实施为具有平滑的弧度,而电极202,200则分别设置于该未进入耳道部分的表面上,以及该延伸部件朝向V型凹陷/耳廓背面皮肤的表面上,在此情形下,只要电极的分布范围足够,就可简单地通过旋转整个耳戴结构的方式,例如,以圆柱体为中心而进行旋转,而适应不同使用者的不同耳廓尺寸,例如,图19b显示设置于较大尺寸耳廓上的情形,而图19c则是设置于较小尺寸耳廓上的情形,由图中可知,由于电极200,202的分布范围足以涵盖旋转所产生的位移,因此,这样的设计就可在适应不同耳廓尺寸的同时,也确保电极与皮肤间的接触,而当然,为了制作上更为简便,也可直接将圆柱体的整个外表面、及/或将该延伸部件朝向V型凹陷的整个表面都实施为电极,例如,都采用可导电材质制成,因此可以有各种可能的选择,没有限制。

[0153] 再者,进一步地,在此例子中,只要将该进入耳道部分与该未进入耳道部分两者间形成为具有角度,就可自然地通过置入耳道的动作而使该未进入耳道部分被稳固地维持于耳廓内面,且也可同时达成朝向耳屏方向的施力,更有助于电极的接触稳定性,另外,也可根据不同的使用者而提供不同尺寸的该进入耳道部分,同样有助于使该未进入耳道部分被稳定地维持于耳廓内面。

[0154] 另一方面,该未进入耳道部分上的电极也可实施为接触对耳屏的位置,举例而言,可通过调整耳内壳体的角度,使该未进入耳道部分朝向对耳屏的方向,在此情形下,只要该进入耳道的部分是由具弹性的材质所形成,就不会对耳道产生压力,而该未进入耳道的部分则是可自然地卡入对耳屏与耳道间的空间,形成相当稳定的设置方式;进一步地,若为了增加电极与对耳屏接触的稳定性,也可通过增设凸起的方式而进一步确保电极与对耳屏的接触,例如,如图19d所示,可由具弹性材质形成用以设置电极的凸起206,因此,没有限制。

[0155] 再一方面,也可将该延伸部件实施为可提供具有朝向V型凹陷/耳廓背面皮肤的施力,以确保其上的电极与皮肤间的接触,举例而言,可利用具弹性材质形成,例如,弹性金属,弹性橡胶等,如图19e所示,该延伸部件被实施为具有恢复力,可在被拉开放置于耳廓上后,恢复至原有的形状,进而紧贴于耳廓背面,并达到稳定电极与皮肤间接触的效果。

[0156] 而当上述的该延伸部件仅提供电极功能,也即,大部分的电路都设置于该耳内壳体中时,进一步地,该延伸部件还可实施为可自该耳内壳体移除的形式,例如,通过设置端口而达成,如此一来,将可达到方便收纳、携带等好处。在实际实施时,举例而言,该延伸部件可实施为由弹性导电材质所制成而可直接作为电极使用,例如,弹性钢,记忆金属,导电橡胶,导电硅胶等,或者,该延伸部件也可实施为可在与耳内壳体相连接时完成其表面上的电极与耳内壳体内电路间的电连接,有各种可能。

[0157] 再进一步地,通过这样的可移除形式,本申请将可提供另一种实施选择,也即,可使该延伸部件上的电极作为耳内壳体上电极的延伸,举例而言,当该耳内壳体上已具有两个电极时,就可通过外接延伸部件的方式而取代其中一个电极,一来可作为另一种电极接

触选择,例如,从耳廓内部的接触转换为接触V型凹陷/耳廓背面,另一方面也提供另一种固定方式选择,例如,增加延伸部件与耳内壳体间的相对施力;或者,替代地,该延伸部件也可单纯作为延伸固定结构,以进一步增加耳内壳体与耳廓间的固定力。因此,可依需求而有不同的设置选择,没有限制。

[0158] 在又一较佳实施例中,如图20所示,耳内壳体上不设置电极,而是作为固定用,并同时提供磁力而与接触耳廓背面下半部的电极相吸,另一个电极则由自耳内壳体延伸而出的延伸部件所承载,以接触V型凹陷及/或耳廓背面偏上部皮肤,在此,特别地是,该延伸部件与耳内壳体之间可实施为具调整机构,以适应不同的耳朵尺寸,而接触耳廓下方的电极则是可利用连接线64或软性材质与该延伸部件相连接,因此,即使该延伸部件因调整机构而出现位移也不会影响到下方电极的接触位置,如此一来,不但二电极的接触稳定性都可获得确保,还同时达到了适应不同耳廓尺寸的功效,相当具有优势;替代地,也具优势地是,延伸自耳内壳体的该延伸部件也可实施为可随着耳廓的形状而弯曲,例如,直接实施为连接线、或利用弹性材质制成等,如此一来,当接触耳廓背面偏下方的电极利用与耳内壳体间的磁力吸引而被固定时,接触V型凹陷及/或耳廓背面偏上部的电极,除了可刚好被设置于耳廓与头颅之间外,还可通过因磁力相吸所产生的拉力而让接触更为稳定,而且进一步地,该延伸部件还可实施为可更换,例如,更换不同长度、或不同材质,以适应不同的使用者。

[0159] 在此,需要注意地是,无论实施为上述何种情形,延伸部件的材质及形状都可根据实施情况的不同而有所变化,举例而言,该延伸部件可由具恢复力的弹性材质制成,例如,弹性金属,弹性塑料,硅胶等,以确保电极始终具有朝向耳廓背面方向的接触力;或者,该延伸部件可由具可塑性的材质制成,以让使用者可根据自身耳廓的形状而进行弯曲,例如,记忆金属、可挠曲塑料材质等,也确保电极的接触稳定性,因此,可以有各种可能,没有限制。

[0160] 另外,取得讯号所需的电路,如处理器,电池等,以及无线传输模块等则可被设置于耳前部件中,或是置于耳后的一壳体中,或是设置于通过连接线相连的一主机中,以穿戴于身上,例如,实施为腕戴形式、颈戴形式、头戴形式、眼镜形式、或臂戴形式等,同样可视实际需求而改变,没有限制。

[0161] 而在一较佳实施例中,特别地是,无论是采用单纯设置于耳内的形式、或是具有延伸部件的形式,该主机都可进一步实施为可同时适应设置于颈部及头部的一穿戴结构,如图24a-24c所示,也即,该穿戴结构可适应使用需求而具选择地被设置于颈部、或是头部,且配戴于头部时,可选择穿戴结构的设置于额头前方(图24c)、设置于头顶、或是设置于头部后方,没有限制。

[0162] 在此,该穿戴结构实施为具有二端部,以及连接二端部的一弯曲部分,也即,类似C的形状,而通过该弯曲部分,该穿戴结构即可适应被设置于颈部或头部,因此,较佳地是,该弯曲部分会至少部分符合颈部后方的曲线,以使得该穿戴结构在环绕颈部时,该二端部会落在颈部的两侧及/或前方,形成安定的设置方式;另一方面,在设置于头部时,该弯曲部分则可符合头部前方、上方及/或后方的曲线,而该二端部则是会落在头部的两侧,以达成与头部的稳定结合。

[0163] 首先,当实施为颈戴形式时,由于是利用颈部作为支撑,因此主机的体积及形状可有较自由的变化,且相较于设置于臂戴形式、或腕戴形式,除了与耳戴结构间的连接线长度被缩短外,也使得手部的活动不会受到接线的影响,增加了使用方便性,另外,相较于将主

机设置于耳内壳体中、或主机设置于耳朵后方的方式,这样的方式除了可减轻耳朵的负担外,也可因减小了耳内壳体的体积而增加其设置稳定性,而且,这样的颈戴形式与一般配戴项链无异,使用者相当容易适应。

[0164] 再者,当实施为头戴形式,由于增加了与头部接触的部位,因此也增加了可取得更多不同大脑部位皮质的脑电讯号的可能,因此,也让使用者可通过选择不同的配戴位置而自行决定与取得的脑电讯号,例如,参考图1,当电极设置于额头位置时可取得额叶区脑电讯号,当设置于头部上方时可取得顶叶区脑电讯号,当设在头部后方时可取得枕叶区脑电讯号,以及当电极设置于该两端部上时,可取得颞叶区脑电讯号,而当电极设置于会接触眼部周围的部分上时,例如,额头、太阳穴等位置,还可同时取得眼电讯号。

[0165] 另外,进一步地,接触头部的电极也可实施为与耳戴结构上的电极一起取得脑电讯号,没有限制,而且,当穿戴结构上电极的接触位置具有毛发时,例如,头顶、头部后方、头部侧面等位置,则可如前所述地,采用接触确保结构,例如,实施为分布式电极、具凸起电极、及/或伸缩形式电极等,以帮助于穿过毛发,而使电极与皮肤间的接触困难度降低。

[0166] 在此,穿戴结构如何同时适应被穿戴于颈部以及头部,则有不同实施可能,举例而言,可通过选择材质,例如,选用具弹性的材质以对头部两侧施力,进而达到固定效果,如弹性钢、弹性塑料等材质;也可通过结构设计,例如,可刚好适合架设于耳廓上,或是可具有防止移动的结构等;及/或也可通过增设辅助构件而达成与头部间的稳定接触,例如,可通过增设将二端部拉紧的结构,如弹性带,或可在穿戴结构的内面增设缓冲结构等方式而帮助穿戴结构稳定维持于头上,因此同样没有限制。再进一步地,若是将电路主要分布于二端部,则还可实施为该弯曲部分可更换,以更换不同的形状、材质、尺寸、颜色等,让使用上更为方便,另一方面,相对地,也可因此而实施为更换二端部,通过更换不同的电路而改变可执行的功能,因此,可以有各种可能,没有限制。

[0167] 此外,通过如此的结构设计,由于与一般配戴项链的感觉无异,因此使用者将不会觉得有额外的负担,而另一方面,还可增加电路的容置空间,以增加可提供的功能,例如,可配置大容量的电池,以延长使用时间,可提供音乐播放功能,可提供GPS定位功能,及/或还可如图24a所示增加控制接口于容易接触到的二端部等,都是相当具优势的选择。

[0168] 另外,当实施为腕戴形式时,特别具有优势地是,由于腕戴装置,例如,手环,手表,是一般使用者最常利用的随身信息提供接口之一,因此,通过将主机设置于手腕上,再配合上增设信息提供接口,将可让使用者方便地在有需要时获得信息,就像看手表一样,因此使用的情形将会是,如图25a所示,使用者平时将具有脑电讯号撷取功能的手表/手环戴于手腕上,当有需要测量脑电讯号时,只需再连接上脑电电极,并设置于耳朵,即形成可随身使用的腕戴式脑电检测装置,在此,所连接的电极可以是前述的任何一种耳戴形式,例如,可以是单个耳戴结构具有两个电极的方式,也可以是两个耳戴结构分别各具电极的形式,可视实际需求而定,其中,若采用单个耳戴结构包括两个脑电电极的设计,将只需要一条连接线,除了使用方便性显著提升外,复杂度也大幅降低,另外,当采用两个耳戴结构时,还可进一步实施为可取得双信道(two channels)脑电讯号的形式,以监测左右脑的活动情形。因此,无论实施为何种方式,都相当具有优势。

[0169] 而实施为眼镜形式时,同样可以有多种的电极配置选择,举例而言,如图22a所示,可将活动侦测电极200设置于眼镜脚上接触V型凹陷及/或耳廓背面偏上部皮肤的位置(耳

廓偏上方),并将参考电极 202 设置于眼镜脚末端弯曲部分而接触耳廓背面偏下方皮肤的位置(耳廓偏下方),在此,进一步地,该眼镜脚末端弯曲部分可实施为具有弹性,以增加电极接触的稳定性;或者,如图22b所示,也可通过一边眼镜脚接触V型凹陷及/或耳廓背面偏上部皮肤的位置,再配合结合于同一眼镜脚的附加结构204而设置电极接触耳廓背面的皮肤,在此,该附加结构可接触耳廓背面任一部分皮肤,并且,也可实施为位于另一侧的眼镜脚上,没有限制;或者,如图22c所示,可在延伸至头颅后方的眼镜脚末端设置电极接触枕叶区,再配合同一眼镜脚或另一眼镜脚而接触V型凹陷及/或耳廓背面偏上部的皮肤,而这样的配置则尤其适合设置于如图23d所示的无枢转轴、且原本镜脚已向后延伸的眼镜结构上;或者,如图22d所示,利用眼镜脚上的附加结构204而接触V型凹陷及/或耳廓背面偏上部的皮肤,以及接触耳廓背面偏下部的皮肤;或者,将二电极分别设置在两边眼镜脚上,以接触两边的V型凹陷及/或耳廓背面偏上部,或者,也可单边变化为通过眼镜脚末端弯曲而接触耳廓背面偏下方(如图22a所示),或是由于两耳朵间有足够距离,也可两边都实施为末端弯曲接触耳廓背面偏下方,或是利用单边或双边设置附加结构而接触耳廓背面偏下方(如图22b所示),同样可行,没有限制;或者,也可如图22e所示,通过将电极设置于鼻梁/山根/两眼间区域,以及V型凹陷及/或耳廓背面偏上部的皮肤、或是耳廓背面偏下部的皮肤而进行脑部活动侦测。因此,可以有各种选择,没有限制,只要是通过眼镜结构的框架而与头颅及/或耳廓相接触的位置及设置,都属本实用新型的范围,并且,上述设置电极的位置及形式目的也仅在于举例说明,可相互取代及/或结合,没有限制。

[0170] 特别是,当电极的设置位置接近眼睛周围时,例如,如图22e 所示,设置于鼻梁/山根/两眼间区域、太阳穴时,还可取得眼电图 (EOG),其中,眼电图所测量的是存在于眼睛前后间的角膜-视网膜静电位 (corneo-retinal standing potential),可用来测定眼球的位置以及眼球运动的生理变化。在此,由于眼电讯号以及脑电讯号的频率以及振幅都不同,通过讯号处理的方式就可将彼此分离,因此,在本实用新型的概念下,最少只需设置两个电极就可取得此两种讯号,例如,只需将其中一个电极设置于鼻梁/山根/两眼间区域的位置、或是设置于太阳穴的位置,再配合将另一个电极设置于耳廓内面、背面、及/或V 型凹陷的位置,就可同时取得脑电讯号以及眼电讯号,无须其他特别的设置,而且,这样的方式特别适合实施在眼镜结构上,使用者只要戴上眼镜,没有多余的步骤就可进行两种讯号的测量,相当方便。

[0171] 另外,在一特别的实施例中,还可实施为将多个电极分置于眼镜的两侧,以分别取得左右两侧脑部的讯号,例如,两个电极分布于右侧的及/或镜框上,以及另外两个电极分布于左侧的镜脚及/或镜框上,如此一来,只要将电路隔开,即形成两个信道的脑电讯号撷取装置,相当具有优势,而在此情形下,电路的分布可分别直接设置于左右部分的眼镜结构中,或者,也可通过外接模块与镜脚相结合的方式而设置电路,都为可能的实施方式。

[0172] 进一步地,用来取得脑电讯号的两个电极也可实施为通过眼镜结构以及耳戴结构而进行设置,举例而言,可由眼镜结构延伸出一耳戴结构,或是眼镜结构具有一端口,以电连接一耳戴结构,如此一来,通过眼镜结构,就可选择接触V型凹陷、耳廓背面、太阳穴、鼻梁、及/或山根两眼间区域,以及通过耳戴结构,则可选择接触V型凹陷、耳廓背面、耳甲底部、耳甲墙、对耳屏、耳屏间切迹、及/或耳屏,以共同取得脑电讯号。在此,该耳戴结构可以实施为耳内壳体的形式,或是耳挂的形式,没有限制。

[0173] 在本实用新型中,该眼镜结构、该耳戴结构、以及电极间同样可以有不同的配置选择。举例而言,在一较佳实施例中,如图23a所示,一个电极位于该眼镜结构的一镜脚上,而另一个电极则位于耳戴结构上,而电路系统则设置于耳戴结构中,其中,位于眼镜结构72上的电极721被设置在眼镜结构配戴于头上时,可通过本身固定力量而达成电极与头部及/或耳廓皮肤的接触的位置,而另一个电极702则设置于耳戴结构70与镜脚相结合的一结合结构701的表面上,以在该耳戴结构与眼镜结构相结合后,接触头颅及/或耳廓的皮肤,在此情形中,为了连接耳戴结构,该眼镜结构于设置耳戴结构的该侧镜脚上会具有一电接触区域722,其除了与耳戴结构内的电路系统以及结合结构表面的电极702相连接外,也会连接另一侧镜脚上的电极721,进而达成取样回路;在此,替代地,该电极721也可实施为设置于镜框上,以与该耳戴结构上的电极702一起形成取样回路,因此,可依实际需求而改变设置,没有限制。

[0174] 另外,该耳戴结构与眼镜结构间也可实施为不同的结合方式,例如,如图23b所示,眼镜结构的镜脚末端实施为一端口73,以与该耳戴结构间通过插接的方式而同时达成机械连接及电连接,而在此实施例中,该耳戴结构上的电极702则设置于耳戴结构的耳内壳体的表面。

[0175] 再者,也可实施为两个电极都设置于眼镜结构的表面,如图23c所示,两侧镜脚上分别具有电极721,723,或是两个电极分别位于一侧镜脚以及镜框上,此时,只需再连接上耳戴结构,就可通过容置于耳戴结构中的电路系统而进行电生理讯号撷取。再进一步地,也可在耳戴结构上设置电极,如此一来,就可将耳戴结构上的电极视为参考电极,而电极721,723则作为活动侦测电极,以分别、或同时取得两侧颞叶区脑电讯号。

[0176] 在此,需注意地是,虽然图23a,图23c中所示都为二电极分布于两侧镜脚的形式,但其并非作为限制,两个电极也可实施为分布于一侧镜脚以及镜框上,且进一步地,也可实施为多于两个电极,例如,在两侧镜脚以及镜框上都设置有电极,因此,可以有各种可能;另外,耳戴结构与眼镜结构的结合也有许多种可能,除了图示利用端口、或是利用套设的方式外,也可以有其他选择,例如,利用磁力相吸、相互卡合、或是滑槽结合等方式,同样不受限制;此外,眼镜结构除了如图中所示的传统形式眼镜外,也可采用如前所述的无枢转轴形式眼镜结构,例如,如图23d所示的无枢转轴的弹性连续体,及/或无镜片形式眼镜结构,可依实际需求而改变。

[0177] 在另一较佳实施例中,如图23e所示,耳戴结构70通过附加结构204而设置于眼镜结构72上,且特别地是,该附加结构实施为具有弯曲、并朝向头部后方枕叶的位置,因此,在此实施例中,附加结构上的电极721被实施为分散的形式,以有助于电极穿过头发而接触头皮,至于另一个电极702则设置于该耳戴结构的表面,以接触耳朵,据此,设置于耳戴结构的电极702被视为参考电极,而附加结构上的电极721则被视为活动侦测电极,以取得枕叶区的脑电讯号。在此,电路可设置于该附加结构、及/或该耳戴结构中,没有限制,而该附加结构则可实施为套设于镜脚上,也可实施为取代一部分的镜脚,也没有限制。

[0178] 再者,分布于眼镜结构上的电极与电路系统间的电连接,也有不同的可能实施方式,例如,可直接利用由导电材质所制成的眼镜结构来达成电连接,或者,也可实施为在眼镜结构中设置可导电部分的方式,都为可行的方式。

[0179] 在此,由于眼镜结构能够提供更多与头部接触位置的选择,例如,鼻子附近,头部

后方等,因此,当耳戴结构与眼镜结构两者可相互结合使用时,遂使得可取得的生理讯号更为广泛,相当具有优势。

[0180] 另外,如图25b所示,电路系统也可设置于腕戴结构中,而与前述的情形类似,使用者可于平时将具有脑电讯号撷取功能的腕戴结构,例如,手表,手环等,戴于手腕上,当有需要测量脑电讯号时,再连接上眼镜形式的脑电电极,或者,平时即配戴腕戴结构以及眼镜,当有测量需求时再将两者连接,如此一来,同样是相当方便且融入日常生活的选择。在此,所连接的电极可以是前述的任何一种眼镜结构形式,没有限制。

[0181] 另外,除了设置于耳戴结构以及眼镜结构上的脑电电极外,根据本实用新型的脑部活动传感器也可实施为具有其他脑电电极,举例而言,可从耳戴结构或眼镜结构延伸出设置于头部其他位置的电极,例如,设置于额头可取得额叶区的脑电讯号,设置于头顶可取得顶叶区的脑电讯号,及/或设置于头颅后方可取得枕叶区的脑电讯号等,而其中较特别地是,当实施为眼镜形式时,头颅后方的电极也可通过眼镜脚向后延伸的方式而达成,因此,可依实际需求不同而改变,没有限制;另外,当电极设置位置具有头发时,如头顶、脑后等,则可选择使用针状电极、分散电极、或其他能够穿过头发取得讯号的电极形式,或是如前所述的弹簧加载电极,以增加使用方便性。

[0182] 在此,也需注意地是,上述的较佳实施例仅是作为举例之用,而非限制,实施例可进行修饰,及/或不同实施例间也可相互结合实施,都不脱本申请的范畴。

[0183] 由于根据本实用新型的脑部活动传感器是以耳朵作为设置于人体的媒介,因此,相当适合实施为与耳机相结合的形式,尤其是实施为耳戴形式时,例如,可结合用来听音乐的耳机,或是用来收发声音的耳机麦克风等,且也不限于是双边耳戴或单边耳戴形式,或是采用耳内壳体或耳挂形式,都适合本实用新型的概念,如此一来,就可更进一步融入使用者的日常生活,例如,可于通勤期间使用等,而且,还可根据使用者使用耳机的习惯而选择实施的形式,相当具便利性。

[0184] 另外,当实施为眼镜形式时,则可通过在眼镜结构上设置发声元件及/或收音元件(例如,麦克风)的方式而提供耳机及/或麦克风的功能,或者,也可利用由眼镜镜脚延伸出耳机的方式,在此,特别地是,所采用的发声元件、耳机除了可以是一般常见的空气传导形式外,也可采用骨传导形式,例如,可直接在镜脚与头骨接触的位置处设置骨传导扬声器,或是从镜脚延伸出骨传导耳机,没有限制。

[0185] 根据本实用新型的脑部活动传感器也可实施为可与一可携式电子装置沟通,例如,以耳机插孔、蓝牙等有线或无线方式与智能型手机,平板计算机等外部电子装置进行沟通,如此一来,在具有发声元件(空气传导式或骨传导式)以及收音元件的情形下,根据本实用新型的耳戴式或眼镜式脑部活动传感器就可作为免持听筒,以用于通话,也可播放来自可携式电子装置的音乐等;此外,进一步地,通过设置振动模块,发声元件(空气传导式或骨传导式),显示元件,以及发光元件等,根据本实用新型的耳戴式及/或眼镜式脑部活动传感器还可进一步实施作为该可携式电子装置的信息提供接口,例如,用于提供来电提醒、手机讯息通知等,更加融入使用者的日常生活,至于讯息的提供则可通过声音、振动、发光、镜片显示等各种方式,没有限制。

[0186] 进一步地,当实施为具有耳机功能时,尤其是用于听音乐时,较佳是采用双耳配戴的形式,以提供使用者较佳的听觉效果,举例而言,可在两个耳廓内都设置耳内壳体,并通

过两者间的无线连接、或有线连接而提供音乐,例如,分为左右声道,而使音乐具有立体声效果,再者,还可实施为耳机内具内存可储存音乐并提供播放功能,如此一来,即使不与可携式电子装置进行沟通,也可聆听音乐,让使用更为方便。

[0187] 据此,在一较佳实施例中,根据本实用新型的单耳戴式脑部活动感测装置实施为具有无线传输模块,例如,蓝牙,以与外部的可携式电子装置进行沟通,例如,将所取得的生理讯号、信息传送至可携式电子装置,进而提供给使用者,另一方面,除了有关生理讯号撷取功能外,则也同时具有发声元件,以及一讯号传输端口,以接收来自外部的讯号,例如,音频讯号,而在此,该音频讯号的来源则有数种不同的选择,举例而言,可来自连接至该讯号传输端口的一另一耳戴装置,例如,该另一耳戴装置中所储存的音频讯号;也可来自外部的可携式电子装置,且可以是通过有线或无线方式而取得,例如,可以是该另一耳戴装置以连接线、或以无线方式连接至该可携式电子装置而取得音频讯号后,再连接至该讯号传输端口,或替代地,也可实施为,由该讯号传输端口有线连接至该可携式电子装置而取得音频讯号,都是可能的选择。

[0188] 至于音频讯号的播放,则是由位于该另一耳戴装置中的音频控制电路来执行,其中,通过两个耳戴装置的讯号传输端口间所达成的电连接,该音频控制电路就可驱动发声元件执行音频播放,进一步地,当该另一耳戴装置中也具有发声元件时,即可达成立体声的效果。

[0189] 而也由于如此的生理讯号撷取电路以及音频控制电路分置于两个耳戴装置的设计,具优势地是,两边耳戴装置间的连接可实施为可移除形式,如此一来,举例而言,当使用者仅需要进行生理讯号检测时,就可将另一边耳戴装置移除,而当有需要听音乐时,则只需接上另一边的耳戴装置(并连接至可携式电子装置)即可,使用上相当方便,另外,该另一耳戴装置也可单独使用而提供单耳音乐播放功能,再进一步,若该另一耳戴装置也具备有收音元件,则该另一耳戴装置单独还可被使用作为该可携式电子装置的耳机麦克风;此外,该另一边耳戴装置上也可实施为具有电极而可由两边耳戴装置同时进行脑电讯号的撷取,同样没有限制,而在此情形下,两个耳戴结构间的连接则除了音频讯号的传输外,也可被用来传输生理讯号。

[0190] 因此,通过这样的设计,两个耳戴装置除了可结合使用外,也可单独使用,完全可适应使用者不同时间的使用需求改变而应变,是相当具有优势的组合。

[0191] 在此需要注意地是,基于使用目的及设计需求的不同,两个耳戴装置间的传输,包括音频讯号传输以及生理讯号传输,也可有各种组合可能,举例而言,在单耳即可取得生理讯号的情形下,两装置间的有线连接可仅用于传输音频讯号,而当生理讯号的取得需要通过分别设置于两装置上的电极而共同达成时,则实施为生理讯号需通过有线方式传输,而在此情形下,音频讯号则可实施为通过有线、或无线的方式传输,没有限制,

[0192] 至于用来控制音频的播放、决定是否进行无线连接的操作接口,则是可根据需求而设置于方便使用者使用的位置,例如,耳戴装置与可携式电子装置的连接在线,两个耳戴装置的连接在线,或是如前所述可设置于颈部或头部的穿戴结构上等,没有限制。

[0193] 另一方面,当实施为双耳戴形式时,无论两边的耳戴结构间实施为有线或无线连接,对于音频播放以及生理讯号撷取的控制,都可以有下列的选择,例如,可实施为一边耳戴结构中的电路控制生理讯号,另一边的耳戴结构中的电路则控制声音的播放,也可实施

为由一边耳戴结构中的电路同时控制生理讯号撷取及声音播放,没有限制;再者,有关电极的配置,可实施为仅单边的耳戴结构上设置电极进行生理讯号撷取,或者,也可实施为两边的耳戴结构上都设置有电极,例如,可以是两边的电极一起合作取得脑电讯号,或是两个耳戴结构分别独立进行脑电讯号的撷取,或是根据需求不同而通过设定进行改变等,同样没有限制。

[0194] 再一方面,根据本实用新型的脑部活动感测装置还可实施为具有一连接结构,以用于功能扩充,如图26a所示,一连接结构80实施为向下突出于耳内壳体之外,以及图26b显示连接结构80突出而延伸至耳廓背面,或者也可实施为如图26c的形式,可依实际需求而有各种选择,没有限制。

[0195] 而这样的连接结构则进一步增加了更多的可能性。举例而言,在一较佳实施例中,该连接结构被用来连接用以取得脑电讯号的其中一个电极,例如,图26b显示了电极82直接连接至连接结构80,以接触耳廓背面,以及图26c显示了电极82设置于一外接构件84上,以接触V型区域,在此情形下,只需配合耳内壳体上的另一个电极即可取得脑电讯号,或者替代地,也可实施为通过连接线而将电极连接至该连接结构,并设置于其他位置,例如,另一耳朵、头部等,至于设置媒介则有许多选择,例如,另一耳戴结构,眼镜结构,头戴结构等,或是电极贴片,都为可行,没有限制,其中,当被设置于头部其他位置时,具优势地是,等于增加了取得脑电讯号的取样位置,有助于取得不同部位大脑皮质的脑电讯号。

[0196] 也就是,该连接结构提供了让电极延伸出耳内壳体外的可能,并且,进一步地,还可通过一载体而达成设置,其中,该载体可以是,如上所述地,该外接构件84,另一耳戴结构,眼镜结构,头戴结构等,或是电极贴片等,没有限制。

[0197] 另一方面,举例而言,在耳内壳体上具有两个电极的情形下,该连接结构还可实施为,当耳内壳体上的电极无法达成稳定的接触时,通过外接的形式而改善接触,也即,使外接的电极82取代耳内壳体上的电极,因此,上述的各种实施情形,例如,直接外接电极,或是通过一载体而承载电极等,也都适用于此。

[0198] 进一步地,该连接结构也可用于其他功能扩充,例如,可用于进行充电,及/或在具有发声元件的情形下,用于连接另一耳戴结构上的发声元件而达成立体声的效果,可以有各种可能;此外,正如前述,该连接结构的设置位置以及突出方向也可根据需求而进行变化,例如朝向下方,延伸至耳后,或是朝向脸部方向等,都无限制。

[0199] 再者,根据本实用新型的脑部活动传感器,除了可进行脑电信号检测外,也可包括其他的生理感测元件或电极,以取得其他的生理讯号。

[0200] 举例而言,可具有至少一对光发射元件以及光接收元件,在此,光发射元件以及光接收元件是指利用PPG (photoplethysmography) 原理而取得光讯号的感测元件,例如,利用穿透方式或反射方式进行测量者,以取得使用者的血液生理信息,因而可进一步分析获得其他生理信息,例如,可获得血氧浓度变化的信息,也可通过取得连续脉搏变化而得知使用者的心率序列,以进行相关的分析,因此,应用范围相当广,不受限制。

[0201] 在此,当实施为耳戴形式时,该光发射元件以及光接收元件可位于会与耳朵或头颅皮肤接触的表面,例如,耳垂,耳道内,耳道口,耳屏,耳屏间切迹,对耳屏,耳甲墙,耳甲底部,耳廓背面,V型凹陷,或是耳廓与头颅交界附近区域的头颅皮肤等,没有限制,只要是可通过耳戴结构而接触到的耳廓内外侧、耳廓附近的位置都可,其中,具有优势的一种方式

是,当实施为接触耳道口或耳甲腔/耳甲艇底部时,特别适合配合耳内壳体,与电极一起位于耳内壳体的表面,另一种也适合实施为耳内壳体上的形式则为,将光发射元件以及光接收元件实施为接触耳屏及/或耳屏间切迹的位置,例如,图21显示了光发射元件 210以及光接收元件212与电极100一起设置于耳内壳体的未进入耳道部分的表面上的情形,因此,只要进入耳道的部分设置完成,并对准耳屏的位置,就可自然地自耳屏的位置取得血液生理信息,在此些情形下,耳内壳体还进一步提供了遮光效果,更有利于取得高质量的讯号,而且,一个配戴动作就可完成电极与光发射元件以及光接收元件的设置,是相当方便的选择。

[0202] 另外,当实施为眼镜形式时,光发射元件以及光接收元件则可位于眼镜结构会与头颅、耳朵接触的任何位置,例如,鼻梁、两眼间区域、太阳穴、耳廓、耳廓附近的区域等,同样没有限制,举例而言,光发射元件以及光接收元件可与电极一起位于眼镜脚上,以接触V型凹陷、耳廓背面偏上方部分、及/或耳廓附近的头颅,例如,太阳穴,甚至,还可实施为电极环绕光传感器的形式,如此一来,将可简化接触位置,降低使用复杂度。

[0203] 再者,当实施为如图24a-24c的形式时,光发射元件以及光接收元件则可设置于该穿戴结构被配戴于头部时可朝向内部的表面上,以自头部取得血液生理讯号,例如,除了血氧浓度、心率序列外,还可取得脑部的血流量,以代表脑部的活动状态,或者,也可设置于配戴于头部、或颈部时可被手部接近的位置,例如,外露的表面上,而自手部取得血液生理讯号,没有限制。且不受限地,光发射元件以及光接收元件也可设置于耳戴结构或眼镜结构的表面,可供使用者的手部接近的位置,以自手部取得血液生理讯号。

[0204] 进一步,也可包括心电电极,以取得心电讯号,例如,至少一第一心电电极以及一第二心电电极,其中,该第一心电电极可实施为位于当根据本实用新型的脑部活动传感器配戴于使用者身上时,会与使用者耳廓或头颅皮肤接触的表面上,例如,当实施为耳戴形式时,延伸部件接触V型凹陷、耳廓背面或头颅的位置,耳内壳体与耳廓内面接触的位置,或是当实施为眼镜形式时,眼镜脚接触V型凹陷、太阳穴、耳廓背面、耳廓附近的头颅皮肤的位置,鼻梁接触的鼻梁、山根、两眼尖区域等位置。

[0205] 至于第二心电电极则有多种实施选择,举例而言,可设置于耳戴结构、眼镜结构(或附加结构)的一外露表面,以让使用者通过手部触碰而接触,也就是,使用者只要在需要进行测量时举起手触碰,就可实时地取得心电讯号,相当方便,在此,外露电极可以由金属、导电橡胶、或任何导电材质制成,没有限制,且进一步地,更可实施为非接触形式电极,例如,电容式电极,感应式电极,或电磁式电极等,以增加使用方便性;另外,也可通过连接线将电极延伸而出,以设置在其他位置,例如,颈部、肩膀、胸膛、上臂、手腕、手指等,在此,特别地是,可进一步通过穿戴结构而达成该第二心电电极的设置,例如,颈戴结构、肩戴结构、臂戴结构、腕戴结构、指戴结构等,或是实施为贴片形式等,都有助于电极的固定,而此种方式的优势是,由于两个电极都固定于穿戴者身上,因此可取得连续心电讯号,只要配合设置内存就可长时间的纪录下使用者的心脏活动情形,对于医师进行诊断相当具有帮助,在此,需要注意地是,即使是通过穿戴结构而配置心电电极,同样可实施为在有需要才进行心电讯号撷取,不受限制,使用者可依实际需求而选择使用模式。

[0206] 其中,当实施为如图24a-24c的形式时,第一心电电极同样可设置于耳戴结构上,而第二心电电极则可设置于该穿戴结构上可被手部接触的位置,在此,可实施为在配戴于颈部时由手部接触,也可实施为在配戴于头部时由手部接触,都可取得心电讯号,另外,同

样也可通过连接线延伸而出,没有限制。

[0207] 另外,也需注意地是,两个耳朵都是可以选择的设置心电电极的位置,然而,经实验后得知,外露电极或延伸电极的接触位置对于信号质量有相当程度的影响,其中,当左上肢触碰外露电极时、或延伸电极设置于左上肢时,所获得的心电信号的质量远优于接触右上肢所取得的信号,尤其以电极分别接触左耳以及左上肢有最佳的讯号质量,因此,在以接触耳朵的方式而进行心电讯号测量时,较佳地是利用左上肢接触外露电极或延伸电极,以避免因接触右上肢而造成信号质量不良,进而导致分析产生误判。

[0208] 此外,进一步地,与耳廓或头颅皮肤接触的该第一心电电极还可实施为与脑电电极共享,也即,将耳戴结构、眼镜结构上的其中一个电极同时作为脑电电极以及心电电极,如此一来,除了制作成本及复杂度可降低外,还可因减少了需要接触的位置而增加使用上的方便性;另外,该第二心电电极也可进一步实施为共享的形式,例如,可由脑电电极延伸至外露表面而形成,或者也可由脑电电极直接形成设置于内侧及外侧的连续面,没有限制,而由于心电讯号(约落在毫伏(mV)的范围)以及脑电讯号(约为若干至数十微伏(μV))的振幅差异明显,即使共享也不影响讯号的判断。

[0209] 当然,也可实施为同时具有光发射元件以及光接收元件以及心电电极,此时,将可得出脉波从心脏传至光发射元件以及光接收元件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与血压值间特定的关系而计算出参考的血压值。

[0210] 而且,当是利用手部触碰外露表面上的第二心电电极而取得心电讯号,进而获得PTT时,由于手部需举起接触外露电极,在此情形下,无论光发射元件以及光接收元件的侦测位置是耳廓内面或背侧、耳廓附近的头颅皮肤、鼻梁/山根/两眼尖区域,或是触碰外露电极的手部,其与心脏间的相对高度都不变,而根据血液动力学可知,PTT会受到测量位置与心脏位置间高度差的影响,因此,通过这样的方式,一般PPT测量时常见的因取样位置相对于心脏不固定所产生的影响,将可被排除,如此一来,只要经过校准(calibration)之后,就可稳定地获得精准的血压值,而且,这样的测量方式还可不受站姿或坐姿的影响,相当具有优势。

[0211] 接下来则叙述采用根据本实用新型脑部活动传感器的检测装置的应用范围。

[0212] 其中一个应用是用来进行神经生理回馈,举例而言,当进行以放松为目标的神经生理回馈程序时,其中一种选择是观察整体脑波中 α 波所占的比例,在脑波中,一般而言, α 波(约8-12Hz)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;或者,当以提高专注力为目标时,则可选择观察 θ 波(约4-7 Hz)与 β 波(约12-28Hz)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 α 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回馈的方式观察其 θ 波/ β 波的比值;而除了观察 θ 波与 β 波的比例外,皮层慢电位(SCP,slow cortical potential)也是提高专注力的神经生理回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,当然,也可侦测其他频率范围的脑波,例如, γ 波(约28-40 Hz)的出现代表高度专注的状态等,另外,

还可有其他种类的应用,例如,可用来监测癫痫(Epilepsy)的发生,以作为诊断/诊断的依据,因此,没有限制。

[0213] 另外,由于人体的放松程度也可由自律神经活动情形而进行判断,例如,当副交感神经活动增加、及/或副交感神经活性与交感神经活性的比例增加时,表示身体放松度增加,因此,若根据本实用新型的装置同时具有光发射元件以及光接收元件及/或心电电极,将可通过分析所取得的心率序列经由HRV而获得自律神经活动情形,如此一来,就可综合此信息与相关脑部活动的信息而一起评估使用者身体的放松度,以进行神经生理回馈。

[0214] 至于进行神经生理回馈期间如何将生理信息实时地提供给使用者,以达到神经生理回馈的效果,则没有限制,举例而言,若实施为耳机形式时,可直接通过声音提供信息,例如,脑波状态显示紧张时,利用急促的音乐表示,脑波状态显示放松时,利用缓慢的音乐表示;或者,专注力集中的状态以有力的音乐表示,专注力不集中则以轻柔的音乐表示;或者,也可通过声音频率的高低、或语音的方式告知使用者目前的脑波状态所代表的生理状态等;又或者,也可通过与皮肤接触的部分产生振动,例如,以振动频率的快与慢代表放松与紧张;再或者,也可通过眼镜提供视觉回馈。因此,可以通过耳戴结构或眼镜结构产生视觉、听觉、及/或触觉感知讯号而达成,有各种可能,没有限制。

[0215] 另外,也可通过与检测装置相连接的信息产生接口而提供信息,例如,智能型手机、发声装置、发光装置等,同样没有限制。

[0216] 其中另一个应用是用来帮助呼吸训练的进行。由于可通过心率序列而取得RSA (Respiratory Sinus Arrhythmia, 窦性心律不整) 信息,因此还可观察心率、呼吸以及脑电讯号间的同步性(synchronization),以作为回馈的依据。根据研究显示,呼气与吸气会造成血管内血流量的波动,且此波动也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达成同步性外,也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,自律神经系统也会通过压力受器系统(baroreceptor system)将心率及血压的改变回馈送回脑部,进而影响脑部的功能与运作,例如,影响大脑皮质,并可由EEG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,因此,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,以进行神经生理回馈。

[0217] 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,以造成呼吸与心率间的相干性(coherence),也有助于达到放松。再者,由于RSA的波峰与波谷间所取得的振幅大小,也就是,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给使用者,以作为使用者调节生理状态的基础。

[0218] 另外,也可实施为通过观察血流量的波动而得知使用者的呼吸模式,例如,可通过设置于耳朵、额头等位置上的光发射元件以及光接收元件,取得脉搏变化,进而得知血流量

的变化。

[0219] 在此,同样地,呼吸导引/实时生理信息的提供可以通过耳戴结构或眼镜结构产生听觉、视觉、及/或触觉感知讯号,或者是通过相连接的信息提供接口,可依实际需求而改变,不受限制。

[0220] 在此,要特别提及如图25a-25b所示的腕戴式脑电检测装置应用于生理回馈以及呼吸训练的情形。由于腕戴装置所提供的可移植性,再加上只需配合耳戴结构(单边或双边)即可取得脑电讯号的设计,使得使用者几乎可以无时间、地点限制地进行生理回馈/呼吸训练,此时,若可进一步在腕戴结构上也设置电极,与耳戴结构上的电极一起取得心电讯号,或是在耳戴结构或腕戴结构上设置光发射元件与光接收元件,取得心率,都可由此而了解呼吸情形,进而执行呼吸训练程序,并且,若同时具有心电电极以及光发射元件与光接收元件,就可得出脉波传递时间(PTT),再利用PTT与血压之间的关系而计算出参考的血压值,或进一步利用PTT作为生理回馈信息。因此,只需配戴腕戴结构以及耳戴结构,就可获得多样的生理信息,而且操作方便,是相当具有优势的实施方式。

[0221] 再进一步地,腕戴结构除了上述的功能外,也可提供其他的生理讯号检测选择,例如,可在与手腕接触的表面上设置有电极的同时,也于另一上肢可接触的表面上设置电极,以利用两手分别接触电极而取得心电讯号;或者,可在手腕接触的表面设置两个电极,以取得皮肤电讯号及/或肌电讯号;或者,再延伸一指戴结构,而该指戴结构则可实施为在与手指接触的表面具有两个电极,以取得皮肤电讯号及/或肌电讯号,或是仅具有一个电极,并配合上可供另一上肢接触的另一个电极,例如,设置于腕戴结构、眼镜结构、或指戴结构上,以取得心电讯号,其中,该指戴结构亦可用来设置光发射元件与光接收元件,以取得心率、血氧浓度等血液生理信息,同样是相当具有优势的方式。

[0222] 而且,由于腕戴结构的设置位置正是一般设置信息提供接口的位置,例如,手表,手环,因此,在进行生理回馈或呼吸训练期间,可以很自然的通过腕戴结构而提供生理回馈的信息,及/或呼吸导引等,或是作为使用者的输入接口,相当方便,此外,进一步地,若使用者选择闭眼进行生理回馈或呼吸训练,还可通过在耳戴结构内设置发声元件、或是通过腕戴结构及/或耳戴结构发出振动的方式而给予使用者回馈及/或引导,也为相当具有优势的方式。

[0223] 而除了应用于生理回馈以及呼吸导引外,通过耳戴结构及/或眼镜结构所产生的听觉以及视觉感知讯号还可以有其他的应用,举例而言,其可用于驱动脑部活动,例如,通过声音或光的变化,可使脑部达到同调(Coherence)、同步(Synchronize)、共振(Entrainment)等状态,或者,也可通过声音或光的变化而对脑部产生刺激,并通过生理感测装置了解脑部对刺激刺激所产生的反应,进而了解脑部的状态。因此,可以有許多方面的应用。

[0224] 另一种类型的应用则是用于监测生理状态,以作为提醒之用,举例而言,可用来监测警觉性(alertness)及睡意(drowsiness)。如前所述,可通过观察脑波的频率变化而得知人脑的状态为何,因此就可以此为基础而执行相关的提醒程序,另外,当采用耳戴形式时,只要电极的位置落在耳朵前方或太阳穴附近时,或是当采用眼镜形式时,将电极设置于鼻垫上时,都可测得眼电讯号(EOG),而通过眼电讯号则可获得使用者的眨眼次数与速度等信息,同样可分析获得使用者的清醒程度、睡意程度、或疲劳程度,再加上本实用新型的脑部

活动传感器采用耳戴形式、眼镜形式,适合随身携带,尤其是开车的时候,只需通过耳机发出声音、或是与皮肤接触的部分发出震动或刺激、或是眼镜发出闪光,或是利用相连接的发声装置产生提醒音,就可达到提高警觉性、防止入睡的效果,并有效降低交通事故发生的机率,相当具实用性及重要性。

[0225] 再者,根据本实用新型的装置也可应用于睡眠相关信息的取得。正如本领域技术人员所熟知,脑电信号是判断睡眠周期(sleep staging)的主要依据,一般传统的测量方式是,举例而言,于头皮上设置多个电极,并通过连接线连接至一台机器,但由于必须于睡眠期间进行测量,这样的方式对使用者而言并不方便,因此,若通过耳戴形式或眼镜形式即可完成电极配置,自然是较无负担的选择,且相较之下,无负担的检测方式对睡眠所产生的影响也较小,将可获得更贴近日常睡眠情形的检测结果。

[0226] 且更进一步地,还可通过增设其他电极、或是采用电极共享的方式,而测量其他的电生理讯号,例如,眼电信号(EOG),肌电信号(EMG),心电信号(ECG),皮肤电活动(EDA)等,而这些电生理讯号则是睡眠多项生理检查(PSG, Polysomnography)所会包含的项目,举例而言,眼电信号可提供快速动眼期(REM, Rapid Eye Movement)的信息,肌电信号可提供入睡(sleep onset)与醒来(sleep offset),磨牙以及REM等信息,心电信号可用来辅助观察睡眠期间的生理状态,例如,自律神经的状态,心脏活动的情形等,皮肤电活动则可提供有关睡眠阶段的信息,另外,再进一步,若再增设光发射元件以及光接收元件,将可取得血氧浓度,以判定浅呼吸(hypopnea)的发生,及/或增设动作感测元件,例如,加速度器(Accelerometer),重力传感器(G sensor),陀螺仪(gyroscope),磁传感器(Magnetic sensor)等,可提供身体移动的信息,及/或设置麦克风,可侦测打鼾的情形等。因此,通过简单设置于耳朵上的传感器就可在最无负担的情形下获得相当多有关睡眠的信息,相当方便。

[0227] 又一种应用是用于诱发电位(evoked potential)。首先,根据本实用新型活动侦测电极的设置位置可知,所测得的是与耳廓邻接的大脑皮质颞叶区的脑电信号,因此特别适合检测颞叶区的大脑皮质功能,而大脑皮质颞叶区正是处理听觉讯息的中枢,也跟语言、记忆等功能有重要的关系,因此,通过诱发电位测试,举例而言,将可用以了解受测者对声音刺激的反应,例如,反应速度,反应程度(所产生的脑波的振幅大小),适应能力(利用连续声音刺激)等,而且,通过将本实用新型传感器的结构特性,还可得知左边及右边颞叶区分别的反应状况。

[0228] 再者,也可应用于对人体进行刺激,以达到改变生理状态、脑部状态、意识状态等效果,举例而言,较常见的功用是,用来达到放松、提高专注度、例如,治疗ADHD(Attention Deficit Hyperactivity Disorder,注意力缺陷过动症)、改善记忆力、改变精神状态,例如,治疗PTSD(Post Traumatic Stress Disorder,创伤后压力症候群)、提升精神能力及表现(Mental Capability and Performance),例如,治疗忧郁症、改变大脑状态,例如,治疗失智症(Dementia)、改变认知状态(cognitive state)、改变/诱发睡眠状态等功效各种。

[0229] 而针对此项应用,耳戴结构所具有的优势是,其所设置的位置正好是耳朵,因此,只需于耳戴结构内设置发声元件(空气传导式或骨传导式),就可提供听觉形式的刺激,设置振动模块就可提供触觉形式的刺激,至于视觉形式的刺激,则也只需延伸设置显示元件至视线范围内就可达成;或者,进一步地,也可配合眼镜结构,利用镜片作为显示萤幕,例

如,利用投影的方式、或是将显示元件设置于眼镜上,举例而言,可在单边、或两边镜框或镜脚接近眼睛的位置设置显示元件,例如,LED,LCD,或其他形式的显示元件等,以产生闪光、颜色变化等,以进行视觉刺激;而在同时采用耳戴结构与眼镜结构的情形下,听觉及触觉形式的刺激也可由眼镜结构来达成,例如,可在镜脚接近耳朵的位置附近设置发声元件(空气传导式或骨传导式),或者可在镜框、镜脚贴合头部的位置设置振荡器等,没有限制。再进一步地,也可通过设置电极而产生电刺激。

[0230] 首先,基于本实用新型的耳戴结构/眼镜结构上原本即设置有电极,因此,具优势地是应用于进行电刺激。

[0231] 举例而言,常见的电刺激包括,例如,tCS(transcranial Current Stimulation,经颅电刺激),TENS(Transcutaneous electrical nerve stimulation,经皮神经电刺激),MET(Microcurrent Electrical Therapy,微电流电疗法),以及其他已知的电刺激等,其中,常见形式的tCS包括tDCS(transcranial Direct Current Stimulation,经颅直流电刺激),tACS(transcranial Alternating Current Stimulation,经颅交流电刺激),以及tRNS(transcranial Random Noise Stimulation,经颅随机噪声刺激),而特别地是,由于经颅电刺激(施加电流范围通常低于2毫安)是施加于大脑皮质上方的局部生理组织,进而影响对应之大脑皮质的活动,且所施加的电流非常的微弱,因此,在执行电刺激的期间,受试者通常不会有明显的感觉,其中,不同大脑皮质区(如图1所示)分别对应地掌管人体不同的功能,例如,视觉主要由枕叶区掌管,听觉主要由颞叶区掌管,体感主要由顶叶掌管,以及高级认知功能,如语言、自我意识等,则主要由额叶区掌管,因此,通过将电极设置于对应于不同大脑皮质区域的头骨上,除了可取得相对皮质区的活动情形外,也可针对通过进行电刺激的方式而对该区域的大脑皮质产生影响。

[0232] 尚有一种电刺激种类,舌头电刺激(Electrode stimulation of tongue)。根据研究显示,对舌头进行电刺激能够活化两个主要的脑神经:舌神经(三叉神经的一部分)和鼓索神经(chorda tympani)(颜面神经的一部分),而对于脑神经的刺激则是能够产生传达至顶叶皮质体感区以及直达脑干的神经冲动流(flow of neural impulses),其中,脑干是许多生命功能的控制中心,包括,感官知觉以及运动,然后,从脑干起始,这些神经冲动将穿过脑部并活化、或再次活化神经元以及与脑功能有关的结构--大脑皮质,脊髓,以及,潜在地,整个中枢神经系统。

[0233] 已知,对于人体施以电刺激,可达到改变生理状态的效果,除了能达到前述的各种功效外,也已知有助于改善某些病征,例如,肩颈疼痛等局部疼痛、偏头痛、忧郁症、癫痫、中风等,其中,用来进行刺激的位置,例如,三叉神经、迷走神经、交感神经、大脑皮质等,以及常见的肩颈肌肉酸痛等症状,都位于头部以及颈部附近,恰好邻近本申请所使用的穿戴结构的设置位置,例如,耳戴结构、眼镜结构、颈戴结构、及/或头戴结构等结构的接触位置,例如,耳垂、耳廓、耳道、耳后、颈部、太阳穴附近、前额、头顶、脑后等,举例而言,三叉神经的许多分支,例如,耳颞神经(auriculotemporal nerve)位于耳朵附近及上方,另外,眶上神经(supraorbital nerve),滑车上动脉神经(supratrochlear artery nerve),以及眼神经(ophthalmic nerve)等则位于眼眶与额头附近,而这些就刚好是眼镜结构/眼镜结构配戴于耳朵/头部时会接触的位置,因此,相当适合利用现有的结构来实施;再者,也可通过对针灸穴位进行电刺激的方式而达到改善生理状态的效果。

[0234] 举例而言,可以实施为眼镜形式,直接通过设置于眼镜结构的两个电极,例如,接触头部两侧的电极,或是接触两眼间区域以及头部一侧的电极,就可对脑部进行电刺激;另外,也可实施为耳戴形式,通过如上所述的设置于耳内壳体上的电极、及/或延伸至耳后的延伸部件上的电极,而对脑部进行电刺激;再者,也可通过颈戴结构或头戴结构上的电极而进行电刺激,且如前所述的颈戴/头戴双用的形式也适合于电刺激程序;另外,也可同时采用两个穿戴结构,例如,耳戴结构配合上头戴结构,或是耳戴结构配合上颈戴结构,或是耳戴结构配合上眼镜结构。而由于只要直接配戴上穿戴结构,完成电极的接触,即可进行电刺激,因此,无论采用何种形式,都可让电刺激的执行变得更为简易,相当方便。

[0235] 而除了直接利用穿戴结构上的电极进行电刺激外,也可有其他实施方式,举例而言,可通过穿戴结构作为媒介,而延伸出电极,以进行电刺激,例如,可以是仅延伸出一个电极,并与穿戴结构上的其中一个电极一起执行电刺激,也可以是延伸出两个电极,而通过两个延伸电极执行电刺激,都为可行的方式,而当利用延伸电极的形式时,具优势地是,可选择接触的位置则变得更为广泛,不受限于穿戴结构的设置位置,例如,如图27a所示,可由眼镜的镜脚延伸出电极而接触颈后、耳后、额头等,也可如图27b-27c所示,由耳戴结构延伸出电极接触额头、太阳穴、颈后、耳朵后方等,另外,头戴结构或颈戴结构也可通过使用延伸电极而增加可执行电刺激的接触位置,因此,可以有各种可能,而在此需注意地是,可实施为仅延伸出一个电极,也可实施为延伸出两个电极,没有限制。

[0236] 当延伸出电极时,则可利用依附元件而将电极设置于皮肤上,例如,如图中所示的贴片,或者,该依附元件也可以是另一个穿戴结构,例如,采用由眼镜结构延伸出耳戴结构、颈戴结构、臂戴结构、腕戴结构、指戴结构等的形式,或是耳戴结构延伸出眼镜结构、头戴结构、颈戴结构、臂戴结构、腕戴结构、指戴结构等的形式,或是头戴/颈戴结构延伸出耳戴结构、臂戴结构、腕戴结构、指戴结构等的形式,都为可行的方式,另外,替代地,当实施为两个延伸电极时,可实施为由两个延伸元件分别用以承载,也可实施为由一个延伸元件同时承载两个电极,没有限制。

[0237] 在此,需注意的,所采用的电极,无论是设置于穿戴结构上的电极、或是延伸而出的电极,都可实施为干式电极、或湿式电极,例如,使用导电膏的电极,没有限制,其中,尤其具有优势的是,采用自黏湿式电极,例如,贴片式电极,可在穿戴结构以外进一步提高电极与皮肤的接触稳定性,至于实施的形式则有许多选择,例如,可通过延伸形式而使用湿式电极,也可以将原有穿戴结构的电极替换为湿式电极,都为可行的方式。

[0238] 而当采用干式电极的形式时,尤其具有优势地则是,采用如前所述的接触确保结构,例如,实施为分散的电接触点、及/或实施为可伸缩的结构等,特别是,头部附近的接触点很可能会受到毛发的阻挡,通过采用接触确保结构,将可确保电刺激的执行。因此,可根据使用目的而选择适合的电极种类,没有限制。

[0239] 在实施时,主要是由一讯号产生单元产生一电讯号,并传送至与其相连接的电极,以由此使电极对使用者施加电刺激,因此,通过改变该电讯号,电极所施加于使用者的电刺激即可被改变。在此,需注意地是,所产生的电刺激是非侵入的形式,而所施加之电刺激的内容,则可以根据电刺激的目的而改变,例如,可选择采用基于正弦波、方波或其他波形的电流、电压变化,或者,在采用脉波的情形下,即使频率相同,也可通过脉波宽度调变(Pulse Width Modulation)而改变刺激的持续期间;或者,在希望利用直流电进行刺激的情形下,

可将直流电作为偏压 (offset), 再于其上加载所选择的波形, 也是可行的方式, 因此没有限制。。

[0240] 另外, 进一步具有优势地是, 由于本申请的穿戴结构原本即设计用于取得脑电讯号及/或其他生理讯号, 因此, 还可将生理讯号的检测功能与电刺激结合在同一个装置上, 而通过这样地结合, 就等于直接提供了可确认电刺激效果的手段, 无疑是更具优势的选择。

[0241] 举例而言, 其中一种会因电刺激而改变的生理状态是脑部活动状态, 而通过脑电讯号就可得知其变化, 例如, 如前所述, 可观察 α 波与 β 波的比例, 进而了解使用者当下的放松、紧张程度, 另外, 通过多通道的设置, 可得知左右脑的活动、能量差异, 再者, 还可观察出左右脑间的电位差, 此外, 皮层慢电位 (SCP) 则可用来了解专注力的脑部活动, 而在了解脑部活动状态后, 就可通过调整电刺激的各种参数, 例如, 电流、电压、强度、频率、工作周期 (duty cycle)、持续期间等, 而对脑部产生影响, 进而达到目的, 并且, 也可在进行电刺激后, 通过了解脑部活动的变化而得知电刺激的效果, 并作为依据而进行调整。

[0242] 替代地, 皮肤电活动 (EDA, electrodermal activity) 也是观察生理状态变化的一个指标。通过设置于头部的电极, 或是延伸至身体其他部位的电极, 例如, 颈部、肩膀、手腕、手指, 都可取得进行电刺激部位的皮肤电活动, 而无论是在电刺激开始前、电刺激执行期间、及/或电刺激之后, 都可通过观察皮肤电活动的变化而作为决定、及/或调整电刺激模式的参考。

[0243] 替代地, 还可通过侦测心率变化而观察因电刺激而改变的生理状态。心率经过计算可得出心跳变异度 (HRV, Heart Rate Variability), 而心跳变异度则是已知了解自律神经系统最佳的途径, 因此, 无论是电刺激的目的是放松、提升注意力、改善精神状态、改善睡眠状态、改变大脑状态、或是治疗某些病征, 通过了解自律神经的变化, 都可有效的掌控相关的生理变化, 进而作为调整电刺激的依据。在此, 心率的取得可通过配置光发射元件以及光接收元件, 或是心电电极, 没有限制, 举例而言, 可在眼镜结构、耳戴结构与头部、耳朵接触的位置处设置光发射元件及光接受元件, 或者也可设置于在延伸而出的贴片、带体、颈戴结构、头戴结构、腕戴结构、指戴结构上, 都是可选择的位置, 另一方面, 若采用心电电极取得心率, 则可将两个电极分置于取得心电讯号的两个位置, 例如, 头部/耳朵与上肢体, 两个耳朵, 以及颈部/肩膀与上肢体等, 此时, 可利用穿戴结构、或贴片、带体进行固定, 同样是相当方便的方式。

[0244] 另一方面, 当侦测脑波发现使用者出现睡意时, 也可通过电刺激的执行而达到提醒、防止入睡的效果, 例如, 使用者可选择在开车、念书的时候配戴眼镜、耳机、颈戴结构等, 并通过监测脑波而得知是否出现睡意, 以作为产生电刺激的依据。

[0245] 在此, 需注意地是, 当所侦测的生理讯号为电生理讯号时, 则用于取得电生理讯号的电极与用于执行电刺激的电极, 还可进一步实施为彼此共享, 例如, 其中一个电极共享, 或是两个电极皆共享, 可让整体配置更为简化。

[0246] 上述根据生理状态而产生、调整电刺激的实施情形, 可以有不同的实施选择。举例而言, 可实施为由讯号产生单元自动控制电刺激的产生, 电刺激的模式, 电刺激的参数, 例如, 持续时间、电流强度、电压、频率、工作周期等, 也可实施为让使用者自行操作, 例如, 可通过手机屏幕、穿戴于手腕的显示元件、眼镜的镜片、或耳机等, 而通知使用者所测得的生理状态信息, 之后, 使用者就可通过控制接口而决定自己是否要进行电刺激、要选择何种电

刺激的模式、或是否要调整电刺激的参数等,当然,也可实施为可依需求而选择自动或手动操作模式,都无限制。

[0247] 举例而言,可以提供一电刺激模式集合,以供使用者自由选择,或是进一步实施为,先根据所测得的生理状态信息而自集合中选择出相关的电刺激模式后,再供使用者进行选择,或者,也可实施为让使用者可调整如前所述的电刺激的参数设定,都为可能的实施方式,没有限制。

[0248] 因此,通过穿戴结构而进行电刺激,确实提供了让电刺激的执行更为容易的方式,若再加上可实时取得使用者的生理讯号,则更有助于改善电刺激模式的调整及选择,以及电刺激所能达到的效果,因此确实是相当具有优势的方式。

[0249] 另一方面,在本实用新型的耳戴结构及/或眼镜结构可取得脑电讯号的前提下,特别是,还可应用于执行生理共振刺激(Physiological Resonance Stimulation)。

[0250] 首先,一脑部活动侦测单元会通过至少二脑电电极而取得一特定时间的脑电讯号,之后,通过一处理单元对所取得的脑电讯号执行频域分析处理,例如,通过傅立叶变换,或是利用数字滤波器,可获得脑电讯号的能量分布,接着,分别在不同脑波频段中,例如, δ 频段(0.1-3赫兹), θ 频段(4-7赫兹),慢速 α 频段(8-9赫兹),中间 α 频段(9-12赫兹),快速 α 频段(12-14赫兹),慢速 β 频段(12.5-16赫兹),中间 β 频段(16.5-20赫兹),快速 β 频段(20.5-28赫兹),或是其他频段,可观察到该段时间内的一个或数个能量峰值(peak energy),例如,于 α 频段内出现8赫兹的能量峰值,或同时出现8赫兹及10赫兹的能量峰值,而在选定一频段范围,例如,选择 α 频段、或是自行定义的一频段范围后,一刺激讯号产生单元就能以该频段内的该能量峰值的频率作为基础而产生一生理刺激讯号,并施加至使用者。

[0251] 在此,需注意地是,该特定时间可实施为实时,例如,每秒钟或更短的时间即执行一次频域分析处理,也可取较长的一段时间,例如,5分钟或更长的时间,再将长时间分段执行频域分析处理,之后再取平均值,或是整段时间直接进行频域分析处理,都是可能的方式,可依实际需求而改变,没有一定的限制。

[0252] 至于刺激讯号的频率的决定,经研究后较佳的方式是,选择与该能量峰值具有频率比例关系的频率,例如,若假设刺激讯号的频率为 n ,能量峰值的频率为 m ,则 n 与 m 为整数的比例关系都为可行,例如, $n:m$ 可以为1:2,1:3,2:3,3:2,3:1等,没有限制,如此一来,通过两者间所具有的比例关系,就能有利于达到同步(entrainment),进而达到共振(resonance)现象。

[0253] 在此,需要注意地是,只要是根据上述方法所决定该峰值能量频率及频率比例关系,在实际实施时,都可容许些微的偏移,都属本实用新型的范畴,没有限制,另外,也可混合分别具有不同比例关系的刺激讯号,例如,混合比例关系分别为1:2,以及1:3的两种刺激讯号,以通过多个谐波成分而更有利于达成同步/共振,而且,混合的讯号比例、强度及种类还可实施为随着时间而改变,再者,当实施为提供听觉刺激时,可进一步混合音乐,例如,自然界的声,以增加使用者的接受度。因此,可以有各种可能,没有限制。

[0254] 当达到共振之后,其中一种可能是,可达到增大目标峰值能量的效果,例如,所选定的8赫兹能量峰值,会出现振幅的增加,另一种可能则是,可对所选定频段内的能量峰值的频率产生影响,例如,当达共振后,可通过改变外部施加刺激的频率,例如,由8赫兹改变

为9 赫兹,以通过共振所产生的两者间牵引力量,使得该能量峰值的频率因此而发生改变,如此一来,就可通过逐渐增加或减少施加刺激频率的方式,而达到改变原有自然频率的牵引效应。

[0255] 进一步地,通过增大目标峰值能量的方式、或是通过改变所提供的刺激讯号的频率而达到牵引并影响该能量峰值的频率的方式,就有可能获得改变生理、或脑部状态、及/或意识状态的效果,例如,能诱发睡眠状态、清醒程度、放松程度、冥想深度(meditation depth)等各种人体生理状态,也可对于一些相关于脑部活动的疾病,例如,癫痫、偏头痛等有正面的效应。

[0256] 至于刺激讯号的种类则有各种可能,例如,视觉刺激讯号,听觉刺激讯号,或是电刺激讯号等都是可行的方式,举例而言,视觉刺激讯号可以是具比例关系的闪烁速率的视频讯号,例如,可利用设置 LED、LCD、或其他显示元件而实施为闪光的形式,听觉刺激讯号可以是具比例关系的声变化频率的音频讯号,例如,可利用发声元件(空气传导式或骨传导式)而产生,而在一特殊的实施例中,听觉刺激讯号的产生则是可通过两个声音产生源来达成,也即利用所谓的双声道拍频(Binaural beats)方法,通过提供具有一频率差的两个听觉讯号,并使该频率差与该目标峰值的频率具比例关系,而当此两个听觉讯号同时被馈入脑部时,大脑最终会产生感觉到具有该频率差的一第三听觉讯号的效果,而这样的两个声音产生源,则有各种实施方式,例如,可由分别设置于两个耳戴结构中的发声元件来达成;也可于眼镜结构两侧的镜脚上分别设置发声元件,此种方式尤其适合采用骨传导式发声元件,如此一来,眼镜结构造型将不会有太大的改变;或者,发声元件也可设置于由眼镜结构延伸而出的耳戴结构上,例如,可由单边镜脚延伸出两个耳戴结构,或分别由两镜脚各延伸出一耳戴结构,以设置于两个耳朵上,,都是可以实施方式。

[0257] 电刺激也有不同的实施形式,如前所述,可通过选择不同的电流、电压施加波形而改变电刺激的型态,此外,电刺激还可选择刺激的部位,如前所述,可通过经颅电刺激、经皮神经电刺激、或是通过舌头电刺激等方式而执行,因此,有各种可能。

[0258] 再者,除了施加单种刺激外,也可同时施加两种以上的刺激,例如,同实施加视觉刺激以及听觉刺激,或是同时施加电刺激以及听觉刺激等,或是对不同的大脑皮质区域同时执行电刺激,都是可以选择的执行方式,并且,第二个刺激源也可实施为由外部装置提供,例如,发光源,发声源,手机等,没有限制,而在此情形下,多种刺激的频率则可以相同或不同,没有限制,只需与该能量峰值具频率比例关系即可。

[0259] 接着,在通过共振的方式而进行刺激后,通过脑电讯号的侦测,也可于刺激期间、及/或之后,通过观察脑波而得知刺激的效果,例如,目标峰值的能量是否增加,及/或其增大的幅度等,也因此,可在效果未达成时,实时地改变刺激的执行方式,例如,能量增大的幅度未达预期时,可加强刺激的强度,或是增长刺激的时间,或是改变刺激讯号的波形等,都有助于增加刺激的效果。

[0260] 这样的共振刺激方式能够准确地针对人体既有的脑波频率进行共振刺激,以达到增强的效果,并可实时进行调整,是非常具效率的生理刺激方式。

[0261] 在此,同样地,无论是所施加的共振生理刺激的种类,或是执行的模式、参数设定等,也可实施为让使用者自行选择,例如,通过耳戴结构、眼镜结构所提供的输入操作接口,例如,按钮,触控接口,光感应,语音控制等,或是与耳戴结构/眼镜结构相互沟通的外部装

置,例如,手机、或腕戴装置等的操作接口而执行,另外,因施加共振生理刺激所造成的生理状态改变,也可通过设置于耳戴结构/眼镜结构上的信息提供单元、或是与耳戴结构/眼镜结构相互沟通的外部装置而提供给用户,例如,可通过视觉、听觉、触觉等形式,有助于让使用者更加了解自己当前的生理状态,也有助于脑波共振的达成。

[0262] 在一特殊实施例中,如第28a-28b图所示,其实施为设置于头顶的头带配合设置于两耳的耳内壳体或耳罩的形式,这样的设置非常适合用于取得大脑皮质顶叶区的脑电信号,其中,如图所示,当耳戴结构实施为耳内壳体形式时,其与头戴结构间的结合主要会实施为通过连接线来达成,而当耳戴结构实施为耳罩形式时,其与头戴结构间的结合,则主要会实施为两者整合为一体的形式,但并非为绝对,其他的实施方式也为可行。

[0263] 在实施时,可如图所示,将两电极191,192都设置于头戴对应于大脑皮质顶叶区的位置,以取得脑电信号,或者,也可再于耳戴结构上设置一个电极作为参考电极,以与头顶上两个电极分别利用参考组合范式而取得双信道脑电信号,或者,也可实施为一个电极设置于头带上,一个电极设置于耳戴结构上,同样可取得大脑皮质顶叶区的脑电信号;另外,替代地,也可将电极设置于接近大脑皮质颞叶区的位置,例如,头带接近耳朵的位置,或是耳戴结构上,尤其适合耳罩形式的结构,就可取得大脑皮质颞叶区的脑电信号,因此,可依实际需求而改变,没有限制。而电极除了用来取得脑电信号外,也可用来进行电刺激,例如,经颅电刺激,共振生理刺激等,或者,也可利用依附元件而设置电刺激电极,例如,延伸自头戴结构或耳戴结构。在此,进一步地,为了克服头顶毛发所可能造成的电极接触问题,设置于头带上的电极,较佳地是,实施为具有如前所述的接触确保结构,一方面让电极能够穿过毛发,另一方面也增加接触范围。

[0264] 而由于其正好符合一般常见的头戴式耳机的形式,因此,也相当适合于耳戴结构内设置发声元件(空气传导式或骨传导式),如此一来,就能自然地提供使用者音频,例如,用来进行播放储存于内部的音乐,例如,mp3声音档案,或是播放来自外部装置的音乐,或者,也可用来提供相关的生理信息、操作信息等,例如,进行生理回馈/呼吸训练等,或者,更进一步地,还可用来进行生理刺激,例如,上述的各种听觉刺激,而且,由于可于双边都设置发声元件,故也可实施为利用上述的双声道拍频方式来进行生理刺激。

[0265] 故在此架构下,不但能取得脑电信号及/或执行电刺激,还能提供音频及/或执行听觉刺激,再加上是一般常见的耳机形式,使用者的接受度相当高,是十分具有优势的选择。

[0266] 而这样的形式,只要采用柔软舒适的材质,就相当适合于睡眠期间使用。在睡眠期间,通过侦测脑电信号,了解脑部活动情形,例如,快速动眼期,深睡期等,除了可提供有助于睡眠的音乐外,也可用来决定施加于脑部的各种刺激,例如,电刺激、听觉刺激等,而正如前述,施加于人体的刺激具有改善/诱发睡眠状态的效果,因此,通过这样的配置,将可自然地达成上述的各种刺激方式,相当具有优势;且进一步地,还可增设其他的生理感测元件,以取得其他的生理讯号,例如,可利用光传感器取得血液生理讯号,进而得知心率、呼吸、血氧浓度等信息,也可设置其他电极而取得如眼电信号,肌电信号,以及皮肤电信号等生理讯号,或是再增设麦克风,可得知呼吸情形、打鼾、呼吸中止(Sleep Apnea)事件等信息,而这些都是有助于更详细地了解睡眠状况,并且,除了可用于调整生理刺激外,也可将生理讯号记录下来用于睡眠诊断分析。

[0267] 另外,具优势地是,基于脑电讯号及/或其他生理讯号的侦测,还可在进行电刺激及/或共振刺激前,先通过观察生理讯号而了解生理状态,进而作为是否进行刺激的决定依据,及/或要进行何种刺激的依据。

[0268] 其中,若刺激的目的是在于放松、提高专注度、改变精神状态、改变/诱发睡眠状态、改变大脑状态,例如,认知状态(cognitive state)等,则可先通过观察脑波或其他生理讯号而得知生理状态是否处于稳定的生理状态,以决定是否可开始进行刺激,及/或要执行何种刺激较为适合,可有助于更迅速达到刺激的效果。

[0269] 举例而言,通过观察脑波可得知使用者当前是处于放松或紧张的状态,例如, α 波占优势表示处于较放松状态, β 波占优势则表示处于紧张状态;另一方面,若设置有其他生理感测元件,则可通过其他的生理讯号来了解用户的生理状态,例如,光传感器可取得使用者的心率,以藉RSA现象得知用户的呼吸频率,利用心跳变异率得知自律神经系统活动情形,及/或观察心率与呼吸间的相干性等,而这些都代表使用者是否处于稳定的生理状态。

[0270] 通过这样的事先观察,就可利用先行设定预设条件的方式,而让刺激能够在最能产生效果的情形下执行,例如,若观察的是脑波,则可观察持续一段时间内或是多个分段时间之间,特定频段内的能量分布情形是否稳定,或能量峰值是否一致等,若观察的是心率,则可观察心跳频率、呼吸频率、心跳变异率、心率与呼吸间的相干性等是否落在预设的范围内。

[0271] 且再进一步,若使用者处于不适合的生理状态,例如,较为不稳定的生理状态时,还可通过如前所述的生理回馈、及/或呼吸导引/呼吸训练程序而让用户处于较稳定及放松的生理状态后,再进行共振刺激/电刺激,进而让整体程序的效果更为显著。因此,有各种可能,没有限制。

[0272] 此决定程序可实施为在穿戴装置上执行,或是将生理讯号传输至外部装置后,而由外部装置来执行,例如,通过无线传输将生理讯号传送至手机,并通过手机中的应用程序来计算并决定是否要执行刺激,以及要执行何种刺激。

[0273] 在此,需注意地是,正如本领域具通常知识者所熟知,眼镜结构是属于头戴结构的一种,因此,上述有关刺激的叙述中所采用的眼镜结构,也适合应用于以头戴结构为基础的装置,无论是用以取得生理讯号,或是执行刺激,因此,其也属本实用新型的范畴。

[0274] 再一个常见的应用是作为人机界面(HMI, Human Machine Interface),例如,可通过侦测EEG而分析得出使用者的意图(intention),或是侦测使用者的生理变化,再进而转换为操作指令,近年来,这样的人机界面配合生理回馈也被应用于游戏,例如,通过游戏的呈现方式而让使用者训练专注力等。

[0275] 由于根据本实用新型的传感器是采用耳戴或眼镜形式,因此,也适合使用作为人机接口,而在所检测的生理讯号包括脑电讯号以及心率序列的情形下,可用于产生指令的方式有下列几种可能方式,举例而言,但不限制,由于脑波中 α 波所占的比例,随着闭眼及睁眼的动作有很大的变化,一般而言,当闭眼时, α 波的比例会大幅提升,因此,就可以此作为产生指令的依据,另外,当脑电电极可侦测到眼部的动作并取得眼电讯号(EOG)时,就可通过,例如,眨眼、移动/转眼球等动作而下达指令;再者,由于呼吸也是人体可以控制的一项生理活动,且如前所述地,呼吸不但会对心率产生影响(也即,所谓的RSA),也会造成脑波于

低频区段的波动,因此,在本实用新型的架构下,无论是侦测脑波讯号或是侦测心率序列,都可由此而得知使用者呼吸行为模式改变,因而作为产生指令的依据,例如,使用者可通过特意拉长吸气的期间而下达指令等,或者,也可通过加深呼吸而增加心跳变异率,进而达到增大RSA震幅的效果,以作为下达指令的依据,再者,也可以其他生理讯号作为指令依据,例如,肌电讯号(EMG)可分辨肌肉是否收缩施力,就可通过左右边牙齿分别的咬合用力而下达指令,因此,有各种可能,没有限制。

[0276] 此外,进一步地,当配合上动作感测元件时,例如,加速度器(Accelerometer),重力传感器(G sensor),陀螺仪(gyroscope),磁传感器(Magnetic sensor)等,还可有更多的下达指令方式,例如,当上述的各种生理现象可再配合上下点头、左右转动头部等动作,或是手部的动作,例如,可将动作感测元件设置于腕戴结构或指戴结构上,以得知特定的手势或手部的静态姿势改变,就可组合出更多种类的指令,让应用范围更广,例如,可应用在游戏等,都非常适合。

[0277] 综上所述,根据本实用新型的耳戴式以及眼镜式脑部活动传感器通过接触新颖的脑电讯号取样位置,也即,耳甲墙、对耳屏、耳屏间切迹、耳屏、耳廓背面、及/或耳廓与头颅间V型凹陷等位置,可提供不同于现有技术的平行于耳甲底部的稳定电极力量,而且,其通过穿戴动作即可完成接触,无须额外结构提供施力,可自然达成稳定的接触,相当有助于取得高质量的脑电讯号。

[0278] 并且,通过这样的设置也使得许多应用显得更为方便,例如,可利用耳戴结构/眼镜结构作为提供生理刺激的接口,以及根据所取得的生理讯号而调整生理刺激,不但可因采用穿戴形式而让使用更为便利,同时也可因为生理讯号的侦测而使得执行刺激的效果更为有效及显著。

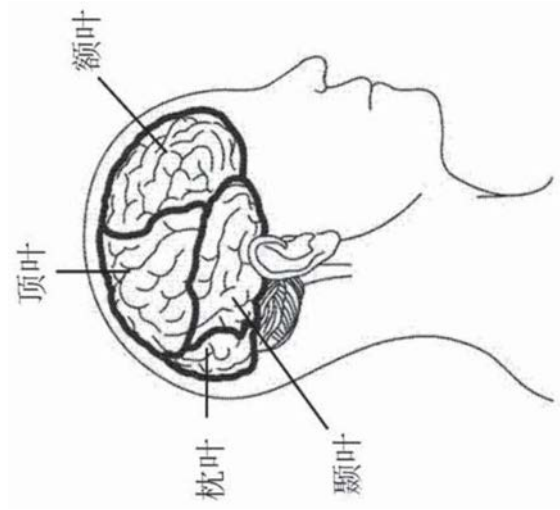


图1

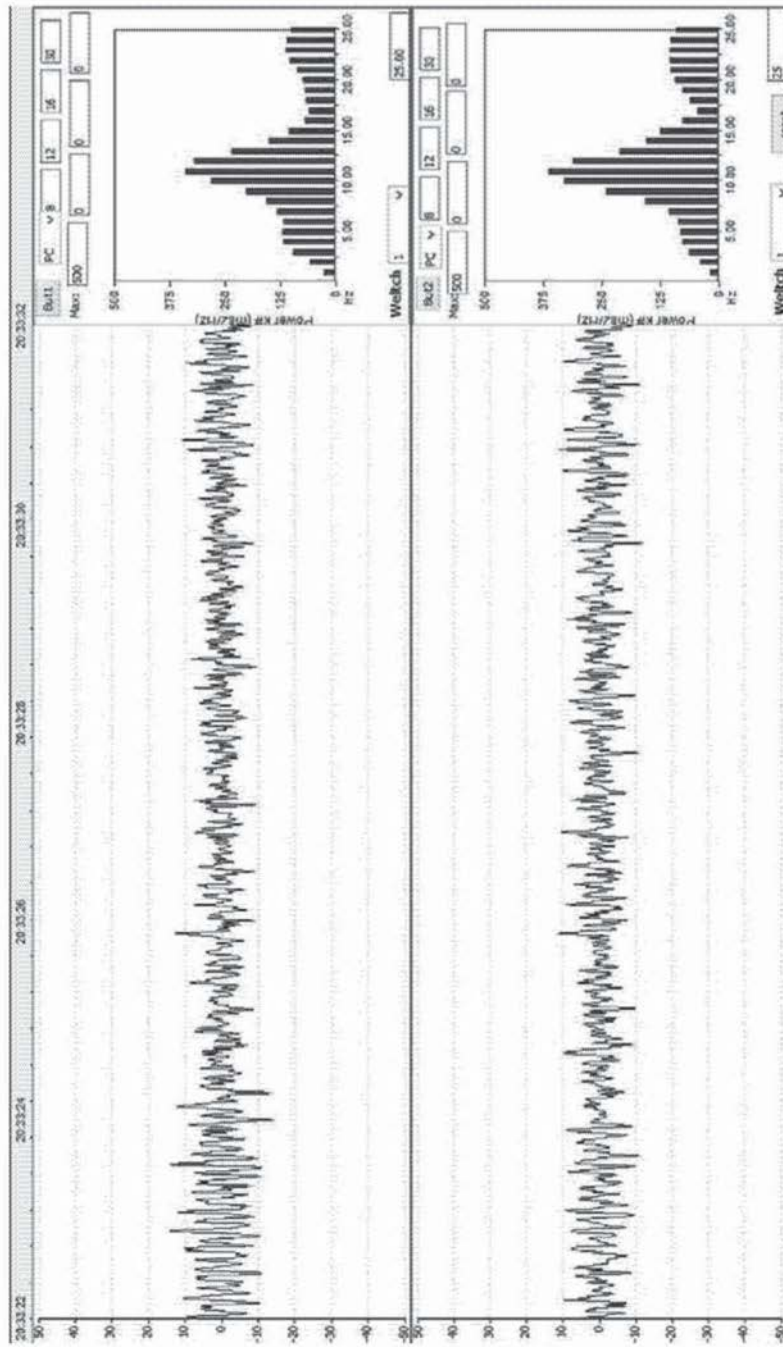


图2



图3



图4a



图4b

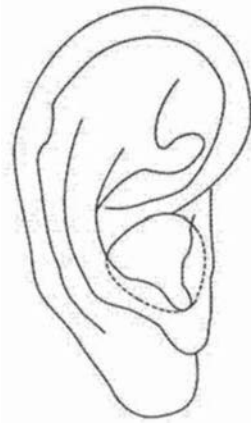


图4c

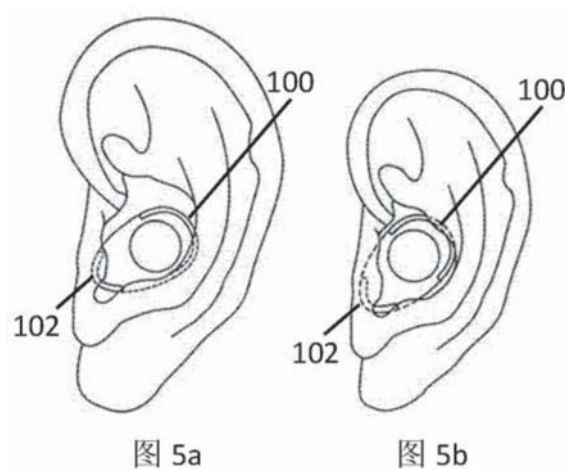


图 5a

图 5b

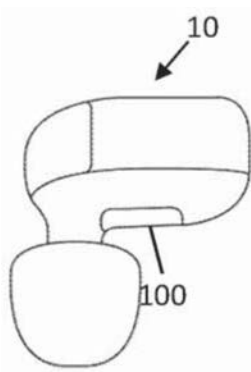


图6a

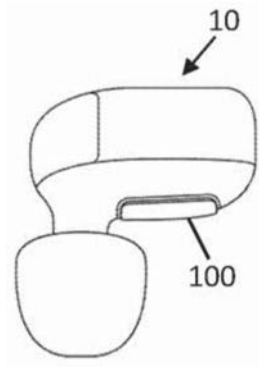


图6b

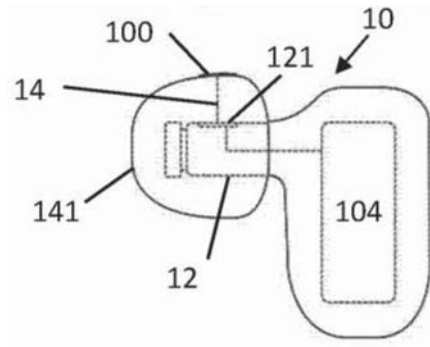


图7a

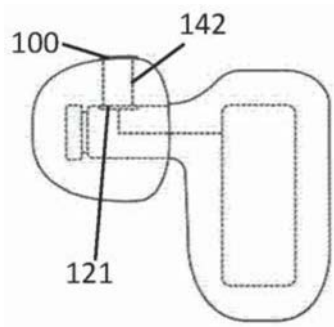


图7b

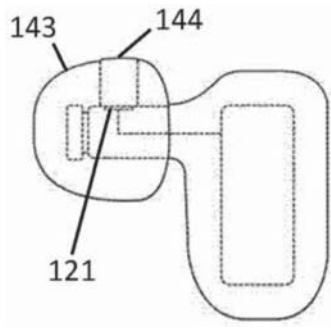


图7c

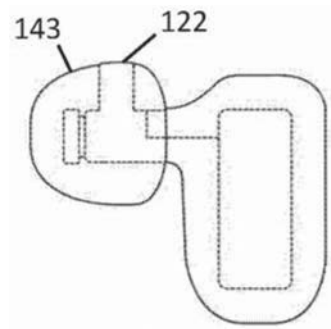


图7d

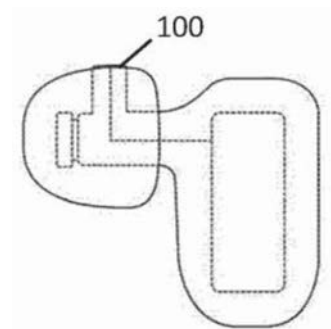


图7e

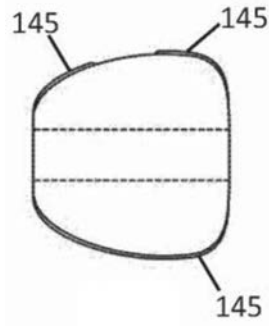


图8a

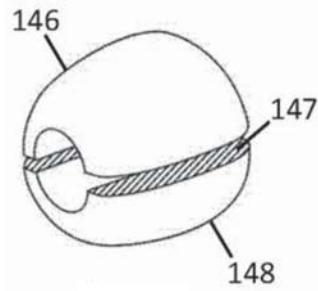


图8b

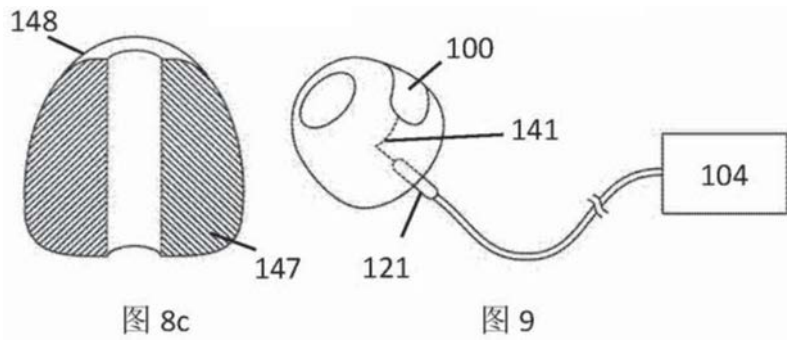


图 8c

图 9

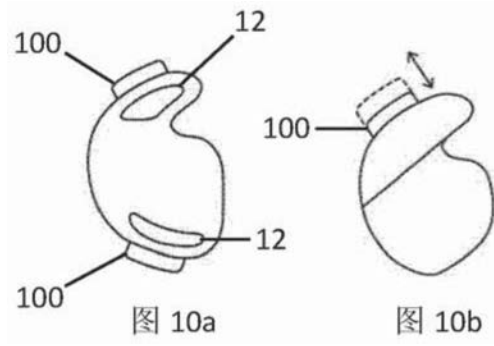


图 10a

图 10b

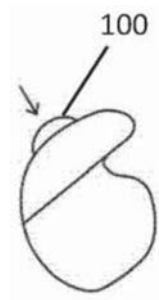


图10c

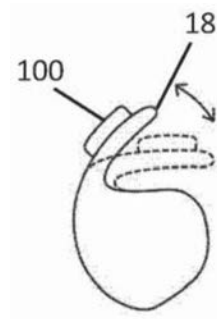


图10d

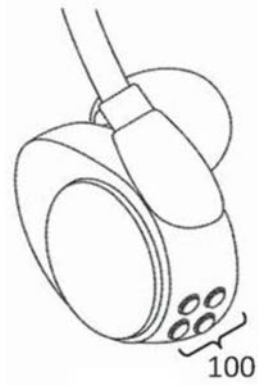


图11a

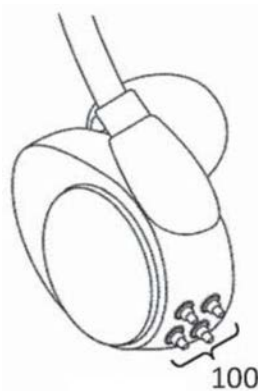


图11b

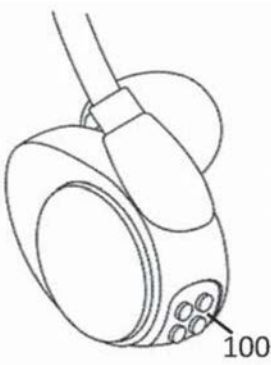


图11c



图11d

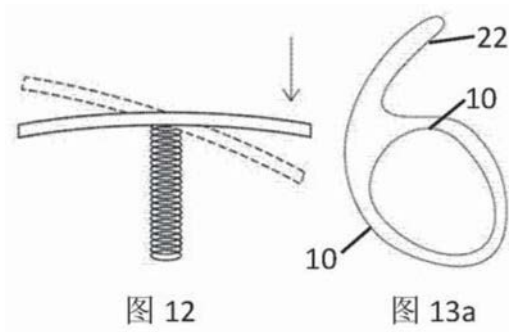


图 12

图 13a

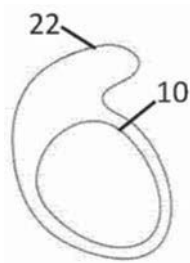


图13b

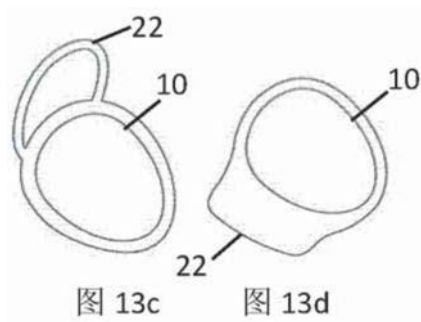


图 13c

图 13d

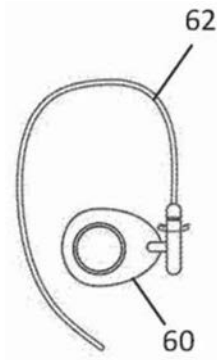


图14a

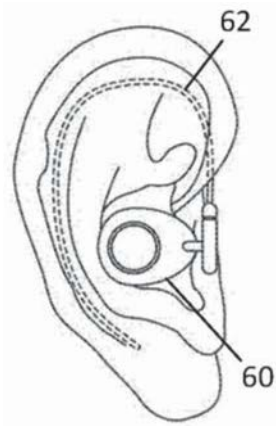


图14b

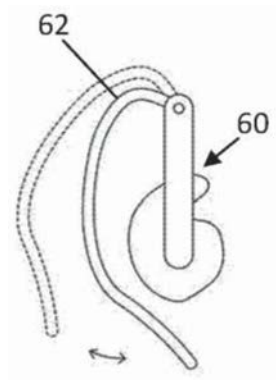


图14c

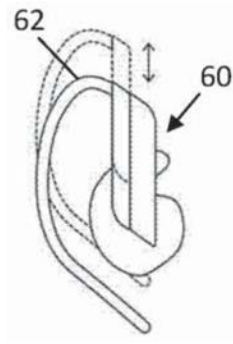


图14d

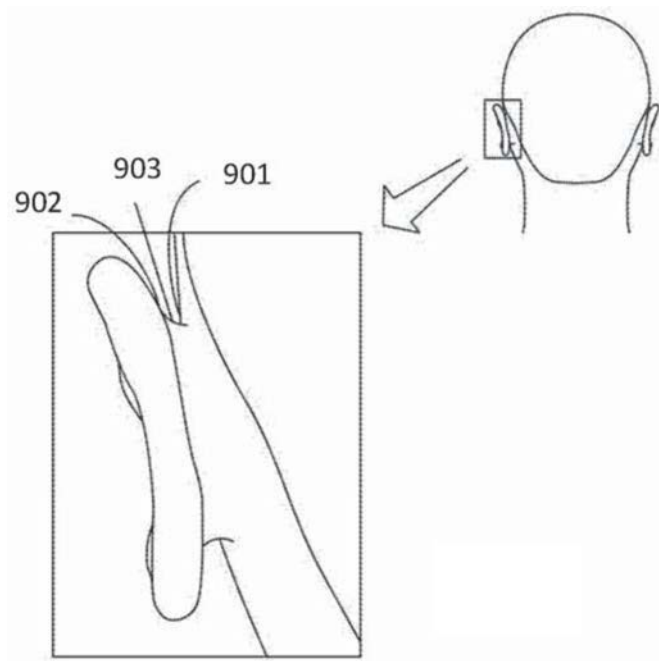


图15

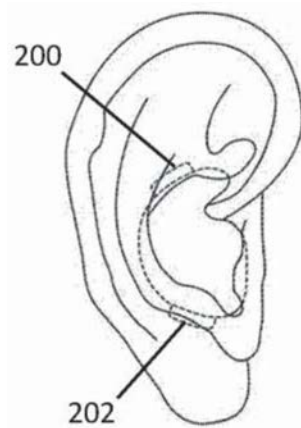


图16a

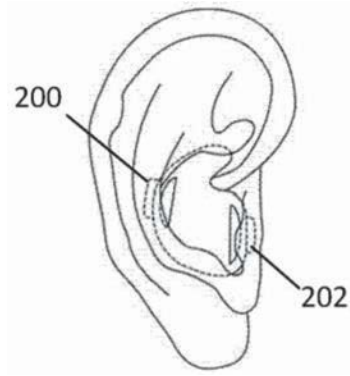


图16b



图16c



图17

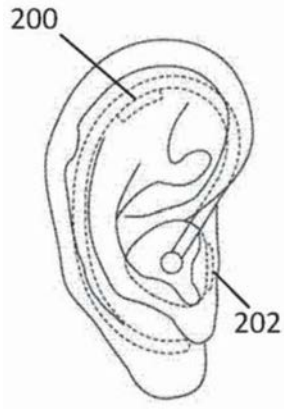


图18a

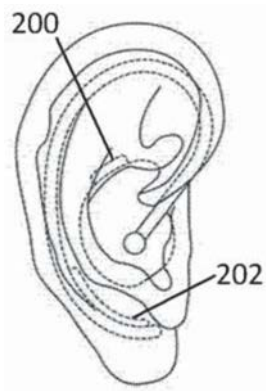


图18b

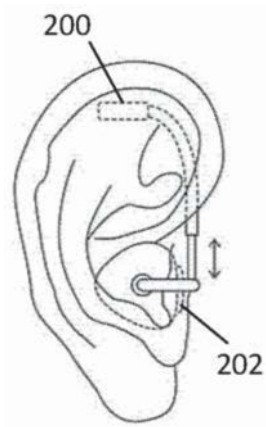


图18c



图18d

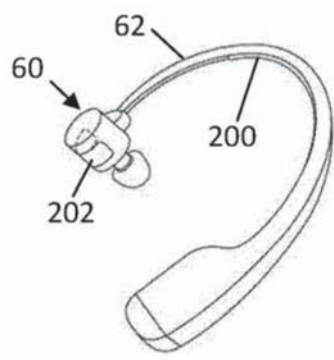


图19a

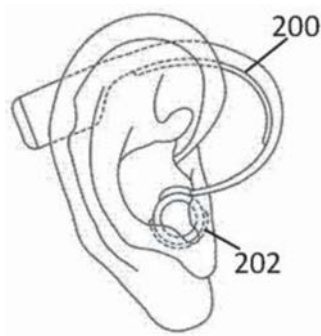


图19b

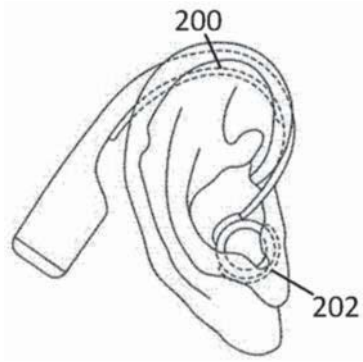


图19c

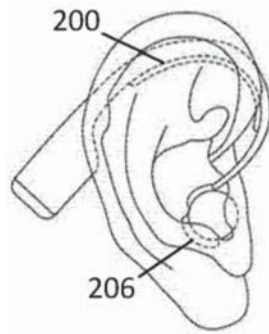


图19d



图19e



图20

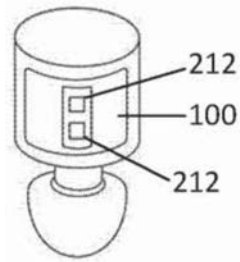


图21

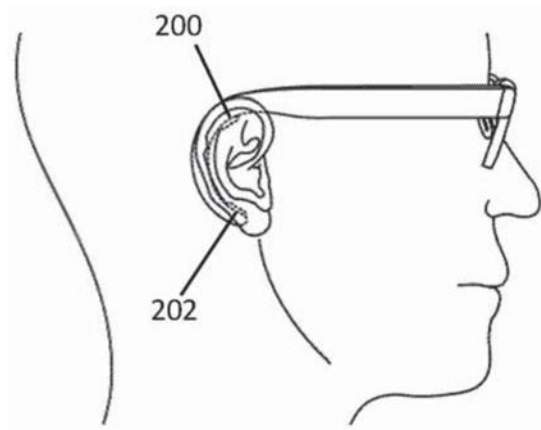


图22a

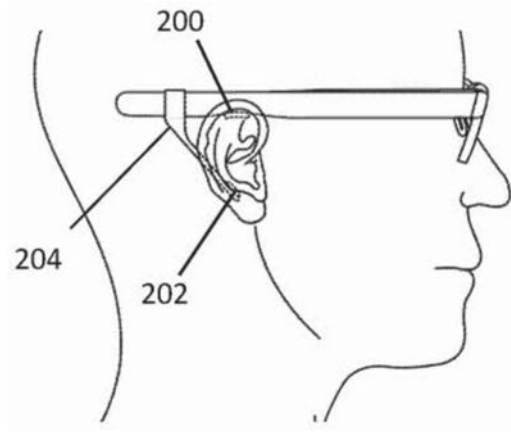


图22b

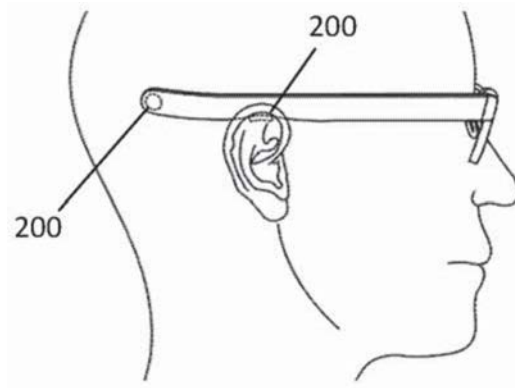


图22c

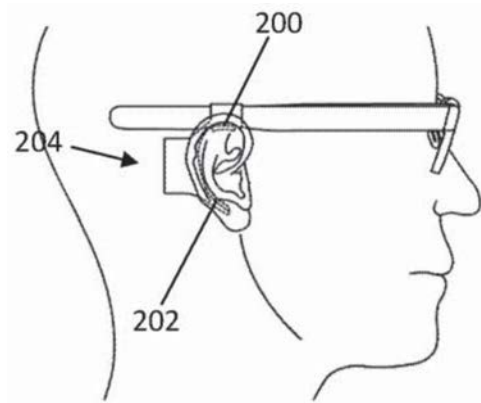


图22d

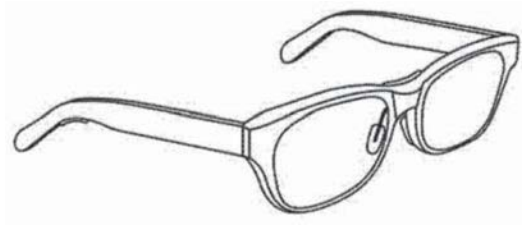


图22e

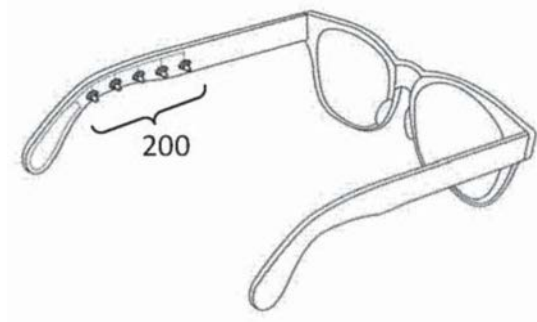


图22f

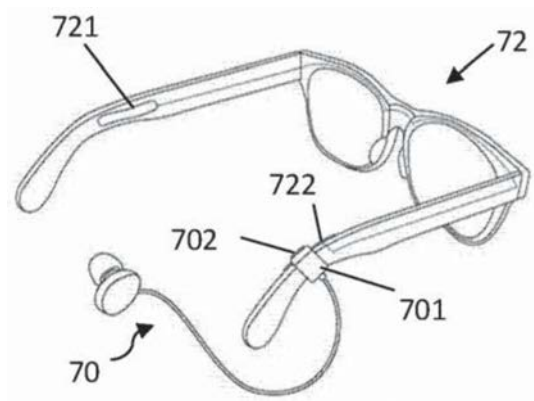


图23a

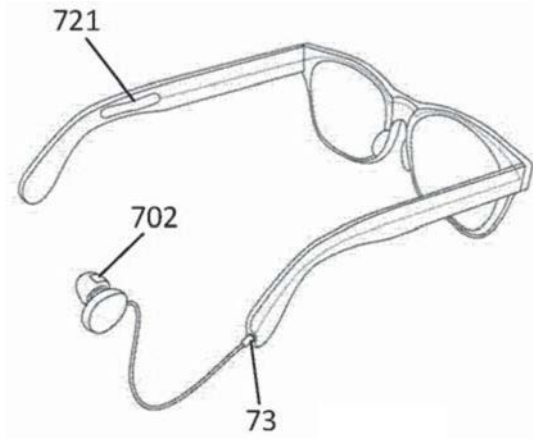


图23b

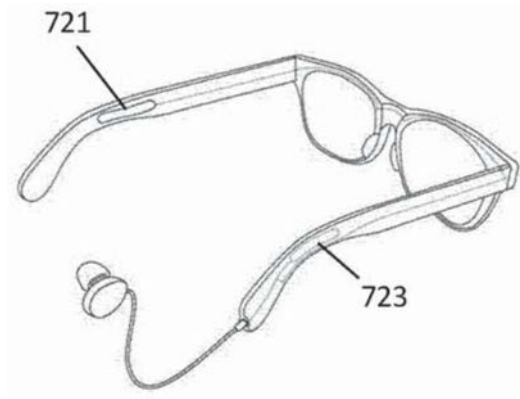


图23c

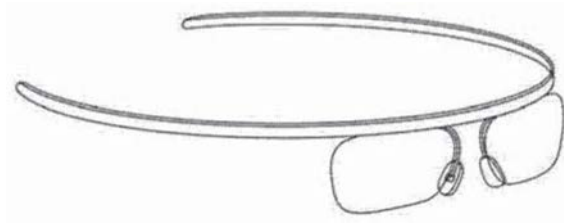


图23d

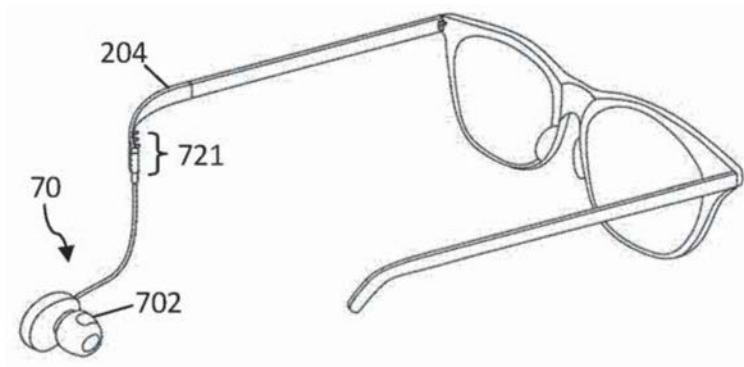


图23e



图24a

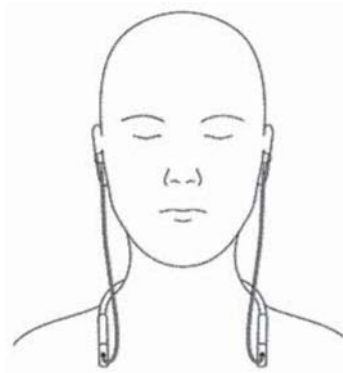


图24b



图24c



图25a



图25b



图26a



图26b

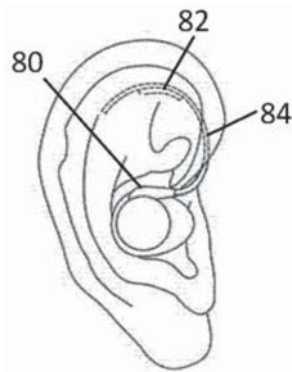


图26c

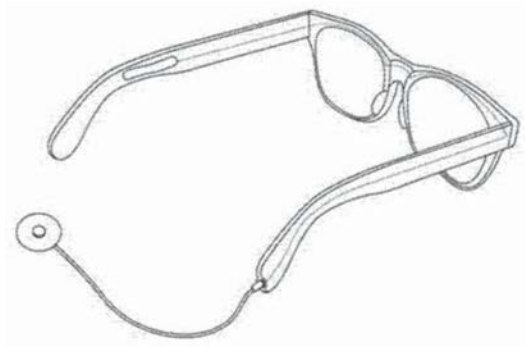


图27a

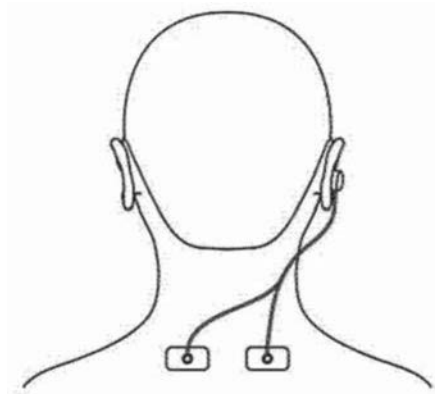


图27b

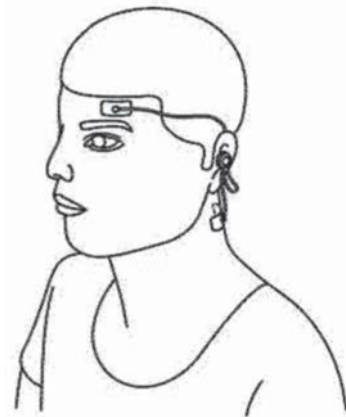


图27c

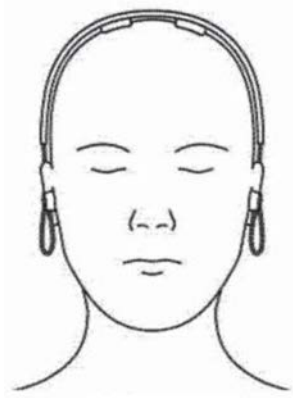


图28a



图28b

专利名称(译)	穿戴式生理活动感测装置及感测系统		
公开(公告)号	CN210811043U	公开(公告)日	2020-06-23
申请号	CN201720063235.4	申请日	2017-01-18
[标]申请(专利权)人(译)	周长安		
申请(专利权)人(译)	周常安		
当前申请(专利权)人(译)	周常安		
[标]发明人	周常安		
发明人	周常安		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/0402 A61B5/0478 A61B5/0496 A61B5/0205 A61B5/1455 A61B5/16 A61B5/18 A61B5/00 A61B5/0488 A61B5/04 A61N1/36 A61H39/00 A61M21/02 A61M21/00 A61B5/11		
代理人(译)	张一军 姜劲		
优先权	201620064819.9 2016-01-22 CN 201610044155.4 2016-01-22 CN 201620064213.5 2016-01-22 CN 201620508920.9 2016-05-30 CN 201610374046.9 2016-05-30 CN		
外部链接	SIPO		

摘要(译)

本实用新型公开了一种穿戴式生理活动感测装置及感测系统，其中，在一实施例中，一种穿戴式生理活动感测系统实施为具音频播放功能，其包括第一耳戴装置，具一第一发声元件，且设置于一使用者的一第一耳廓上，以取得该使用者的至少一生理讯号，以及第二耳戴装置，设置于该使用者的一第二耳廓上，具一第二发声元件，以及一音频控制电路，用以至少驱动该第二发声元件而提供一音频讯号，其中，当该第一耳戴装置以及该第二耳戴装置相互电连接时，该音频控制电路同时驱动该第一发声元件以及该第二发声元件而提供该音频讯号，以及当该第一耳戴装置以及该第二耳戴装置相互分开时，该第二耳戴装置独立提供该音频讯号。

