



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106974645 A

(43)申请公布日 2017. 07. 25

(21)申请号 201610044340.3

(22)申请日 2016.01.22

(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 张一军 姜劲

(51)Int.Cl.

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

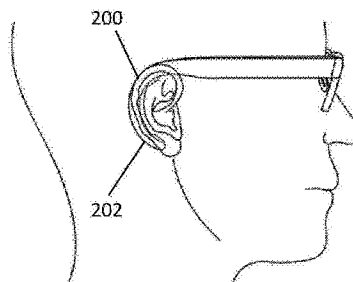
权利要求书2页 说明书18页 附图8页

(54)发明名称

眼镜式脑部活动传感器以及眼镜式电生理
活动感测装置

(57)摘要

本发明公开了一种用以侦测大脑皮质脑波的眼镜式脑部活动传感器以及眼镜式电生理活动感测装置,所述眼镜式脑部活动传感器包括一眼镜结构,且该眼镜结构具有至少一鼻垫以及二镜脚,以及具有一脑电电极设置于其上,其中,该眼镜结构通过一使用者的鼻子支撑该至少一鼻垫,以及该使用者的二耳廓支撑该二镜脚而设置于该使用者的头部,以使该脑电电极接触其中一耳廓与头颅间的一V型凹陷及/或该耳廓的背面皮肤,进而利于透过该脑电电极而取得脑电信号。



1. 一种眼镜式脑部活动传感器,用以侦测大脑皮质的脑波,其特征在于,包括:
一眼镜结构,包括至少一鼻垫以及二镜脚,以及具有一脑电电极设置于其上;
其中,

该眼镜结构通过一使用者的鼻子支撑该至少一鼻垫,以及该使用者的二耳廓支撑该二镜脚而设置于该使用者的头部,以使该脑电电极接触其中一耳廓与头颅间的一V型凹陷及/或该耳廓的背面皮肤,进而利于通过该脑电电极而取得脑电讯号。

2. 如权利要求1所述的传感器,其中,其还包括另一脑电电极,位于该眼镜结构上,以在该眼镜结构设置于该头部时接触下列的其中之一或多,包括:另一耳廓与头颅间的V型凹陷,另一耳廓的背面皮肤,鼻梁,山根,两眼间区域,太阳穴,以及头部后方。

3. 如权利要求1所述的传感器,其中,其还包括一光发射元件以及一光接收元件,设置于该眼镜结构上,以自下列位置的其中之一或多取得血液生理讯号,包括:耳廓与头颅间的V型凹陷,耳廓背面,耳廓附近的头颅区域,鼻梁,山根,两眼间区域,以及太阳穴。

4. 如权利要求1所述的传感器,其中,其包括一第一心电电极以及一第二心电电极,以取得心电讯号。

5. 如权利要求4所述的传感器,其中,该第一心电电极设置于该眼镜结构上,以接触下列的其中之一或多,包括:耳廓与头颅间的V型凹陷,耳廓背面皮肤,耳廓附近的头颅皮肤,鼻梁,山根,两眼间区域,以及太阳穴,以及其中,该第一心电电极实施为与该脑电电极共享。

6. 如权利要求4所述的传感器,其中,该第二心电电极设置于该眼镜结构位于该头部时不与皮肤接触的一表面上,以供使用者以一手部接触,或者其中,该第二心电电极通过一穿戴结构而设置于下列的其中之一或多部位,包括:肩膀,颈部,胸膛,手臂,手腕,以及手指。

7. 如权利要求1所述的传感器,其中,其还包括下列元件的其中之一或多,包括:一振动模块,一发声元件,以及一收音元件。

8. 一种眼镜式电生理活动感测装置,其特征在于,包括:

二电极;以及

一眼镜式电生理活动传感器,包括:

一眼镜结构,包括至少一鼻垫以及二镜脚,以及具有至少一电极位于其上,

其中,

该眼镜结构通过一使用者的鼻子支撑该至少一鼻垫,以及该使用者的二耳廓支撑该二镜脚而设置于该使用者的头部,以使该至少一电极接触其中一耳廓与头颅间的一V型凹陷及/或该耳廓的背面皮肤,进而利于通过该至少一电极而取得至少一电生理讯号。

9. 如权利要求8所述的感测装置,其中,该二电极的其中另一位于该眼镜结构上,以在该眼镜结构设置于该头部时接触下列的其中之一或多,包括:另一耳廓的背面皮肤,该另一耳廓与头颅间的V型凹陷,鼻梁,山根,两眼尖区域,太阳穴,以及头部后方。

10. 如权利要求8所述的感测装置,其中,其还包括一光发射元件以及一光接收元件,位于该眼镜结构上,以自下列位置的其中之一或多取得血液生理讯号,包括:耳廓与头颅间的V型凹陷,耳廓背面,耳廓附近的头颅区域,鼻梁,山根,两眼间区域,以及太阳穴。

11. 如权利要求8所述的感测装置,其中,该电生理讯号包括下列的其中之一或多,包括:脑电讯号,心电讯号,眼电讯号,肌电讯号,以及皮肤电讯号。

12. 如权利要求8所述的感测装置, 其中, 其还包括一发声元件, 且该发声元件实施为空气传导形式以及骨传导形式的其中之一。

13. 如权利要求12所述的感测装置, 其中, 其还包括下列元件的其中之一或多, 包括: 一振动模块, 一发光元件, 以及一显示元件, 并实施为与一可携式电子装置沟通, 以作为一可携式电子装置的信息提供接口。

14. 如权利要求12所述的感测装置, 其中, 其还包括一收音元件, 并实施为与一可携式电子装置沟通, 以为该可携式电子装置提供通话功能。

15. 一种眼镜式电生理活动感测装置, 其特征在于, 包括:

二电极; 以及

一眼镜式电生理活动传感器, 包括:

一眼镜结构, 包括至少一鼻垫以及二镜脚, 以及具有至少一电极位于其上,

其中,

该眼镜结构通过一使用者的鼻子支撑该至少一鼻垫, 以及该使用者的二耳廓支撑该二镜脚而设置于该使用者的头部, 以使该至少一电极接触其中一耳廓与头颅间的一V型凹陷及/或该耳廓的背面皮肤, 进而利于通过该至少一电极而取得至少一电生理讯号; 以及

其中,

其还包括一骨传导发声元件以及一收音元件, 与该眼镜结构相结合, 以提供通话功能。

16. 如权利要求15所述的感测装置, 其中, 该骨传导发声元件包括一骨传导扬声器以及一骨传导耳机。

眼镜式脑部活动传感器以及眼镜式电生理活动感测装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种穿戴式生理活动传感器及装置,特别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眼镜式脑部活动传感器以及眼镜式电生理活动感测装置。

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,脑机接口(brain computer interface, BCI),神经义肢(neuroprosthetics),以及生物特征辨识(biometric authentication)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,是通过将参考电极(reference electrode,亦称之为无关电极)设置于没有大脑皮质电活动的位置,以及将活动侦测电极设置于具有大脑皮质电活动的位置而取得脑波,而双极组合范式则是将两个电极皆设置于具有大脑皮质电活动的位置,并通过两个位置的电位差而取得脑波。

[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,也有许多专利文件揭示以耳朵作为取脑电讯号位置的各种方式,例如,美国专利US20070112277揭示以耳道内耳塞作为设置脑电电极媒介;美国专利US20120209101揭示利用符合耳型的助听器作为设置脑电电极的媒介;美国专利US8565852揭示通过耳挂结构配合耳夹而达到固定电极效果的方式;美国专利US20060094974叙述利用耳廓的结构而设置电极的构想;以及美国专利US7197350与美国专利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,故需要在每次配戴前皆特别进行清理,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,在美国专利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,在美国专利US8565852中,为了将侦测电极(detection electrode)固定在三角窝(triangular fossa)以及耳轮脚(crus 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] 在美国专利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之用,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,在美国专利US20070112277中,除了有关将电极设置于耳道内的实施方式外,也揭示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,故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] 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。

发明内容

[0013] 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。

[0014] 以此新发现为基础,穿戴式脑部活动检测装置的电极接触位置即有了新的选择,进而可发展出不同于以往的设计理念。

[0015] 因此,本发明的目的在于提供一种眼镜式脑部活动传感器,用以侦测大脑皮质的脑波,包括:一眼镜结构,包括至少一鼻垫以及二镜脚,以及具有一脑电电极设置于其上;其中,该眼镜结构通过一使用者的鼻子支撑该至少一鼻垫,以及该使用者的二耳廓支撑该二镜脚而设置于该使用者的头部,以使该脑电电极接触其中一耳廓与头颅间的一V型凹陷及/或该耳廓的背面皮肤,进而利于通过该脑电电极而取得脑电讯号。

[0016] 本发明的另一目的在于提供一种眼镜式电生理活动感测装置,包括:二电极;以及

一眼镜式电生理活动传感器,包括:一眼镜结构,包括至少一鼻垫以及二镜脚,以及具有至少一电极位于其上,其中,该眼镜结构通过一使用者的鼻子支撑该至少一鼻垫,以及该使用者的二耳廓支撑该二镜脚而设置于该使用者的头部,以使该至少一电极接触其中一耳廓与头颅间的一V型凹陷及/或该耳廓的背面皮肤,进而利于通过该至少一电极而取得至少一电生理讯号。

[0017] 本发明的另一目的在于提供一种眼镜式电生理活动感测装置,包括:二电极;以及一眼镜式电生理活动传感器,包括:一眼镜结构,包括至少一鼻垫以及二镜脚,以及具有至少一电极位于其上,其中,该眼镜结构通过一使用者的鼻子支撑该至少一鼻垫,以及该使用者的二耳廓支撑该二镜脚而设置于该使用者的头部,以使该至少一电极接触其中一耳廓与头颅间的一V型凹陷及/或该耳廓的背面皮肤,进而利于通过该至少一电极而取得至少一电生理讯号;以及其中,其还包括一骨传导发声元件以及一收音元件,与该眼镜结构相结合,以提供通话功能。

[0018] 本发明的另一目的在于提供一种耳戴式脑部活动传感器,其利用至少部分符合耳甲艇及/或耳甲腔形状的耳塞,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。

[0019] 本发明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塞,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。

[0020] 本发明的另一目的在于提供一种耳戴式脑部活动传感器,其所使用的耳塞具有多种尺寸可进行更换,以适应不同使用者的耳甲尺寸差异。

[0021] 本发明的另一目的在于提供一种耳戴式脑部活动传感器,其通过耳前部件与耳后部件之间的相对施力,而使得位于该耳后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。

[0022] 本发明的再一目的在于提供一种耳戴式脑部活动传感器,其通过设置于耳前部件以及耳后部件间的相对施力,而使得位于所述部件上的一活动侦测电极可与耳甲墙(concha wall)或耳廓背面间达成稳定接触,进而有利于取得邻近大脑皮质颞叶区的脑电讯号。

[0023] 本发明的再一目的在于提供一种耳戴式脑部活动传感器,其通过位于耳廓与头颅间所形成V形凹陷处位置的上部部件及位于耳廓下方的下部部件间的相对施力,而使得位于该上方部件上的活动侦测电极可与该V型凹陷及/或耳廓背面皮肤间达成稳定接触,进而有利于取得邻近大脑皮质颞叶区的脑电讯号,及/或使得位于该下部部件上的参考电极可与耳垂或耳垂附近耳廓背面皮肤间达成稳定接触。

[0024] 本发明的再一目的在于提供一种耳戴式脑部活动传感器,其可实施为由单边耳朵取得脑电讯号,或由双边耳朵取得脑电讯号。

[0025] 本发明的又一目的在于提供一种耳戴式脑部活动传感器,其通过取得颞叶区脑部的脑电讯号而推知脑部整体的活动情形,以由此了解脑部在生理回馈程序及/或呼吸训练程序中所产生的变化,以利于生理回馈及/或呼吸训练成效的达成。

[0026] 本发明的又一目的在于提供一种耳戴式脑部活动传感器,其进一步包括PPG传感器,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。

[0027] 本发明的又一目的在于提供一种耳戴式脑部活动传感器,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。

[0028] 本发明的又一目的在于提供一种耳戴式脑部活动传感器,其脑电电极施为与心电电极共享。

[0029] 本发明的又一目的在于提供一种耳戴式脑部活动传感器,其通过与耳机相结合的方式而融入使用者的日常生活中。

[0030] 本发明的又一目的在于提供一种耳戴式脑电活动传感器,其可用于进行诱发电位测试(evoked potential test)。

[0031] 本发明的又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。

[0032] 本发明的又一目的在于提供一种耳戴式电生理活动传感器,其可用于睡眠期间取得睡眠生理信息。

[0033] 本发明的又一目的在于提供一种眼镜式电生理活动传感器,其可于睡眠期间取得睡眠生理信息。

[0034] 本发明的又一目的在于提供一种穿戴式电生理活动传感器,以通过头部及/或耳朵取得电生理讯号。

附图说明

[0035] 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;

[0036] 图2显示采用本发明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;

[0037] 图3显示耳廓内面构造示意图;

[0038] 图4a-4c举例说明根据本发明较佳实施例的耳塞结构以及该耳塞结构与耳廓相结合的示意图;

[0039] 图5a-5d举例说明根据本发明较佳实施例的耳塞结构的伸缩结构示意图;

[0040] 图6a-6b举例说明根据本发明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;

[0041] 图7-8举例说明根据本发明其他较佳实施例的耳挂结构;

[0042] 图9显示耳廓与头颅间V型凹陷的放大示意图;

[0043] 图10a-10d举例说明根据本发明较佳实施例,利用磁力达成固定效果的耳戴结构的示意图;

[0044] 图11a-11b举例说明根据本发明一较佳实施例,利用夹力达成固定效果的耳戴结构的示意图;

[0045] 图12a-12b举例说明根据本发明较佳实施例,一耳塞上具有二个电极的示意图;

[0046] 图13a-13c举例说明根据本发明较佳实施例,利用耳塞结构设置电极的可能实施方式;

[0047] 图14a-14c举例说明根据本发明较佳实施例,利用耳挂结构设置电极的可能实施方式;

[0048] 图15a-15b、16a-16b、17举例说明根据本发明较佳实施例,利用耳塞结构以及耳后

部件设置电极的可能实施方式；

[0049] 图18a-18e根据本发明较佳实施例，利用眼镜结构设置电极的可能实施方式。

[0050] 图中符号说明

[0051]	10电极	12中空部分
[0052]	14延伸构件	200活动侦测电极
[0053]	202参考电极	204附加结构
[0054]	60、100耳前部件	62、102耳后部件
[0055]	901头颅部分	902耳廓部分
[0056]	903底部部分	

具体实施方式

[0057] 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，上方耳廓的位置落在大脑皮质的侧面，而下方耳廓所对应的头颅内部则无大脑皮质。

[0058] 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，故在此情形下，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，故在本发明中，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，故适合设置参考电极。

[0059] 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。

[0060] 请参阅图2，其显示采用本发明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垂所获得的脑电图。

[0061] 由图中可以看出，两者有相同的变化趋势，故可知，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皆可取得颞叶区的脑电讯号。

[0062] 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。

[0063] 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。

[0064] 根据本发明的概念，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，皆为脑电电极的设置及接触位置，故以此为基础，在考虑到现有技术所面临的问题，并观察耳廓的结构后，本发明提出了几个特别具优势的接触位置及接触方式。

[0065] 首先,正如所熟知,耳廓因凸出于头颅之外,故可作为挂设、固定之用,再者,如图中所示,耳廓内面的凸起及凹陷也适合用于设置及固定电极,所以,配合上本发明以耳软骨部分为取样位置的新颖概念,就可提供更容易达成稳定电极接触的固定方式。

[0066] 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)的一垂直区域,称为耳甲墙(concha wall),此耳朵的天然生理结构正好提供了垂直于耳甲底部的一连续平面,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(tragus),同样提供了垂直于耳甲底部的接触区域。因此,在本发明中,耳甲墙、耳屏间切迹、以及耳屏所构成的连续垂直区域,是特别适合于设置电极,并以通过径向力量而达到稳定接触的一个选择。

[0067] 而且,由于此垂直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侦测电极的接触位置,而耳道以下的区域则是可作为参考电极的接触位置。

[0068] 当以接触此垂直区域作为主要目的时,耳塞形式将是首要的选择,至于要采用何种形式的耳塞则没有限制,只要可以达成稳定接触即可。请参阅图4a-4c,其举例说明根据本发明较佳实施例的耳塞结构以及该耳塞结构与耳廓相结合的示意图,其中,图4a所示的耳塞的形状实施为相符于耳甲艇、耳甲腔及耳屏间切迹,以由此达成接触耳甲墙、耳屏间切迹、及/或耳屏的效果,而电极即被设置于可接触至耳甲墙、耳屏间切迹、及/或耳屏的位置;图4b显示了仅欲接触耳廓的上半部时,耳塞的形状可实施为仅符合耳甲艇及/或耳甲腔,图4c则显示仅欲接触耳廓之下半部时,耳塞的形状可实施为仅符合耳屏间切迹,因此,没有限制,可依实际应用情形而改变。

[0069] 在此,特别地是,在本发明中,耳塞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、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,就可在固定耳塞的同时也达到稳定电极接触的效果,另外,若为了增加固定效果,也可增设如耳机般延伸至耳道内的突起,故不受限制。

[0070] 大体而言,一般市面上常见的耳塞种类皆适用于本发明的概念,例如,当耳塞具有与耳道相结合的部分时,其类似图4c所示的情形,至少会接触耳屏、耳屏间切迹等位置,然后,再视其未进入耳道部分的形状而决定是否与耳甲墙间有接触,再者,若为不与耳道相结合的耳塞,则其形状即决定了与耳廓内面接触的位置,然而,为了固定,此种类型的耳塞一般多需与耳廓内面的凸起产生相互抵顶,因此,也多能提供与耳甲墙之间的接触。

[0071] 这样的方式特别具有优势的原因是,第一,由于耳塞形状实施为与耳甲艇及耳甲腔相符,因此,只要耳塞正确地放置于耳廓之中,电极即可轻易地接触到默认的位置,无须特殊的安装技巧即可完成定位,相当方便;第二,由于耳甲艇及耳甲腔是一封闭的区域,故当耳塞与其周围结构产生径向抵顶时,可稳固地被维持于此区域中,不容易产生移动,电极接触的稳定性相当高。

[0072] 至于如何达成抵顶,则有许多可行的方式。举例而言,可通过耳塞材质的选择来达

成,例如,利用具弹性的材质制成略大于耳甲艇及/或耳甲腔范围的耳塞,而使得耳塞被置入时,可通过弹性材质受到压缩所产生的反弹力而达成抵顶的效果,或者,可通过设置伸缩结构的方式而让耳塞产生径向的施力,其中,特别地是,如图5a所示,耳塞可实施为由弹性材质具有中空部分12,如此一来,耳塞的形状就可自由地随置入的空间的形状而改变,可适应不同使用者的不同耳形,以让位于其上的电极10可与耳廓内部有稳定的接触;另外,也可采用其他的形式,例如,利用弹簧机构、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稳定性,如图5b-5d所示,其显示三种形式的突出于耳塞表面且可受力而收缩的电极凸起,其中,图5b显示金属电极10可独立伸缩并穿出耳塞结构的形式,图5c显示电极10嵌于耳塞表面但具按压恢复力的形式,图5d则是显示电极10位于具弹力的延伸构件14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,而无论何种情形皆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塞固定于耳甲艇及/或耳甲腔中的方式皆属本发明的范畴。

[0073] 另外,基于不同使用者间不同的耳朵尺寸,该耳塞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塞的缓冲套件,例如,硅胶套,而变更耳塞的整体尺寸,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塞表面并可伸缩,如此一来,即使更换套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塞的方式来达成不同的尺寸,例如,可实施为更换不具有电极的部分,或者,也可实施为更换具有电极的部分,例如,仅更换套设于可伸缩电极周围的部分耳塞而无需同时更换电极,同样具成本效益。因此,有各种可能的方式,不受限所述。

[0074] 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。在本发明中,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。

[0075] 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,要维持耳后部件与头颅间的接触并不容易,相较之下,耳后部件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发明所提出的新颖接触位置。

[0076] 如图6a以及图6b所示,根据本发明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,以及一耳后部件62,两者跨过耳廓上方而彼此相接,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,而电极即设置在耳后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耳后部件间的相对施力而被稳定。

[0077] 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,可根据需求的不同而改变,不受限制。

[0078] 至于耳前部件与耳后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耳后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6b)、或垂直于(图7)耳甲底部,以让耳后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8),以使得耳后部件可由此获得由上而下、且朝向耳廓的施力。

[0079] 另外,也可通过设计耳后部件的形状,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耳后部件,通过材质本身的弹性增加电极的接触稳定性。因此,有各种可能的实施方式,不受限制。

[0080] 因此,只要通过选择适合的耳后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,这些都是耳后部件很容易接触且可达成稳定的位置,制作与使用上皆相当方便。

[0081] 除了上述的位置外,尚有可利用耳后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9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,以及作为连接的底部部分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。

[0082] 再者,进一步地,也可通过变化耳前部件而提升电极固定的效果。举例而言,该耳前部件可实施为耳塞形式(如图7所示),以固定于耳廓的内面,如此一来,将更有助于达到稳定接触的效果。因此,同样可以有各种实施方式,不受限制。

[0083] 固定电极的方式除了上述的耳塞以及耳挂形式外,也可以有其他实施方式。

[0084] 举例而言,可以通过磁力相吸的方式而达成固定效果,如图10a-10d所示,通过耳前部件100以及耳后部件102隔着耳廓彼此磁性相吸,同样可以达到固定的效果,例如,电极可设置于耳前部件上,接触耳甲墙或耳屏间切迹的任一部分,并通过将耳后部件设置于耳廓背面的相对位置而达到固定效果,图10a-10b显示接触耳甲墙的例子,在此情形下,耳后部件刚好可以倚靠在耳廓上方与头颅的交界处,相当稳定,另外,图10c-10d显示接触耳屏间切迹/耳屏的例子,在此例子中,则是耳前部件可落在耳屏间切迹的凹陷中,达成高度的稳定性。其中,图10a-10b所提供的接触位置,正是适合设置活动侦测电极的位置,电极可实施为在耳前部件、或耳后部件上,都可达到相同的效果,而图10c-10d所示则为适合设置参考电极的位置,同样地,电极可以接触耳廓的内面或背面,没有限制;再者,由于是通过磁力进行固定,因此,当耳前部件上具有电极时,其可实施为可仅利用磁力达成与耳甲墙、耳屏、或耳屏间切迹间的接触,或者进一步实施为耳塞形式,以额外提供稳定电极接触的抵顶力。

[0085] 在此,两个部件可实施为具有磁性,例如,通过内部具有磁性物质、或本身即为磁性物质的方式,或是实施为由可受磁性吸引的材质所制成,举例而言,可以一个部件实施为具有磁力,例如,磁铁,而另一个部件可被磁力吸引,例如,铁等可被磁力吸引的金属,或者,也可是二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,如图所示,较佳地是,耳前部件与耳后部件间的连接实施为软性材质,例如,连接线,以增加使用舒适性。

[0086] 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,故没有限制。

[0087] 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。

[0088] 另外,夹具也可实施为如图11a-11b所示的形式,同时夹住耳廓的上方以及下方,以对耳廓的上方以及下方产生夹力,例如,上方可接触V型凹陷及/或耳廓背面,而下方则可接触耳垂附近的耳廓背面,在此情形下,电极10较佳地是设置在夹具的两端,以利于稳定接触的达成。

[0089] 此外,特别地是,本发明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,而这些位置正是本发明所欲主张的电极接触位置,据此,根据本发明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。

[0090] 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,或可进一步延伸至脑后作为枕叶区的接触点,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,并且,也可不具镜片,因此,有各种可能性,没有限制。

[0091] 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,皆不受限制。

[0092] 至于电极与眼镜结构的结合方式,也有各种可能,举例而言,可将电极及所需电路(例如,处理器,电池,无线传输模块等)直接嵌设于眼镜结构中,例如,眼镜脚、镜片框架中;或者,也可通过附加结构而达成电极、电路的配置,例如,如图18b以及图18d所示,该附加结构可实施为延伸自单边的眼镜脚,并具有至少二电极以及所需电路,以通过接触单侧耳廓附近的至少二个接触点而取得脑电讯号,或者,该附加结构也可实施为自双边的眼镜脚延伸而出,并各具有至少一电极,以接触二侧耳廓附近的至少二个接触点,在此情形下,二附加结构间的电连接可通过眼镜结构而达成,而所需电路则可依需求而部分或全部设置于眼镜结构或该附加结构中,另外,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侦测。因此,可以有各种可能,没有限制。

[0093] 在此,需要注意地是,虽然叙述了本发明的特定实施方式,但可理解地是,这些仅是作为举例之用,而非限制,只要是可固定于耳廓上并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皆属本发明的范畴,并且,也可同时结合多种实施方式而不受限。

[0094] 另外,由于本发明意欲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,不锈钢、导电橡胶、导电纤维等,以最大化使用方便性。

[0095] 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。

[0096] 请参阅图12a-12b,其显示在一个耳塞结构上同时配置二个电极的示意图。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,只要耳塞所接触的耳廓内侧位置适当,就能以单个耳塞完成取得脑电讯号所需的二个电极的设置。

[0097] 如前所述,二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,虽然同一个耳塞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,故即使在极小的距离下,仍能取得足以进行分析的脑电讯号。

[0098] 所以,图12a中二个电极分别位于耳塞的偏上部以及偏下部,以接触上方的耳甲墙以及下方的耳屏间切迹,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12b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,也可利用接触耳屏及/或耳屏间切迹的参考电极,配合设置于耳塞与耳甲底部(concha floor)间接触面上的活动侦测电极,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。

[0099] 在此,耳塞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,实施为腕戴形式或臂戴形式等,或者,耳塞也可直接实施为与主机相结合,故可视实际需求而改变,没有限制。

[0100] 另外,如图13a-13c所示,耳塞上也可实施为仅设置单个电极,以接触耳甲墙、耳屏、及/或耳屏间切迹。在图13a中,耳塞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)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,耳塞上的电极实施为参考电极;在图13b中,耳塞上的电极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;而在图13c中,则是双边耳塞上各设置一个电极,例如,可实施为一个耳塞上的电极采用参考电极的配置(即接触耳廓偏下部),配合上另一个耳塞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,故无论两个耳塞接触的是耳廓的偏上部或下部,皆可取得足以进行分析的脑电讯号,例如,可以一个耳塞接触一耳廓偏上部的皮肤,另一个耳塞接触另一耳廓偏下部的皮肤,或是二个耳塞分别接触二耳廓的偏上部皮肤,没有限制。

[0101] 接下来,图14a-14c显示实施为耳挂形式的实施例,也即,通过耳前部件以及耳后部件间的相对施力而达到稳定电极的效果,而在耳后部件上的电极则可依需求选择接触V型凹陷、耳廓背面偏上部,及/或耳廓背面偏下部等位置。图14a中二个电极皆设置于耳后部件上,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;在图14b中,耳后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)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,耳后部件上的电极实施为参考电极;或者,替代地,耳后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,在图14c中,双边耳后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,故无论两边耳后部件接触的是耳廓的偏上部或下部,皆可取得足以进行分析的脑电讯号,例如,可以一个耳后部件接触一侧的V型凹陷及/或耳廓背面偏上部皮肤,另一个耳后部件接触另一侧耳廓背面偏下部的皮肤,或是二个耳后部件分别接触二侧V型凹陷及/或耳廓背面偏上部皮肤,没有限制。

[0102] 进一步地,耳前部件可实施为耳塞形式,如图15a-15b所示,由耳塞结构上延伸出耳后部件,因而形成耳塞接触耳廓内面的耳甲墙、耳屏间切迹、及/或耳屏,以及耳后部件接触V型凹陷及/或耳廓背面的形式,其中,图15a举例说明了耳塞接触耳廓内面偏下部的耳屏或耳屏间切迹,以及耳后部件接触V型凹陷及/或耳廓背面偏上部的实例,此时,耳后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15b举例说明了耳塞接触耳廓内面偏上部的耳甲墙,以及耳后部件接触耳廓背面偏下部的实例,或者,替代地,也可实施为从耳后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塞接触偏上部耳甲墙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。

[0103] 至于耳塞与耳后部件之间,则可通过两者间结构的错位而产生相对施力,及/或利用弹性材质形成耳后部件而产生耳廓方向的施力,及/或利用磁力而使耳后部件隔着耳廓与耳塞相吸等,可以是各种可能的形式,不受限制。举例而言,具优势的一个实施例是,将延伸自耳塞结构的该耳后部件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,并与耳塞隔着耳廓利用磁力进行固定,在此情形下,电极可分别设置于耳塞上及耳后部件上(与图15a-15b的配置类似),或是皆位于耳后部件上(与图14a的配置类似),没有限制,其中,当仅一个电极位于耳后部件上时,其可实施为刚好位于产生磁力的部件上以由此进行固定,或者,也可不设置于磁力产生部件上,而是通过磁力对弹性耳后部件所产生的拉力而进行固定,可以有各种可能,没有限制。

[0104] 在一较佳实施例中,耳后部件上的电极实施为接触耳廓与头颅间V型凹陷及/或耳廓背面的皮肤,因此,如图16a所示,可缩短耳后部件的长度,并通过设置调整机构而使得耳后部件可上下移动,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,位于耳塞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;在另一较佳实施例中,如图16b所示,耳后部件实施为位于耳塞结构的下方,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。

[0105] 在又一较佳实施例中,如图17所示,耳塞结构上不设置电极,而是作为固定之用,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塞结构延伸而出的耳后部件所承载,以接触V型凹陷及/或耳廓背面偏上部皮肤,在此,特别地是,该耳后部件与耳塞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或软性材质与该耳后部件相连接,因此,即使该耳后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皆可获得

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,延伸自耳塞结构的该耳后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塞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,该耳后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。

[0106] 在此,需要注意地是,无论实施为上述何种情形,耳后部件的材质及形状皆可根据实施情况的不同而有所变化,举例而言,该耳后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,该耳后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。

[0107] 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,或是至于耳后的一壳体中,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,实施为腕戴形式或臂戴形式等,同样可视实际需求而改变,没有限制。

[0108] 至于实施为眼镜形式时,同样可以有多种的电极配置选择,举例而言,如图18a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18b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18c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,再配合同一眼镜脚而接触V型凹陷及/或耳廓背面偏上部的皮肤;或者,如图18d,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,也可如图18a一样,单边变化为通过眼镜脚末端弯曲而接触耳廓背面偏下方,或是如图18d一样,单边设置附加结构接触耳廓背面偏下方,同样可行,没有限制;或者,也可如图18e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,皆属本发明的范围,并且,上述设置电极的位置及形式也仅意欲于举例说明,可相互取代及/或结合,没有限制。

[0109] 特别地是,当电极的设置位置接近眼睛周围时,例如,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,由于眼电信号以及脑电信号的频率以及振幅皆不同,通过讯号处理的方式就可将彼此分离,因此,在本发明的概念下,只要设置最少二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。

[0110] 进一步地,用来取得脑电讯号的二个电极也可实施为分别设置于眼镜结构以及耳戴结构上,举例而言,可由眼镜结构延伸出一耳塞,或是眼镜结构具有一端口,以电连接一耳塞,如此一来,就可通过眼镜结构上的电极接触V型凹陷、耳廓背面、太阳穴、鼻梁、及/或山根两眼间区域,以及耳塞结构上的电极接触耳甲墙、耳屏间切迹、及/或耳屏而取得脑电讯号。

[0111] 另外,除了设置于耳戴结构以及眼镜结构上的脑电电极外,根据本发明的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或其他能够穿过头发取得讯号的电极,以增加使用方便性。

[0112] 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,皆不脱本发明的范畴。

[0113] 由于根据本发明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,或是采用耳塞或耳挂形式,皆适合本发明的概念,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。

[0114] 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。

[0115] 再者,根据本发明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,根据本发明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;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,根据本发明的耳戴式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、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。

[0116] 再者,根据本发明的脑部活动传感器,除了可进行脑电信号检测外,也可包括其他的生理传感器或电极,以取得其他的生理讯号。

[0117] 举例而言,可具有至少一光传感器,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)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,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。

[0118] 在此,当实施为耳戴形式时,该光传感器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,耳甲墙,耳甲腔/耳甲艇的底部(floor),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、耳廓附近的位置皆可,其中,尤其具有优势地是,当实施为接触耳道口或耳甲腔/耳甲艇底部时,特别适合配合耳塞形式,与电极一起位于耳塞的表面,在此情形下,耳塞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传感器的设置,是相当方便的选择。

[0119] 另外,当实施为眼镜形式时,光传感器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,光传感器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。

[0120] 进一步,也可包括心电电极,以取得心电信号,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发明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,例如,当实施为耳戴形式时,耳后部件接触V型凹陷、耳廓背面或头颅的位置,耳塞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,鼻垫接触的鼻梁、山根、两眼尖区域等位置。

[0121] 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信号,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、臂带、腕带等,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,由于二个电极皆固定于穿戴者身上,因此可取得连续心电信号,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信号撷取,不受限制,使用者可依实际需求而选择使用模式。

[0122] 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信号测量时,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。

[0123] 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。

[0124] 当然,也可实施为同时具有光传感器以及心电电极,此时,将可得出脉波从心脏传至光传感器的感测位置所需的时间,也就是所谓的脉波传递时间(Pulse Transit Time, PTT),且由于PTT与影响血压高低的动脉血管硬度有关,因此就可通过PTT与血压值间特定的关系而计算出参考的血压值。

[0125] 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信号,进而获得PTT时,由于手部需举起接触外露电极,在此情形下,无论光传感器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皆不变,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。

[0126] 接下来则叙述采用根据本发明脑部活动传感器的检测装置的应用范围。

[0127] 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4-7Hz)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 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28-40Hz)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。

[0128] 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,若根据本发明的装置同时具有光传感器及/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。

[0129] 至于进行神经生理回馈期间如何将生理信息实时地提供予使用者,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。

[0130] 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。

[0131] 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,故还可观察心率、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,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,以进行神经生理回馈。

[0132] 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、额头等位置上的光传感器,取得脉搏变化,进而得知血流量的变化。

[0133] 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。

[0134] 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,皆可测得眼动图(EOC),而通过眼动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,再加上本发明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。

[0135] 再者,根据本发明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,脑电讯号是判断睡眠周期(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。

[0136] 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,若再增设光传感器,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,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。

[0137] 又一种应用是用于诱发电位(evoked potential)。首先,根据本发明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,故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,通过将本发明传感器的结构特性,还可得知左边及右边颞叶区分别的反应状况。

[0138] 再一个常见的应用是作为脑机接口(BCI,brain computer interface),其主要是通过侦测EEG而分析得出使用者的意图(intention),再进而转换为操作指令,近年来,这样的脑机接口配合神经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。

[0139] 由于根据本发明的传感器是采用耳戴或眼镜形式,因此,也适合使用作为脑机接口,而在所检测的生理讯号包括脑电信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动讯号(EOG)时,就可通过,例如,眨眼、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,在本发明的架构下,无论是侦测脑波讯号或是侦测心率序列,皆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,肌电信号(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。

[0140] 此外,进一步地,当配合上动作感测元件时,例如,加速度器,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,就可组合出更多种类的指令,让应用范围更广,例如,可应用在虚拟现实游戏、智能型眼镜(Smart Glasses)等,皆非常适合。

[0141] 综上所述,根据本发明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、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。

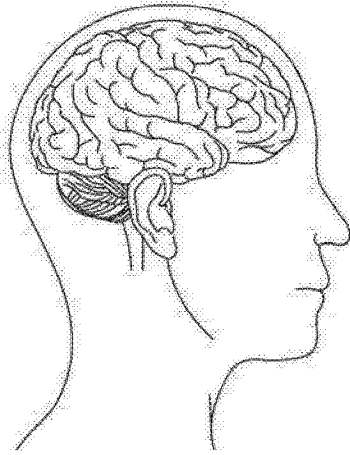


图1

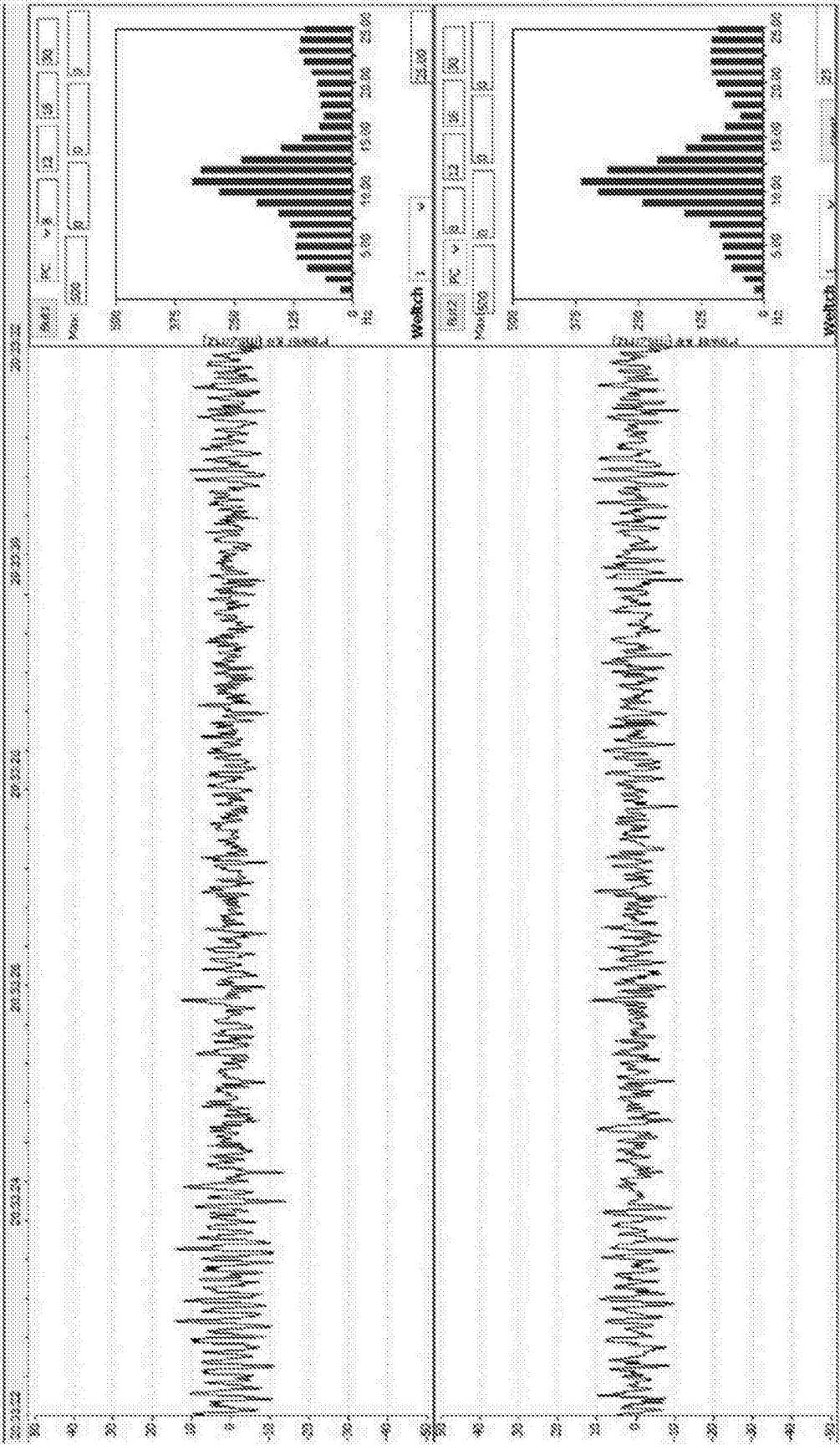


图2

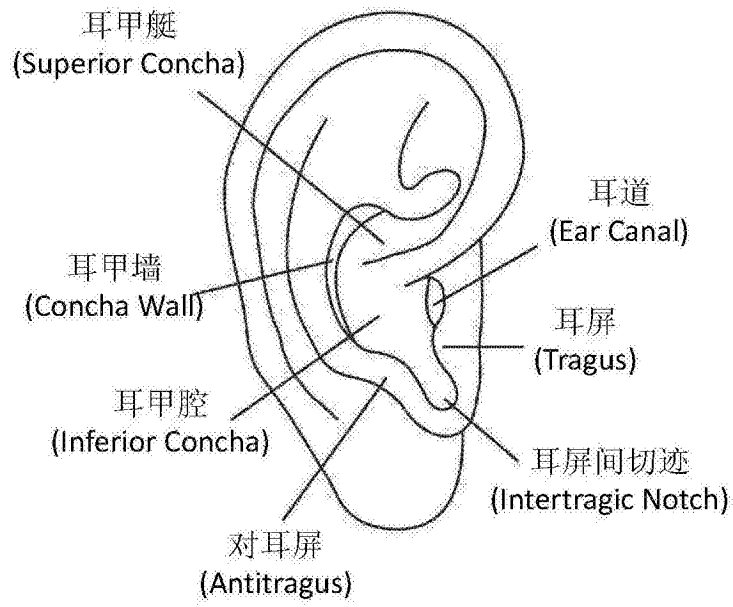


图3

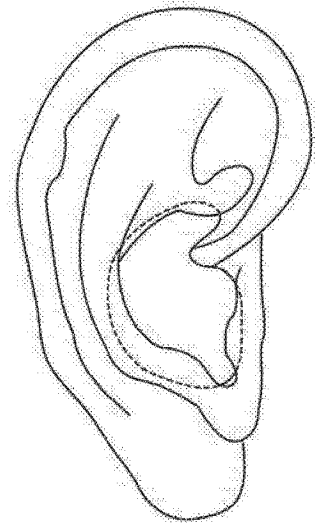


图4a

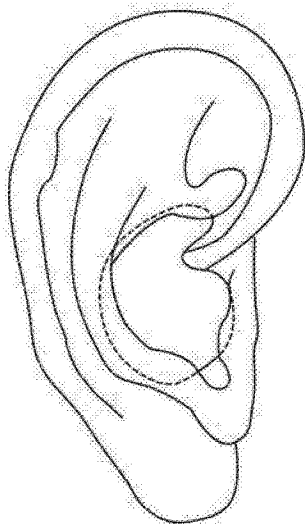


图4b

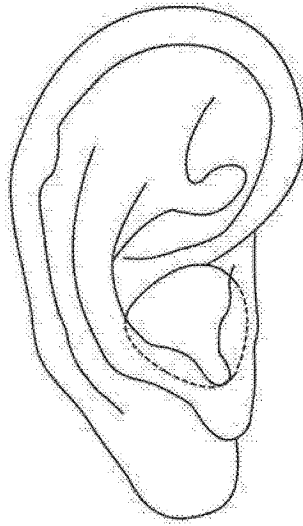


图4c

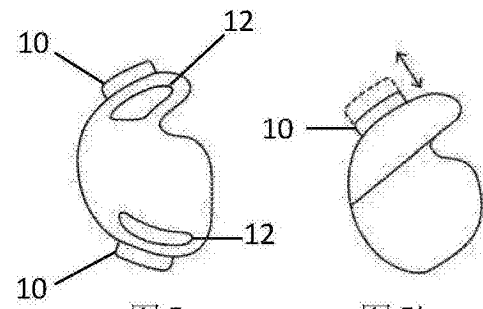


图 5a

图 5b

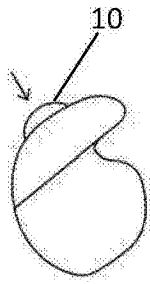


图5c

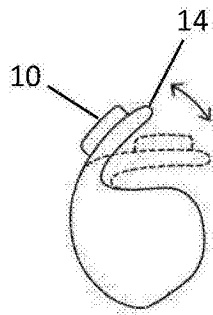


图5d

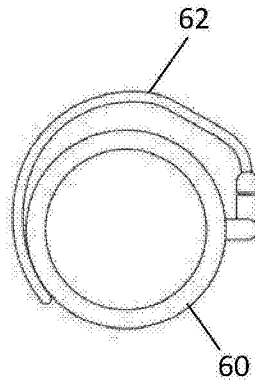


图6a

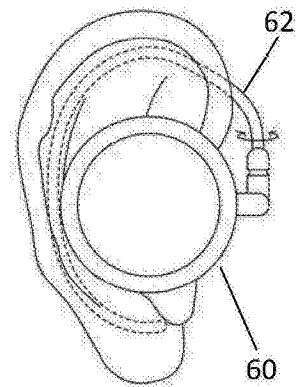


图6b

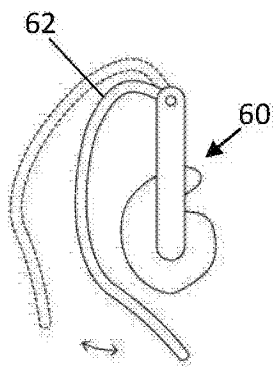


图7

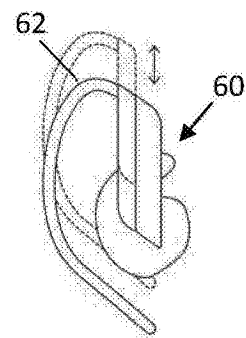


图8

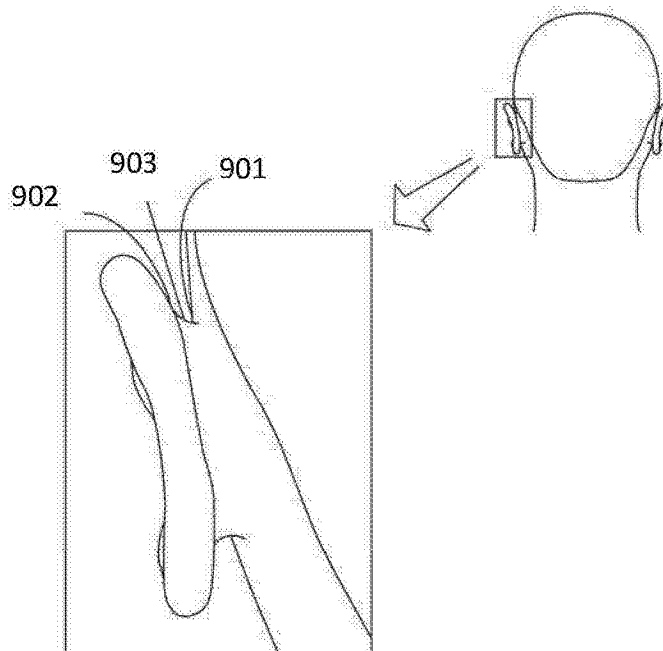


图9

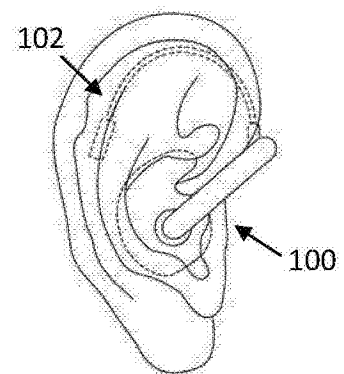


图10a

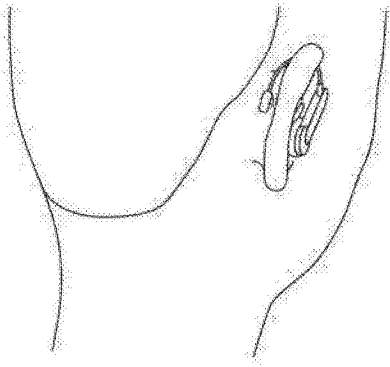


图10b

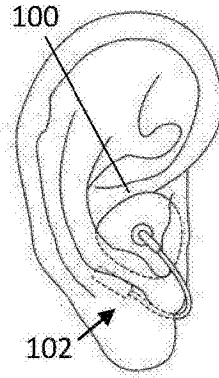


图10c

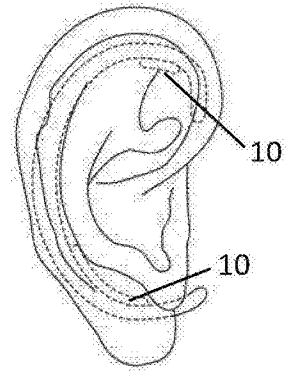


图11a

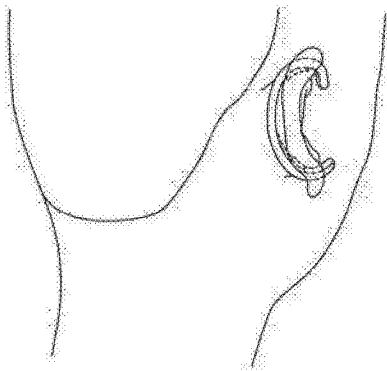


图11b

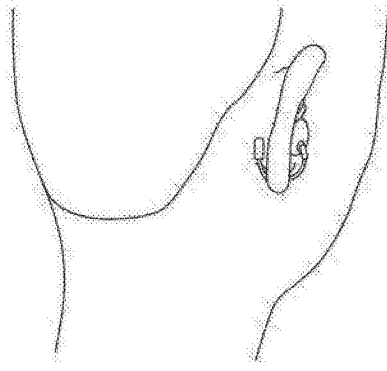


图10d

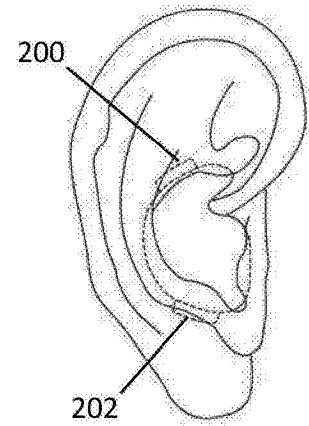


图12a

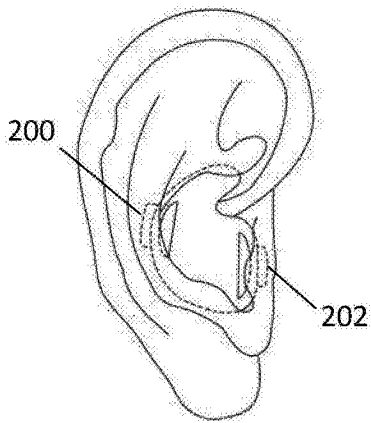


图12b

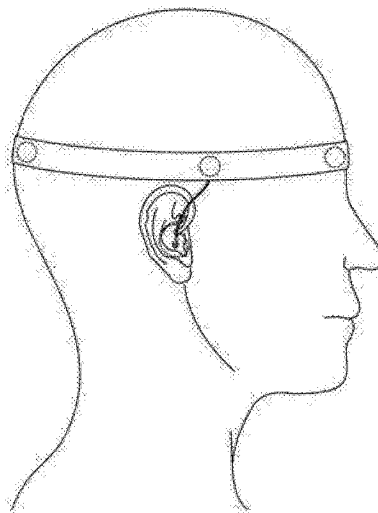


图13a

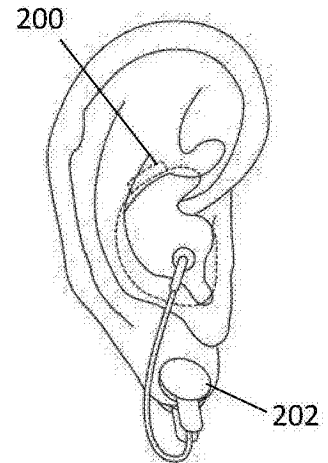


图13b

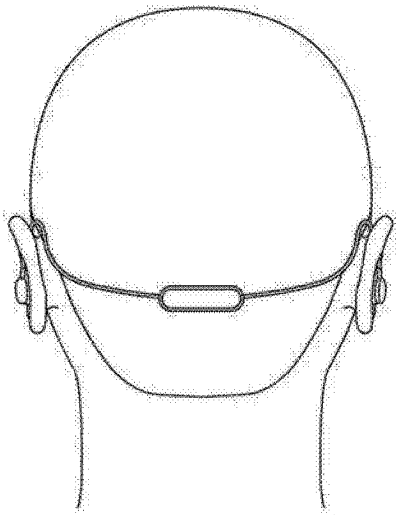


图13c

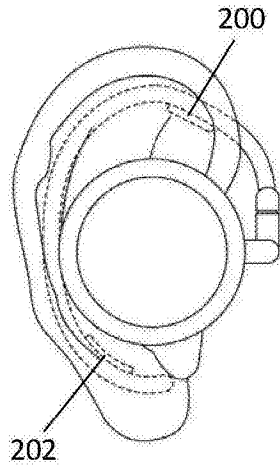


图14a

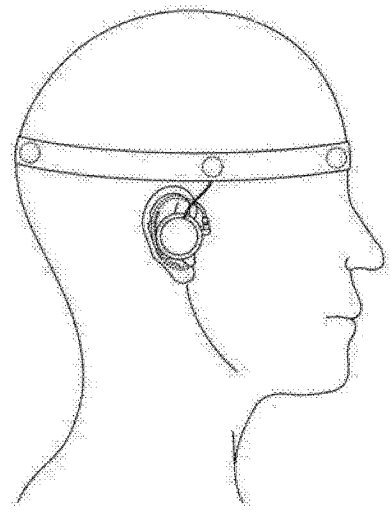


图14b

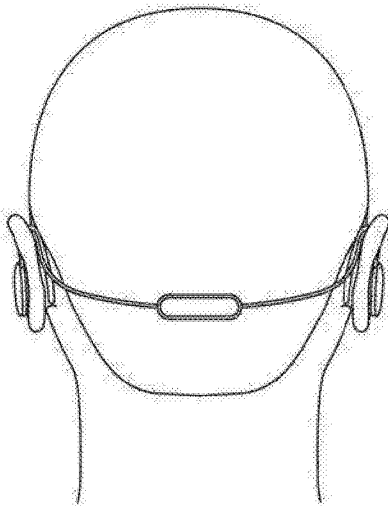


图14c

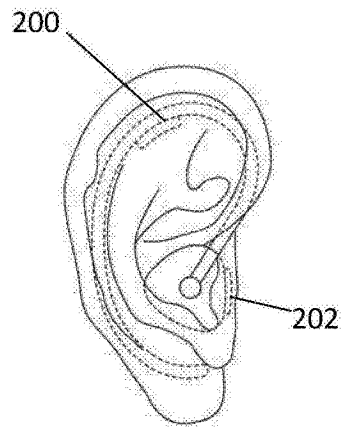


图15a

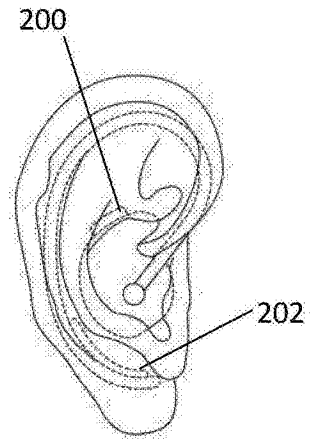
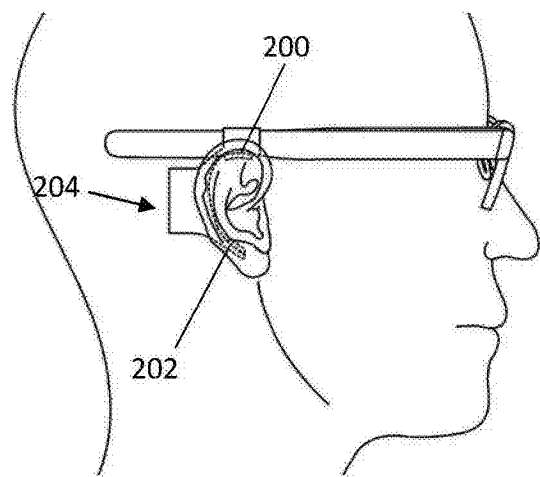
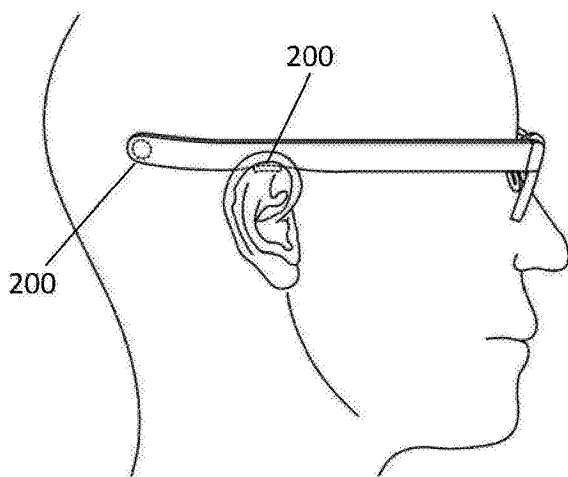
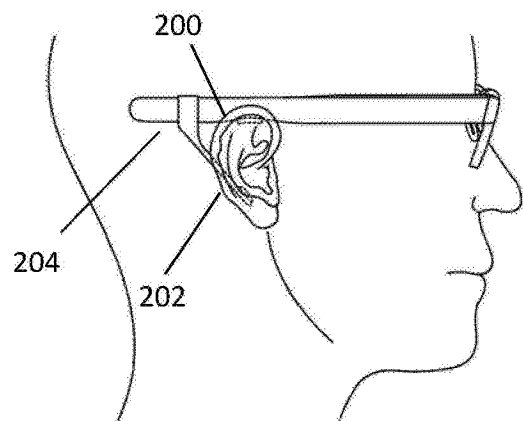
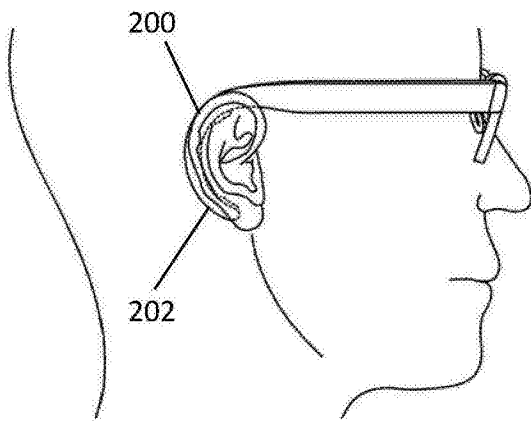
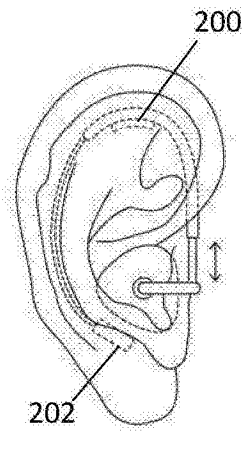
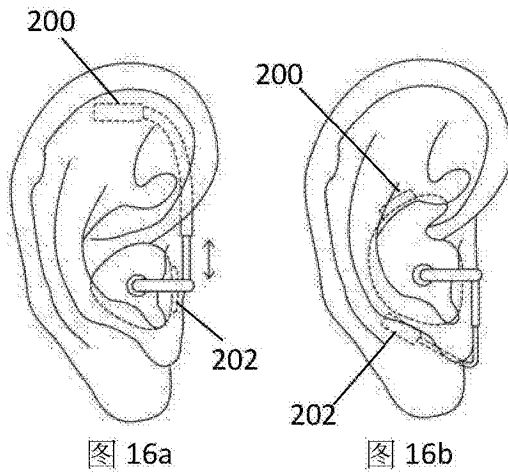


图15b



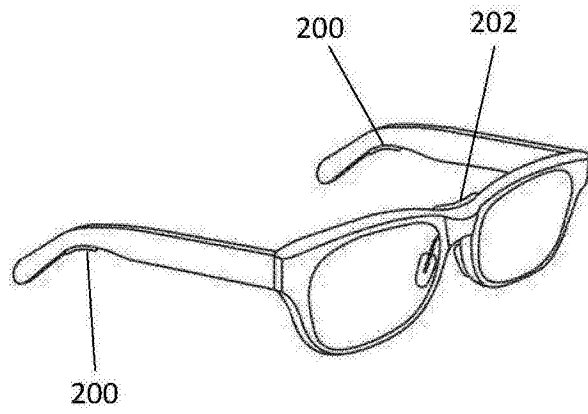


图18e

专利名称(译)	眼镜式脑部活动传感器以及眼镜式电生理活动感测装置		
公开(公告)号	CN106974645A	公开(公告)日	2017-07-25
申请号	CN201610044340.3	申请日	2016-01-22
[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 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/6815 A61B5/6817		
代理人(译)	张一军 姜劲		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种用以侦测大脑皮质脑波的眼镜式脑部活动传感器以及眼镜式电生理活动感测装置，所述眼镜式脑部活动传感器包括一眼镜结构，且该眼镜结构具有至少一鼻垫以及二镜脚，以及具有一脑电电极设置于其上，其中，该眼镜结构通过一使用者的鼻子支撑该至少一鼻垫，以及该使用者的二耳廓支撑该二镜脚而设置于该使用者的头部，以使该脑电电极接触其中一耳廓与头颅间的V型凹陷及/或该耳廓的背面皮肤，进而利于透过该脑电电极而取得脑电信号。

