



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108604998 A

(43)申请公布日 2018.09.28

(21)申请号 201680080853.8

(22)申请日 2016.12.09

(30)优先权数据

1562080 2015.12.09 FR

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.08.02

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/FR2016/053307 2016.12.09

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/098185 FR 2017.06.15

(71)申请人 里思姆公司

地址 法国巴黎

(72)发明人 昆廷·索莱特 戴 布留吉雷

休果·默西厄 奥利维厄·特兰泽

阿德里恩·卡塔纳斯

(74)专利代理机构 北京国昊天诚知识产权代理有限公司 11315

代理人 南霆 李有财

(51)Int.Cl.

H04L 12/26(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

H04L 12/28(2006.01)

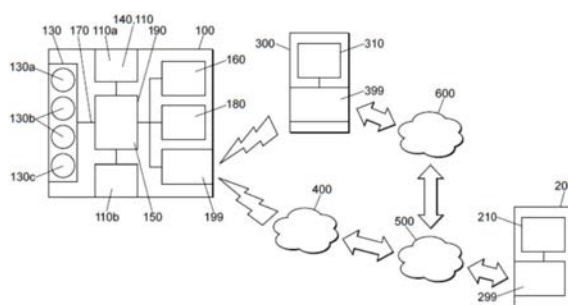
权利要求书3页 说明书14页 附图7页

(54)发明名称

适用于检索脑电波测量装置的操作数据的方法和系统

(57)摘要

适用于检索测量人脑电波测量装置的操作数据的方法,包括:在测量装置(100)上采集测量信号,第一测试步骤,用于确定是否可以在测量装置与数据处理服务器(200)之间建立一次连接,如果一次连接可以建立,则将操作数据从测量装置一次转移到服务器的步骤,否则,则是第二测试步骤,用于确定是否在测量装置与便携式中继装置(300)之间建立二次连接,如果二次连接可以建立,则将操作数据从测量装置二次转移到便携式中继装置的步骤,第三测试步骤,用于确定是否可以在便携式中继装置与服务器之间建立三次连接,如果三次连接可以建立,则将操作数据从便携式中继装置三次转移到服务器的步骤。



1. 适用于将测量人脑电波的装置 (100) 的操作数据检索到数据处理服务器 (200) 的方法, 所述方法尤其适合包括数据处理服务器 (200)、便携式中继装置 (300) 和用于测量人脑电波的装置 (100) 的系统 (1) 来执行,

方法至少包括:

a) 工作步骤, 其中, 在工作周期内, 籍助于测量装置 (100) 采集表示人 (P) 的生理信号 (E) 的测量信号 (S), 所述测量信号储存在所述测量装置 (100) 的存储器 (160) 中,

b1) 第一连接测试步骤, 在所述工作周期之后执行, 在此期间, 确定是否在测量装置 (100) 与数据处理服务器 (200) 之间建立一次连接 (710),

c1) 如果一次连接可以建立, 则是通过所述一次连接 (710) 将操作数据从测量装置 (100) 一次转移到数据处理服务器 (200) 的步骤, 所述操作数据由测量信号来确定,

b2) 如果不能建立一次连接, 则是第二连接测试步骤, 在此期间, 确定是否在测量装置 (100) 与便携式中继装置 (300) 之间建立二次连接 (720),

c2) 如果二次连接可以建立, 则是通过所述二次连接 (720) 将操作数据从测量装置 (100) 二次转移到便携式中继装置 (300) 的步骤, 所述操作数据由测量信号来确定,

b3) 如果已经执行了二次转移步骤, 则是第三个测试步骤, 在此期间, 确定是否在便携式中继装置 (300) 与数据处理服务器 (200) 之间建立三次连接 (730),

c3) 如果三次连接可以建立, 则是通过所述三次连接 (730) 将操作数数据从便携式中继装置 (300) 三次转移到数据处理服务器 (200) 的步骤。

2. 权利要求1所述的方法, 其特征在于, 所述便携式中继装置 (300) 是使用者可携带的装置, 尤其是基站、移动电话、智能手机、平板电脑或笔记本电脑。

3. 权利要求1和2中任一项所述的方法, 其特征在于, 所述一次连接 (710)、二次连接 (720) 和三次连接 (730) 各自分别包括无线通信。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的方法, 其特征在于, 所述一次连接 (710) 籍助于连接着广域网络 (500) 的无线局域网 (400) 来执行, 所述无线局域网包括连接着互联网的公司无线网络或家庭无线网络。

5. 根据权利要求1至4中任一项所述的方法, 其特征在于, 所述二次连接 (720) 是脑电波测量装置 (100) 与便携式中继装置 (300) 之间的无线连接, 包括超声连接或射频连接, 比如蓝牙连接或近场通信。

6. 根据权利要求1至5中任一项所述的方法, 其特征在于, 所述三次连接 (730) 至少在某种程度上籍助于无线网络 (600) 来执行, 比如所述无线网络是连接着互联网的蜂窝网络或无线局域网, 包括连接着互联网的公司无线网络或者连接着互联网的家庭无线网络。

7. 根据权利要求1至6中任一项所述的方法, 其特征在于, 便携式中继装置 (300) 在二次转移步骤与三次转移步骤之间移动。

8. 根据权利要求1至7中任一项所述的方法, 其特征在于, 所述第二连接测试步骤包括第一个测试子步骤, 其中, 确定是否可以在脑电波测量装置 (100) 与便携式中继装置 (300) 之间建立射频连接,

如果射频连接可以建立, 则二次连接 (720) 是射频连接,

如果不能建立射频连接, 则是第二测试子步骤, 其中, 确定是否可以在脑电波测量装置与便携式中继装置之间建立超声连接,

如果超声连接可以建立,则二次连接(720)是超声连接。

9.根据权利要求1至8中任一项所述的方法,其特征在于,所述在一次转移步骤过程中从脑电波测量装置(100)传输到数据处理服务器(200)的操作数据包括原始测量数据,所述原始测量数据包括测量信号(S)。

10.根据权利要求1至9中任一项所述的方法,其特征在于,所述在二次转移步骤和三次转移步骤过程中所传输的操作数据包括处理过的测量数据,最好不包括测量信号(S),更优选的是,其中,所述操作数据的大小至少比包括测量信号(S)的原始测量数据小十倍。

11.根据权利要求10所述的方法,其特征在于,所述处理过的测量数据通过执行预定义模式识别算法来确定,所述预定义模式识别算法用于识别测量信号中的预定义模式,所述预定义模式包括慢波模式、睡眠梭状波模式、与人的觉醒和/或运动有关的模式,

而且其中,所述处理过的测量数据包括与所述预定义模式有关的指标,包括预定义模式的启动时间、持续时间、频率和/或幅度,以及/或者在工作周期内预定义模式的数量或频率。

12.根据权利要求1至11中任一项所述的方法,

其特征在于,在工作步骤过程中,传递人能够听到的声信号(A),而且所述声信号与人的预定义的时序脑波模式(M1)相同步,

在一次转移步骤过程中所传输的操作数据包括至少一个激励参数且选自包括声音激励模式的启动时间、持续时间、幅度、频谱和/或参照的列表,

最好在二次转移步骤过程中和三次转移步骤过程中所传输的操作数据还包括所述的至少一个激励参数。

13.包括数据处理服务器(200)、便携式中继装置(300)和测量人脑电波的装置(100)的系统,

其特征在于,所述测量装置(100)包括

-采集部件(130),在工作周期内,所述采集部件能够采集代表人(P)的生理信号的至少一个测量信号,

-存储器(160),能够储存所述测量信号,以及,

-通信部件(199),适合

.确定是否在测量装置(100)与数据处理服务器(200)之间建立一次连接(710),

.通过一次连接(710)将数据从测量装置(100)转移到数据处理服务器(200),

.确定是否在测量装置(100)与便携式中继装置(300)之间建立二次连接(720),以及,

.通过二次连接(720)将数据从测量装置(100)转移到便携式中继装置(300),其中,便携式中继装置(300)包括通信部件(399),所述通信部件适合

.确定是否在便携式中继装置(300)与数据处理服务器(200)之间建立三次连接(730),

.通过三次连接(730)将数据从便携式中继装置(300)转移到数据处理服务器(200)。

14.测量人脑电波的装置(100),尤其是打算将其集成于根据权利要求13所述的系统(1),所述装置包括

-采集部件(130),在工作周期内,所述采集部件能够采集代表人(P)的生理信号的至少一个测量信号,

-存储器(160),能够储存所述测量信号,以及,

-通信部件(199),适合

.确定是否在脑电波测量装置(100)与根据权利要求13的系统(1)的数据处理服务器(200)之间建立一次连接(710),

.通过一次连接(710)将数据从测量装置(100)转移到数据处理服务器(200),

.确定是否在脑电波测量装置(100)与根据权利要求13的系统(1)的便携式中继装置(300)之间建立二次连接(720),以及

.通过二次连接(720)将数据从测量装置(100)转移到便携式中继装置(300)。

15. 权利要求14所述的装置,进一步包括传输部件(140),所述传输部件适合发送人能够听到的声信号(A),而且所述声信号与人的预定义的时序脑波模式(M1)相同步。

适用于检索脑电波测量装置的操作数据的方法和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及适用于检索测量个体脑电波装置的操作数据的方法和系统。

背景技术

[0002] 众所周知,已有一些用于测量人脑电波的装置,尤其适用于对人的睡眠、工作或休闲时进行测量。

[0003] 这种测量装置通常包括具有电极的头盔或头带,所述电极用于测量大脑摄影图,例如,肌动电流图。人佩戴测量装置且持续一段时间,例如,对于睡眠跟踪装置而言,所述持续的一段时间就是使用者的睡眠时间。这种装置可进一步作用在使用者的脑功能上,例如,籍助于诸如声音激励装置的感觉激励器激励。

[0004] 文件W02015/17563描述了适用于测量人脑电波的这种装置的示例。

[0005] 为了处理由这种测量装置所采集到的数据,尤其是脑电图信号,通常需要调用处理服务器,因为计算能力和所需内存都很重要。此外,处理服务器使之能够集中由多个测量装置所采集到的数据并且能够储存和处理通过采集序列所得到的数据。由此,例如有可能需要执行学习或统计的计算算法。

[0006] 然而,即使在不使用时,用于测量脑电波的装置也通常会保存在经常进行采集的房间里,例如,在睡眠跟踪装置的情况下,白天就会放在卧室里的床头柜上。

[0007] 还注意到,并非能在房子的不同房间中非始终可以访问互联网。尤其是,Wi-Fi网络的无线路由器通常设置在房子中较远离卧室的客厅中。使用者会根据实际原因和经济原因的考量进行选择,从而限制Wi-Fi路由器的数量,或者因为使用者想要限制其在睡眠过程中暴露于电磁辐射。

[0008] 因此,实际上,测量装置在与互联网通信以及因此与处理服务器通信方面都存在着一些重大困难。于是,将来自测量人脑电波装置的数据检索转移到数据处理服务器就会很微秒而且会有延迟,除非需要使用者定期执行手动数据的转移操作,对于使用者而言,这明显很繁冗而且耗时。

[0009] 本发明的目的尤其是旨在改善这种现状。

发明内容

[0010] 为此目的,本发明首先涉及适用于将测量人脑电波装置的检索操作数据转移到数据处理服务器的方法,所述方法尤其适用于打算通过由数据处理服务器、便携式中继装置和用于测量人脑电波的测量装置所组成的系统来实施,

[0011] 方法至少包括:

[0012] a) 工作步骤,其中,在工作周期内,通过测量装置来采集表示人(P)的生理信号的测量信号(S)且将所述测量信号储存在所述测量装置的存储器中,

[0013] b1) 第一连接测试步骤,在所述工作周期之后执行,在此期间,确定是否在测量装置与数据处理服务器之间建立一次连接,

[0014] c1) 如果一次连接可以建立,则是通过所述一次连接将操作数据从测量装置一次转移到数据处理服务器的步骤,所述操作数据可由测量信号来确定,

[0015] b2) 如果不能建立一次连接,则是第二连接测试步骤,在此期间,确定是否在测量装置与便携式中继装置之间建立二次连接,

[0016] c2) 如果二次连接可以建立,则是通过所述二次连接将操作数据从测量装置二次转移到便携式中继装置的步骤,所述操作数据可由测量信号来确定,

[0017] b3) 如果已经执行了二次转移步骤,则是第三连接测试步骤,在此期间,确定是否在便携式中继装置与数据处理服务器之间建立三次连接,

[0018] c3) 如果三次连接可以建立,则所述三次连接步骤将操作数数据从便携式中继装置三次转移到数据处理服务器。

[0019] 在本发明的优选实施例中,还可以利用以下设置中的一项和/或另一项:

[0020] -便携式中继装置是使用者可携带的装置,尤其是基站、移动电话、智能手机、平板电脑或笔记本电脑;

[0021] -一次连接、二次连接和三次连接各自分别包括无线通信;

[0022] -一次连接可籍助于连接着广域网络的无线局域网来执行,所述无线局域网尤其是连接着互联网的公司无线网络或家庭无线网络;

[0023] -二次连接是脑电波测量装置与便携式中继装置之间的无线连接,包括超声连接或射频连接,例如蓝牙连接或近场通信;

[0024] -三次连接至少是在某种程度上通过无线网络来执行,所述无线网络例如是连接着互联网的蜂窝网络或无线局域网,尤其是连接着互联网的公司无线网络或者连接着互联网的家庭无线网络;

[0025] -便携式中继装置在二次转移步骤与三次转移步骤之间移动;

[0026] -第二连接测试步骤包括第一测试子步骤,在此期间,确定是否可以在脑电波测量装置与便携式中继装置之间建立射频连接,

[0027] 如果射频连接可以建立,二次连接则是射频连接,

[0028] 如果不能建立射频连接,则是第二测试子步骤,其中,确定是否可以在脑电波测量装置与便携式中继装置之间建立超声连接,

[0029] 如果超声连接可以建立,二次连接则是超声连接;

[0030] -在一次转移步骤过程中从脑电波测量装置传输到数据处理服务器的操作数据包括含有测量信号的原始测量数据;

[0031] -在二次转移步骤和三次转移步骤过程中所传输的操作数据包括处理过的测量数据,最好不包括测量信号(S),更优选的是,所述操作数据的大小至少比含有测量信号(S)的原始测量数据小十倍;

[0032] -通过执行适用于识别测量信号中的预定义模式的预定义模式识别算法来确定处理过的测量数据,所述预定义模式包括慢波模式、睡眠梭状波模式、与人的觉醒和/或运动有关的模式,

[0033] 而且,所述处理过的测量数据包括与所述预定义模式有关的指标,包括预定义模式的启动时间、持续时间、频率和/或幅度,以及/或者在工作期间内预定义模式的数量或频率;

[0034] -在工作步骤过程中,所传递的声信号(A)是人能够听到的,而且所述声信号与人的预定义的时序脑波模式(M1)相同步,

[0035] 而且,在一次转移步骤过程中所传输的操作数据包括至少一个激励参数且选自包括声音激励模式的启动时间、持续时间、幅度、频谱和/或参照的列表中,最好在二次转移步骤过程中和在三次转移步骤过程中所传输的操作数据还包括所述的至少一个激励参数。

[0036] 本发明还涉及包括数据处理服务器、便携式中继装置和测量人脑电波的装置的系统,其中,测量装置包括

[0037] -采集部件,在工作周期内,所述采集部件能够采集代表人(P)的生理信号的至少一个测量信号,

[0038] -存储器,能够储存所述测量信号,以及,

[0039] -通信部件,适合

[0040] .确定是否在测量装置与数据处理服务器之间建立一次连接,

[0041] .通过一次连接将数据从测量装置转移到数据处理服务器,

[0042] .确定是否在测量装置与便携式中继装置之间建立二次连接,以及,

[0043] .通过二次连接将数据从测量装置转移到便携式中继装置,

[0044] 其中,便携式中继装置包括通信部件,所述通信部件适合

[0045] .确定是否在便携式中继装置与数据处理服务器之间建立三次连接,

[0046] .通过三次连接将数据从便携式中继装置转移到数据处理服务器。

[0047] 本发明还涉及适用于测量人脑电波的装置,尤其是打算将其集成于上文所述的系统,装置包括

[0048] -采集部件,在工作周期内,所述采集部件能够采集代表人(P)的生理信号的至少一个测量信号,

[0049] -存储器,能够储存所述测量信号,以及,

[0050] -通信部件适合

[0051] .确定是否在根据权利要求13所述系统的脑电波测量装置与数据处理服务器之间建立一次连接,

[0052] .通过一次连接将数据从测量装置转移到数据处理服务器,

[0053] .确定是否在根据权利要求13所述系统的脑电波测量装置与便携式中继装置之间建立二次连接,以及,

[0054] .通过二次连接将数据从测量装置转移到便携式中继装置,

[0055] 根据一个实施例,设置进一步包括传输部件,其目的是发出人能够听见的声信号且与人的预定义的时序脑波模式相同步。

[0056] 得益于这些设置,除了其它方面,使得操作数据从用于测量人脑电波的测量装置检索到处理服务器变得更加便捷,对于使用者而言,限制更加少,不需要置换测量装置或者使用者的任何特定动作,变得更加可靠且没有延迟。

附图说明

[0057] 本发明的其它特征和优点通过以下作为非限制性实例所列出的几个实施例和参考附图的说明而更加清晰。

[0058] 附图包括：

[0059] -图1是根据本发明一个实施例适用于测量人脑电波的装置的示意图，

[0060] -图2是根据本发明的实施例包括测量装置、便携式中继装置和数据处理服务器的系统的概要图，

[0061] -图3是在执行根据本发明实施例的方法的过程中在图2所示系统的测量装置与数据处理服务器之间的一次连接以及一次转移操作数据的概要图，

[0062] -图4是在执行根据本发明的实施例的方法的过程中在图2所示系统的测量装置与便携式中继装置之间的二次连接以及二次转移操作数据的概要图，

[0063] -图5是在执行根据本发明的实施例的方法的过程中在图2所示系统的便携式中继装置与数据处理服务器之间的三次连接以及三次转移操作数据的概要图，

[0064] -图6是阐释了根据本发明一个实施例将测量人脑电波装置的操作数据检索到数据处理服务器的方法的实施例流程图，

[0065] -图7阐释了根据本发明一个示例性实施例的缓慢脑电波、声信号以及预定义时序模式的时序形状。

[0066] 在各图中，相同标号用于指代相同或相似的元素。

具体实施方式

[0067] 尤其如图2和图6所示，本发明涉及包括适用于测量人脑电波的装置100、数据处理服务器200和便携式中继装置300的系统1。

[0068] 系统1能够执行将适用于测量人P脑电波的装置的操作数据检索到数据处理服务器的方法，其中所述数据处理服务器如图6所具体阐述。

[0069] 装置100如图1和图2所阐释，例如，所述装置适合由人P佩戴，例如，戴在人P的头上。

[0070] 为此目的，装置100可以包括一个或多个支撑元件120，使之能够至少局部包围人P的头部，以便保持在那位置上。例如，支撑元件120采用一个或多个分支的形状，将其设置为包围人P的头部，以便能够保持装置100。

[0071] 装置100也可以分为一个或多个元件，以便能够佩戴在人P身体的不同部位，例如，戴在头上、腕上或躯干上。

[0072] 装置100包括适用于采集至少一个测量信号的采集部件130以及至少一个存储器160。装置100还可以包括适用于分析测量信号的分析部件150。装置100最终可包括传输部件140，如下文所述，所述传输部件的目的是用于发送人P能够听到的声信号。

[0073] 装置例如适合在工作周期内由人P佩戴，所述工作周期可持续几分钟至几小时的一段时间，例如，至少八小时。

[0074] “工作周期”的含义是指测量装置在此期间起作用并且执行预定义的工作操作，例如，采集代表人P的生理信号的测量信号S。对于人的一部分而言，人P，作为其一部分，在工作周期内，可以是不活动的，例如，是睡眠的。在工作周期以外，测量装置可进一步执行其它操作，例如，分析或数据传输。

[0075] 工作周期例如可与人P的睡眠时间相对应，尤其是在测量装置是睡眠监测和/或激励装置的情况下，更是如此。

[0076] 装置100可进一步包括电池180。电池180尤其适用于能够给采集部件130、传输部件140、分析部件150、存储器160和通信模块7供电。

[0077] 电池180例如能够在整个工作周期自始至终都不再充电的情况下提供电能,例如,在数小时的时间内无需再充电,例如在至少八小时内。

[0078] 装置100可以在工作周期内按照自主的方式运行。

[0079] “自主”的含义是指装置可以在工作周期内运行,尤其是执行下文所述的脑电波采集和/或激励操作,而不与处理服务器200通信,尤其是不与处理服务器200通信。尤其是,装置可以在工作周期内运行,而无需使用电能进行再充电并且无需在结构上连接着外部设备,例如紧固件或电源。

[0080] 于是,装置100适合在人P的日常生活中使用,而不会施加过度的负担。

[0081] 为了能够执行脑电波采集和/或激励操作,采集部件130、传输部件140、分析部件150和存储器160额外功能性地彼此相互连接且能够交换信息和指令。

[0082] 为此,采集部件130、传输部件140、分析部件150和存储器160安装在支撑元件120上,使之能够批次相互接近,以至于这些元件130、140、150、160之间的通信特别快捷且处于高流量。电池180也可以安装在支撑件120上。

[0083] 存储器160可永久地安装在支撑件120上,或者可以是可移动的模块,例如,存储卡,比如SD卡(“安全数字”一词的缩写)。

[0084] 存储器160能够记录装置100的操作数据。所述操作数据在以下说明中进行详细说明而且可以包括以下元素中的至少一个元素:包括通过装置130所采集到的测量信号S的原始测量数据,由测量信号S所确定的处理过的测量数据。

[0085] 存储器160能够在装置100操作的同时进行动态更新。

[0086] 其工作步骤如图6阐释且因此首先包括籍助于采集部件130的至少一个测量信号S采集子步骤。

[0087] 尤其是,测量信号S可以代表人P的生理电信号E。

[0088] 生理电信号E可包括例如脑电图(EEG)、肌动电流图(EMG)、眼电图(EOG)、心电图(ECG)或者关于人P的任何其它可测量生物信号。

[0089] 为此,采集部件130包括例如适合与人P接触的多个电极130,尤其是与人P皮肤相接触,以便采集代表人P生理电信号E的至少一个测量信号S。

[0090] 生理电信号E有利地包括人P的脑电图(EEG)。

[0091] 为此目的,在本发明的一个实施例中,装置100包括至少两个电极130,所述电极包括至少一个参考电极130a以及至少一个EEG测量电极130b。

[0092] 装置100可进一步包括接地电极130c。

[0093] 在一个特殊实施例中,装置100包括至少三个EEG测量电极130c,以便采集生理电信号E,所述生理电信号包括至少三个脑电图测量通道。

[0094] 例如,把EEG测量电极130c施置在人P头皮表面上。

[0095] 在其它实施例中,装置100可进一步包括用于测量EMG的电极,并且选择性地包括EOG测量电极。

[0096] 测量电极130可以是多次重复使用的电极或一次性的电极。有利的是,测量电极130是多次重复使用的电极,从而简化装置的日常使用。

[0097] 测量电极130尤其可以是干电极或者由接触凝胶覆盖的电极。电极130也可以是纺织品电极或硅胶电极。

[0098] 采集部件130还可以包括用于采集不仅仅是电信号的测量信号S的采集设备。

[0099] 因此,测量信号S通常可以代表人P的生理信号。

[0100] 尤其是,测量信号S可以代表人P的非电或非完全电生理信号,例如,心脏工作信号,比如心率、人P的体温或人P的运动。

[0101] 为此目的,采集部件130可以包括心率检测器、体温计、加速计、呼吸传感器、生物阻抗传感器或麦克风。

[0102] 采集部件130还可以包括代表人P环境的测量信号采集设备S。

[0103] 测量信号S因此可以代表人P周围的空气质量,例如,二氧化碳或氧含量,或者温度或环境噪声等级。

[0104] 最后,采集部件130可包括使人P能够录入信息的用户输入设备。例如,使用者可以指出夜间质量的主观指标。测量信号S于是可以代表由人P提供的信息。

[0105] 就本说明的情景而言,由此所得到的测量信号S构成原始测量数据。

[0106] 此外,在本发明的一个实施例中,测量信号S采集子步骤还包括测量信号S的预处理。

[0107] 测量信号S的预处理可包括例如以下预处理中至少一项:

[0108] -频率滤波器,例如,所考虑的时间频率范围内的测量信号S的频率和/或小波滤波,例如,频率范围介于0.3Hz至100Hz的范围内,

[0109] -测量信号S寄生频率的频率和/或小波滤波,例如,能够滤除测量信号S的至少一个寄生频率,例如,属于0.3Hz至100Hz频率范围内的寄生频率,

[0110] -消除测量信号S的预定义伪影。

[0111] 测量信号S的预处理还可以包括比如以下预处理:

[0112] -放大,例如,按照 10^3 至 10^6 范围内的因数放大测量信号S,以及/或者,

[0113] -籍助于模拟数字转换器采样测量信号S,例如,所述模拟数字转换器能够按照几百赫兹的采样率采样测量信号S,例如,所述采样率为256Hz或512Hz。

[0114] 测量信号S的这种预处理可以例如通过属于采集部件130的模拟模块或数字模块来执行。因此,尤其是,采集部件130可以包括能够执行上文详述的预处理之中一项的活性电极。

[0115] 就本说明的情景而言,作为预处理结果所得到的测量信号S也可以构成原始测量数据。

[0116] 本方法的工作步骤还可以包括测量信号S处理子步骤。

[0117] 测量信号S处理子步骤尤其使之能够确定处理过的测量数据。

[0118] 为了执行该处理子步骤,装置包括能够分析测量信号S的分析部件150。

[0119] 分析部件150可以例如执行测量信号S中一个或多个预定义模式识别算法,例如,慢波模式、睡眠梭状波模式、K复合波模式或者与人的觉醒和/或运动有关的模式。

[0120] 处理过的测量数据因此可以包括与所述预定义模式有关的指标,所述指标包括预定义模式的启动时间、持续时间、频率和/或幅度,以及/或者在工作周期内预定义模式的数量或频率。

[0121] 处理过的测量数据还可以包括由测量信号S所确定的其它综合数据,例如,信号平均值、谱均值或者可以由测量信号S所确定的其它数字指标。

[0122] 处理过的测量数据还可以包括高级指标,比如睡眠阶段或者觉醒或微觉醒次数。

[0123] 处理过的测量数据还可以包括有损压缩测量信号,例如,小波压缩。“原始测量信号”的含义是测量信号S,也有可能是通过无损压缩算法压缩后的测量信号,例如,zip型熵压缩。

[0124] 处理过的测量数据因此可以由测量信号S确定并且尤其是不包括原始测量信号S本身。这样,处理过的测量数据的大小会小于原始测量数据的大小,例如,其大小比原始测量数据的大小至少小十倍或者至少小100倍,尤其是比测量信号S的大小至少小十倍。

[0125] 在第一个示例性实施例中,可以确定测量信号S的频谱。于是,预定义的形状可通过预定义频带中频谱能量的变化来确定,例如,所述频带为阿尔法(8-12Hz)、贝塔(>12Hz)、德尔塔(<4Hz)或塞塔(4-7Hz)波频带。

[0126] 所述频带中一个或多个频带的频谱能量可以利用例如快速短期傅里叶变换来计算。

[0127] 在另一个示例性实施例中,有可能与所示的第一个示例性实施例相结合,预定义的形状可以按照测量信号S的时序形式来直接确定,尤其通过在测量信号S中搜索一个或多个预定义模式来确定。

[0128] 因此,例如,缓慢的振荡和K复合波可以通过搜索间隔小于大约一秒的连续区域以及搜索峰-峰间最大值来检测。

[0129] 当所述峰-峰间最大值超出一定阈值时,便可识别出慢波或K复合波模式。

[0130] 分析部件150还可以分析代表肌肉活动水平的测量信号S,例如,眼电图。在这种情况下,分析部件150可以例如计算眼球运动变化的移动平均值。

[0131] 分析部件150还可以通过测量信号S来执行自动识别算法。例如,在初步自动学习步骤过程中定义这种自动识别算法。

[0132] “自动识别算法”的含义是指适合在测量数据中识别并自动归类模式的算法,例如,通过根据描述测量数据的特征的定性或定量规则,将类别与其相结合。

[0133] 所述与测量数据相结合类别可以选自类数据库或者是来自类数据库的内插值。

[0134] 例如,“类别”因此可以是例如标识符,例如预定义模式的字母数字标识符,或数值,或者在适当情况下是整数或实值。

[0135] 所得到的类别可以识别测量信号S中的预定义模式,例如,从而识别K复合波模式或梭状波模式。

[0136] 这种自动识别算法可以例如神经网络、支持向量机、决策树、随机决策树森林、遗传算法或者进一步实现因素分析、线性回归、Fisher判别分析、逻辑回归或者来自归类领域的其它已知方法来实现。

[0137] 这种算法可包括多个定义定性或定量规则参数,自动识别算法通过所述定性或定量的规则可以自动检测并归类测量数据。例如,这种参数是实现神经网络算法的某些神经元或所有神经元的重量。自动识别算法的参数可以例如在监督自动学习步骤过程中预定义,或者例如通过执行自动学习步骤或多或少地来自动确定,所述自动学习步骤可以是半监督、局部监督、未监督或强化学习步骤。类数据库也可以在这个学习步骤过程中进行预定

义。这种自动学习步骤可以通过测量数据学习样本来执行。

[0138] 最后,工作步骤可以包括组成人P脑电波激励操作的声信号A传输子步骤。

[0139] 为此,装置100可以包括传输部件140,用于发出人能够听到的声信号A,而且,如果假设人处于适合激励的状态,所述传输部件则与人的预定义的时序脑波模式M1相同步。

[0140] 为此,例如,传输部件140包括至少一个声换能器110以及控制电子组件190。

[0141] 控制电子组件190特别适合软实时地接受来自采集部件130的测量信号S以及控制通过声换能器110传输的声信号A,所述声信号与人P缓慢脑电波的预定义的时序模式T相同步。

[0142] “软实时”的含义是指执行激励操作,在预定义的总执行时间内,例如,数小时内,平均来说遵守比如关于该操作的时间限制,尤其是关于该操作的持续时间或重复频率的时间限制。尤其是,执行所述操作有时可能超出所述时间限制,只要装置100的平均操作以及方法的平均实施在预定义的总执行时间内遵守所述限制即可。尤其是,可以预定义时间限制,超出所述时间限制,激励操作的实施就必须停止或暂停。

[0143] 为了能够实现软实时的灵活执行,采集部件130、传输部件140、分析部件150和存储器160之间的最大距离可小于大约一米,最好小于几十厘米。这样,可以确保装置100的元件之间的通信足够迅速。

[0144] 例如,可将采集部件130、传输部件140、分析部件150和存储器160封装在支撑元件120的外壳中、夹到支撑元件120上,或者例如,通过胶接、螺丝接合或任何其它适当的紧固手段固定于支撑元件120。在本发明的一个实施例中,采集部件130、传输部件140、分析部件150和存储器160可拆卸地安装在支撑件120上。

[0145] 在本发明的一个有利实施例中,控制电子组件190功能性地连接着采集部件130并且经由有线链路170连接着声换能器110。于是,减少人P的电磁辐射暴露量。

[0146] 声换能器110能够发出激励人P的至少一个内耳的声信号A。

[0147] 在第一个实施例中,声换能器110是通过骨传导来激励人P内耳的助听装置。

[0148] 可将该助听装置110例如放在耳朵附近,如图1所示的上方,尤其是放在覆盖头盖骨的皮肤区域。

[0149] 在第二个实施例中,声换能器110是通过通向所述内耳的耳道激励人P内耳的扬声器。

[0150] 该扬声器可以放在人P耳朵外面或者放在耳道中。

[0151] 声信号A是至少局部属于人P能够听到的频率范围的调制信号,例如,所述范围为20Hz至30kHz。

[0152] 控制电子组件190接收来自采集部件130的测量信号S,如上所述,所述测量信号可能是经过预处理的。

[0153] 如果控制电子组件190所接收到的测量信号S未经过预处理,则控制电子组件190尤其可以执行上文详细说明的一项和/或另一项预处理。

[0154] 控制电子组件190于是能够执行人P脑电波激励操作,现在对这个操作进行更详细地说明。

[0155] 脑电波尤其可以是缓慢脑电波。

[0156] “缓慢脑电波”的含义是指尤其是频率小于5Hz且大于0.3Hz的人P的脑电波。“缓

慢脑电波”的含义是指可以是峰-峰间幅值在10至200微伏之间的人P的脑电波。除了低于1Hz的甚低频波外,缓慢脑电波也可以理解为尤其是较高频率(通常在1.6至4Hz之间)的德尔塔波。“缓慢脑电波”的含义还可以是指具有上述频率和幅度特征的任何类型的波。例如,出于本发明的目的,可以把称为“K复合波”的阶段120睡眠波视为缓慢脑电波。

[0157] 通常,例如,可以在人P的睡眠阶段(如AASM(为American Academy of Sleep Medicine“美国睡眠医学会”的缩写)标准中所确定的)来执行本发明,例如,人P的深度睡眠阶段(通常称为3期或4期)或者在其它睡眠阶段,例如,在人的浅睡眠(通常称为2期)过程中。

[0158] 本发明还可以在P的觉醒阶段、睡眠或觉醒过程中来执行。脑电波因此可不同于缓慢脑电波。

[0159] 为了执行脑电波激励操作,例如,控制电子组件190能够通过测量信号S首先确定如图7中所示的缓慢脑电波C的时序形式F。

[0160] 在第一个实施例中,时序形式F是测量信号S振幅值的一系列采样点,可能经过了如上所述的处理,所述系列测量点可能被插入或重新采样。

[0161] 在第二个实施例中,时序形式F是由锁相环路(常称之为PLL)生成的一系列振幅值。

[0162] 锁相环路使得时序形式F的瞬时相位在所述环路输出端锁定(或跟踪)测量信号S的瞬时相位。

[0163] 锁相环路可通过模拟装置或数字装置来实现。

[0164] 因此可以理解,时间形式F代表直接可以得到或者通过锁相回路可以得到的脑电波C,所述锁相回路使之能够得到更清洁的信号。尤其是,时间形式F的瞬时相位与脑电波C暂时同步。在当前说明中,因此,“脑电波C”一词用于表示时间形式F所取的值。

[0165] 通过这个时序形式F,控制电子组件190至少能够确定缓慢脑电波C的预定义的时序模式M1与声信号A的预定义的时序模式M2之间的同步瞬间I。

[0166] 于是,控制电子组件190能够控制声换能器110,使之在同步瞬间I发射声信号A的预定义的时序模式M2。

[0167] 因此,缓慢脑电波C的预定义的时序模式M1是代表缓慢脑电波C的时序形式F的振幅和/或相位数值的模式。尤其是,预定义的时序模式M1可以是时序形式F的一系列相位数值,并且尤其因此独立于时序形式F的绝对振幅数值。

[0168] 预定义的时序模式M1也可以是时序形式F的一系列相对振幅数值。例如,所述相对数值涉及例如预定义的或所储存的时序形式F的最大振幅。

[0169] 在本发明的一个实施例中,例如,预定义的时序模式M1因此可以相当于缓慢脑电波C的局部时间最大值、缓慢脑电波C的局部时间最小值或者缓慢脑电波C的至少一个局部时间最大值和至少一个局部时间最小值的预定义的系列。

[0170] 预定义的时序模式M1也可以对应于一部分这种最大值、最小值或这种系列,例如上升阶段、下降阶段或平稳阶段。

[0171] 按照同样的方式,声信号的预定义的时序模式M2可以是声信号A的振幅和/或相位数值模式。

[0172] 在第一个实施例中,声信号是例如图7所示的间歇信号。这种间歇信号是以例如比

缓慢脑电波更短的持续时间来发射的。例如,间歇信号的持续时间小于几秒钟,最好小于一秒钟。

[0173] 在仅出于象征性的非限制性目的的示例中,例如,声信号A是1/f-型格达声(爆震)噪声脉冲,所述格达声(爆震)噪声脉冲的持续时间为50至100毫秒,其上升时间和下降时间为几毫秒。仍然以非限制性的方式,并且为了把事情说明白,在这个示例中,例如,缓慢脑电波C的预定义的时序模式M1可以例如对应于缓慢脑电波C局部最大值的上升阶段。因此,声信号A的预定义的时序模式M2可以例如对应于格达声(爆震)噪声脉冲的上升阶段。在这个示例中,例如,可以定义缓慢脑电波C的预定义的时序模式M1与声信号A的预定义的时序模式M2之间的同步瞬间I,以至于格达声(爆震)噪声脉冲A的上升阶段与缓慢脑电波C局部最大值的上升阶段相同步,意即相伴随的。

[0174] 在另一个实施例中,声信号A可以是连续信号。声信号A的持续时间因此尤其可以大于缓慢脑电波C的持续时间。“连续信号”的含义是指持续时间较长的信号,尤其是与缓慢脑电波C的持续时间相比。

[0175] 在这个实施例中,声信号A可以是振幅、频率或相位进行时序调制的信号,而且,声信号A的预定义的时序模式M2因此可以是这种时序调制。

[0176] 作为选择,连续的声信号A可能时序未调制的信号,例如,现在对其形式进行说明。

[0177] 装置100可以包括至少两个声换能器110,尤其是如图2所示的第一个声换能器110a和第二个声换能器110b。第一个声换能器110a能够发出激励人P右内耳的声信号A1。第二个声换能器110b能够发出激励人P左内耳的声信号A2。

[0178] 尤其是,可以控制第一个和第二个声换能器110a、110b,以便使得声信号A1和A2是双声道的声信号A。为此,声信号A1和A2可以是例如具有不同频率的连续信号。

[0179] 这种声信号A1、A2被认为会在人大脑P中产生间歇脉冲,特别是所谓的双声道的节拍。

[0180] 仍然以非限制性的方式,并且为了把事情说明白,在这个示例中,例如,缓慢脑电波C的预定义的时序模式M1可再次对应于缓慢脑电波C局部最大值的上升阶段。声信号A1、A2的预定义的时序模式M2也可以在时序对应于人P脑中所产生的所述间歇脉冲的声信号A1、A2的范围内。在该示例中,例如,可以定义缓慢脑电波C的预定义的时序模式M1与声信号A1、A2的预定义的时序模式M2之间的同步瞬间I,以至于在人P脑中所产生的间歇脉冲与缓慢脑电波C局部最大值的上升阶段时序相同步。

[0181] 图7阐释了预定义的时序模式M1和M2的示例。

[0182] 声信号A的声级、持续时间、频谱和时序模式M2之中的一项和/或其它项可以预定义并记录在装置100的存储器160中。

[0183] 声信号A的声级、持续时间、频谱和时序模式M2之中的所述一项和/或其它项可以形成装置100的操作数据。

[0184] 更具体而言,操作数据可以包括一个或多个激励参数,且选自包括声信号A的声音激励模式的启动时间、持续时间、幅度、频谱和/或参照的列表中。

[0185] 因此,声信号A可以根据所述操作数据来传输。

[0186] 根据实施例以及根据所选择的时序模式M1,可以设想各种实施例来确定同步瞬间I。

[0187] 同样,人脑电波相位以及人P的预定义的时序脑波模式M1之中的一项和/或另一项可以预定义并储存在装置100的存储器160中。

[0188] 人脑电波相位以及人P的预定义的时序脑波模式M1之中的所述一项和/或另一项可以形成装置100的操作数据。

[0189] 因此,可以发出声信号A,以便使其根据所示操作数据相同步。

[0190] 此外,为了确定时间瞬间I,控制电子组件190可以例如比较测量信号S的振幅数值与振幅阈值,所述测量信号S的振幅值有可能经过滤波并且/或者经过标准化。

[0191] 在上文列出的仅出于非限制性目的的示例中,缓慢脑电波C的预定义的时序模式M1对应于缓慢脑电波C的局部最大值的上升阶段。时间瞬间I因此对应于振幅阈值被超越期间的时间瞬间,或者在紧接着这个超出的时间之后的预定义的持续时间。控制电子组件190因此可以控制声换能器140,以至于声信号A的预定义的时序模式M2与所述时间瞬间I时序相同步。

[0192] 众所周知,采集部件130、声换能器110与控制电子组件190之间的通信的速度尤其使之能够确保激励操作的可靠同步及最优实现。

[0193] 在时序形式F是由锁相环路所产生的一系列振幅数值的实施例中,所述时间瞬间I有可能通过所述锁相环路、通过阈值检测或者通过时序形式F的预测未来值来确定。

[0194] 在这个实施例中,时序形式F尤其可以比测量信号S的噪声更小,并且有可能使之能够容易确定同步瞬间I。这样,时间瞬间I因此更容易利用时序形式F的相位值来识别。

[0195] 如图6所示,工作步骤一旦结束,根据本发明的方法便可以包括第一连接测试步骤。

[0196] 这第一连接测试步骤因此可以在工作周期之后执行。

[0197] 这第一连接测试步骤具体如图3所示阐释。

[0198] 在第一连接测试步骤过程中,确定是否可以在测量装置100与数据处理服务器200之间建立一次连接710。

[0199] 为此,测量装置100可以包括通信部件199,数据处理服务器200也可以包括通信部件299。

[0200] 测量装置100和数据处理服务器200的通信部件199、299能够确定是否可以在测量装置100与数据处理服务器200之间建立一次连接,并且能够通过这种一次连接将数据从测量装置100转移到数据处理服务器200。

[0201] 可以按照上文针对采集部件130、传输部件140和分析部件150所述的方式把通信部件199安装在支撑元件120上。可以通过电子装置100,例如,通过控制电子组件190来控制通信部件199。

[0202] 通信部件199尤其包括无线通信芯片。

[0203] 通信部件199因此可包括射频通信模块,例如,能够执行近场通信、蓝牙通信和/或Wi-Fi通信的模块。

[0204] 蓝牙装置,尤其是蓝牙协议和“蓝牙低功耗”(BLE)协议。

[0205] 通信部件199还可以包括超声通信模块或光学通信模块,例如,嵌入二极管。

[0206] 处理服务器200的通信部件299可以是例如访问互联网的部件,例如,有线通信部件,比如以太网卡。

- [0207] 一次连接710可以是无线连接,至少在测量装置100侧如此。
- [0208] 为此目的,一次连接710可以通过连接着扩展网络500的无线局域网400来执行。
- [0209] 例如,广域网络500是互联网。
- [0210] 无线局域网400是例如公司无线网络或家庭无线网络,尤其是连接着互联网的Wi-Fi网络。
- [0211] 测量装置100因此可以例如试图从这个无线网络连接着家庭无线网络,试图连接着互联网,并且同时连接着处理服务器200,所述处理服务器也可以连接着互联网。
- [0212] 一次连接710因此可以包括将测量装置100连接711着无线局域网400、把无线局域网400连接712着扩展网络500以及把扩展网络500连接713着数据处理服务器200。
- [0213] 测量装置100与无线局域网400之间的连接711尤其可以是无线连接。
- [0214] 如果一次连接可以建立,则可以执行一次转移步骤。
- [0215] 这一次转移步骤如图3具体阐释。
- [0216] 一次转移步骤可以通过所述一次连接来执行。
- [0217] 一次转移步骤包括将操作数据从测量装置传输到数据处理服务器。
- [0218] 操作数据可以由测量信号来确定。
- [0219] 在一次转移步骤过程中从脑电波测量装置传输到数据处理服务器的操作数据尤其可以包括上文所述的原始测量数据,也就是包括测量信号S的数据。
- [0220] 如果不能建立一次连接,根据本发明的方法则可以包括如图4具体阐释的第二连接测试步骤。
- [0221] 在这第二连接测试步骤中,可以确定是否可以在测量装置100与便携式中继装置300之间建立二次连接720。
- [0222] “二次连接”的含义是指如果无法执行上文所述的一次连接,则执行这个二次连接,所以是确保有弹性地操作系统的连接。
- [0223] 便携式中继装置300是使用者可以携带的装置并且能够与测量装置和无线网络进行通信。
- [0224] 例如,便携式中继装置300是基站、移动电话、智能手机、电子平板电脑或笔记本电脑。
- [0225] 便携式中继装置300尤其可以包括通信部件399。
- [0226] 便携式中继装置300的通信部件399可以包括控制芯片以及包括天线的射频无线通信模块、包括麦克风的超声通信模块和/或包括二极管的光学通信模块。
- [0227] 例如,通信部件399的射频无线通信模块可以是能够执行近场通信、蓝牙通信和/或Wi-Fi通信的模块。
- [0228] 如果二次连接720可以建立,方法则可以包括将操作数据从测量装置100二次转移到便携式中继装置300的步骤。
- [0229] 这个二次转移步骤如图4阐释。
- [0230] 二次连接720是在测量装置100与便携式中继装置300之间的无线连接。例如,二次连接720可以是超声连接或射频连接,比如蓝牙连接或近场通信。
- [0231] 更具体而言,在如图6所具体阐释的本发明的一个特殊实施例中,第二连接测试步骤可以包括第一测试子步骤,在此期间,确定是否可以在测量装置100与便携式中继装置

300之间建立射频连接。例如,这种射频连接可以是蓝牙连接或近场通信。

[0232] 如果射频连接可以建立,则二次连接是射频连接。

[0233] 如果不能建立射频连接,则可以执行第二测试子步骤,在所述第二测试子步骤过程中,确定是否可以在脑电波测量装置100与便携式中继装置300之间建立超声连接。

[0234] 如果超声连接可以建立,则二次连接是超声连接。

[0235] 在这个特殊实施例中,便携式中继装置300的通信部件399可以既包括射频无线通信模块,又包括超声通信模块。同样,测量装置100的通信部件199也可以既包括射频无线通信模块,又包括超声通信模块。

[0236] 二次连接因此可以是无线连接。

[0237] 二次转移步骤可以通过所述二次连接来执行。

[0238] 二次转移步骤包括将操作数据从测量装置100传输到便携式中继装置300。

[0239] 操作数据可以通过测量信号来确定。

[0240] 在二次转移步骤过程中,从测量装置100传输到便携式中继装置300的操作数据可以包括处理过的测量数据,如上所述。尤其是,从测量装置100传输到便携式中继装置300的所述操作数据有可能只包括处理过的测量数据,而不包括测量信号S。

[0241] 因此,例如,从测量装置100传输到便携式中继装置300的所述操作数据的大小至少比包括测量信号S在内的原始测量数据小十倍。

[0242] 这样,尽管比如蓝牙、近场或超声连接这样局部通信协议速度受限,但是也可以在测量装置100与便携式中继装置300之间执行相对快捷的局部通信。

[0243] 如果已经执行了二次转移步骤,方法则可以包括第三测试步骤,在此期间,确定是否可以在便携式中继装置300与数据处理服务器200之间建立三次连接730。

[0244] 这第三个测试步骤如图5阐释。

[0245] “三次连接”的含义是指如果不能执行上文所述的一次连接且如果已经执行了二次连接,则执行这三次连接。因此是确保有弹性地操作系统的连接。

[0246] 三次连接730可以是无线连接,至少从便携式中继装置300而言如此。

[0247] 为此目的,三次连接730可以通过连接着扩展网络500的无线局域网600来执行。

[0248] 无线网络600可以是蜂窝网络,比如移动电话网络。

[0249] 无线网络600也可以是无线局域网,例如,公司无线网络或家庭无线网络,尤其是连接着互联网的Wi-Fi网络。

[0250] 三次连接730因此可以包括把便携式中继装置连接731着无线网络600、把无线网络600连接732着扩展网络500以及把扩展网络500连接733着处理服务器200。

[0251] 便携式中继装置300与无线网络600之间的连接731尤其可以是无线连接。

[0252] 如果三次连接可以建立,则方法于是可以包括通过所述三次连接将操作数据从便携式中继装置300三次转移到数据处理服务器200的步骤。

[0253] 第三测试步骤以及将操作数据从便携式中继装置三次转移到数据处理服务器的步骤可以利用便携式中继装置300和数据处理服务器200的通信部件299、399来执行。

[0254] 在三次转移步骤过程中,从便携式中继装置300传输到数据处理服务器200的操作数据可以与在二次转移步骤过程中从测量装置100传输到便携式中继装置300的操作数据相同。

[0255] 作为选择,可以通过便携式中继装置300将附加数据添加到在二次转移步骤过程中从测量装置100传输到便携式中继装置300的操作数据中,以便形成在三次转移步骤过程中从便携式中继装置300传输到数据处理服务器200的操作数据。

[0256] 为此目的,便携式中继装置可包括数据处理装置310,包括至少一个计算机芯片。

[0257] 处理服务器200因此可以接收已经消逝的工作周期的痕迹,即便其没有原始操作数据,亦是如此。

[0258] 如上文可见,一次连接、二次连接和三次连接可以至少通过无线通信来局部地执行。

[0259] 在本发明的一个特殊实施例中,便携式中继装置300可以在二次转移步骤与三次转移步骤之间移动。

[0260] 便携式中继装置300尤其可以通过预定义通道来等待访问互联网,以便执行三次转移步骤。

[0261] 尤其是,第三测试步骤在于确定是否能够在便携式中继装置与数据处理服务器之间建立三次连接,所述三次连接是穿过无线局域网的连接,例如,公司无线网络或家庭无线网络,尤其是连接着互联网的Wi-Fi网络。

[0262] 如果只能在便携式中继装置300与数据处理服务器200之间建立三次连接,所述三次连接是通过比如移动电话网络这样的蜂窝网络的连接,便携式中继装置300则可以选择等待,以便将函数数据传输到数据处理服务器200,从而控制使用者所承担的成本。

[0263] 在本发明的一个实施例中,测量装置100还执行脑电波激励操作,在一次转移步骤过程中,从脑电波测量装置100传输到数据处理服务器200的操作数据可进一步包括至少一个激励参数且选自包括声音激励模式的启动时间、持续时间、幅度、频谱和/或参照的列表。

[0264] 例如,“声激励模式的参照”的含义是指预定义激励模式的字母数字标识符。

[0265] 在这个实施例中,在二次转移步骤过程中,从测量装置100传输到便携式中继装置300的操作数据以及在三次转移步骤过程中从便携式中继装置300传输到数据处理服务器200的操作数据还可以包括所述的至少一个激励参数。

[0266] 在本发明的一个实施例中,数据处理服务器200能够与多个测量装置100通信,所述测量装置100各自分别能够被多个人P配戴。

[0267] 数据处理服务器200因此可以接收分别与多个测量装置100有关的多个操作数据。

[0268] 数据处理服务器200包括处理装置210,例如,能够进行操作数据处理的一个或多个计算芯片210,例如,所述计算芯片能够执行学习算法或统计计算。例如,数据处理服务器因此可以通过操作数据来确定统计或合成指数。

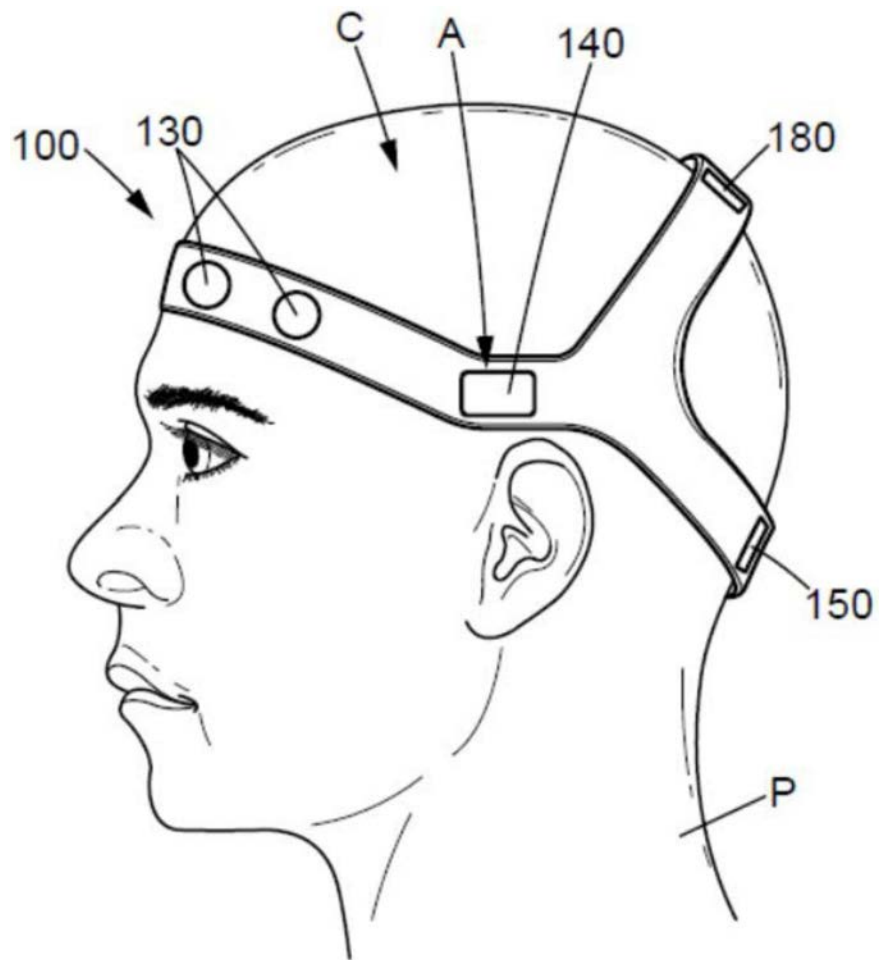


图1

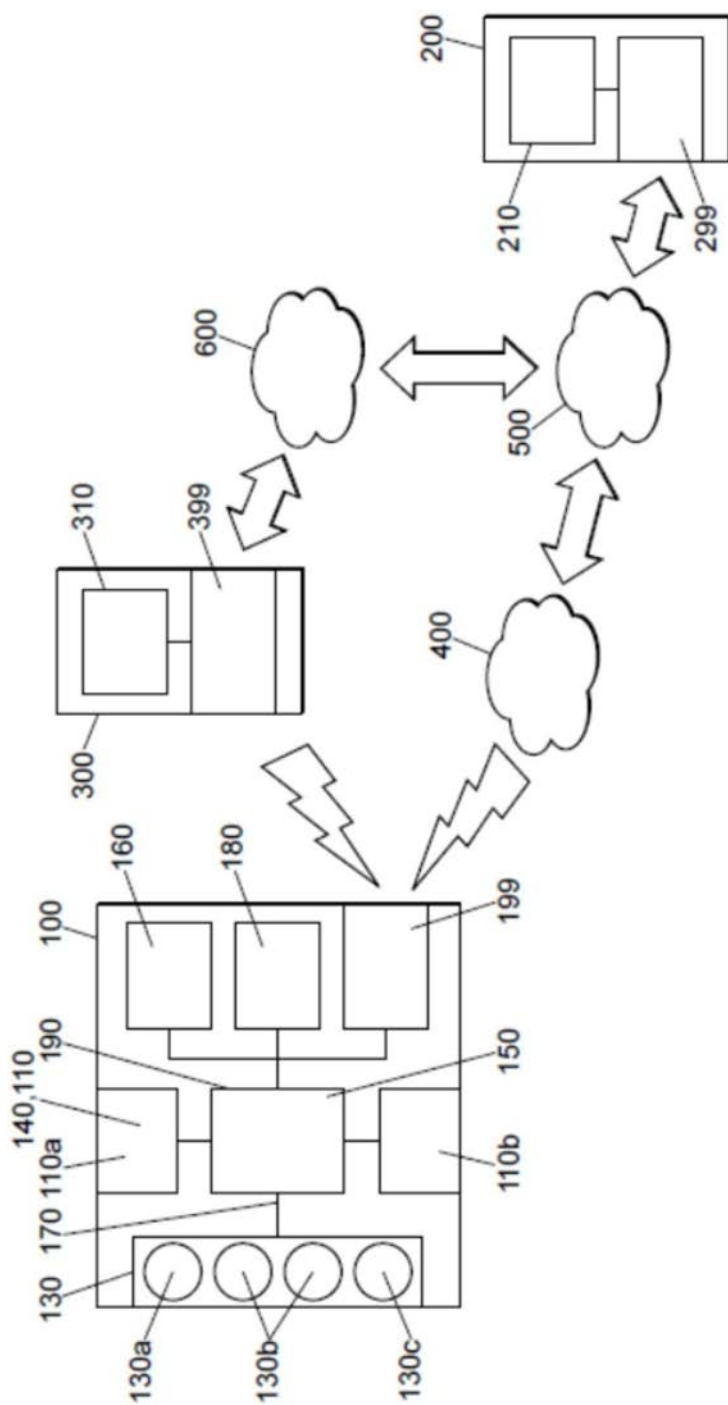


图2

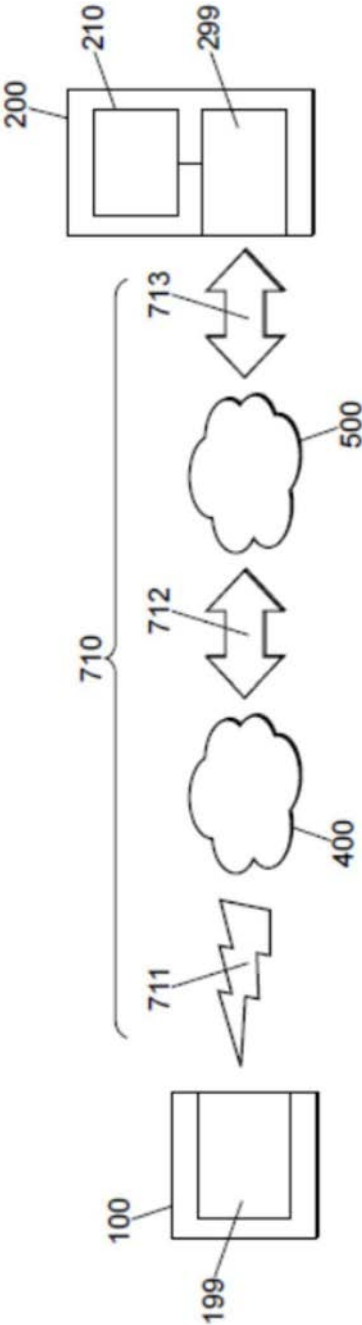


图3

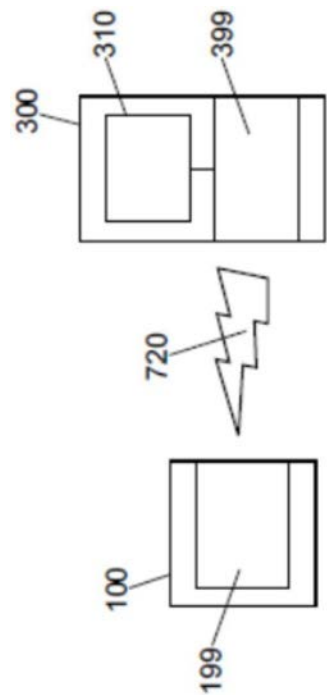


图4

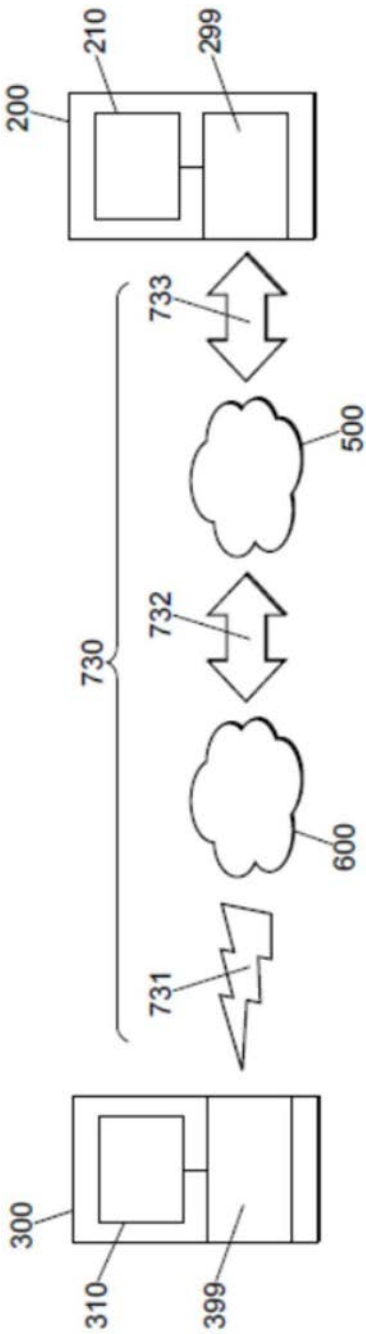


图5

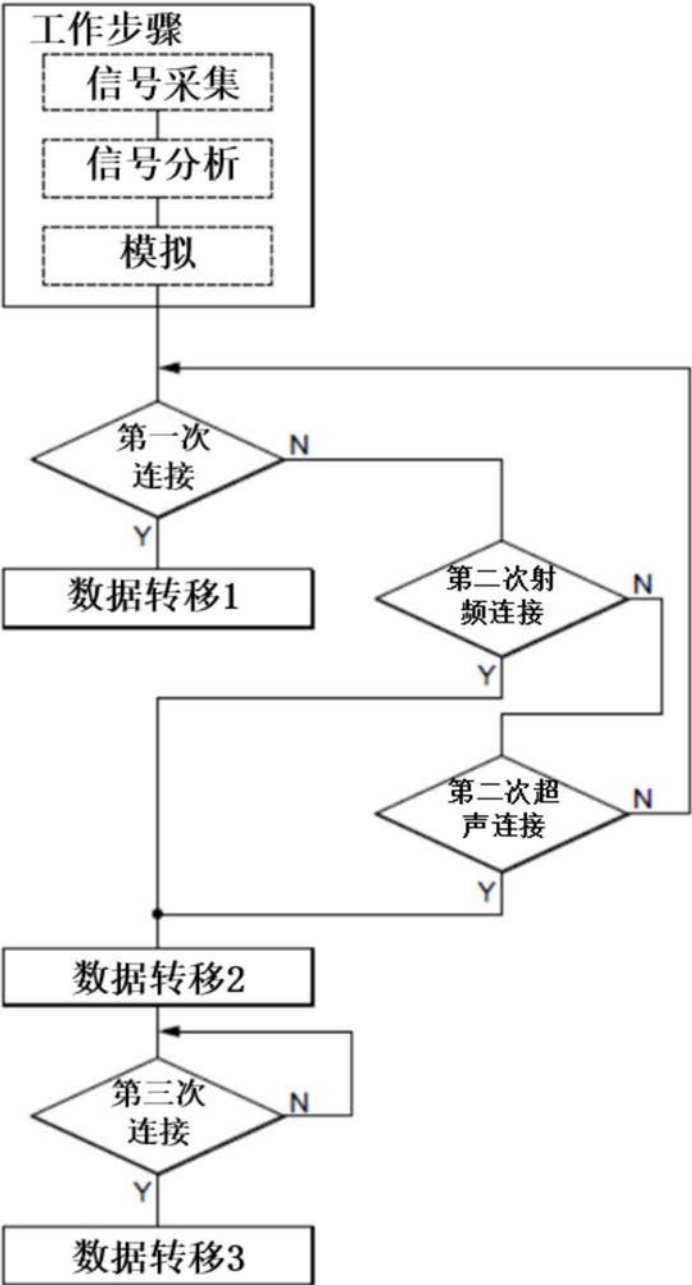


图6

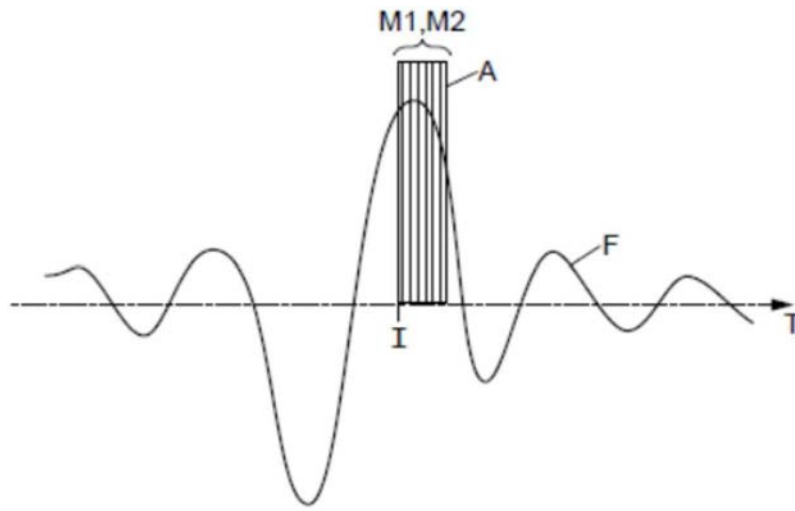


图7

专利名称(译)	适用于检索脑电波测量装置的操作数据的方法和系统		
公开(公告)号	CN108604998A	公开(公告)日	2018-09-28
申请号	CN201680080853.8	申请日	2016-12-09
[标]发明人	昆廷·索莱特·戴·布留吉雷 休果·默西厄 奥利维厄·特兰泽 阿德里恩·卡塔纳斯		
发明人	昆廷·索莱特·戴·布留吉雷 休果·默西厄 奥利维厄·特兰泽 阿德里恩·卡塔纳斯		
IPC分类号	H04L12/26 A61B5/00 H04L12/28		
CPC分类号	A61B5/0006 A61B5/0476 A61B5/6803 A61B5/6868 G06F21/6245 H04L2012/2841 A61B5/0022 H04B11/00 H04W4/80		
代理人(译)	李有财		
优先权	2015062080 2015-12-09 FR		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

适用于检索测量人脑电波测量装置的操作数据的方法，包括：在测量装置(100)上采集测量信号，第一测试步骤，用于确定是否可以在测量装置与数据处理服务器(200)之间建立一次连接，如果一次连接可以建立，则将操作数据从测量装置一次转移到服务器的步骤，否则，则是第二测试步骤，用于确定是否在测量装置与便携式中继装置(300)之间建立二次连接，如果二次连接可以建立，则将操作数据从测量装置二次转移到便携式中继装置的步骤，第三测试步骤，用于确定是否可以在便携式中继装置与服务器之间建立三次连接，如果三次连接可以建立，则将操作数据从便携式中继装置三次转移到服务器的步骤。

