(19)国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 117915837 A
(43)申请公布日 2024.04.19

(21)申请号 202280060596.7
(22)申请日 2022.09.06
(30)优先权数据
2021-145735 2021.09.07 JP
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2024.03.07
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2022/033451 2022.09.06
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2023/038029 JA 2023.03.16
(71)申请人 住友制药株式会社
地址 日本大阪府
(72)发明人 吉水稔 落合康 政吉贞雄
(74)专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事务所(普通合伙) 11277
专利代理师 刘新宇 李靖
(51)Int.Cl.
A61B 5/369(2006.01)
A61B 5/256(2006.01)
A61B 5/291(2006.01)

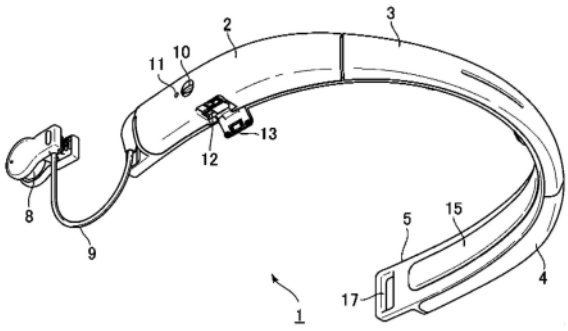
权利要求书1页 说明书11页 附图12页

(54)发明名称

脑波测量装置

(57)摘要

本发明要解决的问题在于提供一种为了有助于提高所测量的脑波信号的质量而具有能够兼顾耐久性的提高和舒适感的提高这两者的构造的可穿戴式的脑波测量装置。本发明提供一种脑波测量装置,能够穿戴于生物体头部,脑波测量装置具备:收容部,其至少包括中央表面侧部件、左表面侧部件、右表面侧部件以及背面侧部件,收容部具有以在穿戴时从左侧头部向前头部、右侧头部沿着生物体头部配置的方式弯曲的形状;至少一个测定电极,其固定于背面侧部件,在穿戴时与前头部接触;以及信号处理部,其被收容于收容部内,对经由测定电极得到的电信号进行处理,其中,中央表面侧部件、左表面侧部件、右表面侧部件以及背面侧部件中的至少两个部件的刚性互不相同。



CN 117915837 A

1.一种脑波测量装置,能够穿戴于生物体头部,所述脑波测量装置具备:

收容部,其至少包括中央表面侧部件、左表面侧部件、右表面侧部件以及背面侧部件,所述收容部具有以在穿戴时从左侧头部向前头部、右侧头部沿着所述生物体头部配置的方式弯曲的形状;

至少一个测定电极,其固定于所述背面侧部件,在穿戴时与所述前头部接触;以及

信号处理部,其被收容于所述收容部内,对经由所述测定电极得到的电信号进行处理,

其中,所述中央表面侧部件、所述左表面侧部件、所述右表面侧部件以及所述背面侧部件中的至少两个部件的刚性互不相同。

2.根据权利要求1所述的脑波测量装置,其中,

所述测定电极的数量至少为两个以上。

3.根据权利要求1或2所述的脑波测量装置,其中,

所述左表面侧部件的刚性和所述右表面侧部件的刚性比所述中央表面侧部件的刚性高。

4.根据权利要求2或3所述的脑波测量装置,其中,

所述测定电极的在穿戴时与所述前头部接触的面中的各个面的中心沿着所述背面侧部件的形状在左右方向上相互分离40㎜以上且90㎜以下的距离。

5.根据权利要求1~4中的任一项所述的脑波测量装置,其中,

所述测定电极的在穿戴时与所述前头部接触的面的轮廓具有直径为10㎜~25㎜的圆形形状。

6.根据权利要求1~5中的任一项所述的脑波测量装置,其中,

所述信号处理部配置于所述左表面侧部件与所述背面侧部件之间、或者所述右表面侧部件与所述背面侧部件之间。

脑波测量装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种脑波测量装置,更详细地说,涉及一种能够在被穿戴于生物体头部的状态下测定脑波的脑波测量装置。

背景技术

[0002] 作为用于穿戴于人体等生物体的头部来测定脑波的可穿戴式的脑波测量装置(可穿戴式脑波仪),已知专利文献1(非专利文献1)和非专利文献2、3中记载的装置。专利文献1(非专利文献1)的脑波测量装置在前头部侧具备两个电极,具有由外侧带和内侧带构成的双重带构造,但是外侧带和内侧带分别是一体型的部件(专利文献1的图16),专利文献1(非专利文献1)的装置在穿戴感上存在问题。非专利文献2的脑波测量装置是在前头部侧具备两个电极的头带型的装置,但是该装置为使用了软性的素材的头带型装置,因此在耐久性上存在问题,另外,认为在非专利文献2的装置中发生断线等故障的风险高。非专利文献3的脑波测量装置具有从主体突出大量的电极的构造,但是该装置采用了以从左侧头部起沿着后头部、右侧头部配置装置的方式穿戴于生物体头部的构造,因此存在前头部侧的电极没有被充分地固定的担忧,另外,在非专利文献3的装置中,来自大量的电极的大量的布线从主体部分突出,因此非专利文献3的装置在耐久性上也存在问题。

[0003] 作为以往的可穿戴式脑波仪,头带型等使用软性的素材的脑波仪是主流,但是这些脑波仪的耐久性差,这些脑波仪中的断线等故障的频率高。与此相对,在使用具有由硬的素材制造的壳体构造以提高耐久性的可穿戴式脑波仪的情况下,由于头部的形状因人而异,因此难以制造适合于所有人的头部的脑波仪,从而存在检查对象者(接受脑波测定的人)有时由于穿戴脑波仪而感到头部疼痛这样的问题、由于在穿戴时电极未与检查对象者的头部充分接触、或者由于检查对象者感到疼痛而对脑波造成影响等原因导致信号的质量不稳定这样的问题等。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:美国专利第9867571号说明书

[0007] 非专利文献

[0008] 非专利文献1:InteraXon Inc.,“MEDITATION REIMAGINED Introducing Muse 2”,[online],[2021年8月24日检索],因特网<URL:https://choosemuse.com/muse-2/>

[0009] 非专利文献2:LAXHA Inc.,“Bluetooth wireless brain wave meter”,[online],[2021年8月24日检索],因特网<URL:http://www.laxtha.com/ProductView.asp?Model=neuroNicle%20E2>

[0010] 非专利文献3:Emotiv,“EMOTIV EPOC+”,[online],[2021年8月24日检索],因特网<URL:https://www.emotiv.com/epoc/>

发明内容

[0011] 发明要解决的问题

[0012] 鉴于以上情况,本发明解决的问题在于,提供一种为了有助于提高所测量的脑波信号的质量而具有能够兼顾耐久性的提高和舒适感的提高这两者的构造的可穿戴式的脑波测量装置。

[0013] 用于解决问题的方案

[0014] 为了解决上述问题,本发明提供一种脑波测量装置,能够穿戴于生物体头部,脑波测量装置具备:收容部,其至少包括中央表面侧部件、左表面侧部件、右表面侧部件以及背面侧部件,收容部具有以在穿戴时从左侧头部向前头部、右侧头部沿着生物体头部配置的方式弯曲的形状;至少一个测定电极,其固定于背面侧部件,在穿戴时与前头部接触;以及信号处理部,其被收容于收容部内,对经由测定电极得到的电信号进行处理,其中,中央表面侧部件、左表面侧部件、右表面侧部件以及背面侧部件中的至少两个部件的刚性互不相同。

[0015] 在上述脑波测量装置中,也可以是,测定电极的数量至少为两个以上。

[0016] 在上述脑波测量装置中,也可以是,左表面侧部件的刚性和所述右表面侧部件的刚性比中央表面侧部件的刚性高。

[0017] 在上述脑波测量装置中,也可以是,在测定电极的数量为两个以上的情况下,测定电极的在穿戴时与前头部接触的面中的各个面的中心沿着背面侧部件的形状在左右方向上相互分离40㎜以上且90㎜以下的距离。

[0018] 在上述脑波测量装置中,也可以是,测定电极的在穿戴时与前头部接触的面的轮廓具有直径为10㎜～25㎜的圆形形状。

[0019] 在上述脑波测量装置中,也可以是,信号处理部配置于左表面侧部件与背面侧部件之间、或者右表面侧部件与背面侧部件之间。

[0020] 发明的效果

[0021] 通过使用本发明的脑波测量装置,能够降低将电极与信号处理部连接的导线的断线等风险,提高耐久性,并且提高用户(检查对象者)的穿戴感,从而提高能够测定到的脑波的信号的质量。

附图说明

[0022] 图1是作为本发明的一个实施方式的脑波测量装置的概要图(从穿戴脑波测量装置的用户的前方斜下方观察的图)。

[0023] 图2是作为本发明的一个实施方式的脑波测量装置的概要图(从穿戴脑波测量装置的用户的后方斜下方观察的图)。

[0024] 图3是作为本发明的一个实施方式的脑波测量装置的概要图(从穿戴脑波测量装置的用户的上方观察的图)。

[0025] 图4是作为本发明的一个实施方式的脑波测量装置的概要图(从穿戴脑波测量装置的用户的下方观察的图)。

[0026] 图5是作为本发明的一个实施方式的脑波测量装置的概要图(从穿戴脑波测量装置的用户的右耳侧观察的图)。

[0027] 图6是作为本发明的一个实施方式的脑波测量装置的概要图(从穿戴脑波测量装置的用户的左耳侧观察的图)。

[0028] 图7是作为本发明的一个实施方式的脑波测量装置的概要图(穿戴于用户的头部的形态)。

[0029] 图8是穿戴辅助带的概要图。

[0030] 图9是将收容部分解为各构成部件时的分解图(立体图)。

[0031] 图10是将收容部分解为各构成部件时的分解图(立体图)。

[0032] 图11是将收容部分解为各构成部件时的分解图(立体图)。

[0033] 图12是将收容部分解为各构成部件时的分解图(从穿戴脑波测量装置的用户的上方观察的图)。

[0034] 图13是示出作为本发明的一个实施方式的脑波测量装置的结构的框图。

[0035] 图14是示出数据收集终端装置的结构的框图。

[0036] 图15是示出作为本发明的一个实施方式的脑波测量装置和数据收集终端装置的动作的流程图。

具体实施方式

[0037] 以下,参照附图来对作为本发明的例示的实施方式的脑波测量装置进行说明。但是,应注意的是,本发明的脑波测量装置不限定于以下说明的具体方式,在本发明的范围内能够进行适当的变更。既能够在本发明的范围内适当地删除、变更后述的实施方式中包括的各个功能、要素等(例如在后述的图13中,也可以以设为在信号处理部设置存储器设备并将脑波测量数据存储到该存储器设备中从而不设置通信部的方式实施脑波测量装置),也能够在本发明的范围内追加实施方式中不包括的任意的功能、要素等。例如,在以下的实施方式中,设为收容部由中央表面侧部件、左表面侧部件、右表面侧部件以及背面侧部件这4个部件构成来进行说明,但是能够将部件的数量设为4个以上等,收容部的构成部件的数量能够任意地变更(例如中央表面侧部件可以被分解为两个部件)。另外,收容部的各构成部件的材料优选设为绝缘体,但是在不会发生各电极、电路要素之间的短路(short)等问题的范围内,各构成部件的至少一部分也可以构成为包括金属等导电性材料。各构成部件可以由以硅、橡胶、塑料、树脂为代表的任意的材料制造,也可以由任意的多个材料制造,还可以设为各个构成部件能够被进一步分解为两个以上的部件。不限于收容部的构成部件,只要没有特别提及,则与脑波测量装置有关的全部构成要素既能够由任意的材料制造,也能够被分解为任意数量的要素。在以下的实施方式中,设为测定电极的数量为两个来进行说明,但是能够将测定电极的数量设为一个或者设为三个以上等,能够将测定电极的数量变更为一个以上的任意数量,测定电极的位置也是任意的。参照电极、地电极的数量也能够任意地变更(只要脑波测量装置能够进行动作,则也可以不设置这些电极中的至少一方)。作为穿戴辅助带,不限于实施方式所示的方式,能够使用任意的带,不使用穿戴辅助带也能够实施脑波测量装置1。进行信号处理等的后述的各种功能部能够通过ASIC(application specific integrated circuit:专用集成电路)、嵌入式系统、微计算机等任意的结构来实现,也可以通过使各种功能部具备CPU(Central Processing Unit:中央处理装置)、存储器设备等来进行数字信息处理。另外,以下的实施方式中的用户可以是以人类为代表的任意

的生物,脑波测量装置整体的尺寸、各构成要素的尺寸也是任意的。

[0038] 图1～图6是分别从穿戴作为本发明的一个实施方式的脑波测量装置的用户的前方斜下方(图1)、后方斜下方(图2)、上方(图3)、下方(图4)、右耳侧(图5)、左耳侧(图6)观察该脑波测量装置时的概要图,图7是示出将作为本发明的一个实施方式的脑波测量装置穿戴于用户的头部的形态的概要图。如图7所示,用户以从左侧头部向前头部、右侧头部沿着自己的头部配置脑波测量装置1的方式穿戴脑波测量装置1,并以使配置于夹子状的构件(设为由绝缘体材料形成)的内侧的参照电极8(在夹子状构件的两侧的部件分别配置有参照电极8,配置有合计两个参照电极8,但是在此后的记载中统称为参照电极8。)与耳朵接触的方式利用夹子状的构件夹住自己的耳朵。如上述那样,脑波测量装置1的尺寸是任意的,在一例中,高度(如图5、图6那样观察脑波测量装置1时的短边方向上的长度)能够设为30mm,宽度(如图3、图4那样观察脑波测量装置1时的左右方向上的长度,穿戴时的用户的左右方向上的长度)能够设为190mm,纵深(如图3、图4那样观察脑波测量装置1时的纵向上的长度,穿戴时的用户的前后方向上的长度)能够设为150mm(除了突起、突脚部分之外)。

[0039] 在脑波测量装置1被穿戴于头部的情况下,收容部沿着头部向左右的耳廓呈带状地延伸,收容部的左右的端部分别位于左右的耳廓的上部附近。当从上方观察脑波测量装置1时,脑波测量装置1为端部附近的曲率比中央部的曲率小的半圆形形状,收容部的大致中央部在法线方向上的厚度最小,在上下方向上的宽度也最小。参照电极8也可以设置于收容部的长边方向上的一方侧的端部。

[0040] 脑波测量装置1具备:收容部,其构成为包括右表面侧部件2、中央表面侧部件3、左表面侧部件4以及背面侧部件5,所述收容部具有以在穿戴时从左侧头部向前头部、右侧头部沿着用户的头部配置的方式弯曲的形状;至少一个测定电极6、7(在本实施方式中将测定电极的数量设为两个,但是如上述那样,测定电极的数量可以是一个以上的任意数量),其固定于背面侧部件5,在穿戴时与用户的前头部接触;以及信号处理部,其被收容于收容部内,对经由在左右方向上相互分离的测定电极6、7中的至少一方得到的电信号进行处理(参照后述的图13中的信号处理部25)。如在后面详细说明的那样,中央表面侧部件3、左表面侧部件4、右表面侧部件2以及背面侧部件5中的至少两个部件的刚性互不相同,在一例中,以使右表面侧部件2的刚性和左表面侧部件4的刚性比中央表面侧部件3的刚性高(更优选的是,使右表面侧部件2的刚性和左表面侧部件4的刚性比背面侧部件5的刚性高)的方式选择各部件的材料、形状。即,能够通过选择部件的材料、部件的截面形状来适当地设定部件的刚性。此外,图1～图12是概要图,脑波测量装置1中的各部的尺寸等不限定于这些附图的例子,在一例中,中央表面侧部件3的周向长度可以为脑波测量装置1的周向长度(除了突起、突脚部分之外。以下同样)的约30％～约50％,左表面侧部件4的周向长度可以为脑波测量装置1的周向长度的约25％～约35％,右表面侧部件2的周向长度可以为脑波测量装置1的周向长度的约25％～约35％。左表面侧部件4的周向长度与右表面侧部件2的周向长度既可以相互相等,也可以互不相同。

[0041] 测定电极6经由(被覆盖的)导线而与信号处理部25连接,测定电极7也经由(被覆盖的)导线而与信号处理部25连接。脑波测量装置1还具备参照电极8,参照电极8经由(被覆盖的)参照电极引线(导线)9而与信号处理部25连接。除此以外,在脑波测量装置1设置地电极(GND电极)的情况下(在后述的图13中为GND电极24。通过使地电极与用户的头部或身体

的任意的位置接触,能够施加脑波测量装置1的动作中的基准电位,且能够将该基准电位用作其它电极的电位的基准。),地电极经由(被覆盖的)导线而与信号处理部25连接。此外,这些各电极构成为分别与信号处理部25连接并向信号处理部25输入电信号(从各电极单独地延伸出(被覆盖的)导线,并分别连接于信号处理部25的各个端子。通过以使除参照电极引线9以外的(被覆盖的)导线仅通过收容部的内部的方式对各(被覆盖的)导线进行布线,能够降低断线风险(还存在采用地电极24与除头部以外的部位接触的结构的情况等,在收容部内部进行布线不是必须的)。),应注意各电极之间并非处于短路状态。另外,各电极的材料是任意的,在一例中,能够将不锈钢、银-氯化银(Ag/AgCl)或者银设为电极材料。

[0042] 测定电极6和测定电极7的形状是任意的,在一例中,形成为在穿戴时与用户的前头部接触的面(参照图2)的轮廓具有直径为10mm～25mm的圆形形状(在设置三个以上的测定电极的情况下也是同样的。另外,也可以进行在圆形形状的一部分设置凹部等适当的调整)。另外,测定电极6和测定电极7的在穿戴时与用户的前头部(额头)接触的面的形状也是任意的,例如,既可以如图3、图4所示的那样设为平面,也可以设为凹面(从穿戴时的用户来看,与前头部接触的面的至少一部分凹陷的面),还可以设为凸面(从穿戴时的用户来看,与前头部接触的面的至少一部分突出的面),但是为了对用户给予良好的穿戴感,优选的是设为除凸面以外的形状(在设置三个以上的测定电极的情况下也是同样的)。通过将测定电极6和测定电极7设为沿着用户的前头部这样的形状,能够扩大接触的面积,提高脑波的测定精度。参照电极8、地电极24的形状、尺寸也可以是同样的,且是任意的。另外,优选的是以使测定电极6、7的在穿戴时与前头部接触的面(参照图2)中的各个面的中心沿着背面侧部件5的形状(在从图3、图4的方向观察脑波测量装置1时,是沿着背面侧部件5所绘制的曲线)在左右方向上相互分离40mm以上且90mm以下的距离的方式配置测定电极6、7(也可以是,在设置三个以上的测定电极的情况下也以同样的间隔配置各测定电极)。作为测定电极6、7的间隔,优选的是设为前侧头围(头围中的比双耳中心靠前侧的部位的长度)的20％左右(并且,优选的是用户以使测定电极6、7的在穿戴时与前头部接触的面中的各个面的中心点的中间点位于前头部的中央、即用户的鼻梁线(的延长线)上的位置的方式穿戴脑波测量装置1),这是由于,作为测量多个人的前侧头围所得到的结果是,认为前侧头围的20％这样的长度在大致40mm～90mm的范围内。例如,作为测定电极6和测定电极7的位置的一例,也可以是国际10-20标准的Fp1、Fp2的位置。

[0043] 在右表面侧部件2设置有电源按钮10作为操作部,用户通过按下电源按钮10来切换脑波测量装置1的动作的开启(动作状态)和关闭(停止状态)。另外,在右表面侧部件2设置有显示LED(light emitting diode:发光二极管)11,根据动作状态、充电状态而切换点亮、熄灭、闪烁、发光颜色。在右侧部件2还设置有充电端口(充电口)12,通过打开充电端口的盖13并对充电端口12连接充电线缆,能够对电源部32(参照图13)的锂离子电池进行充电。在背面侧部件5的与右表面侧部件2对应的位置设置有(右侧)防滑片14,在背面侧部件5的与左表面侧部件4对应的位置设置有(左侧)防滑片15,防止脑波测量装置1在被穿戴于用户的头部的状态下从头部偏移。防滑片14、15的材料是任意的,在一例中,能够使用聚氨酯、硅等作为防滑片14、15的材料。另外,在背面侧部件5的右表面侧部件2侧的端部设置有(右侧)辅助带安装孔16,在背面侧部件5的左表面侧部件4侧的端部设置有(左侧)辅助带安装孔17,图8所示的穿戴辅助带(带)19的一端和另一端分别穿过辅助带安装孔16、17并将穿戴

辅助带19连接于脑波测量装置1(在图8的穿戴辅助带19中,使安装于一端的魔术贴刺毛部21A侧的长方形环的形状的环状构件20朝向横方向(设为两端侧的魔术贴刺毛部21A、魔术贴圆毛部21B能够弯曲)并使该环状构件20穿过辅助带安装孔16,使另一端的魔术贴刺毛部21A侧的环状构件20朝向横方向并使该环状构件20穿过辅助带安装孔17,进一步使各个魔术贴刺毛部21A回折并贴附于魔术贴圆毛部21B),由此能够提高穿戴时的脑波测量装置1的位置的稳定性。

[0044] 图9～图12是将收容部分解为各构成部件时的分解图(图9～图11是立体图。图12是从穿戴脑波测量装置1的用户的上方观察的图)。通过像这样将表面侧部件设为分割构造来提高用户的穿戴感。在一例中,图13所示的信号处理部25、通信部29是通过在电路基板上配置各电路要素、元件等而构成的,在左表面侧部件4与背面侧部件5之间的空间内的电路基板收容位置22配置该电路基板(电路基板的位置是任意的,优选的是配置于左表面侧部件4与背面侧部件5之间、或者右表面侧部件2与背面侧部件5之间。在将左表面侧部件4的刚性和右表面侧部件2的刚性设为比中央表面侧部件3的刚性高且比背面侧部件5的刚性高的方式中,通过采用这样的电路基板的配置,能够保护电路基板免受撞击。)。关于右表面侧部件2、中央表面侧部件3、左表面侧部件4以及背面侧部件5,以使这些部件中的至少两个部件的刚性互不相同的方式选择这些部件的材料、形状等并进行制造,尤其是,优选以使右表面侧部件2的刚性和左表面侧部件4的刚性比中央表面侧部件3的刚性高并且比背面侧部件5的刚性高的方式制造各部件。能够为了中央表面侧部件3和背面侧部件5的螺纹紧固而使用加强构件。

[0045] 此外,关于本实施方式中的“刚性”,在是具有一定长度的构件的情况下,该“刚性”是根据材料的杨氏模量(纵弹性系数)、基于截面形状的截面二次力矩确定的。即,在部件的长度相同这一前提下,在是截面形状彼此相同的部件的情况下某个部件的材料的杨氏模量比别的部件的材料的杨氏模量高的情况下、在是杨氏模量彼此相同的材料的部件的情况下某个部件的截面二次力矩比别的部件的截面二次力矩大的情况下,“某个部件的刚性比别的部件的刚性高”。但是,在本实施方式中,与因截面形状产生的截面二次力矩相比,因材料产生的杨氏模量对部件的刚性贡献更大。即,主要通过适当地选择各个部件的材料来实现各个部件的更适宜的刚性。作为杨氏模量的测定方法,例如对右表面侧部件2进行冲压来制造面方向(在形成收容部时与背面侧部件5大致平行的面的方向)上的纵向和横向宽度为约1.8mm、且与该面方向(严格来说是曲面,但是近似地视为平面)垂直的方向上的厚度为约0.1mm的样本,并将其作为试验样本,如日本专利第6857784号说明书第0118段所记载的那样,使用岛津制作所制造的岛津精密万能试验机Autograph AG-IS MS型,在20℃的生理盐水中实施拉伸试验,并根据应力-伸长曲线将拉伸模量作为杨氏模量(MPa)进行计算(拉伸速度为100mm/分钟),由此能够测定右表面侧部件2的杨氏模量。对中央表面侧部件3、左表面侧部件4以及背面侧部件5等其它部件的杨氏模量也能够同样地进行测定(背面侧部件5的样本的“面方向”可以设为例如与右表面侧部件2的样本的“面方向”大致平行的面的方向)。右表面侧部件2、中央表面侧部件3、左表面侧部件4以及背面侧部件5的材料是任意的,这些部件的杨氏模量的数值也可以是任意值,但是在一例中,能够如以下这样制造各部件(各材料的物理性质值是制造商公示的规格值,因此试验方法互不相同,但是即使统一试验方法,杨氏模量的大小关系也是不变的):

[0046] 中央表面侧部件3的杨氏模量(拉伸模量)为49.5MPa(兆帕)(東レ・デュポン株式会社(DU PONT-TORAY CO.,LTD.)制造,材料为热塑性聚酯弹性体Hytrel(注册商标),品级为4047N。试验方法基于JIS K7113-1995标准),

[0047] 右表面侧部件2和左表面侧部件4的杨氏模量(拉伸模量)均为2550MPa(兆帕)(三菱工程塑料株式会社制造,材料为PBT树脂(聚对苯二甲酸丁二酯树脂)NOVADURAN(注册商标),品级为5010R5。试验方法基于ISO 527-1、527-2标准),

[0048] 背面侧部件的杨氏模量(拉伸模量)为1350MPa(兆帕)(日本ポリプロ株式会社(JAPAN POLYPROPYLENE CORPORATION)制造,材料为PP(聚丙烯)NOVATEC(注册商标),品级为BC4BSW。试验方法基于JIS K7161 7162:1994标准)。

[0049] 关于截面二次力矩,能够通过公知的公式根据截面形状来求出。通过减小位于收容部的大致中央部的中央表面侧部件3的法线方向上的厚度,能够将中央表面侧部件3的截面形状设为使截面二次力矩进一步减小的形状,从而进一步减小刚性。

[0050] 图13是示出作为本发明的一个实施方式的脑波测量装置的结构的框图,图14是示出数据收集终端装置的结构的框图。在本实施方式中,设为通过利用脑波测量装置1进行的测定而得到的脑波数据从脑波测量装置1被发送到数据收集终端装置33,在数据收集终端装置33中进行脑波数据的分析处理等。

[0051] 图13所示的脑波测量装置1具备N个(N为1以上的自然数)作为测定电极的测定电极6～测定电极23(如果测定电极为一个,则不需要测定电极23)、REF电极(参照电极)8、GND电极(地电极)24、信号处理部25、通信部29、操作部10、显示LED 11以及电源部32。如前所述,各电极被单独地连接于信号处理部25,来自各电极的电信号被输入到信号处理部25的放大电路26。

[0052] 信号处理部25具备放大电路26、A/D转换器(Analog-to-Digital Converter:模拟数字转换器)27以及数字信号处理部28。放大电路26是用于将作为来自各种电极的电信号而被输入的生物体电位放大的电路,进行如下等处理:对测定电极6与参照电极8之间的电位差进行测定,在将该电位差进行了放大的基础上向A/D转换器27输出该放大后的电位差,另外,对测定电极7与参照电极8之间的电位差进行测定,在将该电位差进行了放大的基础上向A/D转换器27输出该放大后的电位差(在测定电极的数量为三个以上时也是同样的)。A/D转换器27是将模拟信号转换为数字信号的转换电路,将作为模拟信号而从放大电路26被输入的上述各种电位差从模拟信号转换为数字信号,并向数字信号处理部28输出该数字信号。在一例中,数字信号处理部28如上所述那样由CPU、RAM(Random Access Memory:随机存取存储器)、ROM(Read Only Memory:只读存储器)等存储器设备等构成,对从A/D转换器27输入的数字信号进行处理,例如生成将测定电极6与参照电极8之间的电位差表示为数值的数字信号,或者生成将测定电极7与参照电极8之间的电位差表示为数值的数字信号(在测定电极的数量为三个以上时也是同样的),并向通信部29的通信电路31输出这些数字信号。另外,数字信号处理部28也可以通过由CPU执行存储器设备中存储的程序,来进行对从A/D转换器27输入的数字信号执行FFT(Fast Fourier Transformation:高速傅里叶变换)等处理,并向通信部29的通信电路31输出表示所得到的结果的数字信号。

[0053] 通信部29具备天线30和通信电路31。通信电路31经由天线30向数据收集终端装置33发送从数字信号处理部28输入的数字信号。在一例中,通信部29以BLE(Bluetooth Low

Energy:蓝牙低能耗)方式来与数据收集终端装置33的通信部42进行无线通信。

[0054] 如上所述,操作部10是电源按钮10,用户通过按下电源按钮10来切换脑波测量装置1的动作的开启(动作状态)和关闭(停止状态)。显示LED 11根据动作状态、充电状态而切换其点亮、熄灭、闪烁、发光颜色。电源部32配置于收容部内,包括锂离子电池和用于向脑波测量装置1的各部供给电力的电路等。

[0055] 图14所示的数据收集终端装置33具备控制部34、存储部37、通信部42、输入输出部45以及电源部49。

[0056] 控制部34具备CPU 35和作为临时存储器的RAM 36。CPU 35执行存储部37中记录的测量程序38,由此CPU 35对从脑波测量装置1接收到的脑波测定数据进行处理来进行各种测量处理(在数据收集终端装置33侧进行上述的FFT的情况下,用于执行FFT的程序作为测量程序38被存储在存储部37中)。另外,CPU 35通过执行存储部37中存储的OS(Operating System:操作系统)、各种应用程序等各种程序39来执行、控制数据收集终端装置33的各种动作。

[0057] 存储部37是具备硬盘驱动器、SSD(Solid State Drive:固态硬盘)等的记录装置,用于存储上述的测量程序38、各种程序39。另外,存储部37存储测量数据40(执行FFT处理所得到的分析结果的数据等)和各种数据41。

[0058] 通信部42具备天线43和通信电路44。通信电路44经由天线43进行从脑波测量装置1的脑波测定数据的接收等数据发送接收。在一例中,通信部42以BLE方式来与脑波测量装置1的通信部31进行无线通信。

[0059] 输入输出部45具备用于供数据收集终端装置33的操作者(进行脑波测定数据的分析的人)对数据收集终端装置33输入命令、数据的键盘46、鼠标47以及用于进行各种显示的显示器装置48(液晶显示器装置、有机电致发光(有机EL:organic electro-luminescence)显示器装置等)。除此以外,输入输出部45可以具备扬声器等输出装置。

[0060] 电源部49包括用于接受来自外部电源的馈电并向数据收集终端装置33的各部进行电力供给的电路等,也可以具备锂离子电池等蓄电池。

[0061] 图15是示出作为本发明的一个实施方式的脑波测量装置和数据收集终端装置的动作的流程图。首先,脑波测量装置1的用户(检查对象者)通过将电源按钮10长按1秒~2秒左右来使脑波测量装置1启动(步骤S101)。此外,设为数据收集终端装置33已经启动。当脑波测量装置1启动时,以在数据收集终端装置33侧BLE连接变为有效为条件,在脑波测量装置1的通信部29与数据收集终端装置33的通信部42之间建立BLE连接(步骤S102)。脑波测量装置1的用户如图7所示那样将脑波测量装置1穿戴于自己的头部,使测定电极6、7与自己的前头部接触,优选的是以使测定电极6、7的位置相对于头部的中心线呈左右对称的方式使其与自己的前头部接触,并且使参照电极8与自己的耳朵接触。另外,在脑波测量装置1具备地电极24的情况下,使地电极24与自己的头部或身体的任意的位置接触。

[0062] 在该状态下,测定电极6的电位与参照电极8的电位之间的电位差在放大电路26中被进行放大,放大后的模拟信号通过A/D转换器27而被转换为数字信号,通过A/D转换器27的转换而生成的数字信号通过数字信号处理部28被进行处理(步骤S103),由此生成的表示测定电极6的电位与参照电极8的电位之间的电位差随时间的变化的数字信号从脑波测量装置1的通信部29被发送到数据收集终端装置33的通信部42(步骤S104)。同样地,测定电极

7的电位与参照电极8的电位之间的电位差在放大电路26中被进行放大,放大后的模拟信号通过A/D转换器27而被转换为数字信号,通过A/D转换器27的转换而生成的数字信号通过数字信号处理部28被进行处理(步骤S103),由此生成的表示测定电极7的电位与参照电极8的电位之间的电位差随时间的变化的数字信号从脑波测量装置1的通信部29被发送到数据收集终端装置33的通信部42(步骤S104)。在测定电极为三个以上的情况下也同样地生成表示各测定电极的电位与参照电极8的电位之间的电位差随时间的变化的数字信号,并从脑波测量装置1的通信部29向数据收集终端装置33的通信部42发送该数字信号。只要没有通过再次将脑波测量装置1的电源按钮10长按1秒～2秒左右来将脑波测量装置1的电源切断,则隔开规定的时间间隔地反复持续进行脑波测量装置1侧的这些处理(步骤S105的判断处理中的“否”)。当根据数据收集终端装置33的操作者的输入而由数据收集终端装置33的CPU 35开始执行测定应用程序(设为包含于测量程序38)时,执行测量程序38的CPU 35基于从脑波测量装置1接收到的数字信号,来将各个通道(在一例中,将测定电极7的电位与参照电极8的电位之间的电位差作为通道1的电位差,将测定电极6的电位与参照电极8的电位之间的电位差作为通道2的电位差)的脑波数据(电位差随时间的变化数据等)作为测量数据40持续存储到存储部37中。根据数据收集终端装置33的操作者的输入(轻击显示器装置48上的测量结束按钮)而结束脑波数据向存储部37的存储,另外,根据数据收集终端装置33的操作者的输入(与脑波测量装置1的通信连接的解除)而解除(切断)脑波测量装置1与数据收集终端装置33之间的BLE连接。当通过再次将脑波测量装置1的电源按钮10长按1秒～2秒左右来将脑波测量装置1的电源切断时(步骤S105的判断处理中的“是”),脑波测量装置1的动作停止(步骤S106)

[0063] 实施例

[0064] 作为本发明的脑波测量装置的实施例,制造了以下结构的脑波测量装置,并进行了性能试验。

[0065] (实施例的脑波测量装置)

[0066] •形状…图9～图12所示的形状

[0067] •测定电极(额头电极)的数量…两个(CH1、CH2)

[0068] •额头电极的(接触面中心之间的)间隔…60mm

[0069] •额头电极的形状…平面型,接触面的轮廓为直径为15mm的圆形形状

[0070] •参照电极(耳电极)的形状…凹型,接触面的轮廓为直径为15mm的圆形形状

[0071] •收容部的各构成部件的材料

[0072] (中央表面侧部件3)東レ・デュポン株式会社(DU PONT-TORAY CO.,LTD.)制造,热塑性聚酯弹性体Hytrel(注册商标),品级为4047N。杨氏模量49.5MPa(试验方法基于JIS K7113-1995标准)

[0073] (右表面侧部件2和左表面侧部件4)三菱工程塑料株式会社制造,PBT树脂(聚对苯二甲酸丁二酯树脂)NOVADURAN(注册商标),品级为5010R5。杨氏模量2550MPa(试验方法基于ISO 527-1、527-2标准)

[0074] (背面侧部件)日本ポリプロ株式会社(JAPAN POLYPROPYLENE CORPORATION)制造,材料为PP(聚丙烯)NOVATEC(注册商标),品级为BC4BSW。杨氏模量1350MPa(试验方法基于JIS K7161 7162:1994标准)

[0075] 当受试者将上述结构的脑波测量装置穿戴于头部并确认了穿戴感时,与凸型弯曲电极(直径为15mm)、凹型弯曲电极(直径为20mm)的试制品相比改善了额头电极的贴合,与平型直径为11mm的试制品相比改善了耳电极的夹紧强度,通过选择上述材料还降低了太阳穴附近的紧固感并消除了疼痛。

[0076] 并且,使用上述实施例的结构的脑波测量装置来进行受试者的脑波测量试验,并检验了其结果与使用作为现有的测量装置的Polymate(注册商标)(株式会社ミユキ技研(Miyuki Giken Co.,Ltd.))所进行的脑波测量试验的结果的一致性。在以下的表1～表4中示出两个试验结果的相关系数。

[0077] [表1]

[0078]

CH	CH1:左					
眼状态	睁眼状态(Eye Opened)					
信号	原始(raw)	德尔塔(delta)	西塔(theta)	阿尔法(alpha)	贝塔(beta)	伽马(gamma)
受试者1	0.92	0.98	0.98	0.91	0.85	0.83
受试者2	0.95	0.99	1	0.96	0.83	0.46

[0079] [表2]

[0080]

CH	CH1:左					
眼状态	闭眼状态(Eye Closed)					
信号	原始(raw)	德尔塔(delta)	西塔(theta)	阿尔法(alpha)	贝塔(beta)	伽马(gamma)
受试者1	0.75	0.8	0.87	0.85	0.83	0.88
受试者2	0.88	0.85	0.9	0.97	0.83	0.74

[0081] [表3]

[0082]

CH	CH2:右					
眼状态	睁眼状态(Eye Opened)					
信号	原始(raw)	德尔塔(delta)	西塔(theta)	阿尔法(alpha)	贝塔(beta)	伽马(gamma)
受试者1	0.9	0.98	0.98	0.88	0.92	0.91
受试者2	0.95	0.99	1	0.97	0.64	0.24

[0083] [表4]

[0084]

CH	CH2:右					
眼状态	闭眼状态(Eye Closed)					
信号	原始(raw)	德尔塔(delta)	西塔(theta)	阿尔法(alpha)	贝塔(beta)	伽马(gamma)
受试者1	0.56	0.39	0.72	0.82	0.8	0.85
受试者2	0.84	0.86	0.85	0.97	0.72	0.46

[0085] 如以上那样,在实施例的脑波测量装置中,在受试者的穿戴感、测量结果与现有的脑波测量装置的测量结果的一致性这两个方面都得到了良好的结果。

[0086] 产业上的可利用性

[0087] 本发明能够利用于以医疗设备、研究设备为代表的任意的产业中的脑波测量。

[0088] 附图标记说明

[0089] 1:脑波测量装置;2:右表面侧部件;3:中央表面侧部件;4:左表面侧部件;5:背面侧部件;6:(右侧)测定电极(额头电极);7:(左侧)测定电极(额头电极);8:参照电极(REF电极、耳电极);9:(被覆盖的)参照电极引线;10:电源按钮(操作部);11:显示LED;12:充电端口;13:充电端口的盖;14:(右侧)防滑片;15:(左侧)防滑片;16:(右侧)辅助带安装孔;17:(左侧)辅助带安装孔;18:人体头部;19:穿戴辅助带;20:环状构件;21A:魔术贴(刺毛);21B:魔术贴(圆毛);22:电路基板收容位置;23:第N测定电极(N为2以上);24:地电极(GND电极);25:信号处理部;26:放大电路;27:A/D(模拟/数字)转换器;28:数字信号处理部;29:通信部;30:天线;31:通信电路;32:电源部(锂离子电池等);33:数据收集终端装置;34:控制部;35:CPU;36:RAM;37:存储部;38:测量程序;39:各种程序;40:测量数据;41:各种数据;42:通信部;43:天线;44:通信电路;45:输入输出部;46:键盘;47:鼠标;48:显示器装置;49:电源部。

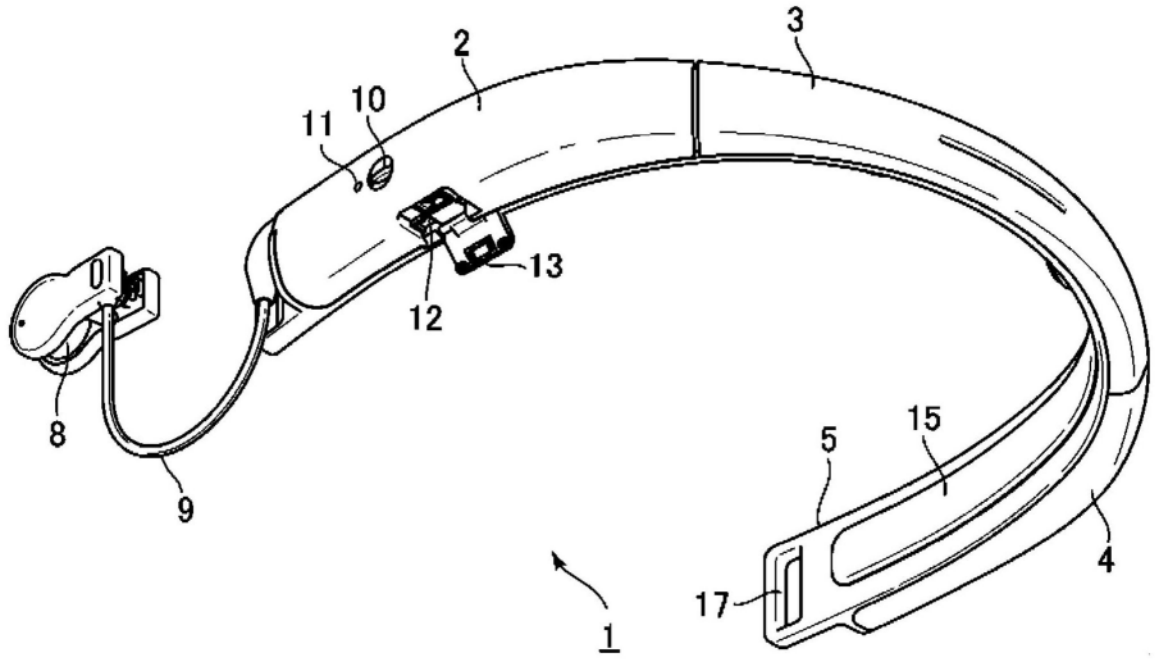


图1

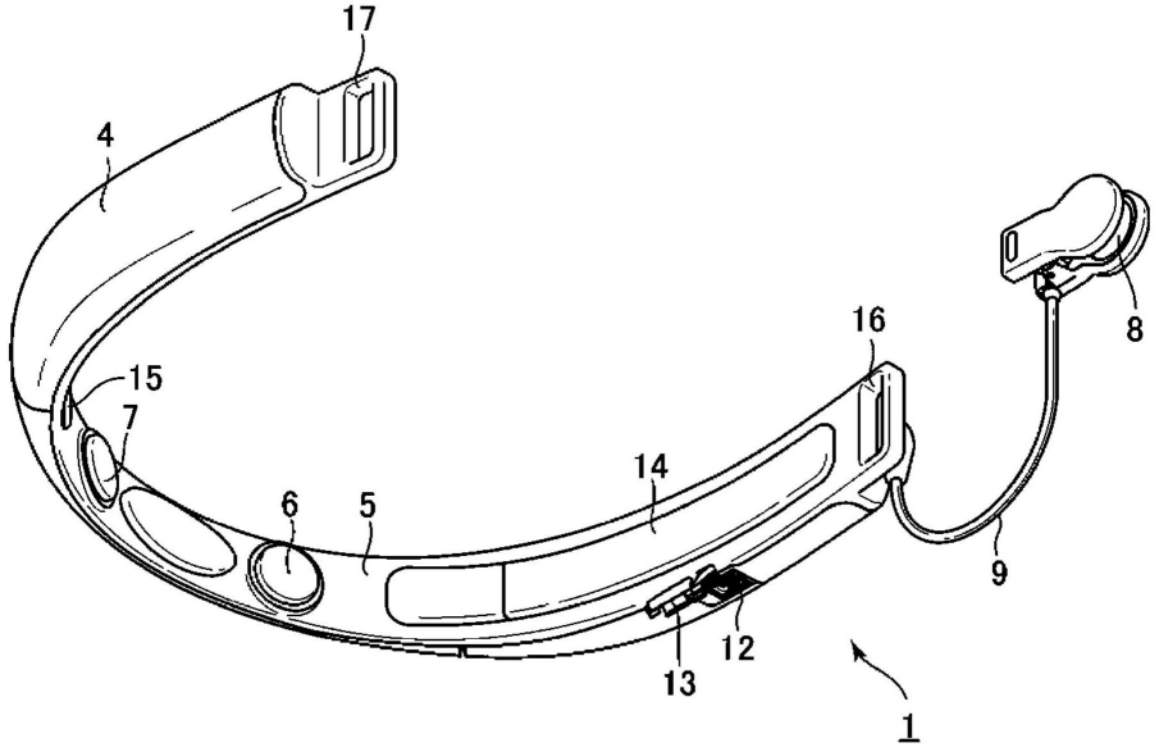


图2

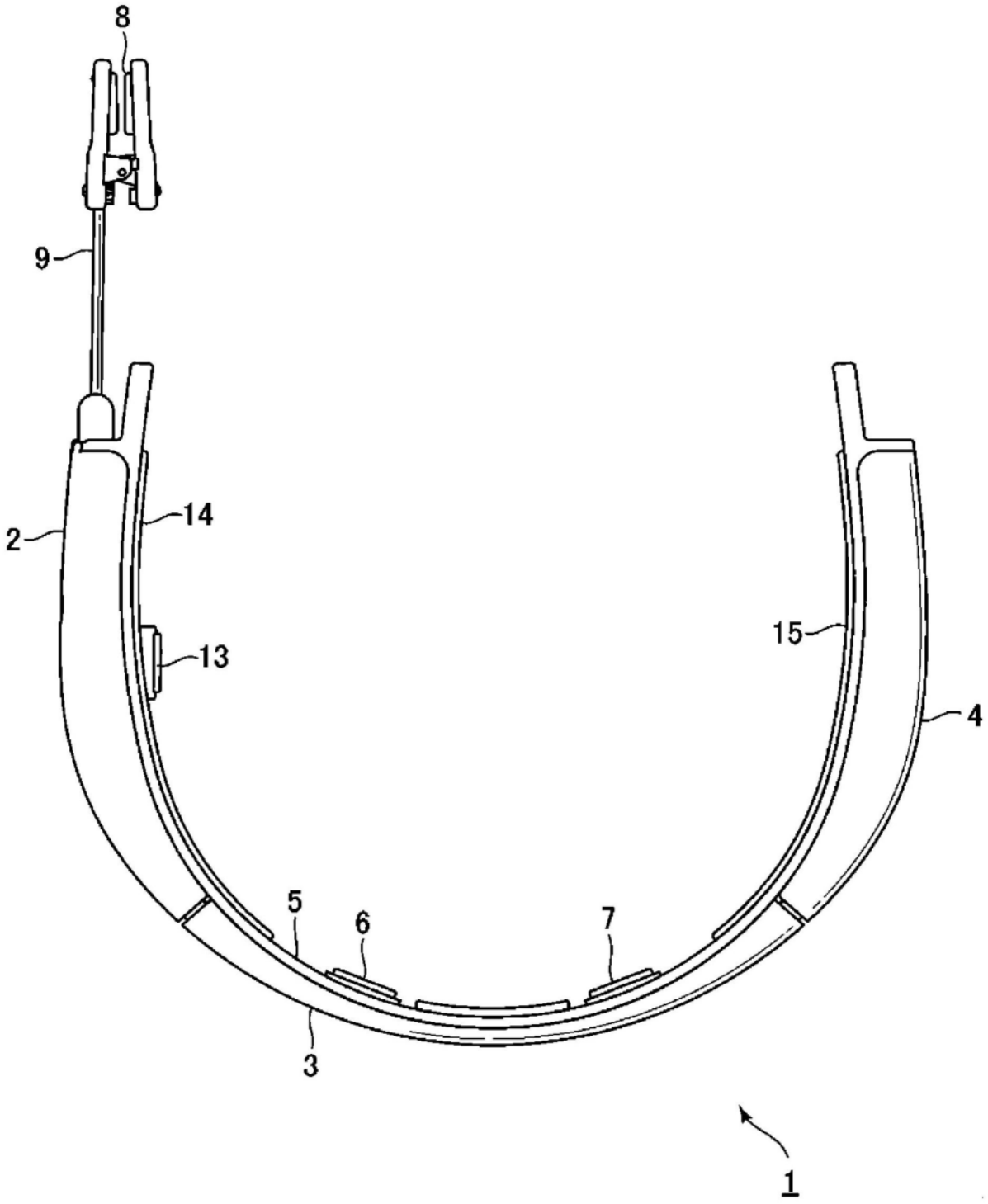


图3

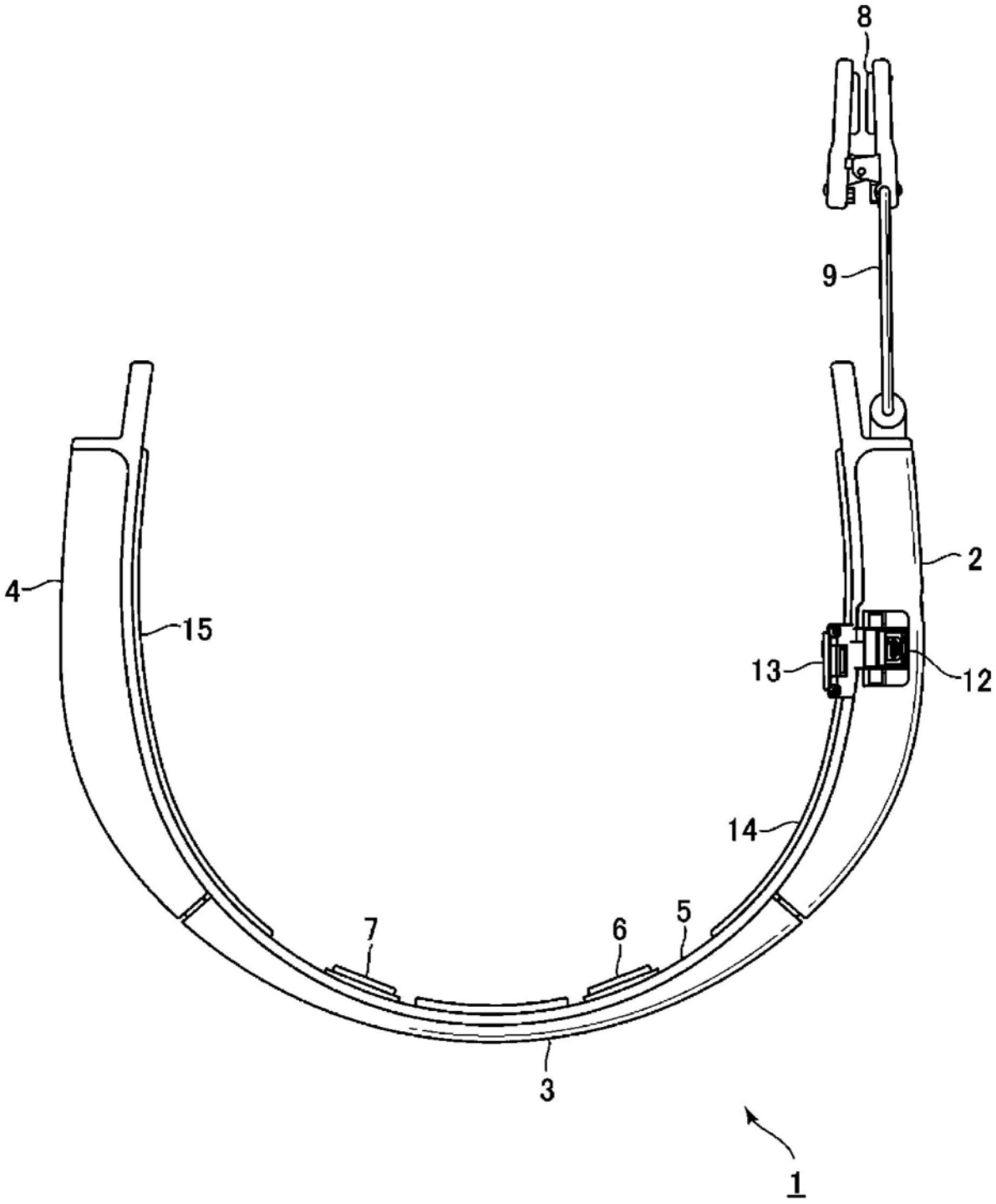


图4

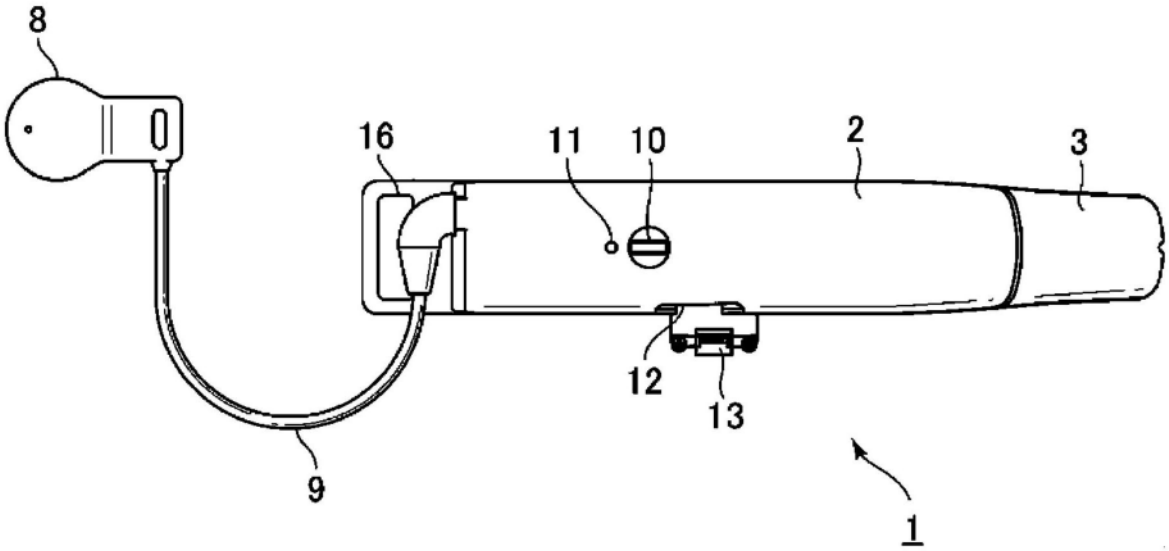


图5

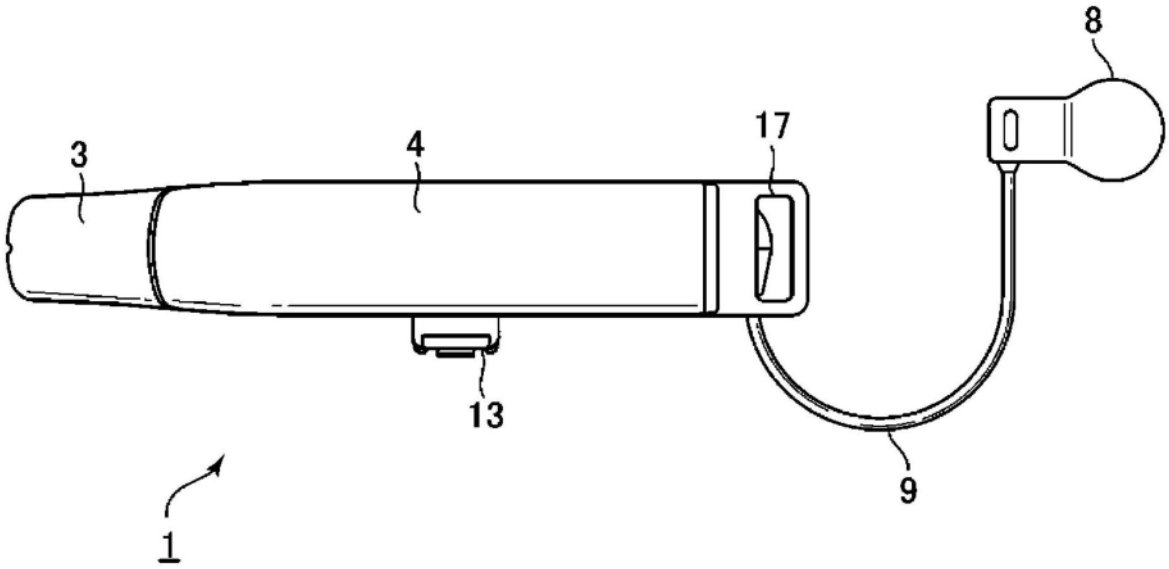


图6

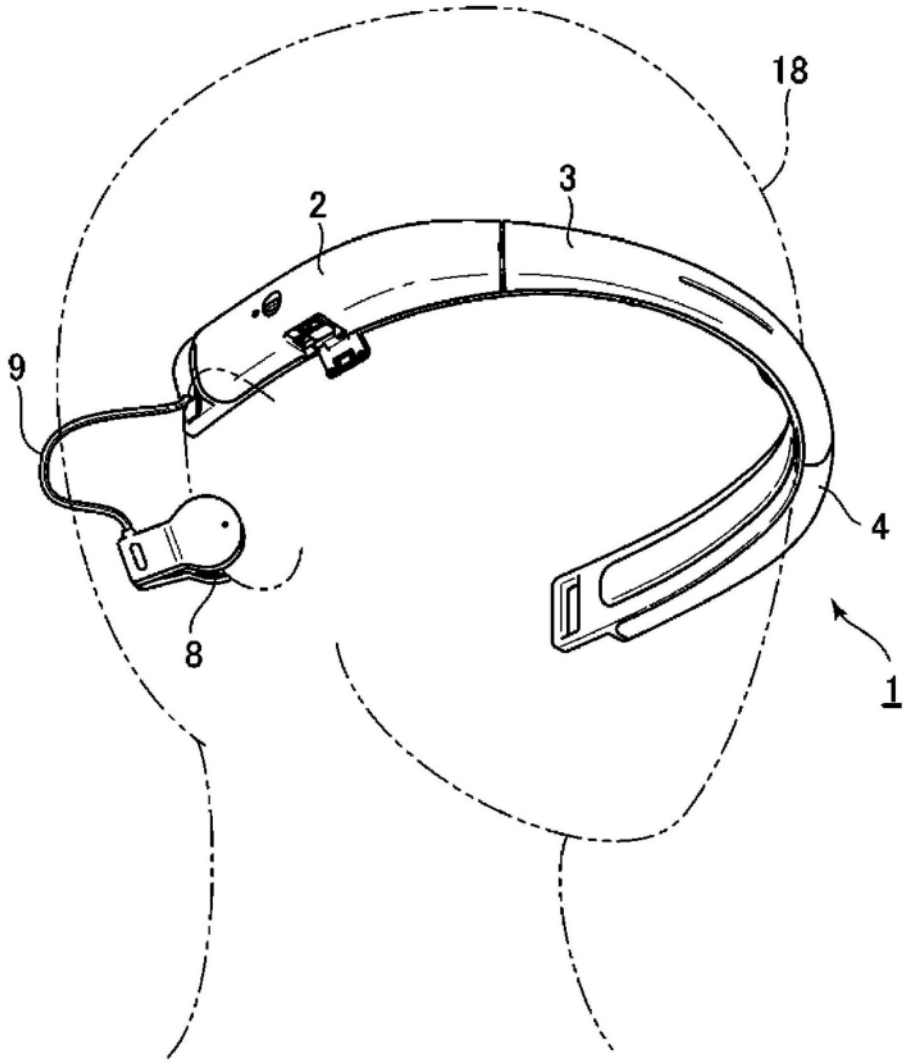


图7

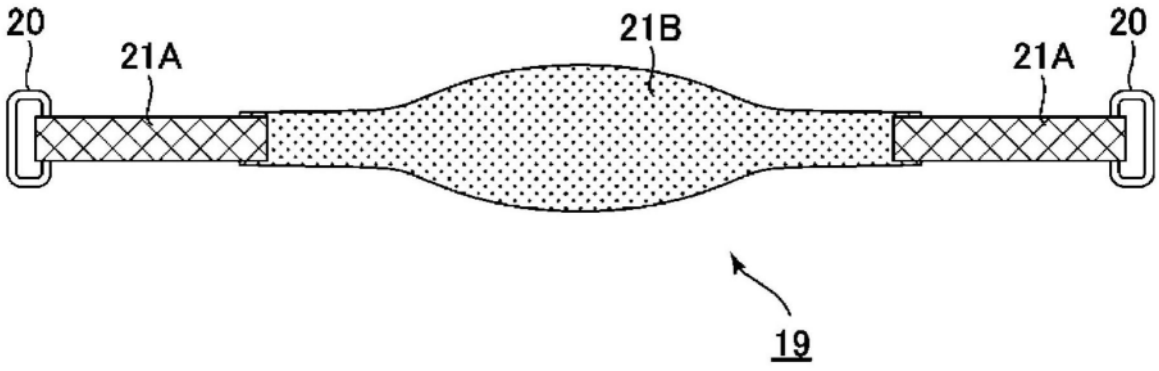


图8

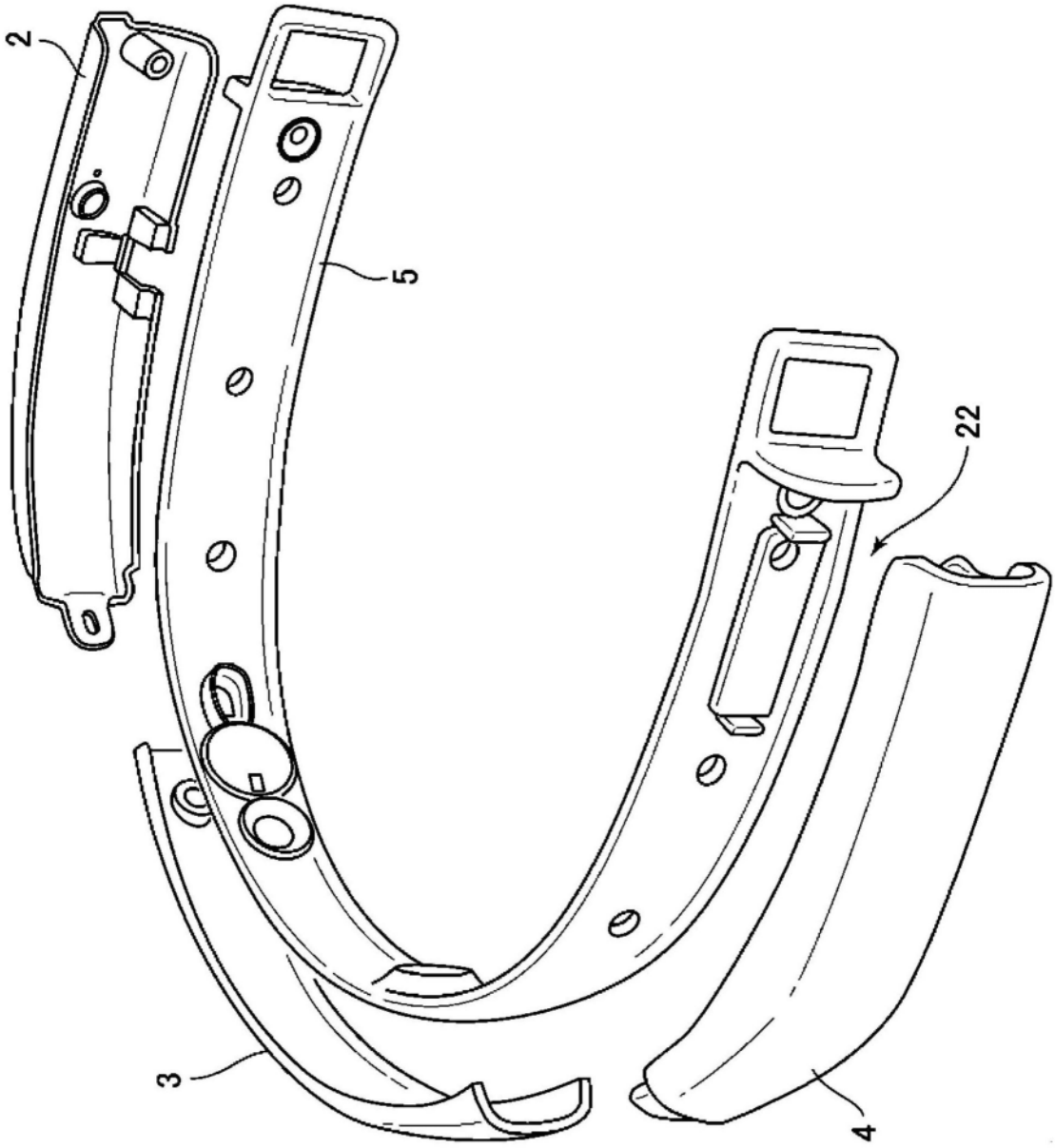


图9

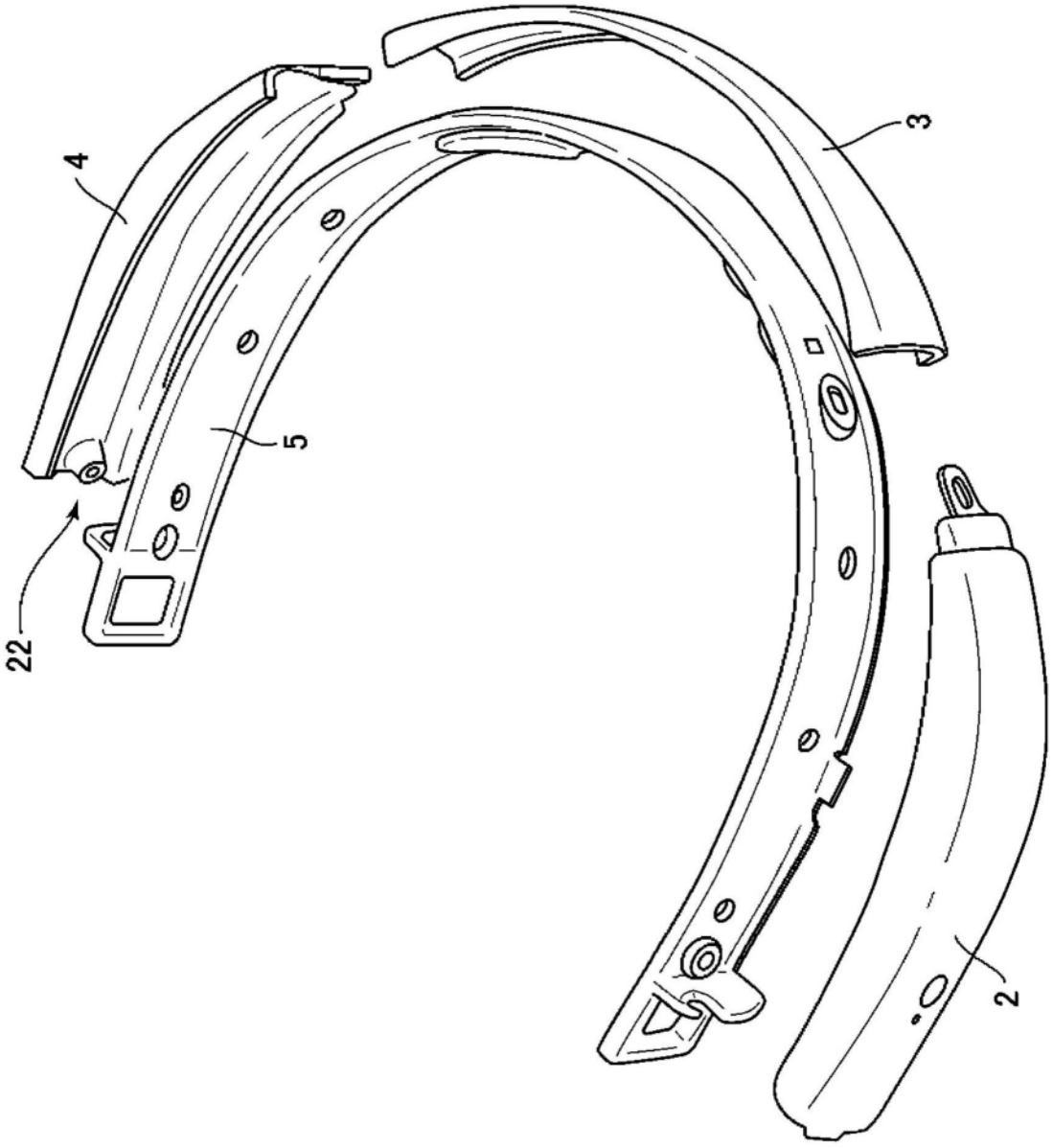


图10

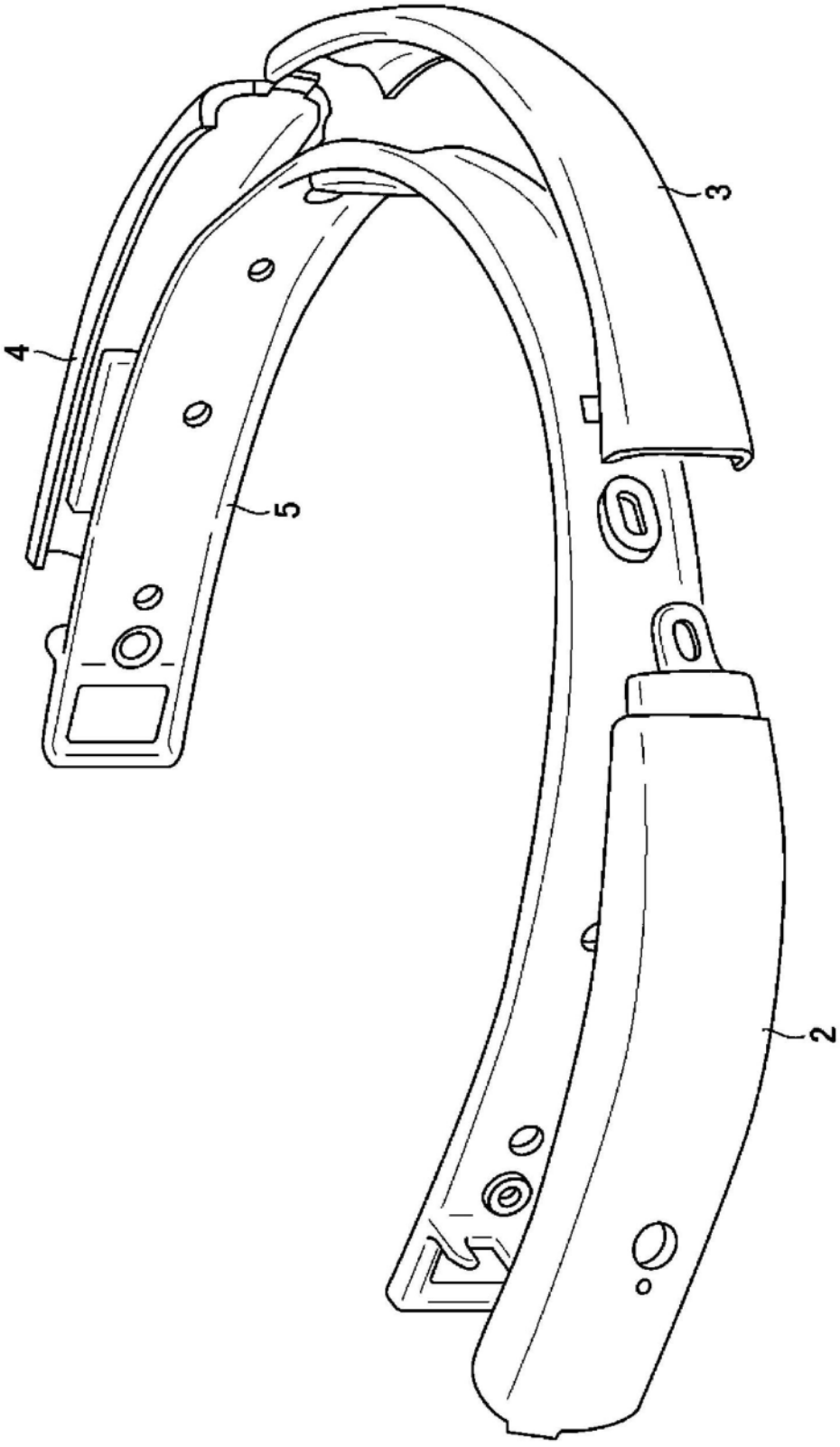


图11

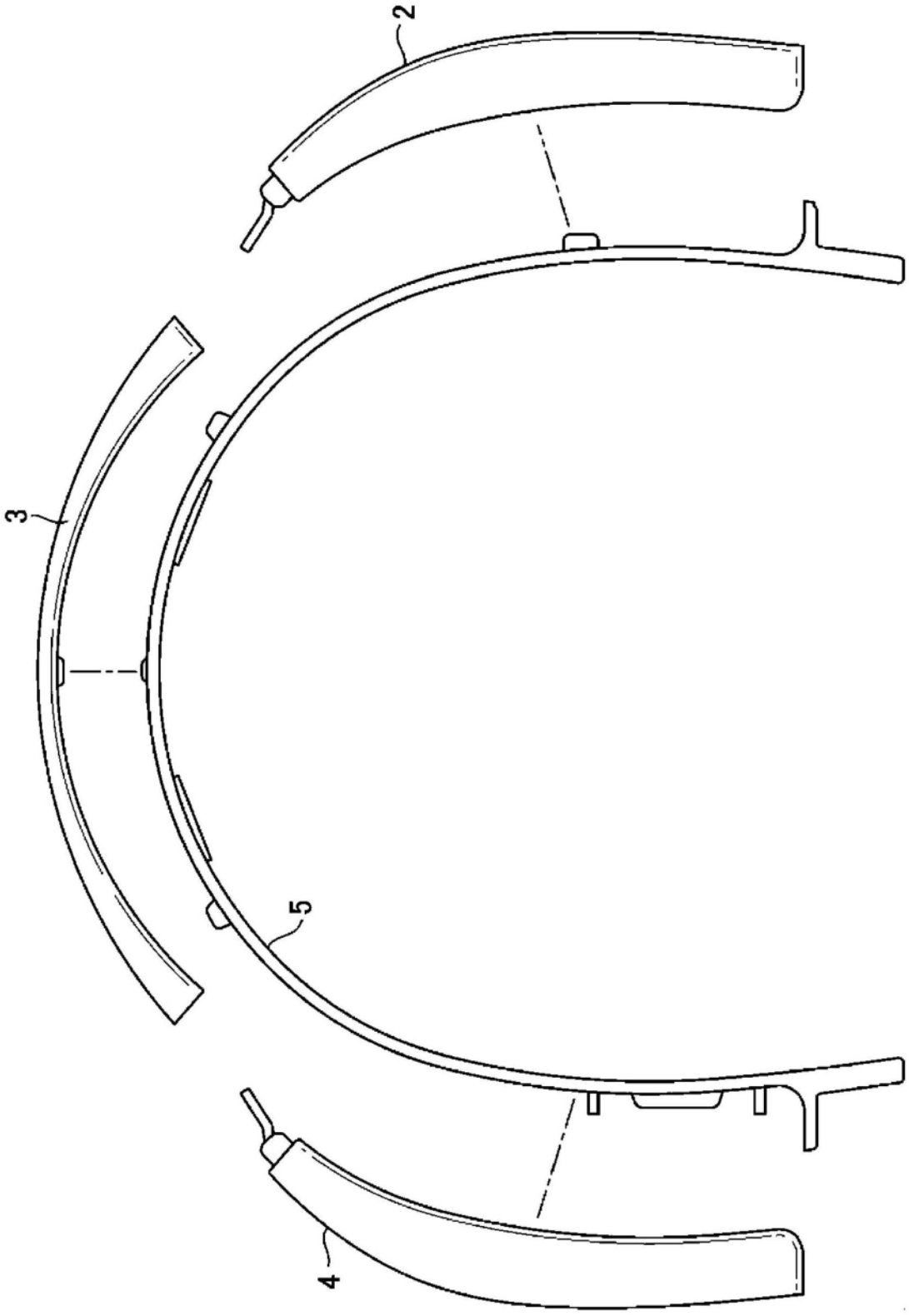


图12

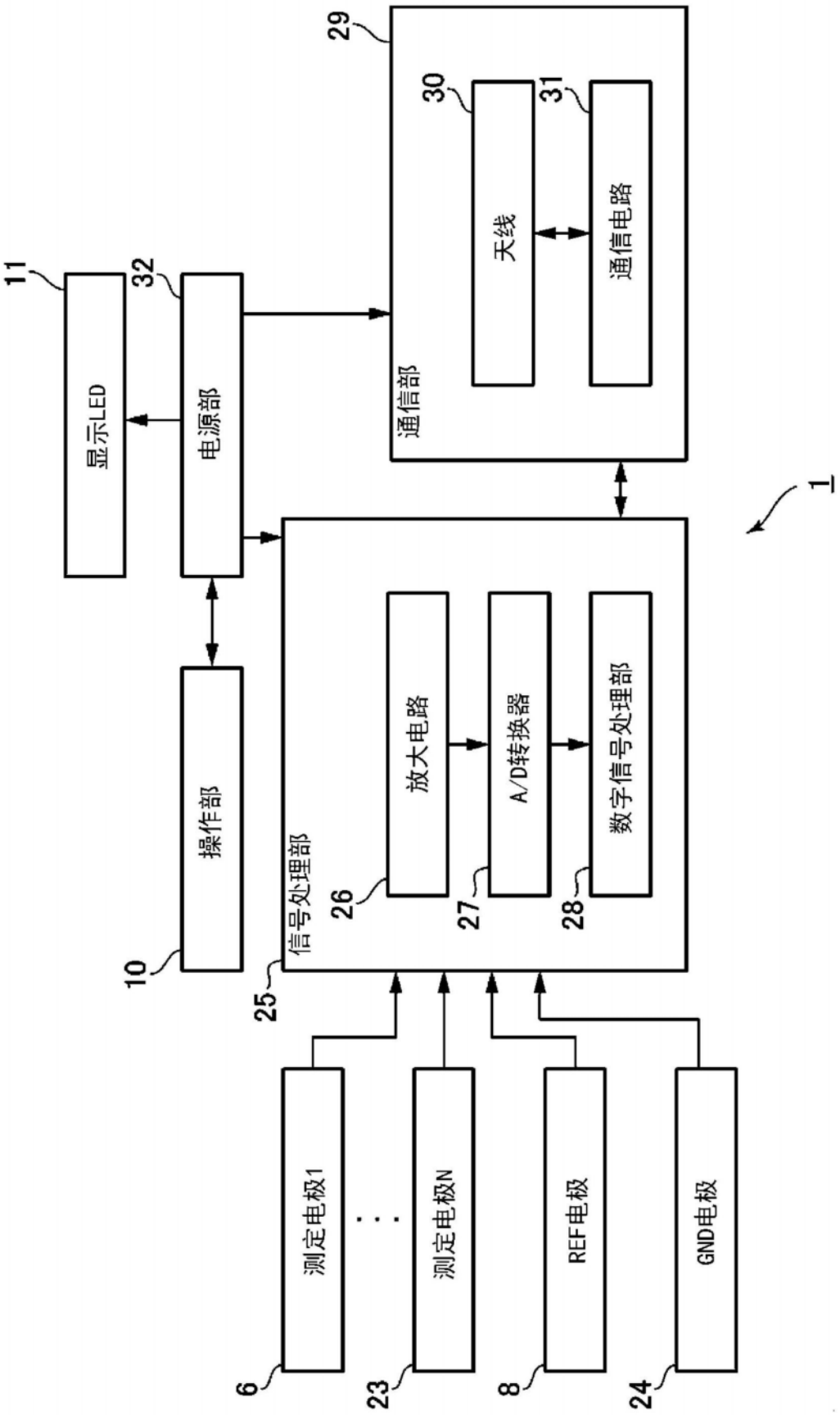

29
30
31
天线
通信电路
通信部
11
32
显示LED
电源部
1
操作部
10
信号处理部
25
放大电路
26
A/D转换器
27
数字信号处理部
28
测定电极1
测定电极N
REF电极
GND电极
6
23
8
24

图13

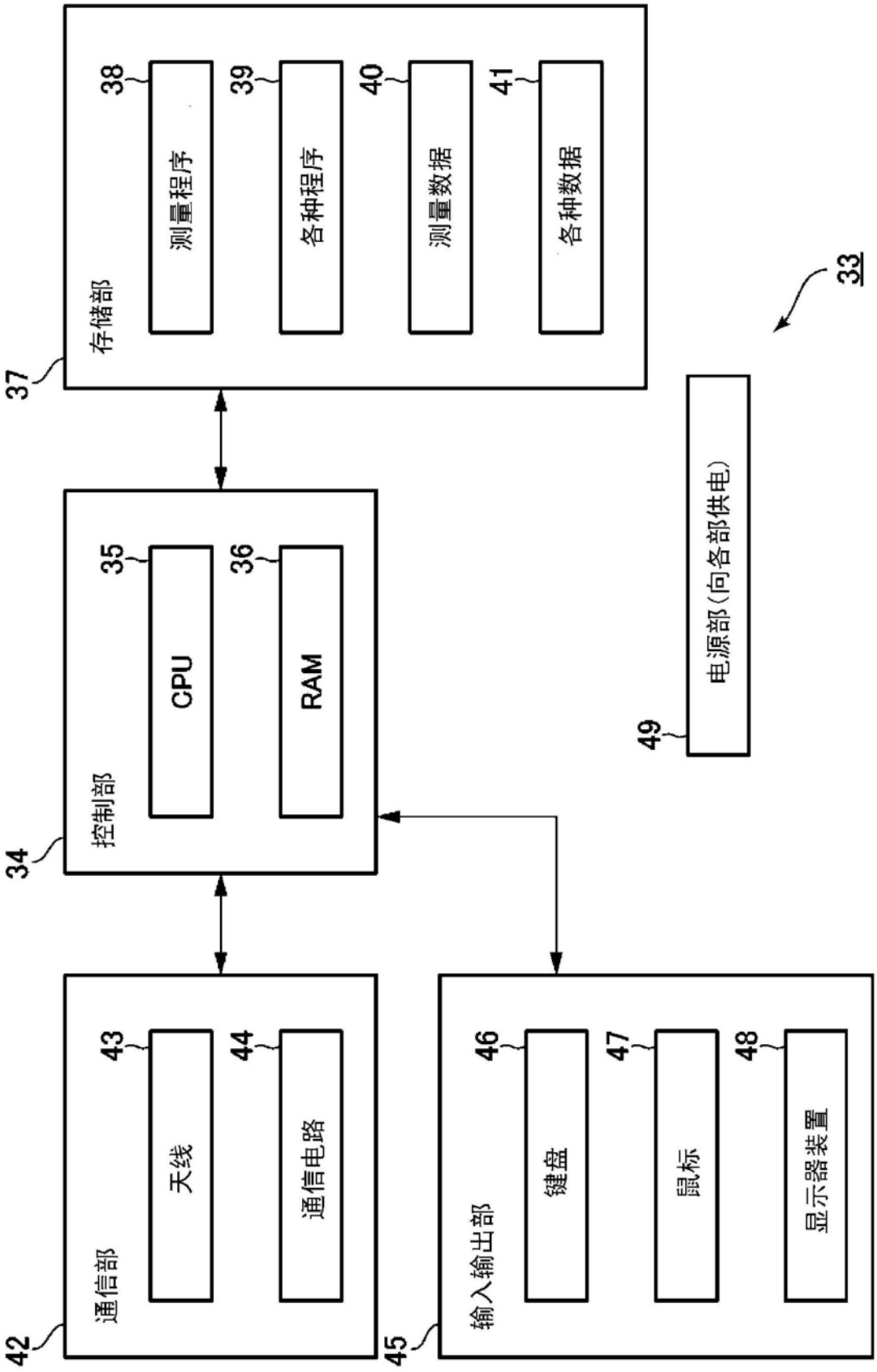

33
37
存储部
38
测量程序
39
各种程序
40
测量数据
41
各种数据
49
电源部(向各部供电)
34
控制部
35
CPU
36
RAM
42
通信部
43
天线
44
通信电路
45
输入输出部
46
键盘
47
鼠标
48
显示器装置

图14

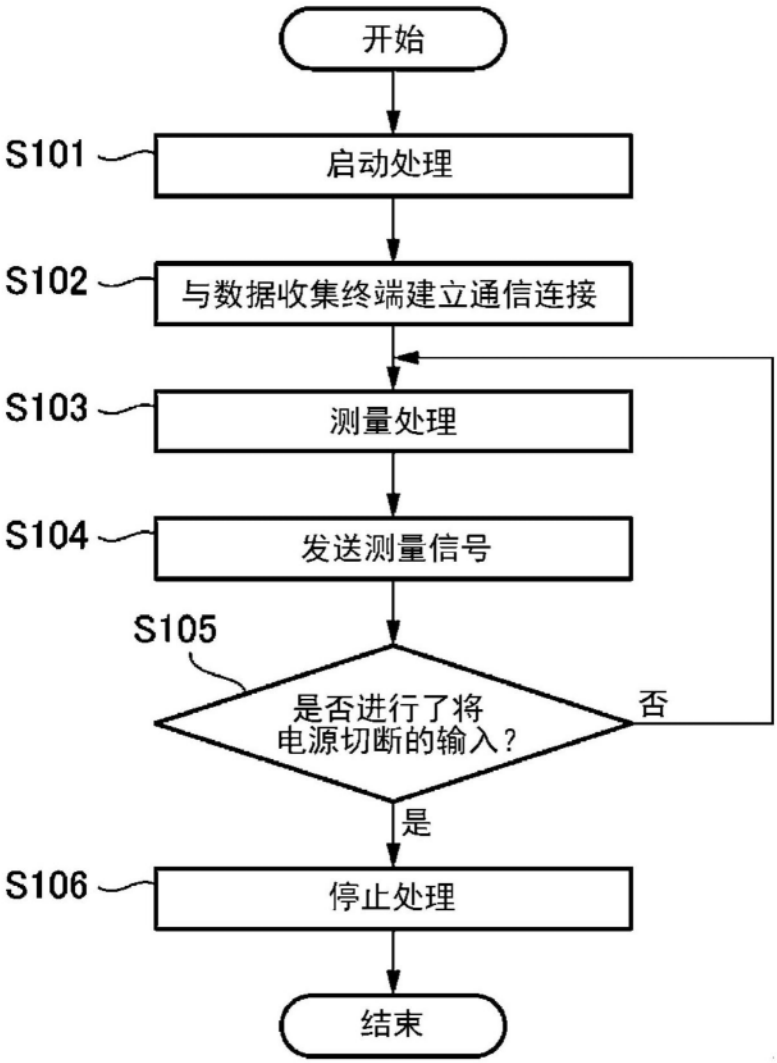

开始
S101
启动处理
S102
与数据收集终端建立通信连接
S103
测量处理
S104
发送测量信号
S105
是否进行了将
电源切断的输入？
否
是
S106
停止处理
结束

图15