



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108289609 A

(43)申请公布日 2018.07.17

(21)申请号 201680047410.9

(22)申请日 2016.08.10

(30)优先权数据

1557676 2015.08.11 FR

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.02.11

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2016/069019 2016.08.10

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/025553 FR 2017.02.16

(71)申请人 比奥塞雷妮蒂公司

地址 法国巴黎

(72)发明人 西尔万·佐尔曼 皮埃尔·普罗特

皮埃尔-伊夫·弗鲁安

(74)专利代理机构 北京品源专利代理有限公司
11332

代理人 王小衡 任庆威

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/0245(2006.01)

A61B 5/0408(2006.01)

A61B 5/0478(2006.01)

A61B 5/0492(2006.01)

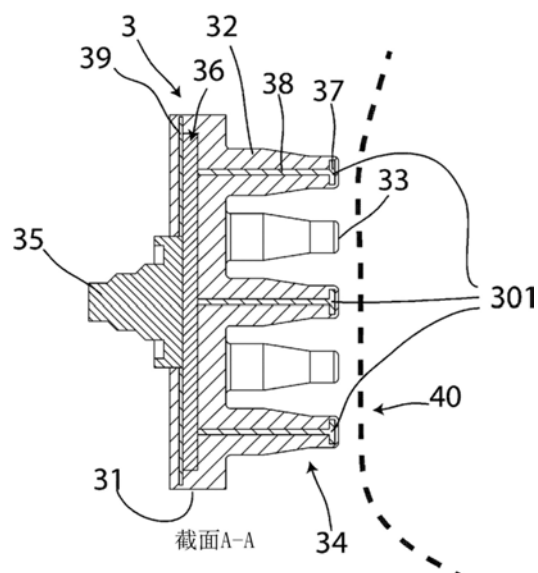
权利要求书2页 说明书5页 附图6页

(54)发明名称

用于借助于受控电容的电容式电极传感器
测量电生理参数的方法

(57)摘要

本发明涉及用于测量对象的生理参数的传感器,其包括:由电绝缘材料制成的主体(32),主体(32)包括基部(31)以及从基部(31)伸出的多个突起(34),以及由导电材料制成的多个电容性元件(37),其被嵌入在主体(32)之内,每个电容性元件(37)在相应的突起(34)的端部处被定位在主体(32)之内,使得当突起(34)的端部与对象的皮肤相接触时,电容性元件在距皮肤预先确定的距离处。



1. 一种用于测量对象的生理参数的具有电容式电极的传感器,其包括:

-由电绝缘材料制成的主体(32),所述主体(32)包括基部(31)以及从所述基部(31)伸出的多个突起(34),以及

-由导电材料制成的多个电容性元件(37),其被嵌入在所述主体(32)之内,每个电容性元件(37)在相应的突起(34)的端部处被定位在所述主体(32)之内,使得当所述突起(34)的所述端部与所述对象的皮肤相接触时,所述电容性元件在距皮肤预先确定的距离处。

2. 根据权利要求1所述的传感器,其中,所述主体(32)由单件材料形成。

3. 根据权利要求1和2中任一项所述的传感器,其包括在所述主体(32)的所述基部(31)之内延伸的电子卡(36),以及将每个电容性元件(37)连接至所述电子卡(36)的导电线(38)。

4. 根据权利要求1和2中任一项所述的传感器,其中,所述电容性元件(37)、所述电子卡(36)和所述电线(38)被嵌入在所述主体(32)的材料中。

5. 根据权利要求3和4中任一项所述的传感器,其中,所述电子卡(36)被配置为用于根据所述电容性元件(37)的电势而生成所述生理参数的测量信号。

6. 根据权利要求3至5中任一项所述的传感器,其包括被定位在所述主体(32)之内并且在所述基部(31)的一部分上延伸的屏蔽层(39)。

7. 根据权利要求6所述的传感器,其中,所述屏蔽层(39)被定位在所述电子卡与所述电容性元件(37)之间。

8. 根据权利要求3至7中任一项所述的传感器,其包括延伸穿过所述主体的连接器(35),以将所述电子卡(36)连接至外部设备,所述外部设备用于处理表示由所述电容性元件(37)测量出的电势的电信号。

9. 根据权利要求1至8中任一项所述的传感器,其中,所述主体(32)通过在所述电容性元件(37)上直接成型所述导电材料而形成。

10. 一种用于测量对象的生理参数的设备,其包括:

-支撑件(111),其能够覆盖所述对象的身体的一部分,

-根据权利要求1至9中任一项所述的至少一个传感器,所述传感器被附接在所述支撑件(111)上,使得当所述对象被所述支撑件(111)覆盖时,所述支撑件(111)维持所述突起(34)的所述端部与所述对象的皮肤相接触。

11. 根据权利要求10所述的设备,其中,所述支撑件(1,111)为能够覆盖所述对象的躯干以允许记录心电图的一件服装。

12. 根据权利要求10所述的设备,其中,所述支撑件(2,111)为能够覆盖所述对象的头部以允许记录脑电图的一件服装。

13. 根据权利要求10所述的设备,其中,所述支撑件(1,111)为能够覆盖所述对象的躯干以允许记录肌电图的一件服装。

14. 根据权利要求11至13中任一项所述的设备,其包括参考设备和一个或多个测量设备。

15. 一种用于借助于根据权利要求14所述的测量设备来测量对象的生理参数的方法,其包括以下步骤:

-借助于参考传感器而获得参考信号,

- 借助于一个或多个测量传感器而获得测量信号,并且
- 通过从所述测量信号中减去所述参考信号而获得表示所述生理参数的信号。

16. 根据权利要求15所述的方法,其包括以下步骤:

- 在表示所述生理参数的信号上施加修正滤波器,所述修正滤波器增加了所述信号的某些频率分量相对于其他频率分量的相对幅值。

用于借助于受控电容的电容式电极传感器测量电生理参数的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及具有电容式电极的传感器,以及涉及包括这种传感器的用于测量对象的生理参数的设备。

背景技术

[0002] 电生理学是对具有电性质的这些生理信号的研究。最近的测量是用肌电图对肌肉活动的测量、用心电图对心肌活动的记录或用脑电图对大脑活动的记录。

[0003] 可以以无创方式在皮肤测量区域处直接测量这些信号。

[0004] 为了连续跟踪用户的生理状况,与皮肤测量区域相接触的导电电极的放置是已知的。通过皮肤测量区域处的电极的电接触,由电生理活动引起的电势的变化造成电极的电势的变化。然后通过电子电路直接记录这些变化。

[0005] 然而,这种类型的传感器的运行需要与皮肤测量区域的良好电接触,其通常通过使用凝胶或其他导电含水物质获得。借助导电物质显著劣化了系统对于对象的人体工学、他的/她的特性随时间的稳定性以及特别是在研究或护理中心之外将电极设置就位的时间。

[0006] Cognion、g.tec、emotiv和neuroelectrics公司已经开发了干导体类型的电极,其不需要在皮肤测量区域与电极之间添加电接触凝胶。文献US 4,967,038-A、US 8,326,396-B2、US 8,644,904-B2、US 8,548,554-B2中描述了这些设备。

[0007] 然而,所述干导体类型的电极需要与皮肤测量区域电接触并且可能对皮肤造成刺激。另一方面,电极与皮肤测量区域之间的电接触的缺点导致高阻抗并且导致收集到的电生理信号的质量下降。对于这些系统,出汗也是信号质量下降的来源。

[0008] 为了解决这些限制,已经提出了不需要任何电接触的所谓的电容式电极。

[0009] 文献GB 2,353,594-A描述了用于电生理测量的所述电容式电极。但缺乏适合的几何结构不能给予保证与皮肤测量区域重复且稳定的距离的可能性,尤其是在诸如头皮的具有强大毛细管作用的区域。因此电极的有效电容受到波动,其劣化了所记录的信号。

[0010] 文献US 2014/0171775描述了一种耳内电容式电极系统。由于电极的这种定位不是电生理标准的一部分,因此这种测量通常不能在医疗或研究环境中使用。

发明内容

[0011] 本发明的目的是提出一种用于借助于支撑件中的集成的电容式测量设备来测量电生理参数的方法,其允许改善的精确度和人体工学。

[0012] 该目的通过用于测量对象的生理参数的具有电容式电极的传感器而实现,所述传感器包括绝缘的主体和导电的电容性元件。

[0013] 该主体由电绝缘材料构成。其包括基部和从基部延伸出来的多个突起。这些突起给予了跨毛细管元件以使得突起的端部与测量区域直接机械接触的可能性。

[0014] 电容性元件中的每个由被嵌入在主体之内的导电材料构成。每个电容性元件在相应的突起的端部处被定位在主体之内,使得当突起的端部与对象的皮肤相接触时,电容性元件在距皮肤预先确定并且恒定的距离处。

[0015] 这两个特性给予了将测量元件(即电容性元件)放置在距测量区域设定距离处以获得可再现的设定电容并且不受出汗影响的可能性。

[0016] 该传感器可以进一步具有下列特性中的至少一个:

[0017] -主体由单件材料形成。

[0018] -主体可以通过在电容性元件上直接成型(molding)导电材料而形成。

[0019] -该传感器包括在主体的基部之内延伸的电子卡,以及将每个电容性元件连接至电子卡的导线。

[0020] -主体可以通过围绕电容性元件、电子卡和电线成型材料而形成。因此,全部组件都被封装在主体中,这给予了获得可以被浸入水中的设备的可能性。这在当打算将该传感器附接在诸如例如一件服装的可洗的支撑件上的情况下具有优势。

[0021] -电子卡可以被配置为用于根据电容性元件的电势而生成生理参数的测量信号。

[0022] -该传感器还可以包括被定位在主体之内并且在基部的一部分上延伸的屏蔽层。该屏蔽层给予了减少对并非来源于测量区域的电磁扰动的敏感性的可能性。

[0023] -屏蔽层可以被定位在电子卡与电容性元件之间。

[0024] -该传感器可以进一步具有延伸穿过主体的连接器,以将电子卡连接至外部设备,所述外部设备用于处理表示由电容性元件测量出的电势的电信号。

[0025] 本发明还涉及一种用于测量对象的生理参数的设备,其包括:

[0026] -支撑件,其能够覆盖对象的身体的一部分,

[0027] -根据前面的定义的至少一个传感器,所述传感器被附接在支撑件上,使得当对象被支撑件覆盖时,支撑件维持突起的端部与对象的皮肤相接触。

[0028] 支撑件给予了简单地且以可再现的方式定位传感器的可能性。此外,支撑件允许在传感器与测量区域之间施加机械应力。该机械应力给予了将与传感器的运动相关联的扰动最小化的可能性并且确保了传感器与测量区域的机械接触。

[0029] 在本发明的一个实施例中,支撑件为能够覆盖对象的躯干以允许记录心电图的一件服装。

[0030] 在本发明的另一个实施例中,支撑件为能够覆盖对象的头部以允许记录脑电图的一件服装。

[0031] 在本发明的另一个实施例中,支撑件为能够覆盖对象的躯干以允许记录肌电图的一件服装。

[0032] 在本发明的一个实施例中,该设备包括参考传感器和一个或多个测量传感器。这给予了通过使用所谓的参考电极来执行所谓的微差测量的可能性。

[0033] 本发明进一步涉及一种用于借助于根据前面的定义的测量设备来测量对象的生理参数的方法,其包括以下步骤:

[0034] -借助于参考传感器而获得参考信号,

[0035] -借助于一个或多个测量传感器而获得测量信号,并且

[0036] -通过从测量信号中减去参考信号而获得表示生理参数的信号。

[0037] 在本发明的一个实施例中,该方法还可以包括以下步骤:

[0038] -在表示生理参数的信号上施加修正滤波器,修正滤波器增加了信号的某些频率分量相对于其他频率分量的相对幅值。

[0039] 事实上,如下面解释的那样,电容性元件表现得像高通滤波器。该滤波器修改可能被认为是妨害(nuisance)的信号。施加(下面描述的)适合的修正滤波器给予了通过修正频谱的后验(posteriori)修改来找到对此缺陷的补救以获得测量区域的电势变化的更具代表性的信号的可能性。

附图说明

[0040] 其他特征和优点将从下面的描述中进一步显现,该描述仅仅是说明性的而非限制性的,并且应当参照附图来阅读。

[0041] 图1示意性地示出了根据本发明的第一实施例的用于测量电生理参数的设备的示例。

[0042] 图2A和图2B示意性地示出了根据本发明的第二实施例的用于测量的电生理参数的设备的另一示例。

[0043] 图3以底视图示意性地示出了根据本发明的实施例的具有电容式电极的传感器。

[0044] 图4以截面图示意性地示出了具有图3的电容式电极的传感器。

[0045] 图5以顶视图示意性地示出了具有图3的电容式电极的传感器。

[0046] 图6A示意性地示出了具有电容式电极的传感器以及具有电容式电极的传感器的外部元件的电子电路的示例。

[0047] 图6B示意性地示出了具有电容式电极的传感器的电子电路的另一示例,所述电子电路包括屏蔽系统以及在具有电容式电极的传感器外部的元件。

具体实施方式

[0048] 在图1和图2中,示出的用于测量电生理信号的设备包括附接在支撑件111上的具有电容式电极11的多个传感器,以跟踪对象的至少一个电生理参数,例如肌电图或脑电图或心电图。

[0049] 支撑件111表现为诸如T恤衫或帽子的一件服装,其能够覆盖测量区域。

[0050] 具有电容式电极11的传感器的支撑件111具有机械特性和衬垫,所述支撑件允许在具有电容式电极11的传感器处施加机械应力以提高突起34的尖端33与头皮40的皮肤测量区域之间的机械接触。

[0051] 在图1中示出的实施例中,具有电容式电极的传感器的支撑件为围绕胸部的T恤衫。

[0052] 在图1中示出的实施例中,具有电容式电极的传感器13至19的定位允许记录心脏电活动并且允许具有电容式电极的传感器101至104记录手臂处和腹部处的肌肉的电活动。

[0053] 预先确定具有电容式电极11的传感器的位置,使得用户对测量设备的穿戴造成具有电容式电极11的传感器在身体的位置处预先确定且可再现的定位,从而允许对感兴趣的一个或多个电生理参数的测量。

[0054] 在图2A中示出的特定实施例中,用于测量生理参数的设备为脑电图头盔2。

[0055] 在特定实施例中,具有电容式电极的传感器在帽111中的位置遵循众所周知的10-20类型的安装,如同图2B中示出的实施例中那样。

[0056] 在特定实施例中,频带23可以被包含在所述脑电图头盔2中,以增加头皮处的具有电容式电极的传感器上的机械约束,以改善突起34的尖端33与皮肤测量区域40之间的机械接触。

[0057] 图3和图4示出了具有电容式电极的传感器3的实施例。

[0058] 在该实施例中,具有电容式电极的传感器3包括由电绝缘材料制成的主体32。该主体包括0.5cm至3cm的平面基部31以及从基部31延伸突出(in projection)的多个突起34。主体32由独特的单件材料形成。

[0059] 具有电容式电极的传感器3进一步包括由导电材料制成的多个电容性元件。每个电容性元件301在突起34的端部处被嵌入在主体32之内,使得当突起34的端部被定位为与对象40的皮肤相接触时,电容性元件37延伸至距皮肤预先确定的距离,同时与测量区域40形成电容器。

[0060] 电子卡36在主体32的基部31之内延伸。

[0061] 通过电线38将每个电容性元件37连接至电子卡36。

[0062] 连接器35延伸穿过主体32,以用于将电子卡36连接至外部记录或生理信号处理设备。

[0063] 主体32优选地通过围绕电容性元件37、电子卡36和电线38成型而由单件材料形成。

[0064] 根据所选择的实施例,按照周期性的或伪周期性的布置将突起34分布为等距的。数量、突起34之间的距离、突起34在基部31上的分布以及突起34的几何结构被优化,使得突起34可以跨过毛细管的厚度,并且以便与对象的皮肤测量区域建立直接的机械接触。

[0065] 因此,取决于对象,由这里示出的实施例的特异性导致的皮肤测量区域40与突起34的尖端33之间的毛细管元件完全缺失或数量很小给予了使皮肤测量区域与电容性元件37之间的距离可重复并且随时间稳定的可能性。这具有使形成在皮肤测量区域与电容性元件37之间的电容器的电容值可重复并且随时间稳定的效果,给予了显著改善电子电容式传感器的上下文环境(context)之内的信号的质量的可能性。

[0066] 每个电容性元件37的电势对结果测量区域40(参见图4)处的电场的变化特别敏感。其电特性以及其与皮肤测量区域40的物理接近性将突起34的尖端处的电容性元件37的电势与皮肤测量区域40附近的电势耦合。

[0067] 电绝缘主体32围绕除了连接器35之外的电容式电极传感器的全部元件。主体32还将机械阻力特性(mechanical resistance properties)赋予给具有电容式电极的传感器。

[0068] 在特定实施例中,数量从3到50的突起34具有细长的形状以及介于0.5mm与3mm之间的直径,使得其可以跨毛细管区域并且与皮肤测量区域40直接机械接触。

[0069] 所述突起的端部33与皮肤测量区域的该机械接触在测量期间是恒定的并且确保电容性元件37与皮肤测量区域40之间恒定且可重复的距离。以此特性,可以抵消皮肤出汗对电生理势能的测量的影响。

[0070] 根据期望的特性,将电容性元件37与皮肤测量区域40分离的主体32的绝缘材料的厚度介于50 μ m与500 μ m之间。

[0071] 由元件37和40形成的有效电容的值取决于突起34的几何结构并且取决于每个具有电容式电极的传感器的突起34的数量。更具体地,电容取决于电容性元件37的直径、取决于元件37与皮肤测量区域40之间的绝缘材料32的厚度、取决于绝缘材料32的介电常数并且取决于每个具有电容式电极的传感器3的突起34的数量。可以通过使用关系 $C = \epsilon N a/d$ 来估计该电容的值, C 为由测量区域40与元件37形成的电容器的有效电容, ϵ 为主体32的绝缘材料的介电常数, N 为每个传感器的突起34的数量, a 为电容性元件37的有效直径并且 d 为电容性元件37与皮肤测量区域40之间的绝缘材料的厚度。可以通过使用有限元方法来实现用于估计电容的替代方法。在该方法中,可以以平面来建模皮肤测量区域。

[0072] 在特定实施例中,传感器包括屏蔽元件39,其被定位在主体32之内并且在基部31的宽度上延伸。

[0073] 与具有电容式电极的传感器的电子元件42、43和44相关联的屏蔽元件39给予了减少由测量区域之外的元件产生的电磁辐射生成的寄生效应的可能性。根据由使用运算放大器42构成的技术将屏蔽元件39维持在特定电势处,所述运算放大器42的非反相输出被电连接至导电元件37。反相输出既被连接至屏蔽元件39又被连接至运算放大器42的输出。被称为“跟随器”的该电子电路给予了将屏蔽元件39的电势维持在与电容性元件301的电势相同的电势处的可能性。然后屏蔽元件39可以有效地用于保护电容性元件301免受由外部装置辐射出的电磁扰动。放大器42的输出具有与存在于电容性元件301上的电势相同的电势,因此其传达了(conveys)测量出的电生理信号的副本(copy)。

[0074] 具有电容式电极的传感器包括电子卡36,其用于放大和调节在放大器42处复制的电生理信号。该放大和调节卡包括放大器43和电阻器44与444以及电容器45,所述放大和调节卡的电特性给予了确定放大的增益的可能性。该增益,以及电阻器44与444的值和电容器45的值被确定,使得在43中被放大的信号的电平足以被ADC 47适当地数字化。此外,正好在ADC 47上游的电阻器444和电容器45形成其特性可以被容易地确定的低通滤波器。

[0075] 参照图6B,在包括屏蔽39和放大器42的实施例中,与运算放大器43相关联的电容性元件37在频率空间中以极坐标表达的传递函数为 $H_{\text{capa}} = (1 + R_{A0}/Z_{\text{capa}})^{-1}$, R_{A0} 为根据实施例的元件42或元件42与元件43的有效输入阻抗,并且极坐标中的阻抗 Z_{capa} 由 $Z_{\text{capa}} = -i/\omega C$ 定义, i 为虚数单位, ω 为角频率并且 C 为电容器的电容,上面描述了其各种估计模式。

[0076] 在特定实施例中,被连接至电容式电极传感器3的第二电子电路48包括数字滤波器,所述数字滤波器的传递函数 H_{filter} 是传递函数 H_{capa} 的倒数, $H_{\text{capa}} \times H_{\text{filter}} = 1$ 。

[0077] 假定由电容性元件301与皮肤测量区域40形成的电容器的电容的值随时间稳定且可重复,则具有电容式电极的传感器的传递函数也随时间稳定且可重复。因此,传递函数被预先确定的数字滤波器总是与电极3的传递函数相匹配,这保证了良好的信号质量、随时间稳定并且可重复。

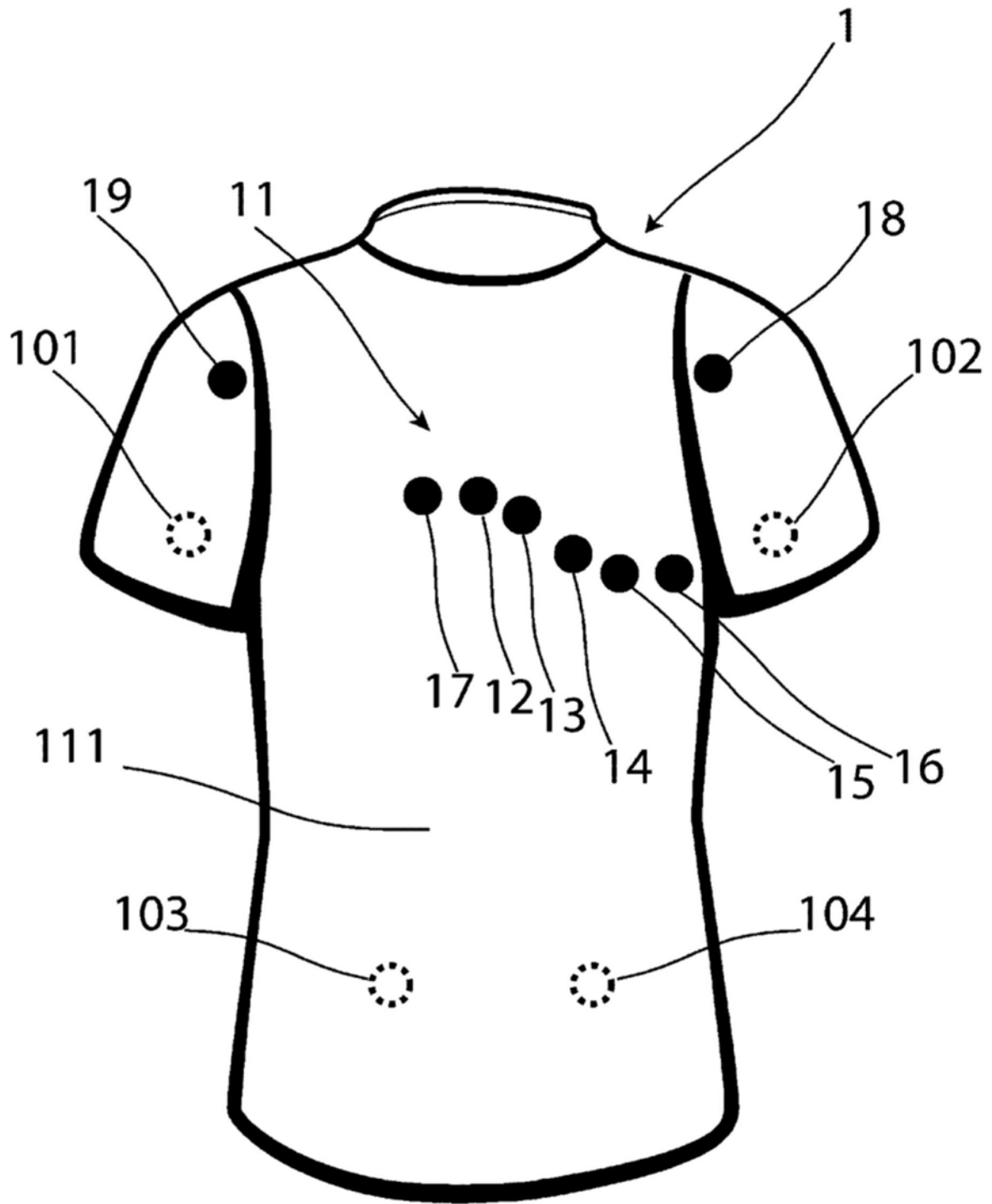


图1

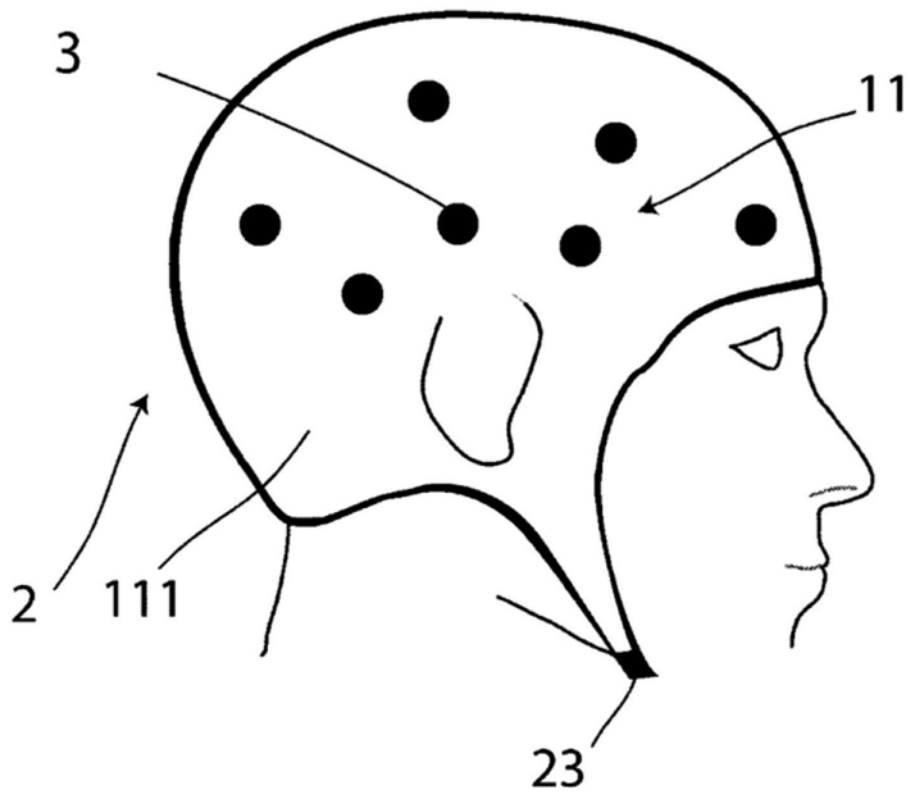


图2A

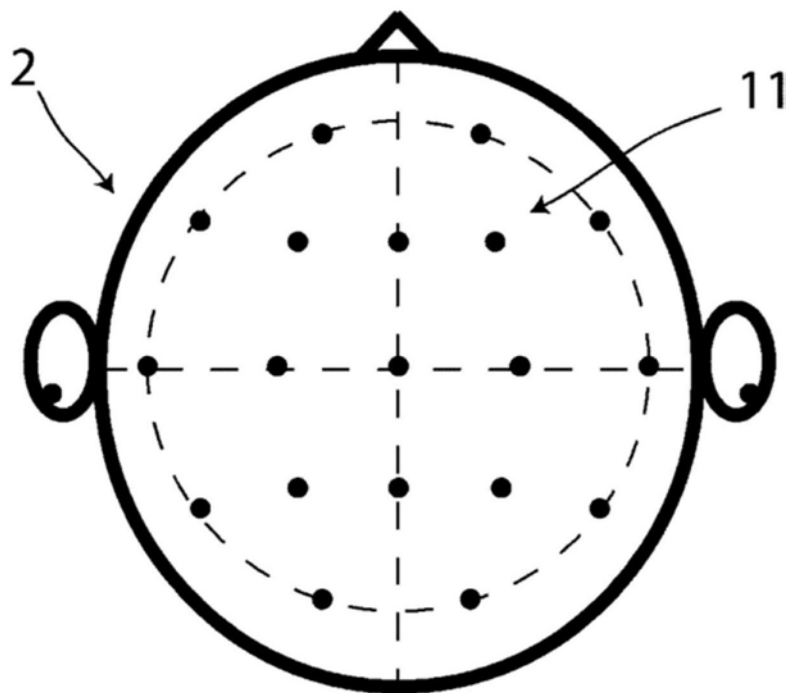


图2B

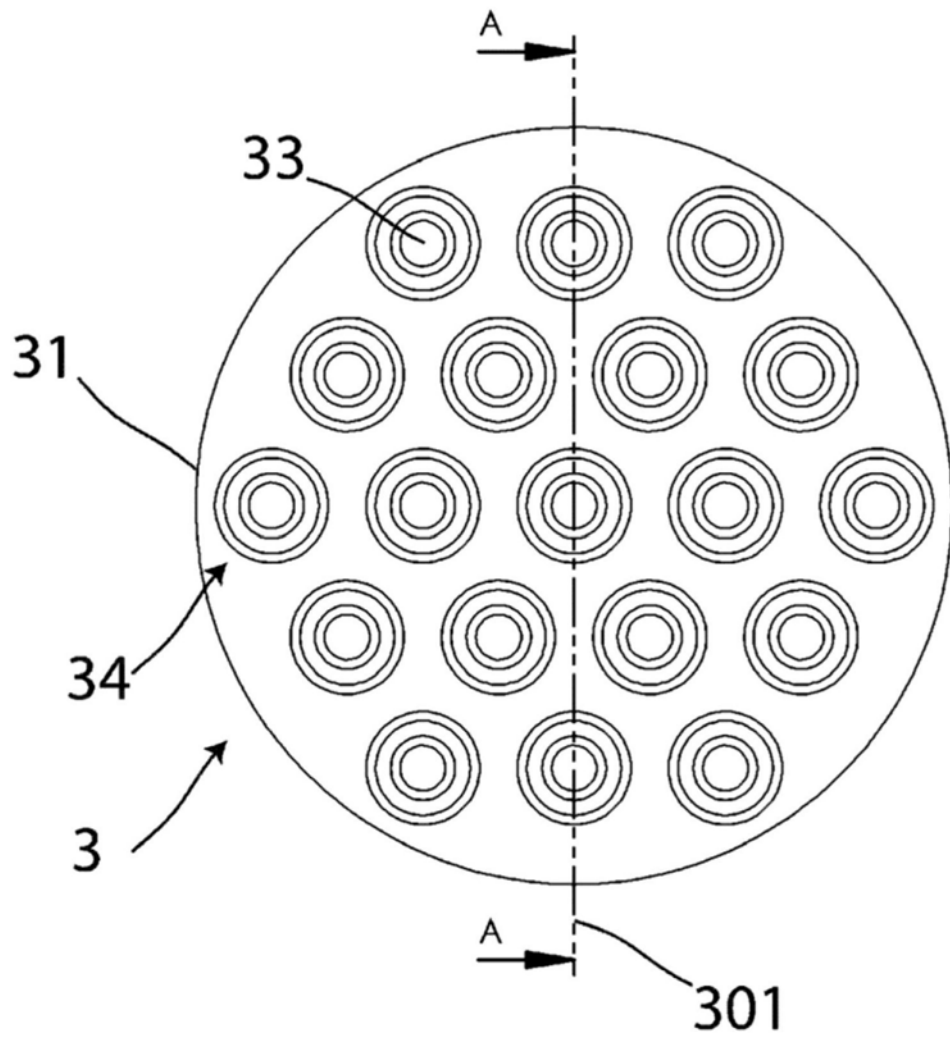


图3

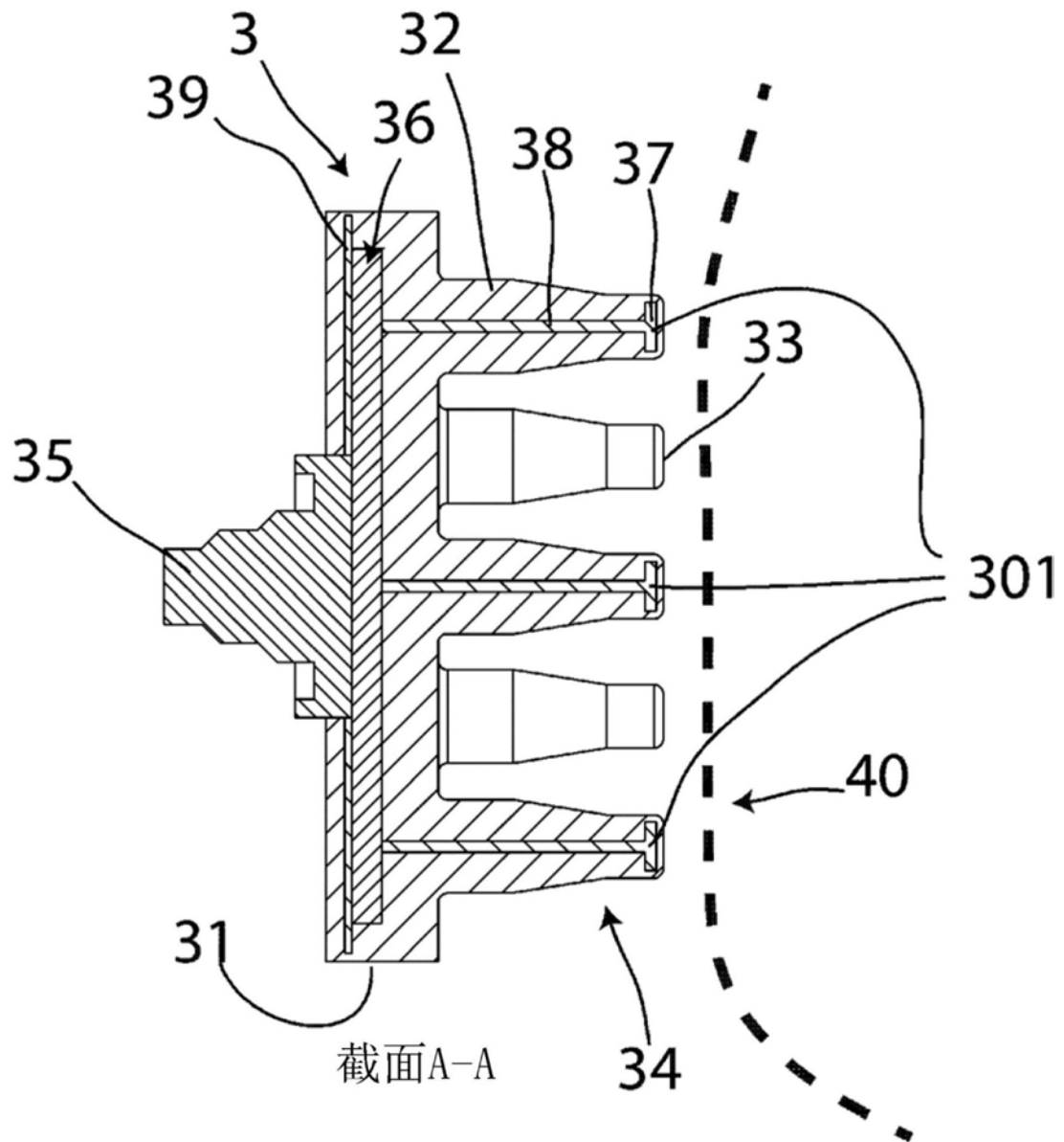


图4

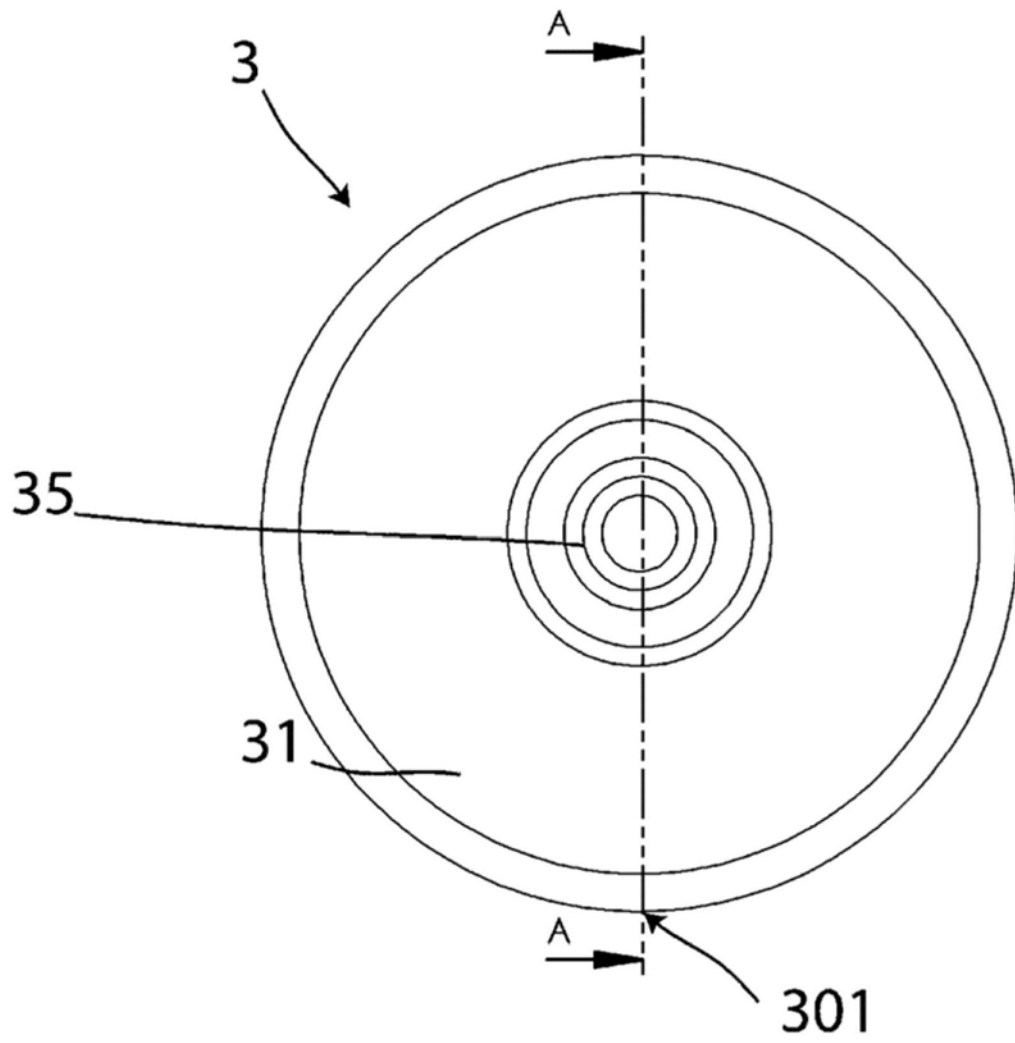


图5

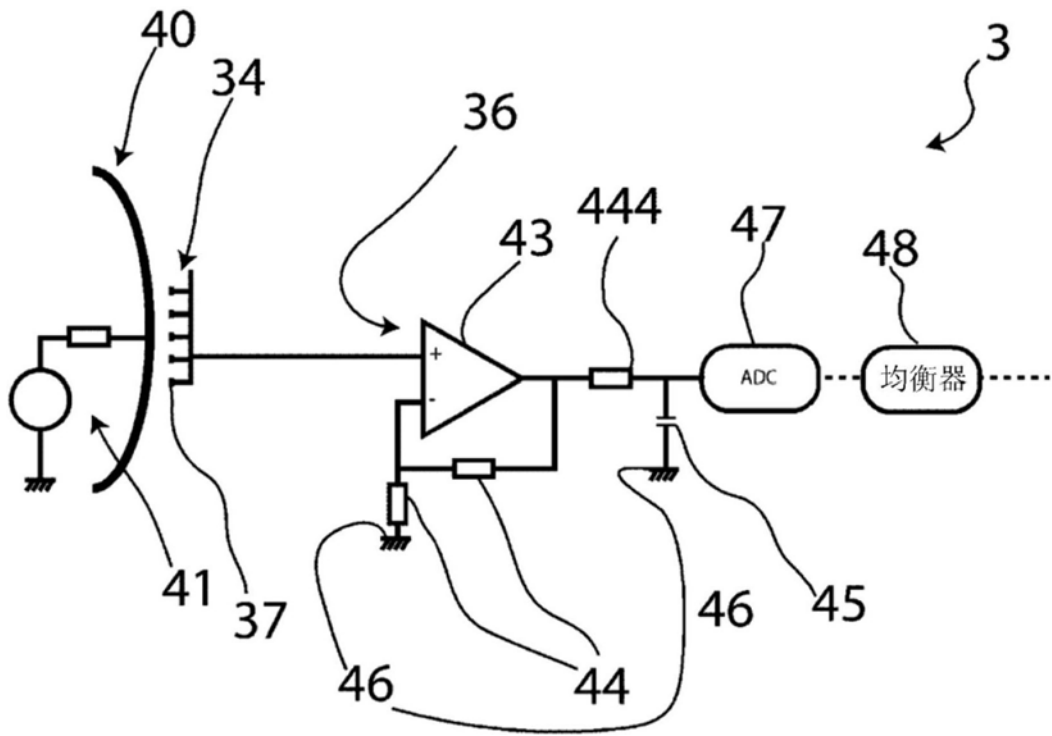


图6A

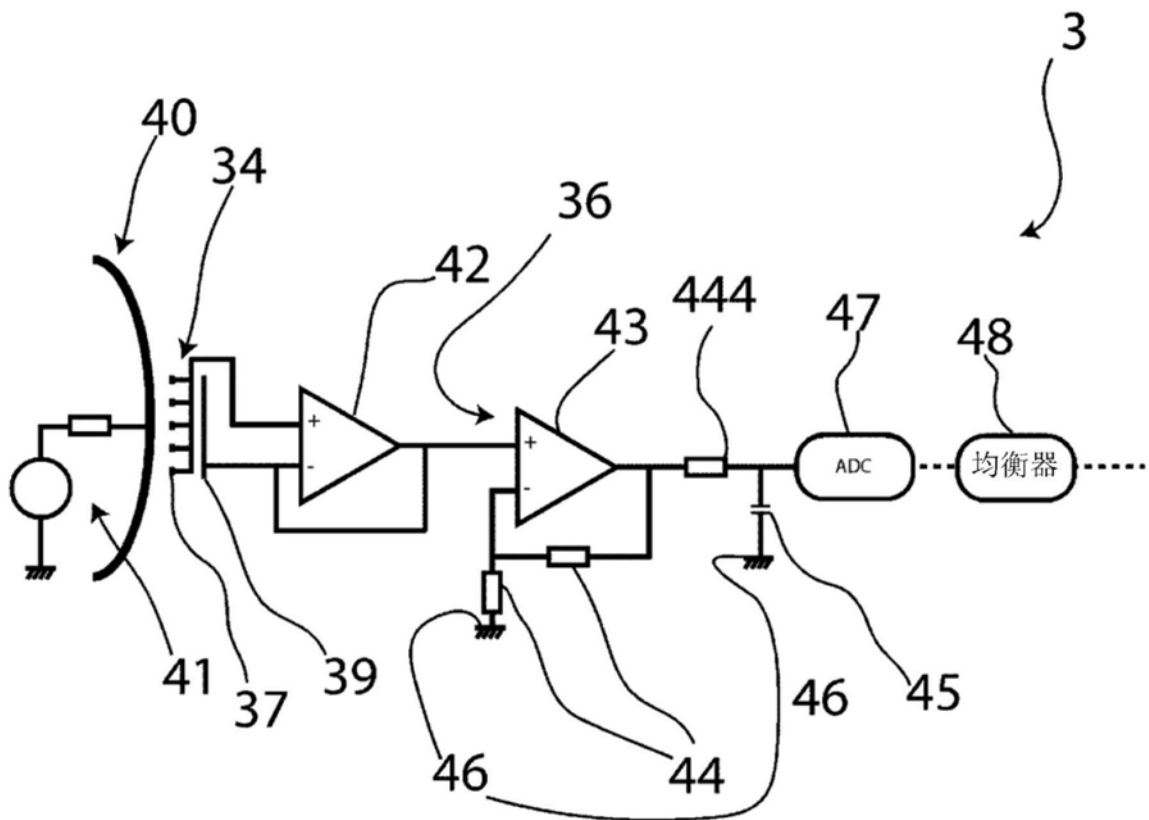


图6B

专利名称(译)	用于借助于受控电容的电容式电极传感器测量电生理参数的方法		
公开(公告)号	CN108289609A	公开(公告)日	2018-07-17
申请号	CN201680047410.9	申请日	2016-08-10
[标]发明人	西尔万·佐尔曼 皮埃尔·普罗特 皮埃尔·伊夫·弗鲁安		
发明人	西尔万·佐尔曼 皮埃尔·普罗特 皮埃尔·伊夫·弗鲁安		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/024 A61B5/0245 A61B5/0408 A61B5/0478 A61B5/0492		
CPC分类号	A61B5/0408 A61B5/04085 A61B5/0478 A61B5/0492 A61B5/6803 A61B5/6805 A61B2562/0214 A61B5/6801 A61B5/6814		
优先权	2015057676 2015-08-11 FR		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及用于测量对象的生理参数的传感器，其包括：由电绝缘材料制成的主体(32)，主体(32)包括基部(31)以及从基部(31)伸出的多个突起(34)，以及由导电材料制成的多个电容性元件(37)，其被嵌入在主体(32)之内，每个电容性元件(37)在相应的突起(34)的端部处被定位在主体(32)之内，使得当突起(34)的端部与对象的皮肤相接触时，电容性元件在距皮肤预先确定的距离处。

