



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109310343 A

(43)申请公布日 2019.02.05

(21)申请号 201780039252.7

(22)申请日 2017.06.22

(30)优先权数据

PV2016-366 2016.06.22 CZ

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.12.24

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/CZ2017/000041 2017.06.22

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/220055 EN 2017.12.28

(71)申请人 林内特斯波尔有限公司

地址 捷克斯兰尼

(72)发明人 V·科拉日

(74)专利代理机构 上海专利商标事务所有限公
司 31100

代理人 蔡悦

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/0245(2006.01)

A61B 5/08(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/113(2006.01)

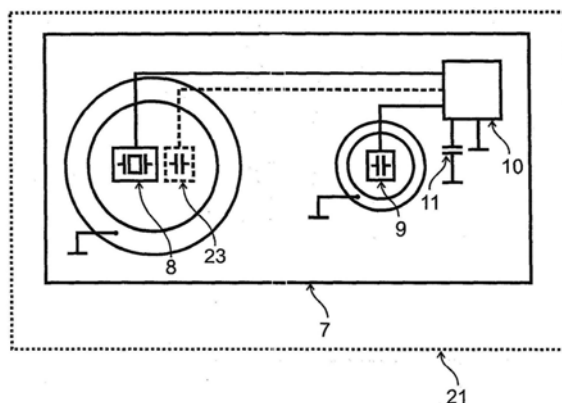
权利要求书1页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

用于监视患者的生命机能的设备

(57)摘要

本发明的主题是一种用于监视患者的生命机能的设备,尤其是用于测量呼吸和心率的设备。这是通过使用压电换能器来实现的,该压电换能器还与测量电极形成测量电容器。另外,比较器电容器被用来增加对测量条件中的变化的抵抗。



1. 一种用于监视患者的生命机能的设备,包括计算单元、压电换能器(8)、与所述压电换能器(8)一起形成测量电容器(23)的测量电极(4),其中所述压电换能器(8)和所述测量电容器(23)与所述计算单元(10)电连接,其中所述测量电极(4)被连接到板,其特征在于,所述压电换能器(8)在至少两个位置上被架起在所述板上,所述测量电极(4)位于所述板上,其中所述压电换能器(8)的柔性部分位于所述至少两个位置之间。

2. 根据权利要求1所述的用于监视患者的生命机能的设备,其特征在于,所述压电换能器(8)包括第一电极(25)和第二电极(2)以及被定位在它们之间的由压电材料形成的压电元件(1),其中所述第一电极(25)和所述第二电极(2)与所述计算单元(10)电连接。

3. 根据权利要求2所述的用于监视患者的生命机能的设备,其特征在于,所述压电元件(1)由压电陶瓷形成。

4. 根据权利要求2至3中任一项所述的用于监视患者的生命机能的设备,其特征在于,所述测量电极(4)与所述第一电极(25)或所述第二电极(2)一起形成所述测量电容器(23)。

5. 根据前述权利要求中任一项所述的用于监视患者的生命机能的设备,其特征在于,所述板是印刷电路板(7),所述计算单元(10)、所述压电换能器(8)和所述测量电容器(23)位于所述印刷电路板(7)上。

6. 根据权利要求4所述的用于监视患者的生命机能的设备,其特征在于,所述第二电极(2)或所述第一电极(25)位于邻接所述印刷电路板(7)的区域的周界的三个位置中,使得每个附连允许所述压电换能器(8)的变形。

7. 根据前述权利要求中任一项所述的用于监视患者的生命机能的设备,其特征在于,所述设备进一步包括比较器电容器(9),所述比较器电容器(9)与所述计算单元(10)电连接。

8. 根据权利要求7所述的用于监视患者的生命机能的设备,其特征在于,所述比较器电容器(9)包括第一比较器电极(26)和第二比较器电极(5),其中所述第一比较器电极(26)和所述第二比较器电极(5)与所述计算单元(10)电连接。

9. 根据前述权利要求中任一项所述的用于监视患者的生命机能的设备,其特征在于,所述设备进一步包括采样电容器(11),所述采样电容器(11)与所述计算单元(10)电连接。

10. 根据权利要求8所述的用于监视患者的生命机能的设备,其特征在于,所述设备进一步包括与所述计算单元(10)电连接并具有与所述测量电极(4)相同的电势的所述测量电容器(23)的屏蔽电极(6)和/或与所述计算单元(10)电连接的所述比较电容器(9)的屏蔽电极(27),所述比较电容器(9)的屏蔽电极(27)具有与所述第一比较器电极(26)或所述第二比较器电极(5)相同的电势。

11. 根据权利要求10所述的用于监视患者的生命机能的设备,其特征在于,在所述印刷电路板(7)上进一步坐落着选自所述测量电容器(23)的屏蔽电极(6)、所述比较器电容器(9)的屏蔽电极(27)、所述比较器电容器(9)和所述采样电容器(11)的组的任何元件。

12. 根据权利要求10至11中任一项所述的用于监视患者的生命机能的设备,其特征在于,所述测量电容器(23)的屏蔽电极(6)位于所述测量电极(4)的对面,并且所述比较器电容器(27)的屏蔽电极(27)位于所述第一比较器电极(26)或所述第二比较器电极(5)的对面。

用于监视患者的生命机能的设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于监视患者的诸如呼吸频率和心率以及其变化或心律失常等生命机能的设备。

[0002] 发明背景

[0003] 用于监视各种生命机能的各種设备在本领域中是已知的。这些监视设备尤其被用于医院(主要用于重症监护室),但也用于护理部门或疗养院。已知其中不需要与患者直接连接的设备,这方便了患者护理,因为不需要患者的配合。与患者的直接接触意味着例如各种类型的粘性传感器或被插入患者体内的传感器。

[0004] 大多数已知设备由包含不同类型的一个或多个传感器的垫组成。这些传感器可检测施加到垫上的力的变化,例如借助于具有偏移测量的各种力传感器、应变仪或采用压电效应的传感器。此外,传感器还可检测由患者引起的床板的振动,例如通过使用各种MEMS(微机电传感器)传感器。垫被放置在患者所在的区域下方,通常在床垫下方。

[0005] 在专利US7699784中描述了采用经适当配置的应变仪的设备。该解决方案的缺点在于,归因于应变仪的配置以使患者的呼吸和心跳可被记录,因此通常存在对周围的力的不想要的反应。

[0006] 采用直接压电效应原理的设备因其低价格和测量高频生命机能(诸如心跳)方面的简单性而被使用。在专利US6984207中公开了这种设备的一个示例。然而,这些设备不适合测量低频生命机能,诸如呼吸。

[0007] 为了测量低频生命机能,用于测量偏移的传感器被使用,例如利用由于电极之间的间隙大小的变化引起的电容变化的电容传感器,如在例如专利申请W02006131855中所公开的。

[0008] 该设备也可以如专利申请W02010080794中所公开,其中垫填充有流体,并且压力传感器感测由呼吸和患者脉搏引起的压力变化。该解决方案的问题在于填充有液体的特殊垫的生产复杂度。

[0009] 该设备还可采用如申请W02013027027中所公开的视频信号评估原理,其中可以基于从患者皮肤反射的两个不同波长的光强度比率来评估一些生命机能。然而,该原理是不准确的并且难以在不良照明条件下执行。

[0010] 该设备也可以由其中插入了传感器的床垫形成,如专利US7652581中所公开的。然而,该方法因适合于此目的的床垫的高价格而不利。

[0011] 对患者的生命机能的间接测量提高了传感器准确度要求,使得它们也能够对由呼吸或患者心跳引起的微小变化作出响应,并且同时使得它们不受到不期望的外力的干扰。满足这些要求可通过使用传感器的组合来实现,这增加了该设备的成本。该问题通过专利申请CZ2013-781被部分地解决,该专利申请利用由三个导电电极组成的传感器,其中一个电极是压电传感器,而第二电极与第三电极一起形成电容传感器。然而,该解决方案仍然具有高生产成本、机械复杂度和不足的精度。该设备的缺点还在于压电传感器由PolyVinilDene Fluoride(聚偏二氟乙烯)和聚对苯二甲酸乙二醇酯材料的混合物制成,这

种传感器在测量患者的生命机能的所述应用中具有许多缺点。最重要的是,这种材料不够坚硬,从而导致需要用刚性、更坚硬的盖来调节施加在传感器上的力。此外,该传感器需要通过弹簧被从一侧支撑以避免过度振动。压电传感器在所使用的材料的机电属性方面也具有缺点,在1%的伸长的情况下,存在库仑单位量级的电荷,其无法保证足够的准确度来测量生命机能(诸如心跳和呼吸)或者检测较弱的信号(诸如生理蠕动身体临床表现)。

[0012] 发明概述

[0013] 以上所提及的缺点通过用于监视患者的生命机能的设备而被消除,该设备包括计算单元和压电换能器。优点在于以下事实:其进一步包括耦合到板的测量电极,该测量电极与压电换能器一起形成测量电容器。压电换能器和测量电容器被电连接到计算单元。压电换能器是可变形的并且在至少两个位置上被架起在板上,使得压电换能器的柔性部分位于这些位置之间。压电换能器的弯曲部分的位置例如通过压电换能器的碟型(saucer-type)形状或通过将压电换能器放置在板的经升高的位置上或通过板中的孔来实现。该优点被用于设计的机械简化并同时用于故障率的降低。

[0014] 优选地,利用到了压电换能器包括第一电极和第二电极以及由位于其间的压电材料形成的压电元件。第一电极和第二电极与计算单元电连接。在优选实施例中,压电元件由压电陶瓷形成。

[0015] 优选地,利用到了第二电极具有圆形形状。

[0016] 优选地,利用到了测量电极与第一电极或第二电极一起形成测量电容器。

[0017] 优选地,利用到了其进一步包括印刷电路板。计算单元、压电换能器和测量电容器位于印刷电路板上。

[0018] 优选地,利用到了第二电极或第一电极位于与所附连的印刷电路板邻接的区域的周界的两个位置上,使得每个附连允许压电换能器的变形。

[0019] 优选地,利用到了其进一步包括比较器电容器。比较器电容器与计算单元电连接。

[0020] 优选地,利用到了比较器电容器包括第一比较器电极和第二比较器电极。第一比较器电极和第二比较器电极与计算单元电连接。

[0021] 优选地,利用到了其进一步包括采样电容器。采样电容器与计算单元电连接。

[0022] 优选地,利用到了其进一步包括测量电容器的屏蔽电极。测量电容器的屏蔽电极与计算单元电连接。测量电容器的屏蔽电极具有与测量电极相同的电势。在优选实施例中,其还包括比较器电容器的屏蔽电极。测量电容器的屏蔽电极被电连接到计算单元。比较器电容器的屏蔽电极具有与第一比较器电极或第二比较器电极相同的电势。

[0023] 优选地,利用到了其进一步包括印刷电路板。测量电容器的屏蔽电极、比较器电容器的屏蔽电极、比较器电容器和采样电容器位于印刷电路板上。

[0024] 优选地,利用到了测量电容器的屏蔽电极位于测量电极的对面,并且比较器电容器的屏蔽电极位于第一比较器电极或第二比较器电极的对面。

[0025] 发明的示例性实施例

[0026] 本发明的示例性实施例是根据图1、图2和图3的用于监视患者的生命机能的设备21,其包括压电换能器8、比较器电容器9、印刷电路板7、镀层3和计算单元10。镀层3可以是例如铜。根据优选实施例,计算单元10由单个处理器组成,但也可以由通过有线或无线方式彼此通信的其他计算部件组成。

[0027] 此处出于测量生命机能的目的而被使用的压电换能器8是用于产生声音的组件,即在手表中被用作警报器或蜂鸣器的电声换能器。压电换能器具有适当的机械变形属性以用于测量生命机能,这意味着弹簧和附加构件将由于与患者的生命机能相关联的移动所造成的它们的变形转移到测量元件与现有技术设备相比是不必要的,因此实现了整个设备21的低生产成本、更高的测量准确度和简单性。用于测量触摸屏显示器中的电容的半导体组件和电路(电荷转移技术/方法)在利用该组件和另一测量(静电)电极4测量容量时被使用。以下描述特定示例性实施例。

[0028] 在示例性实施例中,设备21位于例如由塑料隔膜覆盖的压电换能器8的一侧上,该塑料隔膜保护设备21免受水和灰尘的影响,并且同时还消除设备21的机械谐振振荡。设备21位于由例如塑料箔覆盖的压电换能器8的相对侧上,这确保了整个设备21的最小高度。塑料膜可以由任何柔性或可移动的覆盖物来代替,这确保了力转移到压电换能器8而其刚度不会显著地影响被传递到压电换能器8的合力。用于监视患者的生命机能的设备21可被适配成供插入到垫中。垫可被贮存在例如床垫和床架之间、床垫中或床垫和患者身体之间。该设备还可被适配成用于直接放置在床架上以及用于例如利用按扣(snap fastener)的可拆卸锁定。

[0029] 压电换能器8由压电陶瓷制成的压电元件1、第一电极25和第二电极2组成。压电陶瓷是例如基于锆钛酸铅 $[Pb[Zr_xTi_{1-x}]O_3]$,其中 $0 \leq x \leq 1$ 或钛酸铋钠 $[NaBi(TiO_3)_2]$ 的压电陶瓷材料或其他压电陶瓷材料。通过使用这种材料,所需的机电属性被实现,即在130-930pC/N的范围中生成电荷。压电元件1位于第一电极25(例如由银制成,任选地由具有类似电属性的合金制成)和第二电极2之间。压电换能器8可具有不同的形状,诸如圆形、三角形、方形或其他形状。优选形状是圆形形状,这确保了力的最均匀的分解。压电换能器8的形状通常是在其高度尺寸上由限定两个平行平面定界的圆。优选地,压电换能器8的形式修改可以当其中心在垂直于限定平面之一的轴的方向上被按压并且出现板状形状时被利用,其中该中心位于一个平面中并且压电换能器8的边界位于平行平面中。通过图2中的第二电极2(或整个压电换能器8)的形状最好地解说了板状形状。第二电极2可以由黄铜、铝、铜或其他金属材料制成。电极的位置是可互换的,关键在于压电元件8被定位在它们之间的中间位置。第二电极2可具有圆形或任选的板状形状。替代地,第二电极可具有椭圆形、多边形、最常见的矩形、方形的形状或其他形状。第二电极2的形状优选地从压电换能器8的形状导出。第二电极2是平坦的并且其表面处于大致平行于压电元件1的静止位置。第二电极2位于用于与接地电连接的镀层3上。这创建了与印刷电路板7的牢固连接。第二电极2被连接在至少在两个位置处,以致使压电换能器8的所需变形。这两个位置可例如在压电换能器8的长度的相对侧上彼此相对地定位。在替代实施例中,附连可被提供,使得第一电极25位于镀层3上,并且由此压电换能器8与印刷电路板7相连接。在优选实施例中,第二电极2被连接在与印刷电路板7相邻接的至少三个位置中,以提供压电换能器8的更大的稳定性和更好的变形过程。优选地,这些位置以圆形定位位于压电换能器中,使得它们在被连接时创建三角形。替代地,压电换能器8可以以这种方式连接到任何固定的板,然而通过连接到印刷电路板7,整个设备21的尺寸被最小化。测量电容器23由第二电极2和测量电极4组成。测量电极4与印刷电路板7相连接并形成具有较高电势的电极。测量电容器23的电介质由气隙形成。测量电容器23的屏蔽电极6位于印刷电路板7的与测量电极4相对的相对侧上。测量电容器23的屏蔽电极6具

有与测量电极4相同的电势,并且它们可一起形成屏蔽电容器24,该屏蔽电容器24例如通过金属材料的近似提供对外部影响的抵抗。在一些情形中,两个或更多个压电换能器8可位于一个电路板7上。

[0030] 比较器电容器9由第一比较器电极26组成,第一比较器电极26可例如由黄铜、铝、铜制成。第一比较器电极26位于用于与接地电连接的镀层3上。比较器电容器9进一步由第二比较器电极5组成。第二比较器电极5位于印刷电路板7上并形成具有较高电势的电极。比较器电容器9的电介质由气隙形成。比较器电容器9的屏蔽电极27位于印刷电路板7的与第二比较器电极5相对的相对侧上。比较器电容器9的屏蔽电极27具有与比较器电极5相同的电势,并且它们可一起形成屏蔽电容器24,该屏蔽电容器24例如通过金属材料的近似提供对外部影响的抵抗。

[0031] 计算单元10例如借助于电荷转移技术将压电电压测量和容量测量功能相组合。压电元件1通过电荷放大器连接到计算单元10。此外,测量电容器23、比较器电容器9、屏蔽电容器24和采样电容器11被连接到计算单元10。测量电容器23和比较器电容器9的使用致使对诸如温度或湿度之类的测量条件中的变化的抵抗。

[0032] 此外,描述了根据以上所提及的示例性实施例的用于监视患者的生命机能的方法。患者的心跳、呼吸和其他生命机能(例如生理蠕动)产生被传递到用于监视患者的生命机能的设备21的力。在设备21的构造方面确保了患者的生命机能是可测量的,而不需要设备21与患者身体的永久连接,例如借助于胶合或植入。设备21通过患者被置于其上的床垫、或通过其中用于监视生命机能的设备21可位于的垫的介导而不仅能够与患者的皮肤接触来测量患者的生命机能,还能够与患者的衣服接触来测量患者的生命机能。测量电容器23和比较器电容器9被用来测量例如由呼吸产生的缓慢变化的力。在呼吸期间,由于所施加的力,第二电极2的中央部分的偏转(并因此到整个压电换能器8)发生,并因此第二电极2和测量电极4之间的气隙的变化也发生。归因于其中压电换能器8通过电极之一附连到板的构造,压电换能器8的非介导(non-mediated)偏转在无需附加的力传递组件的情况下被实现。第一比较器电极26和第二比较器电极5之间的气隙的大小与力的作用无关。测量电容器23的电容的变化既取决于变化的气隙大小,也取决于气隙的介电常数的变化。比较器电容器9的电容的变化仅取决于气隙的介电常数的变化。测量电容器23的电容和比较器电容器9的电容比率将消除电容变化对电介质介电常数的依赖性,并由此消除改变测量条件的独立性。

[0033] 电容变化例如通过电荷转移技术被评估。电荷转移技术在对电容器充电并随后将经累积的电荷转移到采样电容器11中的原理之上操作,其中转移到采样电容器中的经累积的电荷的数量被计数,直到采样电容器11处的电压达到与稳定参考电压相同的值。对于本领域技术人员清楚的是,测量容量的其他方法可被使用,例如谐振方法。为了测量例如由脉冲造成的快速变化的力,压电材料的直接压电效应被使用,其中通过由外力引起的压电材料的变形,通过电荷放大器被传递到其中电压被评估的计算单元10的电荷被生成。输出数据接着经由数据线22被传送到控制单元20。计算单元10可被提供为微处理器,其在印刷电路板7上的位置确保了对信号的保护,因为所传送的非数字信号的距离非常小。

[0034] 此外,描述了用于测量元件A₁到A_N13、14、15的通信的方法,所述测量元件可以是根据图4的用于监视患者21的生命机能的设备或其他类型的传感器。垫包含通过至少一个触

发线12与控制单元20连接的多个测量元件A₁到A_N13、14、15。测量元件A₂至A_{N-1}通过数据线22与毗邻的测量元件相连接,并且测量元件A₁和A_N13、15通过数据线22与毗邻的元件相连接。测量元件A₁13也通过数据线与控制单元20相连接。通过由数据线22连接测量元件A₁到A_N13、14、15,这些测量元件A₁到A_N13、14、15的串行数据连接被建立,从而导致所需缆道量的降低。触发线12被连接到触发器19,该触发器19的任务是传送用于测量的启动和用于所测量的信息的传输的信号。在接收到来自触发器19的信号之际,来自每个测量元件A_k的数据消息通过数据线22被发送到测量元件A_{k-1},该测量元件A_{k-1}随后通过数据线将其发送到测量元件A_{k-2},以此方式,数据消息通过数据线22被发送到测量元件A₁13,从那里其通过数据线22被发送到控制单元20,传递过程被重复直到来自A_N15的数据消息在控制单元20中被接收。K从区间1到N取值。数据消息被同时从所有测量元件A₁到A_N13、14、15发送,使得来自测量元件A₁13的数据消息首先到达,接着来自测量元件A₂14的数据消息到达,并且最后来自测量元件A_N15的数据消息到达。以上所描述的方法仅描述了测量元件A₁13、测量元件A₂14到测量元件A_N15的一个分支,可存在被连接到控制单元20的更多的这些分支,如例如在图4中的带有测量元件B₁16、测量元件B₂17到测量元件B_N18的分支B。

[0035] 参考标号的列表

- [0036] 1-压电元件
- [0037] 2-第二电极
- [0038] 3-镀层
- [0039] 4-测量电极
- [0040] 5-第二比较器电极
- [0041] 6-测量电容器的屏蔽电极
- [0042] 7-印刷电路板
- [0043] 8-压电换能器
- [0044] 9-比较器电容器
- [0045] 10-计算单元
- [0046] 11-采样电容器
- [0047] 12-触发线
- [0048] 13-测量元件A₁
- [0049] 14-测量元件A₂
- [0050] 15-测量元件A_N
- [0051] 16-测量元件B₁
- [0052] 17-测量元件B₂
- [0053] 18-测量元件B_N
- [0054] 19-触发器
- [0055] 20-控制单元
- [0056] 21-用于监视患者的生命机能的设备
- [0057] 22-数据线
- [0058] 23-测量电容器
- [0059] 24-屏蔽电容器

- [0060] 25-第一电极
- [0061] 26-第一比较器电极
- [0062] 27-比较器电容器的屏蔽电极

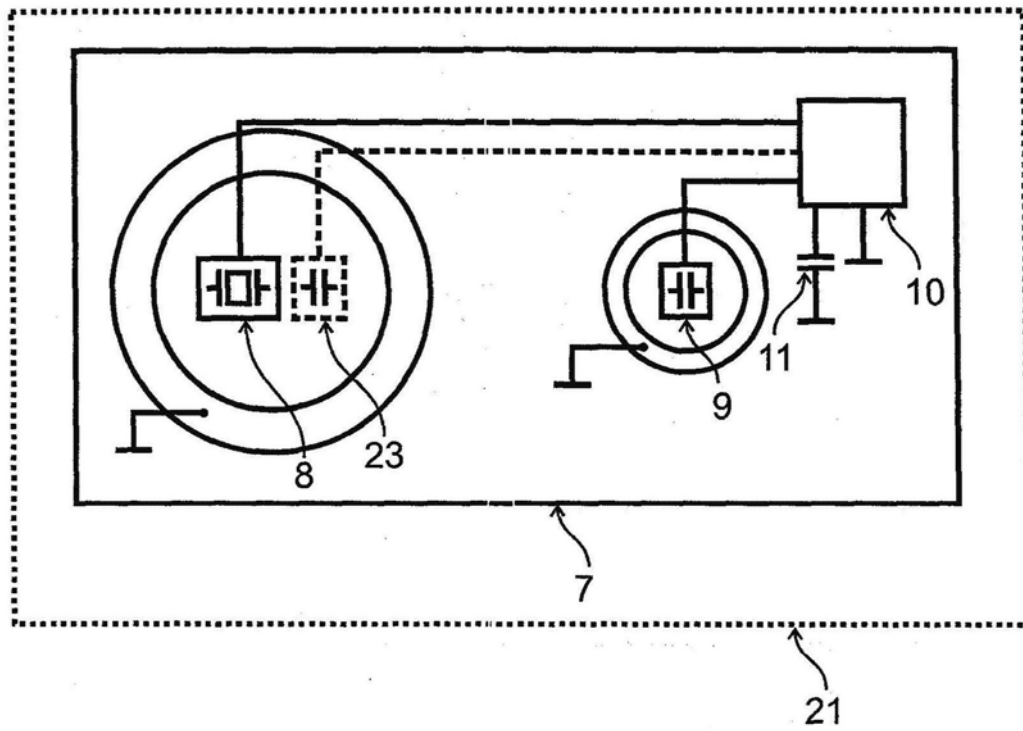


图1

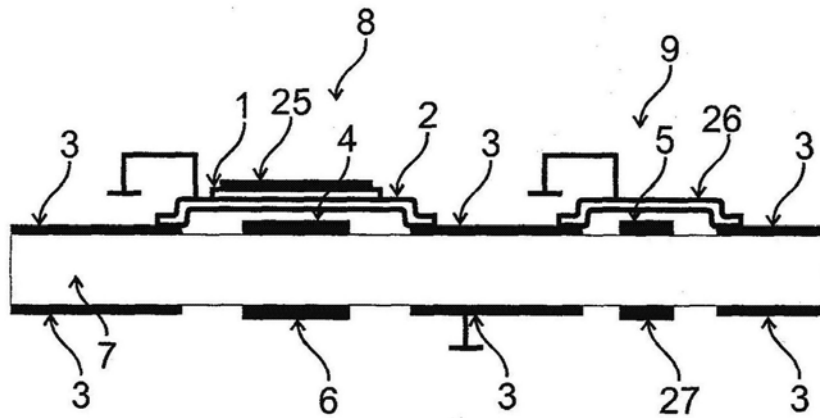


图2

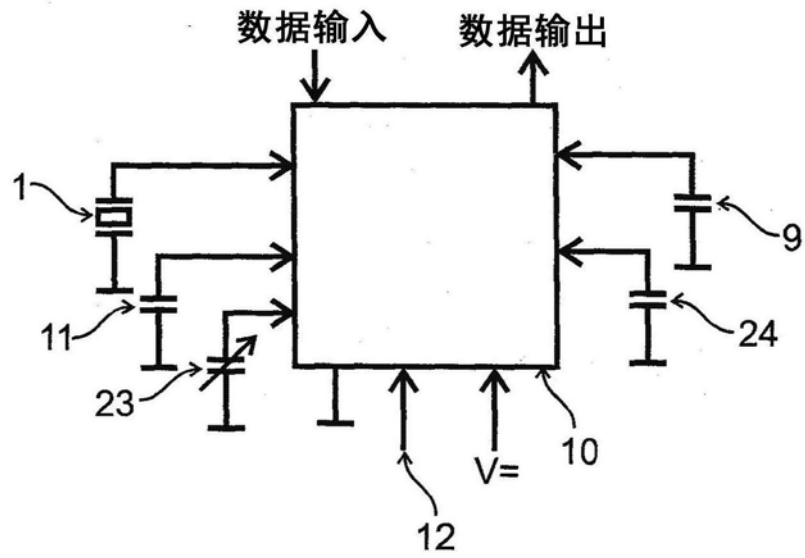


图3

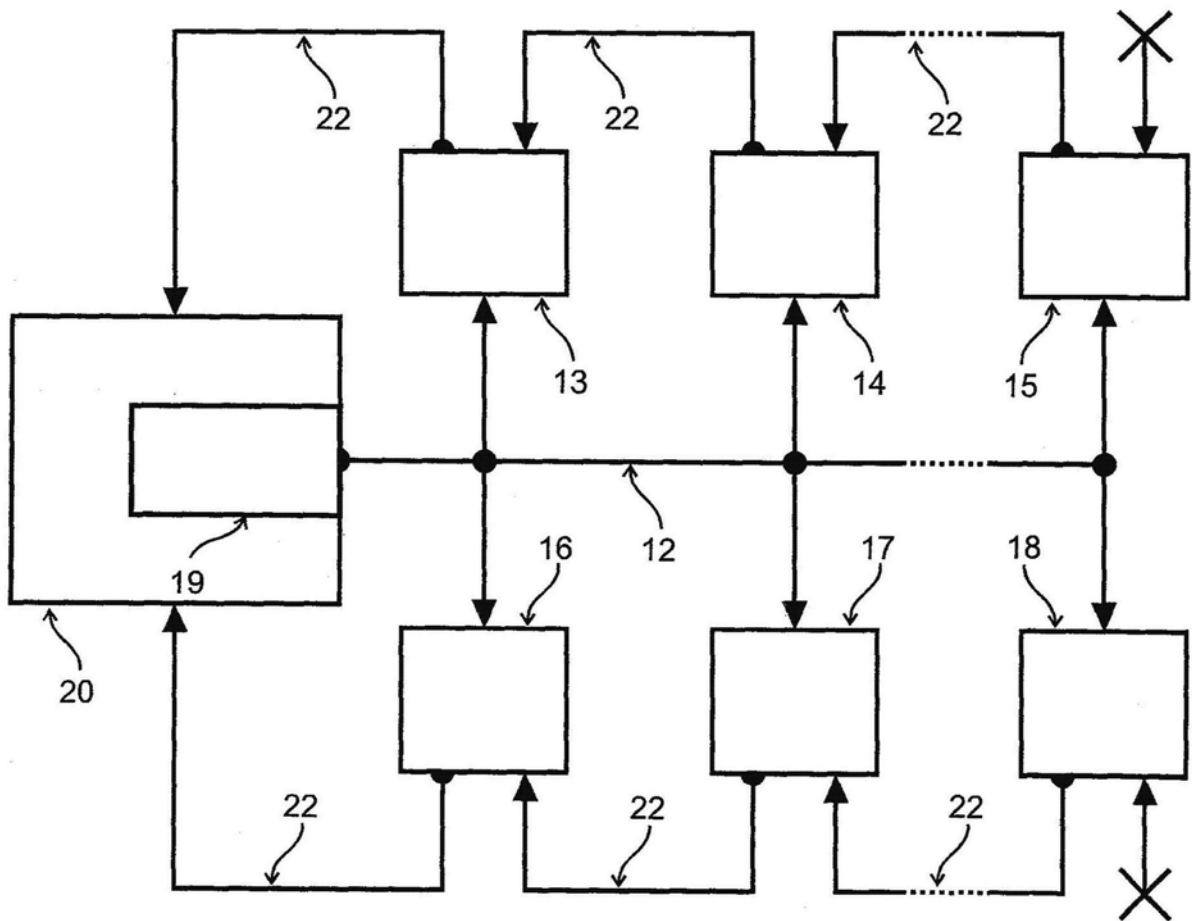


图4

专利名称(译)	用于监视患者的生命机能的设备		
公开(公告)号	CN109310343A	公开(公告)日	2019-02-05
申请号	CN201780039252.7	申请日	2017-06-22
[标]申请(专利权)人(译)	林内特斯波尔有限公司		
申请(专利权)人(译)	林内特斯波尔有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	林内特斯波尔有限公司		
[标]发明人	V·科拉日		
发明人	V·科拉日		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/024 A61B5/0245 A61B5/08 A61B5/11 A61B5/113		
CPC分类号	A61B5/02444 A61B5/0245 A61B5/0816 A61B5/1115 A61B5/113 A61B5/1135 A61B5/6892 A61B5/72 A61B5/7285 A61B2562/0247 A61B5/024 A61B5/04 A61B5/08 A61B2562/164 A61B2562/182		
代理人(译)	蔡悦		
优先权	2016366 2016-06-22 CZ		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的主题是一种用于监视患者的生命机能的设备，尤其是用于测量呼吸和心率的设备。这是通过使用压电换能器来实现的，该压电换能器还与测量电极形成测量电容器。另外，比较器电容器被用来增加对测量条件中的变化的抵抗。

