



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109414181 A

(43)申请公布日 2019.03.01

(21)申请号 201780039315.9

(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/CZ2017/000042 2017.06.22

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/220056 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 5/0205(2006.01)

A61B 5/113(2006.01)

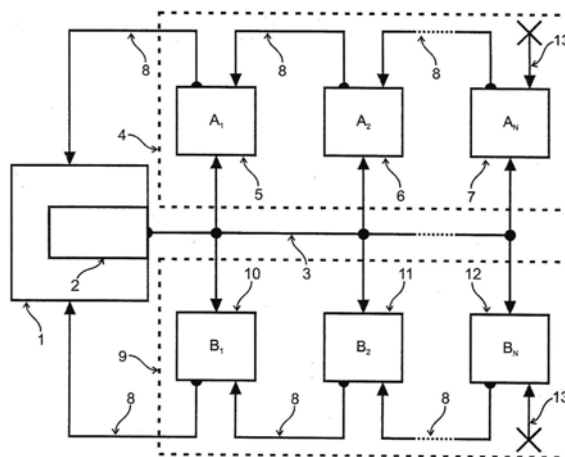
权利要求书1页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

医疗数据收集系统及其使用方法

(57)摘要

本发明的主题是一种用于收集诸如心率、呼吸频率、颅内压、呼吸暂停等医疗数据的系统及其使用方法。本发明提供了收集医疗数据,尤其是从多个测量元件将它们采集的独特方式。



1. 一种医疗数据收集系统,包括控制单元(1)和多个测量元件,其中所述测量元件通过数据信号路径(8)串联连接,其特征在于,所述控制单元(1)进一步包括触发器(2),并且该触发器(2)经由触发信号路径(3)连接到每个测量元件。

2. 根据权利要求1所述的医疗数据收集系统,其特征在于,所述测量元件包括生命机能的压电或电容传感器。

3. 根据前述权利要求中任一项所述的医疗数据收集系统,其特征在于,所述测量元件包括所述测量元件的计算单元(23)。

4. 一种数据收集系统中的医疗数据收集的方法,所述数据收集系统包括多个测量元件,其中所述测量元件通过数据信号路径(8)串联连接,其特征在于,所述控制单元(1)进一步包括触发器(2),其中所述触发器(2)通过触发信号路径(3)连接到每个测量元件 A_k ,其中所述方法包括以下步骤:

- 所述触发器(2)通过将时间同步脉冲传送到每个测量元件 A_k 来启动所述数据收集
- 测量元件 A_N 将其数据包传送到测量元件 A_{N-1}
- 测量元件 A_2 至 A_{N-1} 同时从测量元件 A_{k+1} 接收所述数据包并将它们自己的数据包传送到测量元件 A_{k-1}
- 测量元件 A_1 从所述测量元件 A_2 接收所述数据包并将其自己的数据包传送到所述控制单元(1)。

5. 一种数据收集系统中的医疗数据收集的方法,其特征在于,所述方法进一步包括以下步骤:

- 测量元件 A_2 至 A_{N-2} 同时从测量元件 A_{k+2} 接收数据包并将先前接收的数据包传送到测量元件 A_{k-1} ,
- 测量元件 A_1 从所述测量元件 A_2 接收所述数据包并将先前接收的数据包传送到所述控制单元(1),
- 所述数据包的级联接收和传输继续,直到来自测量元件 A_N 的所述数据包被所述测量元件 A_1 传送到所述控制单元(1)。

6. 一种数据收集系统中的医疗数据收集的方法,其特征在于,所传送的数据包括关于患者的生命机能的信息。

医疗数据收集系统及其使用方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗数据处理的领域。更精确而言,本发明提供了一种医疗数据收集的新方法。尤其是从多个数据采集元件收集医疗数据的新方法。

[0002] 发明背景

[0003] 远程监视已经在卫生服务中被使用很长时间。它是节省时间和人力资源的非常好的工具。然而,确保远程监视被有效地执行并且大体上没有错误是至关重要的。

[0004] 目前存在大量被用于医疗保健的装置。这些装置的示例是生命体征传感器、患者卧床(patient presence on bed)传感器、监视病床状态的传感器等。从这些医疗装置的多个传感器获得可靠数据显然是一项具有挑战性的任务。此类装置通常包括若干传感器,所述传感器测量其周围环境的外部机械或化学状态,并且通过各种机电特征提供对电气物理量(诸如电阻、电容、电流等)的测量。所测得的数据被作为模拟信号发送给控制单元。模拟信号具有若干缺点,诸如具有对电磁干扰的低抵抗并且信号可能被损坏,因此使用保护信号免受此类外部干扰的导线是必要的。此外,这些设备的现有技术在于,信号需要在传感器中被调制和在进入控制单元之前被解调。微处理器是在此类装置中最常使用的控制单元。

[0005] 从此类装置中的传感器组收集信息的通常方式利用诸如Y、T或星形拓扑之类的电路的经典拓扑。在一些情形中,星形网格拓扑也可被使用。然而,所述拓扑带来了针对每个装置使用分开的连接的需要。通常,信号线(或更一般而言,信号路径)和数据信号路径必须被使用。这种连接是非常昂贵的。应该记住,在诸如医院病床的典型医疗保健应用中,用于测量各种状态的若干装置被提供。首先,患者的生命机能将被监视,此类生命机能最常见的是心跳和呼吸,但是其他生命机能(诸如呼吸暂停、颅内压或生理蠕动)也可被测量。患者的这些生命机能最常见地由基于电容传感器或压电传感器的传感器来测量。其他多个传感器装置被用于医院病床、担架或椅子。这些装置指例如患者的体重状态、病床的状态、其致动器的状态等。每个房间中存在各种装置,并且它们中的大部分被从护士站远程监视。因此,在星形拓扑的情形中,每个单独的装置必须与测量设备的控制单元分开地连接,其中所收集的数据被进一步发送到服务器或可读监视器。

[0006] 现有技术医疗数据收集系统不提供对所测得的数据的安全收集。而且,需要大量硬件以用于提供各传感器和控制单元之间的通信。

[0007] 发明描述

[0008] 以上所提及的缺点通过本发明的医疗数据收集系统被部分地克服。该系统包括控制单元和多个测量元件,其中测量元件经由数据信号路径被串联连接。本发明的显著特征在于,控制单元进一步包括触发器,并且该触发器经由触发信号路径连接到每个测量元件。优选地,测量元件包括生命机能的压电和电容传感器。在优选实施例中,测量元件包括测量元件的计算单元(23)。

[0009] 本发明还公开了一种数据收集系统中的医疗数据收集的方法。所述方法引入了数据采集所必需的一组逻辑操作。首先,触发器通过将时间同步脉冲传送到每个测量元件 A_k 来启动数据收集。其次,测量元件 A_N 将其数据包传送到测量元件 A_{N-1} ,并且测量元件 A_2 - A_{N-1} 同

时从测量元件 A_{k+1} 接收数据包并将它们自己的数据包传送到测量元件 A_{k-1} 。同时,测量元件 A_1 从测量元件 A_2 接收数据包并将其自己的数据包传送到控制单元。

[0010] 在接下来的步骤中,测量元件 A_2 - A_{N-2} 同时从测量元件 A_{k+2} 接收数据包,并将先前接收的数据包传送到测量元件 A_{k-1} 。在该过程结束处,测量元件 A_1 从测量元件 A_2 接收数据包并将先前接收的数据包传送到控制单元,数据包的级联接收和传送继续,直到来自测量元件 A_N 的数据包通过测量元件 A_1 被传送到控制单元。

[0011] 整个过程的简化在于以下事实:每个测量元件 A_k 将其自己的数据传送到测量元件 A_{k-1} 并从测量元件 A_{k+1} 接收数据。该过程重复直到测量元件 A_1 将 N 个数据包传送到控制单元。优选地,利用到了所发送的数据包括关于患者的生命机能的信息。

附图说明

[0012] 图1是医疗数据收集系统的两个链的示意图。

[0013] 图2以顶视图示出了测量元件的示例。

[0014] 图3以侧视图示出了测量元件的示例。

[0015] 图4是测量元件的示意图。

[0016] 示例性实施例的详细描述

[0017] 图1是医疗数据收集系统的示意图。医疗数据收集系统由控制单元1、第一链4和第二链9组成。控制单元1进一步由触发器2组成。触发器2是负责提供时间同步脉冲的单元。触发器2可作为单个电路被提供或者是控制单元1的软件部分。时间同步脉冲经由触发信号路径3来被传送,其中触发器被连接到第一链4中和第二链9中的每个测量元件 A_k 、 B_k 。该布置允许将所有测量元件 A_N 、 B_N 同步到一个给定时间。测量元件的数量不以任何方式受到限制,测量元件在以下描述中由(1;2;...;N-1;N)系列的索引来指定,其中 N 是串联连接的测量元件的数量,其中索引按照连接的距离控制单元1从最近到最远的方向被指派给测量元件。索引 k 被用于属于测量元件组 $\langle 1;N \rangle$ 的当前任意测量元件。

[0018] 测量元件 A_N 、 B_N 彼此独立。然而,第一链4中的所有测量元件 A_N 被连接到串联电路(或者更精确地,被连接到菊花链网络/方案)。测量元件 A_N 7经由数据信号路径8连接到测量元件 A_{N-1} ,并且测量元件 A_{N-1} 经由数据信号路径8连接到 A_{N-2} 。这种连接通过每个测量元件 A_k 继续。在结束时,测量元件 A_2 6经由数据信号路径8连接到测量元件 A_1 5,并且测量元件5 A_1 经由数据信号路径8连接到控制单元1。因此,控制单元1和多个测量元件 A_k 形成串联连接。这种布置要求确保合适的收尾。端部元件13因而是测量元件 A_N 7的消隐的表示。测量元件 A_N 7仅测量和传送数据,但不接收数据。

[0019] 每个测量元件 A_k 、 B_k 提供数据包。医疗数据收集系统的概念是从控制单元1中的每个测量元件 A_k 、 B_k 收集每个数据包。当触发器2通过触发信号路径3将时间同步脉冲传送到每个测量元件 A_k 时,数据收集规程被启动并且控制单元1准备好从测量元件 A_1 5收集数据包。每个测量元件 A_k 开始既接收数据包又传送数据包。由于测量元件 A_N 7位于测量元件系列的开始处,因此其不接收任何数据包,而是立即开始将其自己的数据包传送到测量元件 A_{N-1} 。当测量元件 A_{N-1} 从测量元件 A_N 7的数据存储存储器的位置 $X+1$ 中的测量元件 A_N 7接收数据包时,它同时将来自其数据存储存储器的位置 X 的其自己的数据包传送到测量元件 A_{N-2} 。一旦测量元件 A_{N-1} 完成其自己的数据包到测量元件 A_{N-2} 的传输并从测量元件 A_N 7接收整个数据

包,它就开始将最初来自测量元件 A_N 7的数据包传送到测量元件 A_{N-2} 。每个测量元件 A_k 执行相同的规程。因此,该级联规程导致在控制单元1中对所有数据包进行收集。

[0020] 第二链9中的测量元件 B_k 形成如以上所描述的相同的串联连接。数据收集规程也由来自触发器2的时间同步脉冲启动,并且数据包收集的级联规程从测量元件 B_N 12经由所有测量元件 B_k 至测量元件 B_2 11和测量元件 B_1 10来执行,测量元件 B_1 10最终将数据包传送到控制单元1。

[0021] 在另一实施例中,每个测量元件在其数据存储存储器中具有 X_N 个位置。数据包的收集按以下过程进行。触发器2传送时间同步脉冲,该时间同步脉冲启动数据包的收集。测量元件 A_N 7将其数据包传送到测量元件 A_{N-1} 的数据存储存储器的位置 $X-1$ 。一旦测量元件 A_{N-1} 从测量元件 A_N 7接收到整个数据包,它就开始传送来自其数据存储存储器的位置 X 的其自己的数据包以及还有来自数据存储存储器的位置 $X-1$ 的数据包(即,先前从测量元件 A_N 7接收的数据包)。该传输可要么是同步的,要么是逐步的。所述传输朝测量元件 A_1 5继续,测量元件 A_1 5一般在数据存储存储器中具有 N 个位置。这 N 个位置逐渐由传入/接收到的数据包填充。在最后的步骤中,数据包被从测量元件 A_1 5传送到控制单元1。

[0022] 在优选实施例中,数据包应具有相同的大小。相同大小的数据包确保了数据包传输和接收的最优时间。然而,这并不限制本发明,因为对于本领域技术人员来说显而易见的是,传送和接收时间可以通过利用每个测量元件中的附加软件来被优化。另外,本实施例仅是说明性的,而不应被视为技术问题的唯一解决方案。本领域技术人员可以在应用范围内实现本发明,并因此使用诸如以下的连接之类的其他实施例:病床传感器、生命机能的传感器、离床 (bed exit) 传感器、制动传感器、病床倾斜传感器或与医疗数据相关的任何其他传感器或条件收集传感器。

[0023] 另外,本发明领域的技术人员清楚的是,数据收集系统不受两个链的限制。应当注意,链的数量不受限制。此外,在一些应用中明显的是,经由触发信号路径3和数据信号路径8两者的连接可以是无线的。

[0024] 在又一实施例中,数据包可被划分成更小的实体。在这样的情形中,对数据包的一个或多个部分进行接收和传送可被同步地执行。测量元件 A_k 可以从测量元件 A_{k+1} 接收数据包的一部分,并且同时在测量元件 A_{k+1} 的整个数据包被储存在 A_k 中之前将数据包的接收到的部分传送到测量元件 A_{k-1} 。

[0025] 使用以上所描述的系统提供了其他积极效果,例如被传送自每个测量元件的数据不需要附加的开销数据。开销数据可以是例如包头部 (packet header)、包尾部 (packet footer)、包校验和、服务器位等。在一些实施例中,数据包可包括校验和、奇偶校验位 (parity bit) 或循环冗余校验,以检测在传输期间发生的错误。

[0026] 该方法被优选地用于测量患者的生命机能的测量元件上,所述生命机能诸如心跳、呼吸、呼吸暂停、生理蠕动或与颅内压相关的患者头部的阵痛。这种数据可被认为是与患者的生命机能相关联的数据。

[0027] 这种系统可以在多传感器测量元件(例如下面详细描述的一种)上以最高效率来被使用。根据图2、图3和图4的用于监视患者的生命机能的测量元件包括压电换能器21(也被称为压电换能器)、比较器电容器22、印刷电路板20、镀层16和计算单元23。镀层16可以是例如铜。根据优选实施例,测量元件的计算单元23由单个处理器组成,但也可以由通过有线

或无线方式一起通信的其他计算部件组成。

[0028] 此处出于测量生命机能的目的而被使用的压电换能器21是用于产生声音的组件，即在手表中被使用或作为警报器的电声换能器。压电换能器具有用于测量生命机能的合适的机械变形属性，这意味着弹簧和附加构件将由与患者的生命机能相关联的移动造成的它们的变形转移到测量元件是不必要的。由此，整个测量元件25的低生产成本、更高的测量准确度和简单性被实现。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17测量容量时被使用。以下描述特定示例性实施例。

[0029] 在示例性实施例中，测量元件25位于例如由塑料隔膜覆盖的压电换能器8的一侧上，该塑料隔膜保护测量元件25免受水和灰尘的影响，并且同时还消除测量元件25的机械谐振振荡。测量元件25位于由例如塑料箔覆盖的压电换能器21的相对侧上，这确保了整个测量元件25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21而其刚度不会显著地影响被传递到压电换能器21的合力。用于监视患者的生命机能的测量元件25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。该测量元件还可被适配成用于直接放置在床架上以及用于例如利用铆工模(riveting knob)的可拆卸锁定。

[0030] 压电换能器21由压电陶瓷制成的压电元件14、第一电极28和第二电极15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14位于第一电极28(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15之间。压电换能器21可具有不同的形状，诸如圆形、三角形、方形的形状或其他形状。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21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形形状。优选地，压电换能器21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21的边界以平行方式存在。通过图3中的第二电极15(或整个压电换能器21)的形状最好地解说了板状形状。第二电极15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21被定位在它们之间的中间位置。第二电极15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15的形状优选地从压电换能器21的形状导出。第二电极15是平坦的并且其表面处于大致平行于压电元件14的静止位置。第二电极15位于用于与接地电连接的镀层16上，这创建了与印刷电路板20的牢固连接。第二电极15被连接在至少在两个位置处，以致使压电换能器21的所需变形。这两个位置可例如在压电换能器21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28位于镀层16上，并且由此压电换能器21与印刷电路板20相连接。在优选实施例中，第二电极15被连接在与印刷电路板20相邻接的至少三个位置中，以提供压电换能器21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，使得它们在连接时创建三角形。替代地，压电换能器21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20，整个测量元件25的尺寸被最小化。测量电容器26由第二电极15和测量电极17组成。测量电极17与印刷电路板20相连接并形成具有

较高电势的电极。测量电容器26的电介质由气隙形成。测量电容器26的屏蔽电极19位于印刷电路板20的与测量电极17相对的相对侧上。测量电容器26的屏蔽电极19具有与测量电极17相同的电势,并且它们可一起形成屏蔽电容器27,该屏蔽电容器27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21可位于一个电路板20上。

[0031] 比较器电容器22由第一比较器电极29组成,第一比较器电极29可例如由黄铜、铝、铜制成。第一比较器电极29位于用于与接地电连接的镀层16上。比较器电容器22进一步由第二比较器电极18组成。第二比较器电极18位于印刷电路板20上并形成具有较高电势的电极。比较器电容器22的电介质由气隙形成。比较器电容器22的屏蔽电极30位于印刷电路板20的与第二比较器电极18相对的相对侧上。比较器电容器22的屏蔽电极30具有与比较器电极18相同的电势,并且它们可一起形成屏蔽电容器27,该屏蔽电容器27例如通过金属材料的近似提供对外部影响的抵抗。

[0032] 测量元件的计算单元23例如借助于电荷转移技术将压电电压测量和电容测量功能相组合。压电元件14通过电荷放大器连接到测量元件的计算单元23。此外,测量电容器26、比较器电容器22、屏蔽电容器27和采样电容器11被连接到测量元件的计算单元23。测量电容器26和比较器电容器22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。

[0033] 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测量元件25的力。在测量元件25的构造方面确保了患者的生命机能是可测量的,而不需要测量元件25与患者身体的永久连接,例如借助于胶合或植入。测量元件25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测量元件25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26和比较器电容器22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15的中央部分的偏转(并因此到整个压电换能器21)发生,并因此第二电极15和测量电极17之间的气隙的变化也发生。归因于其中压电换能器21通过电极之一附连到板的构造,压电换能器21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29和第二比较器电极18之间的气隙的大小与力的作用无关。测量电容器26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22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26的电容和比较器电容器22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。

[0034] 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24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24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,测量电容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测量元件的计算单元23的电荷被生成。输出数据接着经由数据线8被传送到控制单元1。测量元件的计算单元23可被提供为微

处理器,其在印刷电路板20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。

- [0035] 参考符号列表
- [0036] 1...主控制单元
- [0037] 2...触发器
- [0038] 3...触发信号路径
- [0039] 4...第一链
- [0040] 5...测量元件A1
- [0041] 6...测量元件A2
- [0042] 7...测量元件AN
- [0043] 8...数据信号路径
- [0044] 9...第二链
- [0045] 10...测量元件B1
- [0046] 11...测量元件B2
- [0047] 12...测量元件BN
- [0048] 13...端部元件
- [0049] 14...压电元件
- [0050] 15...第二电极
- [0051] 16...镀层
- [0052] 17...测量电极
- [0053] 18...第二比较器电极
- [0054] 19...测量电容器的屏蔽电极
- [0055] 20...印刷电路板
- [0056] 21...压电换能器
- [0057] 22...比较器电容器
- [0058] 23...测量元件的计算单元
- [0059] 24...采样电容器
- [0060] 25...测量元件
- [0061] 26...测量电容器
- [0062] 27...屏蔽电容器
- [0063] 28...第一电极
- [0064] 29...第一比较器电极
- [0065] 30...比较器电容器的屏蔽电极

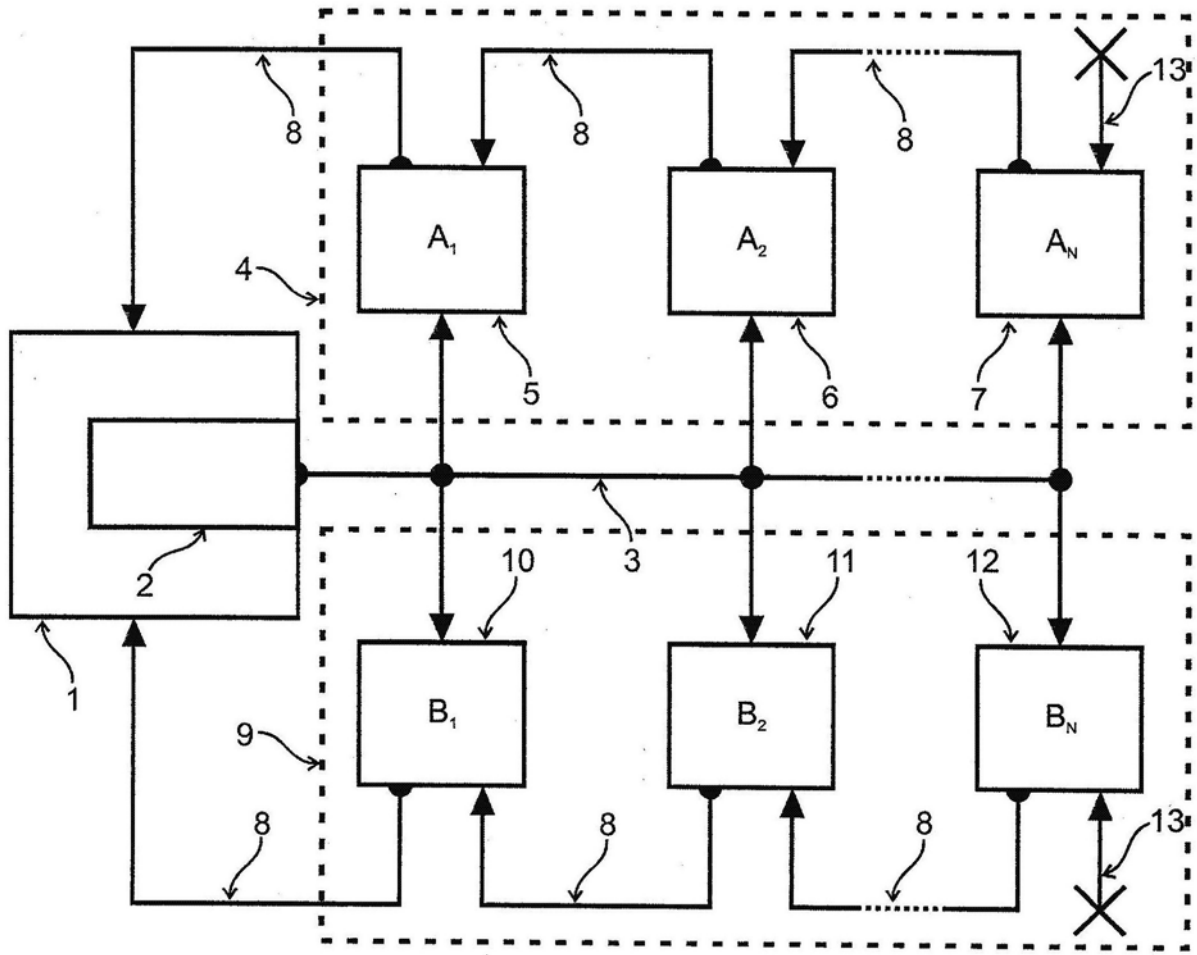


图1

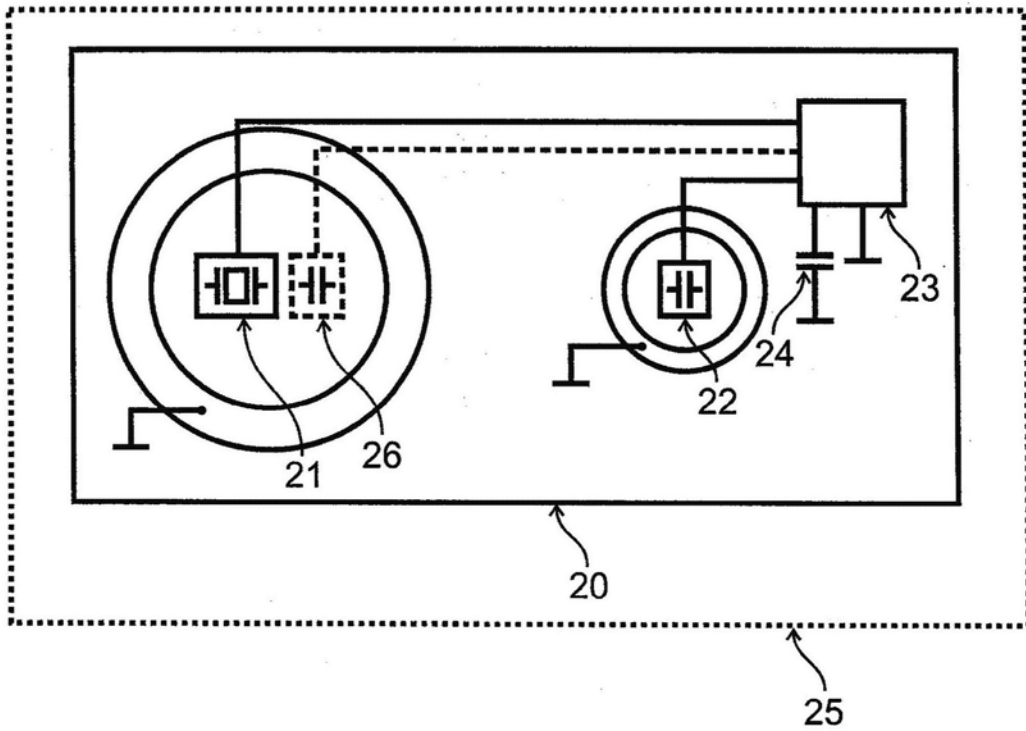


图2

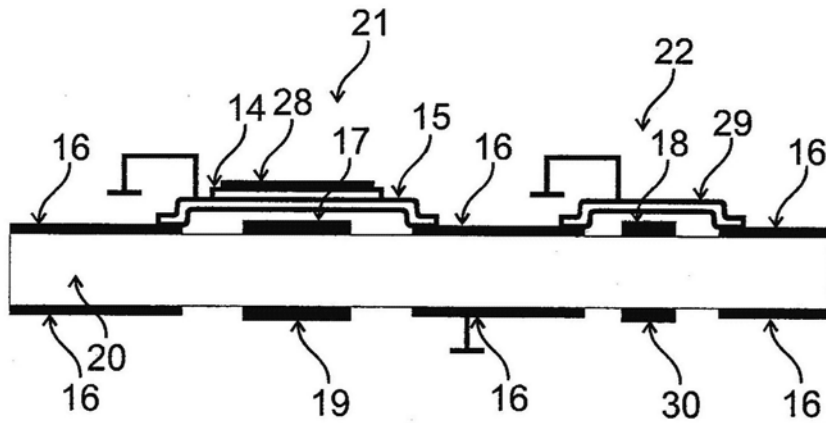


图3

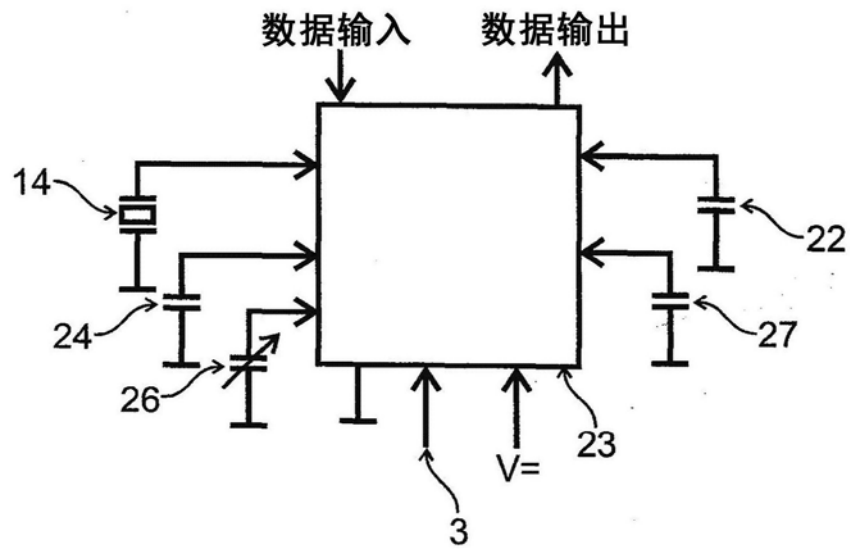


图4

专利名称(译)	医疗数据收集系统及其使用方法		
公开(公告)号	CN109414181A	公开(公告)日	2019-03-01
申请号	CN201780039315.9	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 A61B5/0205 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收集诸如心率、呼吸频率、颅内压、呼吸暂停等医疗数据的系统及其使用方法。本发明提供了收集医疗数据，尤其是从多个测量元件将它们采集的独特方式。

