



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 206080490 U

(45)授权公告日 2017. 04. 12

(21)申请号 201620560177.1

(22)申请日 2016.06.12

(73)专利权人 苏州市厚宏智能科技有限公司

地址 215000 江苏省苏州市吴中区胥口镇
古村路89号2幢

(72)发明人 马宏兵

(74)专利代理机构 北京超凡志成知识产权代理
事务所(普通合伙) 11371

代理人 马维丽

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/021(2006.01)

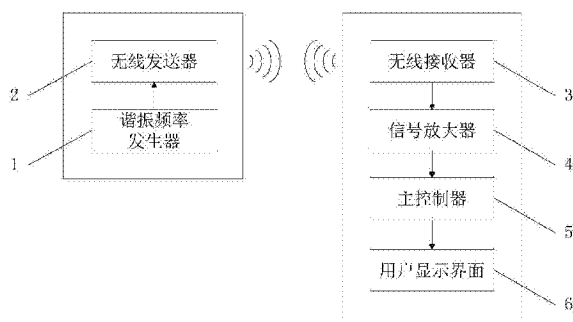
权利要求书1页 说明书6页 附图1页

(54)实用新型名称

一种体征参数收集器及体征监测器

(57)摘要

本实用新型提供了一种体征参数收集器及体征监测器,属于智能医疗技术领域,该体征参数收集器包括谐振频率发生器和无线发送器,无线发送器收集谐振频率发生器产生的频率信号。体征监测器包括体征参数处理器和体征参数收集器。该体征监测器缓解了传统监测方式中所采用的仪器之间连接方式复杂,监测流程步骤繁复,监测过程中抗干扰能力差,测量结果的可靠性低、稳定性差的技术问题。本实用新型应用于心率、血压的监测。



1. 一种体征参数收集器,其特征在于,包括谐振频率发生器和无线发送器;
所述无线发送器收集所述谐振频率发生器产生的频率信号。
2. 根据权利要求1所述的体征参数收集器,其特征在于,所述谐振频率发生器包括并联的定值电感和压变电容。
3. 一种体征监测器,其特征在于,包括体征参数处理器和如权利要求1或2所述的体征参数收集器。
4. 根据权利要求3所述的体征监测器,其特征在于,所述体征参数处理器包括无线接收器、主控制器和用户显示界面;
所述无线接收器与所述主控制器相连;
所述主控制器与所述用户显示界面连接。
5. 根据权利要求4所述的体征监测器,其特征在于,还包括连接在所述无线接收器与所述主控制器之间的信号放大器。
6. 根据权利要求5所述的体征监测器,其特征在于,所述信号放大器包括负反馈放大电路。
7. 根据权利要求3所述的体征监测器,其特征在于,所述体征参数收集器中的无线发送器为蓝牙发送器。
8. 根据权利要求4所述的体征监测器,其特征在于,所述无线接收器为蓝牙接收器。
9. 根据权利要求4所述的体征监测器,其特征在于,所述主控制器为混合信号处理器。
10. 根据权利要求4所述的体征监测器,其特征在于,所述用户显示界面为OLED显示屏。

一种体征参数收集器及体征监测器

技术领域

[0001] 本实用新型涉及智能医疗技术领域,具体而言,涉及一种体征参数收集器及体征监测器。

背景技术

[0002] 随着经济的发展,社会的进步,人们生活质量不断提高,温饱已不再是大部分人的要求,怎样活得健康成为广大人民群众关心的问题。人们越来越关心自己的身体健康问题,各项身体指标的监测器械也向着智能化和小型化的方向发展。其中心率和血压与身体机能有着密切的关联,所以心率、血压传感器的研究也成为了近年来智能医疗的热点。

[0003] 目前,心率和血压的测量需要连接较多的传输线到较大的监测设备才能将患者的心率和血压实时反馈回来。为了适应广大消费人群对于智能医疗的需求,方便普通人群使用,市面上逐渐出现了一些小型化的心率血压监测产品,现在市面上该类型产品基本为红外线监测方式。该方案使用红外光作为监测介质,给定红外发射管一个脉冲驱动信号,红外管以一定频率发射红外线,红外线穿过人体皮肤到血管,光线经过血管反射后回到传感器,当心脏跳动时带动血管舒张使得反射回来的光线的频率与驱动频率发生改变,通过监测该变化即可测得心率和血压。

[0004] 在实现本实用新型过程中,发明人发现现有技术中至少存在如下问题,现有的光电测量方法,由于使用的是红外光线,人体所处被测环境光线对于该红外线传感器的精度有着较大影响,在阳光较为强烈的环境下该系统无法正常工作,同时红外光可能会被人体血液中的血红蛋白吸收而无法发生发射,造成系统监测的误差。红外线监测血压、心率的测量精度及抗环境干扰能力较差,存在测量结果的可靠性低、稳定性差的技术问题。

实用新型内容

[0005] 有鉴于此,本实用新型实施例的目的在于提供一种体征参数收集器及体征监测器,以提高心率、血压监测的可靠性和稳定性。

[0006] 第一方面,本实用新型实施例提供了一种体征参数收集器,包括谐振频率发生器和无线发送器,所述无线发送器收集所述谐振频率发生器产生的频率信号。

[0007] 结合第一方面,本实用新型实施例提供了第一方面的可能的实施方式,其中:所述谐振频率发生器包括并联的定值电感和压变电容。

[0008] 第二方面,本实用新型实施例还提供了一种体征监测器,包括体征参数处理器和所述体征参数收集器。

[0009] 结合第二方面,本实用新型实施例提供了第二方面的第一种可能的实施方式,其中:所述体征参数处理器包括无线接收器、主控制器和用户显示界面;所述无线接收器与所述主控制器相连;所述主控制器与所述用户显示界面连接。

[0010] 结合第二方面,本实用新型实施例提供了第二方面的第二种可能的实施方式,其中:还包括连接在所述无线接收器与所述主控制器之间的信号放大器。

[0011] 结合第二方面,本实用新型实施例提供了第二方面的第三种可能的实施方式,其中:所述信号放大器包括负反馈放大电路。

[0012] 结合第二方面,本实用新型实施例提供了第二方面的第四种可能的实施方式,其中:所述体征参数收集器中的无线发送器为蓝牙发送器。

[0013] 结合第二方面,本实用新型实施例提供了第二方面的第五种可能的实施方式,其中:所述无线接收器为蓝牙接收器。

[0014] 结合第二方面,本实用新型实施例提供了第二方面的第六种可能的实施方式,其中:所述主控制器为混合信号处理器。

[0015] 结合第二方面,本实用新型实施例提供了第二方面的第七种可能的实施方式,其中:所述用户显示界面为OLED显示屏。

[0016] 本实用新型带来了以下有益效果:本实用新型所提供的体征监测器包括体征参数收集器和体征参数处理器,其中,体征参数收集器中的无线发送器收集谐振频率发生器产生的频率信号,并将该频率信号发送至体征参数处理器中的无线信号接收器,体征参数处理器中的主控制器进行数据处理,得到被测试者的血压、心率,通过用户显示界面显示所得数据。由于谐振频率发生器内的定值电感L和压变电容C组成的并联谐振电路在工作时,电源无需提供功率,因此该体征监测器的体征参数收集器进行体征参数监测时无需外接电源,使得其应用环境更简单、灵活。体征参数收集器与体征参数处理器之间采用无线传输,所以该体征监测器也无需使用连接线与大型监测设备连接,简化了监测操作流程。由于该体征参数收集器以谐振频率为输入参数,避免了外界环境对于监测过程的干扰,提高了对血压、心率监测的可靠性和稳定性。该体征监测器缓解了传统监测方式中所采用的仪器之间连接方式复杂,监测流程步骤繁复,监测过程中抗干扰能力差,测量结果的可靠性低、稳定性差的技术问题。

[0017] 本实用新型的其他特征和优点将在随后的说明书中阐述,并且,部分地从说明书中变得显而易见,或者通过实施本实用新型而了解。本实用新型的目的和其他优点在说明书、权利要求书以及附图中所特别指出的结构来实现和获得。

附图说明

[0018] 为了更清楚地说明本实用新型实施例的技术方案,下面将对实施例中所需要使用的附图作简单地介绍,应当理解,以下附图仅示出了本实用新型的某些实施例,因此不应被看作是对范围的限定,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他相关的附图。

[0019] 图1示出了本实用新型实施例一所提供的体征参数收集器的电路图;

[0020] 图2示出了本实用新型实施例二所提供的体征监测器的结构示意图。

[0021] 图示说明:

[0022] 1-谐振频率发生器;2-无线发送器;3-无线接收器;4-信号放大器;5-主控制器;6-用户显示界面。

具体实施方式

[0023] 为使本实用新型实施例的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合本实用新

型实施例中附图,对本实用新型实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本实用新型一部分实施例,而不是全部的实施例。通常在此处附图中描述和示出的本实用新型实施例的组件可以以各种不同的配置来布置和设计。因此,以下对在附图中提供的本实用新型的实施例的详细描述并非旨在限制要求保护的本实用新型的范围,而是仅仅表示本实用新型的选定实施例。基于本实用新型的实施例,本领域技术人员在没有做出创造性劳动的前提下所获得的所有其他实施例,都属于本实用新型保护的范围。

[0024] 目前心率和血压的测量需要连接较多的传输线到较大的监测设备才能将患者的心率和血压实时反馈回来。为了适应广大消费人群对于智能医疗的需求,方便普通人群使用,市面上逐渐出现了一些小型化的心率血压监测产品,现在市面上该类型产品基本为红外线监测方式。该方案由于采用红外线作为监测介质,人体所处被测环境光线对于该红外线传感器的精度有着较大影响,在阳光较为强烈的环境下该系统无法正常工作,同时红外光可能会被人体血液中的血红蛋白吸收而无法发生发射,造成系统监测的误差。因此,现有的体征监测器监测血压、心率的测量精度及抗环境干扰能力较差,存在测量结果的可靠性低、稳定性差的技术问题。

[0025] 基于此,本实用新型实施例提供一种体征参数收集器及体征监测器,能够提高测量结果的可靠性及稳定性。

[0026] 实施例一:

[0027] 如图1所示,本实用新型实施例提供的体征参数收集器包括谐振频率发生器1和无线发送器2。谐振频率发生器1中设置有定值电感L和压变电容C,定值电感L与压变电容C并联在电路中形成谐振电路。压变电容C属于极距变化型电容式传感器,是一种利用电容敏感元件将被测压力转换成与之成一定关系的电量输出的压力传感器。它一般采用金属薄膜或镀金属薄膜作为电容器的一个电极,当薄膜感受压力而变形时,薄膜与固定电极之间形成的电容量发生变化,通过测量电路即可输出与电压成一定关系的电信号。

[0028] 在本实用新型实施例中,定值电感L和压变电容C并联组成LC谐振电路,电路端电压和总电流相位相同,其特点为,LC并联谐振是一种完全的补偿,电源无需提供功率,也就是说,由定值电感L和压变电容C组成的谐振电路在进行血压信号监测的过程中,无需外接电源进行供电,这就使得该谐振频率发生器的使用更加轻便、灵巧。由定值电感L和压变电容C组成选频网络的谐振电路,用于产生高频正弦波信号。产生的谐振频率 f_0 可由公式(1)得到:

$$[0029] \quad f_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \quad (1)$$

[0030] 其中,L为电感,C为电容。

[0031] LC谐振电路主要起到血压信号监测的作用。血液在血管内流动时,作用于血管壁的压力,是推动血液在血管内流动的动力。血液输送到全身各部位需要一定的压力,而我们通常所说的“血压”是指动脉血压。当心室收缩时,主动脉压急剧升高,在收缩中期达到峰值,这时动脉血压值称为收缩压;心室舒张时,主动脉压下降,在心舒末期动脉血压的最低值称为舒张压。将谐振频率发生器1安装到腕带等亲肤饰品上,佩戴于手腕上,当人体内心脏收缩、舒张时,手腕处的血液对血管内壁的压力也会随之改变,也就是作用于压变电容C上的压力值会产生微弱变化 ΔC ,根据公式(1)可知此时LC谐振电路产生的谐振频率发生变

化,无线发送器2将LC谐振电路产生的谐振频率实时发送到无线接收器3。作为一个优选方案,无线发送器2可以通过蓝牙技术向外部进行数据传输。

[0032] 如图2所示,本实用新型实施例还提供一种体征监测器,包括体征参数收集器和体征参数处理器。

[0033] 无线接收器3收到无线发送器2发送的谐振频率数据后,将数据传送至体征参数处理器内进行数据处理,信号放大器4接收由无线接收器3传送来的数据,信号放大器4包括的信号放大电路为负反馈放大电路,采用负反馈的目的是为了改善放大电路的工作性能。在放大电路中引入负反馈,可以提高增益的稳定性,扩展通频带,减小非线性失真等。放大电路的增益可能由于元器件参数的变化、环境温度的变化、电源电压的变化、负载大小的变化等因素的影响而不稳定,引入适当的负反馈后,可提高闭环增益的稳定性。在本实用新型实施例中,信号放大器4包括的负反馈放大电路将接收到的谐振频率数据进行放大调理,最终得到调理放大后的同频率的方波信号。

[0034] 主控制器5为混合信号处理器,它所具有的脉冲捕捉功能允许设置输入点的特性,以捕捉速度很快的信号变化。输入点的信号状态一旦改变,其状态值将被锁存,直至被混合信号处理器扫描读取。主控制器5记录频率变化前和变化后的值,对两值做差,便得到谐振频率的变化量 Δf 。由实验数据可知,血压的大小与 Δf 呈线性关系。将该谐振频率的变化量经过混合信号处理器处理后,所得数据即为被测试者的血压。

[0035] 主控制器5还具有定时功能,定时器对混合信号处理器扫描读取的信号进行定时中断。在设定的时间内,如1分钟,主控制器5统计谐振频率变化的次数X。频率变化次数与定时中断时间的比值即为单位时间内的心跳次数,即被测试者的心率。

[0036] 通过主控制器5处理后的血压、心率数据显示在采用有机发光二极管(Organic Light-Emitting Diode,简称OLED)显示屏的用户显示界面6。OLED显示屏具有自发光、不需背光源、对比度高、厚度薄、视角广、反应速度快、可用于挠曲性面板、使用温度范围广、构造及制程较简单等优异特性。

[0037] 本实用新型所提供的体征监测器包括体征参数收集器和体征参数处理器,其中,体征参数收集器中的无线发送器2收集谐振频率发生器1产生的频率信号,并将该频率信号发送至体征参数处理器中的无线信号接收器3,体征参数处理器中的主控制器5进行数据处理,得到被测试者的血压、心率,通过用户显示界面6显示所得数据。

[0038] 由于谐振频率发生器1内的定值电感L和压变电容C组成的并联谐振电路在工作时,电源无需提供功率,因此该体征监测器的体征参数收集器进行体征参数监测时无需外接电源,使得其应用环境更简单、灵活。体征参数收集器与体征参数处理器之间采用无线传输,所以该体征监测器也无需使用连接线与大型监测设备连接,简化了监测操作流程。由于该体征参数收集器以谐振频率为输入参数,避免了外界环境对于监测过程的干扰,提高了对血压、心率监测的可靠性和稳定性。该体征监测器缓解了传统监测方式中所采用的仪器之间连接方式复杂,监测流程步骤繁复,监测过程中抗干扰能力差,测量结果的可靠性低、稳定性差的技术问题。

[0039] 实施例二:

[0040] 本实用新型实施例提供一种体征监测器,包括体征参数收集器和体征参数处理器,该体征监测器可以通过体征参数收集器中的无线发送器收集谐振频率发生器产生的频

率信号,并将该频率信号发送至体征参数处理器中的无线信号接收器,体征参数处理器的主控制器进行数据处理,得到被测试者的血压、心率,通过用户显示界面显示所得数据。

[0041] 如图2所示,本实用新型实施例提供的体征参数收集器包括谐振频率发生器和无线发送器。谐振频率发生器1中设置有定值电感L和压变电容C,定值电感L与压变电容C并联在电路中形成谐振电路。压变电容C属于极距变化型电容式传感器,是一种利用电容敏感元件将被测压力转换成与之成一定关系的电量输出的压力传感器。它一般采用金属薄膜或镀金属薄膜作为电容器的一个电极,当薄膜感受压力而变形时,薄膜与固定电极之间形成的电容量发生变化,通过测量电路即可输出与电压成一定关系的电信号。

[0042] 在本实用新型实施例中,定值电感L和压变电容C并联组成LC谐振电路,电路端电压和总电流相位相同,其特点为,LC并联谐振是一种完全的补偿,电源无需提供功率,也就是说,由定值电感L和压变电容C组成的谐振电路在进行血压信号监测的过程中,无需外接电源进行供电,这就使得该谐振频率发生器的使用更加轻便、灵巧。由定值电感L和压变电容C组成选频网络的谐振电路,用于产生高频正弦波信号。产生的谐振频率 f_0 可由实施例一中公式(1)得到。

[0043] LC谐振电路主要起到血压信号监测的作用。血液在血管内流动时,作用于血管壁的压力,是推动血液在血管内流动的动力。血液输送到全身各部位需要一定的压力,而我们通常所说的“血压”是指动脉血压。当心室收缩时,主动脉压急剧升高,在收缩中期达到峰值,这时动脉血压值称为收缩压;心室舒张时,主动脉压下降,在心舒末期动脉血压的最低值称为舒张压。将谐振频率发生器1安装到腕带等亲肤饰品上,佩戴于手腕上,当人体内心脏收缩、舒张时,手腕处的血液对血管内壁的压力也会随之改变,也就是作用于压变电容C上的压力值会产生微弱变化 ΔC ,根据实施例一中公式(1)可知此时LC谐振电路产生的谐振频率发生变化,无线发送器2将LC谐振电路产生的谐振频率实时发送到无线接收器3。作为一个优选方案,无线发送器2可以通过蓝牙技术向外部进行数据传输。

[0044] 如图2所示,本实用新型实施例还提供一种体征监测器,包括体征参数收集器和体征参数处理器。

[0045] 无线接收器3收到无线发送器2发送的谐振频率数据后,将数据传送至体征参数处理器内进行数据处理,信号放大器4接收由无线接收器3传送来的数据,信号放大器4包括的信号放大电路为负反馈放大电路,采用负反馈的目的是为了改善放大电路的工作性能。在放大电路中引入负反馈,可以提高增益的稳定性,扩展通频带,减小非线性失真等。放大电路的增益可能由于元器件参数的变化、环境温度的变化、电源电压的变化、负载大小的变化等因素的影响而不稳定,引入适当的负反馈后,可提高闭环增益的稳定性。在本实用新型实施例中,信号放大器4包括的负反馈放大电路将接收到的谐振频率数据进行放大调理,最终得到调理放大后的同频率的方波信号。

[0046] 主控制器5为混合信号处理器,它所具有的脉冲捕捉功能允许设置输入点的特性,以捕捉速度很快的信号变化。输入点的信号状态一旦改变,其状态值将被锁存,直至被混合信号处理器扫描读取。主控制器5记录频率变化前和变化后的值,对两值做差,便得到谐振频率的变化量 Δf 。由实验数据可知,血压的大小与 Δf 呈线性关系。将该谐振频率的变化量经过混合信号处理器处理后,所得数据即为被测试者的血压。

[0047] 主控制器5还具有定时功能,定时器对混合信号处理器扫描读取的信号进行定时

中断。在设定的时间内,如1分钟,主控制器5统计谐振频率变化的次数X。频率变化次数与定时中断时间的比值即为单位时间内的心跳次数,即被测试者的心率。

[0048] 将主控制器5所得的心率、血压数据传输至能够识别处理该数据的处理器,该处理器内集成有无线网络(Wireless-Fidelity,简称Wi-Fi)传输器。通过该处理器内的Wi-Fi无线数据通讯技术将数据发送至用户手中的移动终端,如智能手机、平板电脑等,在移动终端内下载相应的应用程序(Application,简称APP),实现被测试者的心率、血压能够实时显示在移动终端上。

[0049] 本实用新型所提供的体征监测器包括体征参数收集器和体征参数处理器,其中,体征参数收集器中的无线发送器2收集谐振频率发生器1产生的频率信号,并将该频率信号发送至体征参数处理器中的无线信号接收器3,体征参数处理器中的主控制器5进行数据处理,得到被测试者的血压、心率,通过Wi-Fi无线数据通讯技术将数据发送至用户手中的移动终端,实现被测试者的心率、血压能够显示在移动终端的APP中。

[0050] 由于谐振频率发生器1内的定值电感L和压变电容C组成的并联谐振电路在工作时,电源无需提供功率,因此该体征监测器的体征参数收集器进行体征参数监测时无需外接电源,使得其应用环境更简单、灵活。体征参数收集器与体征参数处理器之间采用无线传输,所以该体征监测器也无需使用连接线与大型监测设备连接,简化了监测操作流程。由于该体征参数收集器以谐振频率为输入参数,避免了外界环境对于监测过程的干扰,提高了对血压、心率监测的可靠性和稳定性。该体征监测器缓解了传统监测方式中所采用的仪器之间连接方式复杂,监测流程步骤繁复,监测过程中抗干扰能力差,测量结果的可靠性低、稳定性差的技术问题。

[0051] 以上所述,仅为本实用新型的具体实施方式,但本实用新型的保护范围并不局限于此,任何熟悉本技术领域的技术人员在本实用新型揭露的技术范围内,可轻易想到的变化或替换,都应涵盖在本实用新型的保护范围之内。因此,本实用新型的保护范围应以所述权利要求的保护范围为准。

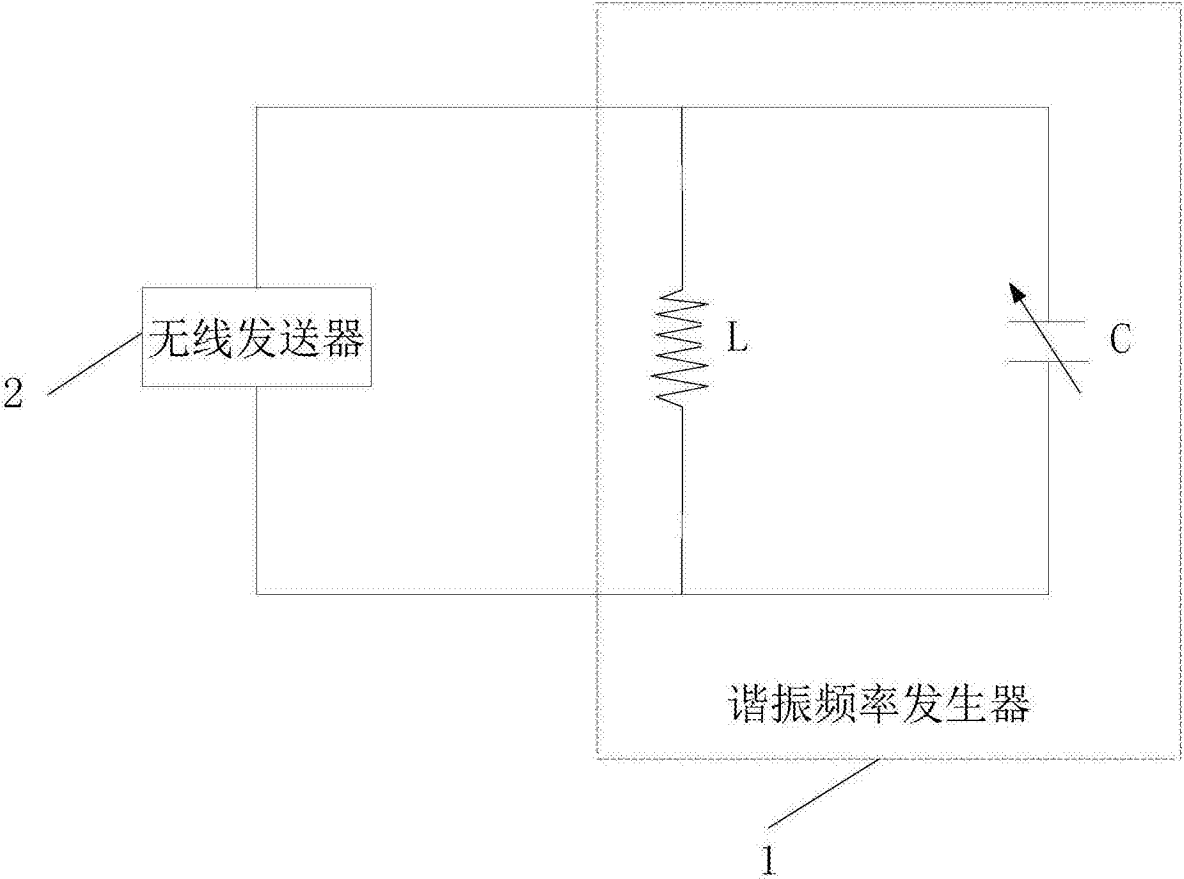


图1

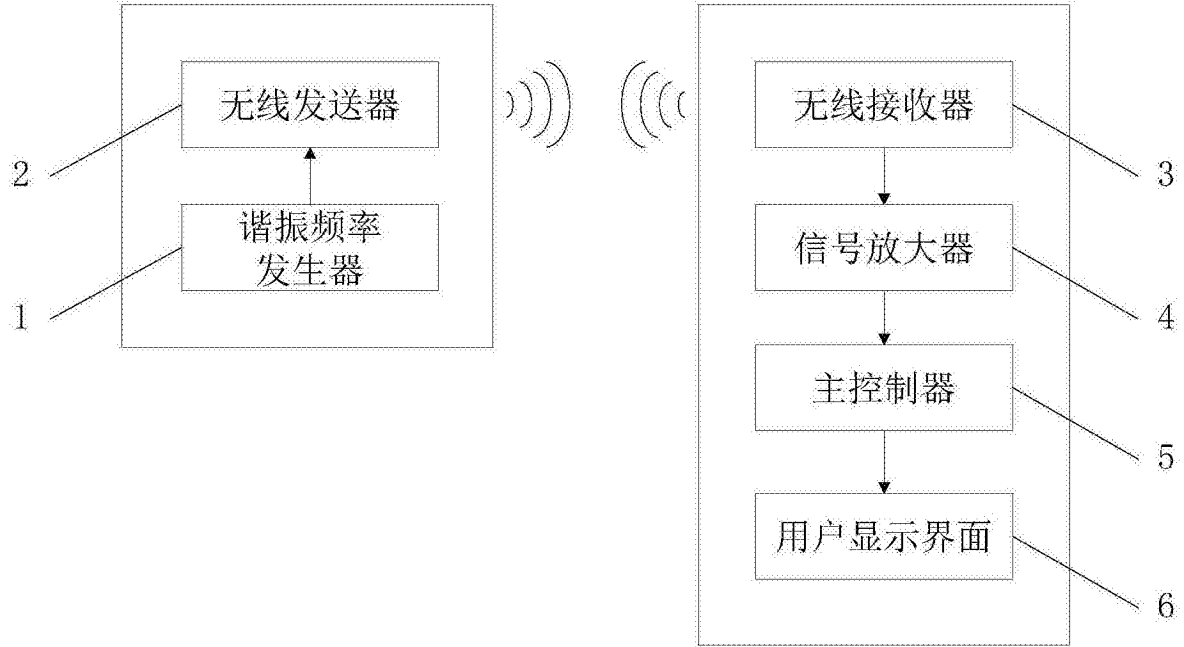


图2

专利名称(译)	一种体征参数收集器及体征监测器		
公开(公告)号	CN206080490U	公开(公告)日	2017-04-12
申请号	CN201620560177.1	申请日	2016-06-12
[标]申请(专利权)人(译)	苏州市厚宏智能科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	苏州市厚宏智能科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	苏州市厚宏智能科技有限公司		
[标]发明人	马宏兵		
发明人	马宏兵		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/021		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本实用新型提供了一种体征参数收集器及体征监测器，属于智能医疗技术领域领域，该体征参数收集器包括谐振频率发生器和无线发送器，无线发送器收集谐振频率发生器产生的频率信号。体征监测器包括体征参数处理器和体征参数收集器。该体征监测器缓解了传统监测方式中所采用的仪器之间连接方式复杂，监测流程步骤繁复，监测过程中抗干扰能力差，测量结果的可靠性低、稳定性差的技术问题。本实用新型应用于心率、血压的监测。

