

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.



[12] 发明专利申请公开说明书

A61B 5/024 (2006.01)
A61B 5/0402 (2006.01)
A61B 5/02 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)

[21] 申请号 200610002343.7

[43] 公开日 2006年8月23日

[11] 公开号 CN 1820703A

[22] 申请日 2006.1.26

[21] 申请号 200610002343.7

[71] 申请人 中国人民解放军空军航空医学研究所

地址 100036 北京市海淀区阜成路28号

共同申请人 北京新兴阳升科技有限公司

[72] 发明人 俞梦孙 姬军 杨福生 陶祖莱

谢敏 毕大成

[74] 专利代理机构 北京中北商标专利事务所有限公司

代理人 吴立

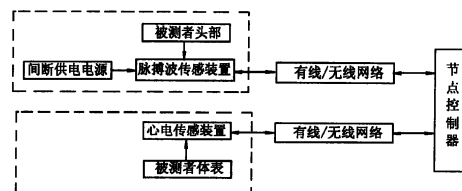
权利要求书2页 说明书8页 附图4页

[54] 发明名称

用于实现血压连续测量的脉搏波传导时间的测量方法及系统

[57] 摘要

用于实现血压连续测量的脉搏波传导时间的测量方法及系统，在被测者身上设置心电传感装置和脉搏波传感装置，设有计算机控制系统；所述的脉搏波传感装置设在被测者的头部；心电和脉搏波传感采样装置分别设在不同的网络节点上，与所述计算机系统设置在网络汇聚节点上的节点控制器按软件通讯协议实现有线或无线网络连接；用于脉搏波传感元件的供电电源采用间断供电的省电方案：在采样时段里使电源处于接通状态，在采样结束后的时段里关断电源。本发明能适应于作业条件下测量脉搏波传导时间，并能够提高测量准确度、耗电量小，可减轻被测者负荷，便于实现对多路传感装置和多个被测对象的实时连续测量监控。



1、用于实现血压连续测量的脉搏波传导时间的测量方法，在被测者身上设置心电传感装置和脉搏波传感装置；设有控制测量过程和传输处理采集数据的计算机控制系统；其特征在于：

所述的脉搏波传感装置设置在被测者的头部；

所述的心电和脉搏波传感采样装置分别设在不同的网络节点上，与所述计算机系统设置在网络汇聚节点上的节点控制器按软件通讯协议实现有线或无线网络连接；

用于脉搏波传感元件的供电电源采用间断供电方式：在采样时段里使电源处于接通状态，在采样结束后的时段里关断电源。

2、根据权利要求1所述的用于实现血压连续测量的脉搏波传导时间的测量方法，其特征在于：所述的心电传感装置和脉搏波传感装置分别设在网络的无线传感器节点上，与所述设置在网络汇聚节点上的节点控制器按通讯协议无线连接，设置在无线传感器节点上的心电传感装置和脉搏波传感装置分别由所在节点独立供电实现A/D采样控制，以及向设置在汇聚节点上的节点控制器无线发送采集数据；汇聚节点发送无线同步信号控制各传感器节点独立进行的A/D采样达到同步进行。

3、用于实现血压连续测量的脉搏波传导时间的测量系统，设有装在被测者体表的心电传感装置，其特征在于，设有装在人体头部的脉搏波传感装置，所述的心电和脉搏波传感装置分别按通讯协议通过有线/无线网络与设置在网络汇聚节点上的节点控制计算机连接，所述脉搏波传感装置中压力传感元件的供电电源为频率与数据采集频率同步的间断供电电源。

4、根据权利要求3所述的用于实现血压连续测量的脉搏波传导时间的测量系统，其特征在于：所述的心电传感装置和脉搏波传感装置分别设在不同的无线传感器网络节点上，与设置在网络汇聚节点上的节点控制计算机无线连接，各无线传感器节点上分别设有电源、与传感元件连接的A/D采样控制器，以及与A/D采样控制器连接的无线收发装置，在脉搏波传感装置节点上，传感元件的供电电源通过由A/D采样控制器控制通断频率的模拟

开关接脉搏波传感元件。

5、根据权利要求4所述的用于实现血压连续测量的脉搏波传导时间的测量系统，其特征在于：所述的无线传感器节点设有两级微处理器：有用以实现采样控制、信号调理和节点通讯协议控制的A/D采样系统控制微处理器，以及专门用以无线射频收发控制的微处理器；汇聚节点的节点控制器设有用以实现节点控制、节点通讯协议控制的节点控制微处理器，以及专门用以无线射频收发控制的无线通讯控制微处理器。

6、根据权利要求5所述的用于实现血压连续测量的脉搏波传导时间的测量系统，其特征在于：所述无线脉搏波传感器节点中的脉搏波传感元件通过放大器接A/D采样控制微处理器，A/D采样控制微处理器与无线通讯控制微处理器连接，无线通讯微处理器与设置在网络汇聚节点上的节点控制器无线网络连接，A/D采样控制微处理器的采样频率信号输出端与时钟分频器连接，构成与采样频率同步的模拟开关，脉搏波传感器的恒流源电源与可控制其关断开启的所述模拟开关连接。

7、根据权利要求5所述的用于实现血压连续测量的脉搏波传导时间的测量系统，其特征在于：所述无线心电传感器节点的心电信号仪表放大器通过放大器、有源滤波器接A/D采样控制微处理器，A/D采样控制微处理器与无线通讯控制微处理器连接，无线通讯微处理器与设置在网络汇聚节点上的节点控制器无线网络连接。

8、根据权利要求5所述的用于实现血压连续测量的脉搏波传导时间的测量系统，其特征在于：所述汇聚节点设有节点控制微处理器，节点控制微处理器与无线通讯控制微处理器连接，无线通讯控制微处理器通过无线通讯协议与无线传感器节点连接，节点控制微处理器接有USB控制器，通过USB接口与管理节点的中心控制器有线连接。

用于实现血压连续测量的脉搏波传导时间的测量方法及系统

技术领域

本发明属一种人体脉搏波传导时间的测量方法及系统，特别是用于实现血压连续测量的脉搏波传导时间的测量方法及系统。

背景技术

血压是反映人体循环系统机能的重要参数，尤其是军事医学应用中，能够在正常作业条件下实现血压的无创连续测量是非常有意义的。

脉搏波速度测量血压是一种无创连续测量方法，早在1922年，即有人发现脉搏波传导速度（PWTV）或传导时间（PWTT）与动脉血压有关，也与血管容积和血管壁弹性量有关；1957年，又有人提出在一定范围内，PWTT和动脉血压BP之间呈线性关系，而且这种关系在某一个体身上，在一段时期内是相对稳定的，根据脉搏波传导时间PWTT与动脉血压BP之间呈现的线性关系，可为被测者建立下述PWTT与逐拍动脉血压BP之间的回归方程：

$$BP = a + b * PWTT$$

其中BP为动脉血压，PWTT为脉搏波传导时间，a和b为待定的回归系数，a，b的大小是因人而异的，但同一个体在短时间内，这一数值是确定的，现有技术中已有一些确定个体回归系数a、b的方法。如利用流体静压差原理，通过改变体位造成被试个体的部分血管内压力改变，使这段血管内的脉搏波速度发生改变，从而引起脉搏波传导时间的变化，这样可通过在正常状态下和体位改变状态下进行两组独立的实验所测得的两组结果来确定a、b两个回归系数，以获得不同个体的特征参数。当针对某一个体确定了其个体化回归系数a和b后，即可利用上述方程，通过对脉搏波传导时间PWTT（也可利用脉搏波传导速度PWTV）的连续测定来估算被测个体的连续动脉血压BP值。

在利用上述方法连续测定人体脉搏波传导时间的过程中，至少需要在被测个体的两个部位上设置传感器：一处是在人体体表设置的心电传感装置，一处是在与心脏拉开一定距离部位设置的脉搏波传感装置，通过两个传感装

置测得的信号，可得出脉搏波的传导时间，进而得到动脉血压值。

现有技术中通常是将心电传感器放在被测个体胸部，将脉搏波传感器放在手腕或脚背部，其不足之处是：在对作业中的被测者进行连续测定时，被测者经常活动的手脚肢体对装在其上的传感器会产生较大的运动干扰，影响测量数据的准确性，同时长时间的连续测试，还存在脉搏波传感器耗电量大的问题，特别是当脉搏波传感装置以体积较小的干电池作电源时，很难维持几十小时以上的长时间供电。此外，作业中的连续测试，还会加大被测者的身心负荷。

发明内容

本发明要解决的技术问题是提供一种能够提高测量准确度、耗电量小，并能减轻被测者负荷的用于实现血压连续测量的脉搏波传导时间的测量方法及系统。

为解决上述问题，本发明脉搏波传导时间的测量方法包含下述内容：

在被测者身上设置心电传感装置和脉搏波传感装置，所述的心电传感装置装在被测者体表；

设有控制测量过程和传输处理采集数据的计算机控制系统；

其特征在于：

所述的脉搏波传感装置设置在被测者的头部；

所述的心电和脉搏波传感采样装置分别设在不同的网络节点上，与所述计算机系统设置在网络汇聚节点上的节点控制器按软件通讯协议实现有线或无线网络连接；

用于脉搏波传感元件的供电电源采用间断供电方式：在采样时段里使电源处于接通状态，在采样结束后的时段里关断电源。

进一步方案是：

所述的心电传感装置和脉搏波传感装置分别设在网络的无线传感器节点上，与所述设置在网络汇聚节点上的节点控制器按通讯协议无线连接，设置在无线传感器节点上的心电传感装置和脉搏波传感装置分别由所在节点独立供电实现 A/D 采样控制，以及向设置在汇聚节点上的节点控制器无线发送采集数据；

汇聚节点发送无线同步信号控制各传感器节点独立进行的 A/D 采样达到同步进行。

为解决上述问题，本发明测量系统的硬件结构为：设有装在被测者体表的心电传感装置，其特征在于，设有装在人体头部的脉搏波传感装置，所述的心电和脉搏波传感装置分别按通讯协议通过有线/无线网络与设置在网络汇聚节点上的节点控制计算机连接，所述脉搏波传感装置中压力传感元件的供电电源为频率与数据采集频率同步的间断供电电源。

本发明测量系统的进一步结构方案为：所述的心电传感装置和脉搏波传感装置分别设在不同的无线网络节点上，与设置在网络汇聚节点上的节点控制计算机无线连接，各无线传感器节点上分别设有电源、与传感元件连接的 A/D 采样控制器，以及与 A/D 采样控制器连接的无线收发装置，在脉搏波传感装置节点上，传感元件的供电电源通过由 A/D 采样控制器控制通断频率的模拟开关接脉搏波传感元件。

本发明系统的工作原理和工作过程是：计算机系统控制心电传感装置和脉搏波传感装置分别测得人体的心电信号和头部的脉搏波信号，将其转换成模拟电信号，再进行调理、转换为数字信号，由计算机进行数据融合、整理，算出脉搏波从心脏到头部的传输时间（或速度），当这种测量是连续的时候，测出的脉搏波传输时间（PWTT）就是连续的，进而实现实时或非实时地连续观测被测者的脉搏波传输时间 PWTT 信号，再按前述的脉搏波传输时间（PWTT）与逐拍动脉血压 BP 之间的回归方程： $BP = a + b * PWTT$ ，换算出连续的动脉血压值 BP，而对于耗电量较大的脉搏波传感元件，采用间断供电的方式：在采样时段里使电源处于接通状态，在采样结束后的时段里关断电源，以减少能耗。

本发明系统进一步方案，设置在不同网络节点上的心电传感装置和脉搏波传感装置由所在节点的电源与 A/D 采样控制器独立完成数据的采集、A/D 转换、调理并按网络协议无线发送到设置在网络汇聚节点上的节点控制计算机进行数据处理，节点控制器发送无线同步信号控制各传感器节点独立进行的 A/D 采样达到同步进行，在脉搏波传感装置节点上，传感元件的间断供电电源由 A/D 采样控制器控制，因此 A/D 采样控制器可用其采样频率控制

电源，使电源的间断频率与采样频率同步，并保证其通电时间能够覆盖采样时段。

本发明将脉搏波传感装置置于被测者的头部，这样在连续测量过程中，可减少因肢体运动对数据测量形成的干扰，适应于作业条件下的测量，并提高测量的准确度；采用网络连接的方式，可在网络上同时传输多路数据，便于实现对多路传感装置和多个被测对象的实时连续测量监控，而对脉搏波传感元件的间断供电方式，可在不影响测量的前提下大为降低耗电量。

本发明进一步方案装在被测人体上的无线传感装置与网络节点控制器通过无线方式传递数据，不必对装在人体上的传感装置设置网络数据传输线，从而可减轻被测者的身心负荷。

附图说明：

图 1、本发明方法方框示意图

图 2、本发明系统实施例 1 总体硬件结构方框示意图

图 3、实施例 1 无线脉搏波传感器节点硬件结构示意图

图 4、实施例 1 无线心电传感器节点硬件结构示意图

图 5、实施例 1 无线方式汇聚节点硬件结构示意图

图 6、实施例 1 脉搏波传感元件间断供电电源的等效电路图

图 7、实施例 2 硬件结构总体方框示意图

图 8、实施例 2 脉搏波传感器节点硬件结构示意图

图 9、实施例 2 心电传感器节点硬件结构示意图

图 10、实施例 2 汇聚节点结构结构示意图

具体实施方式

实施例 1

本例的传感器节点数据是通过无线传感器网络向节点控制器传递的。

图 3 为无线脉搏波传感器节点硬件结构图：脉搏波传感元件通过放大器接 A/D 采样控制微处理器，A/D 采样控制微处理器与无线通讯控制微处理器连接，无线通讯微处理器与设置在网络汇聚节点上的节点控制器无线网络连接，A/D 采样控制微处理器的采样频率信号输出端与时钟分频器连接，构成与采样频率同步的模拟开关，脉搏波传感器的恒流源电源与可控制其关断开

启的所述模拟开关连接。

本例在该节点采用 FPM-07PG 压力传感器作脉搏波传感元件，放大器型号为 TL062，A/D 采样控制微处理器型号为 MSP430F149，时钟分频器型号为 74HC169，为脉搏波传感元件供电的恒流源型号为 REF200，无线通讯控制微处理器型号为 nRF2401。

为保险起见，本例脉搏波传感装置设置了两个压力传感元件，分别贴在被测者两侧的太阳穴附近。每个压力传感元件设置在一个独立的无线传感器节点上，这样若一个传感元件脱落，另一个传感元件还可继续工作。

图 4 为无线心电传感器节点硬件结构图：心电信号仪表放大器通过放大器、有源滤波器接 A/D 采样控制微处理器，A/D 采样控制微处理器与无线通讯控制微处理器连接，无线通讯微处理器与设置在网络汇聚节点上的节点控制器无线网络连接。

本例无线心电传感器节点的心电信号仪表放大器型号为 INA114，放大器和有源滤波器型号为 TL062，A/D 采样控制微处理器型号 MSP430F149，无线通讯微处理器型号为 nRF2401。

图 5 为本例汇聚节点的硬件结构示意图，汇聚节点设有节点控制微处理器，节点控制微处理器与无线通讯控制微处理器连接，无线通讯控制微处理器通过无线通讯协议与无线传感节点连接，同时节点控制微处理器接有 USB 控制器，通过 USB 接口与管理节点的中心计算机有线连接（节点控制器也可与管理节点无线连接）。

因为脉搏波传导时间随血压的变化是毫秒级的水平，其信号采样频率一般需要达到 1000Hz 以上才能够保证测量的精度，所以需要传送的数据量也显著增加，这样常见无线传感器节点所采用的用单一微处理器做信号采样和无线射频芯片控制就会出现数据发射接收时间延长的问题，这不仅会增系统的功耗，而且增加了受干扰的几率。

本系统采用四级微处理器控制传输结构，所述的无线传感器节点设有两级微处理器：有用以实现采样控制、信号调理和节点通讯协议控制的 A/D 采样系统控制微处理器，以及专门用以无线射频收发控制的微处理器；汇聚节点的节点控制器设有用以实现节点控制、节点通讯协议控制的节点控制微

处理器，以及专门用以无线射频收发控制的无线通讯控制微处理器；从而提高了数据通讯传输速度。

利用脉搏波传导时间测量血压需要连续不断地同步测量体表心电信号和头部的脉搏波，为了降低被测者的身心负荷，本例采用无线传感器网络进行传感信号传输，这样可去掉装在人体上的心电传感器和脉搏波传感器上的连线，减轻被测者的身心负荷，但另一方面对同一个体的不同生理信号的测量记录，同步性十分重要，尤其对于利用脉搏波传导时间的方法测量血压，如果同步精度较差，那么脉搏波传导时间（PWTT）的精度将会降低，甚至是错误，血压测量也将失败。而设在两个无线传感节点上的传感器是分别独立完成 A/D 采样的，因此必须相应解决不同节点采样的同步问题。

本例解决同步问题的方法是：由节点控制器发送时标同步码，传感器节点通过接收的时标同步码同步本地时钟和控制信号，从而实现每个独立的传感器节点彼此之间能够完全同步工作。

由于传感器节点是安装在被测者体表和头部，且要在作业中进行长时间连续测量，所以要求体积小、功耗低，本例采取下述措施来满足上述要求：

1、采用小体积、低功耗的微处理器：

A/D 采样系统控制微处理器采用 TI 公司的 MSP430F149 超低功耗微处理器，该微处理器在待机状态下的工作电流仅为 0.1uA，在工作方式下也仅为 400uA。而且具有 12 位 A/D 模数转换器和异步、同步串口模块。其特有高速启动功能和多种低功耗模式，使得整个系统可以在工作与待机之间迅速转换，以最大限度地降低功耗和快速完成任务；

用以无线射频收发控制的微处理器采用 Nodid 公司的 nRF2401 芯片，该芯片仅需要非常少的外围电路和最常见的 FR4 型 PCB 板就可以可靠、高质量地实现在 2.4GHz 下的高速无线数据通讯。空中传输速率可达 1Mbps，而不需要高频 PCB 板和特殊电路的设计。该芯片在待机状态下的工作电流为 12uA，在接收数据的时候电流是 18mA；发射数据时有突发模式，即发射完数据后芯片自动进入待机状态；在发射方面具有多种输出功率选择，当选择低输出功率的时候，工作电流将大幅降低，-5dBm 的输出功率条件下的工作电流为 10mA，125 个频道可以实现跳频通讯。

2、对脉搏波传感元件采用分时供电方式

脉搏波传感器节点中的压力传感器所用的恒流源需要较大的电流，为此，本系统采用了分时供电方式，即只有在需要采样的时候才通过模拟开关导通来向传感器提供电流，当采样结束以后，通过模拟开关阻断恒流源向传感器提供电流，以降低功耗。

图 6 为脉搏波传感元件间断供电电源的等效电路图：将与采样频率同步的开关控制信号加到开关三极管基极，达到控制压力传感器恒流源以与采样频率相同的频率间断供电。

控制传感器供电的频率为与信号采样频率相同的 1000Hz，占空比为 12.5%，即在每 1ms 的时间间隔内仅通电 125us。由软件控制在压力传感器已经进入稳定状态的时候对模拟电路的输出进行采样，采样位数为 12 位。

3、用软件控制无线收发工作的时间；本例根据测量血压的实时性要求，通讯系统的工作时间占空比设计为 15%：接收的时间为 5%，发射为 10%，在 0dBm 条件下，发射的功耗为 1.5mAhr，接收的功耗为 0.9mAhr。

由于采用上述措施，本例电耗大幅下降，若采用 220mAhr 的纽扣电池，即使在 50% 的电源转换效率下，系统也能够连续工作大约 45 小时左右，满足了长时间实时连续测量的要求。

实施例 2

本例的传感节点采集数据是通过有线网络向节点控制器传递的。

图 8 为本例脉搏波传感节点硬件结构示意图，脉搏波传感元件通过放大器接 A/D 采样控制微处理器，A/D 采样控制微处理器的采样频率信号输出端与时钟分频器连接，构成与采样频率同步的模拟开关，脉搏波传感器的恒流源电源与可控制其关断开启的所述模拟开关连接，A/D 采样控制微处理器通过 USB 接口与节点控制器有线连接。

图 9 为心电传感节点硬件结构示意图，心电信号仪表放大器通过放大器、有源滤波器接 A/D 采样控制微处理器，A/D 采样控制微处理器通过 USB 接口与节点控制器有线连接。

图 10 为本例汇聚节点的硬件结构示意图，汇聚节点设有 USB 节点控制

微处理器（型号为 C8051F320），该节点控制器通过 USB 接口与传感器节点的 A/D 采样控制微处理器以及管理节点的中心控制计算机有线连接。

与实施例 1 相同，本例设置在有线传感器节点上的心电传感器装置和脉搏波传感装置也是分别由所在节点独立供电实现 A/D 采样控制，以及向设置在汇聚节点上的节点控制器有线发送采集数据，因此也是由汇聚节点有线发送同步信号控制各传感器节点独立进行的 A/D 采样达到同步进行。

在有线网络中，也可在传感节点上只设置传感元件，而由汇聚节点的节点控制器向各传感节点统一发出 A/D 采样控制信号。

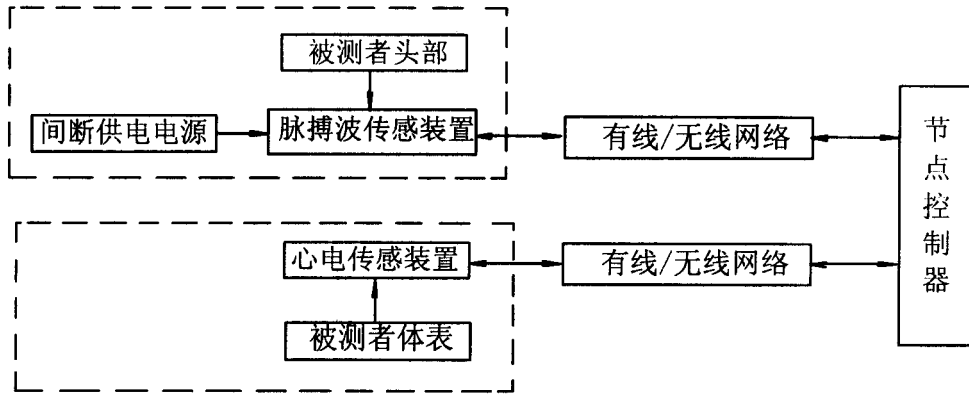


图1

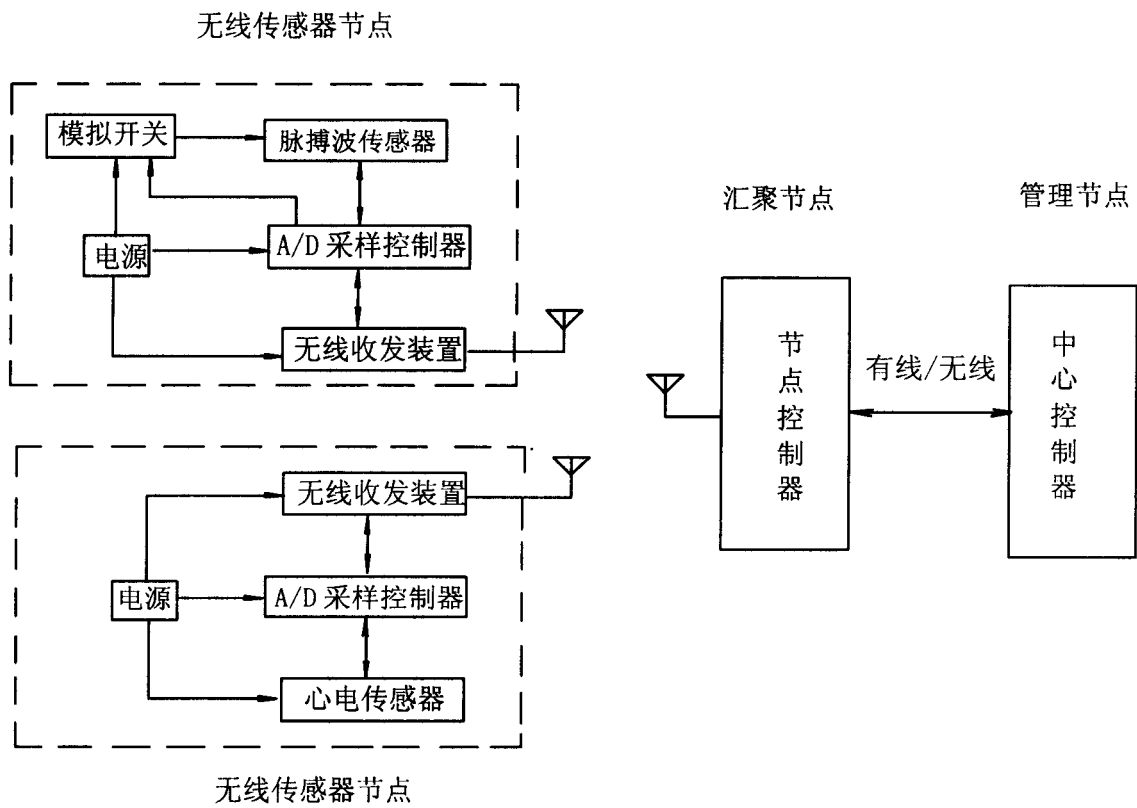


图2

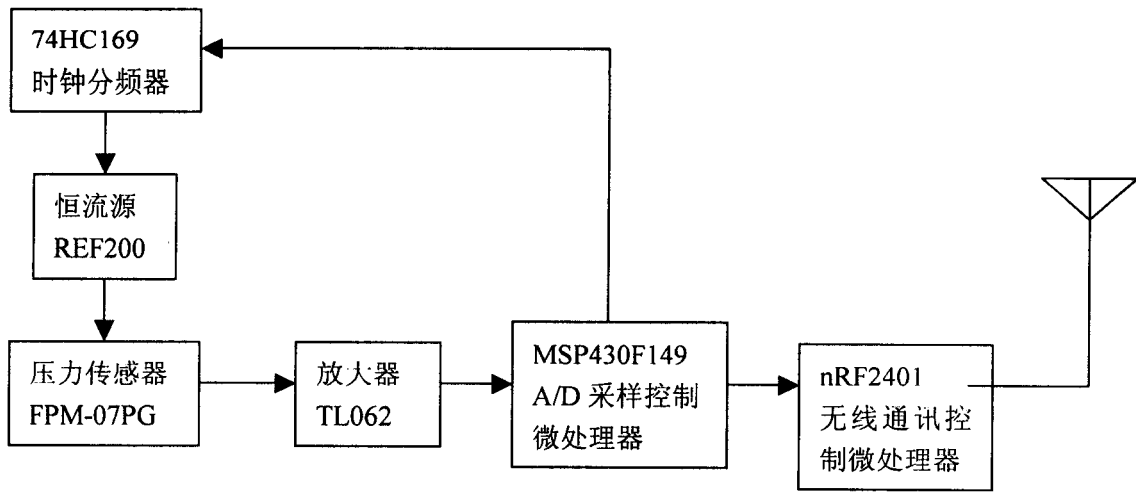


图 3

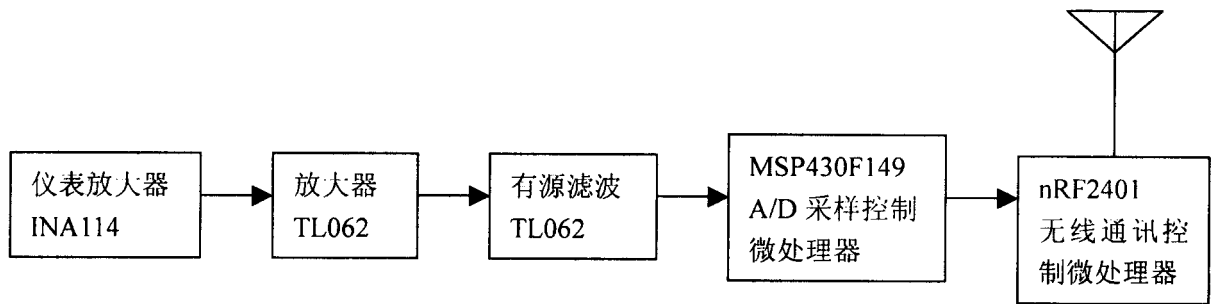


图 4

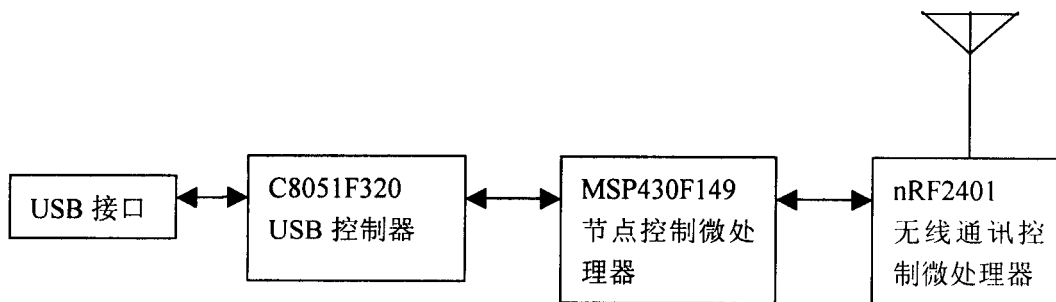


图 5

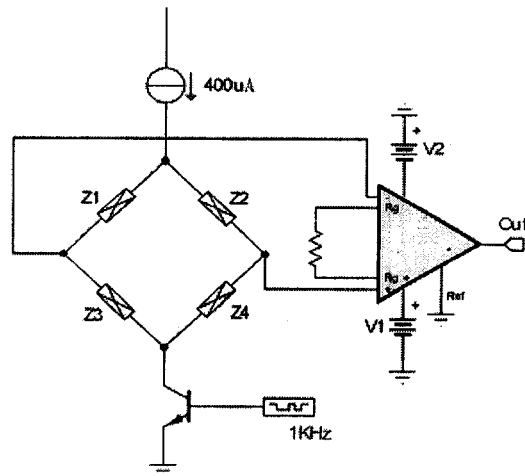


图 6

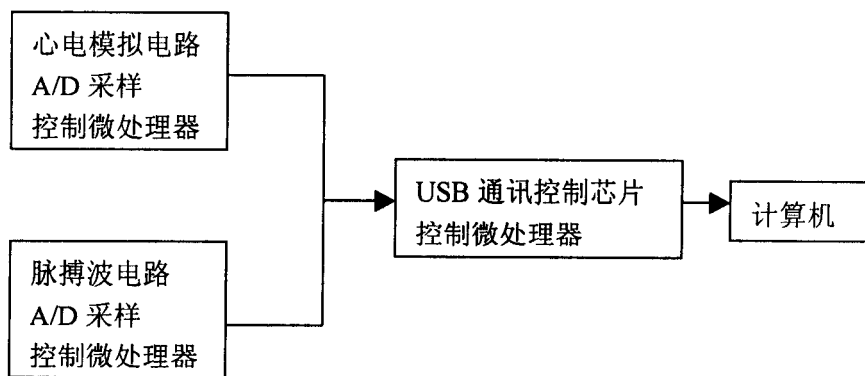


图 7

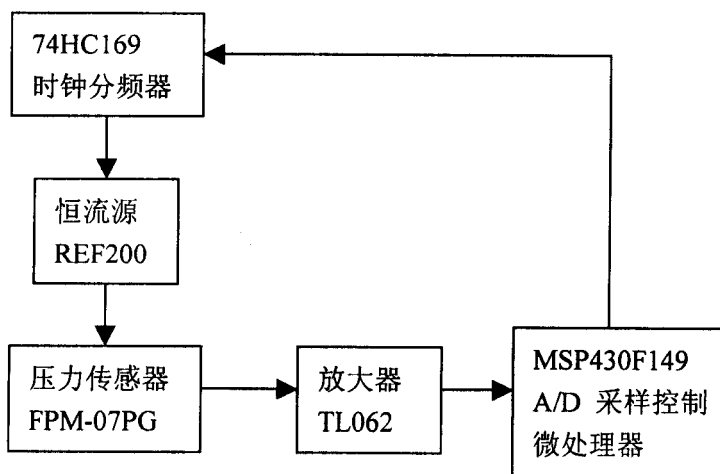


图 8

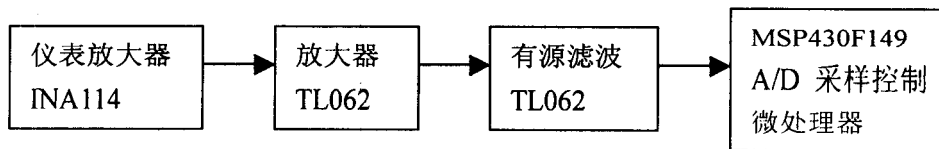


图 9

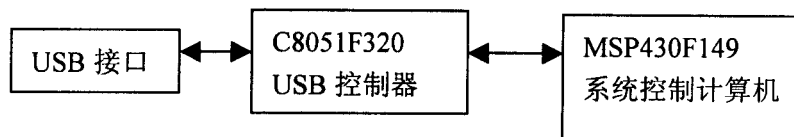


图 10

专利名称(译)	用于实现血压连续测量的脉搏波传导时间的测量方法及系统		
公开(公告)号	CN1820703A	公开(公告)日	2006-08-23
申请号	CN200610002343.7	申请日	2006-01-26
[标]申请(专利权)人(译)	中国人民解放军空军航空医学研究所 北京新兴阳升科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	中国人民解放军空军航空医学研究所 北京新兴阳升科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	中国人民解放军空军航空医学研究所 北京新兴阳升科技有限公司		
[标]发明人	俞梦孙 姬军 杨福生 陶祖莱 谢敏 毕大成		
发明人	俞梦孙 姬军 杨福生 陶祖莱 谢敏 毕大成		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/0402 A61B5/02 A61B5/00		
代理人(译)	吴立		
其他公开文献	CN100435722C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

用于实现血压连续测量的脉搏波传导时间的测量方法及系统，在被测者身上设置心电传感装置和脉搏波传感装置，设有计算机控制系统；所述的脉搏波传感装置设在被测者的头部；心电和脉搏波传感采样装置分别设在不同的网络节点上，与所述计算机系统设置在网络汇聚节点上的节点控制器按软件通讯协议实现有线或无线网络连接；用于脉搏波传感元件的供电电源采用间断供电的省电方案：在采样时段里使电源处于接通状态，在采样结束后的时段里关断电源。本发明能适应于作业条件下测量脉搏波传导时间，并能够提高测量准确度、耗电量小，可减轻被测者负荷，便于实现对多路传感装置和多个被测对象的实时连续测量监控。

