



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103948401 A

(43) 申请公布日 2014. 07. 30

(21) 申请号 201410213832. 1

(22) 申请日 2014. 05. 20

(71) 申请人 夏云

地址 102600 北京市大兴区黄村镇清源西里
38 楼 3 单元 101 号

(72) 发明人 夏云 李铎

(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 吴开磊

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

A61B 5/087(2006. 01)

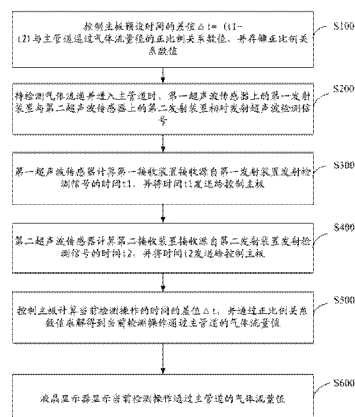
权利要求书2页 说明书10页 附图5页

(54) 发明名称

一种便携式肺功能仪器及肺功能检测方法

(57) 摘要

本发明公开了一种便携式肺功能仪器及肺功能检测方法,包括一次性超声呼吸管道、控制主板和液晶显示器,超声呼吸管道包括具有一端为喇叭状进口,另一端为封闭出口的筒状的主管道;主管道的顶部侧壁和底部侧壁上顶部窗口和底部窗口,顶部窗口和底部窗口相对呈一定倾斜角度设置;顶部窗口和底部窗口处各有一薄片密封,位于顶部窗口处的薄片外侧按照倾斜角度的延伸方向还设有第一管道;位于底部窗口处的薄片外侧按照倾斜角度的延伸方向还设有第二管道;第一管道与第二管道内设有第一超声波传感器和第二超声波传感器;该仪器具有高度集成一体化设计的特点,方便携带,其利用超声波原理进行肺功能检测,检测精度更高,检测结果更有助于患者的医疗诊断。



1. 一种便携式肺功能仪器,其特征在于,包括一次性超声呼吸管道、控制主板和液晶显示器,其中:

所述一次性超声呼吸管道包括具有一端为喇叭状进口,另一端为封闭出口的筒状的主管道;所述主管道的顶部侧壁和底部侧壁上顶部窗口和底部窗口,所述顶部窗口和底部窗口相对呈一定倾斜角度设置;所述顶部窗口和所述底部窗口处各有一个薄片密封,位于顶部窗口处的薄片外侧按照所述倾斜角度的延伸方向还设有第一管道;位于底部窗口处的薄片外侧按照所述倾斜角度的延伸方向还设有第二管道;所述第一管道与第二管道内设有第一超声波传感器和第二超声波传感器;所述控制主板分别与所述液晶显示器以及所述第一超声波传感器和所述第二超声波传感器电连接;

其中,所述第一超声波传感器包括第一发射装置和第一接收装置;所述第二超声波传感器包括第二发射装置和第二接收装置;所述第一超声波传感器上的第一发射装置和第一接收装置分别安装在第一管道的末端和第二管道的末端,第一发射装置和第一接收装置相对所呈一定角度,且等于所述倾斜角度;所述第二超声波传感器上的第二发射装置和第二接收装置分别安装在所述第二管道的末端和第一管道的末端;第二发射装置和第二接收装置相对所呈一定角度,且等于所述倾斜角度;

所述第一超声波传感器上的第一发射装置与所述第二超声波传感器上的第二发射装置相对发射超声波检测信号;所述第一超声波传感器,用于计算第一接收装置接收源自第一发射装置发射检测信号的时间 t_1 ;所述第二超声波传感器,用于计算第二接收装置接收源自第二发射装置发射检测信号的时间 t_2 ;

所述控制主板,用于预设时间的差值 $\Delta t = (t_1 - t_2)$ 与主管道通过气体流量值的正比例关系数值;还用于在每次进行气体流量值检测操作时,计算当前检测操作的时间的差值 Δt ,并通过所述正比例关系数值求解得到当前检测操作通过主管道的气体流量值。

2. 如权利要求 1 所述的便携式肺功能仪器,其特征在于,

还包括触控屏以及主机壳体;

所述一次性超声呼吸管道、控制主板均设置在所述主机壳体内部;所述液晶显示器和所述触控屏嵌入在所述主机壳体表面。

3. 如权利要求 1 所述的便携式肺功能仪器,其特征在于,

所述液晶显示器为 TFT LCD 屏。

4. 如权利要求 3 所述的便携式肺功能仪器,其特征在于,

所述控制主板上集成有 A 核心处理器、B 核心处理器、液晶屏控制器、触控屏控制器、电源管理系统和锂电池、SPI 存储寄存器、空气流量传感器、无线蓝牙通信模块和 USB2UART 驱动以及 CH376-USB 管理控制芯片和 USB-A 接口;

上述各个器件的连接方式如下:

所述 A 核心处理器通过液晶屏控制器与所述 TFT LCD 屏电连接;所述 A 核心处理器通过触控屏控制器与所述触控屏电连接;所述 A 核心处理器通过所述电源管理系统与所述锂电池电连接;所述 A 核心处理器通过 B 核心处理器与 CH376-USB 管理控制芯片和 USB-A 接口电连接;所述 A 核心处理器还分别与所述 SPI 存储寄存器、空气流量传感器、无线蓝牙通信模块和 USB2UART 驱动电连接。

5. 如权利要求 1 所述的便携式肺功能仪器,其特征在于,

所述主管道的内管直径范围为 15mm-25mm。

6. 如权利要求 1 所述的便携式肺功能仪器,其特征在于,

所述顶部窗口与所述底部窗口的相对的倾斜角度范围选取为 40-50 度。

7. 一种肺功能检测方法,其特征在于,包括如下步骤:

控制主板预设时间的差值 $\Delta t = (t_1 - t_2)$ 与主管道通过气体流量值的正比例关系数值,并存储所述正比例关系数值;

待检测气体流通并进入主管道时,第一超声波传感器上的第一发射装置与第二超声波传感器上的第二发射装置相对发射超声波检测信号;

所述第一超声波传感器计算第一接收装置接收源自第一发射装置发射检测信号的时间 t_1 ,并将所述时间 t_1 发送给控制主板;

所述第二超声波传感器计算第二接收装置接收源自第二发射装置发射检测信号的时间 t_2 ,并将所述时间 t_2 发送给控制主板;

所述控制主板计算当前检测操作的时间的差值 Δt ,并通过所述正比例关系数值求解得到当前检测操作通过主管道的气体流量值。

8. 如权利要求 7 所述的肺功能检测方法,其特征在于,

在控制主板计算当前检测操作的时间的差值 Δt ,并通过所述正比例关系数值求解得到当前检测操作通过主管道的气体流量值之后,还包括如下步骤:

液晶显示器显示当前检测操作通过主管道的气体流量值。

9. 如权利要求 7 所述的肺功能检测方法,其特征在于,

所述第一超声波传感器和所述第二超声波传感器发射频率是每分钟发射 100-1000 次检测信号。

一种便携式肺功能仪器及肺功能检测方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械技术领域,尤其涉及一种便携式肺功能仪器及肺功能检测方法。

背景技术

[0002] 肺功能检查是临床上胸肺疾病及呼吸生理的重要检查内容。对于早期检出肺、气道病变,鉴别呼吸困难的原因,诊断病变部位,评估疾病的病情严重度及其预后,评定药物或其它治疗方法疗效,评估肺功能对手术的耐受力或劳动强度耐受力及对危重病人的监护等,肺功能检查均是必不可少的。

[0003] 在医疗器械领域,肺功能检测设备被大量使用在诸多肺功能检查项目上;其中,肺功能检测设备(即现有的肺功能检测仪)可以进行肺功能测试并追踪肺部健康情况,可测量包含 FVC(即用力肺活量)、FEV₁(即第一秒肺活量)、FEV₁/FVC(即一秒率,第一秒肺活量占用力肺活量的比率)等常用肺功能检测参数。

[0004] 但是现有的肺功能检测设备主要使用的是机械检测结构和机械测量原理,主要包括两种类型检测结构实现的肺功能检测,即一种为涡轮旋转检测(例如:叶轮式和涡轮式肺功能检测设备),另一种为压差式检测(例如:压差式流量计);

[0005] 其中,叶轮式和涡轮式流量计(Vortex shedding)。依据转动部件(叶轮或涡轮)的转动速度与流体速度成正比的特性进行测量。气流通过时推动叶轮或涡轮转动,叶轮式采用光电调制原理,通过光电效应,涡轮式采用磁电调制原理,通过磁电效应,把叶轮或涡轮的机械转动信号转换成电信号输出。由于叶轮的转动惯性和转轴与轴承间摩擦力矩等因素,会影响传感器的精度。而且最为重要的是,其并不适应于病情较重的患者进行检测测量,因为上述患者的呼吸功能已经变得非常薄弱,这样带来检测精度误差必然很大,甚至患者无力吹得动叶轮旋转,导致无法得到检测数据。

[0006] 其中,压差式流量计(pressure differential flowmeter):利用在一定形状的流通管道中气流的压力降落与流速的依从关系测定流量。压差式传感器包括两部分:流量传感器:实现气体流速与压差的一次变换,根据流经该变换器的气流速度大小不同,变换器两端敏感出相应的压力差,即压差信号。压差传感器:将与流量成一定比例关系的压差信号转换成一定的电信号,经处理后以数字或曲线图形显示。此流量计的流速传感器上有一筛状隔网,气流通过该网时受网的阻力而流速下降,结果使网眼的另一端的压力轻微下降。网眼两端形成压降差。压差传感器可据此压差感应,产生电信号。流速越快,压降越大,则产生压差电信号越强。但是上述隔网容易沉积有害物质指示网眼堵塞以及细菌,上述压差式肺功能检测设备清洁消毒较为困难,另外这样的机械式检测方法在高流量测定时误差也非常大。

[0007] 另外,现有的肺功能检测设备由于使用机械机构检测,因此占地比较庞大,不能随身携带,只能在治疗现场使用,不能随便移动使用。

发明内容

[0008] 本发明的目的在于提供一种便携式肺功能仪器及肺功能检测方法,以解决上述问题。

[0009] 为了达到上述目的,本发明的技术方案是这样实现的:

[0010] 本发明提供了一种便携式肺功能仪器,包括一次性超声呼吸管道、控制主板和液晶显示器,其中:

[0011] 所述一次性超声呼吸管道包括具有一端为喇叭状进口,另一端为封闭出口的筒状的主管道;所述主管道的顶部侧壁和底部侧壁上顶部窗口和底部窗口,所述顶部窗口和底部窗口相对呈一定倾斜角度设置;所述顶部窗口和所述底部窗口处各有一个薄片密封,位于顶部窗口处的薄片外侧按照所述倾斜角度的延伸方向还设有第一管道;位于底部窗口处的薄片外侧按照所述倾斜角度的延伸方向还设有第二管道;所述第一管道与第二管道内设有第一超声波传感器和第二超声波传感器;所述控制主板分别与所述液晶显示器以及所述第一超声波传感器和所述第二超声波传感器电连接;

[0012] 其中,所述第一超声波传感器包括第一发射装置和第一接收装置;所述第二超声波传感器包括第二发射装置和第二接收装置;所述第一超声波传感器上的第一发射装置和第一接收装置分别安装在第一管道的末端和第二管道的末端,第一发射装置和第一接收装置相对所呈一定角度,且等于所述倾斜角度;所述第二超声波传感器上的第二发射装置和第二接收装置分别安装在所述第二管道的末端和第一管道的末端;第二发射装置和第二接收装置相对所呈一定角度,且等于所述倾斜角度;

[0013] 所述第一超声波传感器上的第一发射装置与所述第二超声波传感器上的第二发射装置相对发射超声波检测信号;所述第一超声波传感器,用于计算第一接收装置接收源自第一发射装置发射检测信号的时间 t_1 ;所述第二超声波传感器,用于计算第二接收装置接收源自第二发射装置发射检测信号的时间 t_2 ;

[0014] 所述控制主板,用于预设时间的差值 $\Delta t = (t_1 - t_2)$ 与主管道通过气体流量值的正比例关系数值;还用于在每次进行气体流量值检测操作时,计算当前检测操作的时间的差值 Δt ,并通过所述正比例关系数值求解得到当前检测操作通过主管道的气体流量值。

[0015] 较佳地,还包括触控屏以及主机壳体;

[0016] 所述一次性超声呼吸管道、控制主板均设置在所述主机壳体内部;所述液晶显示器和所述触控屏嵌入在所述主机壳体表面。

[0017] 较佳地,所述液晶显示器为 TFT LCD 屏。

[0018] 较佳地,所述控制主板上集成有 A 核心处理器、B 核心处理器、液晶屏控制器、触控屏控制器、电源管理系统和锂电池、SPI 存储寄存器、空气流量传感器、无线蓝牙通信模块和 USB2UART 驱动以及 CH376-USB 管理控制芯片和 USB-A 接口;

[0019] 上述各个器件的连接方式如下:

[0020] 所述 A 核心处理器通过液晶屏控制器与所述 TFT LCD 屏电连接;所述 A 核心处理器通过触控屏控制器与所述触控屏电连接;所述 A 核心处理器通过所述电源管理系统与所述锂电池电连接;所述 A 核心处理器通过 B 核心处理器与 CH376-USB 管理控制芯片和 USB-A 接口电连接;所述 A 核心处理器还分别与所述 SPI 存储寄存器、空气流量传感器、无线蓝牙通信模块和 USB2UART 驱动电连接。

- [0021] 较佳地,所述主管道的内管直径范围为 15mm-25mm。
- [0022] 较佳地,所述顶部窗口与所述底部窗口的相对的倾斜角度范围选取为 40-50 度。
- [0023] 相应地,本发明还提供了一种肺功能检测方法,包括如下步骤:
- [0024] 控制主板预设时间的差值 $\Delta t = (t_1 - t_2)$ 与主管道通过气体流量值的正比例关系数值,并存储所述正比例关系数值;
- [0025] 待检测气体流通并进入主管道时,第一超声波传感器上的第一发射装置与第二超声波传感器上的第二发射装置相对发射超声波检测信号;
- [0026] 所述第一超声波传感器计算第一接收装置接收源自第一发射装置发射检测信号的时间 t_1 ,并将所述时间 t_1 发送给控制主板;
- [0027] 所述第二超声波传感器计算第二接收装置接收源自第二发射装置发射检测信号的时间 t_2 ,并将所述时间 t_2 发送给控制主板;
- [0028] 所述控制主板计算当前检测操作的时间的差值 Δt ,并通过所述正比例关系数值求解得到当前检测操作通过主管道的气体流量值。
- [0029] 较佳地,在控制主板计算当前检测操作的时间的差值 Δt ,并通过所述正比例关系数值求解得到当前检测操作通过主管道的气体流量值之后,还包括如下步骤:
- [0030] 液晶显示器显示当前检测操作通过主管道的气体流量值。
- [0031] 较佳地,所述第一超声波传感器和所述第二超声波传感器发射频率是每分钟发射 100-1000 次检测信号。
- [0032] 与现有技术相比,本发明实施例的优点在于:
- [0033] 本发明提供的一种便携式肺功能仪器及肺功能检测方法,其中,分析上述超声波传感器的结构原理可知,第一传感器和第二传感器均在第一管道与第二管道内的两侧放置;两对超声波传感器上的发射装置和接收装置相对,由于超声波必须借助媒介(即空气)进行传播,超声波传播速度将会受到患者对主管道内的呼吸气流影响,本发明提供的肺功能检测方法正是利用了上述超声波的声波传输原理实现对气流流量的精密检测;具体地,当气流通过主管道时(例如患者呼出气体时),受气流影响,与气流同向发射的超声波检测信号传播速度加快(由一超声波传感器发射),而与此同时与气流反向的超声波检测信号传播速度减慢(即相对设置的另一个超声波传感器发射),所以就会产生一个时间差;这两个时间的差值 Δt 与主管道通过气体流量值的大小存在成正比关系;上述技术方案经过多次实现得到了这样的正比例关系数值,并将上述正比例关系数值(即通过程序设计,设置了这样一个关系式烧进了控制主板上的处理器内了。)另外,在没有气体通过主管道时(即流量为零时), $t_1 = t_2$,所以 $\Delta t = (t_1 - t_2) = 0$;
- [0034] 分析上述检测方法和原理可知:首先控制主板预设时间的差值 $\Delta t = (t_1 - t_2)$ 与主管道通过气体流量值的正比例关系数值,并存储所述正比例关系数值(即通过程序设计,设置了这样一个关系式,其中:);
- [0035] 然后,在每次进行气体流量值检测时都执行下述操作:此时检测气体流通并进入主管道时,第一超声波传感器上的第一发射装置与第二超声波传感器上的第二发射装置相对发射超声波检测信号;第一超声波传感器计算第一接收装置接收源自第一发射装置发射检测信号的时间 t_1 ,并将所述时间 t_1 发送给控制主板;第二超声波传感器计算第二接收装置接收源自第二发射装置发射检测信号的时间 t_2 ,并将所述时间 t_2 发送给控制主板;

[0036] 控制主板运行相应的程序并计算当前这一次检测操作的时间的差值 Δt ,并通过所述正比例关系数值求解得到当前检测操作通过主管道的气体流量值。

[0037] 上述顶部窗口与上述底部窗口的相对的倾斜角度范围选取为 40-50 度。该倾斜角度有利于上述传播距离的延长,由于两个超声波传感器的传播距离的延长,也增加了超声波检测的检测精度。因为超声波传感器的发射频率大约为每分钟发射 100-1000 次检测信号(即每秒钟输出 100-1000 次流量信号),这样其超声波传感器得到的检测时间是很多次的声波的检测数据,然后最终换算得到的结果,这样的检测结果具有很高的检测精度,同时超声波信号不同于机械检测,其检测精度不会像现有技术中的任何机械机构因机械误差(包括安装装配误差、机械加工误差等)而影响检测精度,也不会因为患者的呼吸功能下降而影响检测精度,因为其肺功能流量检测不需要依靠任何机械机构实现。具体地,当气流通过主管道时,与气流同向的超声波检测信号传播加快,而与气流反向的超声波检测信号传播减慢,所以时间的差值 Δt 与气体流量值的大小成正比关系。由于时间差 Δt 就是流量引起的,所以我们就直接测量到了呼吸流量,不需要定标校正,也不存在传统流量传感器非线性失真和测量范围限制等等问题,非常微弱或很大流量都能被准确的测量,是性能最好的、最精密的流量传感器。

[0038] 上述结构中的便携式肺功能仪器的具有高度集成化的特点,占地面积更小(由于其避免了使用叶轮式和涡轮式流量计内部的大型涡轮(叶轮)机械机构,避免了压差肺功能检测设备内置的(变换器和隔网)等大型机构),便于携带;其控制主板上采用更为先进的处理器和芯片,提升了超声波检测设备的运算速度,提升了检测精度。同时控制主板上还集成了 CH376-USB 管理控制芯片、USB-A 接口、无线蓝牙通信模块和 USB2UART;CH376 通常是 USB 管理控制芯片,用于单片机系统读写 U 盘或者 SD 卡中的文件。CH376 支持 USB 设备方式和 USB 主机方式,并且内置了 USB 通讯协议的基本固件。USB2UART 驱动为 USB 转串口的驱动;USB-A 是一种 USB 接口类型。通过上述硬件结构的集成连接,可以实现便携式肺功能仪器与通过 USB 接口或是串口、或者是无线蓝牙通信模块实现与上位机设备(电脑或是服务器)建立通信连接;实现便携式检测设备测试出的检测数据输出给上位机设备。

附图说明

- [0039] 图 1 为本发明实施例提供的便携式肺功能仪器的外观结构示意图;
- [0040] 图 2 为本发明实施例提供的便携式肺功能仪器的超声波检测工作原理示意图;
- [0041] 图 3 为本发明实施例提供的便携式肺功能仪器中控制主板的整体电路结构图;
- [0042] 图 4 为本发明实施例提供的便携式肺功能仪器中的 CPU JTAG 电路结构示意图;
- [0043] 图 5 为本发明实施例提供的便携式肺功能仪器中的 CPU 启动电路结构示意图;
- [0044] 图 6 为本发明实施例提供的便携式肺功能仪器中 CPU 实时时钟电路结构示意图;
- [0045] 图 7 为本发明实施例提供的肺功能检测方法的流程示意图。

具体实施方式

[0046] 下面通过具体的实施例子并结合附图对本发明做进一步的详细描述。

[0047] 参见图 1,本发明实施例提供了一种便携式肺功能仪器,包括设置在主机壳体 A 内部的一次性超声呼吸管道(即主管道 1)、控制主板 2(请参见图 3)(集成有多种处理器、计

算器和存储器等电子器件)和嵌入在上述主机壳体 A 表面的液晶显示器 3(即上述液晶显示器为 TFT LCD 屏),其中:

[0048] 另参见图 2,一次性超声呼吸管道包括具有一端为喇叭状进口,另一端为封闭出口的筒状的主管道 1;主管道 1 的顶部侧壁和底部侧壁上顶部窗口 10 和底部窗口 11,顶部窗口 10 和底部窗口 11 相对呈一定倾斜角度 α 设置;顶部窗口 10 和底部窗口 11 处各有一个薄片用于密封上述窗口(该薄片可以密封上述窗口,不泄露空气,但是可以滤过超声波,图 2 中阴影部分所示意的结构即为薄片),位于顶部窗口 10 处的薄片外侧按照倾斜角度 α 的延伸方向还设有第一管道 12;位于底部窗口 11 处的薄片外侧按照倾斜角度 α 的延伸方向还设有第二管道 13;第一管道 12 与第二管道 13 内设有第一超声波传感器 14 和第二超声波传感器 15;控制主板分别与液晶显示器以及第一超声波传感器和第二超声波传感器电连接;

[0049] 其中,第一超声波传感器 14 包括第一发射装置 140 和第一接收装置 141;第二超声波传感器 15 包括第二发射装置 150 和第二接收装置 151;第一超声波传感器 14 上的第一发射装置 140 和第一接收装置 141 分别安装在第一管道 12 的末端和第二管道 13 的末端,第一发射装置 140 和第一接收装置 141 相对所呈一定角度,且等于上述倾斜角度 α ;第二超声波传感器 15 上的第二发射装置 150 和第二接收装置 151 分别安装在第二管道 13 的末端和第一管道 12 的末端;第二发射装置 150 和第二接收装置 151 相对所呈一定角度,且等于上述倾斜角度 α ;

[0050] 第一超声波传感器 14 上的第一发射装置 140 与第二超声波传感器 15 上的第二发射装置 150 相对发射超声波检测信号;第一超声波传感器,用于计算第一接收装置 141 接收源自第一发射装置 140 发射检测信号的时间 t_1 ;第二超声波传感器,用于计算第二接收装置 151 接收源自第二发射装置 150 发射检测信号的时间 t_2 ;

[0051] 控制主板 2,用于预设时间的差值 $\Delta t = (t_1 - t_2)$ 与主管道通过气体流量值的正比例关系数值;还用于在每次进行气体流量值检测操作时,计算当前检测操作的时间的差值 Δt ,并通过正比例关系数值求解得到当前检测操作通过主管道的气体流量值。

[0052] 需要说明的是:下面介绍一下本发明实施例提供的便携式肺功能仪器的超声波检测原理(即超声法呼吸流量测量技术);超声流量传感器的原理:在呼吸管道的两侧放置两对超声波的发射装置和接收装置,由于超声波必须借助媒介(即空气)进行传播,传播所需的时间取决于传播距离(与第一传感器与第二传感器之间的距离决定的,例如:主管道内壁管径大小;因此,有必要限定一下,上述主管道 1 的内管直径 d 范围为 15mm-25mm。),分别为 t_1 和 t_2 (见图 2)。在流量为零时, $t_1 = t_2$,所以 $\Delta t = (t_1 - t_2) = 0$;

[0053] 需要说明的是上述超声波传感器测量核心数据:超声波传感器传输的信号是呼吸流量信号,单位 L/s(升/秒),每秒钟输出 100-1000 次流量信号。通过积分运算,计算出容量 L。呼吸流量:测量范围:0L/s $\sim$ ± 16 L/s,测量误差: $\pm 3\%$,分辨率:10mL/s;呼吸容积:测量范围:0L $\sim$ 20L,测量误差: $\pm 3\%$ 或 ± 5 mL,分辨率:10mL。

[0054] 上述顶部窗口与上述底部窗口的相对的倾斜角度范围选取为 40-50 度。该倾斜角度有利于上述传播距离的延长,由于两个超声波传感器的传播距离的延长,也增加了超声波检测的检测精度。因为超声波传感器的发射频率大约为每分钟发射 100-1000 次检测信号(即每秒钟输出 100-1000 次流量信号),这样其超声波传感器得到的检测时间是很多

次的声波的检测数据,然后最终换算得到的结果,这样的检测结果具有很高的检测精度,同时超声波信号不同于机械检测,其检测精度不会像现有技术中的任何机械机构因机械误差(包括安装装配误差、机械加工误差等)而影响检测精度,也不会因为患者的呼吸功能下降而影响检测精度,因为其肺功能流量检测不需要依靠任何机械机构实现。具体地,当气流(Gasflow,即图2中G所示的气体流动方向)通过主管道时,与气流同向的超声波检测信号传播加快,而与气流反向的超声波检测信号传播减慢,所以时间的差值 Δt 与气体流量值的大小成正比例关系。由于时间差 Δt 就是流量引起的,所以我们就直接测量到了呼吸流量,不需要定标校正,也不存在传统流量传感器非线性失真和测量范围限制等等问题,非常微弱或很大流量都能被准确的测量,是性能最好的、最精密的流量传感器。

[0055] 需要补充的是,在主管道的两侧放置两对超声波发射和接收装置,由于超声波必须借助媒介(即空气)进行传播,传播所需的时间取决于传播距离(主管道内管径的大小)。因此,主管道的内管直径决定了正比例关系数值的大小(为了一体化设计,主管道的内外径尺寸不能太大),一般地,当便携式肺功能仪器的主管道的内管直径确定以及两对传感器之间的传播距离确定之后,上述正比例关系数值将为定值;通过上述关系式以及定值便可以求解出每一次待检测的气体流量值。上述顶部窗口与底部窗口相对并呈倾斜角度设置,是为了在一定程度上增加检测时长(倾斜要比竖直放置时发射装置与接收装置的发射接收距离更大),这样通过检测距离的增加也便于增强器检测精度。由此也可以看出本发明实施例中超声波呼吸管道的筒状主管道在通过有限的尺寸条件下(直径尺寸只有15mm-25mm,非常小),也可以看出如何通过合理的结构改进,最大限度的保证其检测精度的难度。

[0056] 较佳地,还包括触控屏20以及主机壳体A;

[0057] 上述一次性超声呼吸管道(即主管道1)、控制主板均设置在所述主机壳体A内部;所述液晶显示器21(即TFT LCD屏)和所述触控屏20均嵌入在所述主机壳体A表面。

[0058] 需要说明的是,上述便携式肺功能仪器其大大节省了使用和占地空间,由于其避免了使用叶轮式和涡轮式流量计内部的大型涡轮(叶轮)机械机构,也避免采用压差肺功能检测设备内置的(变换器和隔网)等大型机构,而且上述便携式肺功能仪器采用了高度集成化的主控制板以及体积很小的超声波检测结构一体化设计,这样本发明实施例提供的便携式肺功能仪器节省了大量使用空间,方便携带,扩大了适用范围。

[0059] 下面介绍一下本发明实施例的核心控制部分(即控制主板):

[0060] 参见图3,所述控制主板2上集成有A核心处理器22、B核心处理器23、液晶屏控制器24、触控屏控制器25、电源管理系统26和锂电池27、SPI存储寄存器28、空气流量传感器29、无线蓝牙通信模块30和USB2UART驱动31以及CH376-USB管理控制芯片32(即CH376芯片)和USB-A接口33;

[0061] 上述各个器件的连接方式如下:

[0062] 所述A核心处理器22通过液晶屏控制器24与所述液晶显示器21(TFT LCD屏)电连接;所述A核心处理器22通过触控屏控制器25与所述触控屏20电连接;所述A核心处理器22通过所述电源管理系统26与所述锂电池27电连接;所述A核心处理器22通过B核心处理器23与CH376-USB管理控制芯片32和USB-A接口电33连接;所述A核心处理器22还分别与所述SPI存储寄存器28、空气流量传感器29、无线蓝牙通信模块30和USB2UART

驱动 31 电连接。

[0063] 需要说明的是上述控制主板上的硬件电路结构；

[0064] 本电路为手持肺量仪控制系统硬件电路,可以运行 uCGUI 图形化界面,用于人机交互,超声波式呼吸测量,数据分析与显示,测量结果打印。电路核心采用双 ARM Cortex-M3 处理器,并提供基本存储空间和无线蓝牙通讯接口,为肺功能定制化硬件产品。

[0065] 整体结构设计说明:电路设计以两片 M3 处理器为核心(CPUM3A 与 CPU M3B),均运行主频 72MHz。M3-A 外部配套 8M 与 32.768K 晶振,采用 FSMC 接口连接液晶屏控制器;SPI1 连接触摸屏控制器;SPI2 连接 FLASH 数据存储芯片;串口 1 通过转换连接 USB 接口;串口 2 连接无线蓝牙模块;串口 3 连接到扩展接口,用于连接外部超声波测量板;使用 GPIO 驱动 LED,电源开关管理等。M3-B 主要用于驱动打印机,SPI2 接口连接 USB HOST 控制芯片。AB 两个处理器之间用串口连接。整体电路结构图 3 如下:

[0066] 1、电路原理设计说明

[0067] 主要部件与接口说明

[0068]

序号	标号	说明
部件		
1	U1	CPU M3 A 核心处理器 STM32F103VET
	U19	CPU M3 B 处理器 STM32F103VET
2	U2	液晶屏控制器 SSD1963
3	U3	触摸屏控制器 TSC2046
4	U9	接口保护 USBDF01W5
5	U10 U11	74AHC1G07 接口驱动

[0069]

6	U12	3.3V 1.2V 稳压电源 TPS62402DRC
7	U18	TPS2013AD MOS 开关, 3.3V 电源开关
8	U15	5V 稳压电源 TPS63061DSCR
9	U16	复位驱动 MAX811TEUS
10	Q1	9013, 蜂鸣器驱动
11	U21	5V 稳压电源 TPS63061DSCR, 用于驱动外部超声波传感器板
12	BZ1	蜂鸣器
接口		
13	J1	CPU M3 A JTAG 接口, 系统调试与程序下载
14	J2	液晶屏, 液晶屏背光接口, 触摸屏接口
15	J3	Mini USB 接口
16	J4	USB HOST A 型接口, 连接外部电源与打印机
17	J5	连接超声波模块接口
18	J6	CPU M3 B JTAG 接口, 系统调试与程序下载
19	J7	锂电池接口
20	J8	电源开关板连接接口
21	BT1	RTC 电池

[0070] <1>CPU JTAG 设计 (参见图 4)

[0071] 采用小型 2.0 间距 IDC10 接口 JTAG 电路, 用于系统调试阶段。连接仿真器时需要转接线。样机阶段焊接 J1 接口, 用于调试与更新系统程序。产品稳定后, 批量加工时可以不焊接此接口。通过 J3 接口可以更新程序。

[0072] <2>CPU 启动设计 (参见图 5)

[0073] 处理器支持两种启动模式:

[0074] 1. 从内部 FLASH 启动。默认状态下, USB_PWR 悬空, 由于 R8 下拉电阻的存在, BOOT0 为低电平, 系统默认读取 FLASH 中的程序并执行。

[0075] 2. 从 UART1 启动。J3 连接到计算机 USB 接口, USB_PWR 为 5V, 计算机端运行程序 STMicroelectronics flash loader.exe。可以为系统更新程序。

[0076] CPU BOOT1 信号接 GND。

[0077] <3>CPU 实时时钟设计 (参见图 6)

[0078] 采用 CR1220 纽扣电池。当系统开机后, 连接了外部 5V 电源或内部锂电池时, 系统时钟由 VCC_3.3V 进行供电。关机后, 为保持 RTC 时钟运行, 由 BT1 连接的纽扣电池进行供电。D1 二极管保证纽扣电池不会向系统非 RTC 的部分漏电。

[0079] 便携式肺功能仪是我公司自行研发生产的产品, 该产品是通过呼吸流量传感器, 测量出人体的呼气流量与吸气流量, 再经过分析、处理, 由液晶显示器显示, 辅助医生进行

病情分析与治疗。该产品可以进行病人资料的新增,查询,编辑;测量病人呼吸时的流量容积环;测量慢通气功能;最大自主通气功能。可以用于呼吸疾病的诊断、疗法选择和疗效评估,也可以用于手术前对病人的评测。主要适用于医院相关科室进行常规的肺功能测量。该产品具有如下特点:

[0080] 1、核心测试功能:慢通气和肺活量;流量-容积环;用力时间肺活量;最大通气量;舒张试验(前后对比);

[0081] 2、重要测量内容:FVC用力肺活量;FEV1用力呼气第一秒的呼气容积;FEV1%一秒率;PEF峰值呼气流速;MEF75用力肺容积75%时的最大呼气流速;MEF50用力肺容积50%时的最大呼气流速;MEF25用力肺容积25%时的最大呼气流速;FEV1*35最大通气量;

[0082] 3、病人资料管理:

[0083] 病人资料库建立,查询与编辑;病人预计值计算;测试数据存储,查询;多达500条本地数据;无线数据备份;数据连接云服务;

[0084] 4、产品参数:产品尺寸200×97×59mm;4.3寸TFT LCD显示,集成触摸屏;紧凑型设计,方便携带;快速开机,交互操作简洁;内置锂电池,可持续1周工作;

[0085] 5、产品特点:便携式肺功能测试设备;超声波流量精确测量;传感器采用德国原装进口;测量精度达到大型肺功能仪器水平;一次性超声呼吸管道,避免交叉感染;USB接口打印机直接打印;无线数据传输,支持云平台服务;支持手机,平板电脑,计算机远程访问数据;

[0086] 基于同一发明构思,本发明实施例还提供了一种肺功能检测方法,由于此方法解决问题的原理与前述便携式肺功能仪器的功能实现相似,因此该方法的实施可以参见前述便携式肺功能仪器,重复之处不再赘述。

[0087] 相应地,参见图7,本发明还提供了一种肺功能检测方法,包括如下步骤:

[0088] 步骤S100、控制主板预设时间的差值 $\Delta t = (t_1 - t_2)$ 与主管道通过气体流量值的正比例关系数值,并存储正比例关系数值;

[0089] 步骤S200、待检测气体流通并进入主管道时,第一超声波传感器上的第一发射装置与第二超声波传感器上的第二发射装置相对发射超声波检测信号;

[0090] 步骤S300、第一超声波传感器计算第一接收装置接收源自第一发射装置发射检测信号的时间 t_1 ,并将时间 t_1 发送给控制主板;

[0091] 步骤S400、第二超声波传感器计算第二接收装置接收源自第二发射装置发射检测信号的时间 t_2 ,并将时间 t_2 发送给控制主板;

[0092] 步骤S500、控制主板计算当前检测操作的时间的差值 Δt ,并通过正比例关系数值求解得到当前检测操作通过主管道的气体流量值。

[0093] 较佳地,在控制主板计算当前检测操作的时间的差值 Δt ,并通过所述正比例关系数值求解得到当前检测操作通过主管道的气体流量值之后,还包括如下步骤:

[0094] 步骤S600、液晶显示器显示当前检测操作通过主管道的气体流量值。

[0095] 较佳地,所述第一超声波传感器和所述第二超声波传感器发射频率是每分钟发射100-1000次检测信号。

[0096] 本发明实施例所提供的一种便携式肺功能仪器及肺功能检测方法,具有高度集成一体化设计的特点,方便携带,其利用超声波原理进行肺功能检测,检测精度更高,检测结

果更有助于患者的医疗诊断。

[0097] 以上所述仅为本发明的优选实施例而已,并不用于限制本发明,对于本领域的技术人员来说,本发明可以有各种更改和变化。凡在本发明的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

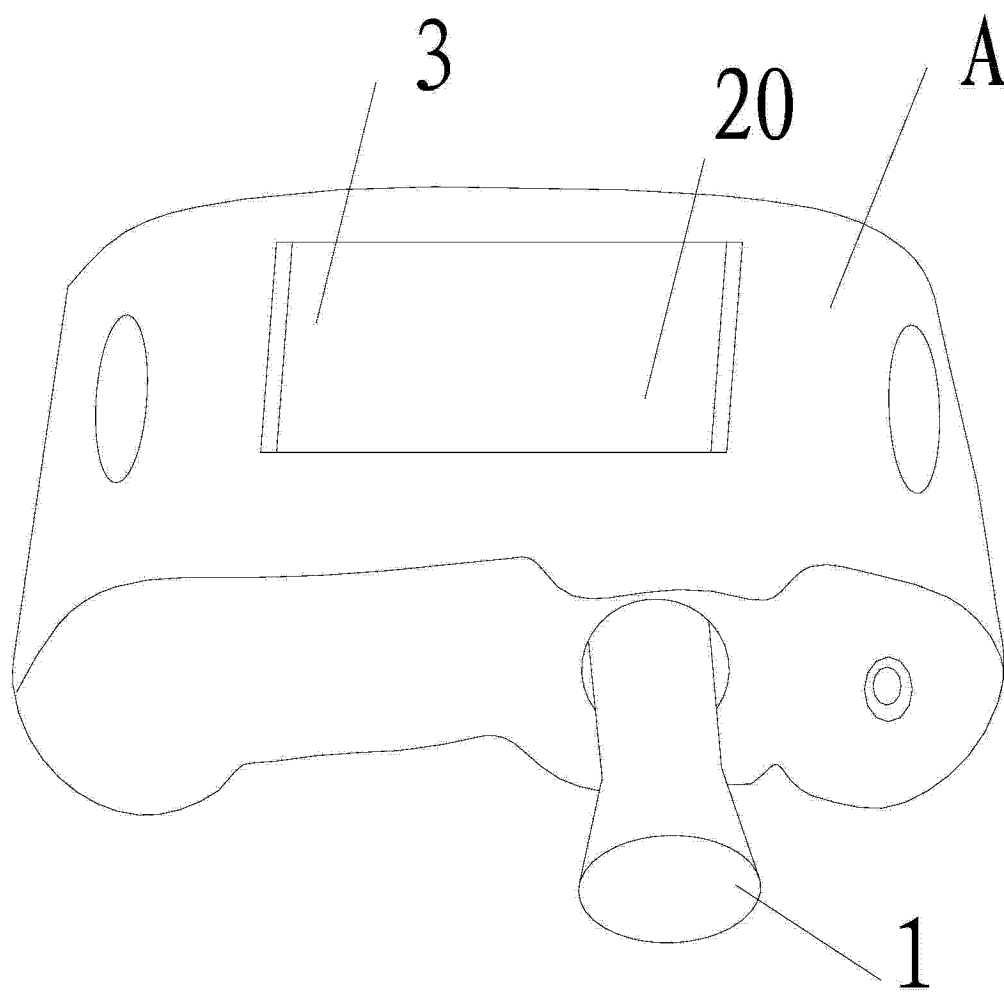


图 1

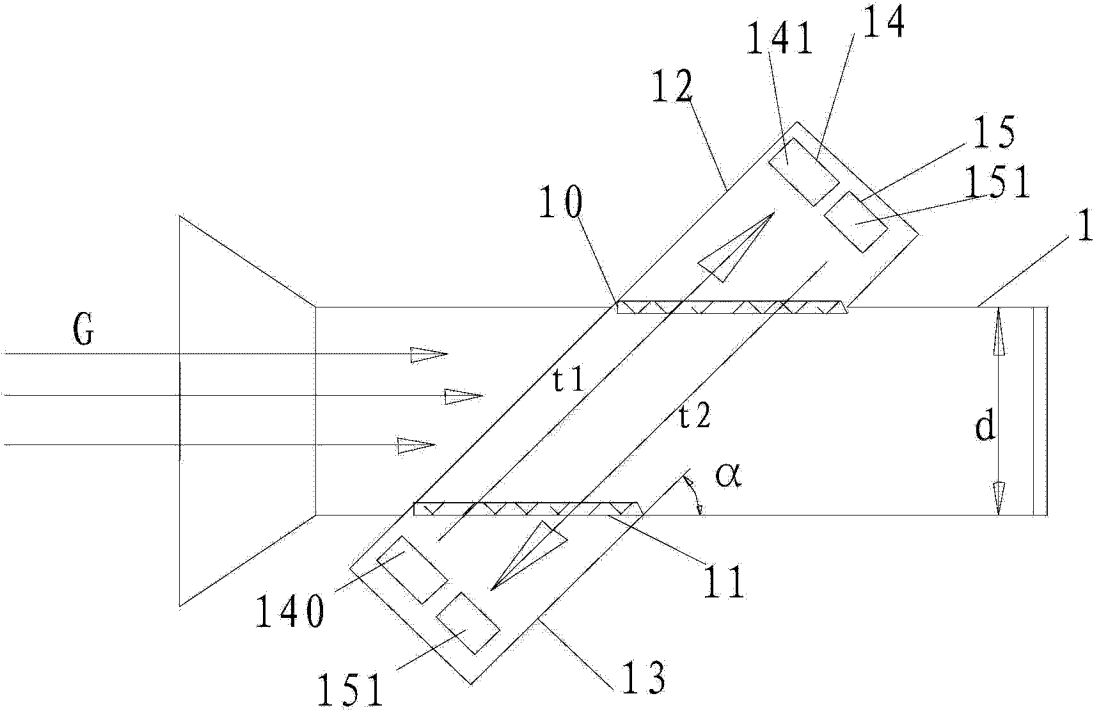


图 2

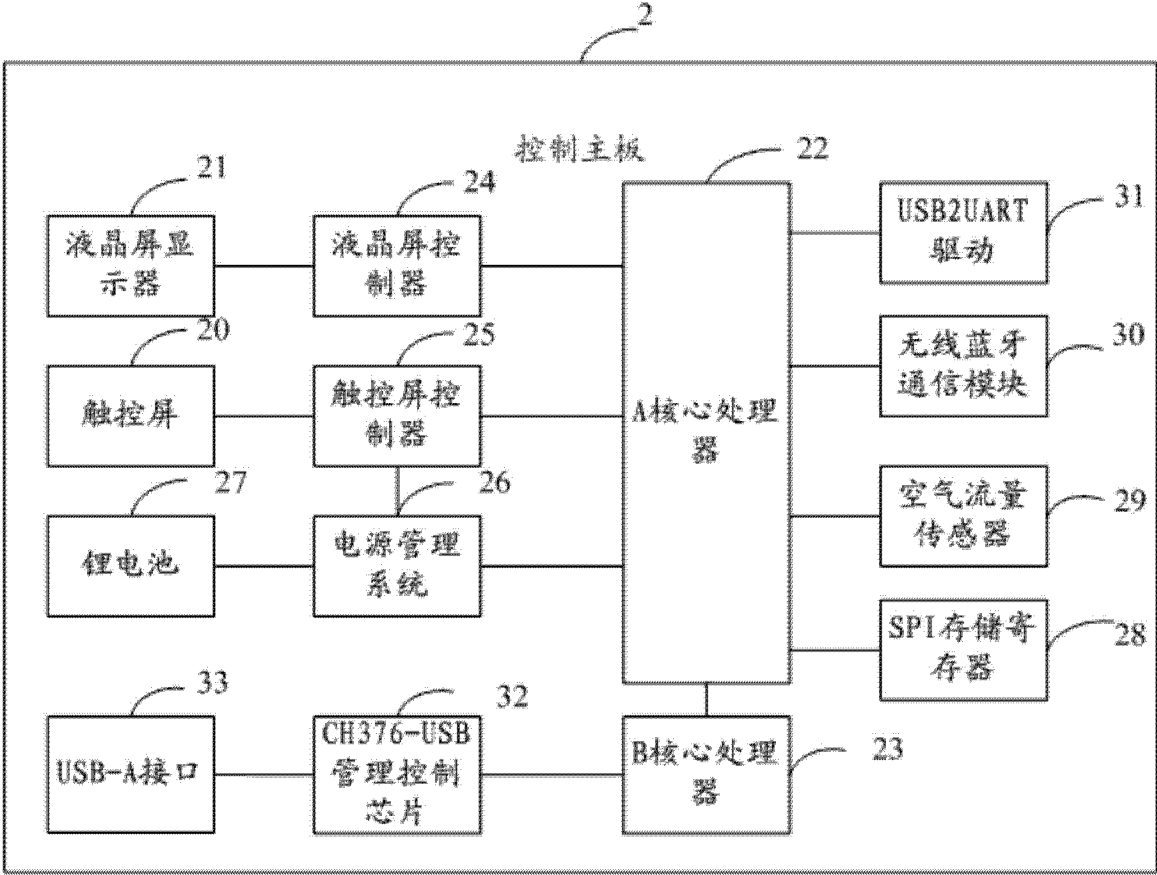


图 3

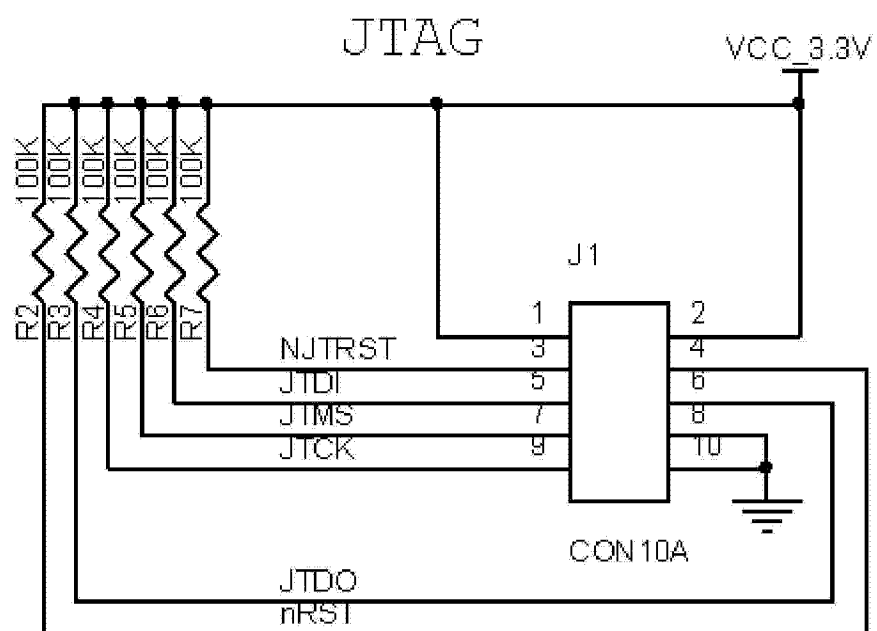


图 4

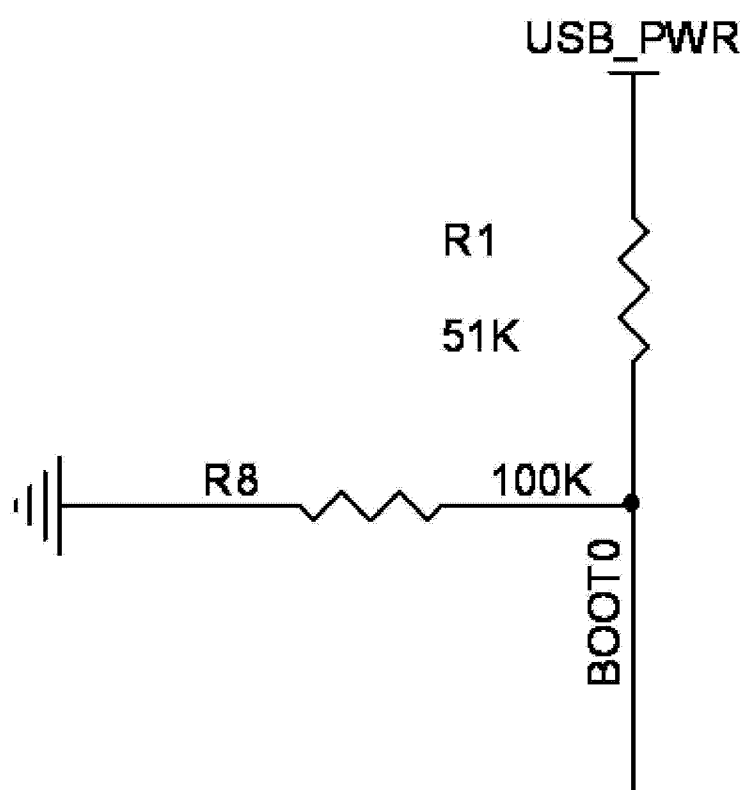


图 5

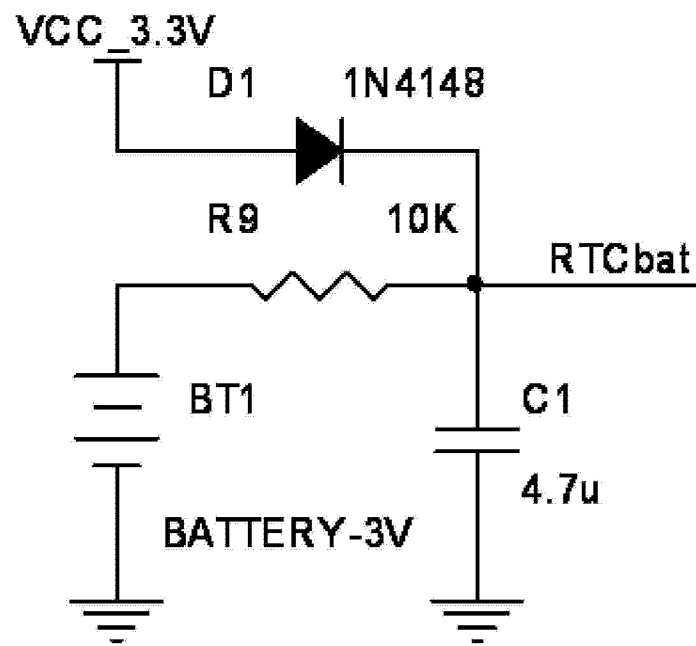


图 6

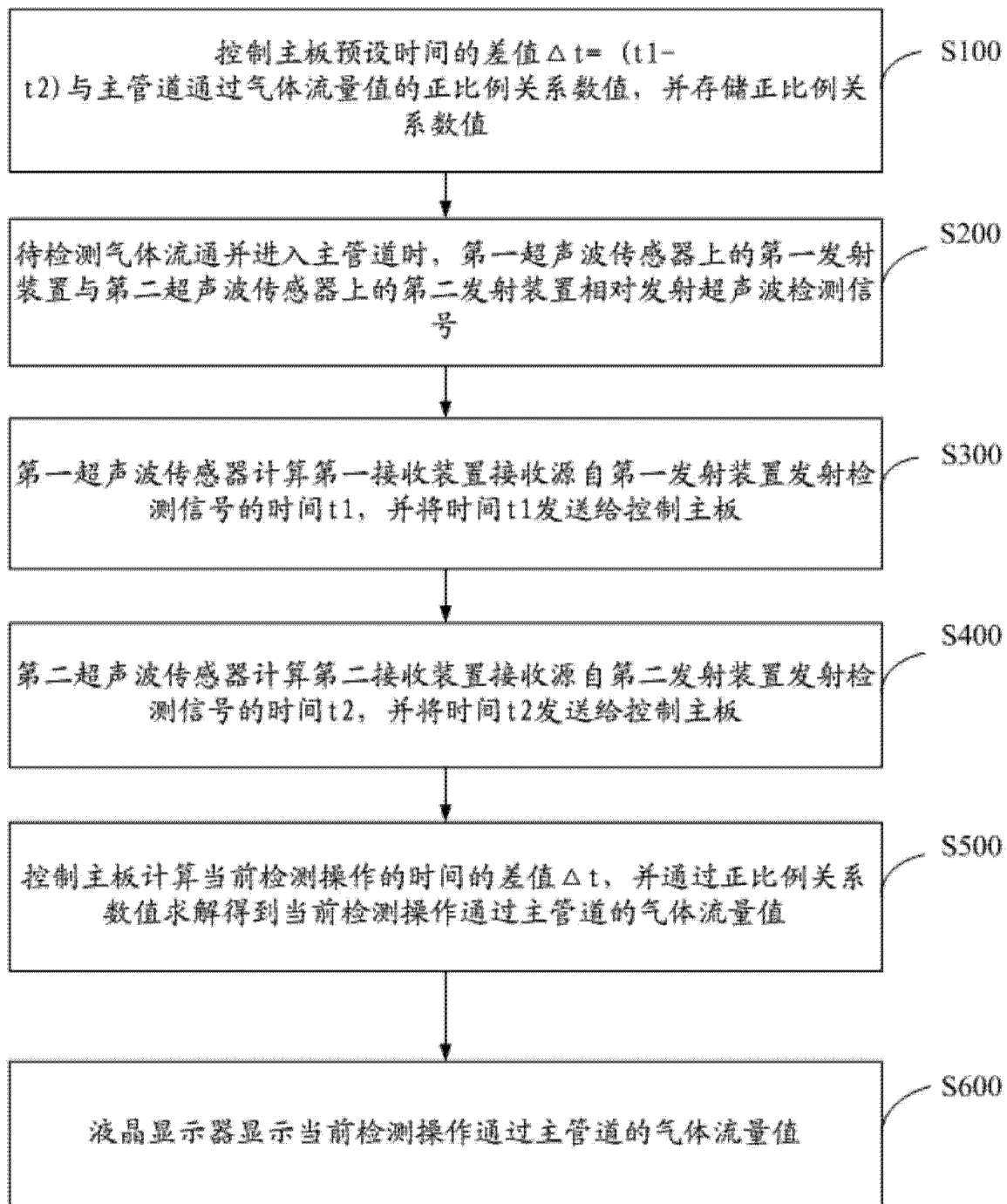


图 7

专利名称(译)	一种便携式肺功能仪器及肺功能检测方法		
公开(公告)号	CN103948401A	公开(公告)日	2014-07-30
申请号	CN201410213832.1	申请日	2014-05-20
[标]申请(专利权)人(译)	夏云		
申请(专利权)人(译)	夏云		
当前申请(专利权)人(译)	夏云		
[标]发明人	夏云 李铎		
发明人	夏云 李铎		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/087		
代理人(译)	吴开磊		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种便携式肺功能仪器及肺功能检测方法，包括一次性超声呼吸管道、控制主板和液晶显示器，超声呼吸管道包括具有一端为喇叭状进口，另一端为封闭出口的筒状的主管道；主管道的顶部侧壁和底部侧壁上顶部窗口和底部窗口，顶部窗口和底部窗口相对呈一定倾斜角度设置；顶部窗口和底部窗口处各有一薄片密封，位于顶部窗口处的薄片外侧按照倾斜角度的延伸方向还设有第一管道；位于底部窗口处的薄片外侧按照倾斜角度的延伸方向还设有第二管道；第一管道与第二管道内设有第一超声波传感器和第二超声波传感器；该仪器具有高度集成一体化的特点，方便携带，其利用超声波原理进行肺功能检测，检测精度更高，检测结果更有助于患者的医疗诊断。

