



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110720916 A

(43)申请公布日 2020.01.24

(21)申请号 201910791307.0

(22)申请日 2019.08.26

(71)申请人 南京睿峰健康医疗科技有限公司
地址 211505 江苏省南京市六合区龙池街
道雄州南路399号1幢102号

(72)发明人 高军峰 韦思宏 张绪 党鑫
邓春平 田洪君

(74)专利代理机构 北京汇泽知识产权代理有限
公司 11228

代理人 吴静

(51)Int.Cl.

A61B 5/055(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

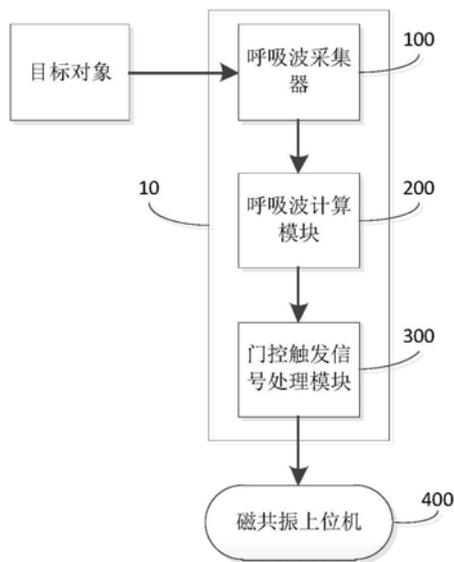
权利要求书1页 说明书9页 附图8页

(54)发明名称

一种便携式呼吸门控系统与方法

(57)摘要

本发明属于医疗器械技术领域,具体提供了一种便携式呼吸门控系统与方法,将呼吸波采集器贴附于目标对象表面以采集呼吸运动的加速度信号,然后将所述加速度信号依次进行滤波去噪及基线去除处理得到纯净加速度信号;再将所述纯净加速度信号进行傅里叶变换得到频域加速度信号;对所述频域加速度信号进行二次积分得到频域位移信号,然后将所述纯净频域移信号进行傅里叶逆变换得到时域位移信号;最后将所述时域位移信号转化为门控信号并输出至磁共振上位机。该系统结构紧凑并集成于一个整体,体积小,操作方便且兼容性高,只需将系统的信号采集端贴附于病人腹部即可采集呼吸波,然后通过光纤或无线方式将门控信号传输至磁共振上位机即可。



1. 一种便携式呼吸门控系统,其特征在于:包括呼吸波采集器、呼吸波计算模块及门控触发信号处理模块;

所述呼吸波采集器用于采集目标对象的呼吸运动的加速度信号,并将所述加速度信号传输至所述呼吸波计算模块;

所述呼吸波计算模块用于将所述加速度信号依次进行滤波去噪、基线去除处理得到纯净加速度信号,再将所述纯净加速度信号进行傅里叶变换得到频域加速度信号,对所述频域加速度信号进行二次积分得到频域位移信号,然后将所述纯净频域移信号进行傅里叶逆变换得到时域位移信号;

所述门控触发信号处理模块用于将所述时域位移信号转化为门控信号并输出。

2. 根据权利要求1所述的便携式呼吸门控系统,其特征在于:所述呼吸波采集器包括加速度信号采集终端及连接装置,所述加速度信号采集终端包括壳体及封装于所述壳体内的加速度传感器,所述连接装置一端与所述信号采集终端固定连接,另一端可贴附于目标对象的外表面。

3. 根据权利要求2所述的便携式呼吸门控系统,其特征在于:所述加速度传感器包括MPU6050芯片,所述MPU6050芯片的SCL引脚及SDA引脚分别与所述呼吸波计算模块的输入端电连接。

4. 根据权利要求2所述的便携式呼吸门控系统,其特征在于:所述连接装置为可吸附于目标对象上的吸盘或贴片。

5. 根据权利要求2所述的便携式呼吸门控系统,其特征在于:所述呼吸波采集器、呼吸波计算模块及门控触发信号处理模块封装于所述壳体内。

6. 根据权利要求2所述的便携式呼吸门控系统,其特征在于:所述壳体外包覆有磁屏蔽材料构成的封闭罩。

7. 根据权利要求1所述的便携式呼吸门控系统,其特征在于:所述呼吸波计算模块包括滑动平均滤波器及巴特沃斯滤波器,所述滑动平均滤波器用于将所述加速度信号进行滤波去噪得到中间信号,所述巴特沃斯滤波器用于将所述中间信号进行基线去除处理得到纯净加速度信号。

8. 根据权利要求1所述的便携式呼吸门控系统,其特征在于:所述系统还包括光电转换模块,所述光电转换模块包括光电转换电路及光纤,所述光电转换电路用于将所述门控信号转化为光信号,所述光纤将所述光信号传输至磁共振上位机。

9. 一种便携式呼吸门控方法,其特征在于,包括步骤:

S01:将呼吸波采集器贴附于目标对象表面以采集呼吸运动的加速度信号;

S02:将所述加速度信号依次进行滤波去噪及基线去除处理得到纯净加速度信号,再将所述纯净加速度信号进行傅里叶变换得到频域加速度信号;

S03:将所述频域加速度信号进行二次积分得到频域位移信号,然后将所述纯净频域移信号进行傅里叶逆变换得到时域位移信号;

S04:将所述时域位移信号转化为门控信号并输出。

10. 根据权利要求9所述的便携式呼吸门控方法,其特征在于:所述步骤S04具体包括:对所述时域位移信号进行波峰检测,将每个波峰输出一个触发信号并输出1,其余时间段为非触发时刻输出0,以时间沿为横轴,由0和1组成的脉冲信号为纵轴输出门控信号。

一种便携式呼吸门控制系统及方法

技术领域

[0001] 本发明属于医疗器械技术领域,具体涉及一种便携式呼吸门控制系统及方法。

背景技术

[0002] 在磁共振系统的扫描仪的扫描过程中,为了重建清晰的图像,往往在较长的扫描时间内,扫描仪重复发射一系列射频脉冲序列,再通过叠加的方式重建一幅图像,而且需要在扫描过程中,要求成像对象始终保持静止状态。对腹部进行成像时,一次扫描会出现多次呼吸,肺部组织伴随呼吸运动上下起伏,各次扫描的射频脉冲序列随机地出现在呼吸周期的不同时刻,所得到的信号也就来自呼吸过程中的不同时刻,最终导致由多次非同步的信号叠加而获得的成像将出现严重的运动伪影。排除图象运动伪影的广泛使用的有效方法是使射频脉冲序列的发射及信号的采集均同步于呼吸的运动。这就是磁共振系统呼吸门控系统的基本工作原理。

[0003] 整个呼吸门控技术的关键在于准确的呼吸波的采集。传统的磁共振呼吸门控系统对呼吸信号的采集,采取的是绑带的方式,或者放置类似绷带的,可以测量呼吸信号的呼吸传感器装置,因为有些序列需要屏气完成。放置的呼吸装置,可以检测到被测试人是否屏气良好,在屏气良好的时候,触发扫描。但是,目前的呼吸波采集装置安装繁琐,操作麻烦,价格昂贵,体积大且笨重,使用不方便。当前磁共振呼吸门控系统中呼吸波的采集,还缺乏非常便携,体积小的采集装置。

发明内容

[0004] 本发明的目的是克服现有技术中磁共振呼吸门控中的呼吸波采集繁琐的问题。

[0005] 为此,本发明提供了一种便携式呼吸门控系统,包括呼吸波采集器、呼吸波计算模块及门控触发信号处理模块;

[0006] 所述呼吸波采集器用于采集目标对象的呼吸运动的加速度信号,并将所述加速度信号传输至所述呼吸波计算模块;

[0007] 所述呼吸波计算模块用于将所述加速度信号依次进行滤波去噪、基线去除处理得到纯净加速度信号,再将所述纯净加速度信号进行傅里叶变换得到频域加速度信号,对所述频域加速度信号进行二次积分得到频域位移信号,然后将所述纯净频域移信号进行傅里叶逆变换得到时域位移信号;

[0008] 所述门控触发信号处理模块用于将所述时域位移信号转化为门控信号并输出。

[0009] 优选地,所述呼吸波采集器包括加速度信号采集终端及连接装置,所述加速度信号采集终端包括壳体及封装于所述壳体内的加速度传感器,所述连接装置一端与所述信号采集终端固定连接,另一端可贴附于目标对象的外表面。

[0010] 优选地,所述加速度传感器包括MPU6050芯片,所述MPU6050芯片的SCL引脚及SDA引脚分别与所述呼吸波计算模块的输入端电连接。

[0011] 优选地,所述连接装置为可吸附于目标对象上的吸盘或贴片。

[0012] 优选地,所述呼吸波采集器、呼吸波计算模块及门控触发信号处理模块封装于所述壳体内。

[0013] 优选地,所述壳体外包覆有磁屏蔽材料构成的封闭罩。

[0014] 优选地,所述呼吸波计算模块包括滑动平均滤波器及巴特沃斯滤波器,所述滑动平均滤波器用于将所述加速度信号进行滤波去噪得到中间信号,所述巴特沃斯滤波器用于将所述中间信号进行基线去除处理得到纯净加速度信号。

[0015] 优选地,所述系统还包括光电转换模块,所述光电转换模块包括光电转换电路及光纤,所述光电转换电路用于将所述门控信号转化为光信号,所述光纤将所述光信号传输至磁共振上位机。

[0016] 本发明还提供了一种便携式呼吸门控方法,包括步骤:

[0017] S01:将呼吸波采集器贴附于目标对象表面以采集呼吸运动的加速度信号;

[0018] S02:将所述加速度信号依次进行滤波去噪及基线去除处理得到纯净加速度信号,再将所述纯净加速度信号进行傅里叶变换得到频域加速度信号;

[0019] S03:将所述频域加速度信号进行二次积分得到频域位移信号,然后将所述纯净频域移信号进行傅里叶逆变换得到时域位移信号;

[0020] S04:将所述时域位移信号转化为门控信号并输出。

[0021] 优选地,所述步骤S04具体包括:对所述时域位移信号进行波峰检测,将每个波峰输出一个触发信号并输出1,其余时间段为非触发时刻输出0,以时间沿为横轴,由0和1组成的脉冲信号为纵轴输出门控信号。

[0022] 本发明的有益效果:本发明提供的这种便携式呼吸门控系统与方法,将呼吸波采集器贴附于目标对象表面以采集呼吸运动的加速度信号,然后将所述加速度信号依次进行滤波去噪及基线去除处理得到纯净加速度信号;再将所述纯净加速度信号进行傅里叶变换得到频域加速度信号;对所述频域加速度信号进行二次积分得到频域位移信号,然后将所述纯净频域移信号进行傅里叶逆变换得到时域位移信号;最后将所述时域位移信号转化为门控信号并输出至磁共振上位机。该系统结构紧凑并集成于一个整体,体积小,操作方便且兼容性高,只需将系统的信号采集端贴附于病人腹部即可采集呼吸波,然后通过光纤或无线方式将门控信号传输至磁共振上位机即可。

[0023] 以下将结合附图对本发明做进一步详细说明。

附图说明

[0024] 图1是本发明便携式呼吸门控系统及方法的模块示意图;

[0025] 图2是本发明便携式呼吸门控系统及方法的流程示意图;

[0026] 图3是本发明便携式呼吸门控系统及方法的原理示意图;

[0027] 图4是本发明便携式呼吸门控系统及方法的检测示意图;

[0028] 图5是本发明便携式呼吸门控系统及方法的呼吸波采集器结构示意图;

[0029] 图6是本发明便携式呼吸门控系统及方法的加速度信号采集电路;

[0030] 图7是本发明便携式呼吸门控系统及方法的无线信号发射电路;

[0031] 图8是本发明便携式呼吸门控系统及方法的MCU主控电路;

[0032] 图9是本发明便携式呼吸门控系统及方法的光纤发射电路图;

[0033] 图10是本发明便携式呼吸门控系统方法及方法的光纤接收电路图。

具体实施方式

[0034] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明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发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其它实施例,都属于本发明保护的范围。

[0035] 在本发明的描述中,需要理解的是,术语“中心”、“上”、“下”、“前”、“后”、“左”、“右”、“竖直”、“水平”、“顶”、“底”、“内”、“外”等指示的方位或位置关系为基于附图所示的方位或位置关系,仅是为了便于描述本发明和简化描述,而不是指示或暗示所指的装置或元件必须具有特定的方位、以特定的方位构造和操作,因此不能理解为对本发明的限制。

[0036] 术语“第一”、“第二”仅用于描述目的,而不能理解为指示或暗示相对重要性或者隐含指明所指示的技术特征的数量。由此,限定有“第一”、“第二”的特征可以明示或者隐含地包括一个或者更多个该特征;在本发明的描述中,除非另有说明,“多个”的含义是两个或两个以上。

[0037] 如图1至图10所示,本发明实施例提供了一种便携式呼吸门控系统,包括呼吸波采集器100、呼吸波计算模块200及门控触发信号处理模块300;

[0038] 所述呼吸波采集器100用于采集目标对象的呼吸运动的加速度信号,并将所述加速度信号传输至所述呼吸波计算模块200;目标对象可以是人体20也可以是其他生物,当需要对人体20进行磁共振检查时,会对人体20的腹部进行扫描获取呼吸波。呼吸波采集器100采集人体20的呼吸轨迹,具体通过采集人体20呼吸的不同时刻腹部的上下运动的快慢而形成的不同的加速度信号,然后将该以时间-加速度信号而形成的曲线数据传输至呼吸波计算模块200。其中,呼吸波采集器100为以加速度传感器为核心而形成的PCB板封装体,体积小且轻便。

[0039] 所述呼吸波计算模块200用于将所述加速度信号依次进行滤波去噪、基线去除处理得到纯净加速度信号,再将所述纯净加速度信号进行傅里叶变换得到频域加速度信号,对所述频域加速度信号进行二次积分得到频域位移信号,然后将所述纯净频域移信号进行傅里叶逆变换得到时域位移信号。呼吸波计算模块200可以是MCU及滤波电路整体。经过预处理后的加速度信号与呼吸波位移信号之间是二次积分关系,因为呼吸波信号是加速度信号对应的位移信号,所以可以通过对加速度信号的二次积分得到呼吸波信号。对于加速度信号通过二次积分求解位移信号而言,在加速度精度不高或者加速度数据不经处理的情况下,积分得到的结果会产生一个趋势项,因此要想在时域上进行二次积分,就要对积分得到的位移信号进行去趋势项处理,否则会导致位移信号失真,如果在频率中进行二次积分算法的操作,可以避免此类问题。因此,需要选择频域中二次积分算法。具体地操作如下:首先,对加速度信号进行滤波去噪及基线去除处理。再通过傅里叶变换的积分性质,在频域中先进行二次积分,然后进行快速傅里叶变换(FFT),最后通过傅里叶逆变换(IFFT)返回至时域,此时得到的信号即为时域位移信号。

[0040] 所述门控触发信号处理模块300用于将所述时域位移信号转化为门控信号并输出。首先,将呼吸波信号显示在壳体上的屏幕中,如果壳体没有显示屏则不显示;其次,对所

述时域位移信号运行波峰检测算法,将每个波峰,输出一个触发信号,非触发时刻,为低电平,从而将呼吸波转换为由0和1值组成的脉冲信号,1对应的即为波峰时刻。该脉冲信号即为需要的门控信号。通过光纤或者无线方式将信号传输至磁共振的上位机即可。不需要对原有的磁共振上位机400进行修改,且使用时,只需将系统的输出接口与上位机对接即可实现数据的交换。具体的可以将输出接口做成USB接口与上位机连接进行数据交换。

[0041] 优选的方案,所述呼吸波采集器100包括加速度信号采集终端及连接装置,所述加速度信号采集终端包括壳体10及封装于所述壳体10内的加速度传感器,所述连接装置一端与所述信号采集终端固定连接,另一端可贴附于目标对象的外表面。由此可知,将加速度传感器封装于壳体10内,在壳体10上留出接口,便于内外信号及电源的交互。壳体10为具有一定厚度的圆形或方形或其他形状,在壳体10的底面安装连接装置,连接装置将带有加速度传感器的壳体10固定在人体腹部,这样加速度传感器便可随着腹部上下运动以测量呼吸波的加速度信号。

[0042] 优选的方案,所述加速度传感器包括MPU6050芯片,所述MPU6050芯片的SCL引脚及SDA引脚分别与所述呼吸波计算模块200的输入端电连接。由此可知,MPU6050芯片为标准件,使用时通过SCL引脚及SDA引脚将加速度信号传输至呼吸波计算模块200里的MCU处理器进行计算处理。具体地,将壳体10固定在腹部上,使得MPU6050的六轴传感器能实时同步腹部的运动以采集呼吸波的加速度信号。其中,MPU6050自身集成了陀螺仪及加速器,免除了组合陀螺仪与加速器时间轴之差的问题,提高了加速度检测的精度,为后续分析呼吸波提供了高精度的加速度波形数据。

[0043] 优选的方案,所述壳体10内设有PCB板30,所述加速度传感器包括MPU6050芯片,所述MPU6050焊接于所述PCB板30上。采用SMT贴片封装形式将MPU6050芯片及其外围电路锡焊于PCB板30上,PCB板30安装固定在壳体10内,壳体10随着人体20的腹部上下移动时,会带动MPU6050芯片的上下波动从而检测到呼吸的加速度波形。

[0044] 优选的方案,所述加速度信号采集终端还包括MCU,所述MCU包括以STM32F103C8T6为处理器核心的控制电路,所述STM32F103C8T6的PB2引脚、PB10引脚及PB11引脚分别与所述MPU6050芯片INT引脚、SCL引脚及SDA引脚电连接。通过STM32F103C8T6处理器对MPU6050芯片检测到的加速度信号进行收集、处理及发送。

[0045] 优选的方案,所述壳体10外形为长方体,所述长方体侧面设有电插槽,所述MPU6050芯片的SDA引脚、SCL引脚、INT引脚、电源引脚及接地引脚均与所述电插槽电连接。壳体10侧边设有电插槽,用于将壳体10内芯片的数据与外界进行交换,其中SCL和SDA是连接MCU的IIC接口,MCU通过这个IIC接口来控制MPU6050芯片。电插槽为母头,避免金属裸露而干扰磁共振设备的检测。由此可知,壳体10内仅有加速度传感器,没有MCU电路,这样可以使得整个壳体的造型更加轻便小巧,通过电插槽来将信号传输出去进行下一步处理。

[0046] 优选的方案,所述连接装置为可吸附于目标对象上的吸盘40或贴片。由此可知,通过吸盘40或贴片便可将壳体10附着在腹部,使用方便,吸盘一般是通过真空吸附原理,使用时将吸盘40靠在腹部,然后挤压将空气排出达到吸附目的,拆卸时从侧面揭开空气进入便可取下吸盘40,可以重复利用。吸盘40与壳体10的底端之间通过胶水固结,贴片采用的是胶粘方式,一面粘贴于外壳10的底部,另一面粘贴于腹部,更换也比较方便。具体地,可以设置多个吸盘或贴片,防止松动,提高稳定性。

[0047] 优选的方案,所述壳体10外包覆有磁屏蔽材料构成的封闭罩。磁屏蔽材料一般是坡莫合金或铁铝合金或箔材料组成的合金。瓷材料组成的封闭罩可以避免电磁干扰,最大程度降低外界电磁对壳体10内的检测电路的干扰。

[0048] 优选的方案,壳体的材质为ABS塑料。ABS塑料是一种原料易得、综合性能良好、价格便宜、用途广泛的坚韧、质硬、刚性材料,使用便捷。

[0049] 优选的方案,所述呼吸波采集器100、呼吸波计算模块200及门控触发信号处理模块300封装于所述壳体10内。由此可知,整个系统都集成于壳体10内,由于各个模块都是通过芯片及各自的外围电路构成的电路板,因此集成在一个壳体10内比较方便,且体积小,质量轻。使用时,只需将壳体10底面的吸盘或贴片吸附在腹部即可。

[0050] 优选的方案,所述壳体10外包覆有磁屏蔽材料构成的封闭罩。由此可知,系统在磁共振系统室内工作,磁共振系统的磁场会对信号的采集及电路工作产生影响,反过来,系统也会对磁共振系统正常工作产生影响,因此,需要对系统内的硬件电路进行磁屏蔽设计。它包括两个部分:1)电路板的屏蔽处理;2)零部件的屏蔽处理:除去需要裸露出来的显示屏幕及插接口(诸如光电转换的光纤接口及充电口),其它相关零部件需要被特质的磁屏蔽材料屏蔽起来,针对光纤传输方式,电光转换器需要进行铜材料的包裹。另外,电池也需要进行铜材料的包裹。

[0051] 优选的方案,所述呼吸波计算模块200包括滑动平均滤波器及巴特沃斯滤波器,所述滑动平均滤波器用于将所述加速度信号进行滤波去噪得到中间信号,所述巴特沃斯滤波器用于将所述中间信号进行基线去除处理得到纯净加速度信号。采集信号的过程中往往会受各种噪声的影响,从而降低了信号的质量,对后续的信号处理和分析造成障碍,本方案中,对采集的加速度信号,首先进行滤波处理。由于输入信号中有用的频率成分和希望滤除的成分各占用不同的频带,因此通过一个合适的选频滤波器滤除干扰,得到纯净信号,达到滤波的目的。

[0052] 选择滑动平均滤波器。窗长为1001,overlap(重叠)点数1000。基于统计规律,将连续的采样数据,每次提取一个长度固定为1001的队列,在新的一次测量后,上述队列的首数据去掉,其余1000个数据与新的采样数据合并,新的采样数据作为新队列的尾;队列进行平均运算,并将其结果做为本次测量的结果。所有平均值最终构成新的队列,移动平均滤波器其原理简单,算法时间复杂度小,处理性能优良。本方案所选择的移动平均滤波器可以有效去除加速度信号的噪声,得到较为纯净加速度信号,有利于后续对信号的处理。

[0053] 经过滤波处理后的信号的基线不是一条水平线,而是上下摆动,这种情况称为基线漂移。而人的活动、传感器电极和体表接触不良等因素往往会造成信号基线的漂移。基线漂移属于低频信号,被检测者在静止状态下,它通常低于1Hz。基线漂移等噪声在信号的电位、频率成分上,对信号造成干扰,使得计算机难以准确快速的进行波形的特征点定位。

[0054] 采用低通巴特沃斯滤波器,计算出信号中的低频漂移的趋势信号,也称之为基线信号。这是一个低通滤波的过程,然后用原始信号减去基线信号,即为去基线漂移后的信号。为了获得较好的基线去除效果,巴特沃之滤波器的设计尤为关键,本模块中,我们将巴特沃之滤波器的 Ω_c 设置为0.006Hz,截止频率约为0.15Hz。将基线去除后,信号的漂移现象明显得到改善。

[0055] 优选的方案,所述系统还包括光电转换模块,所述光电转换模块包括光电转换电

路及光纤,所述光电转换电路用于将所述门控信号转化为光信号,所述光纤将所述光信号传输至磁共振上位机。由此可知,将门控信号转化为光信号然后通过光纤传输至磁共振上位机400,光纤不会产生电磁感应。具体地,门控触发信号通过光电转换电路,转为光信号,并通过光纤传输至磁共振室的外面。在磁共振室外,通过光电转换电路,将光信号再还原为门控触发电信号。也可以通过无线收发电路进行无线传输,无线传输属于现有技术,在此不再赘述。

[0056] 如图6至图10所示,本发明还提供了一种呼吸门控电路结构,包括呼吸波检测电路、MCU、及信号传输电路;

[0057] 所述呼吸波检测电路包括以MPU6050芯片为核心的加速度信号采集电路,所述呼吸波检测电路的输出端与所述MCU的串口电连接;

[0058] 所述MCU用于对所述呼吸波动信号进行处理并输出门控信号至信号传输电路;

[0059] 所述信号传输电路用于将所述门控信号传输至磁共振设备主机。

[0060] 优选的方案,所述MCU包括以STM32F103C8T6芯片为处理器核心的控制电路。其外围电路为现有技术在此不再赘述。

[0061] 优选的方案,所述信号传输电路包括无线信号传输模块或光纤信号传输模块。处理好的呼吸波信号需要传输至检测室外的磁共振主机上,因此需要信号传输电路来实现。

[0062] 优选的方案,所述无线信号传输模块包括nRF24L01芯片及其外围电路,所述nRF24L01芯片的CE引脚、CSN引脚、SCK引脚、MOSI引脚及MISO引脚分别与所述STM32F103C8T6芯片的PA8引脚、PB12引脚、PB13引脚、PB15引脚及PB14引脚电连接。通过nRF24L01芯片将呼吸波信号以无线方式传输至磁共振主机。

[0063] 优选的方案,所述光纤信号传输模块包括第一MOS管及以HFBR-1414TZ芯片为核心的光纤发射电路,所述HFBR-1414TZ芯片的CATHODE引脚与所述第一MOS管的D极电连接。所述光纤信号传输模块还包括第二MOS管及以HFBR-2416TZ芯片为核心的光纤接收电路,所述HFBR-2416TZ芯片的ANODE引脚与所述第二MOS管的G极电连接,所述第二MOS管的D极与所述第一MOS管的G极电连接。由此可知,通过光纤传输将信号从室内传至室外的磁共振主机,防止电磁干扰信号检测。

[0064] 优选的方案,所述STM32F103C8T6的PB2引脚、PB10引脚及PB11引脚分别与所述MPU6050芯片INT引脚、SCL引脚及SDA引脚电连接。其中SDA为数据信号输出端口,SCL为时钟信号输出端口。二者构成IIC通信。

[0065] 优选的方案,所述电路结构还包括电源电路,所述电源电路包括以LP5907芯片为核心的稳压电路,所述LP5907芯片的IN引脚接外接电源,所述LP5907芯片的OUT引脚均与呼吸波检测电路、MCU、及信号传输电路的电源输入端电连接。通过稳压电路稳定的为各个模块提供电源。

[0066] 优选的方案,所述呼吸波检测电路包括低通时域滤波器,所述低通时域滤波器为滑动平均滤波器,所述滑动平均滤波器的信号输入端与所述MPU6050芯片的SDA引脚电连接。加速度信号检测到后先要进行滤波降噪处理。

[0067] 优选的方案,所述呼吸波检测电路还包括巴特沃斯滤波器,所述巴特沃斯滤波器的信号输入端与所述滑动平均滤波器的信号输出端电连接,所述巴特沃斯滤波器的信号输出端与所述MCU的串口电连接。先滤波降噪,然后再除基线,进一步提高信号的精度。

[0068] 本发明实施例还提供了一种便携式呼吸门控方法,包括步骤:

[0069] S01:将呼吸波采集器100贴附于目标对象表面以采集呼吸运动的加速度信号;

[0070] S02:将所述加速度信号依次进行滤波去噪及基线去除处理得到纯净加速度信号,再将所述纯净加速度信号进行傅里叶变换得到频域加速度信号;

[0071] S03:将所述频域加速度信号进行二次积分得到频域位移信号,然后将所述纯净频域位移信号进行傅里叶逆变换得到时域位移信号;

[0072] S04:将所述时域位移信号转化为门控信号并输出。

[0073] 优选的方案,所述步骤S04具体包括:对所述时域位移信号进行波峰检测,将每个波峰输出一个触发信号并输出1,其余时间段为非触发时刻输出0,以时间沿为横轴,由0和1组成的脉冲信号为纵轴输出门控信号。

[0074] 本发明实施例的具体工作原理过程为:

[0075] 1、加速度信号采集。加速度采用目前应用广泛的MPU6050芯片构成的电路进行采集。

[0076] 2、加速度波预处理及呼吸波计算。在进行频域处理之前,因采集到的加速度信号有噪音并且有漂移的现象,本方案会先对信号进行平滑滤波和基线漂移去除,这些工作统称为信号预处理模块(见图1)。

[0077] 2.1.滤波去噪处理模块

[0078] 采集信号的过程中往往会受各种噪声的影响,从而降低了信号的质量,对后续的信号处理和分析造成障碍,本方案中,对采集的加速度信号,首先进行滤波处理。由于输入信号中有用的频率成分和希望滤除的成分各占用不同的频带,因此通过一个合适的选频滤波器滤除干扰,得到纯净信号,达到滤波的目的。

[0079] 选择滑动平均滤波器。窗长为1001,overlap(重叠)点数1000。基于统计规律,将连续的采样数据,每次提取一个长度固定为1001的队列,在新的一次测量后,上述队列的首数据去掉,其余1000个数据与新的采样数据合并,新的采样数据作为新队列的尾;队列进行平均运算,并将其结果做为本次测量的结果。所有平均值最终构成新的队列,移动平均滤波器其原理简单,算法时间复杂度小,处理性能优良。本方案所选择的移动平均滤波器可以有效去除加速度信号的噪声,得到较为纯净加速度信号,有利于后续对信号的处理。。

[0080] 2.2基线去除处理模块

[0081] 经过滤波处理后的信号的基线不是一条水平线,而是上下摆动,这种情况称为基线漂移。而人的活动、传感器电极和体表接触不良等因素往往会造成信号基线的漂移。基线漂移属于低频信号,被检测者在静止状态下,它通常低于1Hz。基线漂移等噪声在信号的电位、频率成分上,对信号造成干扰,使得计算机难以准确快速的进行波形的特征点定位。

[0082] 采用低通巴特沃斯滤波器,计算出信号中的低频漂移的趋势信号,也称之为基线信号。这是一个低通滤波的过程,然后用原始信号减去基线信号,即为去基线漂移后的信号。为了获得较好的基线去除效果,巴特沃斯滤波器的设计尤为关键,本模块中,我们将巴特沃之滤波器的 Ω_c 设置为0.006Hz,截止频率约为0.15Hz。将基线去除后,信号的漂移现象明显得到改善。

[0083] 2.3、呼吸波计算模块200,分为3个步骤。首先是傅里叶变换,然后是二次积分计算。最后是傅里叶逆变换。计算得到的信号,再进行信号放大。

[0084] 经过预处理后的加速度信号与呼吸波信号之间,是二次积分关系,因为呼吸波信号是加速度信号对应的位移信号,所以可以通过对加速度信号的二次积分得到呼吸波信号。对于加速度信号通过二次积分求解位移信号而言,在加速度精度不高或者加速度数据不经处理的情况下,积分得到的结果会产生一个趋势项,因此要想在时域上进行二次积分,就要对积分得到的位移信号进行去趋势项处理,否则会导致位移信号失真,如果在频率中进行二次积分算法的操作,可以避免此类问题。因此,本方案,选择频域中二次积分算法,首先,对加速度信号进行快速傅里叶变换(FFT)。再通过傅里叶变换的积分性质,在频域中实现积分与滤波后,通过傅里叶逆变换(IFFT)返回至时域,此时得到的信号即为时域位移信号。

[0085] 设加速度震动信号为 $f(t)$,则通过FFT变换的性质:

[0086] 一次积分:

$$[0087] \quad \mathcal{F}\left[\int_{-\infty}^t f(\tau)d\tau\right] = \frac{F(\omega)}{j\omega} + \pi F(0)\delta(\omega) \quad (1)$$

[0088] 公式中, \mathcal{F} , τ , j , ω 分别为傅里叶变换、时域自变量、虚数因子及频域自变量。 $\delta()$, $F(\omega)$ 分别代表单位冲击函数及傅里叶变换后的频域函数。

[0089] 二次积分公式如下:

$$[0090] \quad \mathcal{F}\left[\int\int f(\tau)d\tau\right] = \frac{F(\omega)}{(j\omega)^2} + \pi F(0)\delta(\omega) \quad (2)$$

[0091] 通过以上模块,将加速度信号变换得到呼吸信号,效果显著。

[0092] 3、呼吸波显示及门控触发信号计算。首先,将呼吸波信号显示在贴片设备的屏幕中;其次,对呼吸波信号,运行波峰检测算法,将每个波峰,输出一个触发信号,非触发时刻,为低电平,从而将呼吸波转换为由0,1值组成的脉冲信号,1对应的即为波峰时刻。该脉冲信号即为门控触发信号,它作为MCU处理器的输出信号。

[0093] 4、门控触发信号传输。贴片系统的输出信号可以是无线信号,也可以是有线信号:

[0094] 1) 有线方式:门控触发信号通过光电转换电路,转为光信号,并通过光纤传输至磁共振室的外面。在磁共振室外,通过光电转换电路,将光信号再还原为门控触发电信号。

[0095] 2) 无线方式:门控触发信号通过无线发射电路,传输给磁共振室外的PC机(上位机)。

[0096] 5、电磁屏蔽。整个系统在磁共振系统室内工作,磁共振系统的磁场会对信号的采集及电路工作产生影响,反过来,贴片设备也会对磁共振系统正常工作产生影响,因此,本发明中需要对贴片设备的硬件电路进行磁屏蔽设计。它包括两个部分:1) 电路板的屏蔽处理;2) 零部件的屏蔽处理:除去需要裸露出来的显示屏幕及插接口(诸如光电转换的光纤接口及充电口),其它相关零部件需要被特质的磁屏蔽材料屏蔽起来,针对光纤传输方式,电光转换器需要进行铜材料的包裹。另外,电池也需要进行铜材料的包裹。

[0097] 本发明的有益效果:本发明提供的这种便携式呼吸门控系统与方法,将呼吸波采集器贴附于目标对象表面以采集呼吸运动的加速度信号,然后将所述加速度信号依次进行滤波去噪及基线去除处理得到纯净加速度信号;再将所述纯净加速度信号进行傅里叶变换得到频域加速度信号;对所述频域加速度信号进行二次积分得到频域位移信号,然后将所

述纯净频域移信号进行傅里叶逆变换得到时域位移信号;最后将所述时域位移信号转化为门控信号并输出至磁共振上位机。该系统结构紧凑并集成于一个整体,体积小,操作方便且兼容性高,只需将系统的信号采集端贴附于病人腹部即可采集呼吸波,然后通过光纤或无线方式将门控信号传输至磁共振上位机即可。

[0098] 以上例举仅仅是对本发明的举例说明,并不构成对本发明的保护范围的限制,凡是与本发明相同或相似的设计均属于本发明的保护范围之内。

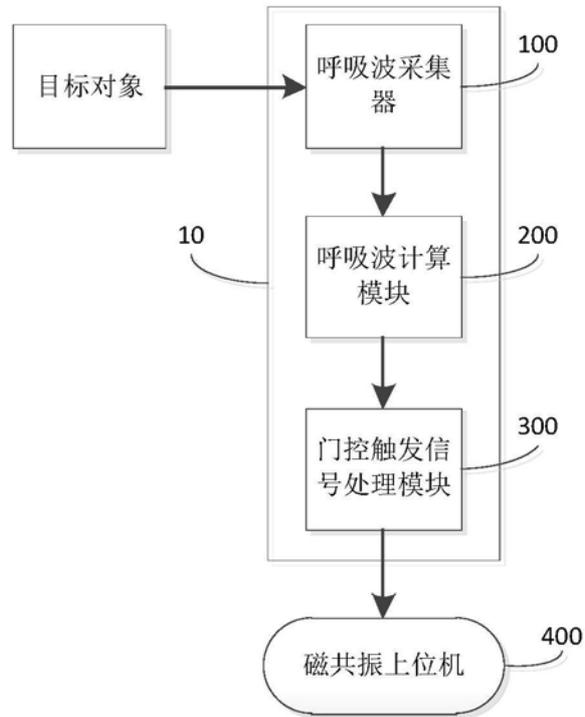


图1

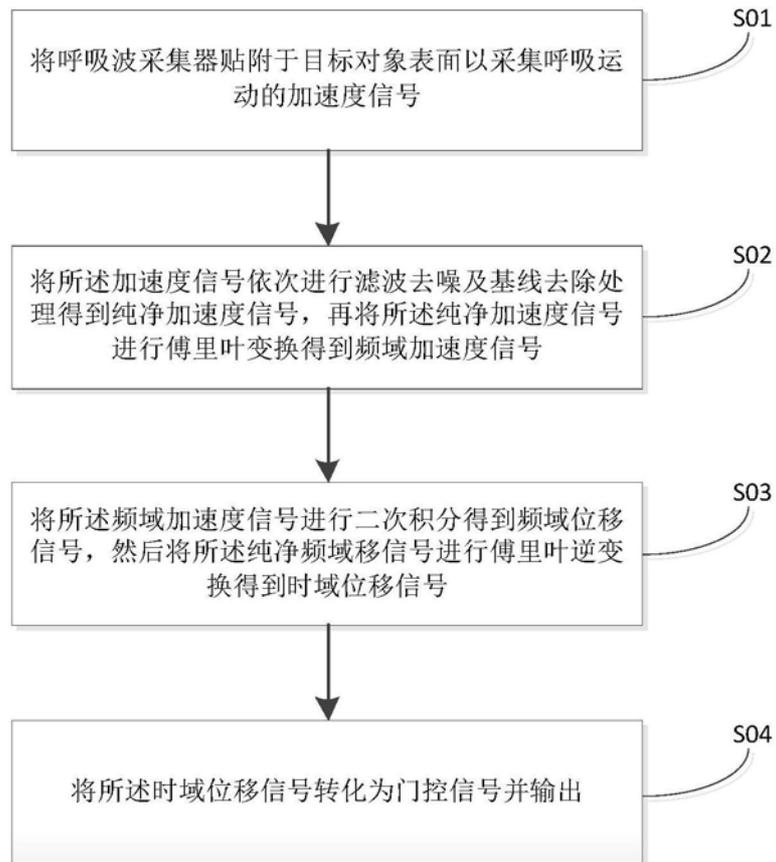


图2

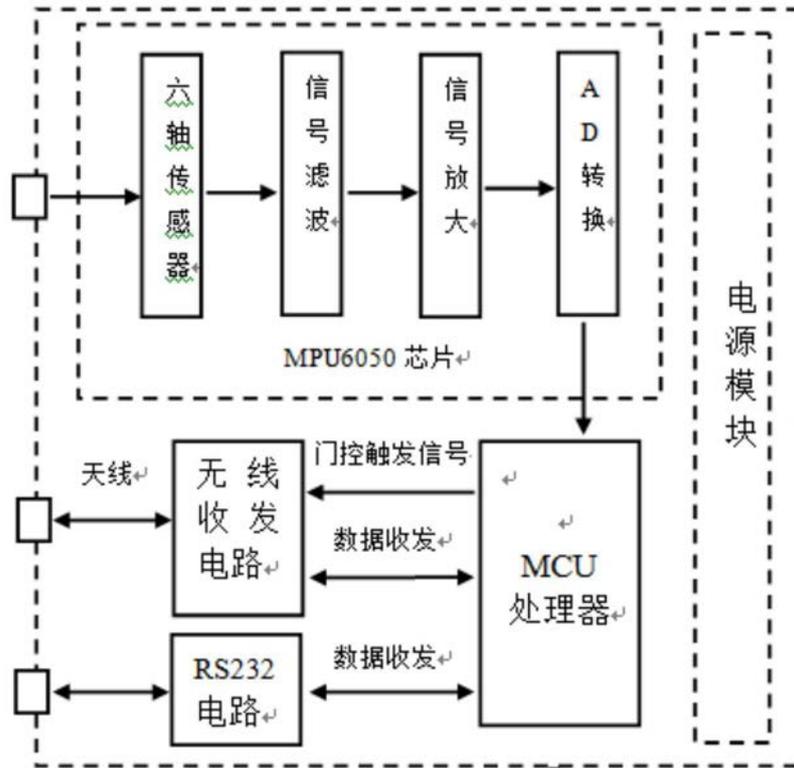


图3

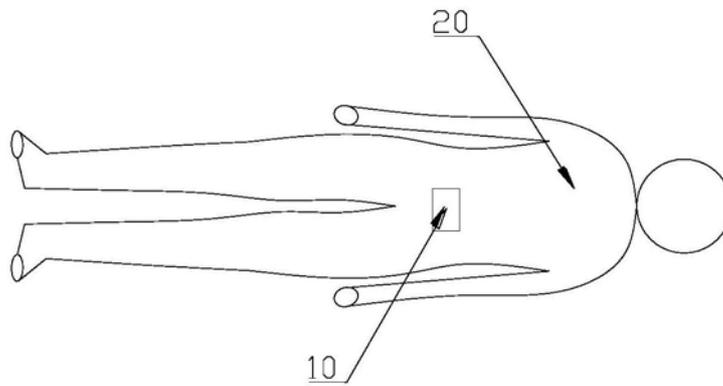


图4

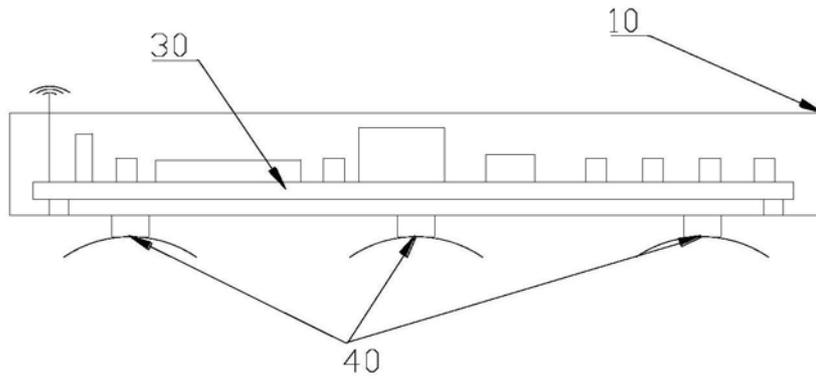


图5

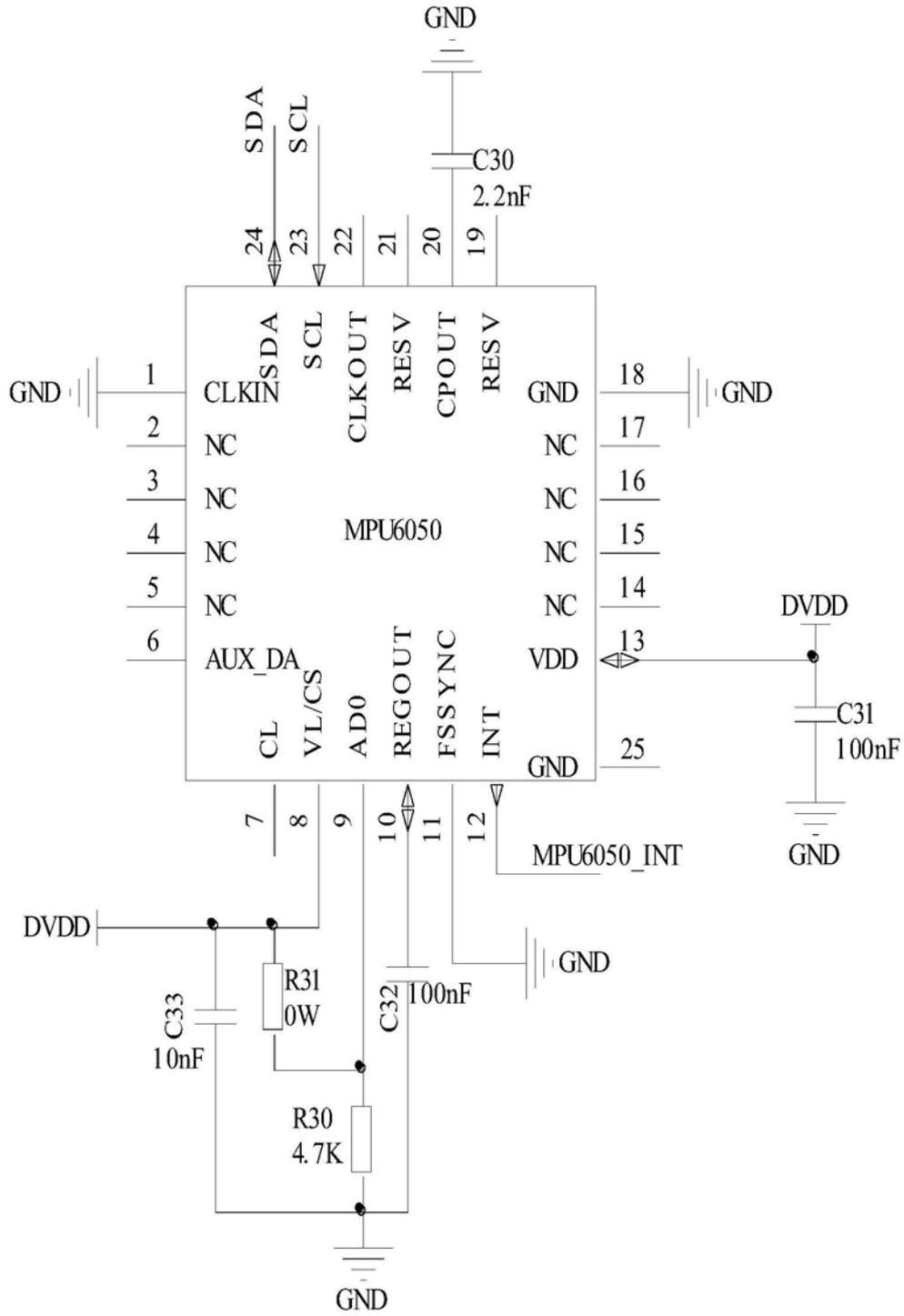


图6

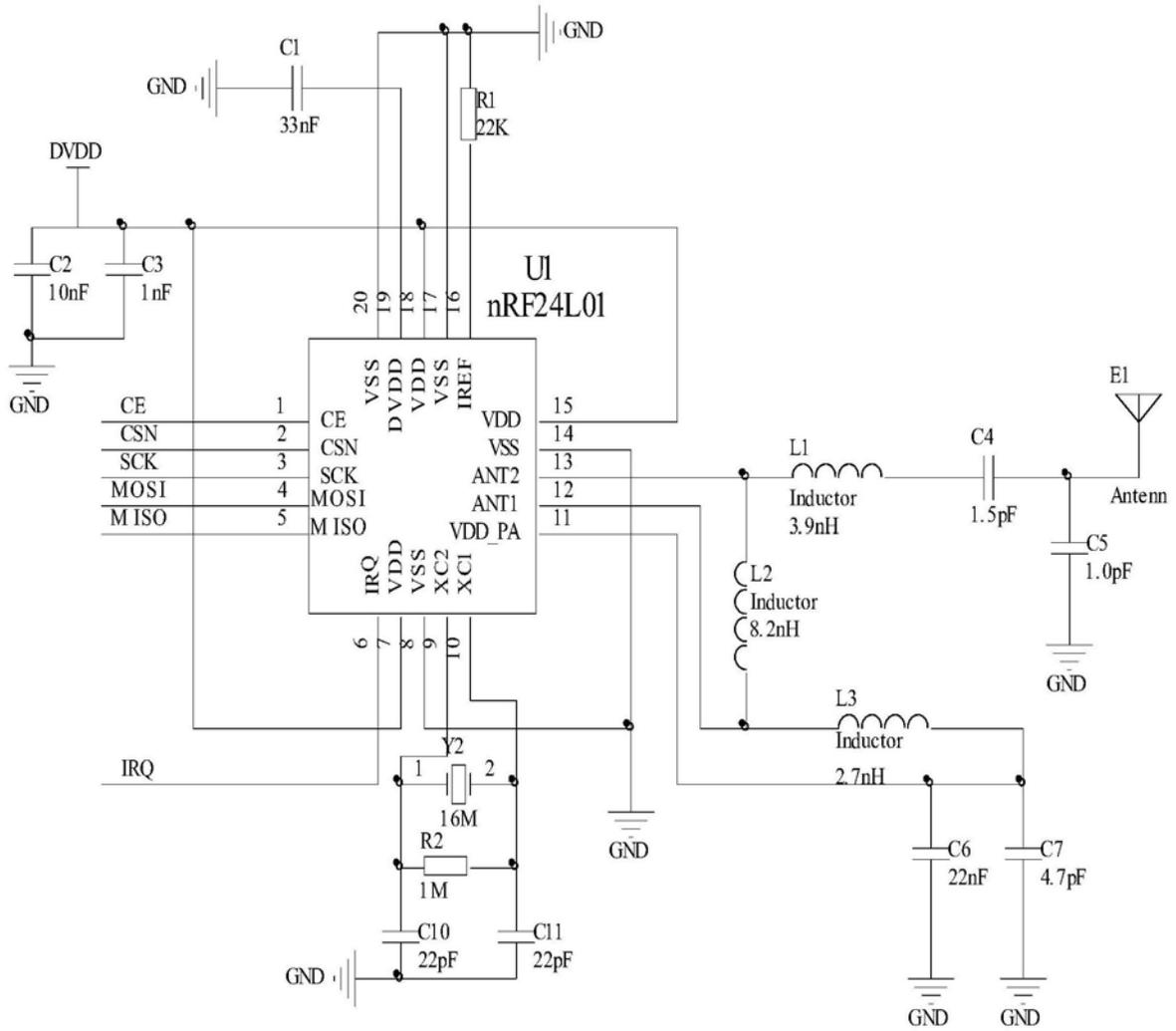


图7

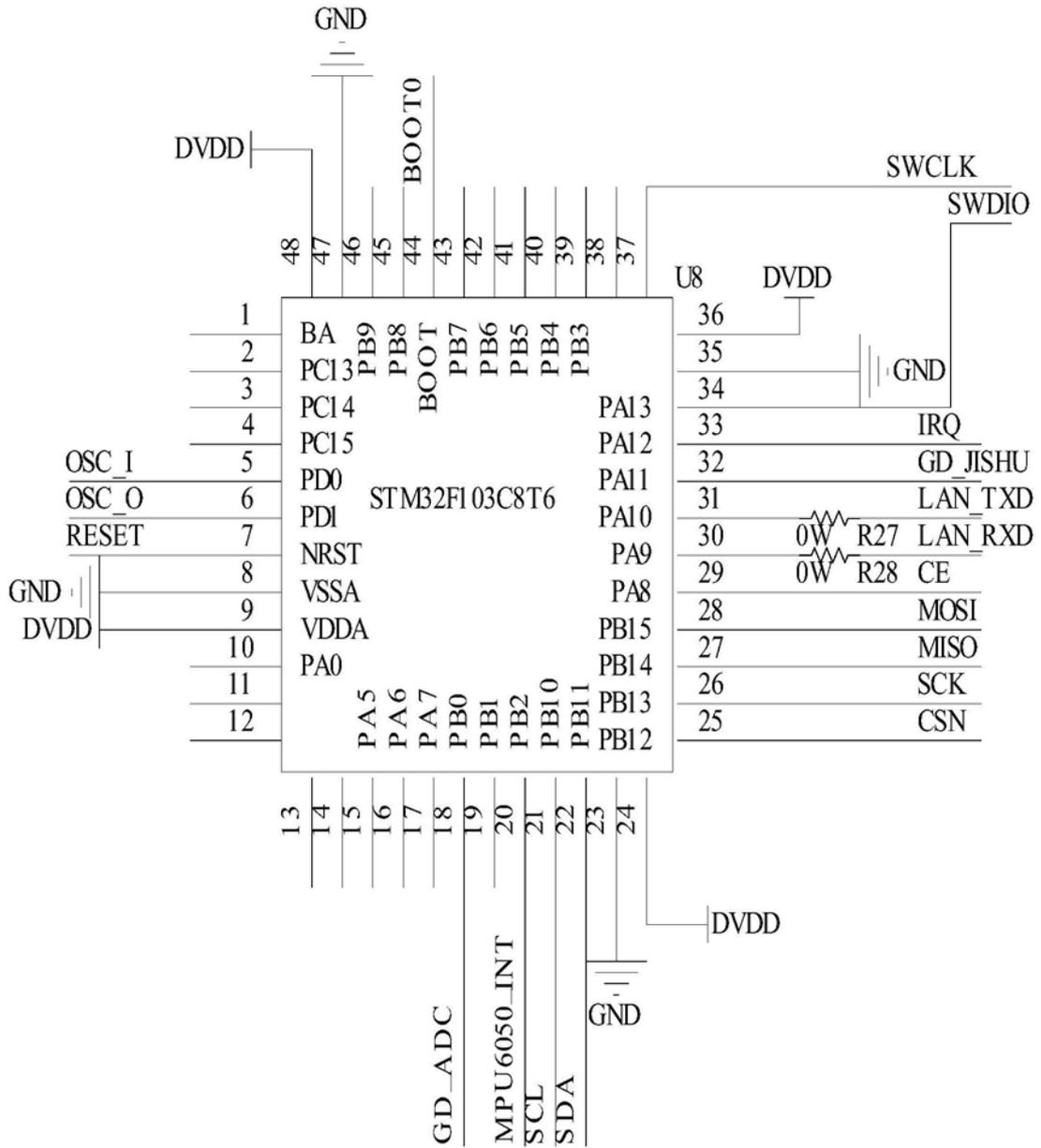


图8

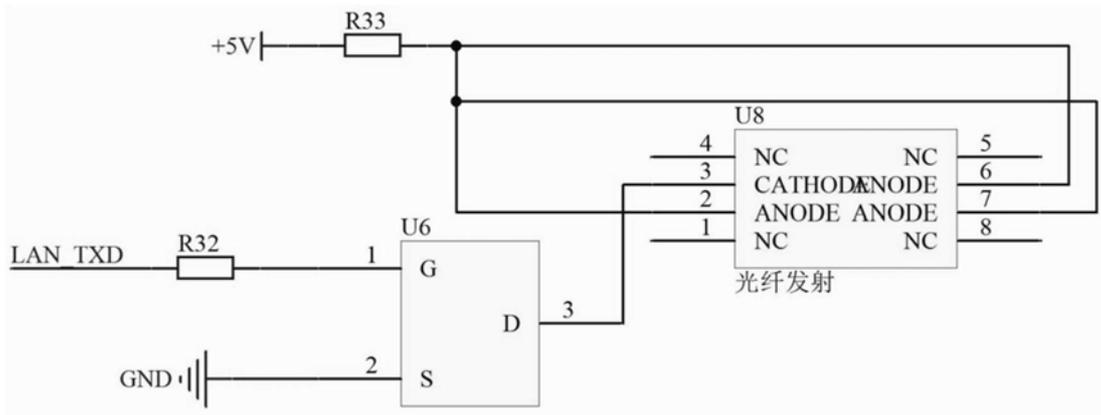


图9

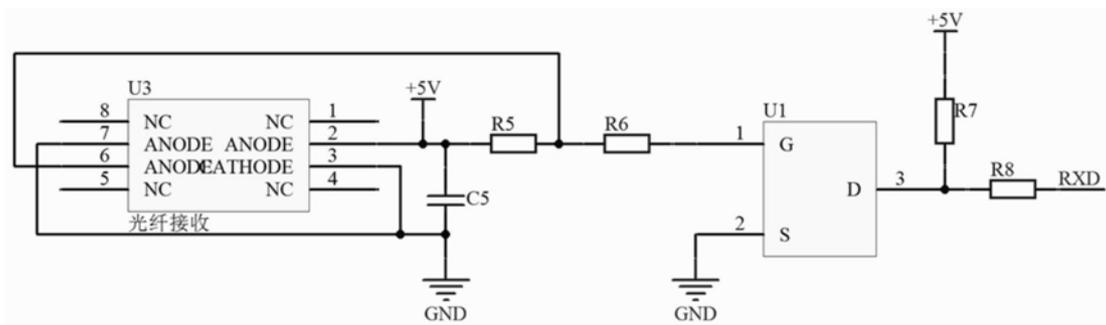


图10

专利名称(译)	一种便携式呼吸门控系统与方法		
公开(公告)号	CN110720916A	公开(公告)日	2020-01-24
申请号	CN201910791307.0	申请日	2019-08-26
[标]发明人	高军峰 张绪 党鑫 邓春平 田洪君		
发明人	高军峰 韦思宏 张绪 党鑫 邓春平 田洪君		
IPC分类号	A61B5/055 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/055 A61B5/7285		
代理人(译)	吴静		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明属于医疗器械技术领域，具体提供了一种便携式呼吸门控系统与方法，将呼吸波采集器贴附于目标对象表面以采集呼吸运动的加速度信号，然后将所述加速度信号依次进行滤波去噪及基线去除处理得到纯净加速度信号；再将所述纯净加速度信号进行傅里叶变换得到频域加速度信号；对所述频域加速度信号进行二次积分得到频域位移信号，然后将所述纯净频域移信号进行傅里叶逆变换得到时域位移信号；最后将所述时域位移信号转化为门控信号并输出至磁共振上位机。该系统结构紧凑并集成于一个整体，体积小，操作方便且兼容性高，只需将系统的信号采集端贴附于病人腹部即可采集呼吸波，然后通过光纤或无线方式将门控信号传输至磁共振上位机即可。

