



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 114376609 A

(43) 申请公布日 2022. 04. 22

(21) 申请号 202210285932.X

(22) 申请日 2022.03.23

(71) 申请人 季华实验室

地址 528200 广东省佛山市南海区桂城街道环岛南路28号

(72) 发明人 何兆铭 毕海 段江伟 汪伟 杨万里 张海裕

(74) 专利代理机构 深圳市世纪恒程知识产权代理事务所 44287

代理人 高川

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

A61B 8/12 (2006.01)

A61B 8/08 (2006.01)

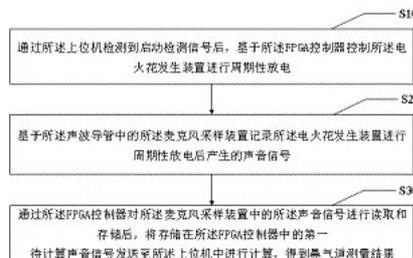
权利要求书3页 说明书13页 附图5页

(54) 发明名称

鼻声反射仪、鼻气道测量方法、测量设备和介质

(57) 摘要

本发明公开了一种鼻声反射仪、鼻气道测量方法、测量设备和介质,该方法包括:通过上位机检测到启动检测信号后,基于FPGA控制器控制电火花发生装置进行周期性放电;基于安装在声波导管中的麦克风采样装置记录电火花发生装置进行周期性放电后产生的声音信号;通过FPGA控制器对麦克风采样装置中的声音信号进行读取和存储后,将存储在FPGA控制器中的声音信号发送至上位机中进行计算,得到鼻气道测量结果。通过将声源由扬声器替换为脉冲极短的电火花,缩短了所需的声波导管的长度,进而避免因螺旋结构的声波导管而导致的鼻气道测量精度下降的问题,通过对连续多次采集的声音信号进行处理计算,进一步提升鼻气道测量的稳定性和测量精度。



1. 一种鼻声反射仪,其特征在于,所述鼻声反射仪包括:

上位机;

FPGA控制器,所述FPGA控制器与所述上位机建立通信连接;

电火花发生装置,所述电火花发生装置与所述FPGA控制器建立通信连接;

声波导管,所述声波导管与所述电火花发生装置建立连接;

麦克风采样装置,所述麦克风采样装置安置在所述声波导管中;

FPGA控制器,所述FPGA控制器与所述麦克风采样装置建立通信连接。

2. 如权利要求1所述的一种鼻声反射仪,其特征在于,所述电火花发生装置包括control端、放电电极、第一线圈、第二线圈、第三线圈、第四线圈、第五线圈、第一电阻、第二电阻、第三电阻、第四电阻、第五电阻、第一二极管、第二二极管、第三二极管、电容、三极管和电池;

所述control端的输出端连接所述第一电阻的一端,所述第一电阻的另一端连接所述第二二极管的门极,所述第二二极管的负极连接所述电池的负极,所述电池的正极连接所述三极管的发射极,所述三极管的基极连接所述第三电阻的一端,所述第三电阻的另一端连接所述第二线圈的一端,所述第二线圈的另一端连接所述第二电阻的一端,所述第二电阻的另一端连接所述第二二极管的正极,所述第一线圈的一端接在所述第二线圈和第二电阻的连接线上,所述第一线圈的另一端连接所述三极管的集电极;

所述第三线圈的一端与所述第三电阻进行连接,所述第三线圈的另一端连接所述第一二极管的正极,所述第一二极管的负极连接所述电容的一端,所述电容的另一端连接所述第四线圈的一端;

所述第四电阻和第五电阻串联,所述第三二极管的门极接在所述第四电阻和第五电阻的连接点上,所述第四电阻、第五电阻和第三二极管与所述第四线圈和所述第三线圈并联;

所述第五线圈与所述第四线圈相对,所述放电电极接在所述第五线圈的两端上;

所述control端,用于接收所述FPGA控制器发送的预设直流电源;

所述放电电极,用于在所述control端接收到所述预设直流电源后进行周期性放电。

3. 一种鼻气道测量方法,其特征在于,所述鼻气道测量应用于权利要求1至2任一项所述的鼻声反射仪,所述鼻气道测量方法包括以下步骤:

通过所述上位机检测到启动检测信号后,基于所述FPGA控制器控制所述电火花发生装置进行周期性放电;

基于所述声波导管中的所述麦克风采样装置记录所述电火花发生装置进行周期性放电后产生的声音信号;

通过所述FPGA控制器对所述麦克风采样装置中的所述声音信号进行读取和存储后,将存储在所述FPGA控制器中的第一待计算声音信号发送至所述上位机中进行计算,得到鼻气道测量结果。

4. 如权利要求3所述的鼻气道测量方法,其特征在于,所述基于所述FPGA控制器控制所述电火花发生装置进行周期性放电的步骤包括:

基于所述FPGA控制器在所述电火花发生装置的control端上施加预设直流电压,控制所述电火花发生装置的放电电极进行周期性放电。

5. 如权利要求4所述的鼻气道测量方法,其特征在于,所述通过所述FPGA控制器对所述

麦克风采样装置中的所述声音信号进行读取和存储后的步骤包括：

通过所述FPGA控制器对所述麦克风采样装置中的所述声音信号进行读取；

判断读取的所述声音信号是否为具有起始部分的第一待计算声音信号；

若读取的所述声音信号为具有起始部分的第一待计算声音信号，则将所述control端的电压拉低，同时对所述第一待计算声音信号进行存储；

若读取的所述声音信号不为具有起始部分的第一待计算声音信号，则保持所述control端的高电压，并将所述声音信号进行剔除。

6. 如权利要求5所述的鼻气道测量方法，其特征在于，所述判断读取的所述声音信号是否为具有起始部分的第一待计算声音信号的步骤包括：

判断所述声音信号所处的地址是否属于所述FPGA控制器的内存数据库中的循环存储区；

若所述声音信号所处的地址属于所述FPGA控制器的内存数据库中的循环存储区，则判定读取的所述声音信号为具有起始部分的第一待计算声音信号；

若所述声音信号所处的地址不属于所述FPGA控制器的内存数据库中的循环存储区，则判断所述声音信号是否触发预设存储条件；

若所述声音信号触发预设存储条件，则判定读取的所述声音信号为具有起始部分的第一待计算声音信号。

7. 如权利要求5所述的鼻气道测量方法，其特征在于，所述将存储在所述FPGA控制器中的第一待计算声音信号发送至所述上位机中进行计算，得到鼻气道测量结果的步骤包括：

将所述第一待计算声音信号通过所述FPGA控制器发送至所述上位机中；

通过PCA降维空间法对所述第一待计算声音信号进行压缩降维后，在降维空间中得到第一低维待计算声音信号；

基于预设比例，在所述第一低维待计算声音信号中将偏离所述第一低维待计算声音信号的中心位置的异常信号进行剔除，得到第二低维待计算声音信号；

将所述第二低维待计算声音信号作为提取样本，在所述第一待计算声音信号中进行与所述第二低维待计算声音信号对应的待计算声音信号的提取，得到第二待计算声音信号；

基于互相关定位法对所述第二待计算声音信号进行拆分，得到第一声音入射波脉冲信号和第一声音回波信号和基线信号；

通过补偿方法将所述第一声音入射波脉冲信号和第一声音回波信号中的所述基线信号去除，得到第二声音入射波脉冲信号和第二声音回波信号；

基于快速傅里叶变换算法对所述第二声音入射波脉冲信号和第二声音回波信号进行快速傅里叶变换，得到第三声音入射波脉冲信号和第三声音回波信号；

基于所述第三声音入射波脉冲信号和第三声音回波信号进行冲激响应 $h(t)$ 值的计算，得到 $h(t)$ 值，并将所述 $h(t)$ 值进行平均后，基于WA算法进行计算获得所述鼻气道测量结果。

8. 如权利要求7所述的鼻气道测量方法，其特征在于，所述得到鼻气道测量结果的步骤之后，还包括：

通过所述上位机的显示端对所述鼻气道测量结果进行显示。

9. 一种测量设备，其特征在于，所述测量设备包括如权利要求1至2中任一项所述的鼻声反射仪、存储器、处理器及存储在存储器上并可在处理器上运行的计算机程序，所述处理

器执行所述计算机程序时实现权利要求3-8中任一项所述的鼻气道测量方法的步骤。

10. 一种计算机可读存储介质,其特征在于,所述计算机可读存储介质上存储有计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时实现权利要求3-8中任一项所述的鼻气道测量方法的步骤。

鼻声反射仪、鼻气道测量方法、测量设备和介质

技术领域

[0001] 本发明涉及鼻声反射仪技术领域,特别涉及一种鼻声反射仪、鼻气道测量方法、测量设备及计算机可读存储介质。

背景技术

[0002] 现有的用于鼻气道测量的鼻声反射仪通常使用扬声器作为声源,利用麦克风收集回波信息后,采用WA算法或者其他的逆散射计算算法根据入射信号的冲激响应计算待测腔体内部的情况。

[0003] 但现有技术中存在,在计算入射信号的冲激响应时,需要将入射脉冲和回波信号进行有效分离,而因为作为声源的扬声器会使得脉冲时间较长,因此必须使用较长的声波导管才能保证入射脉冲和回波信号的有效分离,而在现有的鼻声反射仪的声波导管的设计中,通常都将声波导管做成螺旋结构以减小在鼻声反射仪中所占用的体积,但使用软管制成螺旋声波导管时,会因软管内径易发生变化导致鼻声反射仪不能够精确测量出待测腔体的内部情况,而使用刚管作为声波导管时,存在制作工艺复杂和导管内径横截面不均匀导致测量精度下降的问题。

[0004] 因此,现有的鼻声反射仪存在因较长的声波导管螺旋结构的设计问题,导致鼻气道测量结果在输出时存在精度性较低和测量稳定性较差的问题。

发明内容

[0005] 本发明的主要目的是提出一种鼻声反射仪、鼻气道测量方法、测量设备及计算机可读存储介质,旨在如何解决现有的鼻声反射仪存在因较长的声波导管螺旋结构的设计问题,导致鼻气道测量结果在输出时存在精度性较低的问题的技术问题。

[0006] 为实现上述目的,本发明提供一种鼻声反射仪,其特征在于,所述鼻声反射仪包括:

上位机;

FPGA控制器,所述FPGA控制器与所述上位机建立通信连接;

电火花发生装置,所述电火花发生装置与所述FPGA控制器建立通信连接;

声波导管,所述声波导管与所述电火花发生装置建立连接;

麦克风采样装置,所述麦克风采样装置安置在所述声波导管中;

FPGA控制器,所述FPGA控制器与所述麦克风采样装置建立通信连接。

[0007] 可选地,所述电火花发生装置包括control端、放电电极、第一线圈、第二线圈、第三线圈、第四线圈、第五线圈、第一电阻、第二电阻、第三电阻、第四电阻、第五电阻、第一二极管、第二二极管、第三二极管、电容、三极管和电池;

所述control端的输出端连接所述第一电阻的一端,所述第一电阻的另一端连接所述第二二极管的门极,所述第二二极管的负极连接所述电池的负极,所述电池的正极连接所述三极管的发射极,所述三极管的基极连接所述第三电阻的一端,所述第三电阻的另

一端连接所述第二线圈的一端,所述第二线圈的另一端连接所述第二电阻的一端,所述第二电阻的另一端连接所述第二二极管的正极,所述第一线圈的一端接在所述第二线圈和第二电阻的连接线上,所述第一线圈的另一端连接所述三极管的集电极;

所述第三线圈的一端与所述第三电阻进行连接,所述第三线圈的另一端连接所述第一二极管的正极,所述第一二极管的负极连接所述电容的一端,所述电容的另一端连接所述第四线圈的一端;

所述第四电阻和第五电阻串联,所述第三二极管的门极接在所述第四电阻和第五电阻的连接点上,所述第四电阻、第五电阻和第三二极管与所述第四线圈和所述第三线圈并联;

所述第五线圈与所述第四线圈相对,所述放电电极接在所述第五线圈的两端上;

所述control端,用于接收所述FPGA控制器发送的预设直流电源;

所述放电电极,用于在所述control端接收到所述预设直流电源后进行周期性放电。

[0008] 本发明还提供一种鼻气道测量方法,所述鼻气道测量方法包括以下步骤:

通过所述上位机检测到启动检测信号后,基于所述FPGA控制器控制所述电火花发生装置进行周期性放电;

基于所述声波导管中的所述麦克风采样装置记录所述电火花发生装置进行周期性放电后产生的声音信号;

通过所述FPGA控制器对所述麦克风采样装置中的所述声音信号进行读取和存储后,将存储在所述FPGA控制器中的第一待计算声音信号发送至所述上位机中进行计算,得到鼻气道测量结果。

[0009] 可选地,所述FPGA控制器控制所述电火花发生装置进行周期性放电的步骤包括:

基于所述FPGA控制器在所述电火花发生装置的control端上施加预设直流电压,控制所述电火花发生装置的放电电极进行周期性放电。

[0010] 可选地,所述通过所述FPGA控制器对所述麦克风采样装置中的所述声音信号进行读取和存储后的步骤包括:

通过所述FPGA控制器对所述麦克风采样装置中的所述声音信号进行读取;

判断读取的所述声音信号是否为具有起始部分的第一待计算声音信号;

若读取的所述声音信号为具有起始部分的第一待计算声音信号,则将所述control端的电压拉低,同时对所述第一待计算声音信号进行存储;

若读取的所述声音信号不为具有起始部分的第一待计算声音信号,则保持所述control端的高电压,并将所述声音信号进行剔除。

[0011] 可选地,所述判断读取的所述声音信号是否为具有起始部分的第一待计算声音信号的步骤包括:

判断所述声音信号所处的地址是否属于所述FPGA控制器的内存数据库中的循环存储区;

若所述声音信号所处的地址属于所述FPGA控制器的内存数据库中的循环存储区,则判定读取的所述声音信号为具有起始部分的第一待计算声音信号;

若所述声音信号所处的地址不属于所述FPGA控制器的内存数据库中的循环存储

区,则判断所述声音信号是否触发预设存储条件;

若所述声音信号触发预设存储条件,则判定读取的所述声音信号为具有起始部分的第一待计算声音信号。

[0012] 可选地,所述将存储在所述FPGA控制器中的第一待计算声音信号发送至所述上位机中进行计算,得到鼻气道测量结果的步骤包括:

将所述第一待计算声音信号通过所述FPGA控制器发送至所述上位机中;

通过PCA降维空间法对所述第一待计算声音信号进行压缩降维后,在降维空间中得到第一低维待计算声音信号;

基于预设比例,在所述第一低维待计算声音信号中将偏离所述第一低维待计算声音信号的中心位置的异常信号进行剔除,得到第二低维待计算声音信号;

将所述第二低维待计算声音信号作为提取样本,在所述第一待计算声音信号中进行与所述第二低维待计算声音信号对应的待计算声音信号的提取,得到第二待计算声音信号;

基于互相关定位法对所述第二待计算声音信号进行拆分,得到第一声音入射波脉冲信号和第一声音回波信号和基线信号;

通过补偿方法将所述第一声音入射波脉冲信号和第一声音回波信号中的所述基线信号去除,得到第二声音入射波脉冲信号和第二声音回波信号;

基于快速傅里叶变换算法对所述第二声音入射波脉冲信号和第二声音回波信号进行快速傅里叶变换,得到第三声音入射波脉冲信号和第三声音回波信号;

基于所述第三声音入射波脉冲信号和第三声音回波信号进行冲激响应 $h(t)$ 值的计算,得到 $h(t)$ 值,并将所述 $h(t)$ 值进行平均后,基于WA算法进行计算获得所述鼻气道测量结果。

[0013] 可选地,所述得到鼻气道测量结果的步骤之后,还包括:

通过所述上位机的显示端对所述鼻气道测量结果进行显示。

[0014] 此外,为实现上述目的,本发明还提供一种测量设备,所述测量设备包括鼻声反射仪、存储器、处理器及存储在存储器上并可在处理器上运行的计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时实现上述鼻气道测量方法的步骤。

[0015] 此外,为实现上述目的,本发明还提供一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质上存储有计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时实现上述鼻气道测量方法的步骤。

[0016] 本发明中通过以电火花发生装置所能产生的电火花作为声源,解决脉冲时间较长而不得不使用螺旋结构的长声波导管所引起的入射脉冲和回波信息在传输的过程中存在的不稳定性,使得输出的鼻气道测量结果存在精度性较低的问题,通过对麦克风采集声音信号进行存储,避免因与上位机之间的串口通信速度低于信号采样速率而导致的在发送过程中存在的声音信号丢失的问题,通过采用互相关定位法、PCA降维空间剔除算法以及冲激响应 $h(t)$ 平均算法对采集的声音信号进行计算处理,提高计算结果的精准度和抗干扰能力。

附图说明

[0017] 图1是本发明实施例方案涉及的硬件运行环境的终端结构示意图;

图2为本发明FPGA控制器与上位机结合控制电火花发生装置的鼻声反射仪结构示意图；

图3为电火花发生装置的放电控制电路示意图；

图4为本发明鼻气道测量方法一实施例的流程示意图；

图5为图4中步骤S30的细化流程示意图；

图6为图4中步骤S30的细化流程示意图；

图7为麦克风采样装置所捕捉的声音信号示意图；

图8为FPGA控制器的12位AD采样芯片划分的区域示意图；

图9为在降维空间中第一低维待计算声音信号的分布示意图。

[0018] 本发明目的的实现、功能特点及优点将结合实施例，参照附图做进一步说明。

具体实施方式

[0019] 应当理解，此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明，并不用于限定本发明。

[0020] 本发明实施例的主要解决方案是：通过将FPGA控制器与上位机结合控制电火花发生装置产生电火花的设计，能够减少声音信号的脉冲时间，因脉冲时间的减少，进而可以减少使用的声波导管的长度和占用鼻声反射仪的体积，从而避免因使用的声波导管长且弯曲的特性而导致的采集的声音信号的不稳定和输出的鼻气道测量结果的精度性低的问题。

[0021] 由于现有技术中，鼻声反射仪使用扬声器作为声源，但因扬声器所产生的声音信号的脉冲时间较长的原因，使得采用的声波导管需有足够的长度才能更好的对入射脉冲和回波信号进行分离处理，而为了减小长声波导管在鼻声反射仪中所占用的体积，通常将长声波导管做成螺旋结构，但不论是使用软管还是钢管来作为螺旋结构的长声波导管，都会存在采集的声音信号不稳定和获得的鼻气道测量结果精度性低的问题。

[0022] 本发明提供一种解决方案，只需将作为声源的扬声器更换为电火花发生装置，利用电火花所产生的声音信号的脉冲时间较短的特性，达到减声波导管长度的效果，从而避免因采用螺旋结构的长声波导管进行采集和处理声音信号而产生的一系列不利于提高鼻声反射仪稳定性和测试精度的问题。

[0023] 如图1所示，图1是本发明实施例方案涉及的硬件运行环境的终端结构示意图。

[0024] 本发明实施例鼻气道测量装置可以是PC，也可以是平板电脑、便携计算机等具有显示功能的可移动式终端设备。

[0025] 如图1所示，该终端可以包括：处理器1001，例如CPU，网络接口1004，用户接口1003，存储器1005，通信总线1002。其中，通信总线1002用于实现这些组件之间的连接通信。用户接口1003可以包括显示屏(Display)、输入单元比如键盘(Keyboard)，可选用户接口1003还可以包括标准的有线接口、无线接口。网络接口1004可选的可以包括标准的有线接口、无线接口(如WI-FI接口)。存储器1005可以是高速RAM存储器，也可以是稳定的存储器(non-volatile memory)，例如磁盘存储器。存储器1005可选的还可以是独立于前述处理器1001的存储装置。所述终端安置在所述鼻声反射仪上。

[0026] 可选地，鼻气道测量装置还可以包括摄像头、RF(Radio Frequency, 射频)电路，传感器、音频电路、WiFi模块等等。其中，传感器比如光传感器、运动传感器以及其他传感器。具体地，光传感器可包括环境光传感器及接近传感器，其中，环境光传感器可根据环境光线

的明暗来调节显示屏的亮度,接近传感器可在移动终端移动到耳边时,关闭显示屏和/或背光。作为运动传感器的一种,重力加速度传感器可检测各个方向上(一般为三轴)加速度的大小,静止时可检测出重力的大小及方向,可用于识别移动终端姿态的应用(比如横竖屏切换、相关游戏、磁力计姿态校准)、振动识别相关功能(比如计步器、敲击)等;当然,移动终端还可配置陀螺仪、气压计、湿度计、温度计、红外线传感器等其他传感器,在此不再赘述。

[0027] 本领域技术人员可以理解,图1中示出的鼻气道测量装置结构并不构成对鼻气道测量装置的限定,可以包括比图示更多或更少的部件,或者组合某些部件,或者不同的部件布置。

[0028] 如图1所示,作为一种计算机存储介质的存储器1005中可以包括操作系统、网络通信模块、用户接口模块以及计算机程序。

[0029] 在图1所示的终端中,网络接口1004主要用于连接后台服务器,与后台服务器进行数据通信;用户接口1003主要用于连接客户端(用户端),与客户端进行数据通信;而处理器1001可以用于调用存储器1005中存储的计算机程序,并执行以下操作:

通过所述上位机检测到启动检测信号后,基于所述FPGA控制器控制所述电火花发生装置进行周期性放电;

基于所述声波导管中的所述麦克风采样装置记录所述电火花发生装置进行周期性放电后产生的声音信号;

通过所述FPGA控制器对所述麦克风采样装置中的所述声音信号进行读取和存储后,将存储在所述FPGA控制器中的第一待计算声音信号发送至所述上位机中进行计算,得到鼻气道测量结果。

[0030] 进一步地,处理器1001可以调用存储器1005中存储的计算机程序,还执行以下操作:

基于所述FPGA控制器控制所述电火花发生装置进行周期性放电的步骤包括:基于所述FPGA控制器在所述电火花发生装置的control端上施加预设直流电压,控制所述电火花发生装置的放电电极进行周期性放电。

[0031] 进一步地,处理器1001可以调用存储器1005中存储的计算机程序,还执行以下操作:

通过所述FPGA控制器对所述麦克风采样装置中的所述声音信号进行读取和存储后的步骤包括:通过所述FPGA控制器对所述麦克风采样装置中的所述声音信号进行读取;

判断读取的所述声音信号是否为具有起始部分的第一待计算声音信号;

若读取的所述声音信号为具有起始部分的第一待计算声音信号,则将所述control端的电压拉低,同时对所述第一待计算声音信号进行存储;

若读取的所述声音信号不为具有起始部分的第一待计算声音信号,则保持所述control端的高电压,并将所述声音信号进行剔除。

[0032] 进一步地,处理器1001可以调用存储器1005中存储的计算机程序,还执行以下操作:

判断读取的所述声音信号是否为具有起始部分的第一待计算声音信号的步骤包括:判断所述声音信号所处的地址是否属于所述FPGA控制器的内存数据库中的循环存储区;

若所述声音信号所处的地址属于所述FPGA控制器的内存数据库中的循环存储区,则判定读取的所述声音信号为具有起始部分的第一待计算声音信号;

若所述声音信号所处的地址不属于所述FPGA控制器的内存数据库中的循环存储区,则判断所述声音信号是否触发预设存储条件;

若所述声音信号触发预设存储条件,则判定读取的所述声音信号为具有起始部分的第一待计算声音信号。

[0033] 进一步地,处理器1001可以调用存储器1005中存储的计算机程序,还执行以下操作:

将存储在所述FPGA控制器中的声音信号发送至所述上位机中进行计算,得到鼻气道测量结果的步骤包括:将所述第一待计算声音信号通过所述FPGA控制器发送至所述上位机中;

通过PCA降维空间法对所述第一待计算声音信号进行压缩降维后,在降维空间中得到第一低维待计算声音信号;

基于预设比例,在所述第一低维待计算声音信号中将偏离所述第一低维待计算声音信号的中心位置的异常信号进行剔除,得到第二低维待计算声音信号;

将所述第二低维待计算声音信号作为提取样本,在所述第一待计算声音信号中进行与所述第二低维待计算声音信号对应的待计算声音信号的提取,得到第二待计算声音信号;

基于互相关定位法对所述第二待计算声音信号进行拆分,得到第一声音入射波脉冲信号和第一声音回波信号和基线信号;

通过补偿方法将所述第一声音入射波脉冲信号和第一声音回波信号中的所述基线信号去除,得到第二声音入射波脉冲信号和第二声音回波信号;

基于快速傅里叶变换算法对所述第二声音入射波脉冲信号和第二声音回波信号进行快速傅里叶变换,得到第三声音入射波脉冲信号和第三声音回波信号;

基于所述第三声音入射波脉冲信号和第三声音回波信号进行冲激响应 $h(t)$ 值的计算,得到 $h(t)$ 值,并将所述 $h(t)$ 值进行平均后,基于WA算法进行计算获得所述鼻气道测量结果。

[0034] 进一步地,处理器1001可以调用存储器1005中存储的计算机程序,还执行以下操作:

得到鼻气道测量结果的步骤之后,通过所述上位机的显示端对所述鼻气道测量结果进行显示。

[0035] 参照图2,本发明一实施例提供一种鼻声反射仪,所述鼻声反射仪包括:

上位机(即图中的1标号);

FPGA控制器(即图中的2标号),所述FPGA控制器与所述上位机建立通信连接;

电火花发生装置(即图中的4标号),所述电火花发生装置与所述FPGA控制器建立通信连接;

声波导管(即图中的7标号),所述声波导管与所述电火花发生装置建立连接;

麦克风采样装置(即图中的6标号),所述麦克风采样装置安置在所述声波导管中;

FPGA控制器,所述FPGA控制器与所述麦克风采样装置建立通信连接。

[0036] 在本实施例中,上位机、FPGA控制器、电火花发生装置和声波导管之间的通信连接是通过信号线(即图中的3标号)建立的连接,当电火花发生装置接收到FPGA控制器发送的预设电流后,会控制放电电极(即图中的5标号)进行放电操作。

[0037] 进一步地,参照图3,所述电火花发生装置包括control端、放电电极、第一线圈、第二线圈、第三线圈、第四线圈、第五线圈、第一电阻、第二电阻、第三电阻、第四电阻、第五电阻、第一二极管、第二二极管、第三二极管、电容、三极管和电池;

所述control端的输出端连接所述第一电阻的一端,所述第一电阻的另一端连接所述第二二极管的门极,所述第二二极管的负极连接所述电池的负极,所述电池的正极连接所述三极管的发射极,所述三极管的基极连接所述第三电阻的一端,所述第三电阻的另一端连接所述第二线圈的一端,所述第二线圈的另一端连接所述第二电阻的一端,所述第二电阻的另一端连接所述第二二极管的正极,所述第一线圈的一端接在所述第二线圈和第二电阻的连接线上,所述第一线圈的另一端连接所述三极管的集电极;

所述第三线圈的一端与所述第三电阻进行连接,所述第三线圈的另一端连接所述第一二极管的正极,所述第一二极管的负极连接所述电容的一端,所述电容的另一端连接所述第四线圈的一端;

所述第四电阻和第五电阻串联,所述第三二极管的门极接在所述第四电阻和第五电阻的连接点上,所述第四电阻、第五电阻和第三二极管与所述第四线圈和所述第三线圈并联;

所述第五线圈与所述第四线圈相对,所述放电电极接在所述第五线圈的两端上;

所述control端,用于接收所述FPGA控制器发送的预设直流电源,基于预设直流电源使得电火花发生装置的电路(即图3的电路)进入运行状态

所述放电电极,用于在所述control端接收到所述预设直流电源后,此时的第四线圈L4内的电流会发生变化,而与第四线圈L4相对的第五线圈L5内的磁通也会发生变化,并产生感应电流流经放电电极进行放电,且每当FPGA控制器记录完一次完整的声音信号和声音入射波脉冲信号和声音回波信号后,都会向control端再一次发送预设直流电源,使得电火花发生装置的电路再一次进入放电状态,从而形成周期性放电。

[0038] 在本实施例中,第一线圈L1、第二线圈L2和第三线圈L3通过磁芯进行连接,第四线圈和第五线圈通过绕圈进行连接,但本实施例只是提供一个实施例子,线圈之间的连接方式并不限于本实施例,具体的连接方式可根据实际使用场景进行更换。

[0039] 参照图4,本发明一实施例还提供一种鼻气道测量方法,所述鼻气道测量方法包括:

步骤S10,通过所述上位机检测到启动检测信号后,基于所述FPGA控制器控制所述电火花发生装置进行周期性放电;

在本发明中,所使用的上位机为PC(Personal Computer,个人计算机)上位机,PC上位机、FPGA(Field Programmable Gate Array,现场可编程逻辑门阵列)控制器、电火花发生装置、麦克风采样装置和声波导管之间都是采用信号线进行连接和通信,因此可以加快声音信号的传输和采样速率。

[0040] 用户在PC上位机上输入启动检测待测量腔体的检测信号后,该检测信号通过信号线传送至FPGA控制器中,FPGA控制器在检测到该检测信号后,依旧通过信号线对与之连接

的电火花发生装置进行控制,控制电火花发生装置进行周期性放电。

[0041] 其中,周期性放电是指,每当FPGA控制器记录完一次完整的声音入射波脉冲信号和声音回波信号后,在接收到停止检测信号之间,都会控制电火花发生装置进入新的放电过程,从而产生新的声音入射波脉冲信号和声音回波信号。

[0042] 可选地,步骤S10中基于所述FPGA控制器控制所述电火花发生装置进行周期性放电的步骤包括:

步骤A,参照图3,基于所述FPGA控制器在所述电火花发生装置的control端上施加预设直流电压,控制所述电火花发生装置的放电电极进行周期性放电。

[0043] 图3为本发明中作为声源的电火花发生装置的放电控制电路,FPGA控制器通过在放电控制电路的control端上施加3.3V的直流电压,使得电火花发生装置能够进行运转操作,此时的线圈L4内的电流发生变化时,相对的线圈L5内的磁通也会发生变化,并产生感应电流流经放电电极,使得放电电极进行放电,进而使得电火花发生装置产生声音信号。

[0044] 因为FPGA控制器在记录完一次完整的声音信号后,会在电火花发生装置的control端上再次施加3.3V直流电压,使得电火花发生装置再一次进行放电,从而达到周期性放电的效果。

[0045] 与现有作为声源的扬声器相比,电火花发生装置的脉冲时间更短,能够有效减短所需的声波导管的长度,而声波导管长度的减短,能够避免为了减小声波导管在鼻声反射仪中所占用的体积而需采用的螺旋结构的情况,进而避免因螺旋结构的声波导管而导致的鼻气道测量精度下降的问题。

[0046] 步骤S20,参照图7,基于所述声波导管中的所述麦克风采样装置记录所述电火花发生装置进行周期性放电后产生的声音信号;

电火花发生装置在进行放电后,所产生的声音信号会被采样率为500kHz的麦克风采样装置所捕捉,而麦克风采样装置所捕捉的声音信号的特点如图7所示,麦克风采样装置先接收到电磁声音信号,之后是电火花发生装置的声音入射波脉冲信号,再经过一段时间后是声音入射波脉冲信号产生的声音回波信号。

[0047] 需注意的是,因为电火花发生装置是周期性放电,因此存在多组声音信号。

[0048] 声波导管作为影响鼻气道测量精度的重要因素之一,其形状越不规则,对鼻气道测量的输出精度影响越大,而本发明所使用的声波导管能够避免其被设计成螺旋结构的不规则形状,进而在一定程度上提升了鼻气道测量的精度性。

[0049] 步骤S30,通过所述FPGA控制器对所述麦克风采样装置中的所述声音信号进行读取和存储后,将存储在所述FPGA控制器中的第一待计算声音信号发送至所述上位机中进行计算,得到鼻气道测量结果。

[0050] 在FPGA控制器通过信号线在麦克风采样装置中读取和存储完成多组声音信号后,会将存储的多组声音信号发送至PC上位机中进行处理计算。

[0051] FPGA控制器中也可对存储的多组声音信号进行处理计算,但因FPGA控制器的处理计算能力稍逊于PC上位机,因此本发明的实施例是在PC上位机中对存储的多组声音信号进行处理计算的,能够加快对多组声音信号的处理计算速率。

[0052] 需要说明的是,第一待计算声音信号是指发送至上位机中进行计算处理之前的待计算声音信号。

[0053] 可选地,步骤S30中得到鼻气道测量结果的步骤之后,还包括:

步骤B,通过所述上位机的显示端对所述鼻气道测量结果进行显示。

[0054] 在PC上位机对FPGA控制器存储的多组声音信号处理计算完毕后,会得到待测腔体的鼻气道横截面积随鼻腔轴向距离变化的情况,即鼻气道测量结果,PC上位机会将该鼻气道测量结果显示在显示端上,例如PC上位机的显示屏,也可通过语音播报,使得用户能够清楚的了解到待测腔体的鼻气道测量情况。

[0055] 在本实施例中,通过采用FPGA控制器与上位机结合控制电火花发生装置的方式控制鼻声反射仪,控制电火花发生装置能够在短时间内进行多次放电,并由FPGA控制器通过麦克风采样装置进行多次读取和存储,以多组声音信号为计算依据的计算方式能够提高输出的鼻气道测量结果的准确度,通过将现有的鼻声反射仪中的声源替换为电火花,缩短了声音信号的脉冲时间,而脉冲时间的缩短能够有效减短所需的声波导管的长度,而声波导管长度的减短,能够避免为了减小声波导管在鼻声反射仪中所占用的体积而需采用的螺旋结构的情况,进而避免因螺旋结构的声波导管而导致的鼻气道测量精度下降的问题。

[0056] 进一步的,参照图5,本发明一实施例提供一种鼻气道测量方法,基于上述步骤S30所示的实施例,所述通过所述FPGA控制器对所述麦克风采样装置中的所述声音信号进行读取和存储后的步骤包括:

步骤S31,通过所述FPGA控制器对所述麦克风采样装置中的所述声音信号进行读取;

步骤S32,判断读取的所述声音信号是否为具有起始部分的第一待计算声音信号;

步骤S33,若读取的所述声音信号为具有起始部分的第一待计算声音信号,则将所述control端的电压拉低,同时对所述第一待计算声音信号进行存储;

步骤S34,若读取的所述声音信号不为具有起始部分的第一待计算声音信号,则保持所述control端的高电压,并将所述声音信号进行剔除。

[0057] 电火花发生装置在进行周期性放电后,所产生的声音信号会被麦克风采样装置所捕捉,而被捕捉的声音信号会通过信号线被FPGA控制器所读取,FPGA控制器会对其所读取的声音信号进行判断,因为并不是所有被读取的声音信号都是一段具有完整的起始周期的声音信号,因此必须对其是否具有完整的起始声音信号进行判断,判断所读取的声音信号是否为一组完整的起始周期,若所读取的声音信号是一组完整的起始周期,才能将其该起始周期对应的声音信号归类为待计算声音信号,则通过FPGA控制器将电火花发生装置的control端的电压拉低后,将待计算声音信号存储至FPGA控制器的内存数据库中,便于后期基于有效的声音信号进行计算,提升输出的鼻气道测量结果的精准度。

[0058] 若所读取的声音信号不是一组完整的起始周期,则FPGA控制器保持电火花发生装置的control端的高电压不变,同时将control端为高电压的时间段内所读取的声音信号进行抛弃,避免不完整的声音信号对输出的鼻气道测量结果造成影响。

[0059] 可选地,参照图8,步骤S32中判断读取的所述声音信号是否为具有起始部分的第一待计算声音信号的步骤包括:

步骤S35,判断所述声音信号所处的地址是否属于所述FPGA控制器的内存数据库中的循环存储区;

步骤S36,若所述声音信号所处的地址属于所述FPGA控制器的内存数据库中的循

环存储区,则判定读取的所述声音信号为具有起始部分的第一待计算声音信号;

步骤S37,若所述声音信号所处的地址不属于所述FPGA控制器的内存数据库中的循环存储区,则判断所述声音信号是否触发预设存储条件;

步骤S38,若所述声音信号触发预设存储条件,则判定读取的所述声音信号为具有起始部分的第一待计算声音信号。

[0060] 由图8可知,本发明将FPGA控制器的12位AD(Analog-to-Digital,模/数转换)采样芯片的划分为两部分,小部分的为循环存储区,用于判断读取的声音信号是否具有起始部分的第一待计算声音信号,大部分的为存储区,用于存储具有起始部分的第一待计算声音信号,存储在该区内的声音信号才是要被发送至PC上位机进行处理计算的。

[0061] FPGA控制器在检测到新的启动检测信号后,会对之前存储的声音信号进行初始化,避免前一个腔体的数据对新腔体的输出结果造成影响。

[0062] 在FPGA控制器检测到麦克风采样装置捕捉到声音信号后,对捕捉的声音信号进行读取,将读取的声音信号写入循环存储区内,并在循环存储区内判断所读取的声音信号所属的地址是否属于循环存储区,所读取的声音信号的所属地址属于循环存储区,则将该声音信号归类为第一待计算声音信号,并将该第一待计算声音信号存储在存储区中。

[0063] 若所读取的声音信号的所属地址不属于循环存储区,本发明为了避免声音信号的遗漏,提升输出的鼻气道测量结果的准确性,会对不属于循环存储区的声音信号进行二次判断,对其是否触发了存储条件进行判断。

[0064] 其中,存储条件是指,读取的声音信号是否有明显的声音信号段的开始段,即是否明显读取得到一段声音信号中,是否有完整的电磁脉冲信号,若有完整的声音信号开始段,则判定为触发了存储条件,将该声音信号归类为第一待计算声音信号并存储在存储区中。

[0065] 直至存储结束后,将存储区和循环存储区中存储的信号传输至PC上位机中等待处理。

[0066] 若经过两次判断后,存在两次判断条件都不满足的声音信号,则会对该声音信号进行地址归零的操作,由另一组声音信号将其覆盖掉,避免影响了新读取的声音信号的判断操作。

[0067] 需要注意的是,当FPGA控制器检测到存储区的内存已写满,则此时的FPGA控制器已经无需再对后续读取的声音信号进行判断存储,直接停止对麦克风采样装置的读取操作,并将存储区内的多组声音信号通过信号线发送至PC上位机中进行下一步操作。

[0068] 在本实施例中,通过对读取的多组声音信号进行二次判断,能够避免异常测量信号对测量结果的影响,有效提升系统的判断操作,并且提升输出的鼻气道测量结果的精准度。

[0069] 进一步的,参照图6,本发明一实施例提供一种鼻气道测量方法,基于上述步骤S30中将存储在所述FPGA控制器中的第一待计算声音信号发送至所述上位机中进行计算,得到鼻气道测量结果的步骤之后,还包括:

步骤S39,将所述第一待计算声音信号通过所述FPGA控制器发送至所述上位机中;

步骤S40,通过PCA降维空间法对所述第一待计算声音信号进行压缩降维后,在降维空间中得到第一低维待计算声音信号;

步骤S41,基于预设比例,在所述第一低维待计算声音信号中将偏离所述第一低维

待计算声音信号的中心位置的异常信号进行剔除,得到第二低维持计算声音信号;

步骤S42,参照图9,将所述第二低维持计算声音信号作为提取样本,在所述第一待计算声音信号中进行与所述第二低维持计算声音信号对应的待计算声音信号的提取,得到第二待计算声音信号;

针对现有的鼻声反射仪存在的问题,本发明提出在处理计算时,采用连续采集的多组声音信号进行数据分析,使用PCA降维空间法对第一待计算声音信号进行压缩降维,得到压缩降维后位于降维空间中的第一低维持计算声音信号,如图9所示的,在压缩降维得到0-9共10组低维持计算声音信号,本实施例中预设的比例为30%,因此将距离中心位置(即图中星型信号)最远的3组低维持计算信号归类为异常信号,并进行剔除,剔除后剩下的低维持计算声音信号即为第二低维持计算声音信号。

[0070] 将第二低维持计算声音信号作为对照组,根据第二低维持计算声音信号在第一待计算声音信号中提取对应的待计算声音信号例如图9所示的,第二低维持计算声音信号为0、1、5、6、7、8和9,因此对应将第一待计算声音信号中的0、1、5、6、7、8和9进行提取作为第二待计算声音信号,以此来保证输出的鼻气道测量结果的稳定性。

[0071] 步骤S43,基于互相关定位法对所述第二待计算声音信号进行拆分,得到第一声音入射波脉冲信号和第一声音回波信号和基线信号;

步骤S44,通过补偿方法将所述第一声音入射波脉冲信号和第一声音回波信号中的所述基线信号去除,得到第二声音入射波脉冲信号和第二声音回波信号;

现有的鼻声反射仪在对声音信号进行处理计算时,通常都是直接使用WA算法根据声音入射波脉冲信号进行处理计算的,但读取的声音信号通常都易受外界因素的影响而导致WA算法输出的鼻气道测量结果与实际数值存在偏差。

[0072] 因此结合上述计算步骤,在对声音入射波脉冲信号进行冲激响应的计算之前,需先第二待计算声音信号进行声音入射波脉冲信号和声音回波信号的拆分,由于声音入射波脉冲信号的波形基本是一致的,因此本发明在实施之前,会将预先录制的人工入射波声音信号作为参考,选取最大值出现的位置标记为实际测量的起始声音入射波脉冲信号,又因为声波导管与麦克风采样装置的距离是固定的,因此,声音入射波脉冲信号和声音回波信号的起始位置间的采样点是固定的,只要确定了声音入射波脉冲信号的起始位置,就能确定声音回波信号的起始位置,从而实现声音入射波脉冲信号和声音回波信号的分离。

[0073] 而声音入射波脉冲信号和声音回波信号的互相关定位法公式如下:

$$R(n) = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} X(i)Y(i+n)$$

第一声音入射波脉冲信号和第一声音回波信号既是指通过互相关定位法分离后的声音信号。

[0074] 需要注意的是,第一声音入射波脉冲信号和第一声音回波信号因为声波导管和待测腔体之间的空隙而使得声音回波信号存在损失的情况,所以在检测到第一声音入射波脉冲信号和第一声音回波信号存在信号损失的情况时,会将第一声音回波信号输入至补偿模块中进行声音信号的补偿和基线信号的取出,通过补偿后输出的第二声音入射波脉冲信号和第二声音回波信号才能进入下一步的处理计算。

[0075] 步骤S45,基于快速傅里叶变换算法对所述第二声音入射波脉冲信号和第二声音回波信号进行快速傅里叶变换,得到第三声音入射波脉冲信号和第三声音回波信号;

步骤S46,基于所述第三声音入射波脉冲信号和第三声音回波信号进行冲激响应 $h(t)$ 值的计算,得到 $h(t)$ 值,并将所述 $h(t)$ 值进行平均后,基于WA算法进行计算获得所述鼻气道测量结果。

[0076] 基于快速傅里叶变换算法对第二声音入射波脉冲信号和第二声音回波信号进行傅里叶变换后,得到傅里叶变换后的第三声音入射波脉冲信号和第三声音回波信号后,基于傅里叶变换后的第三声音入射波脉冲信号和第三声音回波信号进行计算冲激响应 $h(t)$

其中,冲激响应 $h(t)$ 的公式为:

$$h(t) = FFT^{-1} \left[\bar{P}_r(\omega) \bar{P}_l(\omega) * / \left(\left| \bar{P}_l(\omega) \right|^2 + \gamma |W(\omega)|^2 \right) \right]$$

其中,上述公式中的 $\bar{P}_r(\omega)$ 和 $\bar{P}_l(\omega)$ 分别代表第三声音入射波脉冲信号和第三声音回波信号,*号代表计算去共轭复数, $W(\omega)$ 代表数字滤波器 W 的数量,而 ω 的数量有快速傅里叶变换的窗口大小确定, γ 是一个参数,其大小决定了计算得到的 $h(t)$ 的平滑程度, γ 值越大, $h(t)$ 就越平滑,一般情况下取值在0.1左右。而数字滤波器 W 的计算公式如下:

$$|W(\omega)|^2 = 1 - \cos(2\pi\omega / \omega_{\max})$$

在通过计算得到 $h(t)$ 值后,还需对 $h(t)$ 值进行平均,获取本组测试结果的平均冲激响应 $\bar{h}(t)$,最后,通过WA算法进行计算得到待测腔体的鼻气道横截面积随鼻腔轴向距离变化的情况,即鼻气道测量结果。

[0077] 在本实施例中,通过在PC上位机中对存储至FPGA控制器中的存储区的多组声音信号进行互相关定位法、PCA降维空间剔除法、快速傅里叶变换算法和WA算法,避免了现有算法中只采用WA算法所存在的测试精度不高和抗干扰能力差的问题,有利于提升鼻声反射仪的稳定性和测试精度性。

[0078] 此外,本发明实施例还提出一种测量设备,所述测量设备包括鼻声反射仪、存储器、处理器、以及存储在所述存储器上并可在所述处理器上运行的计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时实现上述鼻气道测量方法的步骤。

[0079] 此外,本发明还提出一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质上存储有计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时实现上述鼻气道测量方法的步骤。

[0080] 需要说明的是,在本文中,术语“包括”、“包含”或者其任何其他变体意在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者系统不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其他要素,或者是还包括为这种过程、方法、物品或者系统所固有的要素。在没有更多限制的情况下,由语句“包括一个……”限定的要素,并不排除在包括该要素的过程、方法、物品或者系统中还存在另外的相同要素。

[0081] 上述本发明实施例序号仅仅为了描述,不代表实施例的优劣。

[0082] 通过以上的实施方式的描述,本领域的技术人员可以清楚地了解到上述实施例方法可借助软件加必需的通用硬件平台的方式来实现,当然也可以通过硬件,但很多情况下

前者是更佳的实施方式。基于这样的理解,本发明的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品存储在如上所述的一个存储介质(如ROM/RAM、磁碟、光盘)中,包括若干指令用以使得一台终端设备(可以是手机,计算机,服务器,空调器,或者网络设备等)执行本发明各个实施例所述的方法。

[0083] 以上仅为本发明的优选实施例,并非因此限制本发明的专利范围,凡是利用本发明说明书及附图内容所作的等效结构或等效流程变换,或直接或间接运用在其他相关的技术领域,均同理包括在本发明的专利保护范围内。

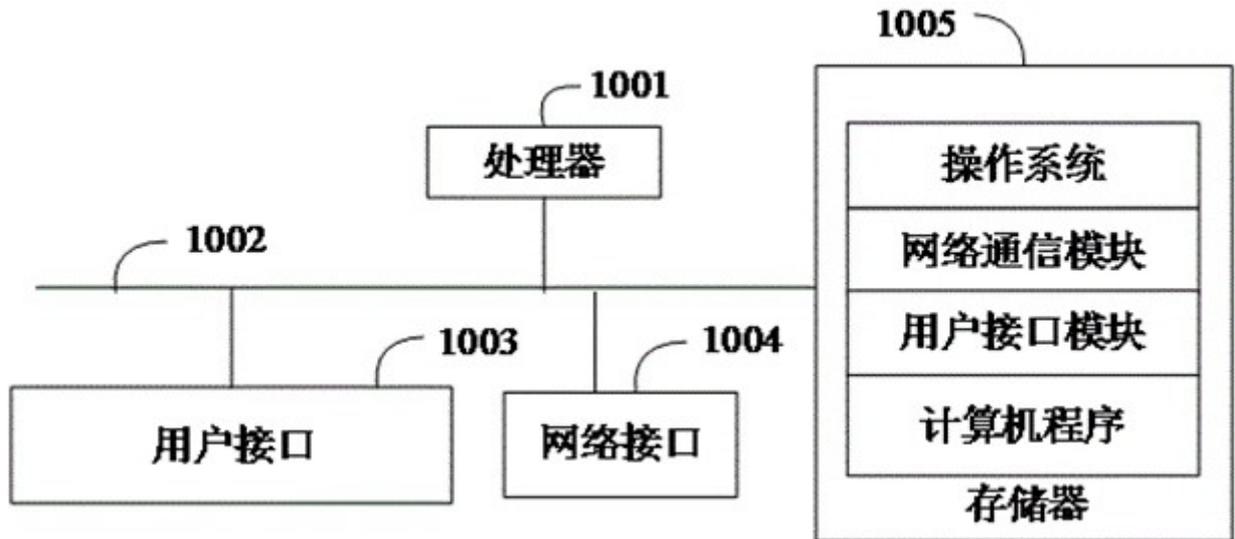


图1

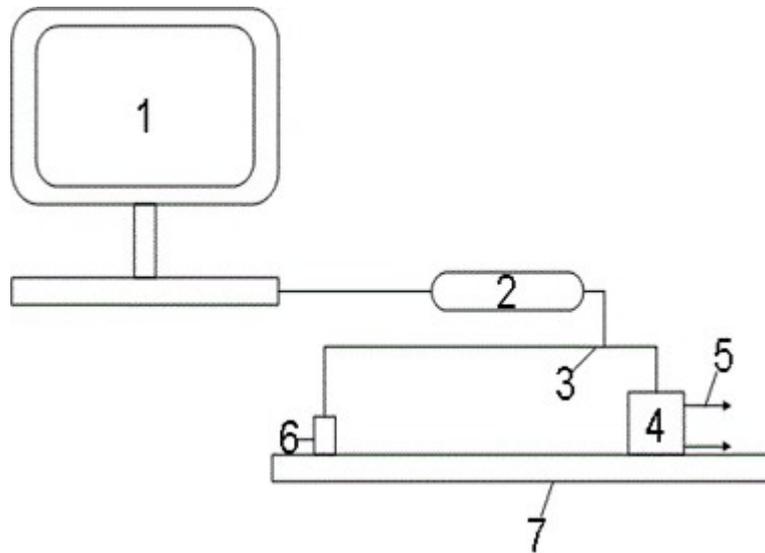


图2

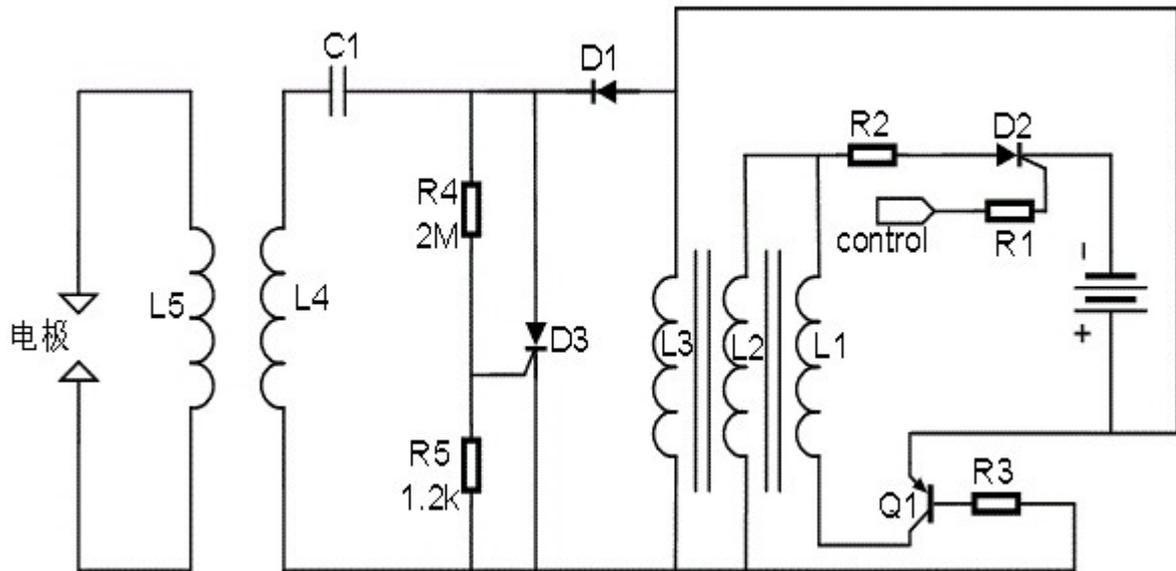


图3

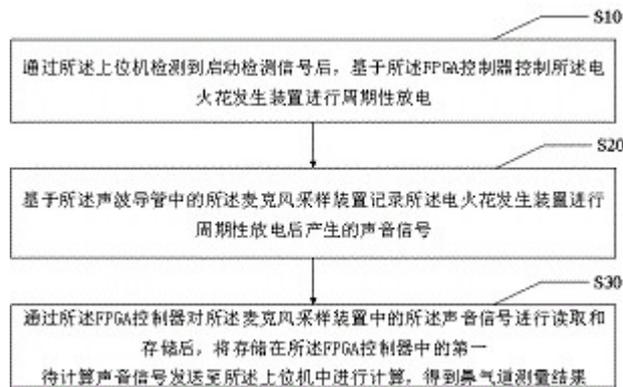


图4

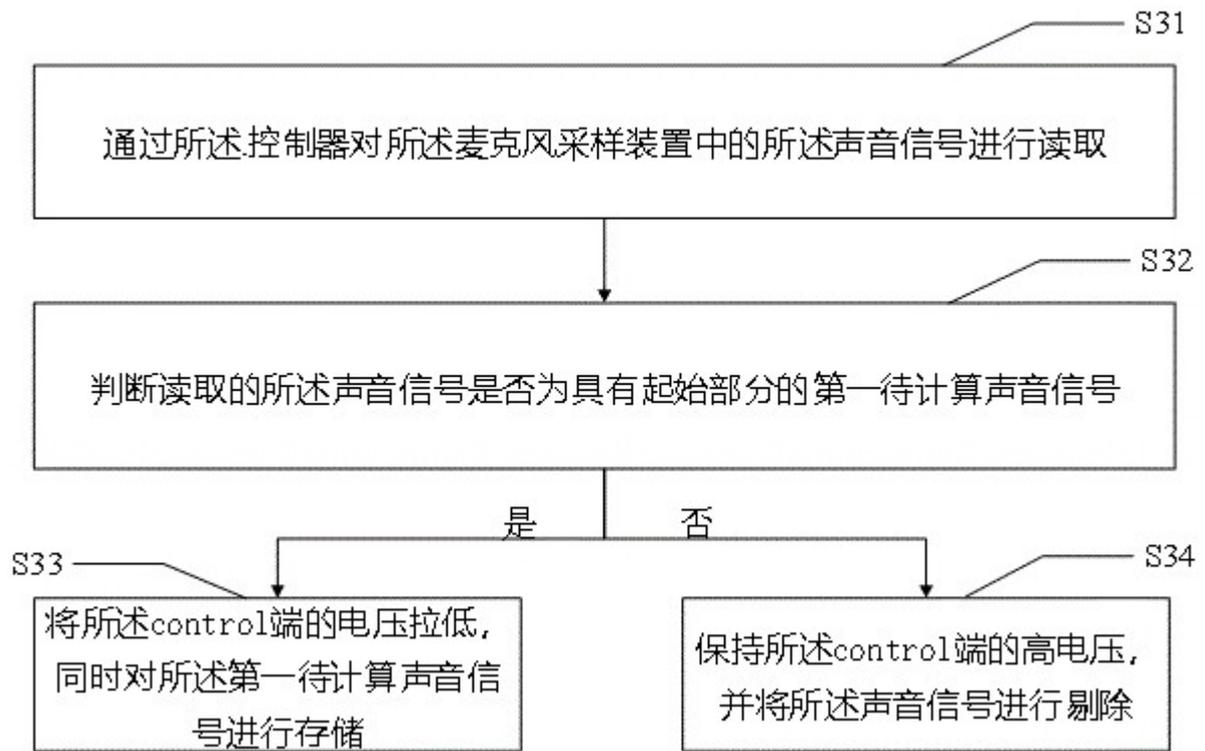


图5

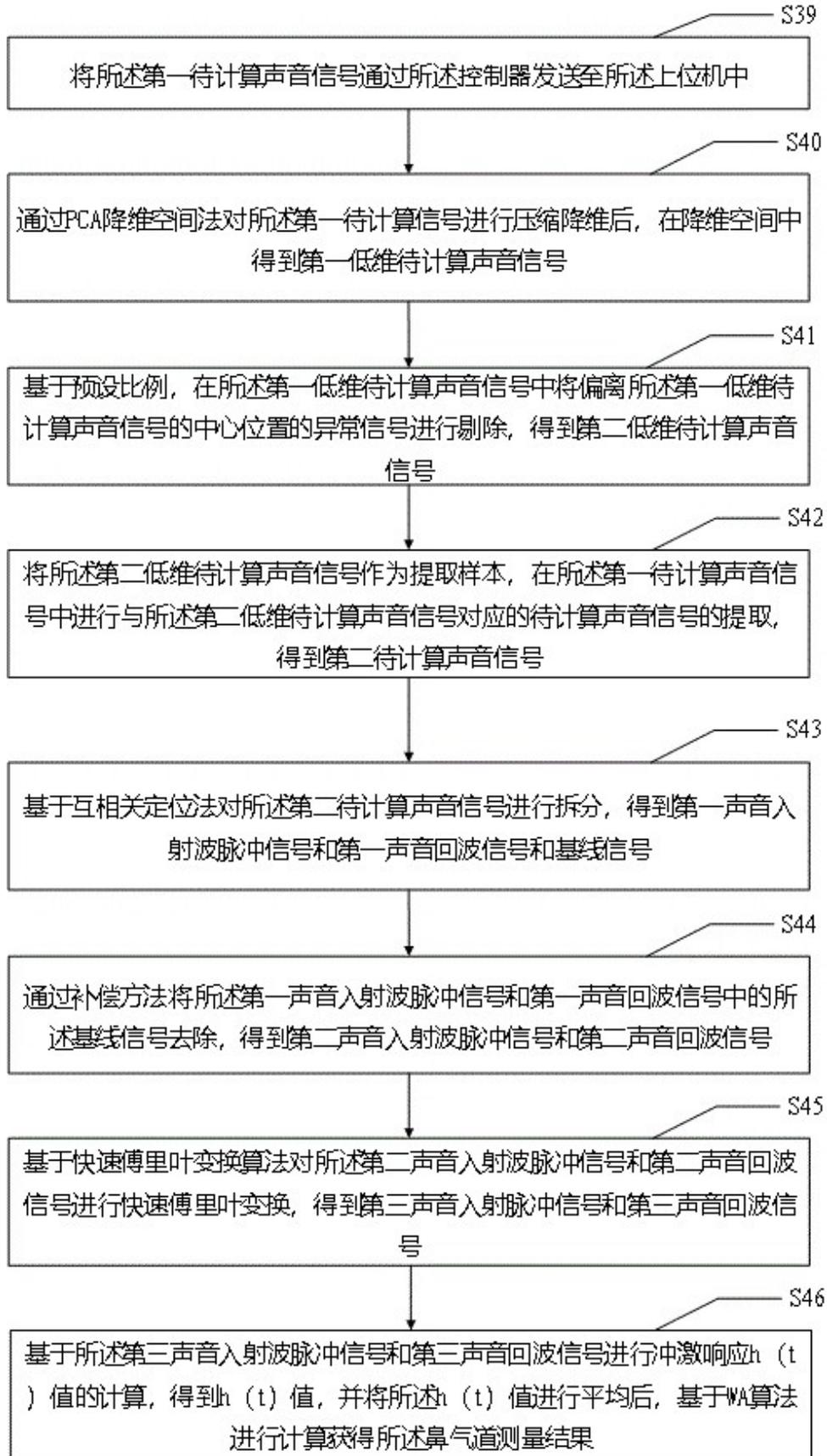


图6

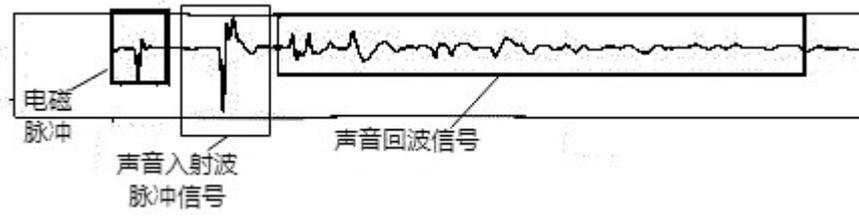


图7

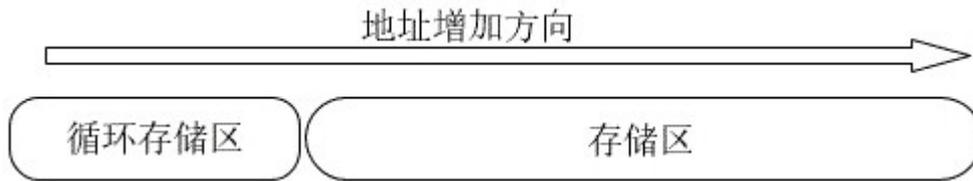


图8

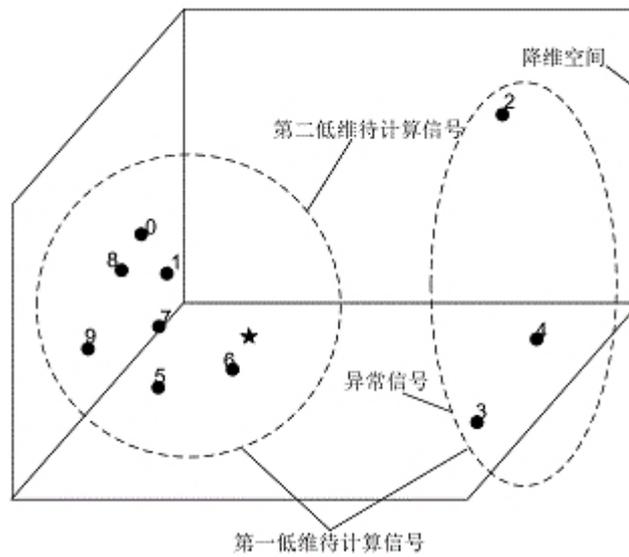


图9