



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101502425 B

(45) 授权公告日 2011.06.01

(21) 申请号 200910021447.6

(22) 申请日 2009.03.09

(73) 专利权人 西安交通大学

地址 710049 陕西省西安市咸宁路 28 号

(72) 发明人 万明习 秦绪磊 王素品

(74) 专利代理机构 西安通大专利代理有限责任
公司 61200

代理人 徐文权

(51) Int. Cl.

A61B 8/12(2006.01)

A61B 1/267(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

G06T 7/60(2006.01)

(56) 对比文件

CN 1875877 A, 2006.12.13,

UA 13182 U, 2006.03.15,

黄益灯. 声门面积测量及动态量化分析的研究. 国外医学耳鼻喉科学分册. 2002, 26(5),

邹原等. 基于喉动态镜图像与声门图信号的声带表面三维振动重建. 仪器仪表学报. 2001, 22(6),

审查员 王锐

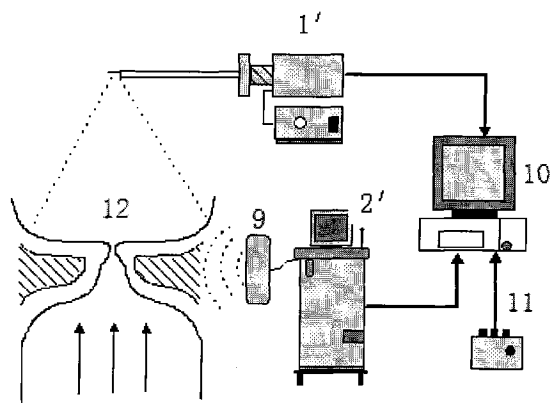
权利要求书 1 页 说明书 5 页 附图 5 页

(54) 发明名称

一种声带振动力学特性的检测系统与检测方法

(57) 摘要

本发明涉及一种声带振动力学特性的检测系统与方法。检测系统,包括高速摄影喉镜模块、高帧率超声模块、数据采集模块、同步采集控制模块、成像显示模块、数据储存模块,成像数据处理模块、力学参数提取模块;高速摄影喉镜和高帧率超声分别连接于同一台计算机。检测方法包括如下步骤:1) 设置相应的采集时长、存放路径;2) 将高帧率超声探头紧贴喉部的侧面;将高速摄影喉镜从口腔插入;3) 调节超声相关参数和高速摄影喉镜的位置与焦距;4) 被检测者发声,同步采集数据并存储;5) 提取声门面积与体层位移;6) 提取声带振动的力学参数。本发明提供了声带振动力学参数的定量提取方法,可以得到力学特性不同的声带被覆层和体层的振动力学参数。



1. 一种声带振动力学特性的检测系统,包括高速摄影喉镜模块(1)、高帧率超声模块(2)、数据采集模块(3)、同步采集控制模块(4)、成像显示模块(5)、数据储存模块(6)、成像数据处理模块(7)、力学参数提取模块(8),其特征在于:同步采集控制模块(4)的输出端、高速摄影喉镜模块(1)的输出端、高帧率超声模块(2)的输出端连接数据采集模块(3)的输入端,数据采集模块(3)一个输出端与成像显示模块(5)输入端连接;数据采集模块(3)的另一输出端通过数据储存模块(6)、成像数据处理模块(7)单向连接到力学参数提取模块(8)的输入端;其中,高速摄影喉镜模块(1)和高帧率超声模块(2)对声带振动进行分别成像;同步采集控制模块(4)控制高速摄影喉镜模块(1)和高帧率超声模块(2)进行同步成像;数据采集模块(3)用于采集高速摄影喉镜模块(1)和高帧率超声模块(2)的成像数据;成像显示模块(5)对成像过程进行监控,保证成像效果;数据储存模块(6)将采集到的成像数据保存到计算机硬盘;成像数据处理模块(7)对保存的成像数据进行处理,用于后续声带力学参数提取;力学参数提取模块(8)是基于处理后的成像数据,对声带振动的力学参数进行提取;高速摄影喉镜模块(1)和高帧率超声模块(2)分别连接于同一台计算机(10)的数据采集模块,并通过同一个同步信号触发器(11)来控制高速摄影喉镜模块(1)和高帧率超声模块(2)采集数据的同步。

一种声带振动力学特性的检测系统与检测方法

技术领域

[0001] 本发明属于声带振动检测领域,特别涉及一种声带振动力学特性的检测系统与检测方法。

背景技术

[0002] 声带振动是一个复杂、精细的三维运动过程,对它的成像与测量,尤其是力学特性的测量,一直是发声生理研究和临床检查中一个重要的方面。但因为声带位于喉部内侧,并且在正常发声时的振动频率高达 100-400Hz,所以它的振动细节很难被一般仪器直接检测到。为此,高速成像技术(采样率大于 1000Hz)被引入到该领域,用来对高速振动中的声带细节进行动态成像,其中包括高速摄影和高帧率超声技术。

[0003] 声带的生物力学参数如声带振动质量、粘弹力等,可以定量描述声带振动过程中的力学特性,目前,国外已有在高速摄影喉镜拍摄影像的基础上,结合声带振动模型来提取声带振动力学参数的方法。但由于高速摄影喉镜只能获取声带表面振动的信息,其相应的振动参数反映的是声带浅层的被覆层的振动力学特性。而声带是由黏膜、韧带与肌肉组成的多层结构,对于深层的、力学特性不同的肌肉等组成的体层的振动,则无法通过该方法得到其力学参数。另一方面,高帧率超声虽然可以无损伤的对声带组织内部进行成像,但是不能获得清晰的声带表面振动细节,且没有相应的声带振动力学参数的定量提取方法。

发明内容

[0004] 针对现有技术中无法获得清晰的声带表面振动细节图像,且没有相应的声带振动力学参数的定量提取方法的技术问题,本发明提出如下技术方案:

[0005] 一种声带振动力学特性的检测系统,包括高速摄影喉镜模块、高帧率超声模块、数据采集模块、同步采集控制模块、成像显示模块数据储存模块、成像数据处理模块、力学参数提取模块,其特征在于:同步采集控制模块的输出端、高速摄影喉镜模块的输出端、高帧率超声模块的输出端连接数据采集模块的输入端,数据采集模块一个输出端与成像显示模块输入端连接;数据采集模块的另一输出端通过数据储存模块、成像数据处理模块单向连接到力学参数提取模块的输入端;其中,高速摄影喉镜模块和高帧率超声模块对声带振动进行分别成像;同步采集控制模块控制高速摄影喉镜模块和高帧率超声模块进行同步成像;数据采集模块用于采集高速摄影喉镜模块和高帧率超声模块的成像数据;成像显示模块对成像过程进行监控,保证成像效果;数据储存模块将采集到的成像数据保存到计算机硬盘;成像数据处理模块对保存的成像数据进行处理,用于后续声带力学参数提取;力学参数提取模块是基于处理后的成像数据,对声带振动的力学参数进行提取;高速摄影喉镜模块和高帧率超声模块分别连接于同一台计算机的数据采集模块,并通过同一个同步信号触发器来控制高速摄影喉镜模块和高帧率超声模块采集数据的同步。

[0006] 根据成像数据的不同,声带振动模型的选择包括以下两种:

[0007] 针对声带被覆层振动参数或者高速摄影喉镜采集的数据,采用二质量块模型;该

模型可以模拟声带的被覆层在振动过程中存在的上下位延时现象,且其包含的参数简洁明了,能够在反映声带被覆层振动的力学特性的同时,便于计算仿真;

[0008] 针对声带体层和被覆层的振动参数或高速摄影喉镜和高帧率超声同时采集的数据,采用三质量块模型;其中,在利用该模型进行力学参数提取之前,对高速摄影喉镜和高帧率超声提取的特征参数:声门面积时间序列和体层位移时间序列,根据声门的特征点进行配准组成综合时间序列,同时包含声门面积和体层位移两种特征参数;三质量块模型是在二质量块模型的基础上加入代表体层的第三质量块,能够同时对声带体层和被覆层振动过程进行模拟,更全面的反映声带振动的力学特性。

[0009] 本发明的声带振动力学特性的检测系统及检测方法可以获得清晰的声带表面振动细节图像,同时提供了声带振动力学参数的定量提取方法,可以得到深层的、力学特性不同的肌肉体层的振动力学参数。

附图说明

[0010] 图1为本发明的结构方框示意图,其中:高速摄影喉镜模块1、高帧率超声模块2、同步采集控制模块4、数据采集模块3、成像显示模块5、数据储存模块6,成像数据处理模块7、力学参数提取模块8。

[0011] 图2为本发明的系统对声带进行检测的示意图,其中为:高速摄影喉镜1',高帧率超声主机2',超声探头9、计算机10、同步信号触发器11,被检测的声带12。

[0012] 图3为本发明的声带振动力学特性检测方法的流程图。

[0013] 图4为本发明的高速摄影喉镜图像数据处理的流程图。

[0014] 图5为本发明的高帧率超声射频信号数据处理的流程图。

[0015] 图6为本发明采用二质量块模型时生物力学参数反求的流程图。

[0016] 图7为本发明采用三质量块模型时生物力学参数反求的流程图。

具体实施方式

[0017] 下面结合附图对本发明作进一步说明:

[0018] 如图1所示,一种声带振动力学特性的检测系统:同步采集控制模块4的输出端、高速摄影喉镜模块1的输出端、高帧率超声模块2的输出端连接数据采集模块3的输入端,数据采集模块3的一个输出端与成像显示模块5输入端连接;数据采集模块3的另一输出端通过数据储存模块6、成像数据处理模块7单向连接到力学参数提取模块8输入端。其中,高速摄影喉镜模块1、高帧率超声模块2和同步采集控制模块4为外置设备,与计算机相连接;数据采集模块3由计算机中专门的数据采集卡实现;成像显示模块5由计算机显示器实现;数据储存模块6由计算机硬盘实现;数据处理模块7和力学参数提取模块8由本发明实现。

[0019] 其中,高速摄影喉镜模块1和高帧率超声模块2对声带振动进行分别成像;数据采集模块3用于采集高速摄影喉镜模块1和高帧率超声模块2的成像数据;同步采集控制模块4控制高速摄影喉镜模块1和高帧率超声模块2进行同步成像;成像显示模块5能够低频采集数据采集模块的数据并显示,对成像过程进行监控,保证成像效果;数据储存模块6将采集到的成像数据保存到计算机硬盘;成像数据处理模块7对保存的成像数据进行处

理,用于后续声带力学参数提取;力学参数提取模块 8 是基于处理后的成像数据,对声带振动的力学参数进行提取。

[0020] 一种声带振动力学特性的检测方法,对声带振动特性进行检测的步骤如下:

[0021] 1) 将高帧率超声线阵探头 9 固定在被检查者颈部,紧贴喉部的侧面,并根据成像显示模块微调位置;将高速摄影喉镜 1 从口腔插入,置于咽腔上部,通过调整角度,拍摄到声带 12 上表面图像;同时,该系统的高帧率超声 2 的探头 9 被水平或者竖直放置在被检测对象的颈部侧面,且其声场方向指向声带 12;

[0022] 2) 启动计算机 10 中的数据收集和显示程序,设置相应的采集时长、存放路径,成像显示模块 5 对高速摄影喉镜和高帧率超声实时数据序列进行低频采样,并以图像形式显示,以便于对成像操作进行监控,当对声带 12 振动进行同步成像时,利用同步信号触发器 11 同时控制计算机 10 中的数据采集卡,同步采集数据,如图 2 所示;

[0023] 3) 调节超声深度、对比度、增益及其相关参数;调节高速摄影喉镜的位置和焦距;

[0024] 4) 被检测者发声,通过成像显示模块 5 观察声带振动是否符合采集要求;当符合要求时,通过同步采集控制模块 4 触发高速摄影喉镜模块 1 和高帧率超声模块 2 的同步数据采集,该检测系统对正常或者病变条件下的不同发声模式的声带振动细节进行成像,获取的数据被同时保存到计算机 10 的硬盘中,便于后续的数据处理和参数提取;

[0025] 5) 当采集时间达到设定的时长以后,系统自动停止数据的同步采集和储存,完成了对声带振动的成像、采集与储存。

[0026] 6) 从成像数据中提取声带振动的特征参数:从高速摄影喉镜光学图像中提取声门面积;同时从高帧率超声数据中提取体层位移。

[0027] a 基于高速摄影喉镜光学图像的声门面积提取采用图像处理方法,包括改进的水平集分割和亚像素边缘检测;获得声门中线,分别获得中线左右部分的声门面积,最后以面积时间序列的形式输出。如图 4 所示,其流程如下:

[0028] ①手动分割序列的第一幅图像,其分割结果作为下一帧图像分割的初始曲线;自动分割开始后,将前一帧图像的分割结果作为本帧图像分割的初始曲线,然后求取本帧图像与前帧图像之间的帧差;该差值二值化以后,计算改进的水平集方法的速度函数,然后曲线根据该速度函数在本帧图像内进行进化,直到达到停止条件,本帧分割完成;当序列内所有图像都完成分割后,自动分割停止,得到所有图像声门区域的像素级分割结果。

[0029] 其中,帧差的二值化是利用设定的阈值来进行处理,其公式如下:

$$[0030] \quad DI(x, y) = \begin{cases} 1, \Delta I(x, y) > th \\ -1, \Delta I(x, y) < -th \\ 0, |\Delta I(x, y)| \leq th \end{cases}$$

[0031] 这里,DI 是进行阈值判断后的对应位置的二值化结果,th 是设定的阈值。利用该结果对水平集速度函数进行改进得到:

$$[0032] \quad F(x, y) = \text{sign} \cdot |DI(x, y)| \cdot e^{-\alpha |\nabla G_{\sigma} * I(x, y)|}$$

[0033] 其中,F 是水平集速度函数,sign 是速度函数的方向,将初始曲线位置所有的相邻点的帧差求和后,将其数值的正负号取反后得到。

[0034] ②利用亚像素边缘提取方法,根据实际图像 120×256 大小,选择 5×5 的模板。计

算得到的亚像素点组成的新的曲线作为实际声门边缘,其所包围的区域即为声门;该分割结果更为精确,是后面声门面积计算的基础。

[0035] ③在提取亚像素声门边缘后,选择每个声带振动周期内声门开放面积最大的图像,利用线性回归方法计算出它们的声门中线;并将这些中线作为其对应周期内所有图像的声门中线,将整个周期内的所有声门分为左右两部分,并分别计算其面积,成像数据处理模块 7 输出数据之一为基于高速摄影喉镜光学图像的声门面积时间序列,输入到力学参数提取模块 8,进行力学参数的提取。

[0036] b 基于高帧率超声射频信号的体层位移提取是针对高帧率超声采集到的射频信号,先对其进行内插提高信号精度,然后通过运动估计的方式,获得声带体层的位移。如图 5 所示,其步骤如下:

[0037] ①首先对高帧率超声采集到的射频信号进行内插,取采样最大值附近 5 点数据,利用内插算法求出真实的相关峰位置,以获得精度更高的信号;

[0038] ②然后将体层与被覆层之间的界面作为一组散射元,利用互相关算法提取出声带体层的位置;

[0039] ③体层的位移变化从前后两帧对应位置的射频信号中计算出来;

[0040] ④最后利用该帧超声图像内所有射频信号的位移变化平均值计算出该时刻内的体层位移。成像数据处理模块 7 输出数据的另一种是基于高帧率超声射频信号的体层位移时间序列;输入到力学参数提取模块 8,进行力学参数的提取。

[0041] 本发明的声带振动力学特性检测方法,如图 3 所示:在高速摄影喉镜和高帧率超声的同步检测系统基础上,在成像数据处理模块对成像数据进行处理后,得到的特征参数与所选择的声带振动模型相结合,提取声带振动的力学参数。

[0042] 7) 根据成像数据或者实际需要的不同选择相应的声带振动模型,然后与步骤 6) 中提取的特征参数相结合,利用反求的方法提取声带振动的力学参数。

[0043] 根据成像数据的不同,声带振动模型的选择包括以下两种:针对声门面积时间序列选择二质量块模型,针对综合时间序列选择三质量块模型。其中,综合时间序列是将声门面积时间序列和体层位移时间序列,根据声门的特征点进行配准组成的,同时包含声门面积和体层位移两种特征参数。

[0044] a. 当仅针对声门面积时间序列时,选择二质量块模型,其对应的力学参数反求步骤如图 6 所示:

[0045] ①声门面积时间序列首先被输入到参数提取模块作为参数反求过程中的实际数据;同时,输入二质量块模型参数集合 $\{m_1, m_2, k_1, k_2, r_1, r_2, k_c\}$ 的初始值,并模拟生成基于模型的面积时间序列;

[0046] ②然后计算实际面积时间序列与模型模拟结果之间的差值平方和的均值,当该值小于给定阈值时,则认为模拟结果就是实际结果,其对应的模型参数集合就是要提取的力学参数;

[0047] ③否则利用遗传方法对参数集合进行优化,并重新带入模型进行模拟、比较,重复该过程,直到获得小于给定阈值的参数集合。

[0048] b. 当针对综合时间序列时,选择三质量块模型,其对应的力学参数反求步骤如图 7 所示:

[0049] ①包含声门面积信息和体层位移信息的综合时间序列首先被输入到参数提取模块,作为参数反求过程中的实际数据;同时,输入三质量块模型参数集合 $\{m_1, m_u, m_b, k_1, k_u, k_b, r_1, r_2, r_b, k_c\}$ 的初始值,并根据三质量块模型模拟生成基于模型的综合时间序列;

[0050] ②然后计算实际数据与模型模拟结果之间的差值平方和的均值;计算时,被覆层质量块 m_1 和 m_u 的模拟数据与声门面积序列比较,体层质量块 m_b 的模拟结果与体层位移时间序列作比较,分别计算他们的差值平方和的均值,然后将得到的两个均值再平均;最终得到的均值与给定阈值作比较,当小于给定阈值时,则对应的模型参数集合就是要提取的力学参数;

[0051] ③否则利用遗传方法对参数集合进行优化,并重新带入模型进行模拟、比较,直到获得小于给定阈值的参数集合。

[0052] 本发明的声带振动力学特性的检测系统及检测方法可以获得清晰的声带表面振动细节图像,同时提供了声带振动力学参数的定量提取方法,可以得到深层的、力学特性不同的肌身体层的振动力学参数。

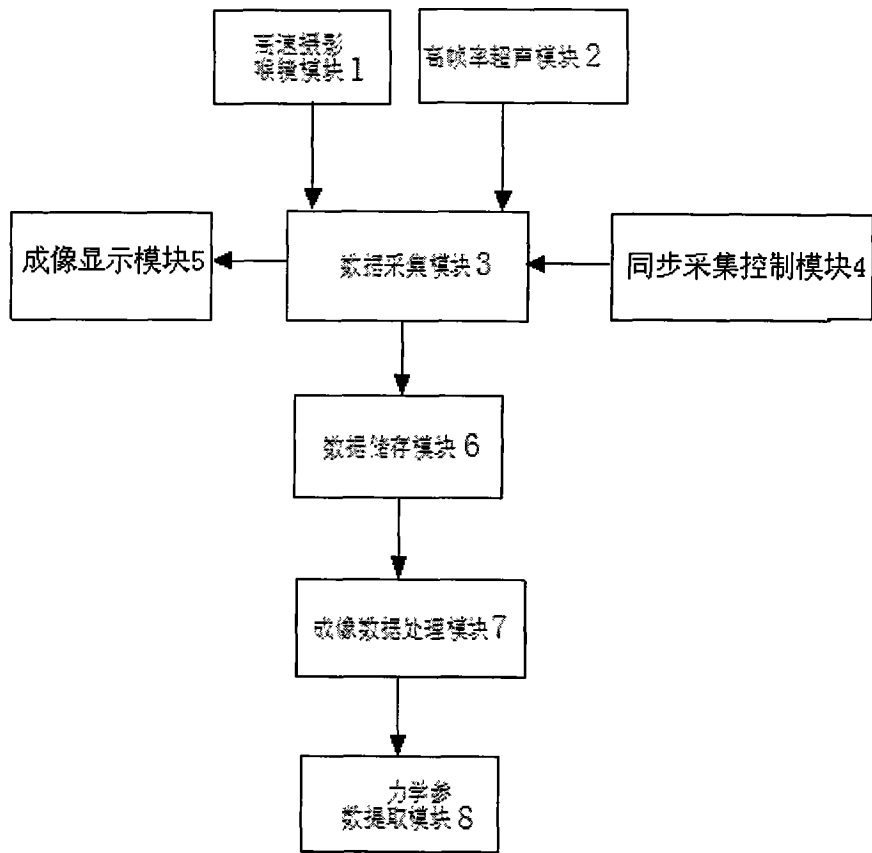


图 1

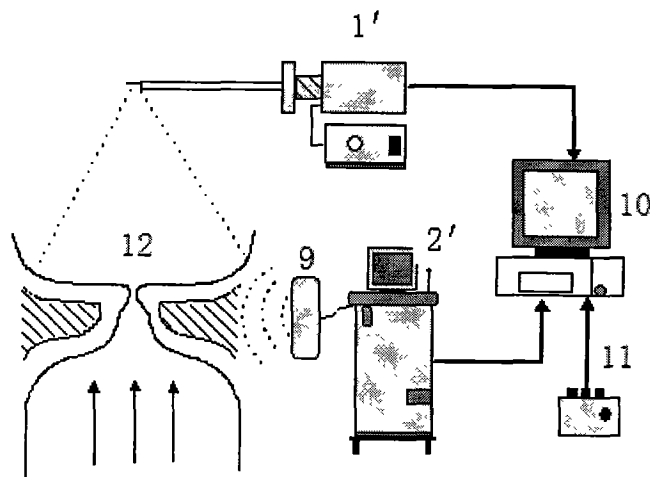


图 2

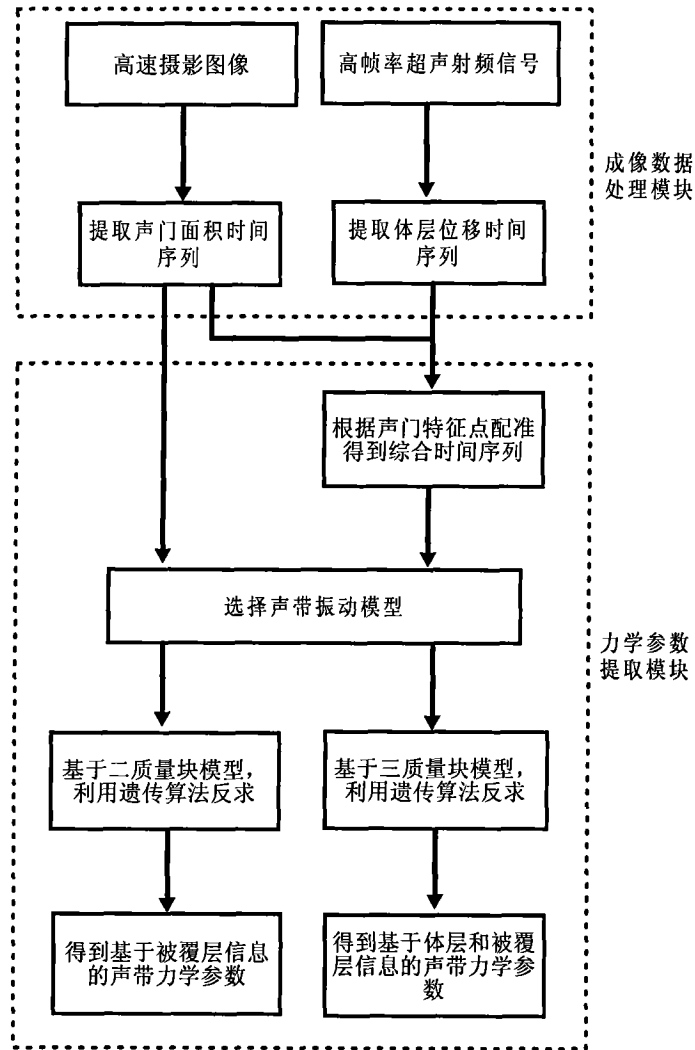


图 3

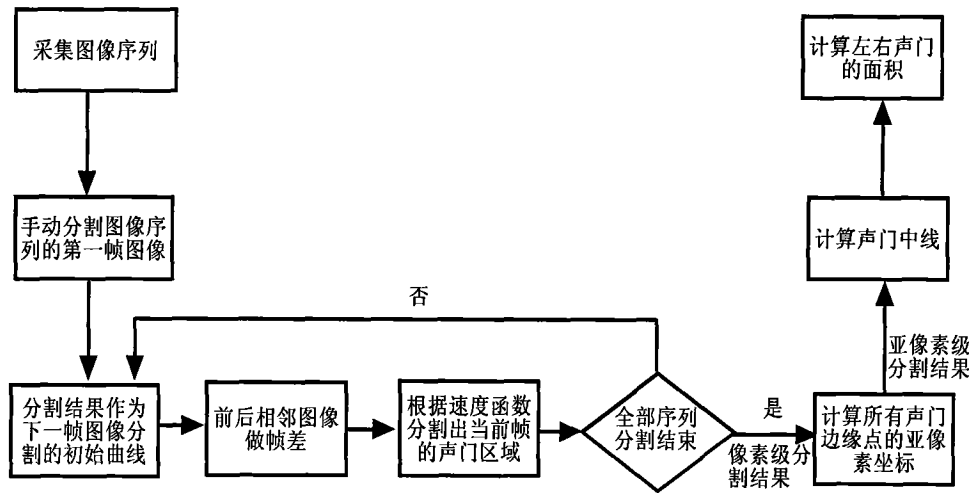


图 4

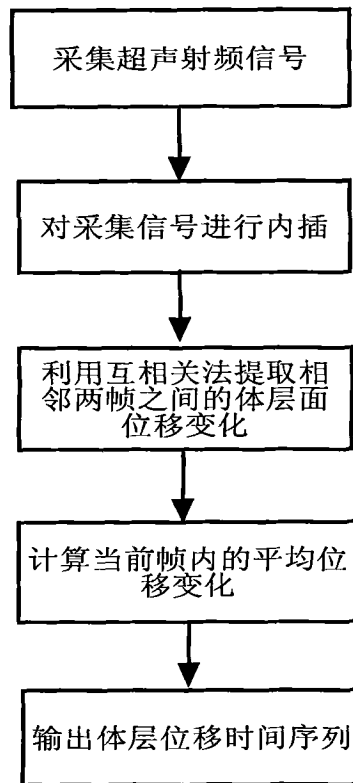


图 5

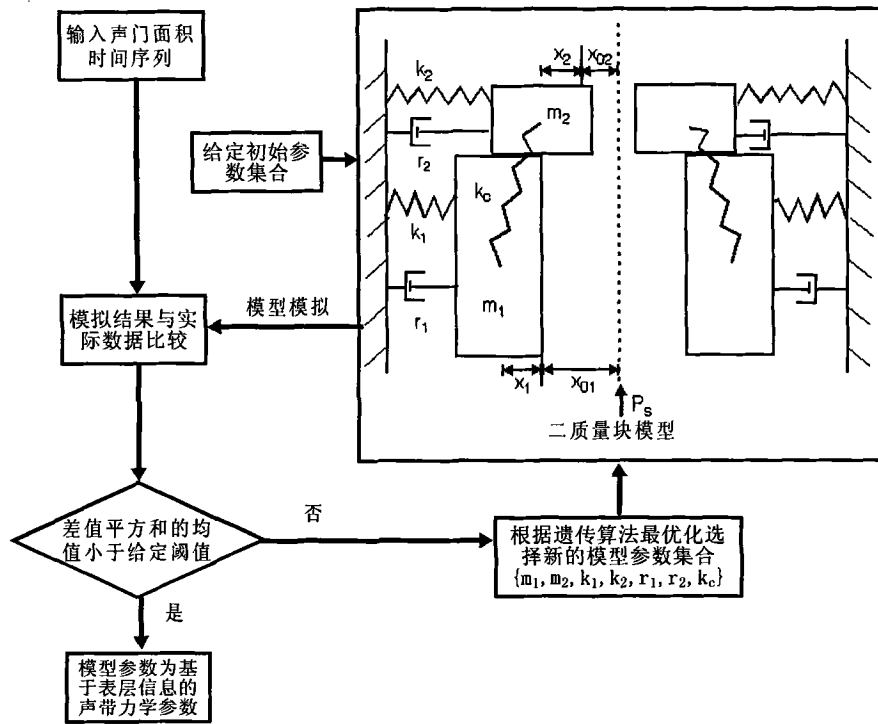


图 6

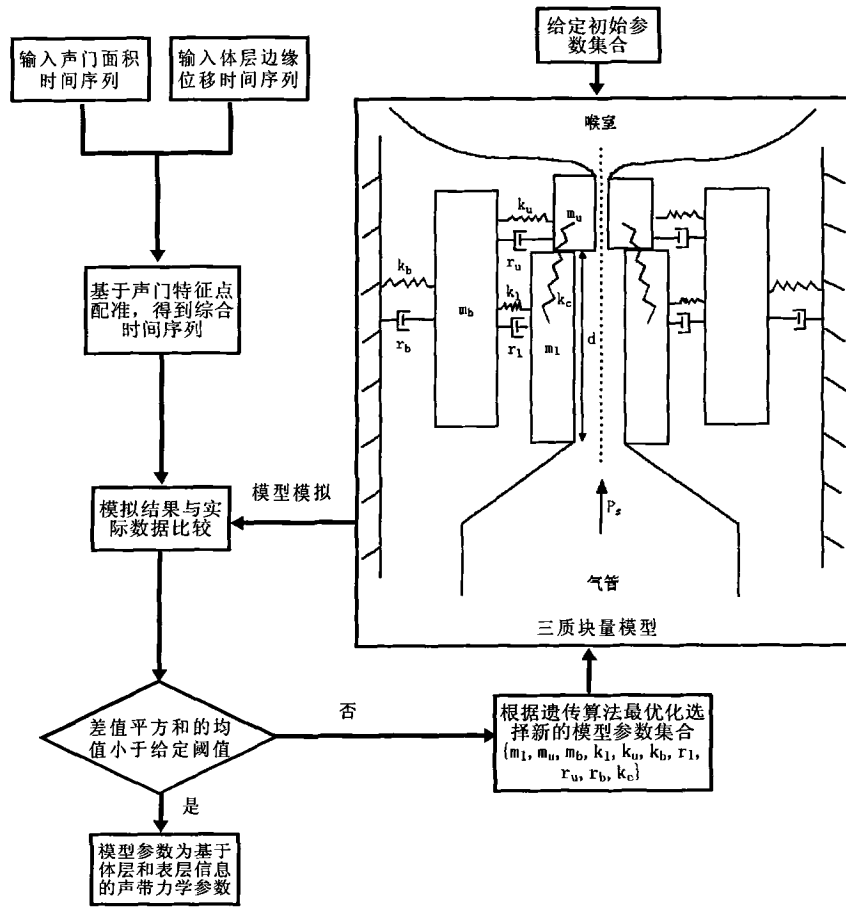


图 7

专利名称(译)	一种声带振动力学特性的检测系统与检测方法		
公开(公告)号	CN101502425B	公开(公告)日	2011-06-01
申请号	CN200910021447.6	申请日	2009-03-09
[标]申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
当前申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
[标]发明人	万明习 秦绪磊 王素品		
发明人	万明习 秦绪磊 王素品		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/267 A61B5/00 G06T7/60		
代理人(译)	徐文权		
审查员(译)	王锐		
其他公开文献	CN101502425A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种声带振动力学特性的检测系统与方法。检测系统，包括高速摄影喉镜模块、高帧率超声模块、数据采集模块、同步采集控制模块、成像显示模块、数据储存模块，成像数据处理模块、力学参数提取模块；高速摄影喉镜和高帧率超声分别连接于同一台计算机。检测方法包括如下步骤：1)设置相应的采集时长、存放路径；2)将高帧率超声探头紧贴喉部的侧面；将高速摄影喉镜从口腔插入；3)调节超声相关参数和高速摄影喉镜的位置与焦距；4)被检测者发声，同步采集数据并存储；5)提取声门面积与体层位移；6)提取声带振动的力学参数。本发明提供了声带振动力学参数的定量提取方法，可以得到力学特性不同的声带被覆层和体层的振动力学参数。

