



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102783973 A

(43) 申请公布日 2012. 11. 21

(21) 申请号 201210278461. 6

(22) 申请日 2012. 08. 07

(71) 申请人 南京大学

地址 210093 江苏省南京市汉口路 22 号南
京大学声学所

(72) 发明人 陶超 蒋家琪 吴丹 刘晓峻

(74) 专利代理机构 江苏圣典律师事务所 32237

代理人 程化铭

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

A61B 8/00(2006. 01)

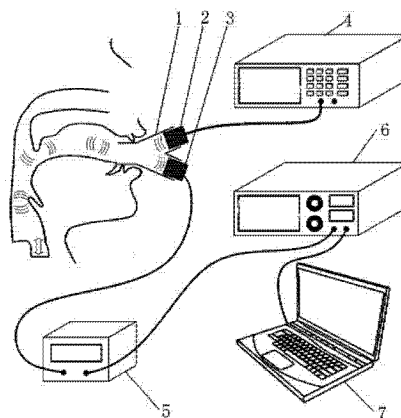
权利要求书 1 页 说明书 5 页 附图 2 页

(54) 发明名称

一种利用自然声道超声波导效应的声带振动
无损测量方法

(57) 摘要

本发明公开了一种利用自然声道超声波导效应的声带振动无损测量方法,通过空气超声换能器激发超声波并将超声波导入口腔、声道,超声波在由人体声道构成的自然声波导中传播并到达振动着的声带,经过声带表面的反射,超声波再经由声道传回口腔并由空气超声换能器检测反射回波,对反射信号进行数字化后,再计算反射信号相对发射信号的频率偏移,并通过多普勒频移公式获得超声波反射表面(即声带表面)的相对运动速度,再对速度值进行积分就可以获得超声波反射表面的运动位移信号。本发明提出的声带振动测量方法,无须将超声换能器伸入到声道深处,也不需要被检查的患者保持特定的身体姿势来伸直声道,具有更高的安全性和易用性。



1. 一种利用自然声道超声波导效应的声带振动无损测量方法,其特征在于:包括以下步骤:

使用一个 Y 型导管用来耦合声道和两个空气超声换能器,一个空气超声换能器为发射用空气超声换能器,安装在 Y 型导管的第一端口;另一个空气超声换能器为接收用空气超声换能器,安装在 Y 型导管的第二端口;发射用空气超声换能器与信号发声器连接,接收用空气超声换能器与信号放大器连接,信号放大器与示波器连接,示波器与计算机连接;

被测量人以正常体位和发声习惯对准 Y 型导管的第三端口进行发声;

所述信号发声器产生频率为 f_e 的正弦信号,通过发射用空气超声换能器转换为超声波,并入射到 Y 型导管的第一端口;Y 型导管引导超声波进入被检测者口内,声道将进一步起到自然超声波导的作用,将超声信号引导向声带;超声波经过声带表面反射后,再经由声道传导回口腔,耦合进 Y 型导管,并被接收用空气超声换能器接收,信号被放大后数字化采样并存储于计算机;

利用希尔伯特变换对接收到的超声反射信号进行解调,获得多普勒频率信号 f_d ;

根据解调获得的多普勒频率信息求得声带表面的垂直运动速度

$$V_{\text{vert}} = -\frac{f_d c_{\text{air}}}{2f_e};$$

接着将声带表面的垂直运动速度信号对时间进行积分,可以进一步获得声带表面的垂

$$\text{直运动位移 } U_{\text{vert}}(t) = \int_{t'=0}^{t=t} U_{\text{vert}}(t') dt'.$$

一种利用自然声道超声波导效应的声带振动无损测量方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种声带振动的非侵入式检测方法,具体说是一种利用人体声道的超声波导效应和超声波的多普勒频移效应检测声带上表面垂直振动的方法。

背景技术

[0002] 声带振动是人类语音的声源,它在嗓音的产生过程中扮演着一个关键的角色。同时,声带也是人体重要器官之一,声带振动的异常也与很多喉部疾病密切相关,如声带小结、声带水肿等等。因此,声带振动信息的检测,既对认识正常和不规则语音的发声机理具有重要价值;也对预防、诊断、评估某些喉部疾病具有重要的临床价值。正是由于这些原因,语音矫正、喉病的临床诊疗等对定量检测声带振动信息的新技术都有着迫切的需求。

[0003] 目前用于检测声带振动的常用方法主要有电声门图、光声门图、喉镜和高速摄影内窥镜等几种检查方法。电声门图是利用发声时左右声带闭合过程中接触电阻的变化来间接检测声带的振动情况,它仅对声带振动周期的闭合阶段有效。光声门图是利用发声过程中声门打开阶段通光量的变化来间接检测声带的运动情况,它仅对声带振动周期的打开阶段敏感。电声门图和光声门图都是检测与声带振动相关的物理量来反演声带振动信息,虽然它们都是无损的非侵入式的测量方法,但是它们只能获得声带侧向振动信息,而且这些信息是相对振动信号,而不是声带振动的定量信息(如实际的位移、速度等)。喉镜和高速摄影内窥镜是另两种目前临床经常使用的声带振动观察和测量方法。这两种方法是基于光学成像手段,但是由于光线的直线传播特性以及声道的自然弯曲形状,采用喉镜或高速摄影内窥镜对声带振动检测时,必须将光纤伸入声道或者患者必须保持特定姿势,因此,这些方法并不是完全非侵入的测量方法,其应用范围受到局限。总而言之,目前常用的声带振动检测方法均有其缺点和应用局限性。

发明内容

[0004] 本发明的目的是提供一种利用人体声道的自然声波导效应和超声多普勒效应非侵入地无损测量声带表面垂直振动的新方法,该方法对发声过程中声带表面振动的速度和位移作出定量检测,为语音矫正、喉病的临床诊疗等提供可靠依据。

[0005] 本发明采用的技术方案为:一种利用自然声道超声波导效应的声带振动无损测量方法,包括以下步骤:

(1) 使用一个 Y 型导管用来耦合声道和两个空气超声换能器,一个空气超声换能器为发射用空气超声换能器,安装在 Y 型导管的第一端口;另一个空气超声换能器为接收用空气超声换能器,安装在 Y 型导管的第二端口;发射用空气超声换能器与信号发声器连接,接收用空气超声换能器与信号放大器连接,信号放大器与示波器连接,示波器与计算机连接;

(2) 被测量人以正常体位和发声习惯对准 Y 型导管的第三端口(未接空气超声换能器的端口)进行发声;

(3) 所述信号发声器产生频率为 f_t 的正弦信号, 通过发射用空气超声换能器转换为超声波, 并入射到 Y 型导管的第一端口; Y 型导管引导超声波进入被检测者口内, 声道将进一步起到自然超声波导的作用, 将超声信号引导向声带; 超声波经过声带表面反射后, 再经由声道传导回口腔, 耦合进 Y 型导管, 并被接收用空气超声换能器接收, 信号被放大后数字化采样并存储于计算机;

如果作为超声波反射截面的声带表面是一个运动平面, 由于超声多普勒效应, 反射声波相对于入射声波, 其频率将发生偏移,

$$f_r = f_t + f_d \quad (1)$$

公式(1)中, f_t 代表入射超声波频率, f_r 代表反射超声波的频率。入射声波和反射声波之间的频率差 $f_d = f_r - f_t$ 称为多普勒频率。多普勒频率的大小满足如下公式:

$$f_d = -2f_t V / (c_{air} + V) \quad (2)$$

公式(2)中 V 是声带表面运动速度在入射超声传播方向上的投影大小, c_{air} 是空气中的声速。如果超声反射面运动方向与入射超声波传播方向一致, 则 V 取正值, 反之, V 取负值。如果 $||V||$ 远小于空气中的声速 c_{air} , 则公式(2)可以简化为

$$f_d = -2f_t V / c_{air} \quad (3)$$

在本发明中, 超声波被声道导向声带, 超声波是近似垂直地入射到声带的上表面的, 因此, 我们可以近似地认为速度 V 实际上代表地是声带上表面振动的垂直方向分量。当声带向上运动时 ($V < 0$), 多普勒频率为正值 $f_d > 0$; 反之, 当声带向下运动时 ($V > 0$), 多普勒频率为负值 $f_d < 0$ 。因此公式(3)表明多普勒频率携带着超声波反射面的运动信息。

[0006] (4) 利用希尔伯特变换对接收到的超声反射信号进行解调, 获得多普勒频率信号 f_d ;

(5) 由于声带振动的速度峰值低于 ~ 1 米/秒的量级, 而温度为 36°C 时, 空气中的声速约为 352 米/秒, 所以满足 $||V|| \ll c_{air}$, 据此, 我们可以根据解调获得的多普勒频率信息和公式(3)求得声带表面的垂直运动速度,

$$V_{\text{vert}} = -\frac{f_d c_{air}}{2f_t} \quad (4)$$

(6) 接着将声带表面的垂直运动速度信号对时间进行积分, 可以进一步获得声带表面的垂直运动位移,

$$U_{\text{vert}}(t) = \int_{t'=0}^{t=t} U_{\text{vert}}(t') dt' \quad (5)$$

本发明通过空气超声换能器激发超声波并将超声波导入口腔、声道, 超声波在由人体声道构成的自然声波导中传播并到达振动着的声带, 经过声带表面的反射, 超声波再经由声道传回口腔并由空气超声换能器检测反射回波, 对反射信号进行数字化后, 再计算反射信号相对发射信号的频率偏移, 并通过多普勒频移公式获得超声波反射表面(即声带表面)的运动速度, 再对速度值进行积分就可以获得超声波反射表面的运动位移信号。

[0007] 在本发明中, 人体的声道扮演了一个自然声波导的作用。声道将发射换能器发射的超声波引导向声带, 同时又将经由声带反射的反射超声波引导向接收换能器。因此, 本发

明提出的声带振动测量方法,无须将超声换能器伸入到声道深处,也不需要被检查的患者保持特定的身体姿势来伸直声道。此外,本发明中采用的低功率超声波作为检测载波,对人体安全,无损伤。因此,本发明提出的声带振动监测方法是完全无损的非侵入的检测方法,具有更高的安全性和易用性。

[0008] 有益效果:本发明与目前常用的声带振动测量方法相比较,具有以下优点:

(1) 本发明利用了人体声道作为天然超声波导,来引导超声波在超声换能器与被测量者声带之间的传播,避免了需要将换能器伸入声道或者要求患者保持特定体位伸直声道,因此,该发明是完全非侵入的,它更易于日常的喉功能检查。

[0009] (2) 本发明利用超声多普勒效应测量声带振动,根据解调获得的多普勒频率以及多普勒公式,本发明能够获得声带振动的速度和位移绝对值,而不仅是速度和位移的相对大小。

[0010] (3) 本发明能够获得目前其它方法不能测得的声带上表面垂直方向的运动速度和位移。

[0011] (4) 本发明的测量设备简单,易于实现。

附图说明

[0012] 图 1 本发明声带振动测量方法的系统示意图。

[0013] 图 2 是本发明方法对呼吸过程身带振动的测量结果

图 3 是本发明方法对耳语音发声过程声带振动的测量结果。

[0014] 图 4 是本发明方法对语音 /a/ 发声过程声带振动的测量结果。

具体实施方式

[0015] 下面结合附图和具体实施方式对本发明做进一步说明。

[0016] 一种利用自然声道超声波导效应的声带振动无损测量方法,包括以下步骤:

(1) 如图 1 所示,使用一个 Y 型导管 1 用来耦合声道和两个空气超声换能器,一个空气超声换能器为发射用空气超声换能器 2,安装在 Y 型导管 1 的第一端口;另一个空气超声换能器为接收用空气超声换能器 3,安装在 Y 型导管 1 的第二端口;发射用空气超声换能器 2 与信号发声器 4 连接,接收用空气超声换能器 3 与信号放大器 5 连接,信号放大器 5 与示波器 6 连接,示波器 6 与计算机 7 连接;

(2) 被测量人以正常体位和发声习惯对准 Y 型导管的第三端口进行发声;

(3) 所述信号发声器产生频率为 f_t 的正弦信号,通过发射用空气超声换能器转换为超声波,并入射到 Y 型导管的第一端口;Y 型导管引导超声波进入被检测者口内,声道将进一步起到自然超声波导的作用,将超声信号引导向声带;超声波经过声带表面反射后,再经由声道传导回口腔,耦合进 Y 型导管,并被接收用空气超声换能器接收,信号被放大后数字化采样并存储于计算机;

(4) 利用希尔伯特变换对接收到的超声反射信号进行解调,获得多普勒频率信号 f_d ;

(5) 根据解调获得的多普勒频率信息求得声带表面的垂直运动速度 $V_{\text{vert}} = -\frac{f_d c_{\text{air}}}{2f_t}$;

(6) 接着将声带表面的垂直运动速度信号对时间进行积分,可以进一步获得声带表面

的垂直运动位移 $U_{\text{vert}}(t) = \int_{t'=0}^{t=t} U_{\text{vert}}(t') dt'$ 。

[0017] 实施例 1：

如图 2 所示,被检测者被要求对着 Y 型导管的端口呼吸,但是不要发声。信号发生器产生频率为 350kHz 的正弦信号,并通过发射用空气超声换能器产生频率为 350kHz 的超声波。经由 Y 型导管的引导,将超声波导向口腔。超声回波被另一个接收用空气超声换能器接收,经放大后以 100MHz 的采样频率采样,并存储在计算机中。采用希尔伯特变换对超声回波信号进行解调后,可以获得多普勒频率。在这种不发声的情况下,由于身带并不振动,所以超声波反射面是一个静止面。采用本发明的方法获得的多普勒频率值也非常小,根据公式

$V_{\text{vert}} = -\frac{f_d c_{\text{air}}}{2f_t}$ 和 $U_{\text{vert}}(t) = \int_{t'=0}^{t=t} U_{\text{vert}}(t') dt'$, 可以求得声带振动的速度和位移均接近 0, 本发明的方法正确的测得了声带振动的状态。

[0018] 实施例 2：

如图 3 所示,被检测者被要求对着 Y 型导管的端口发耳语音 /a/, 该语音信号的波形如图 2(d) 所示。信号发生器产生频率为 350kHz 的正弦信号,并通过发射用空气超声换能器产生频率为 350kHz 的超声波。经由 Y 型导管的引导,将超声波导向口腔。超声回波被另一个接收用空气超声换能器接收,经放大后以 100MHz 的采样频率采样,并存储在计算机中。采用希尔伯特变换对超声回波信号进行解调后,可以获得多普勒频率。耳语音的产生只是通过声门挤压高速气流产生可听见的高速湍流噪声,并经过声道调制产生的一种非周期的不规则语音,在耳语音的发声过程也不产生声带振动。采用本发明的方法获得的多普勒频率

值非常小,根据公式 $V_{\text{vert}} = -\frac{f_d c_{\text{air}}}{2f_t}$ 和 $U_{\text{vert}}(t) = \int_{t'=0}^{t=t} U_{\text{vert}}(t') dt'$, 可以求得声带振动的速度和位移均接近 0, 本发明的方法正确的测得了耳语音发声条件下的声带振动的状态。

[0019] 实施例 3：

如图 4 所示,被检测者被要求对着 Y 型导管的端口,以正常发声方式发元音 /a/, 信号发生器产生频率为 350kHz 的正弦信号,并通过发射用空气超声换能器产生频率为 350kHz 的超声波。经由 Y 型导管的引导,将超声波导向口腔。超声回波被另一个接收用空气超声换能器接收,经放大后以 100MHz 的采样频率采样,并存储在计算机中。采用希尔伯特变换对超声回波信号进行解调后,可以获得多普勒频率。

[0020] 元音的产生是身带振动激发声门的结果,在元音的发声过程中身带产生周期性振动。采用本发明的方法可以测得,在正常元音发声条件下,经过身带上表面反射回的超声波信号发生了明显的频率偏移。正多普勒频率代表声带上表面正在向上运动,而负多普勒频率代表声带上表面正在向下运动。根据测量和解调获得的多普勒频率值,并且假设声道中的

的空气温度 36 °C, 声波在其中传播的速度为 $c_{\text{air}} = 352$ 米 / 秒, 利用公式 $V_{\text{vert}} = -\frac{f_d c_{\text{air}}}{2f_t}$ 可

以求得元音发声时声带上表面的垂直运动速度。根据本发明的测量结果,身带振动速度的峰峰值约为 0.16 米 / 秒。该结果与有限元模拟、半喉实验测量获得的结果相一致。利用本

发明的方法,正确的测得了元音发声条件下的声带振动的状态。

[0021] 应当指出,对于本技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明原理的前提下,还可以做出若干改进和润饰,这些改进和润饰也应视为本发明的保护范围。本实施例中未明确的各组成部分均可用现有技术加以实现。

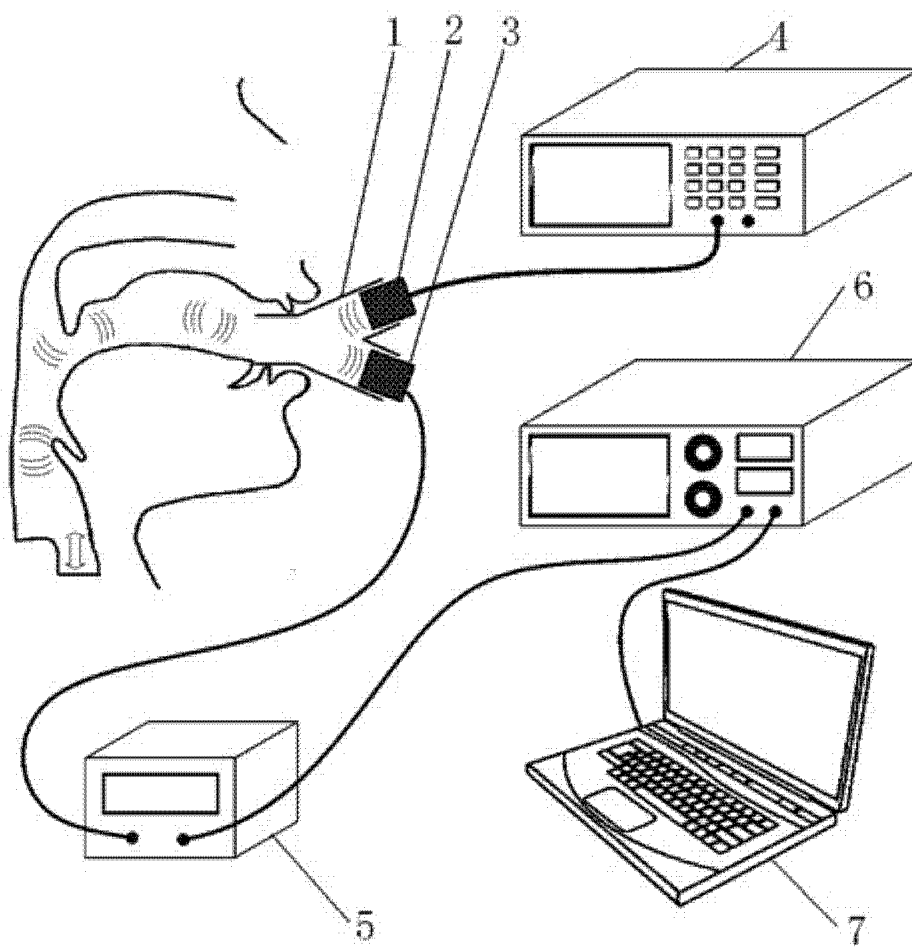


图 1

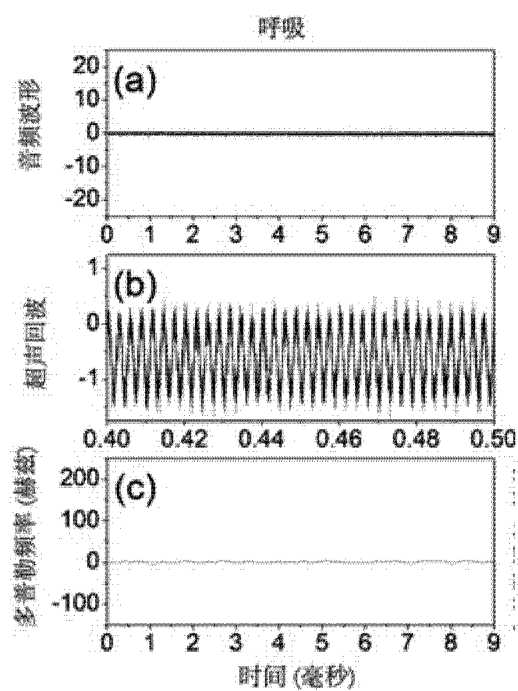


图 2

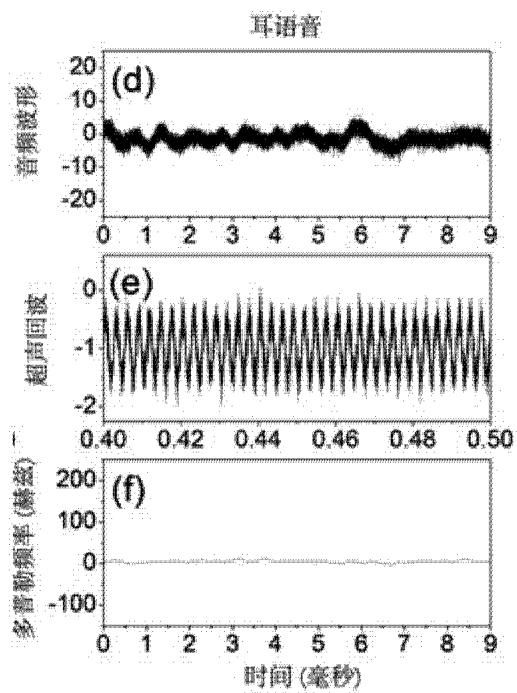


图 3

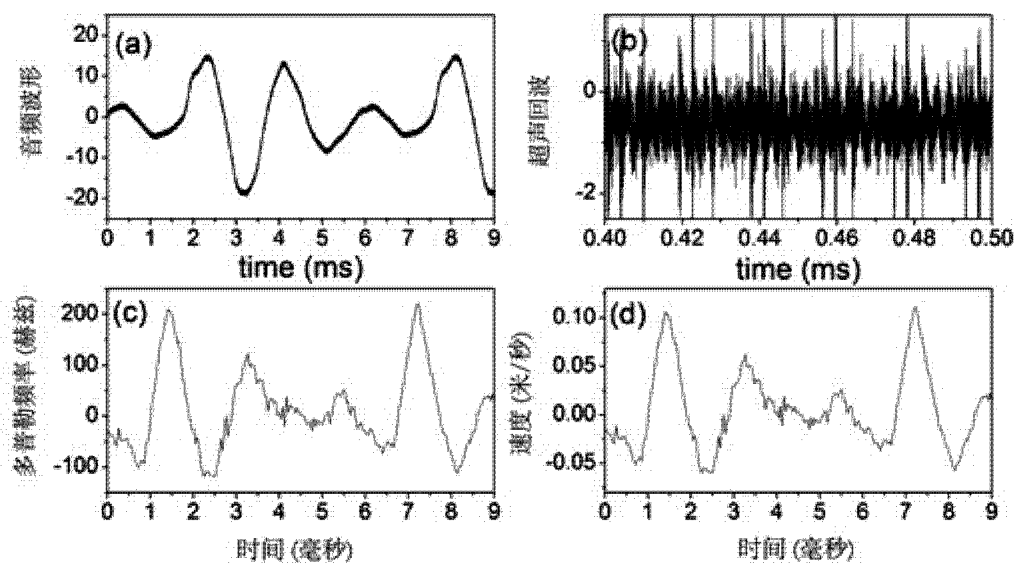


图 4

专利名称(译)	一种利用自然声道超声波导效应的声带振动无损测量方法		
公开(公告)号	CN102783973A	公开(公告)日	2012-11-21
申请号	CN201210278461.6	申请日	2012-08-07
[标]申请(专利权)人(译)	南京大学		
申请(专利权)人(译)	南京大学		
当前申请(专利权)人(译)	南京大学		
[标]发明人	陶超 蒋家琪 吴丹 刘晓峻		
发明人	陶超 蒋家琪 吴丹 刘晓峻		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00		
其他公开文献	CN102783973B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种利用自然声道超声波导效应的声带振动无损测量方法，通过空气超声换能器激发超声波并将超声波导入口腔、声道，超声波在由人体声道构成的自然声波导中传播并到达振动着的声带，经过声带表面的反射，超声波再经由声道传回口腔并由空气超声换能器检测反射回波，对反射信号进行数字化后，再计算反射信号相对发射信号的频率偏移，并通过多普勒频移公式获得超声波反射表面（即声带表面）的相对运动速度，再对速度值进行积分就可以获得超声波反射表面的运动位移信号。本发明提出的声带振动测量方法，无须将超声换能器伸入到声道深处，也不需要被检查的患者保持特定的身体姿势来伸直声道，具有更高的安全性和易用性。

