



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104323803 A

(43) 申请公布日 2015. 02. 04

(21) 申请号 201410605785. 5

(22) 申请日 2014. 10. 30

(71) 申请人 西安交通大学

地址 710049 陕西省西安市碑林区咸宁西路
28 号

(72) 发明人 万明习 唐姗姗 敬博文 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 陆万寿

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006. 01)

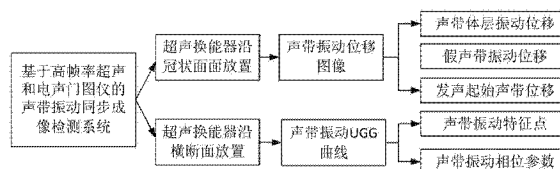
权利要求书2页 说明书9页 附图6页

(54) 发明名称

基于平面波超声成像的声带振动成像与测量
系统及方法

(57) 摘要

本发明涉及一种基于平面波超声成像的声带振动成像与测量系统及方法,包括数字超声成像系统、数据采集卡和计算机;所述数字超声成像系统包括超声线阵换能器和主机;超声线阵换能器用于在主机的控制下发出超声平面波,并接收回波,将回波回传至主机;主机用于控制超声线阵换能器发出超声平面波,并将回波输出至数据采集卡;数据采集卡用于将收到的回波信号转换为数字信号并传送给计算机;计算机用于将接收到的数字信号的回波数据进行波束合成、射频信号包络检测和动态范围压缩转换为喉部组织结构图像。本发明实现了在时间同步和空间同步的条件下对振动声带进行高速成像、并对振动的组织力学参数和特定位置相位变化信息进行量化提取。



1. 一种基于平面波超声成像的声带振动成像与测量系统,其特征在于,包括数字超声成像系统、数据采集卡和计算机;所述数字超声成像系统包括超声线阵换能器和主机;

超声线阵换能器用于在主机的控制下发出超声平面波,并接收回波,将回波回传至主机;

主机用于控制超声线阵换能器发出超声平面波,并将回波输出至数据采集卡;

数据采集卡用于将收到的回波信号转换为数字信号并传送给计算机;

计算机用于将接收到的数字信号的回波数据进行波束合成、射频信号包络检测和动态范围压缩转换为喉部组织结构图像。

2. 根据权利要求1所述的一种基于平面波超声成像的声带振动成像与测量系统,其特征在于,所述超声线阵换能器沿冠状面放置在被试者颈部表面或者沿横断面放置在被试者颈部表面。

3. 根据权利要求1所述的一种基于平面波超声成像的声带振动成像与测量系统,其特征在于,所述数字超声成像系统的成像帧率为5000帧每秒,超声线阵换能器的中心频率为7.2MHz。

4. 根据权利要求1所述的一种基于平面波超声成像的声带振动成像与测量系统,其特征在于,所述超声线阵换能器沿冠状面放置在被试者颈部表面;所述计算机还用于采用了基于超声射频回波数据的二维运动估计算法从所述喉部组织结构图像中提取声带体层振动位移、假声带振动位移和发生起始声带位移。

5. 根据权利要求1所述的一种基于平面波超声成像的声带振动成像与测量系统,其特征在于,所述超声线阵换能器沿横断面放置在被试者颈部表面;所述计算机还用于从所述喉部组织结构图像中提取声带振动特征点和声带振动相位参数。

6. 一种基于平面波超声成像的声带振动成像方法,其特征在于,包括以下步骤:

将超声线阵换能器沿冠状面和/或横断面放置在被试者的颈部一侧的皮肤表面,声门所在的位置;超声线阵换能器向喉部发射超声平面波,并接收回波,将回波传送至数据采集卡;数据采集卡将收到的回波信号转换为数字信号并传送给计算机;计算机将接收到的数字信号的回波数据进行波束合成、射频信号包络检测和动态范围压缩转换为喉部组织结构图像。

7. 一种基于平面波超声成像的声带振动测量方法,其特征在于,包括以下步骤:计算机采集喉部组织结构图像,采用了基于超声射频回波数据的二维运动估计算法从所述喉部组织结构图像中提取声带体层振动位移、假声带振动位移和发生起始声带位移。

8. 根据权利要求7所述的一种基于平面波超声成像的声带振动测量方法,其特征在于,所述喉部组织结构图像为将超声线阵换能器沿冠状面放置在被试者的颈部一侧的皮肤表面,声门所在的位置;超声线阵换能器向喉部发射超声平面波,并接收回波,将回波传送至数据采集卡;数据采集卡将收到的回波信号转换为数字信号并传送给计算机;计算机将接收到的数字信号的回波数据进行波束合成、射频信号包络检测和动态范围压缩转换后所形成的图像。

9. 一种基于平面波超声成像的声带振动测量方法,其特征在于,包括以下步骤:计算机采集超声线阵换能器所采集的超声声门图曲线UGG;判断出前联合和勺状软骨的位置,然后在超声图像上以一条线段连接这两个位置;这条线所在的位置即为声门中线;然后,

选定一个矩形作为感兴趣区域 ROI ;所绘的声门中线位置的线段作为这个矩形的对称轴 ;随后,这个矩形感兴趣区域 ROI 被沿着声带长度方向平均地分成几个等分 ;在每一个分段的感兴趣区域 ROI 内提取所有像素的像素灰度值,每个分段的感兴趣区域 ROI 内随时间变化的超声声门图曲线通过式 (3) 进行计算 :

$$UGG(t) = norm(-\frac{1}{N} \sum_{i,j} P_{i,j}(t)) \quad (3)$$

其中,UGG(t) 就是随时间变化的超声声门图曲线, $P_{i,j}(t)$ 是某个 ROI 内的像素点 (i, j) 在 t 时刻的灰度值 ;N 代表该 ROI 内的所有像素点的个数 ;‘norm’代表归一化运算 ;将整个矩形的 ROI 等分为 M 个 ROI ;分别对每一个分段的 ROI 内提取了相应的超声声门图曲线 ;

从每一个分段的 ROI 内提取的相应超声声门图曲线中找出该曲线中大幅度和小幅度规律性交替的曲线 ;然后将找到的曲线加和,得到声带振动的全局 UGG 曲线 ;对 UGG 曲线做微分运得到 DUGG 曲线,随后通过式 (5) 计算 D2UGG 曲线 ;

$$D2UGG = DUGG(n) | DUGG(n) | \quad (5)$$

通过峰值检测算法,从全局 UGG 曲线中声门闭合相中的回波强度最弱点和声门开放相中的回波强度最弱点 ;声门开放最大时刻点是全局 UGG 曲线中声门开放相中的回波强度最弱点之后的第二个过零点 ;声门闭合时刻点是 D2UGG 曲线中声门闭合相中的回波强度最弱点所对应时刻之前的第一个正峰 ;声门开放时刻点是 D2UGG 曲线的负峰值点 ;

声门闭合商 CQ 通过式 (7) 计算 :

$$CQ = \frac{Loc(F) - Loc(G)}{T_{egg}} \quad (7)$$

其中,其中 Loc (F) 表示 D2UGG 曲线中负峰点的时间位置,Loc (G) 表示 D2UGG 曲线中正峰点的时间位置, T_{egg} 表示一个振动周期长度。

10. 根据权利要求 9 所述的一种基于平面波超声成像的声带振动测量方法,其特征在于,所述超声声门图曲线 UGG 为将超声线阵换能器沿横断面放置在被试者的颈部一侧的皮肤表面,声门所在的位置 ;超声线阵换能器发射超声平面波,并接收回波,将回波传送至数据采集卡 ;数据采集卡将收到的回波信号转换为数字信号并传送给计算机所获得的随时间变化的回波强度曲线。

基于平面波超声成像的声带振动成像与测量系统及方法

【技术领域】

[0001] 本发明属于生物医学信息检测领域,具体涉及一种能够对声带进行时间和空间同步的高速振动成像,并对声带时间和空间振动特性进行量化提取的系统及方法。

【背景技术】

[0002] 人体声带高速、复杂、多维振动产生了嗓音源,它是人体内振动速度最快的小器官,也是最易产生损伤的发声器官。然而目前对在体声带是如何通过调节自身组织力学特性从而改变发声模式、以及病变损伤是如何造成声带的组织力学特性改变而导致病理语音产生等问题的研究仍然处于起步阶段。

[0003] 根据声带的解剖结构及其分层振动模型,声带分为两层:体层和被覆层,声带的振动其实是这具有不同组织力学特性的两层组织振动的综合效应。目前对声带振动进行的研究大部分都是集中在被覆层,因为被覆层的振动能够容易地通过喉内窥镜进行观察和记录。然而,针对喉与声带的光学成像技术,包括频闪动态喉镜,高速摄影喉镜,都无法对声带表层以下内部组织结构的振动进行成像。此外,光学设备使用内窥镜的侵入性,使得被试者无法以自然语音进行发声。

[0004] 电声门图(EGG)作为一种能够反映发声过程中声带接触面积的周期性变化的研究方法而在被普遍应用于声带的临床检查和科学研究中。由EGG和微分电声门图(DEGG)中提取的特征点对应于声带振动中具有特殊意义的生理动作时刻点。此外,EGG的高时间分辨率和易于提取记录等特点使其能够识别声带运动的相位变化。然而,EGG信号是一维的综合信号,对整个声带接触面积的总体情况的描述,这是由EGG信号时一种对声带沿着声门方向上所有点的接触的一个累积性测量这一特点所决定的。因此EGG无法揭示声带特定组织区域的量化振动特性。

[0005] 相比于上文所述的多种技术,医学超声成像技术的优势在于无侵入性,能够在被试者自然发声条件下对声带表层以下的组织结构进行成像。然而常规超声成像技术采用的是线性扫描方式(line-by-line scan mode),在这种扫描方式下,一幅图像被分割为了许多条扫描线,而每条扫描线上的数据是在不同的时刻获得的,这导致了图像中不同位置的点在采集上存在一定的时间差,相比于高速振动的声带而言,这个时间差是无法忽视的。这种情况下,图像会因为声带的高速振动而变得模糊,导致无法准确地测量声带的振动速度和位移。另外,因为这种常规的超声成像方式的成像帧率较低($<1000\text{Hz}$),无法满足对非稳态发声情况下声带振动成像的要求。

[0006] 超声声门图(UGG)是另一种能够对声带动态过程进行非侵入性的观察方法。然而目前关于UGG的报道中所使用的都是单阵元超声换能器。单阵元超声换能器发射波束具有很强的方向性,无法实现对声带整体结构和位置的确定。在无图像引导的条件下,单阵元换能器对声带振动的检测很容易导致信息的丢失。而能够对整个声带长度范围内的声带振动进行成像的线阵换能器也具有一定的应用局限性,除了线扫描成像帧率过低以外,另一个主要原因是超声线扫描方式下有限的线扫描速度导致在同一帧B超图像中的不同位置的

组织结构并不是同时采集的。由于 UGG 反映声带振动的相位信息,因而这一成像的异步性问题是不能被接受的。

[0007] 因此,如何能够在时间同步和空间同步的条件下对振动声带进行高速成像、并对振动的组织力学参数和特定位置相位变化信息进行量化提取,仍然本领域一大难题。

【发明内容】

[0008] 本发明的目的在于提供一种基于平面波超声成像的声带振动成像与测量系统及方法,以克服上述现有技术在声带振动研究中所存在的问题和局限性;本发明利用平面波超声成像技术(plane wave ultrasonography, PWU),对声带振动进行成像和对声带振动特性进行量化。

[0009] 为了实现上述目的,本发明采用如下技术方案:

[0010] 一种基于平面波超声成像的声带振动成像与测量系统,包括数字超声成像系统、数据采集卡和计算机;所述数字超声成像系统包括超声线阵换能器和主机;超声线阵换能器用于在主机的控制下发出超声平面波,并接收回波,将回波回传至主机;主机用于控制超声线阵换能器发出超声平面波,并将回波输出至数据采集卡;数据采集卡用于将收到的回波信号转换为数字信号并传送给计算机;计算机用于将接收到的数字信号的回波数据进行波束合成、射频信号包络检测和动态范围压缩转换为喉部组织结构图像。

[0011] 优选的,所述超声线阵换能器沿冠状面放置在被试者颈部表面或者沿横断面放置在被试者颈部表面。

[0012] 优选的,所述数字超声成像系统的成像帧率为 5000 帧每秒,超声线阵换能器的中心频率为 7.2MHz。

[0013] 优选的,所述超声线阵换能器沿冠状面放置在被试者颈部表面;所述计算机还用于采用了基于超声射频回波数据的二维运动估计算法从所述喉部组织结构图像中提取声带体层振动位移、假声带振动位移和发生起始声带位移。

[0014] 优选的,所述超声线阵换能器沿横断面放置在被试者颈部表面;所述计算机还用于从所述喉部组织结构图像中提取声带振动特征点和声带振动相位参数。

[0015] 一种基于平面波超声成像的声带振动成像方法,包括以下步骤:将超声线阵换能器沿冠状面和/或横断面放置在被试者的颈部一侧的皮肤表面,声门所在的位置;超声线阵换能器向喉部发射超声平面波,并接收回波,将回波传送至数据采集卡;数据采集卡将收到的回波信号转换为数字信号并传送给计算机;计算机将接收到的数字信号的回波数据进行波束合成、射频信号包络检测和动态范围压缩转换为喉部组织结构图像。

[0016] 一种基于平面波超声成像的声带振动测量方法,包括以下步骤:计算机采集喉部组织结构图像,采用了基于超声射频回波数据的二维运动估计算法从所述喉部组织结构图像中提取声带体层振动位移、假声带振动位移和发生起始声带位移。

[0017] 优选的,所述喉部组织结构图像为将超声线阵换能器沿冠状面放置在被试者的颈部一侧的皮肤表面,声门所在的位置;超声线阵换能器向喉部发射超声平面波,并接收回波,将回波传送至数据采集卡;数据采集卡将收到的回波信号转换为数字信号并传送给计算机;计算机将接收到的数字信号的回波数据进行波束合成、射频信号包络检测和动态范围压缩转换后所形成的图像。

[0018] 一种基于平面波超声成像的声带振动测量方法,包括以下步骤:计算机采集超声线阵换能器所采集的超声声门图曲线 UGG;判断出前联合和勺状软骨的位置,然后在超声图像上以一条线段连接这两个位置;这条线所在的位置即为声门中线;然后,选定一个矩形作为感兴趣区域 ROI;所绘的声门中线位置的线段作为这个矩形的对称轴;随后,这个矩形感兴趣区域 ROI 被沿着声带长度方向平均地分成几个等分;在每一个分段的感兴趣区域 ROI 内提取所有像素的像素灰度值,每个分段的感兴趣区域 ROI 内随时间变化的超声声门图曲线通过式 (3) 进行计算:

$$[0019] \quad UGG(t) = \text{norm}(-\frac{1}{N} \sum_{i,j} P_{i,j}(t)) \quad (3)$$

[0020] 其中, UGG(t) 就是随时间变化的超声声门图曲线, $P_{i,j}(t)$ 是某个 ROI 内的像素点 (i, j) 在 t 时刻的灰度值; N 代表该 ROI 内的所有像素点的个数; ‘norm’ 代表归一化运算;将整个矩形的 ROI 等分为 M 个 ROI;分别对每一个分段的 ROI 内提取了相应的超声声门图曲线;

[0021] 从每一个分段的 ROI 内提取的相应超声声门图曲线中找出该曲线中大幅度和小幅度规律性交替的曲线;然后将找到的曲线加和,得到声带振动的全局 UGG 曲线;对 UGG 曲线做微分得到 DUGG 曲线,随后通过式 (5) 计算 D2UGG 曲线;

$$[0022] \quad D2UGG = DUGG(n) | DUGG(n) | \quad (5)$$

[0023] 通过峰值检测算法,从全局 UGG 曲线中声门闭合相中的回波强度最弱点和声门开放相中的回波强度最弱点;声门开放最大时刻点是全局 UGG 曲线中声门开放相中的回波强度最弱点之后的第二个过零点;声门闭合时刻点是 D2UGG 曲线中声门闭合相中的回波强度最弱点所对应时刻之前的第一个正峰;声门开放时刻点是 D2UGG 曲线的负峰值点;

[0024] 声门闭合商 CQ 通过式 (7) 计算:

$$[0025] \quad CQ = \frac{Loc(F) - Loc(G)}{T_{egg}} \quad (7)$$

[0026] 其中,其中 Loc (F) 表示 D2UGG 曲线中负峰点的时间位置, Loc (G) 表示 D2UGG 曲线中正峰点的时间位置, T_{egg} 表示一个振动周期长度。

[0027] 优选的,所述超声声门图曲线 UGG 为将超声线阵换能器沿横断面放置在被试者的颈部一侧的皮肤表面,声门所在的位置;超声线阵换能器发射超声平面波,并接收回波,将回波传送至数据采集卡;数据采集卡将收到的回波信号转换为数字信号并传送给计算机所获得的随时间变化的回波强度曲线。

[0028] 相对于现有技术,本发明具有以下有益效果:

[0029] 1. 基于电声门图同步的平面波超声成像技术的声带组织振动成像方法

[0030] 建立一个无侵入性的成像和检测系统,其中 PWU 能够实现对声带振动的空间同步成像,同时达到非常高的时间分辨率,满足声带振动量化成像的要求。

[0031] 首先,为了克服常规超声成像中存在的运动模糊问题,本发明摒弃了常规超声成像技术所采用的线性扫描方式,而采用了平面波发射方法。通过发射一次平面超声波,覆盖喉部的大面积区域,从而获取整个成像平面内的喉部组织结构图像。在垂直于声束的方向上,每一部分的图像都是同时采集得到的,所以,极大的避免了常规超声成像技术中出现的

扫描线之间的采样时间差。进而极大的降低了声带组织振动成像的运动模糊问题。这种方法的成像帧率可达到 7000 帧每秒,远远大于声带振动频率,可用于对非稳态发声情况下声带的非周期不规则振动进行研究。

[0032] 在成像过程中,超声线阵换能器放置在被试者颈部的一侧,声带所在的位置。根据超声图像,可辨别声带和假声带等喉部组织结构。操作人员通过调整换能器的位置和角度,获取声带冠状面和水平面的组织结构图像。在被试者发出元音的情况下,使用 PWU 成像技术,采集到声带高速振动的原始回波数据。经过波束合成、射频信号包络检测和动态范围压缩,使回波数据被转换为了喉部组织结构图像。

[0033] 2. 基于平面波射频数据二维运动估计算法的声带及声门上下组织振动测量和成像方法:

[0034] 利用基于射频数据的二维运动估计算法处理原始回波数据,获得声带组织在冠状面的振动速度向量和位移。声带组织的振动导致相邻帧的数据存在着延时。通过估计延时,可以反求出组织在采样间隔时间内的位移向量。位移除以采样间隔时间,就获得了声带组织的振动速度。相比于其他基于波束合成后的射频数据的运动估计算法,该算法的侧向位移分辨率更高,因而可以探测幅度更小的组织振动。在获取了组织振动的速度和位移的基础上,进一步可以获取声带组织振动的频率和幅度。

[0035] 该方法不仅可以对稳态发声条件下声带的准周期振动进行成像和测量,还可以对非稳态发声条件下的声带非周期不规则振动进行成像和测量。同时,该方法的成像视野宽,因而还能测量声门上下、声带周围组织的振动,例如假声带的振动。

[0036] 3 基于平面波超声成像技术的可分段超声声门图方法

[0037] 提出一种基于 PWU 的 UGG 曲线提取方法。首先在声带横断面的超声图像上确定声带前联合和勺状软骨的位置,然后通过连接这两个位置确定声门中线。以声门中线为对称轴选定感兴趣区域 (ROI),并按照需求将该区域分割为数个小 ROI。随后计算每个 ROI 内随时间变化的超声回波信号强度,获得沿着声带长度方向的整个声带的全局 UGG 曲线以及声带特定部位的分段 UGG 曲线。

[0038] 4. 可分段超声声门图特征点和特征参数提取

[0039] 通过峰值检测算法和过零检测算法从 UGG 曲线上能够提取到声带振动的特征点:声门开放最大时刻、声门闭合时刻和声门开放时刻。声门闭合商是声带振动的一个重要的时相参数,它表示声带闭合时间与整个声带振动周期的比值。以往通过提取 DEGG 曲线的正峰和负峰来确定声带闭合时间的方法,其可靠性会受到 DEGG 曲线负峰不明显的影响,从而造成测量得到的闭合商精度下降。本发明提出的超声声门图方法中 UGG 曲线的负峰非常显著而突出,提取时可靠性很高。因此在本发明中提出结合电声门图方法和超声声门图方法来提取声门闭合商,通过提取 DEGG 曲线的正峰和 DUGG 曲线的负峰来计算闭合商,从而提高对声门闭合商这一声带振动的重要的时相参数提取的精确度。

[0040] 本发明成像和检测方法的无侵入性,最小程度干扰发声,保证被试者能够以自然语音和动态语音进行发声。

[0041] 平面波成像技术能够消除声带振动成像的空间异步性,同时电声门图定点同步消除了超声对声带振动的采集在时间上的随机性。因而本发明可以实现声带振动检测的时空同步性。

[0042] 本发明能够对声带及其周围组织的运动信息、特征点信息、特征参数信息进行综合量化的提取。

【附图说明】

- [0043] 图 1 为基于平面波超声成像的声带振动成像与测量方法的流程图；
[0044] 图 2 为超声换能器沿冠状面放置位置示意图；
[0045] 图 3(a) 为基于超声射频回波数据的二维运动估计算法示意图；
[0046] 图 3(b) 为回波数据被转换为了喉部组织结构图像示意图；
[0047] 图 3(c) 为声带组织的振动位移曲线图；
[0048] 图 4(a) 为基于平面波超声成像的声带振动成像与测量系统示意图；
[0049] 图 4(b) 为超声换能器与声带及周围组织结构的相对位置关系示意图；
[0050] 图 4(c) 为换能器与电极的位置关系示意图；
[0051] 图 5(a) 为感兴趣区域（前联合和勺状软骨位置）识别示意图；
[0052] 图 5(b) 为感兴趣区域（前联合和勺状软骨位置）划分示意图；
[0053] 图 6 为分段的超声声门图曲线与同步电声门图曲线；
[0054] 图 7 为全局超声声门图曲线及同步的电声门图曲线。

【具体实施方式】

[0055] 下面结合附图和具体实施例对本发明作进一步详细说明。

[0056] 请参阅图 1 至图 7 所示，本发明一种基于平面波超声成像的声带振动成像与测量系统，包括数字超声成像系统、数据采集卡和计算机；所述数字超声成像系统包括超声线阵换能器和主机。

[0057] 所述超声线阵换能器用于在主机的控制下发出超声平面波，并接收回波，将回波回传至主机；主机将回波输出至数据采集卡，数据采集卡用于将收到的回波信号转换为数字信号并传送给计算机；计算机用于将接收到的回波数据进行波束合成、射频信号包络检测和动态范围压缩将数字信号的回波数据转换为喉部组织结构图像。

[0058] 1. 技术方案整体流程

[0059] 请参阅图 1 所示，为本发明方法的整体技术方案示意图。基于平面波超声成像的声带振动成像与测量系统可以工作在两种模式下。当超声线阵换能器沿冠状面放置在人体颈部表面时，通过位移估计算法能够获得声带振动位移图像。进而可以对声带体层振动位移、假声带振动位移、发声起始声带位移等参数进行量化提取。当超声线阵换能器沿着横断面放置在人体颈部表面时，通过计算声门处信号回波强度能够获得整个声带区域和特定声带组织区域的 UGG 曲线，进而可以对声带振动特征点和声带振动相位参数进行量化提取和测量。

[0060] 2、声带的冠状面成像

[0061] 图 2 所示为声带冠状面成像时，超声线阵换能器的放置位置与喉部组织结构冠状面的解剖示意图。其中长箭头标示出了假声带的位置，短箭头标示出了声带的位置。在图 2 的左侧，标示出了 $x-z$ 坐标系， x 轴表示垂直方向， z 轴表示水平方向。超声线阵换能器放置在被试者的颈部一侧的皮肤表面，喉部所在的位置。声带是人体中尺寸较小的器官，并且

位于甲状软骨的下面。所以实际操作中,为了使超声信号能穿透甲状软骨,同时还保证图像具备足够的分辨力,使用了一个中心频率为 7.2MHz 的超声线阵换能器。声带的振动基频从几十赫兹到数百赫兹,所以为了满足奈奎斯特采样定理,一般将成像帧率设定为 5000 帧每秒。另外,因为成像帧率过高会导致超声线阵换能器过热而损坏,所以不建议使用更高的成像帧率。

[0062] 超声线阵换能器在超声波发射端的激励下,向喉部发射宽度为 38 毫米、脉冲周期为 125 纳秒的单脉冲超声平面波。超声平面波在遇到组织后会发生散射,产生与发射波方向相反的回波。这些回波会被超声线阵换能器接收到,利用多通道的射频数据采集设备将回波信号转换为数字信号并存储在计算机硬盘中。经过波束合成、射频信号包络检测和动态范围压缩将存储在计算机硬盘中的回波数据被转换为了喉部组织结构图像,如图 3(b) 所示。图 3(b) 中,长箭头标示出了假声带的位置,短箭头标示出了声带的位置。因为超声波无法穿透两侧声带之间的空气,所以在图 3(b) 中我们只能观测到一侧的声带。

[0063] 3. 组织振动测量

[0064] 本发明可以在对声带振动进行成像的同时,测量声带组织的振动速度及位移。这里我们采用了一种基于超声射频回波数据的二维运动估计算法。

[0065] 图 3(a) 为算法的示意图。算法的目标是测量出图中位于 (x_0, z_0) 处的组织的运动位移和速度。这里假设,在下一个采样时刻,该位置的组织移动到了 (x_0+dx, z_0+dz) 处。在这一段采样时间内,组织的位移是 (dx, dz) 。

[0066] 算法的第一个步骤:利用波束合成算法得到换能器上两个子孔径所接收到的 (x_0, z_0) 处的组织的回波信号,分别命名为 RF_1 和 RF_2 。这两个子孔径与声场轴向的夹角分别为 α_1 和 α_2 。组织的运动导致了回波信号 RF_1 和 RF_2 发生了延时,分别命名为 t_{α_0} 和 t_{α_1} 。延时与位移的关系可以写作:

$$\begin{aligned} t_{\alpha_0} &= \frac{dz + dz \cdot \cos\alpha_0 + dx \cdot \sin\alpha_0}{c}, \\ t_{\alpha_1} &= \frac{dz + dz \cdot \cos\alpha_1 + dx \cdot \sin\alpha_1}{c}. \end{aligned} \quad (1)$$

[0068] 其中 c 表示组织中的声传播速度。利用一维互相关算法,可以求出 t_{α_0} 和 t_{α_1} 。进而可反求出组织的位移:

$$\begin{aligned} dz &= \frac{c \cdot t_{\alpha_0} \cdot \sin\alpha_1 + c \cdot t_{\alpha_1} \cdot \sin\alpha_0}{(1 + \cos\alpha_0) \cdot \sin\alpha_1 - (1 + \cos\alpha_1) \cdot \sin\alpha_0}, \\ dx &= \frac{c \cdot t_{\alpha_1} \cdot (1 + \cos\alpha_0) - c \cdot t_{\alpha_0} \cdot (1 + \cos\alpha_1)}{(1 + \cos\alpha_0) \cdot \sin\alpha_1 - (1 + \cos\alpha_1) \cdot \sin\alpha_0}. \end{aligned} \quad (2)$$

[0070] 已知成像帧率,可以得到采样间隔。利用该算法,可以求出采样间隔时间内,视野中每一个格点处的组织的位移。位移除以采样间隔,就得到了采样间隔时间内组织的平均运动速度。因为成像帧率为 5000 帧每秒,采样间隔只有 200 微妙,这个值远小于声带组织的振动周期。因此,采样间隔内组织的平均速度趋近于组织的瞬时速度。对速度做积分,可以求出声带组织的振动位移曲线,如图 3(c) 所示。通过检测曲线的峰值和谷值,可以计算

声带的振动周期和基频,以及声带组织的振动幅度。

[0071] 4. 声带沿横断面成像

[0072] 首先令数字超声成像系统工作在 B 模式下以利于清晰成像。耦合后将超声线阵换能器沿着横断面放置在受试者颈部一侧的皮肤表面,位于受试者声门的高度。然后对超声线阵换能器的角度和位置进行微小而细致的调整,直到在数字超声成像系统的显示屏上能够同时观察到前联合和勺状软骨的图像。图 4(b) 所示为超声换能器与声带及周围组织结构的相对位置关系示意图。其中最外层 S 为皮肤, T 为甲状软骨, V 为声带。两侧声带融合呈声带腱附着于甲状软骨,称为前联合 (AC)。两侧声带之间的空隙称为声门裂,简称声门 (G)。后部 A 所示为勺状软骨。当我们在超声系统的显示屏上同时观察到前联合和勺状软骨,就意味着沿声带长度方向的整个声带都进入了成像范围内。

[0073] 当找到前联合和勺状软骨的位置后,将数字超声成像系统的成像模式调整为平面波成像,具体的成像参数与上文“声带的冠状面成像”部分相同,即向喉部发射宽度为 38 毫米、脉冲周期为 125 纳秒的单脉冲超声平面波。一个 EGG 电极放置于换能器之上的颈部表面,另一个 EGG 电极在对侧颈部放置于一个斜向下的位置。两个 EGG 电极分别在声门高度上下 1cm 处,如图 4(b) 和 4(c) 所示。注意 EGG 电极的放置位置要避开超声波束传播的路径,以免对超声回波信号造成影响。受试者发声同时实验者按下数字超声成像系统的记录按钮对超声 RF 数据进行记录。同时数字超声成像系统发出的外触发信号会令电声门图仪同步地记录电声门图信号。整个采集过程持续约 250ms。这一记录时长通常会包含几十个声带振动周期。所有的 RF 数据和电声门图数据都被存储在计算机中等待后续的离线处理。

[0074] 5. 超声声门图曲线提取方法

[0075] 图 5 显示的是沿着声带前后方向的一帧平面波超声图像。当两侧声带被来自肺部的气流分开而出现声门时,就会在声带边缘形成气体-组织界面。声带周期性振动,声门也周期性的出现和消失。由于气体-组织界面会对超声波信号产生强烈的反射,因而在超声系统的显示屏上就能够观察到周期性出现和消失的强反射回波信号,在得到的超声图像序列中就显示为一条明亮的线段周期性的出现和消失。在这条线段的两端是两个较为明亮的区域。这两个亮区在所有的超声图像序列中都存在,并且所处的位置相对固定。这两个亮区是前联合和勺状软骨所在的位置,如图 5(a) 中箭头所指。它们中间的亮线就是声带的气体-组织界面的回波信号。超声 PWU 技术能够克服传统线扫描在空间上成像的不同步性,因此可以通过测量声门区域的超声回波信号幅度,而同时地获得沿着整个声带长度方向的声带振动信号。测量得到的随时间变化的回波强度曲线就是超声声门图曲线 UGG。

[0076] 首先,通过主观判断出前联合和勺状软骨的位置,然后手动地在超声图像上以一条线段连接这两个位置。这条线所在的位置就被认为是声门中线。由于声门形状的可变性以及超声的混响效应,气体-组织界面的强回波超声信号在超声图片中显示为一条具有一定宽度的线段。因此,选定一个矩形作为感兴趣区域 (ROI),此矩形 ROI 的宽度为 1-5mm。所绘的声门中线位置的线段作为这个矩形的对称轴。随后,这个矩形感兴趣区域 ROI 被沿着声带长度方向平均地分成几个等分,如图 5(b) 所示。在每一个分段的感兴趣区域 ROI 内提取所有像素的像素灰度值,那么每个分段的感兴趣区域 ROI 内随时间变化的超声声门图曲线通过式 (3) 进行计算:

$$[0077] \quad UGG(t) = \text{norm}\left(-\frac{1}{N} \sum_{i,j} P_{i,j}(t)\right) \quad (3)$$

[0078] 这里 $UGG(t)$ 就是随时间变化的超声声门图曲线, $P_{i,j}(t)$ 是某个 ROI 内的像素点 (i, j) 在 t 时刻的灰度值。N 代表该 ROI 内的所有像素点的个数。‘norm’代表归一化运算。将整个矩形的 ROI 等分为 M 个 ROI。分别对每一个分段的 ROI 内提取了相应的超声声门图曲线。

[0079] 图 6 所示即为从前联合到勺状软骨之间的声带的十个分段 ROI 内的分段 UGG 曲线。曲线中幅度大的部分代表弱的超声回波信号强度, 而幅度小的部分则代表着强回波信号。

[0080] 由于在确定前联合位置和勺状软骨位置的时候是主观判断的, 并且这两个解剖结构本身具有一定的体积的, 因此并不是所有提取到的分段 ROI 内的超声声门图曲线都是反映声带运动的结果。当声带两侧接触时, 超声波束能够透射声带接触的组织; 而声带两侧分开时, 大部分的超声信号会被组织-气体界面反射回来。因此描述声带部位振动的超声声门图曲线应该是大幅度和小幅度以一定的规律和次序交替出现。观察图 6 中分段超声声门图曲线发现 Seg3、Seg4、Seg5、Seg6、Seg7 这五条曲线是符合声带振动对超声回波影响的特性的。将符合特性的曲线进行加和, 就可以得到声带振动的全局 UGG 曲线, 如图 7 中的 UGG(全局) 曲线所示。图 7 中还给出了同步的 EGG 曲线。通过一个微分运算对 EGG 信号进行微分, 得到 DEGG 曲线, 然后再通过式 (4) 计算 D2EGG 曲线。相似的, 通过对 UGG 曲线做微分运算可以得到 DUGG 曲线, 随后通过式 (5) 计算 D2UGG 曲线。

$$[0081] \quad D2EGG = DEGG(n) | DEGG(n) | \quad (4)$$

$$[0082] \quad D2UGG = DUGG(n) | DUGG(n) | \quad (5)$$

[0083] 6. 超声声门图的特征点和特征参数提取

[0084] 电声门图曲线的特征点能够反映声带振动过程中非常重要的相位时刻。通过一个峰值检测算法将 EGG 曲线中的声门开放最大时刻点 A 和 D2EGG 中的声门闭合时刻点 G、声门开放时刻点 H 提取出来。同时从 UGG 曲线中提取相应的特征点。通过控制峰值检测算法的搜寻窗长, 从全局 UGG 曲线中声门闭合相中的回波强度最弱点 C 和声门开放相中的回波强度最弱点 D。点 B 是全局 UGG 曲线中每个周期内的一个小而明显的波动峰, 通过寻找点 D 之后的第二个过零点可以将每个周期的点 B 提取出来。点 E 是 D2UGG 曲线中的一个小的正峰, 提取的点 E 是点 C 所对应时刻之前的第一个正峰。点 F 是 D2UGG 曲线的负峰值点。这个负峰点非常突出, 易于被峰值检测算法识别。

[0085] EGG 曲线中, 点 A 为电声门图曲线的谷值点, 它代表着声门开放最大的时刻; UGG 曲线中, 在声带的开放相, 虽然全局的 UGG 曲线幅度相对较低, 但是其中依然有一个明显的波动, 标出的点 B 为这个波动峰的顶点。它代表着在声门打开后, 声带向两侧运动后声门中线处反射回波最弱的时刻, 因此点 B 所在的时刻也是声门开放最大时刻。

[0086] D2EGG 曲线中点 G 是 D2EGG 曲线的正峰值点, 代表声门刚刚闭合的瞬间; H 是 D2EGG 曲线的负峰值点, 代表声门刚刚开放的瞬间。D2UGG 曲线中点 E 和点 F 分别为正峰点和负峰点, 也代表同样的振动相位意义。

[0087] 声门闭合商 (CQ) 是指声门处于完全关闭的时长占整个振动周期的比例。通常 CQ 都是单一地从 D2EGG 曲线中提取, 如式 (6):

[0088]
$$CQ = \frac{Loc(H) - Loc(G)}{T_{egg}} \quad (6)$$

[0089] 其中 Loc 表示点的时间位置, T_{egg} 表示一个振动周期长度。

[0090] 但是很多情况下 D2EGG 曲线的正峰明显, 而负峰不明显, 甚至无法识别。而 D2UGG 曲线中负峰非常显著。因此提取 D2EGG 曲线的正峰和 D2UGG 曲线的正峰, 能够获得更加准确可靠的 CQ。如式 (7) 计算:

[0091]
$$CQ = \frac{Loc(F) - Loc(G)}{T_{egg}} \quad (7)$$

[0092] 因此, 结合超声声门图和电声门图的优势, 能够获得更加准确可靠的声带振动参数。

[0093] 最后说明的是, 以上实施例仅用以说明本发明的技术方案而非限制, 尽管参照较佳实施例对本发明进行了详细说明, 本领域的普通技术人员应当理解, 可以对本发明的技术方案进行修改或者等同替换, 而不脱离本技术方案的宗旨和范围, 其均应涵盖在本发明的权利要求范围当中。

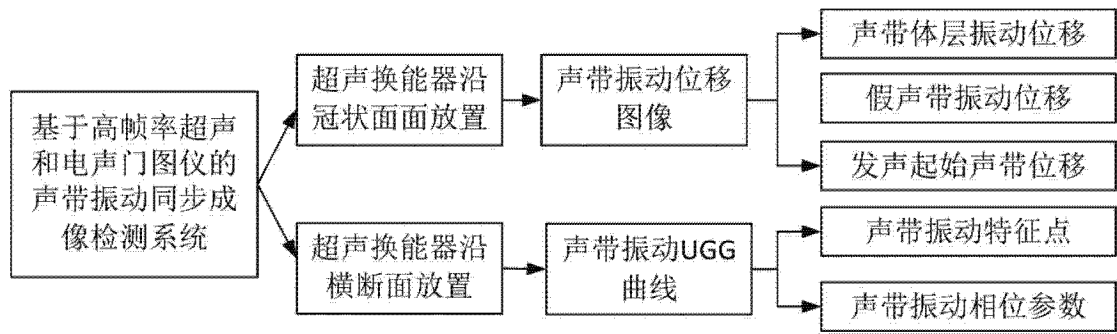


图 1

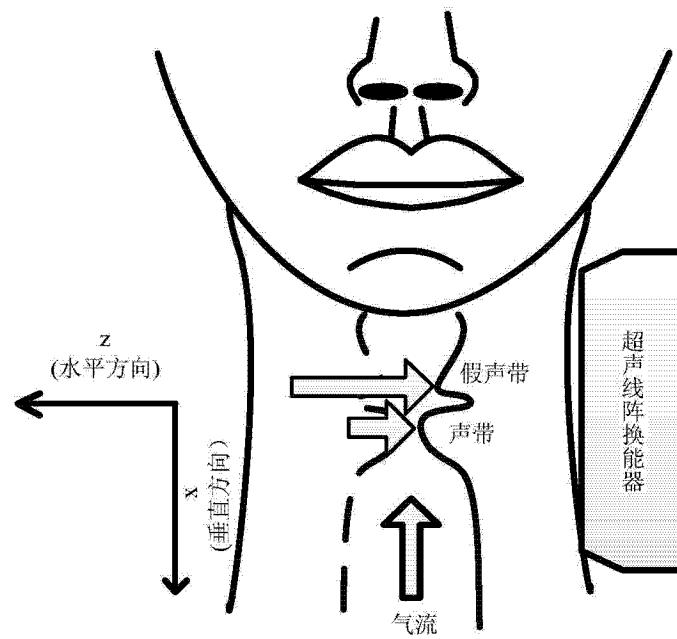


图 2

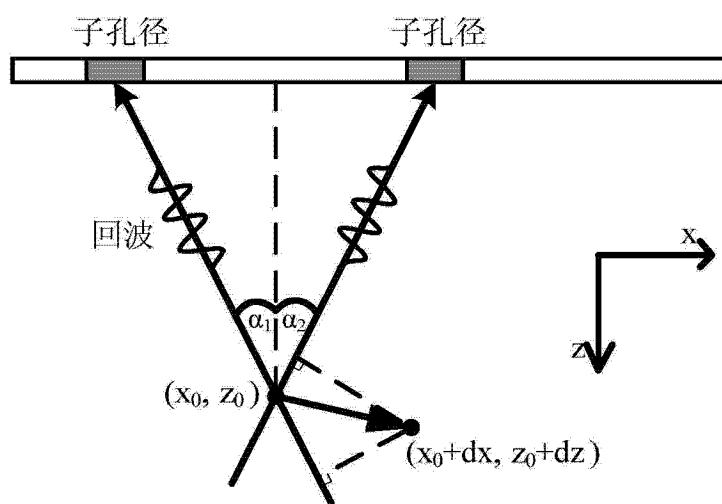


图 3(a)

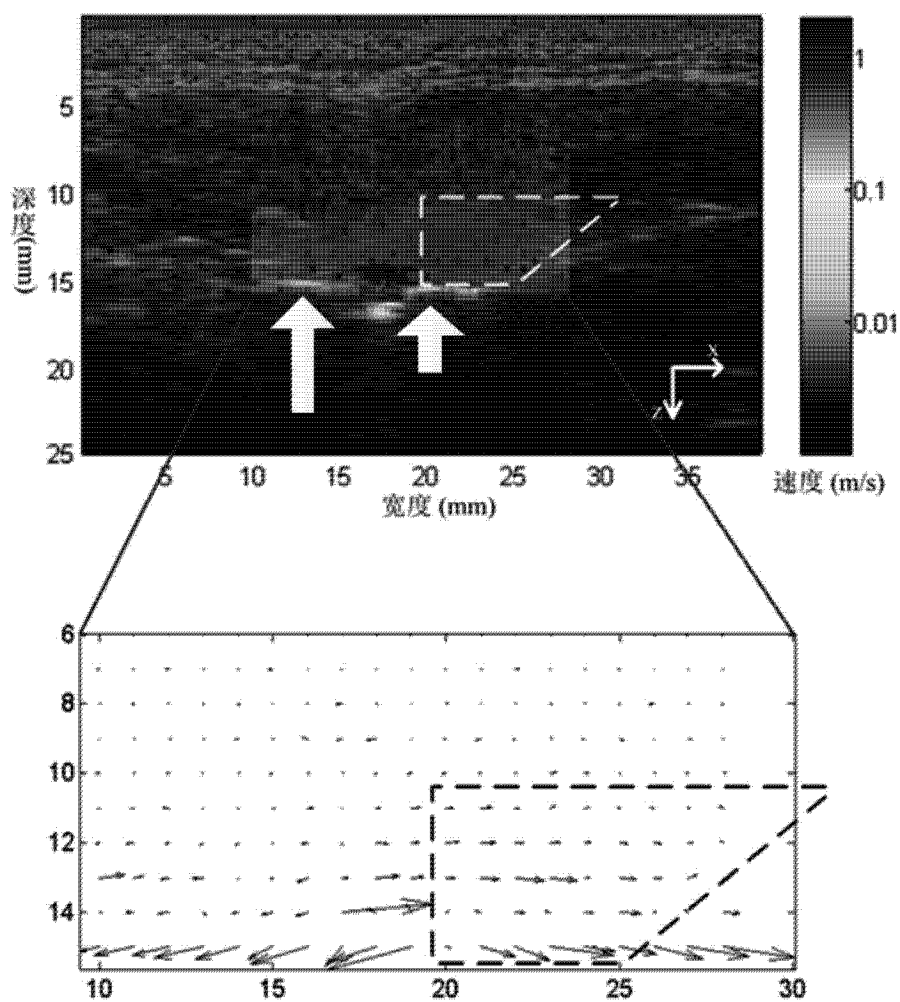


图 3(b)

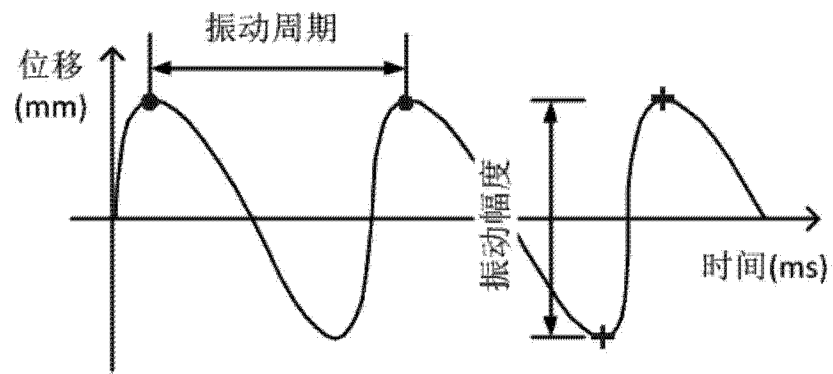


图 3(c)

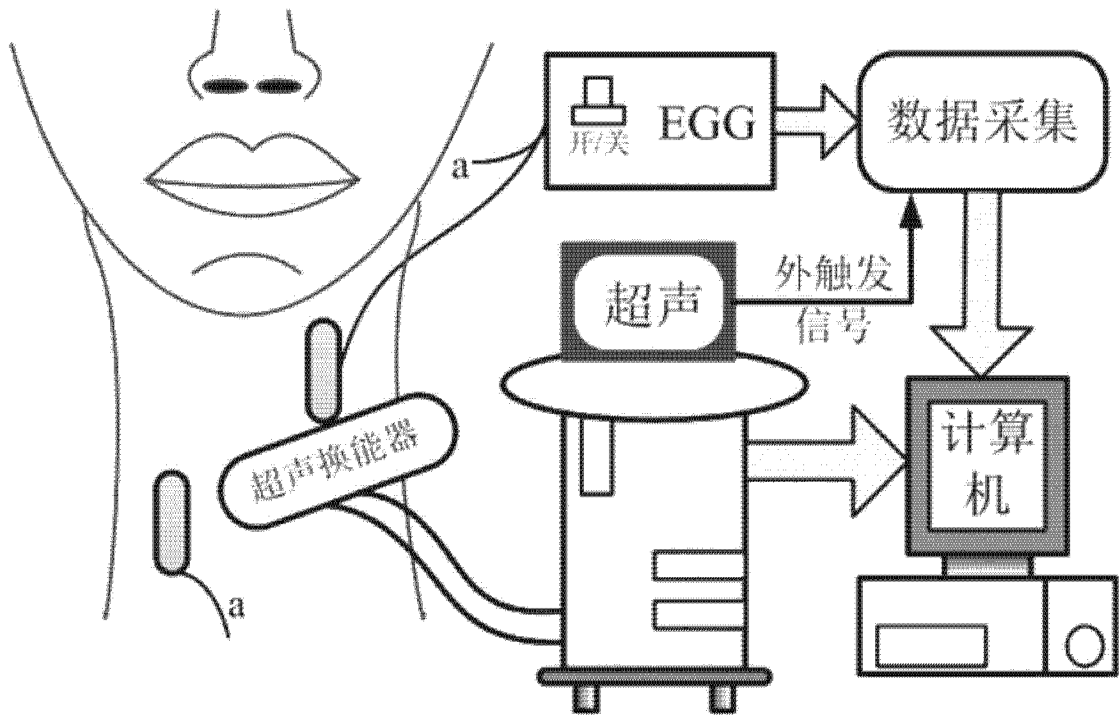


图 4(a)

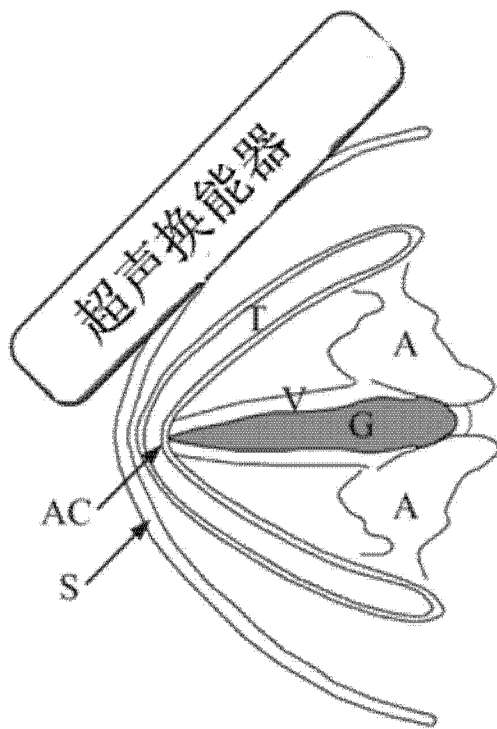


图 4(b)

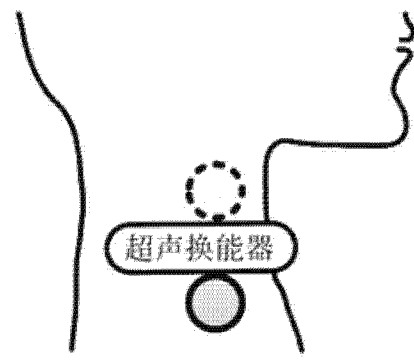


图 4(c)

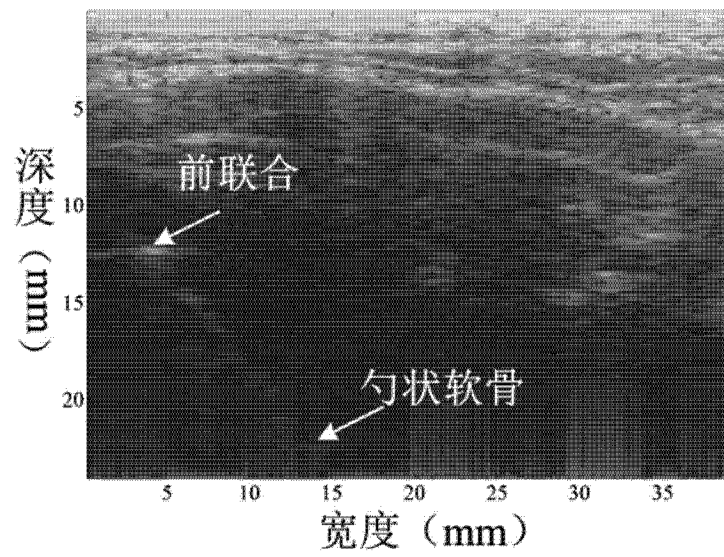


图 5(a)

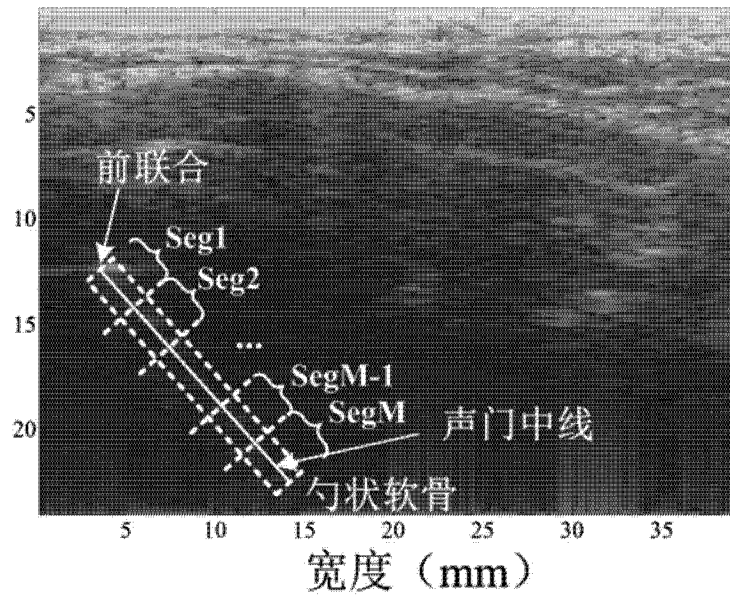


图 5(b)

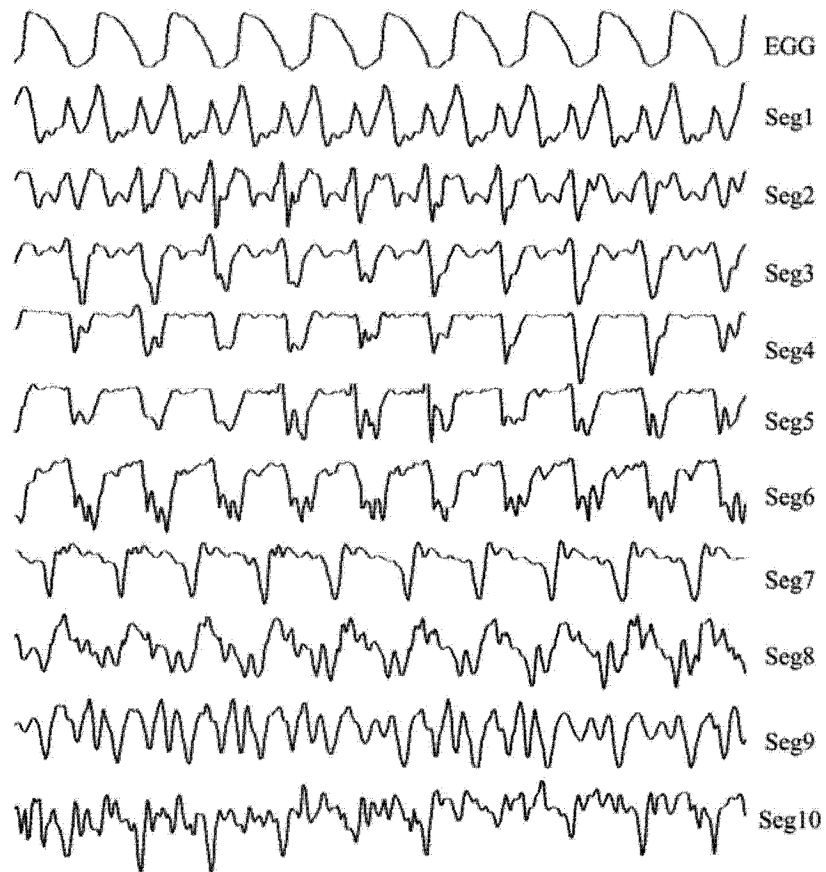


图 6

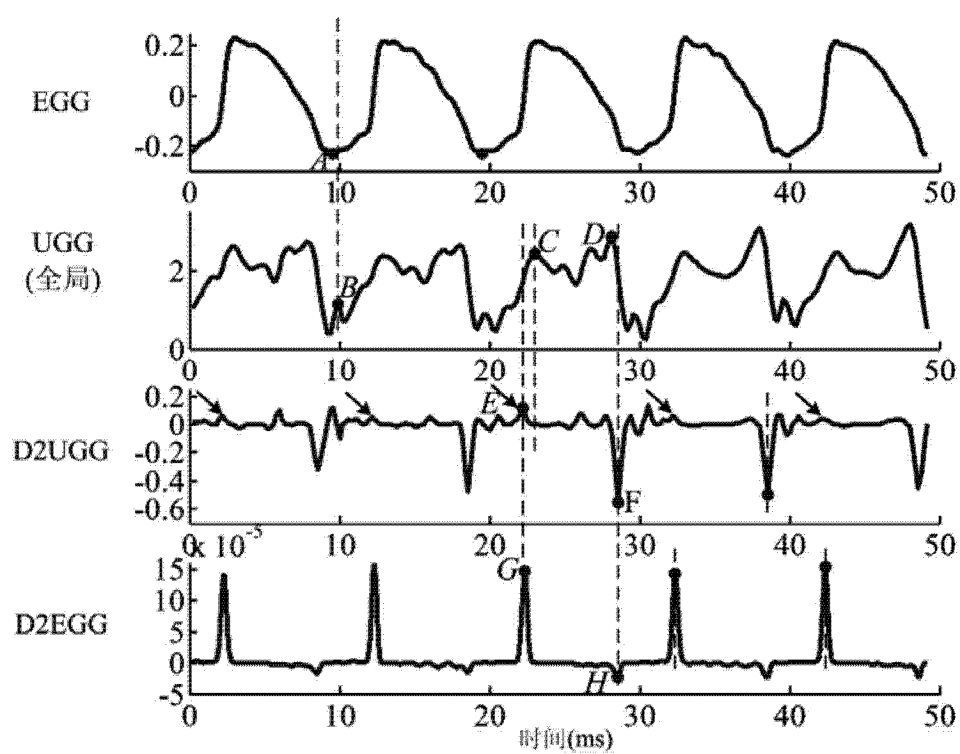


图 7

专利名称(译)	基于平面波超声成像的声带振动成像与测量系统及方法		
公开(公告)号	CN104323803A	公开(公告)日	2015-02-04
申请号	CN201410605785.5	申请日	2014-10-30
[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 唐姗姗 敬博文 王素品		
发明人	万明习 唐姗姗 敬博文 王素品		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/0858 A61B8/14 A61B8/4483 A61B8/5223 A61B8/5284		
其他公开文献	CN104323803B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种基于平面波超声成像的声带振动成像与测量系统及方法，包括数字超声成像系统、数据采集卡和计算机；所述数字超声成像系统包括超声线阵换能器和主机；超声线阵换能器用于在主机的控制下发出超声平面波，并接收回波，将回波回传至主机；主机用于控制超声线阵换能器发出超声平面波，并将回波输出至数据采集卡；数据采集卡用于将接收到的回波信号转换为数字信号并传送给计算机；计算机用于将接收到的数字信号的回波数据进行波束合成、射频信号包络检测和动态范围压缩转换为喉部组织结构图像。本发明实现了在时间同步和空间同步的条件下对振动声带进行高速成像、并对振动的组织力学参数和特定位置相位变化信息进行量化提取。

