



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107049360 A

(43)申请公布日 2017.08.18

(21)申请号 201710061588.5

(22)申请日 2017.01.26

(71)申请人 清华大学

地址 100084 北京市海淀区清华大学

(72)发明人 罗建文 何琼 曹艳平 李国洋

(74)专利代理机构 北京睿邦知识产权代理事务
所(普通合伙) 11481

代理人 徐丁峰

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

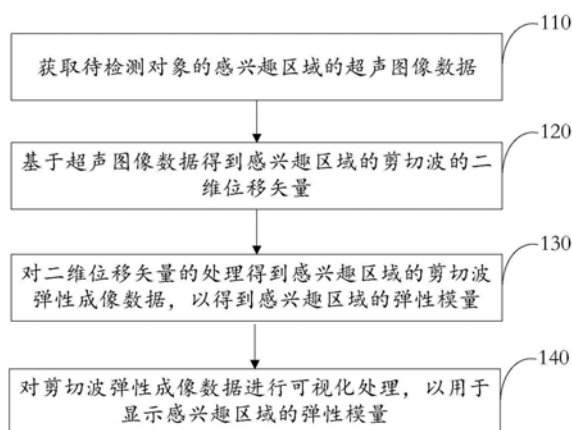
权利要求书2页 说明书8页 附图2页

(54)发明名称

剪切波弹性成像方法和装置

(57)摘要

本发明涉及一种剪切波弹性成像方法和装置,所述方法包括:获取待检测对象的感兴趣区域的超声图像数据;基于所述超声图像数据得到所述感兴趣区域的剪切波的二维位移矢量;对所述二维位移矢量的处理得到所述感兴趣区域的剪切波弹性成像数据,以得到所述感兴趣区域的弹性模量。本发明实施例采用二维位移估计的方法来得到剪切波激励后各个时刻的二维位移矢量,最大限度地提高待检测对象的弹性模量的准确度,提高对待检测对象的病理检测精度。并且不仅适用于形状规则的待检测对象,对于受周围组织或疾病(例如斑块)影响导致待检测对象(例如血管)形状不规则的情况,也可以用本发明的方法进行基于剪切波的弹性定量,适用性较高,适用范围更广。



1. 一种剪切波弹性成像方法,其特征在于,所述方法包括:
 获取待检测对象的感兴趣区域的超声图像数据;
 基于所述超声图像数据得到所述感兴趣区域的剪切波的二维位移矢量;
 对所述二维位移矢量的处理得到所述感兴趣区域的剪切波弹性成像数据,以得到所述感兴趣区域的弹性模量。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述方法还包括:
 对所述剪切波弹性成像数据进行可视化处理,以用于显示所述感兴趣区域的弹性模量。

3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述基于所述超声图像数据得到所述感兴趣区域的剪切波的二维位移矢量包括:

采用块运动匹配的方法对所述超声图像数据进行处理,以得到所述感兴趣区域的剪切波传输的轴向位移;

根据所述感兴趣区域的剪切波传输的轴向位移得到所述感兴趣区域的剪切波的二维位移矢量。

4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,所述根据所述感兴趣区域的剪切波传输的轴向位移得到所述感兴趣区域的剪切波的二维位移矢量包括:

基于所述超声图像数据,利用空间向量复合计算不同角度的轴向位移,以得到所述感兴趣区域的剪切波的垂直位移和水平位移;

所述感兴趣区域的剪切波的垂直位移和水平位移形成所述感兴趣区域的剪切波的二维位移矢量。

5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,利用空间向量符合计算不同角度的轴向位移采用如下公式:

$$\begin{bmatrix} u_{ver} \\ u_{hor} \end{bmatrix} = (A^T A)^{-1} A^T q, \text{ 其中, } A = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & \sin \theta_1 \\ \cos \theta_2 & \sin \theta_2 \\ \dots & \dots \\ \cos \theta_n & \sin \theta_n \end{bmatrix}, q = \begin{bmatrix} u_{ax1} \\ u_{ax2} \\ \dots \\ u_{axn} \end{bmatrix}$$

其中, u_{ver} 表示垂直位移, u_{hor} 表示水平位移, u_{ax1} 至 u_{axn} 表示不同角度的轴向位移, θ_1 至 θ_n 表示不同角度, A^T 为A的转置矩阵。

6. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述对所述二维位移矢量的处理得到所述感兴趣区域的剪切波弹性成像数据包括:

根据所述二维位移矢量得到所述剪切波的传播方向;

基于所述剪切波的传播方向进行坐标变换,以将所述剪切波从直角坐标系转换为极坐标系;

在所述极坐标系下,对所述剪切波的传播方向进行方向滤波,以得到沿待检测对象的环向传播的剪切波;

通过对所述沿待检测对象的环向传播的剪切波得到所述感兴趣区域的剪切波弹性成像数据,以得到所述感兴趣区域的弹性模量。

7. 根据权利要求6所述的方法,其特征在于,所述通过对所述沿待检测对象的环向传播的剪切波得到所述感兴趣区域的剪切波弹性成像数据包括:

在极坐标系下,计算沿待检测对象的环向传播的剪切波的传播速度;

以及获取沿待检测对象的环向传播的剪切波的频散曲线；

其中，所述传播速度和所述频散曲线形成所述感兴趣区域的剪切波弹性成像数据，用于表征感兴趣区域的弹性模量。

8. 根据权利要求7所述的方法，其特征在于，所述获取沿待检测对象的环向传播的剪切波的频散曲线包括：

在极坐标系中，根据沿待检测对象的环向传播的剪切波的波前在不同时间到达位置得到的位移时间曲线；

对所述位移时间曲线进行二维傅里叶变换，得到傅里叶变换结果，其中，所述傅里叶变换结果包括多个频率和每个频率对应的多个波数值；

通过每个频率下最大的波数值，得到待检测对象的剪切波的频散曲线。

9. 一种剪切波弹性成像装置，其特征在于，所述装置包括：

数据获取单元，用于获取待检测对象的感兴趣区域的超声图像数据；

二维位移矢量计算单元，用于所述超声图像数据得到所述感兴趣区域的剪切波的二维位移矢量；

剪切波弹性成像单元，用于对所述二维位移矢量的处理得到所述感兴趣区域的剪切波弹性成像数据，以得到所述感兴趣区域的弹性模量。

10. 根据权利要求9所述的装置，其特征在于，所述装置还包括：

可视化处理单元，用于对所述剪切波弹性成像数据进行可视化处理，以用于显示所述感兴趣区域的弹性模量。

剪切波弹性成像方法和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波医疗技术领域,更具体地涉及一种剪切波弹性成像方法和装置。

背景技术

[0002] 超声成像由于具有实时、廉价、非侵入性和非电离辐射等优点而广泛地用于临床诊断。超声弹性成像,特别是基于声辐射力的剪切波成像,在组织弹性定性和定量的测量中发挥巨大的作用,例如,血管剪切波弹性成像对管壁的弹性定量起到至关重要的作用。然而由于一些组织本身的一些特性,导致相关技术中的剪切波弹性成像不能准确地对其进行弹性定性和定量。以血管为例来说,当血管短轴切面由于组织结构原因或是病理原因导致管壁分布不是圆形时,相关技术中的剪切波弹性成像将不能准确地得到血管壁的弹性模量,而不能准确地对血管壁的病理定性。

[0003] 综上,需要提供一种剪切波弹性成像方法和装置,以至少部分地解决上述问题。

发明内容

[0004] 考虑到上述问题而提出了本发明一种剪切波弹性成像方法和装置,可以针对一些由于组织结构原因或者病理原因导致其本身形状结构变形的待检测对象,准确地得到待检测对象的弹性模量,提高待检测对象的病理检测精度。

[0005] 根据本发明一方面,提供了一种剪切波弹性成像方法,所述方法包括:获取待检测对象的感兴趣区域的超声图像数据;基于所述超声图像数据得到所述感兴趣区域的剪切波的二维位移矢量;对所述二维位移矢量的处理得到所述感兴趣区域的剪切波弹性成像数据,以得到所述感兴趣区域的弹性模量。

[0006] 其中,所述方法还包括:对所述剪切波弹性成像数据进行可视化处理,以用于显示所述感兴趣区域的弹性模量。

[0007] 其中,所述基于所述超声图像数据得到所述感兴趣区域的剪切波的二维位移矢量包括:采用块运动匹配的方法对所述超声图像数据进行处理,以得到所述感兴趣区域的剪切波传输的轴向位移;根据所述感兴趣区域的剪切波传输的轴向位移得到所述感兴趣区域的剪切波的二维位移矢量。

[0008] 其中,所述根据所述感兴趣区域的剪切波传输的轴向位移得到所述感兴趣区域的剪切波的二维位移矢量包括:基于所述超声图像数据,利用空间向量复合计算不同角度的轴向位移,以得到所述感兴趣区域的剪切波的垂直位移和水平位移;所述感兴趣区域的剪切波的垂直位移和水平位移形成所述感兴趣区域的剪切波的二维位移矢量。

[0009] 其中,利用空间向量符合计算不同角度的轴向位移采用如下公式:

$$[0010] \quad \begin{bmatrix} u_{ver} \\ u_{hor} \end{bmatrix} = (A^T A)^{-1} A^T q, \text{ 其中, } A = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & \sin \theta_1 \\ \cos \theta_2 & \sin \theta_2 \\ \dots & \dots \\ \cos \theta_n & \sin \theta_n \end{bmatrix}, \quad q = \begin{bmatrix} u_{ax1} \\ u_{ax2} \\ \dots \\ u_{axn} \end{bmatrix}$$

[0011] 其中, u_{ver} 表示垂直位移, u_{hor} 表示水平位移, u_{ax1} 至 u_{axn} 表示不同角度的轴向位移,

θ_1 至 θ_n 表示不同角度, A^T 为A的转置矩阵。

[0012] 其中,所述对所述二维位移矢量的处理得到所述感兴趣区域的剪切波弹性成像数据包括:根据所述二维位移矢量得到所述剪切波的传播方向;基于所述剪切波的传播方向进行坐标变换,以将所述剪切波从直角坐标系转换为极坐标系;在所述极坐标系下,对所述剪切波的传播方向进行方向滤波,以得到沿待检测对象的环向传播的剪切波;通过对所述沿待检测对象的环向传播的剪切波得到所述感兴趣区域的剪切波弹性成像数据,以得到所述感兴趣区域的弹性模量。

[0013] 其中,所述通过对所述沿待检测对象的环向传播的剪切波得到所述感兴趣区域的剪切波弹性成像数据包括:在极坐标系下,计算沿待检测对象的环向传播的剪切波的传播速度;以及获取沿待检测对象的环向传播的剪切波的频散曲线;其中,所述传播速度和所述频散曲线形成所述感兴趣区域的剪切波弹性成像数据,用于表征感兴趣区域的弹性模量。

[0014] 其中,所述获取沿待检测对象的环向传播的剪切波的频散曲线包括:在极坐标系中,根据沿待检测对象的环向传播的剪切波的波前在不同时间到达位置得到的位移时间曲线;对所述位移时间曲线进行二维傅里叶变换,得到傅里叶变换结果,其中,所述傅里叶变换结果包括多个频率和每个频率对应的多个波数值;通过每个频率下最大的波数值,得到待检测对象的剪切波的频散曲线。

[0015] 根据本发明另一方面,提供了一种剪切波弹性成像装置,所述装置包括:

[0016] 数据获取单元,用于获取待检测对象的感兴趣区域的超声图像数据;二维位移矢量计算单元,用于所述超声图像数据得到所述感兴趣区域的剪切波的二维位移矢量;剪切波弹性成像单元,用于对所述二维位移矢量的处理得到所述感兴趣区域的剪切波弹性成像数据,以得到所述感兴趣区域的弹性模量。

[0017] 其中,所述装置还包括:可视化处理单元,用于对所述剪切波弹性成像数据进行可视化处理,以用于显示所述感兴趣区域的弹性模量。

[0018] 本发明实施例提供的剪切波弹性成像方法和装置,利用二维位移矢量估计,得到剪切波沿待检测对象(例如,血管壁)的径向的运动,为待检测对象的弹性的定量研究提供基础,最大限度地提高待检测对象的弹性模量的准确度,提高对待检测对象的病理检测精度。不仅适用于形状规则的待检测对象,对于受周围组织或疾病(例如斑块)影响导致待检测对象(例如血管)形状不规则的情况,也可以用本发明的方法和装置进行基于剪切波的弹性定量,适用性较高,适用范围更广。

附图说明

[0019] 通过结合附图对本发明实施例进行更详细的描述,本发明的上述以及其它目的、特征和优势将变得更加明显。附图用来提供对本发明实施例的进一步理解,并且构成说明书的一部分,与本发明实施例一起用于解释本发明,并不构成对本发明的限制。在附图中,相同的参考标号通常代表相同部件或步骤。

[0020] 图1示出根据本发明一个实施例的剪切波弹性成像方法的流程示意图;

[0021] 图2示出根据本发明一个实施例的空间向量复合计算的原理示意图;

[0022] 图3示出根据本发明另一个实施例的剪切波弹性成像方法的流程示意图;

[0023] 图4示出根据本发明一个实施例的剪切波弹性成像装置的结构框图。

具体实施方式

[0024] 为了使得本发明的目的、技术方案和优点更为明显,下面将参照附图详细描述根据本发明的示例实施例。显然,所描述的实施例仅仅是本发明的一部分实施例,而不是本发明的全部实施例,应理解,本发明不受这里描述的示例实施例的限制。基于本发明中描述的本发明实施例,本领域技术人员在没有付出创造性劳动的情况下所得到的所有其它实施例都应落入本发明的保护范围之内。

[0025] 基于声辐射力的剪切波弹性成像技术是一种评估组织硬度的超声弹性成像技术。其基本原理为:由探头向生物体的软组织发射高能量的超声波,在声辐射力和组织的剪切应力的作用下,特定区域内的软组织会产生向四周传播的振动,从而产生剪切波,由于生物体软组织的硬度和剪切波速度存在着关联关系,因此可以通过检测剪切波的速度以分析生物体软组织的硬度。

[0026] 相关技术的剪切波弹性成像的可以包括两个关键点:1、考虑偏振方向,关心偏振方向的运动,即剪切波的振动方向;2、方向滤波器设置时仅考虑某一个感兴趣的方向。然而由于一些组织本身的一些特性,导致相关技术中的剪切波弹性成像不能准确地对其进行弹性定性和定量。以血管为例来说,当血管短轴切面由于组织结构原因或是病理原因导致管壁分布不是圆形时,相关技术中的剪切波弹性成像只对其长轴切面进行处理,并不能准确地得到血管壁的弹性模量,因此,很难准确地对血管壁的病理定性。

[0027] 为了解决上文所述的问题,本发明实施例提出一种剪切波弹性成像方法和装置,利用二维位移矢量估计,得到剪切波沿待检测对象(例如,血管壁)的径向的运动,为一些产生形变的待检测对象的弹性的定量研究提供基础,最大限度地提高待检测对象的弹性模量的准确度,提高对待检测对象的病理检测精度。

[0028] 下面将结合附图对本发明提供的剪切波弹性成像方法和装置进行详细描述,以使本领域技术人员能够清楚、准确地理解本发明的技术方案。

[0029] 图1示出根据本发明一个实施例的剪切波弹性成像方法的流程示意图。

[0030] 本发明实施例提供的一种剪切波弹性成像方法包括如下步骤:

[0031] 步骤110,获取待检测对象的感兴趣区域的超声图像数据。

[0032] 在本步骤中,可以利用声辐射力激励待检测对象的感兴趣区域,对感兴趣区域进行超高速超声成像,以得到待检测对象的感兴趣区域的超声图像数据。示例性地,超声图像数据可以包括RF(Radio Frequency,射频)数据、包络数据、B模数据中的至少一种。

[0033] 以血管为例,血管内弹性成像可以利用气囊、血压变化或者外部挤压来激励血管,估计血管的运动即位移(一般为纵向),得到血管的应变分布,从而表征血管的弹性。在本发明实施例中,可以利用声辐射力激励血管,得到血管的超声图像数据。示例性地,在本步骤中获得的超声图像数据为直角坐标系的超声图像数据。

[0034] 步骤120,基于超声图像数据得到感兴趣区域的剪切波的二维位移矢量。

[0035] 在本步骤中,可以通过如下方式得到感兴趣区域的剪切波的二维位移矢量:采用块运动匹配的方法对超声图像数据进行处理,以得到感兴趣区域的剪切波传输的轴向位移,然后根据感兴趣区域的剪切波传输的轴向位移得到感兴趣区域的剪切波的二维位移矢量。

[0036] 其中,块运动匹配的方法例如可以包括互相关、自相关、光流法等。采用块运动匹配方法得到轴向位移例如可以实现为:对超声图像数据中的任一数据点进行加窗处理,得到对应该数据点的数据窗,当连续两帧的超声图像数据中数据窗的相关性(评价相关性的参数诸多,例如,可以是自相关系数,也可以是互相关系数等)最大时,确定该数据点的在极坐标系中的横向位移和轴向位移。在本发明实施例中,相关性系数可以通过自相关、互相关、绝对误差和幅度差平方和以及光流法等方式计算确定,可以理解,相关性系数的计算不限于这几种实现方式,还可以通过其他块匹配的运动估计算法实现,在此不再一一赘述。

[0037] 而根据轴向位移得到感兴趣区域的剪切波的二维位移矢量可以实现为:利用空间向量复合计算不同角度(或者不同角度不同时刻)的轴向位移,以得到感兴趣区域的剪切波的垂直位移和水平位移,由感兴趣区域的剪切波的垂直位移和水平位移形成感兴趣区域的剪切波的二维位移矢量。如图2所示,为空间向量复合计算的原理示意图。在图2中,示意了 θ_1 至 θ_2 两个角度方向,假设已通过块运动匹配计算得到两个角度方向的横向位移 u_{lat1} 和 u_{lat2} ,以及轴向位移 u_{ax1} 和 u_{ax2} ,因此可以通过如下公式进行空间向量复合计算,以得到垂直位移 u_{ver} 和水平位移 u_{hor} :

$$[0038] \quad u_{ver} = u_{ax} \cos\theta + u_{lat} \sin\theta \quad \text{式 (1)}$$

$$[0039] \quad u_{hor} = u_{ax} (-\sin\theta) + u_{lat} \cos\theta \quad \text{式 (2)}$$

$$[0040] \quad u_{ver} = u_{ax1} \cos\theta_1 + u_{lat1} \sin\theta_1 \quad \text{式 (3)}$$

$$[0041] \quad u_{hor} = u_{ax1} (-\sin\theta_1) + u_{lat1} \cos\theta_1 \quad \text{式 (4)}$$

$$[0042] \quad u_{ver} = u_{ax2} \cos\theta_2 + u_{lat2} \sin\theta_2 \quad \text{式 (5)}$$

$$[0043] \quad u_{hor} = u_{ax2} (-\sin\theta_2) + u_{lat2} \cos\theta_2 \quad \text{式 (6)}$$

$$[0044] \quad u_{ver} = \frac{u_{ax1} \sin\theta_2 - u_{ax2} \sin\theta_1}{\sin(\theta_2 - \theta_1)} \quad \text{式 (7)}$$

$$[0045] \quad u_{hor} = \frac{u_{ax1} \cos\theta_2 - u_{ax2} \cos\theta_1}{\sin(\theta_1 - \theta_2)} \quad \text{式 (8)}$$

[0046] 在空间向量复合计算以进行剪切波弹性成像的条件下,超声回波信号会沿着偏转角方向传播,因此通过块运动匹配方法可以得到其传播的轴向位移和侧向位移,基于轴向位移和侧向位移,可以通过公式(1)和公式(2)计算得到剪切波的垂直位移和水平位移。但是由于超声成像过程中轴向采样率很高而侧向采样率远低于轴向采样率,因此,超声成像的侧向分辨率比较低,使得侧向位移估计质量远低于轴向位移,基于此,通过两个角度 θ_1 至 θ_2 得到不同的轴向位移和横向位移估计结果,根据公式(3)至公式(6)消去横向位移得到公式(7)和公式(8),即仅通过轴向位移复合得出垂直位移和水平位移。

[0047] 同理,多个角度空间向量复合时,可以通过提高平均次数提高位移估计的质量,因此,在本发明实施例中,采用如下公式计算复合得到垂直位移和水平位移:

$$[0048] \quad \begin{bmatrix} u_{ver} \\ u_{hor} \end{bmatrix} = (A^T A)^{-1} A^T q, \text{ 其中, } A = \begin{bmatrix} \cos\theta_1 & \sin\theta_1 \\ \cos\theta_2 & \sin\theta_2 \\ \dots & \dots \\ \cos\theta_n & \sin\theta_n \end{bmatrix}, \quad q = \begin{bmatrix} u_{ax1} \\ u_{ax2} \\ \dots \\ u_{axn} \end{bmatrix}$$

[0049] 其中, u_{ver} 表示垂直位移, u_{hor} 表示水平位移, u_{ax1} 至 u_{axn} 表示不同角度的轴向位移, θ_1 至 θ_n 表示不同角度, A^T 为A的转置矩阵。

[0050] 根据本发明另一实施例,当待检测对象(例如,血管)为规则或近似规则的圆形时,可以认为剪切波的运动是沿着半径方向传播,可以通过手动确定圆心或者通过机器学习方

法确定圆心,并由轴向位移和横向位移得到径向位移,进而基于径向位移得到剪切波弹性成像数据,得到待检测对象的感兴趣区域的弹性模量。

[0051] 步骤130,对二维位移矢量的处理得到感兴趣区域的剪切波弹性成像数据,以得到感兴趣区域的弹性模量。

[0052] 可以通过如下步骤实现本步骤130:根据二维位移矢量得到剪切波的传播方向,基于剪切波的传播方向进行坐标变换,以将剪切波从直角坐标系转换为极坐标系,在极坐标系下,对剪切波的传播方向进行方向滤波,以得到沿待检测对象的环向传播的剪切波,通过对沿待检测对象的环向传播的剪切波得到感兴趣区域的剪切波弹性成像数据,以得到感兴趣区域的弹性模量。

[0053] 基于剪切波的传播方向进行坐标变换,以将剪切波从直角坐标系转换为极坐标系例如可以实现为:通过空间插值法实现直角坐标系至极坐标系的坐标转换。作为一个示例,可以将待检测对象的几何中心确定为极坐标原点,根据预设采样率分别对极坐标系的角度方向和半径方向进行数据采样,以获得采样数据点,用直角坐标系的超声图像数据对采用数据点进行空间插值,以得到极坐标系的超声图像数据。示例性地,在极坐标系中,横坐标为角度,纵坐标为半径。关于确定待检测对象的几何中心,例如可以通过手动选择的方式确定,也可以通过对待检测对象的图像进行图像自动分割以实现对其几何中心的选择。

[0054] 仍以血管为例,将血管的几何中心(例如,圆心)作为极坐标原点,从原点发射线状采样,其中,沿着射线方向为半径方向,垂直于射线方向为角度方向。在本发明实施例中,根据预设采样率对血管的半径方向和角度方向均进行采样,以获得采用数据点,再利用直角坐标系的超声图像数据对采用数据点进行空间插值,实现直角坐标系到极坐标系的坐标转换,从而得到极坐标系的超声图像数据。预设采样率例如可以是极坐标系的任一个方向采集的数据点的数量,其可以根据实际需求设定,在本发明实施例中不对此进行限定。空间插值法可以例如采用线性插值、多项式拟合插值等任一种实现,本发明不对此进行限制。

[0055] 以及在极坐标系下,对剪切波的传播方向进行方向滤波,以得到沿待检测对象的环向传播的剪切波可以实现为:基于垂直位移和水平位移建立位移时间曲线,示例性地,例如可以在待检测对象的感兴趣区域的传播路径上,任意一个时刻对应波前到达的空间位置,将连续的若干个时刻整合在一起,一个维度代表时间,另一个维度代表空间位置,由于波前传播是连续的,因此可以在二维空间内确定波前传播的情况,即建立位移时间曲线。然后对位移时间曲线进行二维傅里叶变换,以得到傅里叶变换结果,其中,傅里叶变换结果的不同角度范围表示剪切波的不同方向的运动信息。最后,对感兴趣的角度进行加窗处理,后经过逆傅里叶变换,以得到沿待检测对象的感兴趣方向传播的剪切波,即实现对剪切波的传播方向的方向滤波,得到感兴趣方向传播的剪切波。

[0056] 进一步地,通过对沿待检测对象的环向传播的剪切波得到感兴趣区域的剪切波弹性成像数据可以实现为:在极坐标系下,计算沿待检测对象的环向传播的剪切波的传播速度,以及获取沿待检测对象的环向传播的剪切波的频散曲线,传播速度和频散曲线形成感兴趣区域的剪切波弹性成像数据,用于表征感兴趣区域的弹性模量。

[0057] 具体地,可以基于任一数据点的位移,得到剪切波波前在不同时间到达位置得到的位移时间曲线,对位移时间曲线进行二维傅里叶变换,以得到傅里叶变换结果,傅里叶变换结果中包括频率值和任一频率值对应的所有波数值,针对感兴趣的角度,基于感兴趣的

角度中每个频率值对应的最大波数值建立剪切波频散曲线。示例性地,选择感兴趣的角度方向,例如,当感兴趣的角度方向向右时,对应的傅里叶变换中的信息位于第一象限,其中,傅里叶变换中的信息分别包括频率信息和波数信息(频率值和波数值),取任一频率值下最大的波数值,得到待检测对象的剪切波频散曲线,即不同频率的剪切波相速度曲线。基于剪切波的频散曲线评价待检测对象的剪切模量,准确率更高,而对于像血管这样的待检测对象,基于极坐标系下对感兴趣的角度选择,可以同时处理长轴切面和短轴切面,弥补相关技术的弊端,得到更精准的待检测对象的弹性定量。

[0058] 而在本发明实施例中,将频散曲线和传播速度相结合共同对待检测对象进行定性和定量。示例性地,在极坐标系中,根据剪切波波前在不同时间到达位置对剪切波波速进行测量,从而得到剪切波的传播速度。

[0059] 综上,结合剪切波的传播速度及剪切波的频散曲线评价待检测对象的剪切模量,两者可以相辅相成,进一步提高待检测对象的弹性定量的精准度。

[0060] 应用本发明实施例,利用二维位移矢量估计,得到剪切波沿待检测对象(例如,血管壁)的径向的运动,为待检测对象的弹性的定量研究提供基础,最大限度地提高待检测对象的弹性模量的准确度,提高对待检测对象的病理检测精度。

[0061] 图3示出根据本发明另一个实施例的剪切波弹性成像方法的流程示意图。

[0062] 如图3所示,一种剪切波弹性成像方法可以包括如下步骤:

[0063] 步骤110,获取待检测对象的感兴趣区域的超声图像数据。

[0064] 步骤120,基于超声图像数据得到感兴趣区域的剪切波的二维位移矢量。

[0065] 步骤130,对二维位移矢量的处理得到感兴趣区域的剪切波弹性成像数据,以得到感兴趣区域的弹性模量。

[0066] 其中,步骤110至步骤130的具体实现方式及技术效果可以参考图1所示实施例,为了简洁,在此不再对步骤110至步骤130进行详细叙述。

[0067] 步骤140,对剪切波弹性成像数据进行可视化处理,以用于显示感兴趣区域的弹性模量。

[0068] 在本步骤中,由于方向滤波是在极坐标下进行,得到方向滤波后的剪切波传播后,可以对剪切波传播的数据(例如,可以包括散射子震动位移、速度、加速度等)进行坐标变换,即由极坐标转换成直角坐标,转换原理及过程与步骤130中涉及到的坐标转换的原理相同,在此不再赘述,通过坐标转换实现剪切波传播的可视化,即实现剪切波弹性成像的可视化处理。

[0069] 应用本发明实施例提供的剪切波弹性成像方法,采用二维位移估计的方法来得到剪切波激励后各个时刻的二维位移矢量,并通过坐标变换来解决方向滤波的问题,且通过坐标转换完成剪切波传播的可视化,进而得到剪切波传播速度、频散曲线等,为待检测对象,尤其是血管壁的弹性的定量,特别是各向异性信息的提取打下坚实基础。

[0070] 并且,本发明的剪切波弹性成像方法不仅适用于形状规则的待检测对象,对于受周围组织或疾病(例如斑块)影响导致待检测对象(例如血管)形状不规则的情况,也可以用本发明的方法进行基于剪切波的弹性定量,适用性较高,适用范围更广。

[0071] 另外,通过待检测对象(例如血管)横截面的剪切波成像,进一步可以得到管壁的剪切波速度、频散曲线,结合剪切波传播速度和频散曲线对待检测对象的弹性进行定量测

量,可以提高测量精度和准确度。

[0072] 本发明实施例还提供了一种应用上述剪切波成像方法的剪切波成像装置,下面将结合图4对剪切波弹性成像装置进行详述。

[0073] 图4示出根据本发明一个实施例的剪切波弹性成像装置的结构框图。

[0074] 如图4所示,剪切波弹性成像装置400可以包括数据获取单元410、二维位移矢量计算单元420和剪切波弹性成像单元430。

[0075] 数据获取单元410可以用于获取待检测对象的感兴趣区域的超声图像数据。

[0076] 二维位移矢量计算单元420可以用于超声图像数据得到感兴趣区域的剪切波的二维位移矢量。

[0077] 剪切波弹性成像单元430可以用于对二维位移矢量的处理得到感兴趣区域的剪切波弹性成像数据,以得到感兴趣区域的弹性模量。

[0078] 根据本发明另一实施例,剪切波弹性成像装置400还可以包括可视化处理单元(图中未示出),其可以用于对剪切波弹性成像数据进行可视化处理,以用于显示感兴趣区域的弹性模量。

[0079] 需要说明的是,剪切波弹性成像装置400中各个模块的功能及配置结构可以参考前述剪切波弹性成像方法的对应步骤的实现过程,在此不再赘述。

[0080] 应用本发明实施例,利用二维位移矢量估计,得到剪切波沿待检测对象(例如,血管壁)的径向的运动,为待检测对象的弹性的定量研究提供基础,最大限度地提高待检测对象的弹性模量的准确度,提高对待检测对象的病理检测精度,且不仅适用于形状规则的待检测对象,对于受周围组织或疾病(例如斑块)影响导致待检测对象(例如血管)形状不规则的情况,也可以用本发明的方法进行基于剪切波的弹性定量,适用性较高,适用范围更广。

[0081] 尽管本文已经参考附图描述了示例实施例,应理解上述示例实施例仅仅是示例性的,并且不意图将本发明的范围限制于此。本领域普通技术人员可以在其中进行各种改变和修改,而不偏离本发明的范围和精神。所有这些改变和修改意在包括在所附权利要求所要求的本发明的范围之内。

[0082] 本领域普通技术人员可以意识到,结合本文中所公开的实施例描述的各示例的单元及算法步骤,能够以电子硬件、或者计算机软件和电子硬件的结合来实现。这些功能究竟以硬件还是软件方式来执行,取决于技术方案的特定应用和设计约束条件。专业技术人员可以对每个特定的应用来使用不同方法来实现所描述的功能,但是这种实现不应认为超出本发明的范围。

[0083] 在本申请所提供的几个实施例中,应该理解到,所揭露的设备和方法,可以通过其它的方式实现。例如,以上所描述的设备实施例仅仅是示意性的,例如,单元的划分,仅仅为一种逻辑功能划分,实际实现时可以有另外的划分方式,例如多个单元或组件可以结合或者可以集成到另一个设备,或一些特征可以忽略,或不执行。

[0084] 在此处所提供的说明书中,说明了大量具体细节。然而,能够理解,本发明的实施例可以在没有这些具体细节的情况下实践。在一些实例中,并未详细示出公知的方法、结构和技术,以便不模糊对本说明书的理解。

[0085] 类似地,应当理解,为了精简本发明并帮助理解各个发明方面中的一个或多个,在对本发明的示例性实施例的描述中,本发明的各个特征有时被一起分组到单个实施例、图、

或者对其的描述中。然而,并不应将该本发明的方法解释成反映如下意图:即所要求保护的本发明要求比在每个权利要求中所明确记载的特征更多的特征。更确切地说,如相应的权利要求书所反映的那样,其发明点在于可以用少于某个公开的单个实施例的所有特征的特征来解决相应的技术问题。因此,遵循具体实施方式的权利要求书由此明确地并入该具体实施方式,其中每个权利要求本身都作为本发明的单独实施例。

[0086] 本领域的技术人员可以理解,除了特征之间相互排斥之外,可以采用任何组合对本说明书(包括伴随的权利要求、摘要和附图)中公开的所有特征以及如此公开的任何方法或者设备的所有过程或单元进行组合。除非另外明确陈述,本说明书(包括伴随的权利要求、摘要和附图)中公开的每个特征可以由提供相同、等同或相似目的的替代特征来代替。

[0087] 此外,本领域的技术人员能够理解,尽管在此所述的一些实施例包括其它实施例中有所包括的某些特征而不是其它特征,但是不同实施例的特征的组合意味着处于本发明的范围之内并且形成不同的实施例。例如,在权利要求书中,所要求保护的实施例的任意之一都可以以任意的组合方式来使用。

[0088] 本发明的各个部件实施例可以以硬件实现,或者以在一个或者多个处理器上运行的软件模块实现,或者以它们的组合实现。本领域的技术人员应当理解,可以在实践中使用微处理器或者数字信号处理器(DSP)来实现根据本发明实施例的导线悬挂点定位装置中的一些模块的一些或者全部功能。本发明还可以实现为用于执行这里所描述的方法的一部分或者全部的装置程序(例如,计算机程序和计算机程序产品)。这样的实现本发明的程序可以存储在计算机可读介质上,或者可以具有一个或者多个信号的形式。这样的信号可以从因特网网站上下载得到,或者在载体信号上提供,或者以任何其他形式提供。

[0089] 应该注意的是上述实施例对本发明进行说明而不是对本发明进行限制,并且本领域技术人员在不脱离所附权利要求的范围的情况下可设计出替换实施例。在权利要求中,不应将位于括号之间的任何参考符号构造成对权利要求的限制。单词“包含”不排除存在未列在权利要求中的组件或步骤。位于组件之前的单词“一”或“一个”不排除存在多个这样的组件。本发明可以借助于包括有若干不同组件的硬件以及借助于适当编程的计算机来实现。在列举了若干装置的单元权利要求中,这些装置中的若干个可以通过同一个硬件项来具体体现。单词第一、第二、以及第三等的使用不表示任何顺序。可将这些单词解释为名称。

[0090] 以上所述,仅为本发明的具体实施方式或对具体实施方式的说明,本发明的保护范围并不局限于此,任何熟悉本技术领域的技术人员在本发明揭露的技术范围内,可轻易想到变化或替换,都应涵盖在本发明的保护范围之内。本发明的保护范围应以权利要求的保护范围为准。

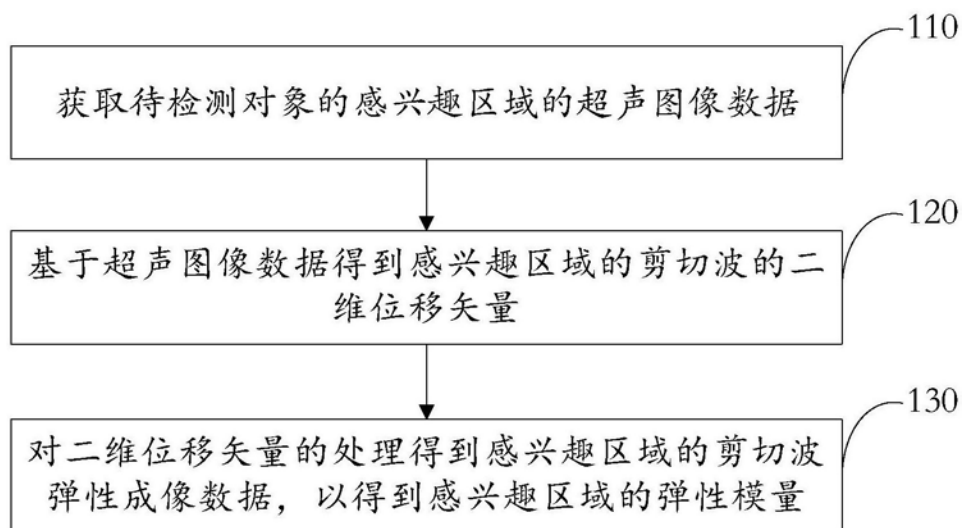


图1

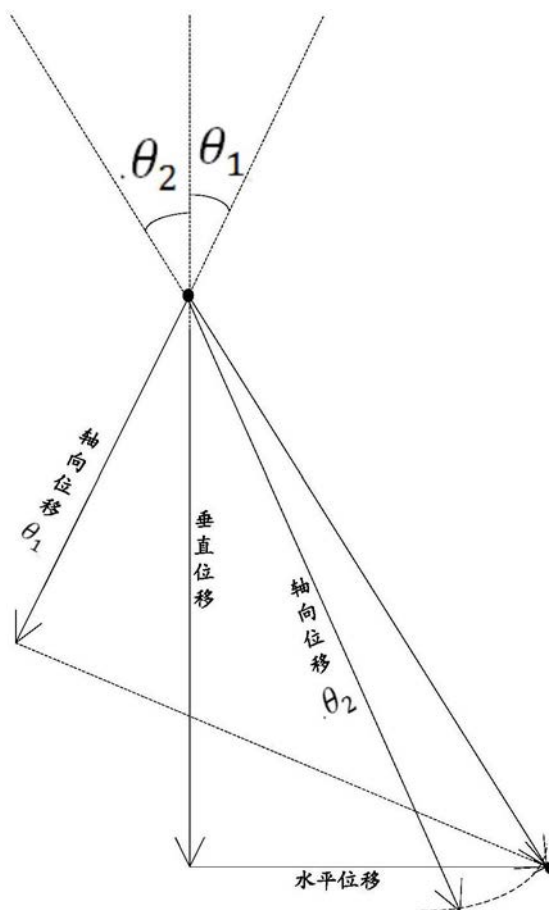


图2

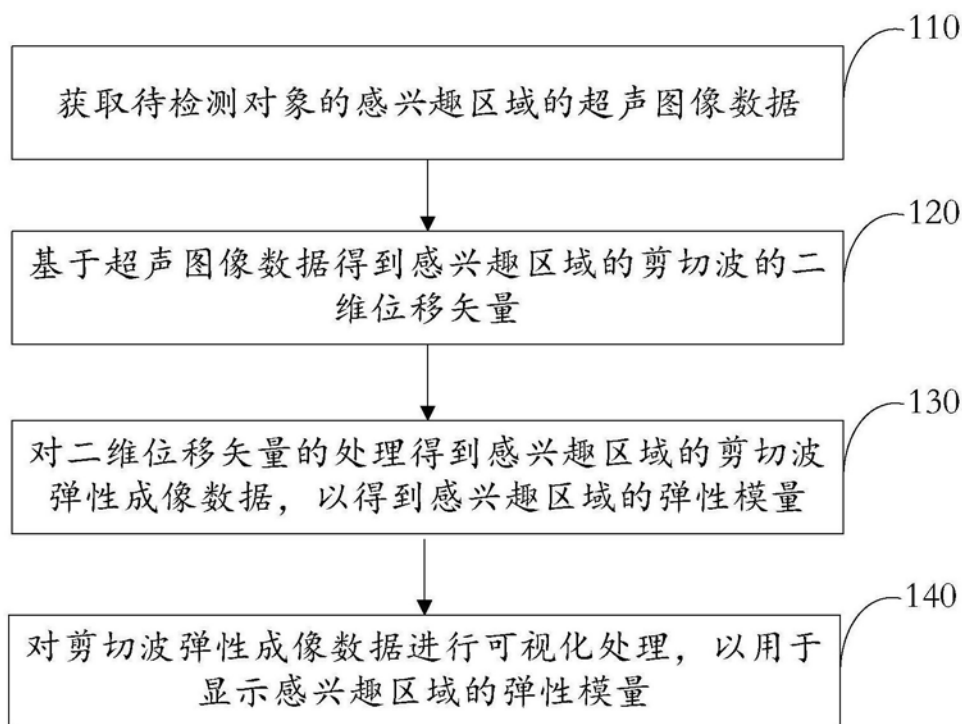


图3

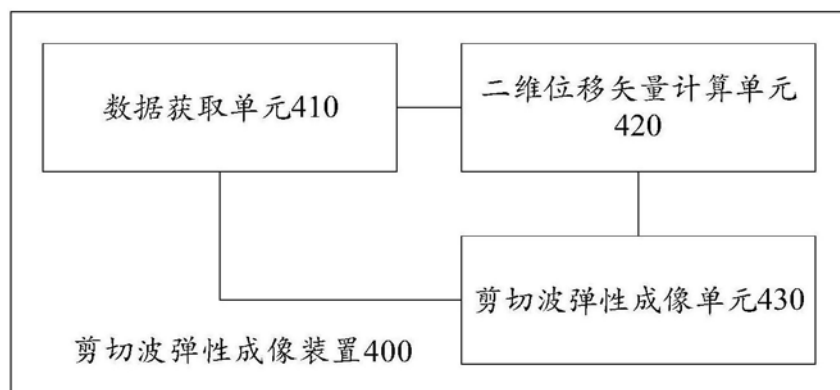


图4

专利名称(译)	剪切波弹性成像方法和装置		
公开(公告)号	CN107049360A	公开(公告)日	2017-08-18
申请号	CN2017110061588.5	申请日	2017-01-26
[标]申请(专利权)人(译)	清华大学		
申请(专利权)人(译)	清华大学		
当前申请(专利权)人(译)	清华大学		
[标]发明人	罗建文 何琼 曹艳平 李国洋		
发明人	罗建文 何琼 曹艳平 李国洋		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/52		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种剪切波弹性成像方法和装置，所述方法包括：获取待检测对象的感兴趣区域的超声图像数据；基于所述超声图像数据得到所述感兴趣区域的剪切波的二维位移矢量；对所述二维位移矢量的处理得到所述感兴趣区域的剪切波弹性成像数据，以得到所述感兴趣区域的弹性模量。本发明实施例采用二维位移估计的方法来得到剪切波激励后各个时刻的二维位移矢量，最大限度地提高待检测对象的弹性模量的准确度，提高对待检测对象的病理检测精度。并且不仅适用于形状规则的待检测对象，对于受周围组织或疾病(例如斑块)影响导致待检测对象(例如血管)形状不规则的情况，也可以用本发明的方法进行基于剪切波的弹性定量，适用性较高，适用范围更广。

