



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109171814 A

(43)申请公布日 2019.01.11

(21)申请号 201810838057.7

(22)申请日 2018.07.26

(71)申请人 清华大学

地址 100084 北京市海淀区清华园

(72)发明人 曹艳平 李国洋

(74)专利代理机构 北京清亦华知识产权代理事

务所(普通合伙) 11201

代理人 张润

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

权利要求书3页 说明书9页 附图5页

(54)发明名称

血管超声弹性成像的方法及装置

(57)摘要

本发明公开了一种血管超声弹性成像的方法及装置,其中,方法包括:建立血管的层状结构模型,通过包含数目较少阵元的声辐射力激发弹性波,以对模型的导波进行分析,并计算得到血管周围组织的剪切模量和导波时空位移,其中,进一步将导波时空位移通过二维傅里叶变换得到频散曲线;根据剪切模量 μ_2 和频散曲线通过导波频散方程和退化的导波频散方程,并考虑血管周围组织弹性进行迭代,以识别血管管壁的弹性性质,其中,迭代方法采用频散曲线的泄漏分支。该方法采用层状结构导波频散模型来模拟真实的血管系统,更加符合实际情况,并且易于实现计算机编程,且能够评估实验数据的有效性。

建立血管的层状结构模型,通过包含数目较少阵元的声辐射力激发弹性波,以对模型的导波进行分析,并计算得到血管周围组织的剪切模量和导波位移时空图,其中,进一步将导波位移时空图通过二维傅里叶变换得到频散曲线

S101

根据剪切模量和频散曲线通过导波频散方程和退化的导波频散方程,并考虑血管周围组织弹性进行迭代,识别血管管壁的弹性性质,其中,迭代方法采用所述频散曲线的泄漏分支

S102

1. 一种血管超声弹性成像的方法,其特征在于,包括以下步骤:

建立血管的层状结构模型,通过包含数目较少阵元的声辐射力激发弹性波,以对所述模型的导波进行分析,并计算得到所述血管周围组织的剪切模量 μ_2 和导波位移时空图,其中,进一步将所述导波位移时空图通过二维傅里叶变换得到频散曲线;和

根据所述剪切模量 μ_2 和所述频散曲线通过导波频散方程和退化的导波频散方程,并考虑血管周围组织弹性进行迭代,以识别所述血管管壁的弹性性质,其中,所述迭代方法采用所述频散曲线的泄漏分支。

2. 根据权利要求1所述的血管超声弹性成像的方法,其特征在于,所述血管的层状结构模型,进一步包括:

所述血管的层状结构模型为三层,分别为第一固体层、流体层和第二固体层,其中,所述第一固体层为血管壁,所述流体层为血液,所述第二固体层为血管周围软组织;

则对所述血管的层状结构模型进行导波分析,导波频散方程为:

$$\det(M) = 0,$$

其中,

$$M = \begin{bmatrix} k & k & -\beta_1 & \beta_1 & -k & \beta_2 & 0 \\ -\alpha_1 & \alpha_1 & -k & -k & \alpha_2 & k & 0 \\ \mu_1(k^2 - \beta_1^2) & \mu_1(k^2 - \beta_1^2) & -2\mu_1 k \beta_1 & 2\mu_1 k \beta_1 & -\mu_2(k^2 - \beta_2^2) & 2\mu_2 k \beta_2 & 0 \\ 2\mu_1 k \alpha_1 & -2\mu_1 k \alpha_1 & \mu_1(k^2 - \beta_1^2) & \mu_1(k^2 - \beta_1^2) & -2\mu_2 k \alpha_2 & -\mu_2(k^2 - \beta_2^2) & 0 \\ -\alpha_1 e^{-i\alpha_1 h} & \alpha_1 e^{i\alpha_1 h} & -k e^{-i\beta_1 h} & -k e^{i\beta_1 h} & 0 & 0 & -\alpha_3 e^{i\alpha_3 h} \\ \mu_1(k^2 - \beta_1^2) e^{-i\alpha_1 h} & \mu_1(k^2 - \beta_1^2) e^{i\alpha_1 h} & -2\mu_1 k \beta_1 e^{-i\beta_1 h} & 2\mu_1 k \beta_1 e^{i\beta_1 h} & 0 & 0 & \lambda_3(\alpha_3^2 + k^2) e^{i\alpha_3 h} \\ 2k\alpha_1 e^{-i\alpha_1 h} & -2k\alpha_1 e^{i\alpha_1 h} & (k^2 - \beta_1^2) e^{-i\beta_1 h} & (k^2 - \beta_1^2) e^{i\beta_1 h} & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix},$$

忽略第二固体层的弹性,以得到退化的导波频散方程:

$$4k^2 \alpha_1 \beta_1 \cos(\alpha_1 h) \sin(\beta_1 h) + (2k^2 - k_t^2)^2 \sin(\alpha_1 h) \cos(\beta_1 h) + i \frac{\rho^F \alpha_1 k_t^4}{\rho \alpha_3} \cos(\alpha_1 h) \cos(\beta_1 h) = 0,$$

$$\text{其中, } \alpha_1 = \sqrt{k_{t1}^2 - k^2}, \beta_1 = \sqrt{k_{t1}^2 - k^2}, \alpha_2 = \sqrt{k_{t2}^2 - k^2}, \beta_2 = \sqrt{k_{t2}^2 - k^2}, \alpha_3 = \sqrt{k_{t3}^2 - k^2},$$

$$k_{t1} = \omega / c_{t1}, k_{t2} = \omega / c_{t2}, k_{t3} = \omega / c_{t3};$$

$$\text{其中, } c_{ii} = \sqrt{(\lambda_i + 2\mu_i) / \rho_i} \quad (i = 1, 2), \quad c_{i3} = \sqrt{\lambda_3 / \rho_3}, \quad c_{ij} = \sqrt{\mu_j / \rho_j} \quad (j = 1, 2);$$

其中, ρ_3 和 λ_3 为所述血液的密度和体积模量; ρ_1 和 ρ_2 分别为所述血管壁和所述血管周围软组织的密度; λ_1 和 λ_2 、 μ_1 和 μ_2 分别为所述血管壁和所述血管周围软组织的拉梅常数,其中, $\lambda_i \gg \mu_i$, $\mu_1 > \mu_2$;对所述血管壁中的导波, k 为波速, f 为频率,则相速度 $c = 2\pi f / k$ 。

3. 根据权利要求1所述的血管超声弹性成像的方法,其特征在于,所述通过包含数目较少阵元的声辐射力激发弹性波,以对所述模型的导波进行分析,进一步包括:

通过声辐射力实现所述弹性波的激发,其中,采用较少阵元来产生所述声辐射力以实现在所述第一固体层和所述第二固体层同时激发。

4. 根据权利要求1所述的血管超声弹性成像的方法,其特征在于,所述剪切模量 μ_2 的计算公式为:

$$\mu_2 = \rho_2 \cdot \text{SWV}^2,$$

其中, ρ_2 为所述血管周围软组织的密度, SWV 为剪切波速度。

5. 根据权利要求1-4任一项所述的血管超声弹性成像的方法, 其特征在于, 采用超声平面波成像模式, 帧频为10000Hz, 对所述弹性波的传播过程进行测量。

6. 一种血管超声弹性成像的装置, 其特征在于, 包括:

超声波激发模块, 用于对超声聚焦以激发声辐射力;

成像模块, 用于采用超声平面波成像模式, 对弹性波的传播过程进行测量; 以及

离线处理模块, 运用建立血管的层状结构模型, 通过包含数目较少阵元的声辐射力激发弹性波, 以对所述模型的导波进行分析, 并计算得到所述血管周围组织的剪切模量 μ_2 和导波时空位移, 其中, 进一步将所述导波时空位移通过二维傅里叶变换得到频散曲线, 并根据所述剪切模量 μ_2 和所述频散曲线通过导波频散方程和退化的导波频散方程, 并考虑血管周围组织弹性进行迭代, 以识别所述血管管壁的弹性性质, 其中, 所述迭代方法采用所述频散曲线的泄漏分支。

7. 根据权利要求6所述的血管超声弹性成像的装置, 其特征在于, 所述离线处理模块用于建立血管的层状结构模型, 进一步包括:

所述血管的层状结构模型为三层, 分别为第一固体层、流体层和第二固体层, 其中, 所述第一固体层为血管壁, 所述流体层为血液, 所述第二固体层为血管周围软组织;

则对所述血管的层状结构模型进行导波分析, 导波频散方程为:

$$\det(M) = 0,$$

其中,

$$M = \begin{bmatrix} k & k & -\beta_1 & \beta_1 & -k & \beta_2 & 0 \\ -\alpha_1 & \alpha_1 & -k & -k & \alpha_2 & k & 0 \\ \mu_1(k^2 - \beta_1^2) & \mu_1(k^2 - \beta_1^2) & -2\mu_1 k \beta_1 & 2\mu_1 k \beta_1 & -\mu_2(k^2 - \beta_2^2) & 2\mu_2 k \beta_2 & 0 \\ 2\mu_1 k \alpha_1 & -2\mu_1 k \alpha_1 & \mu_1(k^2 - \beta_1^2) & \mu_1(k^2 - \beta_1^2) & -2\mu_2 k \alpha_2 & -\mu_2(k^2 - \beta_2^2) & 0 \\ -\alpha_1 e^{-i\alpha_1 h} & \alpha_1 e^{i\alpha_1 h} & -k e^{-i\beta_1 h} & -k e^{i\beta_1 h} & 0 & 0 & -\alpha_3 e^{i\alpha_3 h} \\ \mu_1(k^2 - \beta_1^2) e^{-i\alpha_1 h} & \mu_1(k^2 - \beta_1^2) e^{i\alpha_1 h} & -2\mu_1 k \beta_1 e^{-i\beta_1 h} & 2\mu_1 k \beta_1 e^{i\beta_1 h} & 0 & 0 & \lambda_3(\alpha_3^2 + k^2) e^{i\alpha_3 h} \\ 2k\alpha_1 e^{-i\alpha_1 h} & -2k\alpha_1 e^{i\alpha_1 h} & (k^2 - \beta_1^2) e^{-i\beta_1 h} & (k^2 - \beta_1^2) e^{i\beta_1 h} & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix},$$

忽略第二固体层的弹性, 以得到退化的导波频散方程:

$$4k^2 \alpha_1 \beta_1 \cos(\alpha_1 h) \sin(\beta_1 h) + (2k^2 - k_1^2)^2 \sin(\alpha_1 h) \cos(\beta_1 h) + i \frac{\rho^F \alpha_1 k_1^4}{\rho \alpha_3} \cos(\alpha_1 h) \cos(\beta_1 h) = 0,$$

$$\text{其中, } \alpha_1 = \sqrt{k_{t1}^2 - k^2}, \beta_1 = \sqrt{k_{l1}^2 - k^2}, \alpha_2 = \sqrt{k_{t2}^2 - k^2}, \beta_2 = \sqrt{k_{l2}^2 - k^2}, \alpha_3 = \sqrt{k_{l3}^2 - k^2},$$

$$k_{l1} = \omega / c_{l1}, k_{t1} = \omega / c_{t1}, k_{l2} = \omega / c_{l2}, k_{t2} = \omega / c_{t2}, k_{l3} = \omega / c_{l3};$$

$$\text{其中, } c_{ii} = \sqrt{(\lambda_i + 2\mu_i) / \rho_i} \quad (i=1,2), \quad c_{l3} = \sqrt{\lambda_3 / \rho_3}, \quad c_{ij} = \sqrt{\mu_j / \rho_j} \quad (j=1,2);$$

其中, ρ_3 和 λ_3 为所述血液的密度和体积模量; ρ_1 和 ρ_2 分别为所述血管壁和所述血管周围软组织的密度; λ_1 和 λ_2 、 μ_1 和 μ_2 分别为所述血管壁和所述血管周围软组织的拉梅常数, 其中, $\lambda_i \gg \mu_i$, $\mu_1 > \mu_2$; 对所述血管壁中的导波, k 为波速, f 为频率, 则相速度 $c = 2\pi f / k$ 。

8. 根据权利要求6所述的血管超声弹性成像的装置,其特征在于,所述超声波激发模块,进一步用于:

通过声辐射力实现所述弹性波的激发,其中,采用较少阵元来产生所述声辐射力以实现在所述第一固体层和所述第二固体层同时激发。

9. 根据权利要求6所述的血管超声弹性成像的装置,其特征在于,所述剪切模量 μ_2 的计算公式为:

$$\mu_2 = \rho_2 \cdot SWV^2,$$

其中, ρ_2 为所述血管周围软组织的密度,SWV为剪切波速度。

10. 根据权利要求6所述的血管超声弹性成像的装置,其特征在于,所述成像模块采用超声平面波成像模式,帧频为10000Hz。

血管超声弹性成像的方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及医学成像技术领域,特别涉及一种血管超声弹性成像的方法及装置。

背景技术

[0002] 弹性成像方法可以对生物组织等软材料的力学特性进行非无损、非介入性检测。从提出此概念至今的二十余年里,弹性成像作为一种新型的表征手段无论从方法发展还是实际应用上都得到了广泛关注。图1概括了弹性成像技术的主要步骤:首先,对目标软材料施加外激励(例如外加机械激励或者声辐射力等);接下来,通过现有的成像技术(如超声成像、核磁共振成像等),检测软材料对于激励的力学响应(如变形或剪切波传播等);进一步通过反分析可以根据测得的响应情况反演出软材料的力学性质。一些临床研究结果表明,组织病变(例如,脑部病变、肝脏纤维化和肿瘤病变等)通常会导致生物组织的力学特性发生改变。因此通过弹性成像方法在体测量生物软组织的力学特性,对某些重大疾病的诊断、发展监控以及相关药物的疗效评价都具有重要意义。

[0003] 研究表明,心脑血管疾病的发生和发展伴随着血管管壁弹性性质的改变。因此临床上希望能够定量测量血管管壁的弹性性质,进而用于心脑血管疾病的诊断。脉搏波方法就是针对血管弹性测量发展起来的一种方法。但是脉搏波因为超低的频率,在血管弹性测量方面精度很差,也无法做到对血管局部弹性进行测量。剪切波弹性成像方法是一种定量测量软组织弹性的方法。但是由于生物组织中剪切波频率较低的原因(高频剪切波在软组织中存在强烈耗散,因此传播距离非常短),目前最为先进的剪切波弹性成像技术的分辨率只能做到毫米量级。对于血管等薄壁结构,厚度约为毫米甚至亚毫米量级,超过了剪切波弹性成像方法的分辨率。同时,因为存在血液以及周围组织,所以这个系统实际上是一个多层系统,对其进行的成像技术问题亟待解决。

发明内容

[0004] 本发明旨在至少在一定程度上解决相关技术中的技术问题之一。

[0005] 为此,本发明的一个目的在于提出一种血管超声弹性成像的方法,具有易于实现计算机编程,且能够评估实验数据的有效性的优点。

[0006] 本发明的另一个目的在于提出一种血管超声弹性成像的装置。

[0007] 为达到上述目的,本发明一方面实施例提出了一种血管超声弹性成像的方法,包括以下步骤:建立血管的层状结构模型,通过包含数目较少阵元的声辐射力激发弹性波,以对所述模型的导波进行分析,并计算得到所述血管周围组织的剪切模量 μ_2 和导波时空位移,其中,进一步将所述导波时空位移通过二维傅里叶变换得到频散曲线;根据所述剪切模量 μ_2 和所述频散曲线通过导波频散方程和退化的导波频散方程,并考虑血管周围组织弹性进行迭代,以识别所述血管管壁的弹性性质,其中,所述迭代方法采用所述频散曲线的泄漏分支。

[0008] 本发明实施例的血管超声弹性成像的方法,通过采用层状结构模型来进行血管导

波弹性成像,并设计基于迭代计算的反方法用以识别血管管壁的弹性性质,通过频散曲线的漏波分支进行实时拟合,以完成血管超声弹性成像,具有更加符合实际情况,并且易于实现计算机编程,且能够评估实验数据的有效性的优点。

[0009] 另外,根据本发明上述实施例的血管超声弹性成像的方法还可以具有以下附加的技术特征:

[0010] 进一步地,在本发明的一个实施例中,所述血管的层状结构模型,进一步包括:

[0011] 所述血管的层状结构模型为三层,分别为第一固体层、流体层和第二固体层,其中,所述第一固体层为血管壁,所述流体层为血液,所述第二固体层为血管周围软组织;

[0012] 则对所述血管的层状结构模型进行导波分析,导波频散方程为:

[0013] $\det(M) = 0$,

[0014] 其中,

[0015]

$$M = \begin{bmatrix} k & k & -\beta_1 & \beta_1 & -k & \beta_2 & 0 \\ -\alpha_1 & \alpha_1 & -k & -k & \alpha_2 & k & 0 \\ \mu_1(k^2 - \beta_1^2) & \mu_1(k^2 - \beta_1^2) & -2\mu_1 k \beta_1 & 2\mu_1 k \beta_1 & -\mu_2(k^2 - \beta_2^2) & 2\mu_2 k \beta_2 & 0 \\ 2\mu_1 k \alpha_1 & -2\mu_1 k \alpha_1 & \mu_1(k^2 - \beta_1^2) & \mu_1(k^2 - \beta_1^2) & -2\mu_2 k \alpha_2 & -\mu_2(k^2 - \beta_2^2) & 0 \\ -\alpha_1 e^{-i\alpha_1 h} & \alpha_1 e^{i\alpha_1 h} & -k e^{-i\beta_1 h} & -k e^{i\beta_1 h} & 0 & 0 & -\alpha_3 e^{i\alpha_3 h} \\ \mu_1(k^2 - \beta_1^2) e^{-i\alpha_1 h} & \mu_1(k^2 - \beta_1^2) e^{i\alpha_1 h} & -2\mu_1 k \beta_1 e^{-i\beta_1 h} & 2\mu_1 k \beta_1 e^{i\beta_1 h} & 0 & 0 & \lambda_3(\alpha_3^2 + k^2) e^{i\alpha_3 h} \\ 2k\alpha_1 e^{-i\alpha_1 h} & -2k\alpha_1 e^{i\alpha_1 h} & (k^2 - \beta_1^2) e^{-i\beta_1 h} & (k^2 - \beta_1^2) e^{i\beta_1 h} & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix},$$

[0016] 忽略第二固体层的弹性,以得到退化的导波频散方程:

$$4k^2 \alpha_1 \beta_1 \cos(\alpha_1 h) \sin(\beta_1 h) + (2k^2 - k_t^2)^2 \sin(\alpha_1 h) \cos(\beta_1 h)$$

$$+ i \frac{\rho^F \alpha_1 k_t^4}{\rho \alpha_3} \cos(\alpha_1 h) \cos(\beta_1 h) = 0, \quad [0017]$$

[0018] 其中,

$$\alpha_1 = \sqrt{k_{t1}^2 - k^2}, \quad \beta_1 = \sqrt{k_{t1}^2 - k^2}, \quad \alpha_2 = \sqrt{k_{t2}^2 - k^2}, \quad \beta_2 = \sqrt{k_{t2}^2 - k^2}, \quad \alpha_3 = \sqrt{k_{t3}^2 - k^2}, \quad k_{11} = \omega / c_{11}, k_{t1} = \omega / c_{t1}, k_{12} = \omega / c_{12}, k_{t2} = \omega / c_{t2}, k_{13} = \omega / c_{13};$$

$$[0019] \quad \text{其中, } c_{ii} = \sqrt{(\lambda_i + 2\mu_i) / \rho_i} \quad (i=1,2), \quad c_{i3} = \sqrt{\lambda_3 / \rho_3}, \quad c_{ij} = \sqrt{\mu_j / \rho_j} \quad (j=1,2);$$

[0020] 其中, ρ_3 和 λ_3 为所述血液的密度和体积模量; ρ_1 和 ρ_2 分别为所述血管壁和所述血管周围软组织的密度; λ_1 和 λ_2 、 μ_1 和 μ_2 分别为所述血管壁和所述血管周围软组织的拉梅常数,其中, $\lambda_i \gg \mu_i$, $\mu_1 > \mu_2$;对所述血管壁中的导波, k 为波速, f 为频率,则相速度 $c = 2\pi f / k$ 。

[0021] 进一步地,在本发明的一个实施例中,所述通过包含数目较少阵元的声辐射力激发弹性波,以对所述模型的导波进行分析,进一步包括:通过声辐射力实现所述弹性波的激发,其中,采用较少阵元来产生所述声辐射力以实现在所述第一固体层和所述第二固体层同时激发。

[0022] 进一步地,在本发明的一个实施例中,所述剪切模量 μ_2 的计算公式为:

$$[0023] \quad \mu_2 = \rho_2 \cdot SWV^2,$$

[0024] 其中, ρ_2 为所述血管周围软组织的密度,SWV为剪切波速度。

[0025] 进一步地,在本发明的一个实施例中,采用超声平面波成像模式,帧频为10000Hz,对所述弹性波的传播过程进行测量。

[0026] 为达到上述目的,本发明另一方面实施例提出了一种血管超声弹性成像的装置,包括:超声波激发模块,用于对超声聚焦以激发声辐射力,成像模块,用于采用超声平面波成像模式,对弹性波的传播过程进行测量;以及离线处理模块,运用建立血管的层状结构模型,通过包含数目较少阵元的声辐射力激发弹性波,以对所述模型的导波进行分析,并计算得到所述血管周围组织剪切模量 μ_2 和导波时空位移,其中,进一步将所述导波时空位移通过二维傅里叶变换得到频散曲线,并根据所述剪切模量 μ_2 和所述频散曲线通过导波频散方程和退化的导波频散方程,并考虑血管周围组织弹性进行迭代,以识别所述血管管壁的弹性性质,其中,所述迭代方法采用所述频散曲线的泄漏分支

[0027] 本发明实施例的血管超声弹性成像的装置,通过采用层状结构模型来进行血管导波弹性成像,并设计基于迭代计算的反方法用以识别血管管壁的弹性性质,通过频散曲线的漏波分支进行实时拟合,以完成血管超声弹性成像,具有更加符合实际情况,并且易于实现计算机编程,且能够评估实验数据的有效性的优点。

[0028] 另外,根据本发明上述实施例的血管超声弹性成像的装置还可以具有以下附加的技术特征:

[0029] 进一步地,在本发明的一个实施例中,所述离线处理模块用于建立血管的层状结构模型,进一步包括:所述血管的层状结构模型为三层,分别为第一固体层、流体层和第二固体层,其中,所述第一固体层为血管壁,所述流体层为血液,所述第二固体层为血管周围软组织;

[0030] 则对所述血管的层状结构模型进行导波分析,导波频散方程为:

[0031] $\det(M) = 0$,

[0032] 其中,

[0033]

$$M = \begin{bmatrix} k & k & -\beta_1 & \beta_1 & -k & \beta_2 & 0 \\ -\alpha_1 & \alpha_1 & -k & -k & \alpha_2 & k & 0 \\ \mu_1(k^2 - \beta_1^2) & \mu_1(k^2 - \beta_1^2) & -2\mu_1 k \beta_1 & 2\mu_1 k \beta_1 & -\mu_2(k^2 - \beta_2^2) & 2\mu_2 k \beta_2 & 0 \\ 2\mu_1 k \alpha_1 & -2\mu_1 k \alpha_1 & \mu_1(k^2 - \beta_1^2) & \mu_1(k^2 - \beta_1^2) & -2\mu_2 k \alpha_2 & -\mu_2(k^2 - \beta_2^2) & 0 \\ -\alpha_1 e^{-i\alpha_1 h} & \alpha_1 e^{i\alpha_1 h} & -k e^{-i\beta_1 h} & -k e^{i\beta_1 h} & 0 & 0 & -\alpha_3 e^{i\alpha_3 h} \\ \mu_1(k^2 - \beta_1^2) e^{-i\alpha_1 h} & \mu_1(k^2 - \beta_1^2) e^{i\alpha_1 h} & -2\mu_1 k \beta_1 e^{-i\beta_1 h} & 2\mu_1 k \beta_1 e^{i\beta_1 h} & 0 & 0 & \lambda_3(\alpha_3^2 + k^2) e^{i\alpha_3 h} \\ 2k\alpha_1 e^{-i\alpha_1 h} & -2k\alpha_1 e^{i\alpha_1 h} & (k^2 - \beta_1^2) e^{-i\beta_1 h} & (k^2 - \beta_1^2) e^{i\beta_1 h} & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix},$$

[0034] 忽略第二固体层的弹性,以得到退化的导波频散方程:

$$4k^2 \alpha_1 \beta_1 \cos(\alpha_1 h) \sin(\beta_1 h) + (2k^2 - k_t^2)^2 \sin(\alpha_1 h) \cos(\beta_1 h)$$

[0035]

$$+ i \frac{\rho^F \alpha_1 k_t^4}{\rho \alpha_3} \cos(\alpha_1 h) \cos(\beta_1 h) = 0,$$

[0036] 其中,

$$\alpha_1 = \sqrt{k_{t1}^2 - k^2}, \quad \beta_1 = \sqrt{k_{l1}^2 - k^2}, \quad \alpha_2 = \sqrt{k_{t2}^2 - k^2}, \quad \beta_2 = \sqrt{k_{l2}^2 - k^2}, \quad \alpha_3 = \sqrt{k_{t3}^2 - k^2}, \quad k_{l1} = \omega / c_{l1}, k_{t1} = \omega / c_{t1}, k_{l2} = \omega / c_{l2}, k_{t2} = \omega / c_{t2}, k_{l3} = \omega / c_{l3};$$

[0037] 其中, $c_{ii} = \sqrt{(\lambda_i + 2\mu_i)/\rho_i}$ ($i=1,2$), $c_{t3} = \sqrt{\lambda_3/\rho_3}$, $c_{ij} = \sqrt{\mu_j/\rho_j}$ ($j=1,2$);

[0038] 其中, ρ_3 和 λ_3 为所述血液的密度和体积模量; ρ_1 和 ρ_2 分别为所述血管壁和所述血管周围软组织的密度; λ_1 和 λ_2 、 μ_1 和 μ_2 分别为所述血管壁和所述血管周围软组织的拉梅常数, 其中, $\lambda_i \gg \mu_i$, $\mu_1 > \mu_2$; 对所述血管壁中的导波, k 为波速, f 为频率, 则相速度 $c = 2\pi f/k$ 。

[0039] 进一步地, 在本发明的一个实施例中, 所述超声波激发模块, 进一步用于:

[0040] 通过声辐射力实现所述弹性波的激发, 其中, 采用较少阵元来产生所述声辐射力以实现在所述第一固体层和所述第二固体层同时激发。

[0041] 进一步地, 在本发明的一个实施例中, 所述剪切模量 μ_2 的计算公式为:

[0042] $\mu_2 = \rho_2 \cdot SWV^2$,

[0043] 其中, ρ_2 为所述血管周围软组织的密度, SWV 为剪切波速度。

[0044] 进一步地, 在本发明的一个实施例中, 成像模块采用超声平面波成像模式, 帧频为 10000Hz。

[0045] 本发明附加的方面和优点将在下面的描述中部分给出, 部分将从下面的描述中变得明显, 或通过本发明的实践了解到。

附图说明

[0046] 本发明上述的和/或附加的方面和优点从下面结合附图对实施例的描述中将变得明显和容易理解, 其中:

[0047] 图1为根据本发明背景技术的弹性成像技术过程示意图;

[0048] 图2为根据本发明实施例的血管超声弹性成像的方法的流程图;

[0049] 图3为根据本发明一个实施例的血管超声弹性成像的方法血管层状结构模型理论示意图;

[0050] 图4为根据本发明一个实施例的血管超声弹性成像的相速度随着频率变化的曲线和衰减系数随着频率的变化曲线示意图;

[0051] 图5为根据本发明一个实施例的血管超声弹性成像方法的第二固体层改变剪切模量时, 弹性性质对于频散关系影响情况的示意图;

[0052] 图6为根据本发明一个实施例的血管超声弹性成像方法的实验测量结果的示意图;

[0053] 图7为根据本发明一个实施例的血管超声弹性成像方法的实验频散曲线进行拟合的结果示意图;

[0054] 图8为根据本发明一个实施例的血管超声弹性成像方法的迭代方法的流程示意图;

[0055] 图9为根据本发明一个实施例的血管超声弹性成像方法的迭代方法的效果示意图;

[0056] 图10为根据本发明实施例的血管超声弹性成像装置的结构示意图;

[0057] 图11为根据本发明一个实施例的血管超声弹性成像装置的结构示意图。

具体实施方式

[0058] 下面详细描述本发明的实施例,所述实施例的示例在附图中示出,其中自始至终相同或类似的标号表示相同或类似的元件或具有相同或类似功能的元件。下面通过参考附图描述的实施例是示例性的,旨在用于解释本发明,而不能理解为对本发明的限制。

[0059] 下面参照附图描述根据本发明实施例提出的血管超声弹性成像的方法及装置,首先将参照附图描述根据本发明实施例提出的血管超声弹性成像的方法。

[0060] 图2是本发明一个实施例的血管超声弹性成像的方法的流程图。

[0061] 如图2所示,该血管超声弹性成像的方法包括以下步骤:

[0062] 在步骤S101中,建立血管的层状结构模型,通过包含数目较少阵元的声辐射力激发弹性波,以对模型的导波进行分析,并计算得到血管周围组织剪切模量 μ_2 和导波时空位移,其中,进一步将导波时空位移通过二维傅里叶变换得到频散曲线。

[0063] 在本发明的一个实施例中,如图3所示,血管的层状结构模型建立过程具体为:

[0064] 对于真实的血管,血管内为血液,血管外侧则是一些较软的组织,合理的模型如图3所示。 ρ_3 和 λ_3 代表流体的密度和体积模量, ρ_1 和 ρ_2 分别代表两固体的密度, λ_1 和 λ_2 , μ_1 和 μ_2 分别代表固体1和固体2的拉梅常数。一般地,对于生物软组织 $\lambda_i \gg \mu_i$ ($i=1,2$)。因为实际上血管周围组织比血管壁更软,所以 $\mu_1 > \mu_2$ 。对固体1中的导波,用 k 代表波速。 f 代表频率,则相速度 $c=2\pi f/k$ 。通过对这个模型的导波进行分析,可以得到,薄层(即固体1)中的导波频散方程为:

$$[0065] \quad \det(M) = 0, \quad (1)$$

[0066] 其中:

$$[0067] \quad M = \begin{bmatrix} k & k & -\beta_1 & \beta_1 & -k & \beta_2 & 0 \\ -\alpha_1 & \alpha_1 & -k & -k & \alpha_2 & k & 0 \\ \mu_1(k^2 - \beta_1^2) & \mu_1(k^2 - \beta_1^2) & -2\mu_1 k \beta_1 & 2\mu_1 k \beta_1 & -\mu_2(k^2 - \beta_2^2) & 2\mu_2 k \beta_2 & 0 \\ 2\mu_1 k \alpha_1 & -2\mu_1 k \alpha_1 & \mu_1(k^2 - \beta_1^2) & \mu_1(k^2 - \beta_1^2) & -2\mu_2 k \alpha_2 & -\mu_2(k^2 - \beta_2^2) & 0 \\ -\alpha_1 e^{-i\alpha_1 h} & \alpha_1 e^{i\alpha_1 h} & -k e^{-i\beta_1 h} & -k e^{i\beta_1 h} & 0 & 0 & -\alpha_2 e^{i\alpha_2 h} \\ \mu_1(k^2 - \beta_1^2) e^{-i\alpha_1 h} & \mu_1(k^2 - \beta_1^2) e^{i\alpha_1 h} & -2\mu_1 k \beta_1 e^{-i\beta_1 h} & 2\mu_1 k \beta_1 e^{i\beta_1 h} & 0 & 0 & \lambda_3(\alpha_3^2 + k^2) e^{i\alpha_3 h} \\ 2k\alpha_1 e^{-i\alpha_1 h} & -2k\alpha_1 e^{i\alpha_1 h} & (k^2 - \beta_1^2) e^{-i\beta_1 h} & (k^2 - \beta_1^2) e^{i\beta_1 h} & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}, \quad (2)$$

[0068] 在方程(2)中, $\alpha_1 = \sqrt{k_{t1}^2 - k^2}$, $\beta_1 = \sqrt{k_{l1}^2 - k^2}$, $\alpha_2 = \sqrt{k_{t2}^2 - k^2}$, $\beta_2 = \sqrt{k_{l2}^2 - k^2}$,

$\alpha_3 = \sqrt{k_{l3}^2 - k^2}$, $k_{t1} = \omega / c_{t1}$, $k_{l1} = \omega / c_{l1}$, $k_{t2} = \omega / c_{t2}$, $k_{l2} = \omega / c_{l2}$, $k_{l3} = \omega / c_{l3}$, 其中

$c_{li} = \sqrt{(\lambda_i + 2\mu_i) / \rho_i}$ ($i=1,2$), $c_{l3} = \sqrt{\lambda_3 / \rho_3}$, $c_{tj} = \sqrt{\mu_j / \rho_j}$ ($j=1,2$)。通过对方程(2)进行

求解,即可得到固体1中的导波频散方程。典型的频散曲线如图4所示。需要指出,因为 $\mu_1 > \mu_2$, 所以当导波的相速度大于固体2的横波速度 c_{t2} 时,导波变为泄露的。此时衰减系数大于0,也就是导波沿着传播方向是衰减的。

[0069] 进一步,如图5所示,当改变固体2的剪切模量,可以看到频散曲线受到显著的影响。在前述已有的血管导波成像方法中,忽略了固体2的弹性,即令 $\mu_2=0$,这时频散方程(1)退化为方程(3)

$$[0070] \quad \begin{aligned} & 4k^2 \alpha_1 \beta_1 \cos(\alpha_1 h) \sin(\beta_1 h) + (2k^2 - k_t^2)^2 \sin(\alpha_1 h) \cos(\beta_1 h) \\ & + i \frac{\rho^F \alpha_1 k_t^4}{\rho \alpha_3} \cos(\alpha_1 h) \cos(\beta_1 h) = 0 \end{aligned}, \quad (3)$$

[0071] 如图5所示,当保持 μ_1 时,令 $\mu_2=0$ 将使得相速度相比之下为最小。反过来,对于给定的实验频散曲线,如果忽略血管周围组织的弹性而采用方程(3)进行数据拟合,将会显著高估固体1的弹性。这一理论偏差对血管导波弹性成像方法的实际应用存在显著的影响。

[0072] 进一步地,在本发明的一个实施例中,本节叙述如何通过实验获得 μ_2 和频散曲线。采用声辐射力进行弹性波的激发,但是注意,为了同时在固体1中激发出导波,并且在固体2中激发出剪切波。实验中采用了较少的阵元来施加声辐射力。较少的阵元使得声辐射力的形状在竖直方向上比较狭长,从而实现了固体1和固体2的同时激发。同时在固体1和固体2中激发出弹性波,能够通过一次实验同时获得 μ_2 和固体1的频散曲线。

[0073] 如图6(a)的实验结果中,可以清楚看到,因为固体1弹性模量比固体2更大($\mu_1 > \mu_2$)。所以固体层中的导波速度大于固体2中的剪切波速。图6(b)和图6(c)分别给出了固体1和固体2中,沿着虚线传播的波的时空图。

[0074] 因为固体2厚度较大,所以弹性波并不存在频散(如图6(c)所示)。通过对图6(c)中时空图的斜率进行拟合,即可得到固体2的剪切波速度(用SWV表示), μ_2 即可由 $\rho_2 \cdot SWV^2$ 计算得到。

[0075] 进一步地,对于固体1中的导波,由图6(b)可以清楚得看到频散。对感兴趣区域内的实验数据进行二维傅里叶变换,即能获得实验频散曲线。图7中分别给出了三个实验样品的频散曲线(图中圆点)。其中,因为实验中低频数据受环境噪声的影响,所示实际上低频实验数据是不稳定的。因为已经测量得到 μ_2 ,可以根据固体2的剪切波速度得到频散曲线的漏波和非泄漏波频散曲线。非泄漏模式处于低频段,不稳定,因此在图7中实际上只给出了频散曲线的泄露分支。所以,只有频散曲线的泄露分支用于后续迭代拟合分析。

[0076] 如图7所示,对上述实验频散曲线进行拟合。图中虚线表示首次拟合,实现表示经过约3次迭代之后得到的最终拟合曲线。从拟合程度看,此血管超声弹性成像的方法能够准确地拟合实验结果。

[0077] 在步骤S102中,根据剪切模量 μ_2 和频散曲线通过导波频散方程和退化的导波频散方程,并考虑血管周围组织弹性进行迭代,以识别血管管壁的弹性性质,其中,迭代方法采用频散曲线的泄露分支。

[0078] 在本发明的一个实施例中,因为血管周围组织实际上具有较大的厚度,采用剪切波弹性成像方法能够轻易测量得到其剪切模量 μ_2 。所以在迭代方法中假设 μ_2 已经测量得到。同时,通过实验已经获得血管的频散曲线。可以采用如图8所示的方法来测量得到血管频散曲线。因为是一个迭代方法,所以要考虑方法的收敛性。图9是对典型实验结果的迭代过程,如果取收敛准则中 $\delta=5\%$,三次迭代之后结果就已经收敛了,证明提出的迭代计算方法具有较高效率。

[0079] 进一步地,在本发明的一个实施例中,公开了基于水-固-固三层结构的导波弹性成像方法,对于其他类似的多层结构(例如固-固-固三层结构),利用本实施例公开的方法能够轻易实现类似的导波弹性成像方法,因此不应视为与本实施例有本质差别。

[0080] 进一步地,在本发明的一个实施例中,实验设计基于Verasonics Vantage系统,但是对于其他实验平台,利用本实施例公开的设计,能够实现功能类似的实验系统。因此基于本实施例公开的设计但在其他实验平台上搭建的实验系统,不应视为与本实施例有本质差别。

[0081] 本发明实施例的血管超声弹性成像的方法,通过采用层状结构模型来进行血管导波弹性成像,并设计基于迭代计算的反方法用以识别血管管壁的弹性性质,通过频散曲线的漏波分支进行实时拟合,以完成血管超声弹性成像,具有更加符合实际情况,并且易于实现计算机编程,且能够评估实验数据的有效性的优点。

[0082] 其次参照附图描述根据本发明实施例提出的血管超声弹性成像的装置。

[0083] 图10是本发明一个实施例的血管超声弹性成像的装置的结构示意图。

[0084] 如图10所示,该血管超声弹性成像的装置10包括:超声波激发模块100、成像模块200和离线处理模块300。

[0085] 其中,超声波激发模块100用于对超声聚焦以激发声辐射力。成像模块200用于采用超声平面波成像模式,对弹性波的传播过程进行测量。以及离线处理模块300用于建立血管的层状结构模型,通过包含数目较少阵元的声辐射力激发弹性波,以对模型的导波进行分析,并计算得到血管周围组织的剪切模量 μ_2 和导波时空位移,其中,进一步将导波时空位移通过二维傅里叶变换得到频散曲线,并根据剪切模量 μ_2 和频散曲线通过导波频散方程和退化的导波频散方程,并考虑血管周围组织弹性进行迭代,以识别血管管壁的弹性性质,其中,迭代方法采用频散曲线的泄漏分支。该血管超声弹性成像的装置10具有更加符合实际情况,并且易于实现计算机编程,且能够评估实验数据的有效性的优点。

[0086] 在本发明的一个实施例中。如图11所示,超声平台通过激发探头上的阵元,激发超声波。整个的超声成像序列分为激发阶段和成像阶段。激发阶段:通过延时技术,对超声进行聚焦从而激发声辐射力。上面已经提到,为了同时在血管壁和血管周围组织中激发弹性波,应当选用较少的阵元(例如二十个)。这时超声辐射力的施加区域呈狭长的形状(如图11所示的声辐射力)。激发阶段时长约200微秒,脉冲长度为1000个波长。激发阶段之后,迅速(500微秒后)切换为成像模式。成像阶段:采用超声平面波成像模式,帧频约为10000Hz,对弹性波的传播过程进行测量。完成成像之后,用上述算法对成像数据进行离线处理。

[0087] 进一步地,在本发明的一个实施例中,离线处理模块300用于建立血管的层状结构模型,进一步包括:血管的层状结构模型为三层,分别为第一固体层、流体层和第二固体层,其中,第一固体层为血管壁,流体层为血液,第二固体层为血管周围软组织;

[0088] 则对血管的层状结构模型进行导波分析,导波频散方程为:

[0089] $\det(M) = 0$,

[0090] 其中,

[0091]

$$M = \begin{bmatrix} k & k & -\beta_1 & \beta_1 & -k & \beta_2 & 0 \\ -\alpha_1 & \alpha_1 & -k & -k & \alpha_2 & k & 0 \\ \mu_1(k^2 - \beta_1^2) & \mu_1(k^2 - \beta_1^2) & -2\mu_1 k \beta_1 & 2\mu_1 k \beta_1 & -\mu_2(k^2 - \beta_2^2) & 2\mu_2 k \beta_2 & 0 \\ 2\mu_1 k \alpha_1 & -2\mu_1 k \alpha_1 & \mu_1(k^2 - \beta_1^2) & \mu_1(k^2 - \beta_1^2) & -2\mu_2 k \alpha_2 & -\mu_2(k^2 - \beta_2^2) & 0 \\ -\alpha_1 e^{-i\alpha_1 h} & \alpha_1 e^{i\alpha_1 h} & -k e^{-i\beta_1 h} & -k e^{i\beta_1 h} & 0 & 0 & -\alpha_3 e^{i\alpha_3 h} \\ \mu_1(k^2 - \beta_1^2) e^{-i\alpha_1 h} & \mu_1(k^2 - \beta_1^2) e^{i\alpha_1 h} & -2\mu_1 k \beta_1 e^{-i\beta_1 h} & 2\mu_1 k \beta_1 e^{i\beta_1 h} & 0 & 0 & \lambda_3(\alpha_3^2 + k^2) e^{i\alpha_3 h} \\ 2k\alpha_1 e^{-i\alpha_1 h} & -2k\alpha_1 e^{i\alpha_1 h} & (k^2 - \beta_1^2) e^{-i\beta_1 h} & (k^2 - \beta_1^2) e^{i\beta_1 h} & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix},$$

[0092] 忽略第二固体层的弹性,以得到退化的导波频散方程:

$$4k^2\alpha_1\beta_1\cos(\alpha_1h)\sin(\beta_1h)+(2k^2-k_i^2)^2\sin(\alpha_1h)\cos(\beta_1h)$$

$$+i\frac{\rho^F\alpha_1k_i^4}{\rho\alpha_3}\cos(\alpha_1h)\cos(\beta_1h)=0$$

[0094] 其中,

$$\alpha_1=\sqrt{k_{t1}^2-k^2}, \beta_1=\sqrt{k_{t1}^2-k^2}, \alpha_2=\sqrt{k_{t2}^2-k^2}, \beta_2=\sqrt{k_{t2}^2-k^2}, \alpha_3=\sqrt{k_{t3}^2-k^2}, k_{t1}=\omega/c_{t1}, k_{t2}=\omega/c_{t2}, k_{t3}=\omega/c_{t3};$$

[0095] 其中, $c_{ti}=\sqrt{(\lambda_i+2\mu_i)/\rho_i}$ ($i=1,2$), $c_{t3}=\sqrt{\lambda_3/\rho_3}$, $c_{ij}=\sqrt{\mu_j/\rho_j}$ ($j=1,2$);

[0096] 其中, ρ_3 和 λ_3 为血液的密度和体积模量; ρ_1 和 ρ_2 分别为血管壁和血管周围软组织的密度; λ_1 和 λ_2 、 μ_1 和 μ_2 分别为血管壁和血管周围软组织的拉梅常数, 其中, $\lambda_i \gg \mu_i$, $\mu_1 > \mu_2$; 对血管壁中的导波, k 为波速, f 为频率, 则相速度 $c=2\pi f/k$ 。

[0097] 进一步地, 在本发明的一个实施例中, 超声波激发模块, 进一步用于:

[0098] 通过声辐射力实现弹性波的激发, 其中, 采用较少阵元来产生声辐射力以实现在第一固体层和第二固体层同时激发。

[0099] 进一步地, 在本发明的一个实施例中, 剪切模量 μ_2 的计算公式为:

$$[0100] \mu_2=\rho_2 \cdot SWV^2,$$

[0101] 其中, ρ_2 为血管周围软组织的密度, SWV 为剪切波速度。

[0102] 进一步地, 在本发明的一个实施例中, 成像模块采用超声平面波成像模式, 帧频为10000Hz。

[0103] 需要说明的是, 前述对血管超声弹性成像的方法实施例的解释说明也适用于该实施例的血管超声弹性成像的装置, 此处不再赘述。

[0104] 本发明实施例的血管超声弹性成像的装置, 通过采用层状结构模型来进行血管导波弹性成像, 并设计基于迭代计算的反方法用以识别血管管壁的弹性性质, 通过频散曲线的漏波分支进行实时拟合, 以完成血管超声弹性成像, 具有更加符合实际情况, 并且易于实现计算机编程, 且能够评估实验数据的有效性的优点。

[0105] 此外, 术语“第一”、“第二”仅用于描述目的, 而不能理解为指示或暗示相对重要性或者隐含指明所指示的技术特征的数量。由此, 限定有“第一”、“第二”的特征可以明示或者隐含地包括至少一个该特征。在本发明的描述中, “多个”的含义是至少两个, 例如两个, 三个等, 除非另有明确具体的限定。

[0106] 在本说明书的描述中, 参考术语“一个实施例”、“一些实施例”、“示例”、“具体示例”、或“一些示例”等的描述意指结合该实施例或示例描述的具体特征、结构、材料或者特点包含于本发明的至少一个实施例或示例中。在本说明书中, 对上述术语的示意性表述不必针对的是相同的实施例或示例。而且, 描述的具体特征、结构、材料或者特点可以在一个或多个实施例或示例中以合适的方式结合。此外, 在不相互矛盾的情况下, 本领域的技术人员可以将本说明书中描述的不同实施例或示例以及不同实施例或示例的特征进行结合和组合。

[0107] 尽管上面已经示出和描述了本发明的实施例, 可以理解的是, 上述实施例是示例性的, 不能理解为对本发明的限制, 本领域的普通技术人员在本发明的范围内可以对上述

实施例 进行变化、修改、替换和变型。

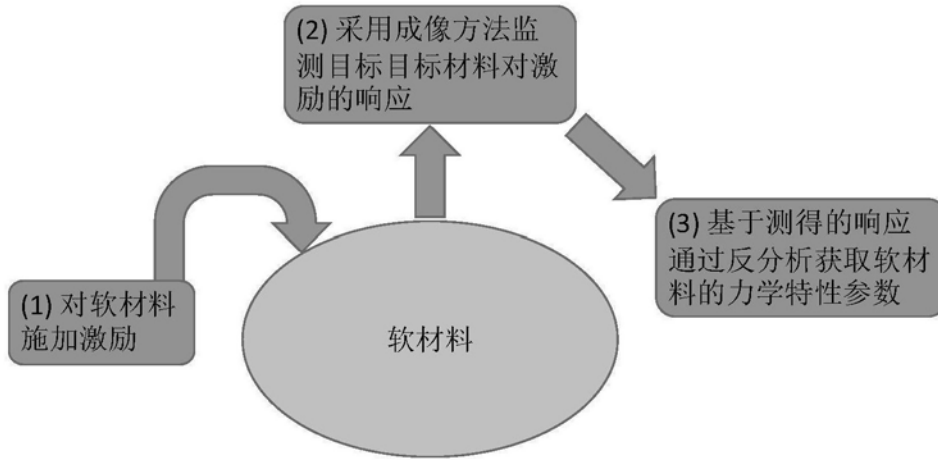


图1

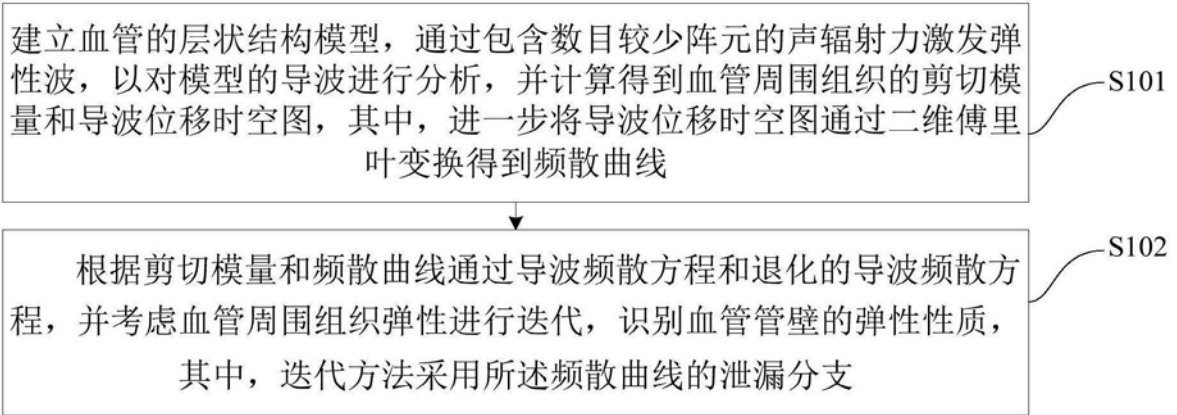


图2

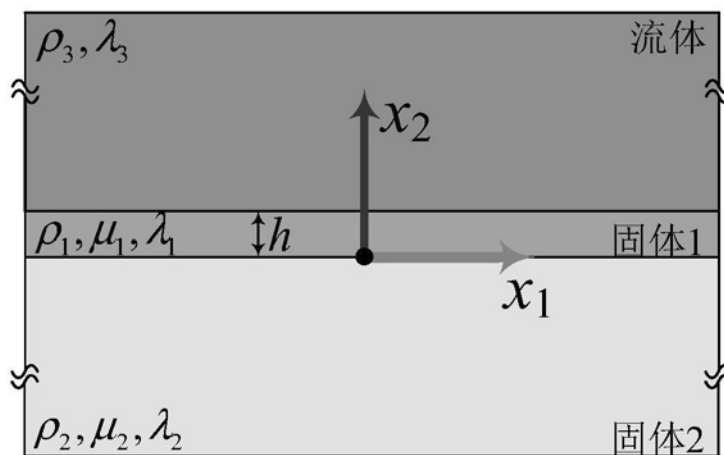


图3

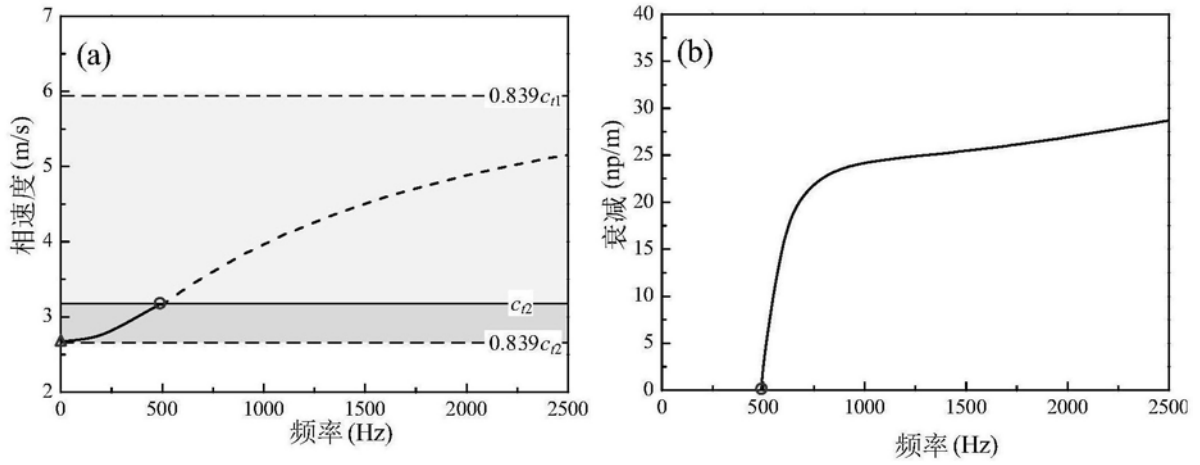


图4

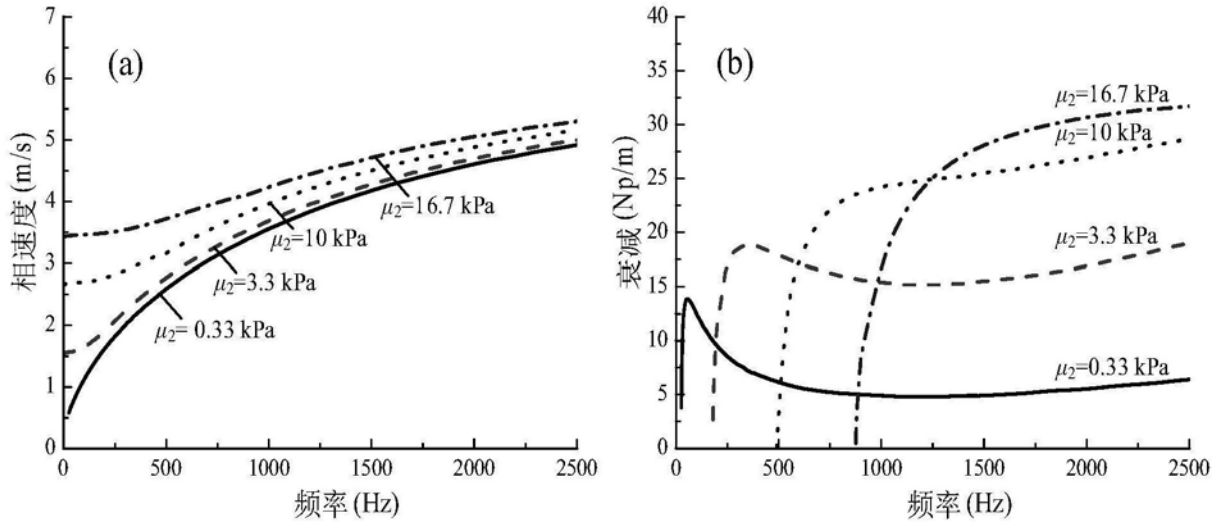


图5

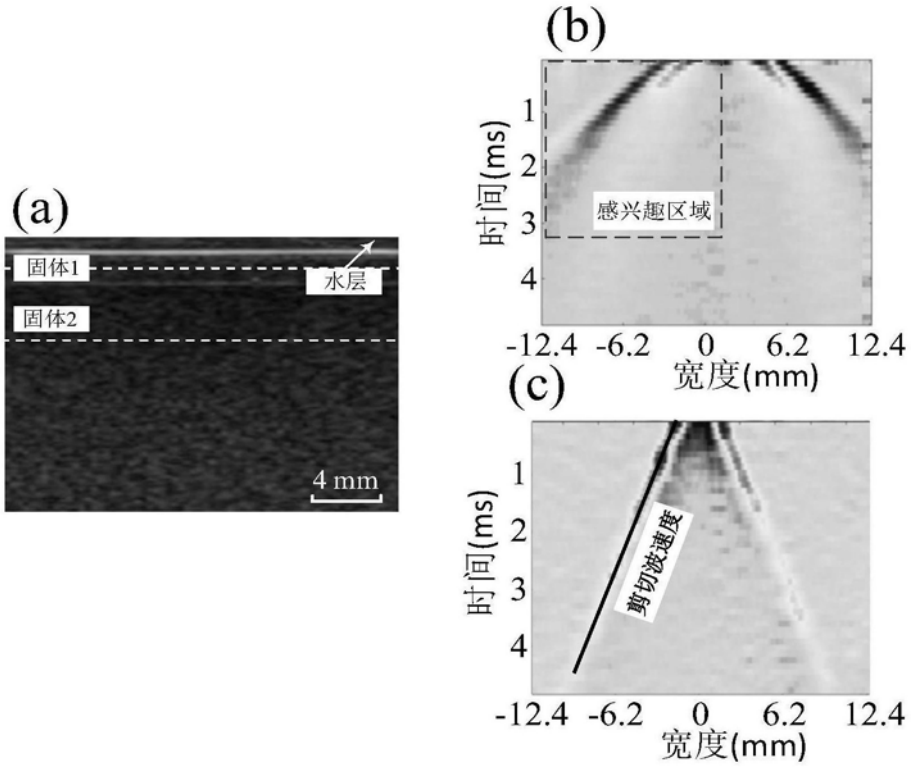


图6

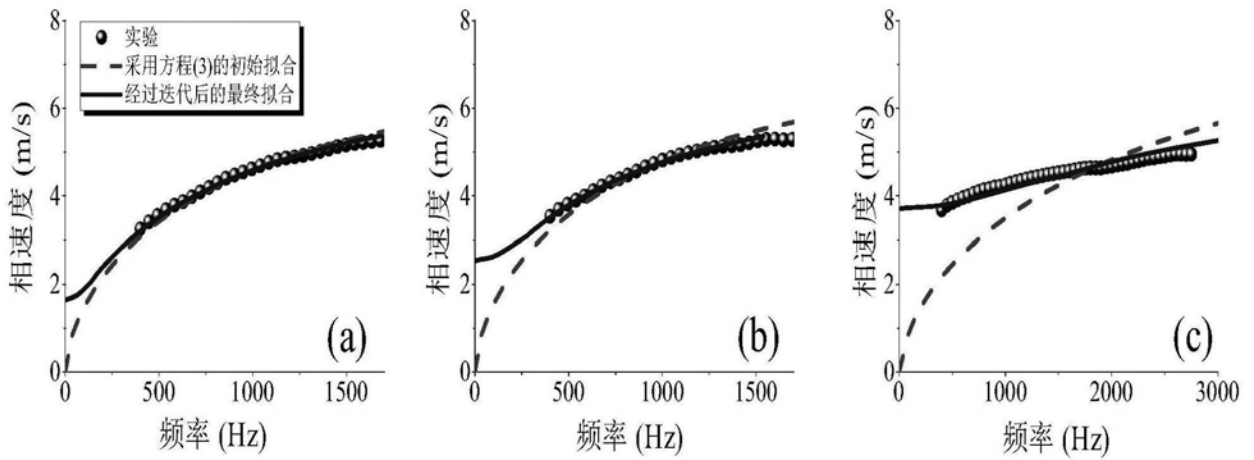


图7

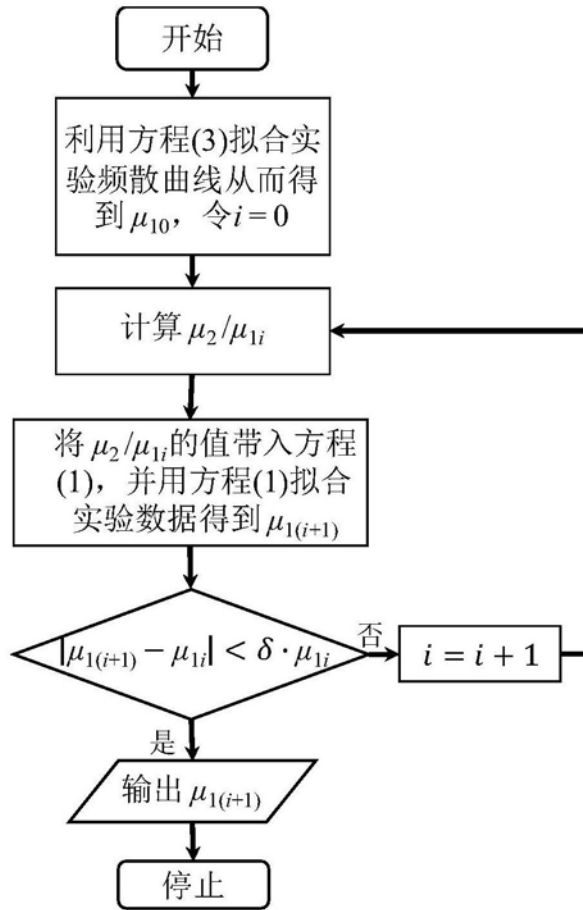


图8

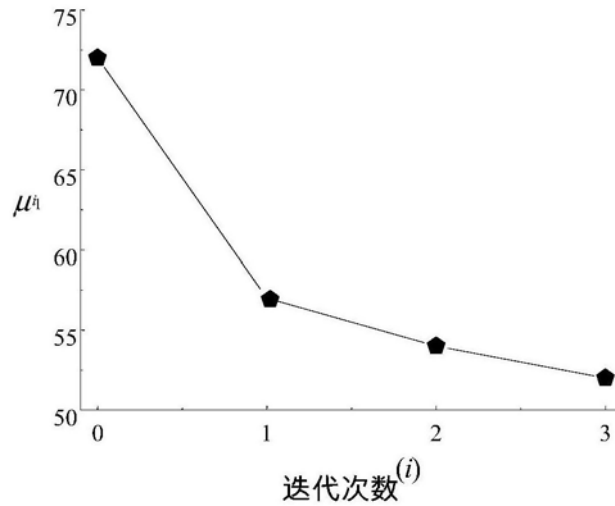


图9

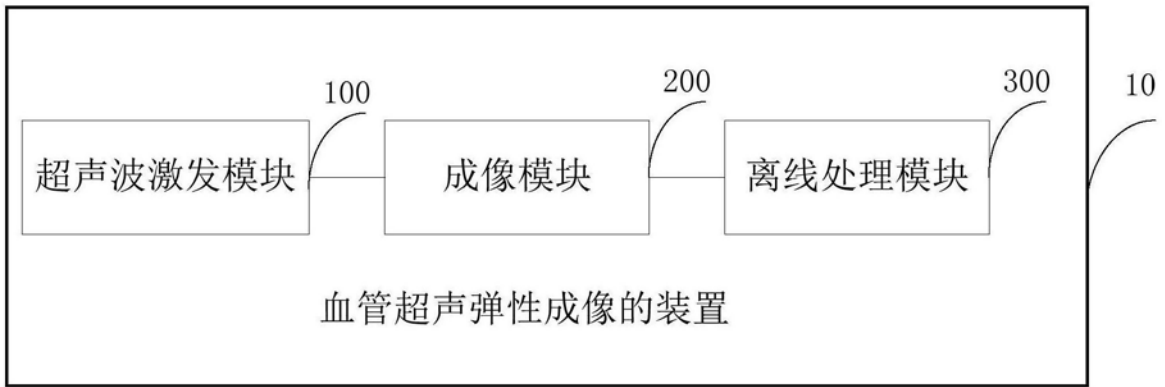


图10

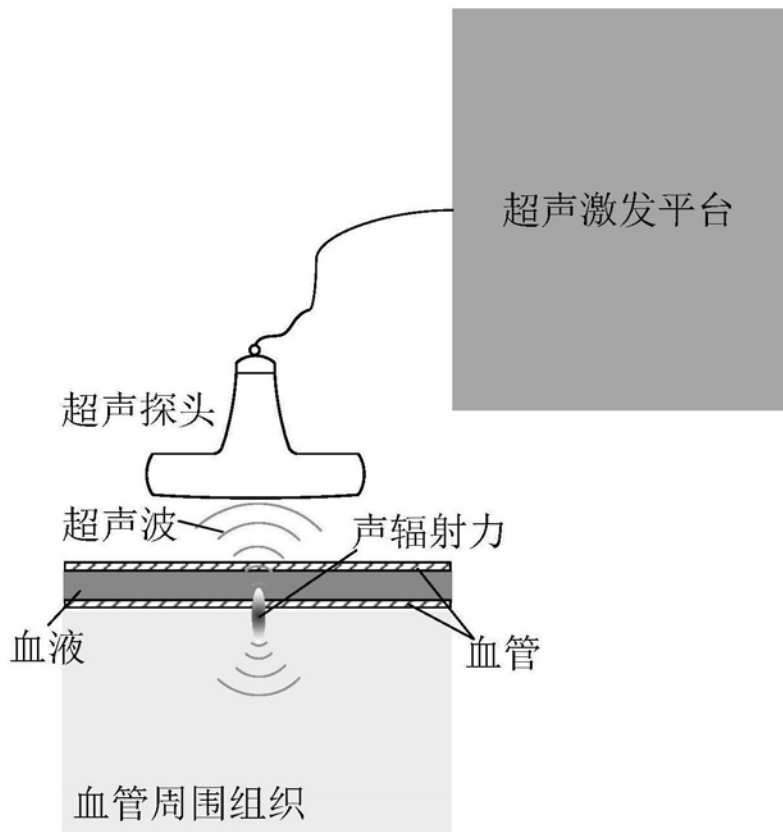


图11

专利名称(译)	血管超声弹性成像的方法及装置		
公开(公告)号	CN109171814A	公开(公告)日	2019-01-11
申请号	CN201810838057.7	申请日	2018-07-26
[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	曹艳平 李国洋		
发明人	曹艳平 李国洋		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B8/485 A61B8/5215		
代理人(译)	张润		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种血管超声弹性成像的方法及装置，其中，方法包括：建立血管的层状结构模型，通过包含数目较少阵元的声辐射力激发弹性波，以对模型的导波进行分析，并计算得到血管周围组织的剪切模量 μ_2 和导波时空位移，其中，进一步将导波时空位移通过二维傅里叶变换得到频散曲线；根据剪切模量 μ_2 和频散曲线通过导波频散方程和退化的导波频散方程，并考虑血管周围组织弹性进行迭代，以识别血管管壁的弹性性质，其中，迭代方法采用频散曲线的泄漏分支。该方法采用层状结构导波频散模型来模拟真实的血管系统，更加符合实际情况，并且易于实现计算机编程，且能够评估实验数据的有效性。

建立血管的层状结构模型，通过包含数目较少阵元的声辐射力激发弹性波，以对模型的导波进行分析，并计算得到血管周围组织的剪切模量和导波位移时空图，其中，进一步将导波位移时空图通过二维傅里叶变换得到频散曲线

S101

根据剪切模量和频散曲线通过导波频散方程和退化的导波频散方程，并考虑血管周围组织弹性进行迭代，识别血管管壁的弹性性质，其中，迭代方法采用所述频散曲线的泄漏分支

S102