



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106037816 A

(43)申请公布日 2016. 10. 26

(21)申请号 201610334175.5

(22)申请日 2016.05.19

(71)申请人 深圳大学

地址 518060 广东省深圳市南山区南海大道3688号

(72)发明人 刁现芬 朱菁 覃正笛 陈思平

(74)专利代理机构 深圳市君胜知识产权代理事务所 44268

代理人 王永生 刘文求

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

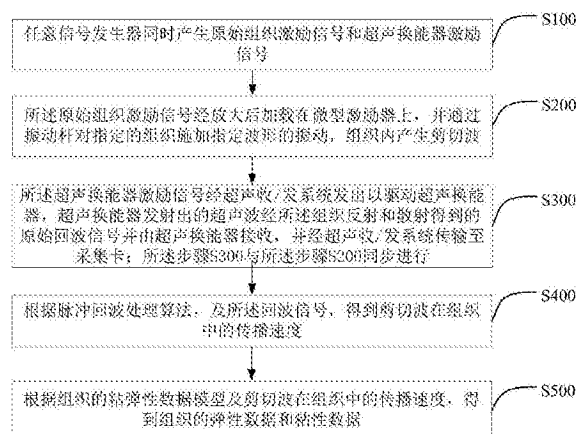
权利要求书3页 说明书8页 附图2页

(54)发明名称

一种超声粘弹性测量方法及系统

(57)摘要

本发明提供了一种超声粘弹性测量方法及系统,方法包括:任意信号发生器同时产生原始组织激励信号和超声换能器激励信号;所述原始组织激励信号经放大后加载在微型激励器上,并通过振动杆对指定的组织施加指定波形的振动,组织内产生剪切波;所述超声换能器激励信号经超声收/发系统发出以驱动超声换能器,超声换能器发射出的超声波经所述组织反射和散射得到的原始回波信号并由超声换能器接收,并经超声收/发系统传输至采集卡;根据脉冲回波处理算法,及所述回波信号,得到剪切波在组织中的传播速度;根据组织的粘弹性数据模型及剪切波在组织中的传播速度,得到组织的弹性数据和粘性数据。本发明将编码检测技术应用到超声瞬时弹性成像系统,以增加检测深度。



1. 一种超声粘弹性测量方法,其特征在于,所述方法包括以下步骤:

A、任意信号发生器同时产生原始组织激励信号和超声换能器激励信号;

B、所述原始组织激励信号经放大后加载在微型激励器上,并通过振动杆对指定的组织施加指定波形的振动,组织内产生剪切波;

C、所述超声换能器激励信号经超声收/发系统发出以驱动超声换能器,超声换能器发射出的超声波经所述组织反射和散射得到的原始回波信号并由超声换能器接收,并经超声收/发系统传输至采集卡;所述步骤C与所述步骤B同步进行;

D、根据脉冲回波处理算法,及所述回波信号,得到剪切波在组织中的传播速度;

E、根据组织的粘弹性数据模型及剪切波在组织中的传播速度,得到组织的弹性数据和粘性数据。

2. 根据权利要求1所述超声粘弹性测量方法,其特征在于,所述步骤B具体包括:

B1、所述原始组织激励信号通过功率放大器放大,得到组织激励信号;

B2、所述组织激励信号加载在微型激励器上,通过微型激励器驱动振动杆对所述组织施加指定波形的振动,使组织内产生剪切波;其中,深度为 d_0 的剪切波 $d(t) = A \sin(2\pi f_v t + \phi_v) + d_0$;其中,A是振动幅值, f_v 是振动频率, ϕ_v 是起始相位,t是时间参数。

3. 根据权利要求1所述超声粘弹性测量方法,其特征在于,所述超声换能器激励信号包括由任意信号发生器产生的第一超声换能驱动子信号,和与第一超声换能驱动子信号相位相差180度的第二超声换能驱动子信号。

4. 根据权利要求3所述超声粘弹性测量方法,其特征在于,所述步骤C具体包括:

C1、所述第一超声换能驱动子信号和所述第二超声换能驱动子信号经超声收/发系统耦合后,得到超声换能器驱动信号;

C2、超声换能器接收所述超声换能器驱动信号,并发出原始超声波 $p(t)$;其中, $p(t) = \sin(2\pi f_0 t)$, f_0 是超声换能器的发射频率,t是时间参数;

C3、所述原始超声波经所述组织的反射和散射后,得到原始回波信号 $r(t, k)$,并被所述超声换能器接收;其中, $r(t, k) = p(t - \Delta t_k)$, $\Delta t_k = \frac{2d(t + kT) \cos \theta}{c}$, Δt_k 表示组织振动产生的延时,t是时间参数,k取任意正整数, θ 是原始超声波的超声波束与组织振动方向的夹角,c是超声波声速;

C4、所述原始回波信号 $r(t, k)$ 经超声收/发系统放大滤波滤掉高频后,得到回波信号 $H(t, k)$;其中, $H(t, k) = \frac{-e^{j2\pi f_0 \Delta t_k}}{2j}$;

C5、采集卡接收所述回波信号 $H(t, k)$ 。

5. 根据权利要求1所述超声粘弹性测量方法,其特征在于,所述步骤D中脉冲回波处理算法为Voigt模型,且根据Voigt模型和回波信号得到剪切波在组织中的传播速度 c_s ;其中,

$c_s = \sqrt{\frac{2(\mu_1^2 + \omega_s^2 \mu_2^2)}{\rho[\mu_1 + (\sqrt{\mu_1^2 + \omega_s^2 \mu_2^2})]}}$,剪切波在组织中的频率为 ω_s , ρ 是组织密度, μ_1 是弹性模量, μ_2 是粘性系数。

6. 根据权利要求1所述超声粘弹性测量方法,其特征在于,所述步骤E中组织的粘弹性

数据模型为 $c_s = \sqrt{\frac{E}{2(1+\sigma)\rho}} = \sqrt{\frac{G}{\rho}}$, 其中E是弹性模量,G是杨氏模量, σ 是泊松比, ρ 是组织密度。

7. 一种超声粘弹性测量系统, 其特征在于, 包括:

任意信号发生器, 用于同时产生原始组织激励信号和超声换能器激励信号;

组织激励模块, 用于所述原始组织激励信号经放大后加载在微型激励器上, 并通过振动杆对指定的组织施加指定波形的振动, 使组织内产生剪切波;

脉冲回波检测模块, 用于所述超声换能器激励信号经超声收/发系统发出以驱动超声换能器, 超声换能器发射出的超声波经所述组织反射和散射得到的原始回波信号并由超声换能器接收, 并经超声收/发系统传输至采集卡; 所述脉冲回波检测模块与所述组织激励模块同时启动;

剪切波速度计算模块, 用于根据脉冲回波处理算法, 及所述回波信号, 得到剪切波在组织中的传播速度;

弹性参数获取模块, 用于根据组织的粘弹性数据模型及剪切波在组织中的传播速度, 得到组织的弹性数据和粘性数据。

8. 根据权利要求7所述超声粘弹性测量系统, 其特征在于, 所述组织激励模块具体包括:

功率放大器, 用于将所述原始组织激励信号进行放大, 得到组织激励信号;

微型激励器, 用于接收所述组织激励信号并驱动振动杆;

振动杆, 用于在微型激励器的驱动下对所述组织施加指定波形的振动, 使组织内产生剪切波。

9. 根据权利要求7所述超声粘弹性测量系统, 其特征在于, 所述超声换能器激励信号包括由任意信号发生器产生的第一超声换能驱动子信号, 和与第一超声换能驱动子信号相位相差180度的第二超声换能驱动子信号。

10. 根据权利要求9所述超声粘弹性测量系统, 其特征在于, 所述脉冲回波检测模块具体包括:

耦合单元, 用于将所述第一超声换能驱动子信号和所述第二超声换能驱动子信号进行耦合, 得到超声换能器驱动信号;

原始超声波发送单元, 用于接收所述超声换能器驱动信号, 并发出原始超声波 $p(t)$; 其中, $p(t) = \sin(2\pi f_0 t)$, f_0 是超声换能器的发射频率, t 是时间参数;

超声波接收单元, 用于接收所述原始超声波经所述组织的反射和散射后而得到原始回波信号 $r(t, k)$; 其中, $r(t, k) = p(t - \Delta t_k)$, $\Delta t_k = \frac{2d(t + kT) \cos \theta}{c}$, Δt_k 表示组织振动产生的延时, t 是时间参数, k 取任意正整数, θ 是原始超声波的超声波束与组织振动方向的夹角, c 是超声波声速;

高频滤波单元, 用于将所述原始回波信号 $r(t, k)$ 滤波滤掉高频后, 得到回波信号 $H(t, k)$; 其中, $H(t, k) = \frac{-e^{j2\pi f_0 \Delta t_k}}{2j}$;

采集单元, 用于接收所述回波信号 $H(t, k)$;

其中,所述耦合单元、及所述高频滤波单元均设置在超声收/发系统中,所述原始超声波发送单元、及所述超声波接收单元均设置在超声换能器中,所述采集单元为采集卡。

一种超声粘弹性测量方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及粘弹性测量技术领域,尤其涉及一种超声粘弹性测量方法及系统。

背景技术

[0002] 通常组织发生病变会导致组织粘弹性的变化。因此,对组织的弹性、粘性进行定量的测量对疾病的临床诊断有一定的参考价值,弹性成像技术应运而生。弹性成像的基本原理是:对组织施加一个内部(包括自身的)或外部的动态或静态/准静态的激励,在弹性力学、生物力学等物理规律作用下,组织将产生一个响应,例如位移、应变、速度的分布有一定的差异。弹性模量较大即较硬的组织应变较小,或者振动的幅度较小或速度较大。利用超声成像、磁共振成像或者光学成像等方法,结合数字信号处理技术,可以估算出组织内部的响应情况,从而反映组织内部的弹性模量。

[0003] 基于外加振子的瞬时弹性成像方法是一种安全、易于集成到现有商用超声系统上的技术。它主要采用机械振动器在体表,或者将振动器和超声探头集成在一起,通过振动器向体内传播低频振动,用脉冲回波检测振动引起的剪切波传播时的幅度、相位和速度信息,由此得出组织的弹性模量。但该方法存在检测深度有限的问题。

[0004] 现有的外加振子的瞬时弹性成像方法主要有两种方式:透射式超声瞬时弹性成像和反射式超声瞬时弹性成像。透射式超声瞬时弹性成像是将超声换能器固定在介质的一侧,用于发射和接收超声波,低频振荡器固定在介质的另一侧,两者都垂直于介质的表面,超声换能器固定在低频振荡器的轴向上,其作用类似于一个活塞式振荡器(振荡器的位移垂直于活塞表面),用于产生低频剪切波,这种方法检测较为不方便,被测物体不能太厚。反射式超声瞬时弹性成像,超声换能器固定在低频振荡器的轴向上,低频振荡器带动超声换能器振动,在介质内部产生低频剪切波,超声换能器用于发射和接收超声波,同时起到活塞式振荡器的作用,这种方法剪切波所产生的绝对位移等于实验所测得的位移减去超声换能器自身振动的位移上。

[0005] 上述方法均采用传统的超声脉冲检测回波信号的方法,检测深度存在一定的限制。

[0006] 因此,现有技术还有待改进和发展。

发明内容

[0007] 鉴于上述现有技术的不足之处,本发明的目的在于提供一种超声粘弹性测量方法及系统,旨在解决现有技术中超声脉冲检测回波信号的方法,检测深度存在限制的问题。

[0008] 为了达到上述目的,本发明采取了以下技术方案:

[0009] 一种超声粘弹性测量方法,其中,所述方法包括以下步骤:

[0010] A、任意信号发生器同时产生原始组织激励信号和超声换能器激励信号;

[0011] B、所述原始组织激励信号经放大后加载在微型激励器上,并通过振动杆对指定的组织施加指定波形的振动,使组织内产生剪切波;

[0012] C、所述超声换能器激励信号经超声收/发系统发出以驱动超声换能器,超声换能器发射出的超声波经所述组织反射和散射得到的原始回波信号并由超声换能器接收,并经超声收/发系统传输至采集卡;所述步骤C与所述步骤B同步进行;

[0013] D、根据脉冲回波处理算法,及所述回波信号,得到剪切波在组织中的传播速度;

[0014] E、根据组织的粘弹性数据模型及剪切波在组织中的传播速度,得到组织的弹性数据和粘性数据。

[0015] 所述超声粘弹性测量方法,其中,所述步骤B具体包括:

[0016] B1、所述原始组织激励信号通过功率放大器放大,得到组织激励信号;

[0017] B2、所述组织激励信号加载在微型激励器上,通过微型激励器驱动振动杆对所述组织施加指定波形的振动,使组织内产生剪切波;其中,深度为 d_0 的剪切波 $d(t) = A \sin(2\pi f_v t + \phi_v) + d_0$;其中, A 是振动幅值, f_v 是振动频率, ϕ_v 是起始相位, t 是时间参数。

[0018] 所述超声粘弹性测量方法,其中,所述超声换能器激励信号包括由任意信号发生器产生的第一超声换能驱动子信号,和与第一超声换能驱动子信号相位相差180度的第二超声换能驱动子信号。

[0019] 所述超声粘弹性测量方法,其中,所述步骤C具体包括:

[0020] C1、所述第一超声换能驱动子信号和所述第二超声换能驱动子信号经超声收/发系统耦合后,得到超声换能器驱动信号;

[0021] C2、超声换能器接收所述超声换能器驱动信号,并发出原始超声波 $p(t)$;其中, $p(t) = \sin(2\pi f_0 t)$, f_0 是超声换能器的发射频率, t 是时间参数;

[0022] C3、所述原始超声波经所述组织的反射和散射后,得到原始回波信号 $r(t, k)$,并被所述超声换能器接收;其中, $r(t, k) = p(t - \Delta t_k)$, $\Delta t_k = \frac{2d(t + kT) \cos \theta}{c}$, Δt_k 表示组织振动产生的延时, t 是时间参数, k 取任意正整数, θ 是原始超声波的超声波束与组织振动方向的夹角, c 是超声波声速;

[0023] C4、所述原始回波信号 $r(t, k)$ 经超声收/发系统放大滤波滤掉高频后,得到回波信号 $H(t, k)$;其中, $H(t, k) = \frac{-e^{j2\pi f_0 \Delta t_k}}{2j}$;

[0024] C5、采集卡接收所述回波信号 $H(t, k)$ 。

[0025] 所述超声粘弹性测量方法,其中,所述步骤D中脉冲回波处理算法为Voigt模型,且根据Voigt模型和回波信号得到剪切波在组织中的传播速度 c_s ;其中,

$$c_s = \sqrt{\frac{2(\mu_1^2 + \omega_s^2 \mu_2^2)}{\rho[\mu_1 + (\sqrt{\mu_1^2 + \omega_s^2 \mu_2^2})]}}$$

是粘性系数。

[0026] 所述超声粘弹性测量方法,其中,所述步骤E中组织的粘弹性数据模型为

$$c_s = \sqrt{\frac{E}{2(1+\sigma)\rho}} = \sqrt{\frac{G}{\rho}}$$

[0027] 一种超声粘弹性测量系统,其中,包括:

[0028] 任意信号发生器,用于同时产生原始组织激励信号和超声换能器激励信号;

[0029] 组织激励模块,用于所述原始组织激励信号经放大后加载在微型激励器上,并通过振动杆对指定的组织施加指定波形的振动,使组织内产生剪切波;

[0030] 脉冲回波检测模块,用于所述超声换能器激励信号经超声收/发系统发出以驱动超声换能器,超声换能器发射出的超声波经所述组织反射和散射得到的原始回波信号并由超声换能器接收,并经超声收/发系统传输至采集卡;所述脉冲回波检测模块与所述组织激励模块同时启动;

[0031] 剪切波速度计算模块,用于根据脉冲回波处理算法,及所述回波信号,得到剪切波在组织中的传播速度;

[0032] 弹性参数获取模块,用于根据组织的粘弹性数据模型及剪切波在组织中的传播速度,得到组织的弹性数据和粘性数据。

[0033] 所述超声粘弹性测量系统,其中,所述组织激励模块具体包括:

[0034] 功率放大器,用于将所述原始组织激励信号进行放大,得到组织激励信号;

[0035] 微型激励器,用于接收所述组织激励信号并驱动振动杆;

[0036] 振动杆,用于在微型激励器的驱动下对所述组织施加指定波形的振动,使组织内产生剪切波。

[0037] 所述超声粘弹性测量系统,其中,所述超声换能器激励信号包括由任意信号发生器产生的第一超声换能驱动子信号,和与第一超声换能驱动子信号相位相差180度的第二超声换能驱动子信号。

[0038] 所述超声粘弹性测量系统,其中,所述脉冲回波检测模块具体包括:

[0039] 耦合单元,用于将所述第一超声换能驱动子信号和所述第二超声换能驱动子信号进行耦合,得到超声换能器驱动信号;

[0040] 原始超声波发送单元,用于接收所述超声换能器驱动信号,并发出原始超声波 $p(t)$;其中, $p(t)=\sin(2\pi f_0 t)$, f_0 是超声换能器的发射频率, t 是时间参数;

[0041] 超声波接收单元,用于接收所述原始超声波经所述组织的反射和散射后而得到原始回波信号 $r(t,k)$;其中, $r(t,k)=p(t-\Delta t_k)$, $\Delta t_k=\frac{2d(t+kT)\cos\theta}{c}$, Δt_k 表示组织振动产生的延时, t 是时间参数, k 取任意正整数, θ 是原始超声波的超声波束与组织振动方向的夹角, c 是超声波声速;

[0042] 高频滤波单元,用于将所述原始回波信号 $r(t,k)$ 滤波滤掉高频后,得到回波信号 $H(t,k)$;其中, $H(t,k)=\frac{-e^{j2\pi f_0 \Delta t_k}}{2j}$;

[0043] 采集单元,用于接收所述回波信号 $H(t,k)$;

[0044] 其中,所述耦合单元、及所述高频滤波单元均设置在超声收/发系统中,所述原始超声波发送单元、及所述超声波接收单元均设置在超声换能器中,所述采集单元为采集卡。

[0045] 本发明所述的超声粘弹性测量方法及系统,方法包括:任意信号发生器同时产生原始组织激励信号和超声换能器激励信号;所述原始组织激励信号经放大后加载在微型激励器上,并通过振动杆对指定的组织施加指定波形的振动,使组织内产生剪切波;所述超声换能器激励信号经超声收/发系统发出以驱动超声换能器,超声换能器发射出的超声波经所述组织反射和散射得到的原始回波信号并由超声换能器接收,并经超声收/发系统传输

至采集卡;根据脉冲回波处理算法,及所述回波信号,得到剪切波在组织中的传播速度;根据组织的粘弹性数据模型及剪切波在组织中的传播速度,得到组织的弹性数据和粘性数据。本发明将编码检测技术应用到超声瞬时弹性成像系统,以增加检测深度。

附图说明

[0046] 图1为本发明所述超声粘弹性测量方法较佳实施例的流程图。

[0047] 图2为本发明所述超声粘弹性测量系统较佳实施例的结构框图。

[0048] 图3为本发明所述超声粘弹性测量系统具体实施例的示意框图。

具体实施方式

[0049] 本发明提供一种超声粘弹性测量方法及系统,为使本发明的目的、技术方案及效果更加清楚、明确,以下参照附图并举实施例对本发明进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0050] 请参考图1,其为本发明所述超声粘弹性测量方法较佳实施例的流程图。如图1所示,所述超声粘弹性测量方法,包括以下步骤:

[0051] 步骤S100、任意信号发生器同时产生原始组织激励信号和超声换能器激励信号;

[0052] 步骤S200、所述原始组织激励信号经放大后加载在微型激励器上,并通过振动杆对指定的组织施加指定波形的振动,使组织内产生剪切波;

[0053] 步骤S300、所述超声换能器激励信号经超声收/发系统发出以驱动超声换能器,超声换能器发射出的超声波经所述组织反射和散射得到的原始回波信号并由超声换能器接收,并经超声收/发系统传输至采集卡;所述步骤S300与所述步骤S200同步进行;

[0054] 步骤S400、根据脉冲回波处理算法,及所述回波信号,得到剪切波在组织中的传播速度;

[0055] 步骤S500、根据组织的粘弹性数据模型及剪切波在组织中的传播速度,得到组织的弹性数据和粘性数据。

[0056] 本发明的实施例中,由任意信号发生器同时产生原始组织激励信号和超声换能器激励信号。之所以需要同时产生原始组织激励信号和超声换能器激励信号,是因为要确保步骤S200和步骤S300同步进行。步骤S200中振动杆对指定的组织施加指定波形的振动,使组织内产生剪切波,但由于剪切波存在时间短且很快就会消失,故需要超声换能器同步发出用于检测的超声波,以实现剪切波成分的检测和分析,故步骤S200和步骤S300同步进行,也即每次超声波检测剪切波时要保证组织中的激励波形(也即剪切波的波形)处在同样的状态。

[0057] 具体实施时,所述步骤S100中,任意信号发生器中输出信号具有多样性,也即任意信号发生器提供了组织激励方式的多样性。例如,可以采用不同脉冲宽度的标准正弦激励组织(类似于突然敲打一下组织的作用),也可以是N个周期的正弦脉冲,或者是某一频率的连续振动波形等。通过任意信号发生器产生不同形式的振动波形激励组织,使组织中的散射子做不同形式的振动以产生剪切波,有利于对组织粘弹性的测量。

[0058] 所述超声换能器激励信号经超声收/发系统发出以驱动超声换能器的检测脉冲,可以通过控制任意信号发生器灵活地产生。本发明不仅可以实现传统的脉冲回波检测,还

可以实现编码检测,且该发明仅适合相位编码方式。

[0059] 进一步的,所述步骤S200具体包括:

[0060] 步骤S201、所述原始组织激励信号通过功率放大器放大,得到组织激励信号;

[0061] 步骤S202、所述组织激励信号加载在微型激励器上,通过微型激励器驱动振动杆对所述组织施加指定波形的振动,使组织内产生剪切波;其中,深度为 d_0 的剪切波 $d(t) = A \sin(2\pi f_v t + \phi_v) + d_0$;其中, A 是振动幅值, f_v 是振动频率, ϕ_v 是起始相位, t 是时间参数。

[0062] $d(t)$ 还与外加机械振动有关,如果只是采用单独一个正弦波的振动形式, A 将随时间衰减;如果采用连续正弦振动形式, A 近似为常数, ϕ_v 是起始相位。

[0063] 进一步的,所述步骤S300具体包括:

[0064] 步骤S301、所述第一超声换能驱动子信号和所述第二超声换能驱动子信号经超声收/发系统耦合后,得到超声换能器驱动信号。

[0065] 步骤S302、超声换能器接收所述超声换能器驱动信号,并发出原始超声波 $p(t)$;其中, $p(t) = \sin(2\pi f_0 t)$, f_0 是超声换能器的发射频率, t 是时间参数。

[0066] 步骤S303、所述原始超声波经所述组织的反射和散射后,得到原始回波信号 $r(t, k)$,并被所述超声换能器接收;其中, $r(t, k) = p(t - \Delta t_k)$, $\Delta t_k = \frac{2d(t+kT)\cos\theta}{c}$, Δt_k 表示组织振动产生的延时, t 是时间参数, k 取任意正整数, θ 是原始超声波的超声波束与组织振动方向的夹角, c 是超声波声速。

[0067] 步骤S304、所述原始回波信号 $r(t, k)$ 经超声收/发系统放大滤波滤掉高频后,得到回波信号 $H(t, k)$;其中, $H(t, k) = \frac{-e^{j2\pi f_0 \Delta t_k}}{2j}$ 。

[0068] 对原始回波信号 $r(t, k)$ 进行正交分解,得到信号 $z(t, k)$,其中:

$$z(t, k) = r(t, k)e^{j2\pi f_0 t} = \frac{e^{j(4\pi f_0 t - 2\pi f_0 \Delta t_k)} - e^{j2\pi f_0 \Delta t_k}}{2j};$$

应用一个线性相位低通滤波器将信号 $z(t, k)$ 中的高频滤掉,得到回波信号 $H(t, k)$;

[0069] 其中, $H(t, k) = \frac{-e^{j2\pi f_0 \Delta t_k}}{2j};$

[0070] $H(t, k)$ 的相位为 $ph(t, k) = 2\pi f_0 \Delta t_k + \frac{\pi}{2} = \frac{4\pi f_0 \cos\theta}{c} d(t+kT) + \frac{\pi}{2}$ 。

[0071] 可知,组织的振动信号为 $d(t+kT) = \frac{c}{4\pi f_0 \cos\theta} [ph(t, k) - \frac{\pi}{2}]$, 当 $t = t_0 = 2d_0/c$ 时(其中 $t_0 = 2d_0/c$ 表示超声波往返超声换能器与深度为 d_0 处的散射子所需的时间),得到深度为 d_0 处的散射子的慢时振动信号 $d(t_0+kT)$ 。当采用根据不同深度下的组织振动慢时信号峰值出现的时刻不一样,即达峰时间,即可计算出振动在组织中的传播速度。

[0072] 这里假设散射子做正弦振动,当散射子为其他形式的振动波形时,振动检测算法原理依然可以采用该过程。这一脉冲回波处理算法采用了传统的脉冲回波检测,即探头发射 M 个正弦波的形式,当采用编码检测方式时,在对回波信号进行正交解调之后,需要进行解码,后面的步骤不变。

[0073] 步骤S305、采集卡接收所述回波信号 $H(t, k)$ 。

[0074] 进一步的,所述步骤S400中脉冲回波处理算法为Voigt模型,且根据Voigt模型和回波信号得到剪切波在组织中的传播速度 c_s ;其中, $c_s = \sqrt{\frac{2(\mu_1^2 + \omega_s^2 \mu_2^2)}{\rho[\mu_1 + (\sqrt{\mu_1^2 + \omega_s^2 \mu_2^2})]}}$,剪切波在组织中的频率为 ω_s , ρ 是组织密度, μ_1 是弹性模量, μ_2 是粘性系数。

[0075] 进一步的,所述步骤S500中组织的粘弹性数据模型为 $c_s = \sqrt{\frac{E}{2(1+\sigma)\rho}} = \sqrt{\frac{G}{\rho}}$,其中E是弹性模量,G是杨氏模量, σ 是泊松比, ρ 是组织密度。

[0076] 基于上述方法实施例,本发明还提供了一种超声粘弹性测量系统。如图2和图3所示,所述超声粘弹性测量系统包括:

[0077] 任意信号发生器1-1,用于同时产生原始组织激励信号和超声换能器激励信号;

[0078] 组织激励模块200,用于所述原始组织激励信号经放大后加载在微型激励器上,并通过振动杆对指定的组织施加指定波形的振动,使组织内产生剪切波;

[0079] 脉冲回波检测模块300,用于所述超声换能器激励信号经超声收/发系统发出以驱动超声换能器,超声换能器发射出的超声波经所述组织反射和散射得到的原始回波信号并由超声换能器接收,并经超声收/发系统传输至采集卡;所述脉冲回波检测模块与所述组织激励模块同时启动;

[0080] 剪切波速度计算模块400,用于根据脉冲回波处理算法,及所述回波信号,得到剪切波在组织中的传播速度;

[0081] 弹性参数获取模块500,用于根据组织的粘弹性数据模型及剪切波在组织中的传播速度,得到组织的弹性数据和粘性数据。

[0082] 具体实施时,所述剪切波速度计算模块400及弹性参数获取模块500设置在电脑5-2中。

[0083] 进一步的,在所述超声粘弹性测量系统中,所述组织激励模块200具体包括:

[0084] 功率放大器2-1,用于将所述原始组织激励信号进行放大,得到组织激励信号;

[0085] 微型激励器3-1,用于接收所述组织激励信号并驱动振动杆3-2;

[0086] 振动杆3-2,用于在微型激励器3-1的驱动下对所述组织施加指定波形的振动,使组织内产生剪切波。

[0087] 进一步的,在所述超声粘弹性测量系统中,所述超声换能器激励信号包括由任意信号发生器1-1产生的第一超声换能驱动子信号,和与第一超声换能驱动子信号相位相差180度的第二超声换能驱动子信号。

[0088] 进一步的,在所述超声粘弹性测量系统中,所述脉冲回波检测模块300具体包括:

[0089] 耦合单元,用于将所述第一超声换能驱动子信号和所述第二超声换能驱动子信号进行耦合,得到超声换能器驱动信号;

[0090] 原始超声波发送单元,用于接收所述超声换能器驱动信号,并发出原始超声波 $p(t)$;其中, $p(t) = \sin(2\pi f_0 t)$, f_0 是超声换能器的发射频率, t 是时间参数;

[0091] 超声波接收单元,用于接收所述原始超声波经所述组织的反射和散射后而得到原始回波信号 $r(t, k)$;其中, $r(t, k) = p(t - \Delta t_k)$, $\Delta t_k = \frac{2d(t + kT)\cos\theta}{c}$, Δt_k 表示组织振动产

生的延时, t 是时间参数, k 取任意正整数, θ 是原始超声波的超声波束与组织振动方向的夹角, c 是超声波声速;

[0092] 高频滤波单元, 用于将所述原始回波信号 $r(t, k)$ 滤波滤掉高频后, 得到回波信号 $H(t, k)$; 其中, $H(t, k) = \frac{-e^{j2\pi f_0 M_k}}{2j}$;

[0093] 采集单元, 用于接收所述回波信号 $H(t, k)$;

[0094] 其中, 所述耦合单元、及所述高频滤波单元均设置在超声收/发系统 4-1 中, 所述原始超声波发送单元、及所述超声波接收单元均设置在超声换能器 3-3 中, 所述采集单元为采集卡 5-1。

[0095] 具体实施时, 本发明所述超声粘弹性测量系统由任意信号发生器 1-1、功率放大器 2-1, 微型激励器 3-1, 振动杆 3-2, 超声换能器 3-3, 仿体 3-4, 超声收/发系统 4-1, 采集卡 5-1, 电脑 5-2 组成。其中任意信号发生器 1-1 在外部时钟 7 的控制下产生系统内所有需要的信号: 原始组织激励信号 1, 组织激励信号 2, 第一超声换能驱动子信号 3, 第二超声换能驱动子信号 4, 超声换能器驱动信号 5, 采集卡的触发信号 6, 原始回波信号 8, 回波信号 9。

[0096] 由功率放大器 2-1 放大任意信号发生器 1-1 产生的原始组织激励信号 1, 得到组织激励信号 2; 由微型激励器 3-1 接收组织激励信号 2, 并通过带动振动杆 3-2、超声换能器 3-3 作用于仿体 3-4; 由超声收/发系统 4-1 耦合任意信号发生器 1-1 产生的第一超声换能驱动子信号 3, 第二超声换能驱动子信号 4, 将耦合后的超声换能器驱动信号 5 作用于超声换能器 3-3 并将其原始回波信号 8 放大和滤波; 采集卡 5-1 通过采集经过超声收/发系统 4-1 处理过的回波信号 9, 处理之后在计算机 5-2 上存储、处理、显示。

[0097] 其中: 任意信号发生器 1-1 选用美国的 LeCroy Arbstudio 1104, 采用外部时钟控制方式, 在模拟口产生特定形式的组织激励信号, 在数字口产生采集卡的触发信号、相位相差 180 度的第一超声换能驱动子信号 3 及第二超声换能驱动子信号 4, 该第一超声换能驱动子信号 3 及第二超声换能驱动子信号 4 可以通过编码进行调制得到超声换能器驱动信号 5;

[0098] 功率放大器 2-1 和微型激励器 3-1 是选用丹麦 Brüel & Kjær, Denmark 的 Power Amplifier Type 2718 和 Mini-shaker Type 4810, 配套使用, 理论上微型激励器可以产生频率低于 18kHz 的任意波形的振动信号; 超声收/发系统 4-1 和超声换能器 3-3 是采用德力凯 TCD EMS-9A 系列的超声收/发模块和配套的超声换能器, 其中心频率是 2MHz; 采集卡 5-1 是采用 ADLINK 的 PC1-9820, 它是一个 2 通道 14 位 65MS/s 采样数字化仪, 同时可实现外部触发和外部时钟控制。

[0099] 在超声收/发系统 4-1 提供的时钟信号控制下, 任意信号发生器 1-1 产生系统所有的信号, 且均由该外部时钟 7 分频得到, 这保证了这些信号具有公共的周期, 从而可以实现信号之间的严格同步。该外部时钟信号为 8MHz, 选择超声收/发系统 4-1 的脉冲重复频率 $8e6/1080 \approx 7.4\text{kHz}$, $f = 8e6/69120 \approx 115\text{Hz}$, 用 f , $2f$ 或者更高的 f 的倍频激励组织使组织产生剪切波, 并用超声换能器 3-3 得到传统检测的结果和编码检测的结果。

[0100] 本发明的实施例中, 设置组织激励模块 200、脉冲回波检测模块 300 和采集卡 5-1 的时钟源为同一个外部时钟, 组织激励模块 200、脉冲回波检测模块 300 和采集卡 5-1 的触发信号统一由任意信号发生器 1-1 产生, 且这三个触发信号的频率均由外部时钟信号分频得到, 保证了这些信号具有公共的周期, 从而可以实现信号之间的严格同步。

[0101] 将本发明所述的超声粘弹性测量系统对标准弹性仿体进行实验时,将标准弹性仿体Elasticity QA Phantom Model 049A放置在超声换能器3-3下方,在超声换能器3-3和仿体3-4之间涂上一层医用耦合剂,用频率 $f = 8e6/69120 \approx 115\text{Hz}$ 去激励组织,脉冲重复频率为 $8e6/1080 \approx 7.4\text{kHz}$,采集卡5-1的采样率为8MHz,用传统4个波的脉冲方法获得回波信号,对回波数据进行上述方法处理得到标准弹性仿体的剪切波速度值是2.7m/s,从而得到弹性值是7.3kPa。而后,在相同位置,用7位的Barker码,每个位中有4个波的方式调制超声换能器驱动信号之后接收回波信号,计算得到标准弹性仿体的剪切波速度为2.74m/s,从而得到弹性值是7.5kPa。标准弹性仿体的弹性标称值是7-9.7kPa,编码与传统检测都能在标准弹性仿体上得到在标称值之内的值,且在相同条件下,二者得到的结果很接近。应当理解的是本实施例中的编码是为了解释本发明方法和装置,本发明系统不局限于只有该编码,所有的相位编码均可以用于本发明系统中。

[0102] 综上所述,本发明提供了一种超声粘弹性测量方法及系统,方法包括:任意信号发生器同时产生原始组织激励信号和超声换能器激励信号;所述原始组织激励信号经放大后加载在微型激励器上,并通过振动杆对指定的组织施加指定波形的振动,使组织内产生剪切波;所述超声换能器激励信号经超声收/发系统发出以驱动超声换能器,超声换能器发射出的超声波经所述组织反射和散射得到的原始回波信号并由超声换能器接收,并经超声收/发系统传输至采集卡;根据脉冲回波处理算法,及所述回波信号,得到剪切波在组织中的传播速度;根据组织的粘弹性数据模型及剪切波在组织中的传播速度,得到组织的弹性数据和粘性数据。本发明将编码检测技术应用到超声瞬时弹性成像系统,以增加检测深度。

[0103] 可以理解的是,对本领域普通技术人员来说,可以根据本发明的技术方案及本发明构思加以等同替换或改变,而所有这些改变或替换都应属于本发明所附的权利要求的保护范围。

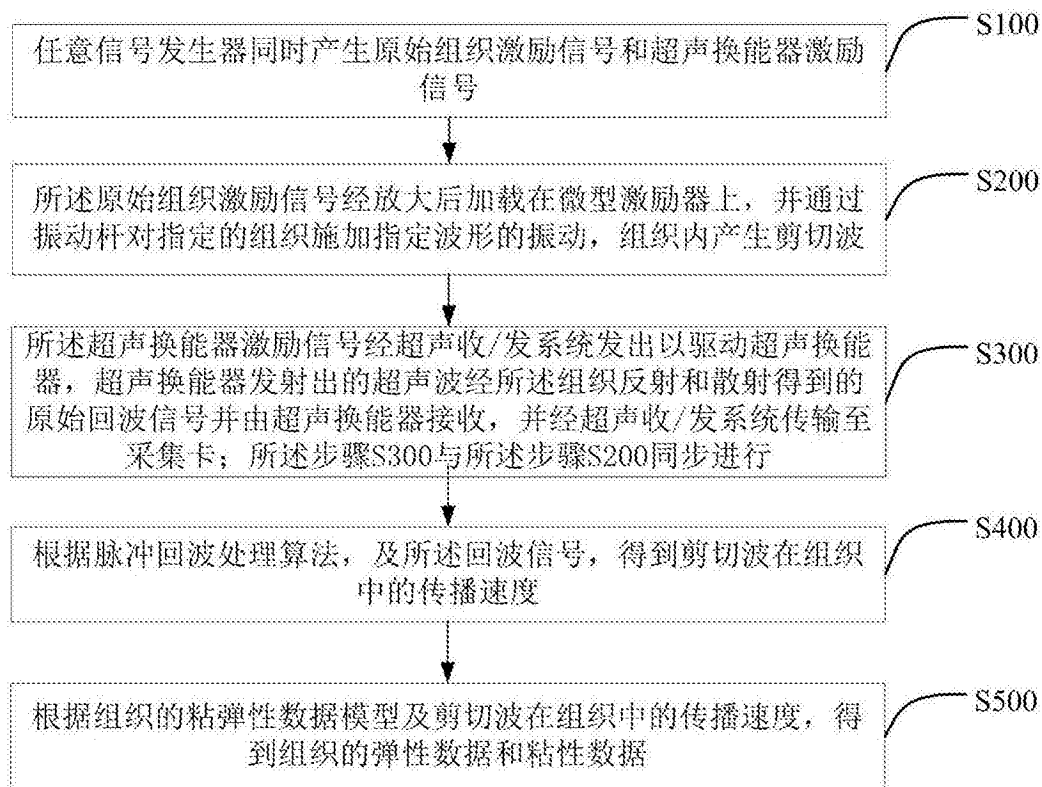


图1

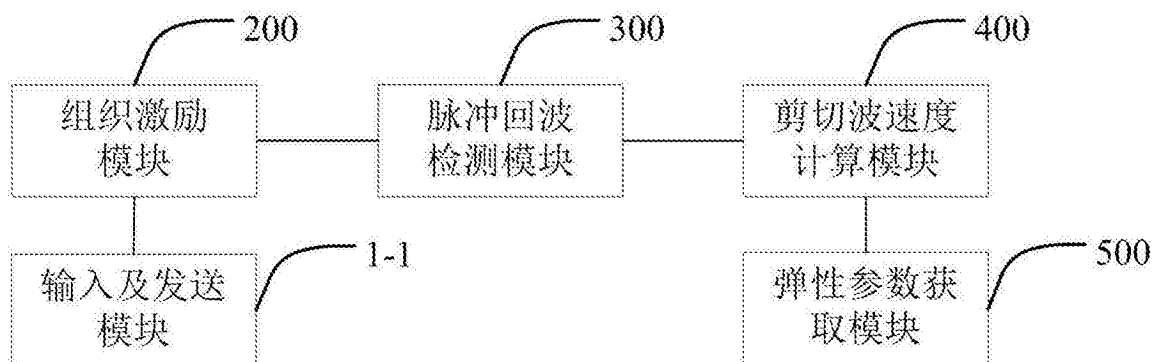


图2

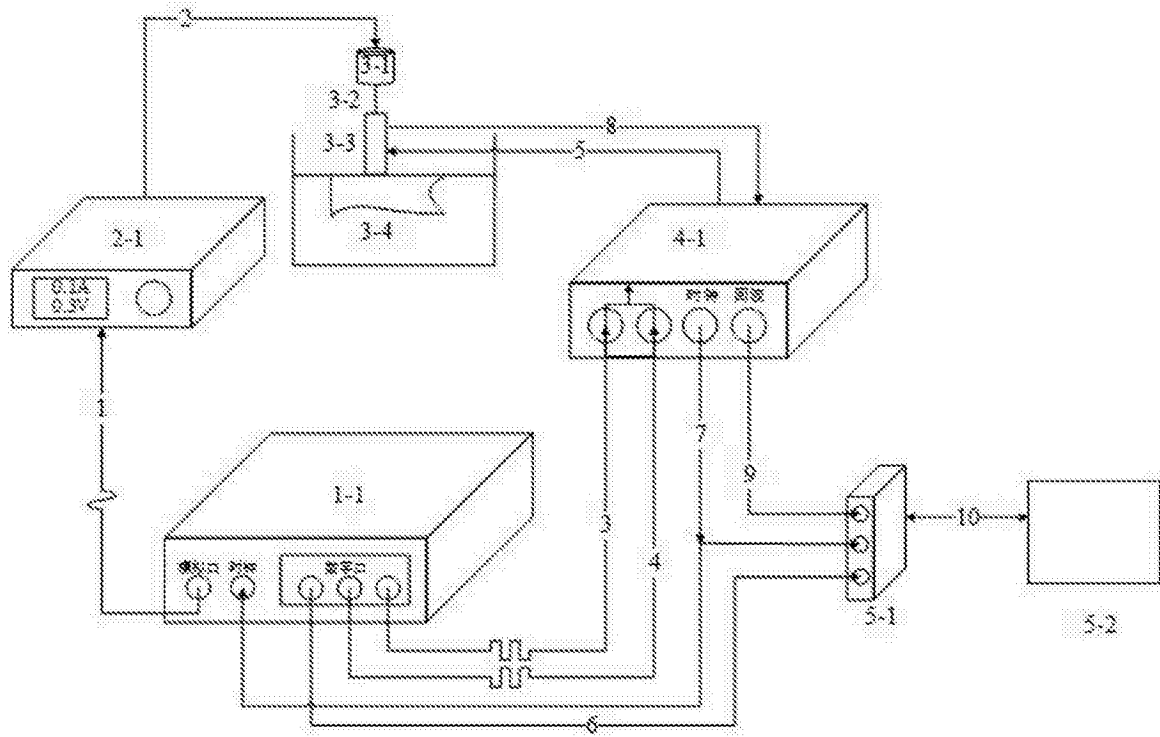


图3

专利名称(译)	一种超声粘弹性测量方法及系统		
公开(公告)号	CN106037816A	公开(公告)日	2016-10-26
申请号	CN201610334175.5	申请日	2016-05-19
[标]申请(专利权)人(译)	深圳大学		
申请(专利权)人(译)	深圳大学		
当前申请(专利权)人(译)	深圳大学		
[标]发明人	刁现芬 朱菁 覃正笛 陈思平		
发明人	刁现芬 朱菁 覃正笛 陈思平		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B8/485 A61B8/5207		
代理人(译)	王永文		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种超声粘弹性测量方法及系统，方法包括：任意信号发生器同时产生原始组织激励信号和超声换能器激励信号；所述原始组织激励信号经放大后加载在微型激励器上，并通过振动杆对指定的组织施加指定波形的振动，使组织内产生剪切波；所述超声换能器激励信号经超声收/发系统发出以驱动超声换能器，超声换能器发射出的超声波经所述组织反射和散射得到的原始回波信号并由超声换能器接收，并经超声收/发系统传输至采集卡；根据脉冲回波处理算法，及所述回波信号，得到剪切波在组织中的传播速度；根据组织的粘弹性数据模型及剪切波在组织中的传播速度，得到组织的弹性数据和粘性数据。本发明将编码检测技术应用到超声瞬时弹性成像系统，以增加检测深度。

