



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106175831 B

(45)授权公告日 2018.10.26

(21)申请号 201610859018.6

(22)申请日 2016.09.28

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106175831 A

(43)申请公布日 2016.12.07

(73)专利权人 重庆理工大学
地址 400054 重庆市巴南区李家沱红光大道69号

(72)发明人 崔少国 刘超

(74)专利代理机构 重庆信航知识产权代理有限公司 50218

代理人 穆祥维

(51)Int.Cl.
A61B 8/00(2006.01)
A61B 8/08(2006.01)

(56)对比文件

- CN 103054552 A, 2013.04.24,
- CN 102551801 A, 2012.07.11,
- CN 103006274 A, 2013.04.03,
- CN 104622502 A, 2015.05.20,
- WO 2004/021038 A1, 2004.03.11,
- US 8118744 B2, 2012.02.21,
- US 2012/0215101 A1, 2012.08.23,
- 郭燕荣,等.基于剪切波频散超声振动技术的大鼠肝纤维化粘弹性测量.《生物医学工程学报》.2014,第35卷(第2期),71-77.
- 郭燕荣,等.基于剪切波频散超声振动的黏弹性检测系统开发.《应用生物力学》.2014,第29卷(第2期),174-179.
- 黄燕平,等.基于超声的组织弹性测量之剪切波传播法.《专论 INVITED PAPER》.2011,第26卷(第10期),1-12.

审查员 张玲玲

权利要求书1页 说明书5页 附图1页

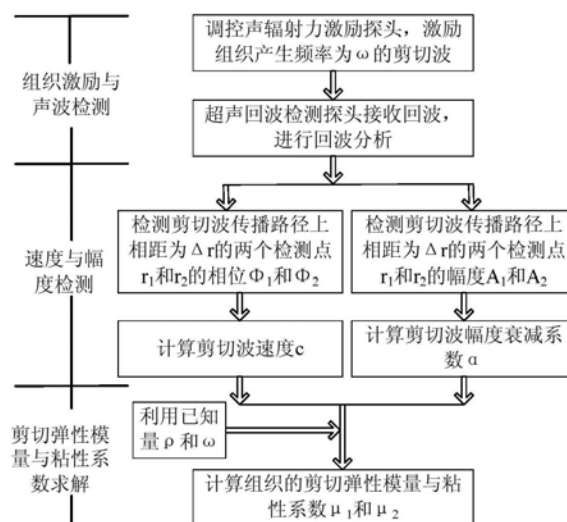
(54)发明名称

一种基于剪切波幅度和相位检测的组织粘弹性测量方法

(57)摘要

本发明提供一种基于剪切波幅度和相位检测的组织粘弹性测量方法,使用声辐射力激励和超声回波检测两个探头同时进行检测,声辐射力激励探头产生推动波束,使组织产生一定频率的剪切波,超声回波检测探头产生检测波束,检测剪切波在传播路径上的幅度衰减和相位改变,通过幅度衰减系数和速度检测值估计出组织的弹性模量和粘性系数,即可以同时定量检测出组织的弹性模量和粘性系数,为多种疾病的诊断提供了精确丰富的力学参数信息,有利于拓展超声弹性成像的临床应用范围与层次水平;同时本发明仅使用一种频率剪切波即可进行检测,降低了系统复杂性和设计成本,提高检测效率,还避免高频率剪切波引起的相位检测噪声,提高力学组织参数检测的准确性。

CN 106175831 B



1. 一种基于剪切波幅度和相位检测的组织粘弹性测量方法,其特征在于,所述测量方法包括:

S1、使用声辐射力激励探头产生推动波束,激励组织产生频率为 ω 的剪切波;

S2、在剪切波传播方向上选择相距为 Δr 的两个检测点 r_1 和 r_2 ,且 Δr 小于剪切波的波长 λ ;

S3、对检测点 r_1 ,使用超声回波检测探头按设定帧率 f 产生检测波束,焦点位于 r_1 上,通过回波分析获取 r_1 质点随时间-振动曲线1;

S4、使用卡尔曼滤波从时间-振动曲线1抽取频率为 ω 的信号,该信号的相位和幅度即为检测点 r_1 处相位 ϕ_1 和幅度 A_1 ;

S5、对检测点 r_2 ,使用超声回波检测探头按同样设定帧率 f 产生检测波束,焦点位于 r_2 上,通过回波分析获取 r_2 质点随时间-振动曲线2;

S6、使用卡尔曼滤波从时间-振动曲线2抽取频率为 ω 的信号,该信号的相位和幅度即为检测点 r_2 处相位 ϕ_2 和幅度 A_2 ;

S7、使用下式计算得出剪切波速度 c :

$$c = \omega \Delta r / (\phi_1 - \phi_2) \quad \text{式 (2)}$$

S8、使用下式计算得出剪切波幅度衰减系数 α :

$$\alpha = \ln(A_1/A_2) / \Delta r \quad \text{式 (3)}$$

S9、根据所述剪切波幅度衰减系数 α 、剪切波频率 ω 、组织密度 ρ 、剪切弹性模量 μ_1 和粘性系数 μ_2 ,建模成如下关系:

$$\alpha(\omega) = \sqrt{\frac{\rho\omega^2(\sqrt{\mu_1^2 + \omega^2\mu_2^2} - \mu_1)}{2(\mu_1^2 + \omega^2\mu_2^2)}} \quad \text{式 (4)}$$

S10、根据已知的计算剪切波速度的公式 $c(\omega) = \sqrt{\frac{2(\mu_1^2 + \omega^2\mu_2^2)}{\rho(\mu_1 + \sqrt{\mu_1^2 + \omega^2\mu_2^2})}}$ 和所述

式(4)求解可得:

$$\mu_1 = \frac{\rho c^2 \omega^2 (\omega^2 - \alpha^2 c^2)}{(\omega^2 + \alpha^2 c^2)^2} \quad \text{式 (5)}$$

$$\mu_2 = \frac{2\rho c^2 \omega^2 \alpha}{(\omega^2 + \alpha^2 c^2)^2} \quad \text{式 (6)}$$

在式(5)和式(6)中,剪切波频率 ω 和组织密度 ρ 是已知量,利用式(2)求解的剪切波速度 c 和式(3)求解的剪切波幅度衰减系数 α ,即可根据式(5)和式(6)分别计算出组织的剪切弹性模量 μ_1 和粘性系数 μ_2 。

2. 根据权利要求1所述的基于剪切波幅度和相位检测的组织粘弹性测量方法,其特征在于,所述声辐射力激励探头采用3MHz聚焦探头,直径为45mm,组织重复推动频率为50Hz,所述超声回波检测探头采用5MHz聚焦探头,直径为12.5mm,脉冲回波检测频率为2KHz。

一种基于剪切波幅度和相位检测的组织粘弹性测量方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医学超声工程技术领域,具体涉及一种基于剪切波幅度和相位检测的组织粘弹性测量方法。

背景技术

[0002] 超声弹性成像是近年来提出并已在临床诊断上显示了较大应用前景。组织的病理改变通常会引起弹性(硬度)变化,如肝纤维化、肝硬化、乳腺癌、前列腺癌等。因此组织的弹性成像可成为一些重大疾病诊断的依据。

[0003] 然而组织是典型的粘弹性体,除了弹性以外,还具有粘性特征。粘性也与组织的病理状态相关,粘性的检测在医学中也具有重要意义。但是本发明的发明人发现,当前许多弹性成像方法仅提供组织的弹性参数值,在估计组织的弹性参数时将组织假设成线弹性体,忽略了组织的粘性。这种假设不仅无法提供组织的粘性参数,而且使组织的弹性参数估计与实际产生偏差,精度有限。

[0004] 剪切波频散超声激励技术是最近提出的一种同时估计组织弹性和粘性参数的新技术,它利用剪切波频散特性,检测时需要激励多种频率的剪切波。原理如下:

$$[0005] \quad c(\omega) = \sqrt{\frac{2(\mu_1^2 + \omega^2 \mu_2^2)}{\rho(\mu_1 + \sqrt{\mu_1^2 + \omega^2 \mu_2^2})}} \quad \text{式(1)}$$

[0006] 其中, μ_1 和 μ_2 分别是需要估计的剪切弹性模量与粘性系数, ρ 是组织密度, ω 是剪切波频率, c 是剪切波速度。对于各种软组织来说,其密度 ρ 差别很小,可以近似成常数1000千克/立方米。因此,只需要检测出不同频率 ω 剪切波的速度 c ,使用式(1)进行拟合即可求出参数 μ_1 和 μ_2 。

[0007] 但是,本发明的发明人经过研究发现,当剪切波频率较高时,速度检测将产生较强噪声,致使参数 μ_1 和 μ_2 的求解精度受限;另外,此方法需要激励组织产生多种频率剪切波,因而超声探头设计复杂,性能要求高,检测速度慢。

发明内容

[0008] 针对现有超声弹性成像仅提供组织的弹性参数信息,剪切波频散超声激励技术需要激励组织产生多种频率剪切波,当剪切波频率较高时检测精度受限,以及检测速度慢的技术问题,本发明提供一种基于剪切波幅度和相位检测的组织粘弹性测量方法,本发明将组织建模成与组织本身特性更接近的粘弹性模型,仅利用一种频率的剪切波能同时检测组织的弹性和粘性两种特性参数。

[0009] 为了解决上述技术问题,本发明采用了如下的技术方案:

[0010] 一种基于剪切波幅度和相位检测的组织粘弹性测量方法,所述测量方法包括:

[0011] S1、使用声辐射力激励探头产生推动波束,激励组织产生频率为 ω 的剪切波;

[0012] S2、在剪切波传播方向上选择相距为 Δr 的两个检测点 r_1 和 r_2 ,且 Δr 小于剪切波的

波长 λ ;

[0013] S3、对检测点 r_1 ,使用超声回波检测探头按设定帧率 f 产生检测波束,焦点位于 r_1 上,通过回波分析获取 r_1 质点随时间振动曲线1;

[0014] S4、使用卡尔曼滤波从时间-振动曲线1抽取频率为 ω 的信号,该信号的相位和幅度即为检测点 r_1 处相位 ϕ_1 和幅度 A_1 ;

[0015] S5、对检测点 r_2 ,使用超声回波检测探头按同样设定帧率 f 产生检测波束,焦点位于 r_2 上,通过回波分析获取 r_2 质点随时间振动曲线2;

[0016] S6、使用卡尔曼滤波从时间-振动曲线2抽取频率为 ω 的信号,该信号的相位和幅度即为检测点 r_2 处相位 ϕ_2 和幅度 A_2 ;

[0017] S7、使用下式计算得出剪切波速度 c :

$$[0018] \quad c = \omega \Delta r / (\phi_1 - \phi_2) \quad \text{式 (2)}$$

[0019] S8、使用下式计算得出剪切波幅度衰减系数 α :

$$[0020] \quad \alpha = \ln(A_1/A_2) / \Delta r \quad \text{式 (3)}$$

[0021] S9、根据所述剪切波幅度衰减系数 α 、剪切波频率 ω 、组织密度 ρ 、剪切弹性模量 μ_1 和粘性系数 μ_2 ,建模成如下关系:

$$[0022] \quad \alpha(\omega) = \sqrt{\frac{\rho\omega^2(\sqrt{\mu_1^2 + \omega^2\mu_2^2} - \mu_1)}{2(\mu_1^2 + \omega^2\mu_2^2)}} \quad \text{式 (4)}$$

$$[0023] \quad S10、根据已知的计算剪切波速度的公式 $c(\omega) = \sqrt{\frac{2(\mu_1^2 + \omega^2\mu_2^2)}{\rho(\mu_1 + \sqrt{\mu_1^2 + \omega^2\mu_2^2})}}$ 和$$

所述式(4)求解可得:

$$[0024] \quad \mu_1 = \frac{\rho c^2 \omega^2 (\omega^2 - \alpha^2 c^2)}{(\omega^2 + \alpha^2 c^2)^2} \quad \text{式 (5)}$$

$$[0025] \quad \mu_2 = \frac{2\rho c^2 \omega^2 \alpha}{(\omega^2 + \alpha^2 c^2)^2} \quad \text{式 (6)}$$

[0026] 在式(5)和式(6)中,剪切波频率 ω 和组织密度 ρ 是已知量,利用式(2)求解的剪切波速度 c 和式(3)求解的剪切波幅度衰减系数 α ,即可根据式(5)和式(6)分别计算出组织的剪切弹性模量 μ_1 和粘性系数 μ_2 。

[0027] 进一步,所述声辐射力激励探头采用3MHz聚焦探头,直径为45mm,组织重复推动频率为50Hz,所述超声回波检测探头采用5MHz聚焦探头,直径为12.5mm,脉冲回波检测频率为2KHz。

[0028] 与现有技术相比,本发明提供的基于剪切波幅度和相位检测的组织粘弹性测量方法,使用声辐射力激励探头和超声回波检测探头两个探头同时进行检测,声辐射力激励探头用于产生推动波束,使组织产生一定频率的剪切波,超声回波检测探头产生检测波束,检测剪切波在传播路径上的幅度衰减和相位改变,通过幅度衰减系数和速度检测值估计出组织的剪切弹性模量 μ_1 和粘性系数 μ_2 ,即可以同时定量检测出组织的弹性模量和粘性系数,为

多种疾病的诊断提供了精确丰富的力学参数信息,有利于拓展超声弹性成像的临床应用范围与层次水平;同时,本发明克服了现有技术中需要使用多种频率剪切波进行检测的缺点,仅使用一种频率剪切波即可进行检测,降低了系统复杂性和设计成本,提高了检测效率;另外,本发明还避免了高频率剪切波引起的相位检测噪声,提高了力学组织参数检测的准确性。

附图说明

[0029] 图1是本发明提供的基于剪切波幅度和相位检测的组织粘弹性测量方法流程图示意图。

[0030] 图2是本发明提供的剪切波相位和幅度检测原理示意图。

具体实施方式

[0031] 为了使本发明实现的技术手段、创作特征、达成目的与功效易于明白了解,下面结合具体图示,进一步阐述本发明。

[0032] 在本发明的描述中,需要理解的是,术语“纵向”、“径向”、“长度”、“宽度”、“厚度”、“上”、“下”、“前”、“后”、“左”、“右”、“竖直”、“水平”、“顶”、“底”、“内”、“外”等指示的方位或位置关系为基于附图所示的方位或位置关系,仅是为了便于描述本发明和简化描述,而不是指示或暗示所指的装置或元件必须具有特定的方位、以特定的方位构造和操作,因此不能理解为对本发明的限制。在本发明的描述中,除非另有说明,“多个”的含义是两个或两个以上。

[0033] 在本发明的描述中,需要说明的是,除非另有明确的规定和限定,术语“安装”、“相连”、“连接”应做广义理解,例如,可以是固定连接,也可以是可拆卸连接,或一体地连接;可以是机械连接,也可以是电连接;可以是直接相连,也可以通过中间媒介间接相连,可以是两个元件内部的连通。对于本领域的普通技术人员而言,可以根据具体情况理解上述术语在本发明中的具体含义。

[0034] 请参考图1和图2所示,本发明提供一种基于剪切波幅度和相位检测的组织粘弹性测量方法,所述测量方法包括:

[0035] S1、使用声辐射力激励探头产生推动波束,激励组织产生频率为 ω 的剪切波;

[0036] S2、在剪切波传播方向上选择相距为 Δr 的两个检测点 r_1 和 r_2 ,且 Δr 小于剪切波的波长 λ ;

[0037] S3、对检测点 r_1 ,使用超声回波检测探头按设定帧率 f 产生检测波束,焦点位于 r_1 上,通过回波分析获取 r_1 质点随时间振动曲线1;

[0038] S4、使用卡尔曼滤波从时间-振动曲线1抽取频率为 ω 的信号,该信号的相位和幅度即为检测点 r_1 处相位 ϕ_1 和幅度 A_1 ;

[0039] S5、对检测点 r_2 ,使用超声回波检测探头按同样设定帧率 f 产生检测波束,焦点位于 r_2 上,通过回波分析获取 r_2 质点随时间振动曲线2;

[0040] S6、使用卡尔曼滤波从时间-振动曲线2抽取频率为 ω 的信号,该信号的相位和幅度即为检测点 r_2 处相位 ϕ_2 和幅度 A_2 ;

[0041] S7、使用下式计算得出剪切波速度 c :

[0042] $c = \omega \Delta r / (\phi_1 - \phi_2)$ 式 (2)

[0043] S8、使用下式计算得出剪切波幅度衰减系数 α ：

[0044] $\alpha = \ln(A_1/A_2) / \Delta r$ 式 (3)

[0045] S9、根据所述剪切波幅度衰减系数 α 、剪切波频率 ω 、组织密度 ρ 、剪切弹性模量 μ_1 和粘性系数 μ_2 ，建模成如下关系：

$$[0046] \quad \alpha(\omega) = \sqrt{\frac{\rho\omega^2(\sqrt{\mu_1^2 + \omega^2\mu_2^2} - \mu_1)}{2(\mu_1^2 + \omega^2\mu_2^2)}} \quad \text{式 (4)}$$

$$[0047] \quad S10、根据已知的计算剪切波速度的公式 $c(\omega) = \sqrt{\frac{2(\mu_1^2 + \omega^2\mu_2^2)}{\rho(\mu_1 + \sqrt{\mu_1^2 + \omega^2\mu_2^2})}}$ 和$$

所述式 (4) 求解可得：

$$[0048] \quad \mu_1 = \frac{\rho c^2 \omega^2 (\omega^2 - \alpha^2 c^2)}{(\omega^2 + \alpha^2 c^2)^2} \quad \text{式 (5)}$$

$$[0049] \quad \mu_2 = \frac{2\rho c^2 \omega^2 \alpha}{(\omega^2 + \alpha^2 c^2)^2} \quad \text{式 (6)}$$

[0050] 在式 (5) 和式 (6) 中，剪切波频率 ω 和组织密度 ρ 是已知量，利用式 (2) 求解的剪切波速度 c 和式 (3) 求解的剪切波幅度衰减系数 α ，即可根据式 (5) 和式 (6) 分别计算出组织的剪切弹性模量 μ_1 和粘性系数 μ_2 。

[0051] 作为具体实施例，所述声辐射力激励探头和超声回波检测探头可以采用本领域技术人员熟知的，或者现有技术中的探头来实现相应功能，例如所述声辐射力激励探头采用 3MHz 聚焦探头，直径为 45mm，组织重复推动频率为 50Hz (HP33120A, Agilent, Santa Clara, CA)，所述超声回波检测探头采用 5MHz 聚焦探头，直径为 12.5mm，脉冲回波检测频率为 2KHz (i3-0508-R-SU, Olympus NDT, Waltham, MA)。

[0052] 与现有技术相比，本发明提供的基于剪切波幅度和相位检测的组织粘弹性测量方法，使用声辐射力激励探头和超声回波检测探头两个探头同时进行检测，声辐射力激励探头用于产生推动波束，使组织产生一定频率的剪切波，超声回波检测探头产生检测波束，检测剪切波在传播路径上的幅度衰减和相位改变，通过幅度衰减系数和速度检测值估计出组织的剪切弹性模量 μ_1 和粘性系数 μ_2 ，即可以同时定量检测出组织的弹性模量和粘性系数，为多种疾病的诊断提供了精确丰富的力学参数信息，有利于拓展超声弹性成像的临床应用范围与层次水平；同时，本发明克服了现有技术中需要使用多种频率剪切波进行检测的缺点，仅使用一种频率剪切波即可进行检测，降低了系统复杂性和设计成本，提高了检测效率；另外，本发明还避免了高频率剪切波引起的相位检测噪声，提高了力学组织参数检测的准确性。

[0053] 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，而不脱离本发明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。

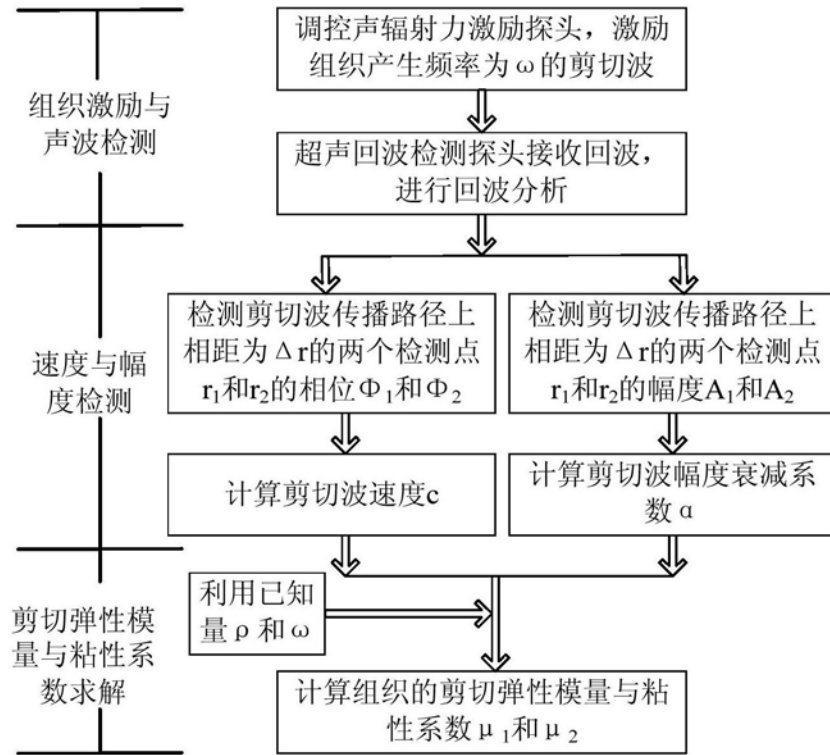


图1

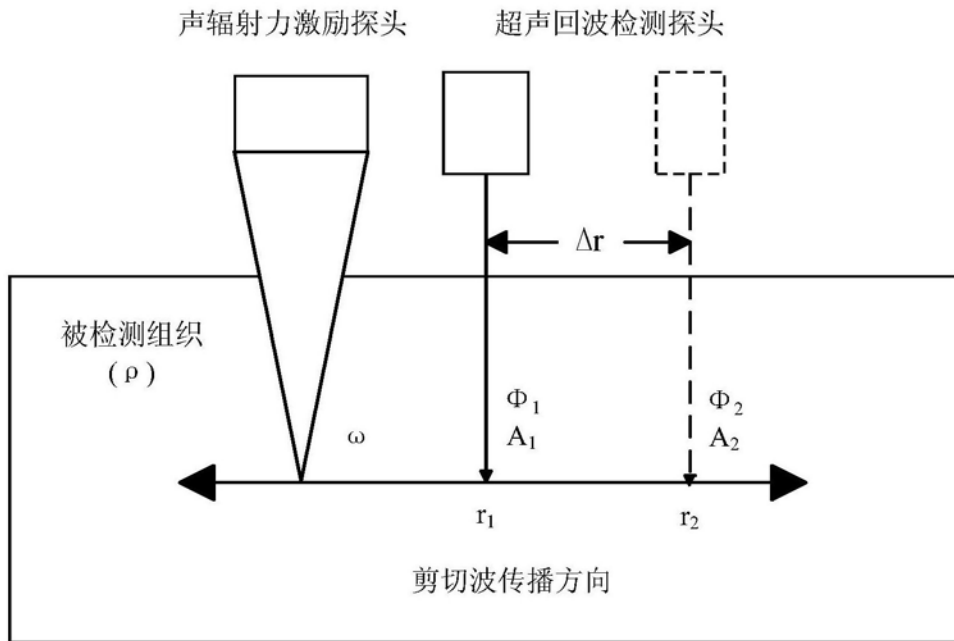


图2

专利名称(译)	一种基于剪切波幅度和相位检测的组织粘弹性测量方法		
公开(公告)号	CN106175831B	公开(公告)日	2018-10-26
申请号	CN201610859018.6	申请日	2016-09-28
[标]申请(专利权)人(译)	重庆理工大学		
申请(专利权)人(译)	重庆理工大学		
当前申请(专利权)人(译)	重庆理工大学		
[标]发明人	崔少国 刘超		
发明人	崔少国 刘超		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/08 A61B8/4477 A61B8/485 A61B8/5207		
审查员(译)	张玲玲		
其他公开文献	CN106175831A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种基于剪切波幅度和相位检测的组织粘弹性测量方法，使用声辐射力激励和超声回波检测两个探头同时进行检测，声辐射力激励探头产生推动波束，使组织产生一定频率的剪切波，超声回波检测探头产生检测波束，检测剪切波在传播路径上的幅度衰减和相位改变，通过幅度衰减系数和速度检测值估计出组织的弹性模量和粘性系数，即可以同时定量检测出组织的弹性模量和粘性系数，为多种疾病的诊断提供了精确丰富的力学参数信息，有利于拓展超声弹性成像的临床应用范围与层次水平；同时本发明仅使用一种频率剪切波即可进行检测，降低了系统复杂性和设计成本，提高检测效率，还避免高频率剪切波引起的相位检测噪声，提高力学组织参数检测的准确性。

