



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109745077 A

(43)申请公布日 2019.05.14

(21)申请号 201910147443.6

(22)申请日 2019.02.27

(71)申请人 天津大学

地址 300072 天津市南开区卫津路92号

(72)发明人 许燕斌 张胜男 董峰

(74)专利代理机构 天津市北洋有限责任专利代

理事务所 12201

代理人 程毓英

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

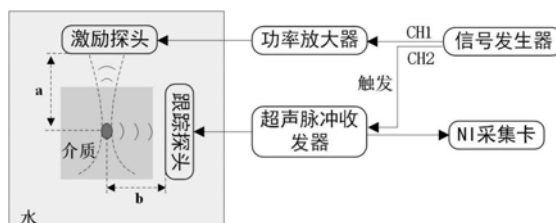
权利要求书1页 说明书5页 附图3页

(54)发明名称

基于聚焦超声声振信号的弹性特性检测方法

(57)摘要

本发明涉及一种基于聚焦超声声振信号的弹性特性检测方法,所采用的检测系统包括信号发生器、超声脉冲收发器、功率放大器、激励探头、跟踪探头、NI采集卡和计算机,通过激发激励探头,使其在聚焦区域产生ARF,引起聚焦区域介质的振动,进而发射二次超声波,检测二次超声波的幅值信息,评估介质的弹性特性。



1. 一种基于聚焦超声声振信号的弹性特性检测方法, 所采用的检测系统包括信号发生器、超声脉冲收发器、功率放大器、激励探头、跟踪探头、数据采集卡和计算机, 通过激发激励探头, 使其在聚焦区域产生ARF, 引起聚焦区域介质的振动, 进而发射二次超声波, 检测二次超声波的幅值信息, 评估介质的弹性特性。该方法包含以下步骤:

(1) 测量激励探头的焦距及焦斑尺寸, 确定激励探头、跟踪探头与介质之间的相对位置, 保证激励探头和跟踪探头的平面与介质表面平行; 选择激励探头与跟踪探头垂直放置的方案;

(2) 设备连接, 测量超声波在水中传播的声速以及在介质中传播的声速; 信号发生器产生的信号, 经过功率放大器放大之后用于激发激励探头;

(3) 调整跟踪探头位置, 使其位于激励探头焦斑的短轴延长线上;

(4) 使用单一频率信号激发激励探头, 在聚焦区域产生ARF, 引起介质振动, 并在聚焦区域激发二次超声波, 该超声波信号能够反映介质的弹性信息;

(5) 跟踪探头接收二次超声波信号, 该信号经过超声脉冲收发器放大, 采集到的超声波信号被送入计算机;

(6) 提取二次超声波信号的幅值 $p(d, \omega)$ 作为评估介质弹性特性的指标;

(7) 根据下列公式计算聚焦区域介质的杨氏模量 $E(o_1)$:

$$p(d, \omega) = \frac{F_{arf}(o_1) \sqrt{2(1+\nu)}}{\sqrt{\rho E(o_1)}} \frac{\exp(-j\omega d)}{4\pi d} \cos \theta$$

其中, ν 为介质的泊松比, ρ 为介质的密度, ω 为振动的角速度, 与激励探头的中心频率相关, d 为振动点 o_1 与检测点 o_2 之间的距离, c 为超声波波速, θ 为 o_1 、 o_2 的连线与聚焦区域长轴的夹角, $F_{arf}(o_1)$ 为聚焦超声波在聚焦区域由于能量变化产生的声辐射力, $F_{arf}(o_1) = \frac{2\alpha I}{c}$, 其中 α 为超声波在介质中传播的衰减系数, I 为声强, 其与声压的平方成正比。

基于聚焦超声声振信号的弹性特性检测方法

技术领域

[0001] 本发明属于超声弹性成像技术领域,涉及利用聚焦超声声辐射力激发的二次超声波信号检测介质弹性特性的方法,特别是一种基于聚焦超声声振信号的弹性特性检测方法。

背景技术

[0002] 生物组织的弹性特性是生物体内固有的力学属性,人体内不同的生物组织(特别是病变组织)中各部分的弹性特性存在差异,一些病理现象和生理活动均会引起生物组织弹性特性的变化,因此生物组织携带着丰富的生理和病理信息。触诊(Palpation)是最为传统的用来诊断生物组织弹性特性的方法之一,该方法简单易操作,但是其诊断结果大大依赖于医生的主观判断能力,而且当病变过小或位于身体较深的部位时,将不能被检测出来。

[0003] 超声波在生物组织的传播过程中由于吸收和反射等效应造成了能量密度的变化,由此产生声辐射力(Acoustic Radiation Force, ARF)。ARF作用到组织上,会产生轴向的压缩拉伸,进而产生位移,同时产生横向传播的剪切波。通过计算轴向位移,或者检测剪切波波速等信息,评估组织的弹性特性参数。1990年,Sugimoto(T Sugimoto,S Ueha and K Itoh, Tissue hardness measurement using the radiation force of focused ultrasound,《IEEE Symposium on Ultrasonics》,1990,171591)首次利用聚焦超声波产生的ARF对组织的硬度进行评估。近年来,基于ARF激励的弹性特性检测方法已经成为超声医学领域的热门课题。

[0004] 目前基于ARF激励的超声弹性检测方法的研究,主要可以概括为以下几个方面:

[0005] 1、基于暂态ARF的激励,使聚焦区域发生局部位移和横向传播的剪切波,利用ARF激励前后的超声回波信号计算组织发生的位移,估计其弹性特性;

[0006] 2、基于暂态ARF的激励,使聚焦区域发生局部位移和横向传播的剪切波,通过磁共振等技术对剪切波的传播进行监测,实现对生物组织弹性特性的定量分析;

[0007] 3、基于谐波ARF的激励,使聚焦区域产生谐波振动,进而向外辐射声波,使用水听器等设备检测声波的幅值和相位等信息,评估组织的弹性特性。

[0008] 目前文献中提及利用暂态ARF激励计算聚焦区域发生的局部位移,2000年,美国杜克大学的Nightingale领导的研究组(K R Nightingale,R W Nightingale,M L Palmeri, and G E Trahey,A Finite Element Model of Remote Palpation of Breast Lesions Using Radiation Force:Factors Affecting Tissue Displacement,《Ultrasonic Imaging》,2000,22:35-54)首次对ARF引起的组织位移进行研究,使用传统的方法(多普勒/脉冲回波检测位移)检测组织发生的位移,估计其弹性特性,并提出了影响位移的因素。2005年,美国专利(US 20050215899A1)公开了一种关于ARFI成像的方法和系统。

[0009] 目前文献中提及利用暂态ARF激励监测剪切波的传播,1998年,Sarvazyan(A P Sarvazyan,O V Rudenko,S D Swanson,J B Fowlkes and S Y Emelianov,Shear wave elasticity imaging:a new ultrasonic technology of medical diagnostics,

《Ultrasound in Medicine&Biology》,1998,24:1419-1435)首次提出剪切波弹性成像方法(ShearWave Elasticity Imaging,SWEI)。该方法运用高强度的声压信号激励聚焦超声换能器,产生的ARF作用于组织,使其产生纵向位移和横向传播的剪切波,利用磁共振技术对剪切波的传播进行监测,从而实现对生物组织弹性特性的定量分析。

[0010] 目前文献中提及利用谐波ARF激励,检测由振动引起的声波信息,1998年,Fatemi等人(M Fatemi and J F Greenleaf,Ultrasound-StimulatedVibro-Acoustic Spectrography,《Science》,1998,280:82-85)提出了声振动成像方法并通过实验证明了该方法的可行性。该方法使用两个具有微小频差 Δf (一般为几百Hz至数十kHz)的正弦信号分别激励两个共焦的超声换能器,使得在聚焦区域产生周期性低频振荡的ARF,导致组织产生谐波振动,进而向外辐射频率为 Δf 的声波,这种声波同时包含了聚焦区域组织的弹性信息和声衰减信息,使用水听器检测声波的幅值和相位等信息,评估组织的弹性属性。2010年美国专利(US 007785259 B2)公开了振动声成像的方法。

[0011] 现有基于暂态ARF激励的弹性特性检测的研究中,其激励信号时序包含三部分:首先需要激发跟踪探头,获得被测区域初始位置的超声测量信号;然后激发激励探头,使其在聚焦区域产生ARF,产生纵向位移和横向传播的剪切波;最后再次激发跟踪探头,获得被测区域发生位移后的超声测量信号。将两组超声测量信号使用互相关等算法进行处理,得到组织发生的位移或剪切波传播速度等信息,评估聚焦区域的弹性属性。由上述步骤可以看出,该方法步骤比较多,需要的时间较长;由于该方法引起的位移为微米级,因此该方法较高采样频率的测量系统,或者使用上采样等技术增加数据量;并且其检测的分辨率依赖于不同的算法,不同的参数选取等因素。而现有的基于谐波ARF激励的方法直接检测介质振动激发的低频声波,由于该声波频率很低,衰减较慢,因此具有较高的分辨率,但是该方法中谐波ARF需要由两个具有微小频差的共焦超声换能器同时激励或者幅值调制的方法产生,共焦超声换能器结构复杂,且两束超声波在传播的过程中会产生驻波,影响检测的精度;使用幅值调制方法时,在传感器的整个表面发生能量调制,振荡的ARF会对传感器的表面产生影响。

发明内容

[0012] 本发明的目的在于提出一种基于聚焦超声声振信号的弹性特性检测方法,降低对测量系统的要求,简化检测步骤,快速实时的检测介质弹性特性,提高生物组织弹性特性检测的分辨率。为实现上述目的,本发明采用的技术方案是:

[0013] 一种基于聚焦超声声振信号的弹性特性检测方法,所采用的检测系统包括信号发生器、超声脉冲收发器、功率放大器、激励探头、跟踪探头、数据采集卡和计算机,通过激发激励探头,使其在聚焦区域产生ARF,引起聚焦区域介质的振动,进而发射二次超声波,检测二次超声波的幅值信息,评估介质的弹性特性,该方法包含以下步骤:

[0014] (1) 测量激励探头的焦距及焦斑尺寸,确定激励探头、跟踪探头与介质之间的相对位置,保证激励探头和跟踪探头的平面与介质表面平行;选择激励探头与跟踪探头垂直放置的方案;

[0015] (2) 设备连接,测量超声波在水中传播的声速以及在介质中传播的声速;信号发生器产生的信号,经过功率放大器放大之后用于激发激励探头;

[0016] (3) 调整跟踪探头位置,使其位于激励探头焦斑的短轴延长线上;

[0017] (4) 使用单一频率信号激发激励探头,在聚焦区域产生ARF,引起介质振动,并在聚焦区域激发二次超声波,该超声波信号能够反映介质的弹性信息;

[0018] (5) 跟踪探头接收二次超声波信号,该信号经过超声脉冲收发器放大,采集到的超声波信号被送入计算机;

[0019] (6) 提取二次超声波信号的幅值 $p(d, \omega)$ 作为评估介质弹性特性的指标;

[0020] (7) 根据下列公式计算聚焦区域介质的杨氏模量 $E(o_1)$:

$$[0021] \quad p(d, \omega) = \frac{F_{arf}(o_1) \sqrt{2(1+\nu)} \exp\left(\frac{-j\omega d}{c}\right)}{\sqrt{\rho E(o_1)} 4\pi d} \cos \theta$$

[0022] 其中, ν 为介质的泊松比, ρ 为介质的密度, ω 为振动的角速度,与激励探头的中心频率相关, d 为振动点 o_1 与检测点 o_2 之间的距离, c 为超声波波速, θ 为 o_1 、 o_2 的连线与聚焦区域长轴的夹角, $F_{arf}(o_1)$ 为聚焦超声波在聚焦区域由于能量变化产生的声辐射力, $F_{arf}(o_1) = \frac{2\alpha I}{c}$,

其中 α 为超声波在介质中传播的衰减系数, I 为声强,其与声压的平方成正比。

[0023] 本发明与传统的超声弹性特性检测技术相比,使用单一频率信号激发激励探头,避免了谐波ARF激励过程中驻波的影响,提高检测的分辨率;由于只需检测由ARF激发的二次超声波信号的幅值等信息,进行简单的数据处理,不需要获得被测区域初始位置的参考信息,使用相关算法计算位移或剪切波速度等,降低了对测量系统采样频率的要求,避免了不同算法以及不同参数对检测结果精度造成的影响,简化了检测步骤,缩短了检测过程中所需要的时间,有望实现对组织弹性特性的实时检测。

附图说明

[0024] 图1为本发明的系统结构示意图;

[0025] 图2为本发明的操作流程图;

[0026] 图3为本发明的原理示意图;

[0027] 图4为本发明的实例,为使用本发明测量到的两个含有相同浓度(5%),不同成分(琼脂和明胶)仿体的二次超声波信号。

具体实施方式

[0028] 结合附图和实施例对本发明的基于聚焦超声声振信号的弹性特性检测方法加以说明。

[0029] 本发明通过使用高能量的声压信号激发激励探头,使其在聚焦区域产生较大的ARF,引起聚焦区域介质的振动,进而发射二次超声波,结合谐波ARF激励中,使用声波幅值检测介质弹性特性的方法,提出一种基于聚焦超声声振信号的弹性特性检测的方法。

[0030] 本发明的基于聚焦超声声振信号的弹性特性检测方法的系统结构示意图,如图1所示,其主要由信号发生器、超声脉冲收发器、功率放大器、激励探头、跟踪探头以及NI采集卡构成;信号发生器CH1通道产生的信号,经过功率放大器放大之后用于激发激励探头;超声脉冲收发器的mode2(接收模式)端口与跟踪探头连接,RF OUT端口与NI采集卡连接,用于

实验数据的采集。此外信号发生器CH2通道产生的信号,连接NI采集卡,用于实现激励探头激发时刻的定位。基于聚焦超声声振信号的弹性特性检测方法的操作流程图如图2所示,大概可以分为以下几个步骤:

[0031] 1、建立模型,测量激励探头的焦距及焦斑尺寸,确定激励探头、跟踪探头与介质之间的相对位置。

[0032] 使用水听器测量激励探头的焦距及焦斑尺寸,保证激励探头和跟踪探头的平面与介质表面平行,且激励探头与跟踪探头垂直放置。由于ARF引起的二次超声波幅值与激发激励探头的声压信号幅值相比较小,如果跟踪探头与激励探头相对放置,跟踪探头接收到的透射信号会淹没产生的二次超声波信号,导致检测失败,因此选择激励探头与跟踪探头垂直放置的方案。

[0033] 2、设备连接,测量超声波在水中传播的声速以及在介质中传播的声速。

[0034] 首先使用超声脉冲收发器的mode1(自发自收模式)端口与激励探头连接,测量并计算超声波在水中传播的声速以及在介质中传播的声速。该方法的检测系统主要由信号发生器、超声脉冲收发器、功率放大器、激励探头、跟踪探头以及示波器构成。信号发生器CH1通道产生的信号,经过功率放大器放大之后用于激发激励探头;超声脉冲收发器的mode2(接收模式)端口与跟踪探头连接,RF OUT端口与NI采集卡连接,用于实验数据的采集。此外信号发生器CH2通道产生的信号,连接示波器,用于实现激励探头激发时刻的定位。其中跟踪探头可以使用水听器代替,同于超声波信号的检测。

[0035] 3、调整跟踪探头位置,使其位于激励探头焦斑的短轴延长线上。

[0036] 调整跟踪探头的位置,使其位于激励探头焦斑短轴延长线上,当跟踪探头接收到的信号最大时,调整完毕。

[0037] 4、确定激发激励探头信号的幅值和时序,跟踪探头不激发。

[0038] 信号发生器CH1通道产生的中心频率为1MHz,持续时间为5 μ s,PRF为500Hz(2ms)的正弦波信号,经过功率放大器放大之后峰峰值为80V;CH2通道产生中心频率为1MHz,PRF为500Hz(2ms)的单周期方波信号。

[0039] 5、使用步骤4信号发生器CH1通道确定的信号激发激励探头,在聚焦区域产生ARF,并引起介质振动,在聚焦区域激发二次超声波。

[0040] 超声波在生物组织的传播过程中由于吸收和反射等效效应造成了能量密度的变化,由此产生声辐射力(Acoustic Radiation Force, ARF),其表达公式为

$$[0041] \quad F_{arf} = \frac{2\alpha I}{c}$$

[0042] 其中 α 为组织的衰减系数, c 为超声波波速, I 为声强,其正比于声压 p_0 的平方,即

$$[0043] \quad I \propto \frac{p_0^2}{\rho c}$$

[0044] 其中 ρ 为介质密度。

[0045] ARF作用于聚焦区域,使得聚焦区域发生振动,进而引起周围介质激发声场,如图3所示,其中振幅 A 可以表示为

$$[0046] \quad A = \frac{F_{arf}}{Z_m}$$

[0047] 其中 Z_m 为介质的机械阻抗,表示为 $Z_m = \rho c_T$, c_T 为介质的剪切波波速,其与介质的弹性特性有关,表示为 $c_T = \sqrt{\frac{E}{2(1+\nu)\rho}}$, ν 为介质的泊松比,为反映介质横向变形的弹性常数。

[0048] 由于本发明的方法为非侵入式,即使用跟踪探头在激发声场的远场端进行检测,因此需考虑超声波的传输特性。假设在聚焦区域 o_1 点产生的声辐射力大小为 $F_{ARF}(o_1)$,位于 o_2 处的跟踪探头检测到的声压 $p(d, \omega)$ 表示为

$$[0049] \quad p(d, \omega) = \frac{F_{ARF}(o_1)}{Z_m(o_1)} T(d, \omega) \cos \theta$$

[0050] 其中 ω 为振动的角速度,与激励探头的中心频率相关, d 为振动点 o_1 与检测点 o_2 之间的距离, θ 为 o_1 、 o_2 的连线与聚焦区域长轴的夹角, $T(d)$ 为超声波的传输特性,表示为

$$[0051] \quad T(d, \omega) = \frac{\exp\left(\frac{-j\omega d}{c}\right)}{4\pi d}$$

[0052] 因此,跟踪探头检测到的二次超声波信号与介质的杨氏模量之间的关系为

$$[0053] \quad p(d, \omega) = \frac{F_{arf}(o_1) \sqrt{2(1+\nu)}}{\sqrt{\rho E(o_1)}} \frac{\exp\left(\frac{-j\omega d}{c}\right)}{4\pi d} \cos \theta$$

[0054] 由此可见,二次超声波信号与介质杨氏模量的平方根成反比,即介质越硬,产生的超声波信号幅值越小。

[0055] 6、跟踪探头检测由步骤5引起的二次超声波。

[0056] 跟踪探头不激发,只接收由步骤5引起的二次超声波信号,其接收到的超声波信号经过超声脉冲收发器放大,传输到NI采集卡,放大增益为45dB。

[0057] 7、处理步骤6检测到的超声波信号,评估介质的弹性特性。

[0058] 对步骤6中示波器采集到的数据进行处理,提取超声波信号的幅值直接作为评估介质弹性特性的指标。但是提取的特性值不限于信号的幅值,还可以检测其相位、能量等信息。

[0059] 本发明对两个具有相同浓度(5%),不同成分(琼脂和明胶)的仿体进行实验验证,经测量水的声速和密度分别为 $v_{水} = 1475.1 \text{m/s}$ 、 $\rho_{水} = 1000 \text{kg/m}^3$,琼脂的声速和密度为 $v_{琼脂} = 1508.3 \text{m/s}$ 、 $\rho_{琼脂} = 966 \text{kg/m}^3$,明胶的声速和密度为 $v_{明胶} = 1496.2 \text{m/s}$ 、 $\rho_{明胶} = 968 \text{kg/m}^3$,可以计算出琼脂和明胶的声阻抗与水的声阻抗近似相等,而二者的杨氏模量 E 与浓度 C 之间的关系分别为 $E_{琼脂} = 0.349C^{1.87}$ 、 $E_{明胶} = 0.0034C^{2.09}$,由公式可以看出,二者的硬度相差很大。其检测到的超声信号如图4所示。

[0060] 本发明的基于聚焦超声声振信号的弹性特性检测方法,其主要应用于生物组织的弹性特性检测,但也可应用于其他具有弹性特性的被测介质检测。

[0061] 本实施例使用高能量的声压信号激发激励探头,使其在聚焦区域产生较大的ARF,引起聚焦区域介质的振动,进而发射二次超声波,通过使用跟踪探头(或水听器)检测该超声波的幅值、相位以及能量等信息,评估聚焦区域的弹性特性。降低对测量系统的要求,简化检测步骤,快速实时的检测介质弹性特性,提高生物组织弹性特性检测的分辨率的目的。

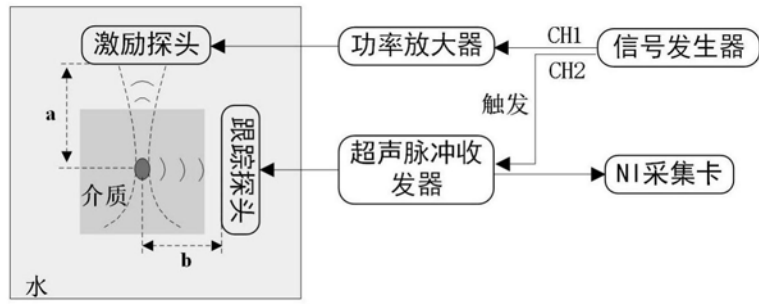


图1

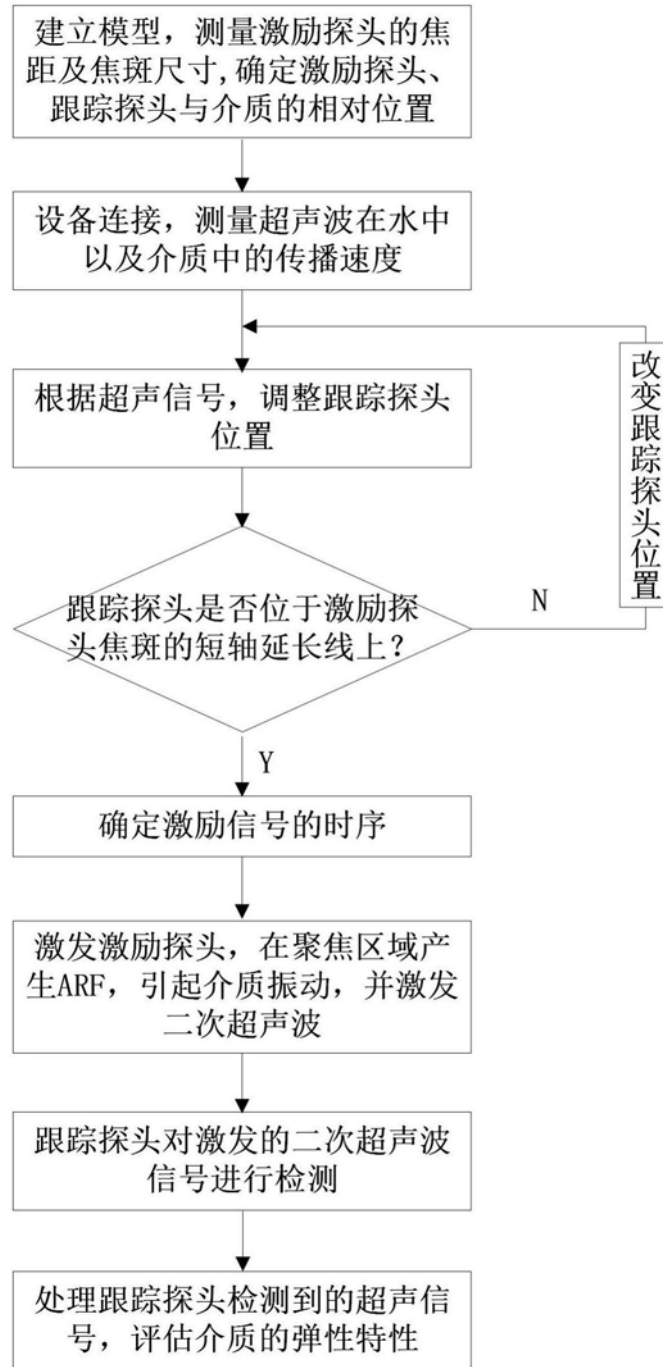


图2

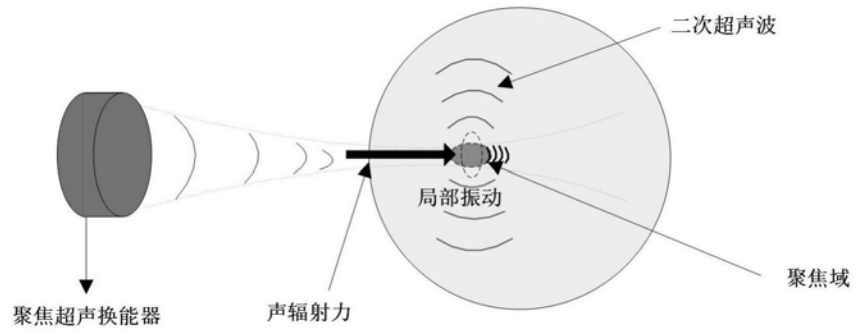


图3

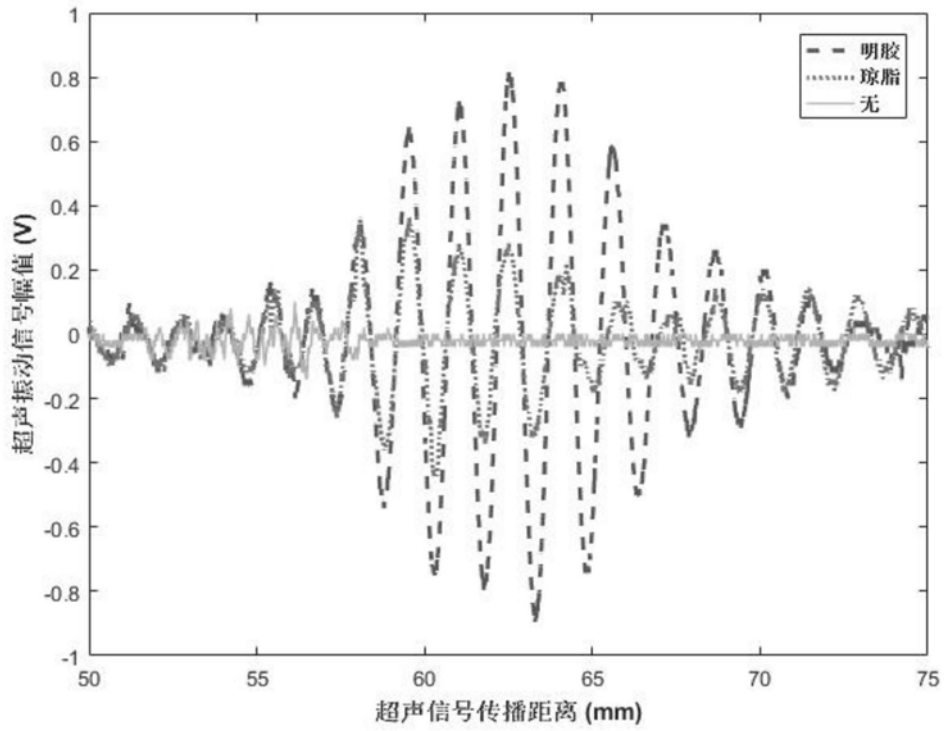


图4

专利名称(译)	基于聚焦超声声振信号的弹性特性检测方法		
公开(公告)号	CN109745077A	公开(公告)日	2019-05-14
申请号	CN201910147443.6	申请日	2019-02-27
[标]申请(专利权)人(译)	天津大学		
申请(专利权)人(译)	天津大学		
当前申请(专利权)人(译)	天津大学		
[标]发明人	许燕斌 张胜男 董峰		
发明人	许燕斌 张胜男 董峰		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种基于聚焦超声声振信号的弹性特性检测方法，所采用的检测系统包括信号发生器、超声脉冲收发器、功率放大器、激励探头、跟踪探头、NI采集卡和计算机，通过激发激励探头，使其在聚焦区域产生ARF，引起聚焦区域介质的振动，进而发射二次超声波，检测二次超声波的幅值信息，评估介质的弹性特性。

