



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110547825 A

(43)申请公布日 2019.12.10

(21)申请号 201910828538.4

(22)申请日 2019.09.03

(71)申请人 上海交通大学

地址 200240 上海市闵行区东川路800号

(72)发明人 刘洪海 闫纪朋 杨兴晨 陈镇枫

赵诣 王志永

(74)专利代理机构 上海旭诚知识产权代理有限公司

公司 31220

代理人 郑立

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

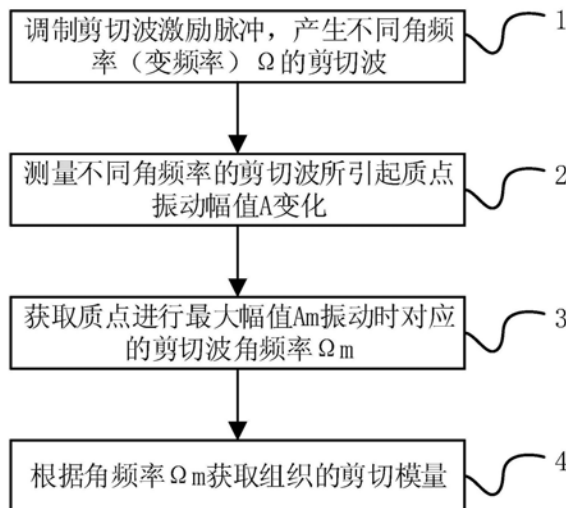
权利要求书1页 说明书4页 附图2页

(54)发明名称

一种基于多频剪切波幅值分析的超声弹性成像技术

(57)摘要

本发明公开了一种基于多频剪切波幅值分析的超声弹性成像技术,涉及医学成像领域和人机接口领域。对剪切波的激励脉冲进行调制,使其产生不同的角频率剪切波;测量不同频率剪切波所引起的组织中质点的振动幅值;对在不同角频率下剪切波中的质点振动幅值进行对比,得到最大质点振动幅值所对应的剪切波角频率;根据该角频率获得剪切波的波速或组织的剪切模量或剪切波的波速和组织的剪切模量。本发明无需对幅值进行绝对值的测量,而是进行相对值的测量,幅值信息相对于现有技术中常用的相位信息在被测量时具有更高的抗干扰性;且可通过两个超声振元实现,易于实现便携化,在人机接口领域有着极大的应用潜力。



1. 一种基于多频剪切波幅值分析的超声弹性成像技术,其特征在于,包括以下步骤:
步骤1、对剪切波的激励脉冲进行调制,使其产生不同的角频率的所述剪切波;
步骤2、测量不同所述角频率的所述剪切波所引起的组织中质点振动幅值;
步骤3、对在不同所述角频率下所述剪切波的所述质点振动幅值进行对比,得到最大所述质点振动幅值所对应的所述剪切波的所述角频率;
步骤4、根据所述角频率获得所述剪切波的波速或所述组织的剪切模量或所述剪切波的波速和所述组织的剪切模量。
2. 如权利要求1所述的一种基于多频剪切波幅值分析的超声弹性成像技术,其特征在于,所述步骤1的所述剪切波的激励脉冲包括连续激励脉冲。
3. 如权利要求1所述的一种基于多频剪切波幅值分析的超声弹性成像技术,其特征在于,所述步骤1包括软件方式和硬件方式调制。
4. 如权利要求1所述的一种基于多频剪切波幅值分析的超声弹性成像技术,其特征在于,所述步骤1包括 $\varphi^2 = \sin(\Omega t)$ 声辐射力调制方式和扫频方式调制。
5. 如权利要求4所述的一种基于多频剪切波幅值分析的超声弹性成像技术,其特征在于,所述扫频方式包括线性扫频和对数扫频。
6. 如权利要求1所述的一种基于多频剪切波幅值分析的超声弹性成像技术,其特征在于,所述步骤1所采用的探头包括声辐射力激励振元和超声回波检测振元。
7. 如权利要求6所述的一种基于多频剪切波幅值分析的超声弹性成像技术,其特征在于,所述声辐射力激励振元和所述超声回波检测振元并列放置。
8. 如权利要求6所述的一种基于多频剪切波幅值分析的超声弹性成像技术,其特征在于,所述声辐射力激励振元和所述超声回波检测振元同轴放置。
9. 如权利要求1所述的一种基于多频剪切波幅值分析的超声弹性成像技术,其特征在于,所述步骤3建立所述剪切波的波速和最大所述质点振动幅值所对应所述角频率的关系模型。
10. 如权利要求1所述的一种基于多频剪切波幅值分析的超声弹性成像技术,其特征在于,所述步骤3建立所述组织的剪切模量和最大所述质点振动幅值所对应所述角频率的关系模型。

一种基于多频剪切波幅值分析的超声弹性成像技术

技术领域

[0001] 本发明涉及医学成像领域和人机接口领域,尤其涉及一种基于多频剪切波幅值分析的超声弹性成像技术。

背景技术

[0002] 超声弹性成像为近年来新兴的组织成像技术,其可以用来获得人体组织的弹性信息,且人体的正常组织和病变组织表现为不同的弹性,因而该技术在医疗诊断领域中得到了广泛的研究和应用。

[0003] 另一方面,人机接口能够采集人体的生理信号,通过处理能够获得人体的运动意图,进一步可用于控制外部设备。而骨骼肌等组织在不同的运动状态下也具有不同的弹性系数。因此,超声弹性成像技术可以为人机接口提供可以用于运动意图识别的组织弹性信息,该技术在人机接口领域有着巨大的潜在应用。

[0004] 无论在医学成像领域,还是在人机接口领域,对生物组织弹性模量测量精度的提升一直是技术研究和产业化的热门。特别地,人机接口的使用人群包括可穿戴设备爱好者及截肢患者,该人群在使用过程中通常对设备的便携性有着较高的要求。具有高精度且可易于被简单设备实现的组织弹性测量方法将有着更加广泛的市场需求。

[0005] 由于软生物组织中含有固体分量(如细胞、肌纤维等),人体软组织既可以传递纵波,也可以传递低速的剪切波。现有超声弹性成像技术的分支包括对组织的杨氏模量进行成像和对组织的剪切模量进行成像。因为组织中传递的剪切波波速和组织的剪切模量有关($c_t = \sqrt{\mu/\rho}$, c_t 为剪切波波速, μ 为剪切模量, ρ 为组织密度),现针对剪切模量的测量多是根据剪切波波速测量实现的,并且基于该方式的剪切波弹性成像技术已经实现了商业化。

[0006] 然而,测量剪切波波速的实现过程中存在着诸多问题。比如,测量剪切波首先需要对剪切波进行追踪,追踪方式大多为先获取剪切波的相位等信息,根据剪切波相位,计算剪切波传递的时间,结合剪切波传递的距离,计算剪切波的波速。获取剪切波相位信息的准确度受超声信号的脉冲重复率、采样率和噪声等影响。除此之外,剪切波波速的计算需要剪切波传递一定的距离,该过程对剪切波弹性成像的方式有很强的限制,探头声场需要足够大,所覆盖剪切波传递的范围足以用于计算其波速。换言之,该种测量方式只能通过线阵等多振元超声(B超)探头实现,在不依靠移动平台的情况下,该种测量方式无法通过单(双)振元探头实现。基于剪切波波速测量的弹性模量计算方法,导致所需的设备通常价格昂贵、复杂且沉重。因此,在获取生物组织的剪切模量过程中,采用测量剪切波波速的方式不仅限制其测量精度,而且限制剪切模量测量的应用场景。

[0007] 因此,本领域的技术人员致力于开发一种测量组织剪切模量的新方法,以改善剪切模量的测量精度,同时降低剪切模量测量过程中所需设备的复杂度,推进人体组织弹性测量设备的便携化和穿戴化实现。

发明内容

[0008] 有鉴于现有技术的上述缺陷,本发明所要解决的技术问题是提高测量生物组织的剪切模量的精度和抗干扰能力,降低设备复杂度。

[0009] 为实现上述目的,本发明提供了一种基于多频剪切波幅值分析的超声弹性成像技术,包括以下步骤:

[0010] 步骤1、对剪切波的激励脉冲进行调制,使其产生不同的角频率的所述剪切波;

[0011] 步骤2、测量不同所述角频率的所述剪切波所引起的组织中质点振动幅值;

[0012] 步骤3、对在不同所述角频率下所述剪切波的所述质点振动幅值进行对比,得到最大所述质点振动幅值所对应的所述剪切波的所述角频率;

[0013] 步骤4、根据所述角频率获得所述剪切波的波速或所述组织的剪切模量或所述剪切波的波速和所述组织的剪切模量。

[0014] 进一步地,所述步骤1的所述剪切波的激励脉冲包括连续激励脉冲。

[0015] 进一步地,所述步骤1包括软件方式和硬件方式调制。

[0016] 进一步地,所述步骤1包括声辐射力调制方式和扫频方式调制。

[0017] 进一步地,所述扫频方式包括线性扫频和对数扫频。

[0018] 进一步地,所述步骤1所采用的探头包括声辐射力激励振元和超声回波检测振元。

[0019] 进一步地,所述声辐射力激励振元和所述超声回波检测振元并列放置。

[0020] 进一步地,所述声辐射力激励振元和所述超声回波检测振元同轴放置。

[0021] 进一步地,所述步骤3建立所述剪切波的波速和最大所述质点振动幅值所对应所述角频率的关系模型。

[0022] 进一步地,所述步骤3建立所述组织的剪切模量和最大所述质点振动幅值所对应所述角频率的关系模型。

[0023] 本发明与现有技术相比较,具有如下显而易见的实质性特点和显著优点:

[0024] 本发明通过对比不同频率剪切波下的质点振动幅值,获取最大振动幅值所对应的最大角频率;通过剪切波最大幅值所对应的激励频率和利用该频率与剪切模量或者剪切波波速间的关系模型,获取剪切模量或者剪切波波速。本发明所提出方法无需对幅值进行绝对值的测量,而是进行相对值的测量,幅值信息相对于现有技术中常用的相位信息在被测量时具有更高的抗干扰性。所提出方法可通过两个超声振元实现,易于实现便携化,在人机借口领域有着极大的应用潜力。

[0025] 以下将结合附图对本发明的构思、具体结构及产生的技术效果作进一步说明,以充分地了解本发明的目的、特征和效果。

附图说明

[0026] 图1是本发明的一个较佳实施例的方法流程图;

[0027] 图2是本发明的一个较佳实施例的特定剪切模量或剪切波速下,质点振动幅值A随频率 Ω 的变化;

[0028] 图3是本发明的一个较佳实施例的不同剪切波波速下的最大幅值A所对应的角频率 Ω_m ;

[0029] 图4是本发明的一个较佳实施例的声辐射力激励振元和超声回波检测振元并列放

置；

[0030] 图5是本发明的一个较佳实施例的声辐射力激励振元和超声回波检测振元同轴放置。

具体实施方式

[0031] 以下参考说明书附图介绍本发明的多个优选实施例,使其技术内容更加清楚和便于理解。本发明可以通过许多不同形式的实施例来得以体现,本发明的保护范围并非仅限于文中提到的实施例。

[0032] 在附图中,结构相同的部件以相同数字标号表示,各处结构或功能相似的组件以相似数字标号表示。附图所示的每一组件的尺寸和厚度是任意示出的,本发明并没有限定每个组件的尺寸和厚度。为了使图示更清晰,附图中有些地方适当夸大了部件的厚度。

[0033] 图1是本发明的一个较佳实施例的方法流程图。本发明所提出的方法可分为四步进行实现:

[0034] 1. 本发明所提出的方法需要对剪切波的激励脉冲包括但不限于连续激励脉冲进行调制,使其产生不同的角频率 Ω 剪切波;

[0035] 2. 测量不同频率剪切波所引起的组织中质点的振动幅值A;

[0036] 3. 对在不同角频率 Ω 下剪切波中的质点振动幅值进行对比,得到最大质点振动幅值 A_m 所对应的剪切波角频率 Ω_m ;

[0037] 4. 根据该角频率 Ω_m 获得剪切波的波速 c_t 或组织的剪切模量 μ 或剪切波的波速 c_t 和组织的剪切模量 μ 。

[0038] 本发明的理论原理基于剪切波的产生与传递方程。以圆形活塞辐射声场为例,在该声场中,剪切波所引起的质点振动位移 s_x 如下式所示:

$$[0039] \quad s_x(x, r) = \frac{\alpha a^2 I}{2c\rho} e^{-2\alpha x} \int_0^\infty \frac{e^{-\frac{a^2 f^2 \beta^2}{8}} J_0(\beta r) \beta d\beta}{\sqrt{\beta^2 c_t^2 - \beta^4 v^4 / 4}} \int_0^t \phi^2(\Omega t') e^{-\frac{\beta^2 v}{2}(t-t')} \sin\left((t-t')\sqrt{\beta^2 c_t^2 - \beta^4 v^4 / 4}\right) dt'$$

[0040] 其中, α 为声衰减系数, a 圆形活塞换能器的半径, c 为纵波声速, ρ 为组织密度, f 为声场描述, I 为声场的发射声强, J_0 为零阶的一类贝塞尔函数, v 为组织粘度, x 为质点到活塞换能器发射平面的距离, r 为质点到平面活塞换能器轴线的距离, $\phi(\Omega t)$ 剪切波激励信号的包络,可对声辐射力进行调制。

[0041] 当调制声辐射力激励信号以达到 $\phi^2 = \sin(\Omega t)$ 时,剪切波所引起的质点振动位移 s_x 如下式所示:

$$[0042] \quad s_x(x, r) = \frac{\alpha a^2 I}{2c\rho} e^{-2\alpha x} \int_0^\infty \frac{e^{-\frac{a^2 f^2 \beta^2}{8}} J_0(\beta r) \beta}{\sqrt{(\beta^2 c_t^2 - \Omega^2)^2 + (\Omega \beta^2 v)^2}} \sin\left(\Omega t - \arctan \frac{\Omega \beta^2 v}{\beta^2 c_t^2 - \Omega^2}\right) d\beta$$

[0043] 在实际测量过程中,选定测量所用换能器和换能器的激励强度后,并主要考虑待测组织中剪切模量 μ 或横波波速 c_t 的变化,特定位置质点由剪切波所引起的运动将由剪切模量 μ 或横波波速 c_t 及角频率 Ω 决定。其中,角频率 Ω 可以人为控制。

[0044] 因此,可以通过软件或硬件等方式,对激励波形(声辐射力)进行调制,产生不同角

频率 Ω 的剪切波。

[0045] 特定参数下,检测特定剪切模量 μ 或横波波速 c_t 下,质点振动位移 s_x 的归一化幅值A与角频率 Ω 的变化关系如图2所示。

[0046] 可根据图2进一步获得最大幅值 A_m 所对应的角频率 Ω_m ,在所选定的参数下,不同剪切波波速 c_t 所对应的频率 Ω_m 如图3所示。可见,剪切波波速 c_t 和频率 Ω_m 有着很强的关系,而在本发明所选定的参数下表现为线性。

[0047] 根据剪切波波速 c_t 和频率 Ω_m 的关系模型,可以由已知量频率 Ω_m 获得剪切波波速 c_t 或剪切模量 μ 。

[0048] 在探头布置方面,上述方式即可以通过将声辐射力激励振元5和超声回波检测振元6进行并列放置,如图4,也可以将声辐射力激励振元5和超声回波检测振元6进行同轴放置,如图5。示意图只是提供振元放置方式的基本解释说明,并不将振元数目限制为2个,即使本发明所提出的方法可以仅通过2个振元实现。

[0049] 本发明提出了一种新的检测组织剪切弹性的方式,与现有技术检测相位信息进行剪切波的波速计算不同,本发明是检测剪切波在不同激励条件下的幅值变化,确定最大幅值所对应的激励频率,并根据该激励频率与剪切模量或者剪切波波速间的关系模型获取剪切模量或剪切波波速。进一步地,本发明所提出方法并非是检测剪切波所引起质点位移的绝对值,而是在不同激励频率下变化的相对值,相对检测剪切波的相位信息而言,所提出方法具有更强的抗干扰能力。

[0050] 本发明通过剪切波最大幅值所对应的激励频率和利用该频率与剪切模量或者剪切波波速间的关系模型,获取剪切模量或者剪切波波速。

[0051] 所提出方法不限于上述的 $\varphi^2 = \sin(\Omega t)$ 声辐射力调制方式,还包括但不限于频率的扫频方式,如线性扫频和对数扫频。

[0052] 所提出方法不限于应用于上述的探头或振元布置方式,包括但不限于不同的振元数目,振元的谐振频率和振元大小。

[0053] 所提出方法中不仅限于建立剪切波波速和最大幅值所对应频率的关系模型,还包括剪切模量和最大幅值所对应频率的关系模型。因为剪切波波速与剪切模量在一定范围内等效。

[0054] 以上详细描述了本发明的较佳具体实施例。应当理解,本领域的普通技术无需创造性劳动就可以根据本发明的构思作出诸多修改和变化。因此,凡本技术领域技术人员依本发明的构思在现有技术的基础上通过逻辑分析、推理或者有限的实验可以得到的技术方案,皆应在由权利要求书所确定的保护范围内。

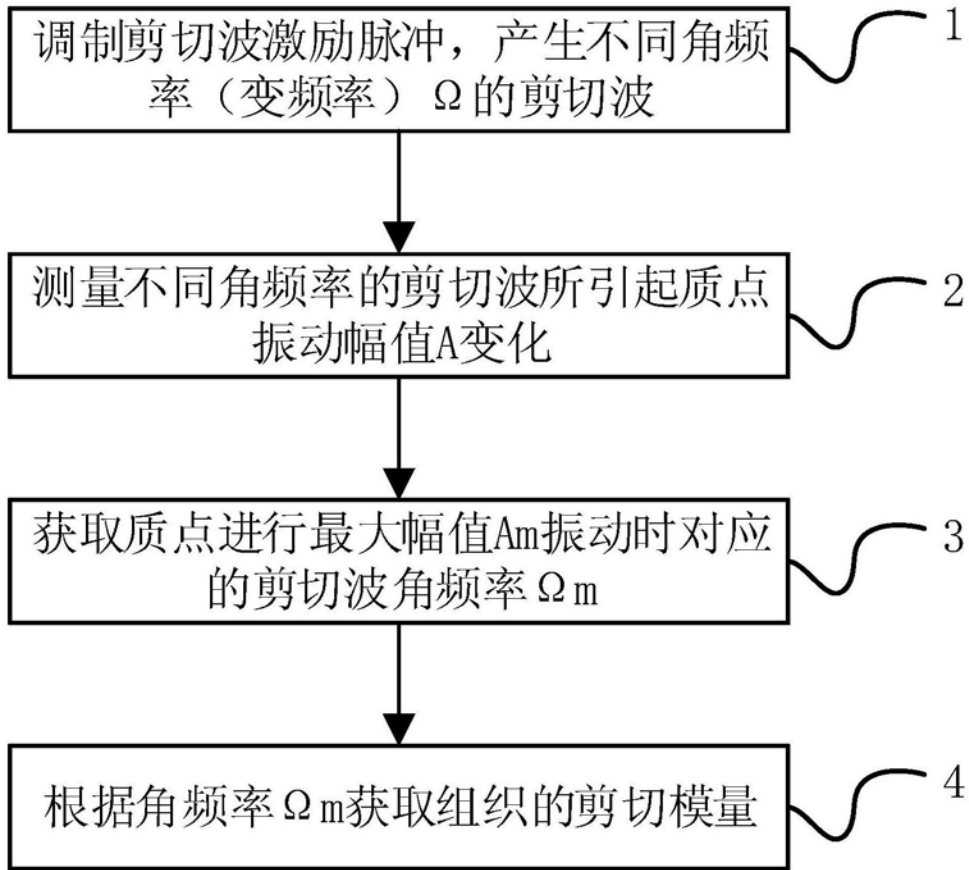


图1

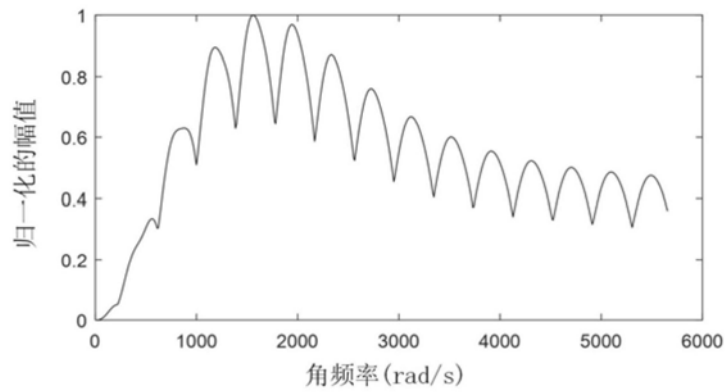


图2

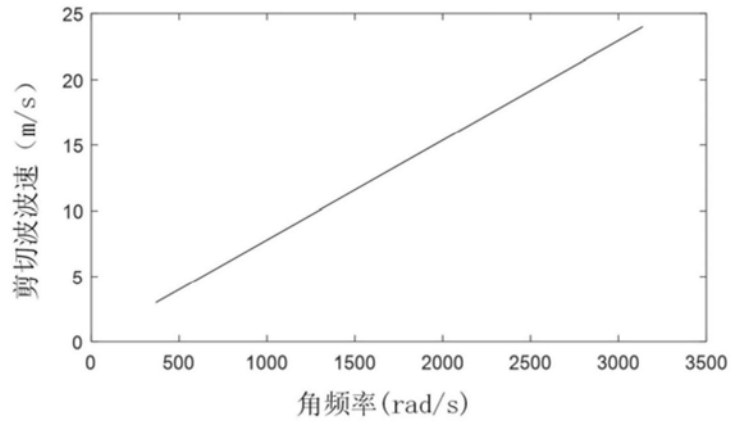


图3

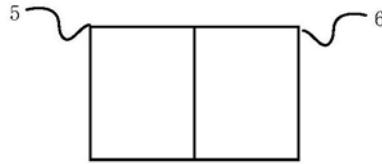


图4

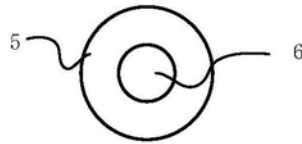


图5

专利名称(译)	一种基于多频剪切波幅值分析的超声弹性成像技术		
公开(公告)号	CN110547825A	公开(公告)日	2019-12-10
申请号	CN201910828538.4	申请日	2019-09-03
[标]申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
当前申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
[标]发明人	刘洪海 闫纪朋 杨兴晨 陈镇枫 赵诣 王志永		
发明人	刘洪海 闫纪朋 杨兴晨 陈镇枫 赵诣 王志永		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/4444 A61B8/4483 A61B8/485 A61B8/5207		
代理人(译)	郑立		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于多频剪切波幅值分析的超声弹性成像技术，涉及医学成像领域和人机接口领域。对剪切波的激励脉冲进行调制，使其产生不同的角频率剪切波；测量不同频率剪切波所引起的组织中质点的振动幅值；对在不同角频率下剪切波中的质点振动幅值进行对比，得到最大质点振动幅值所对应的剪切波角频率；根据该角频率获得剪切波的波速或组织的剪切模量或剪切波的波速和组织的剪切模量。本发明无需对幅值进行绝对值的测量，而是进行相对值的测量，幅值信息相对于现有技术中常用的相位信息在被测量时具有更高的抗干扰性；且可通过两个超声振元实现，易于实现便携化，在人机借口领域有着极大的应用潜力。

