



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104605891 B

(45)授权公告日 2017.05.31

(21)申请号 201410852544.0

审查员 侯倩

(22)申请日 2014.12.31

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104605891 A

(43)申请公布日 2015.05.13

(73)专利权人 中国科学院苏州生物医学工程技术研究所

地址 215613 江苏省苏州市苏州高新区科技城科灵路88号

(72)发明人 焦阳 顾天明 崔峭峤 徐杰

(74)专利代理机构 上海脱颖律师事务所 31259

代理人 李强

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

权利要求书2页 说明书8页 附图3页

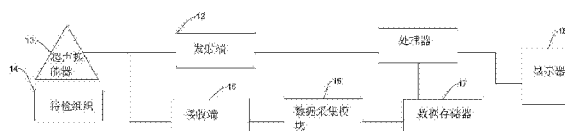
(54)发明名称

检测剪切波在生物组织中传播速度的方法、检测生物组织弹性的方法及生物组织弹性成像方法

(57)摘要

本发明公开了检测剪切波在生物组织中传输速度的方法、检测生物组织弹性的方法及生物组织弹性成像方法。本发明所述的检测剪切波在生物组织中传输速度的方法，其特征在于，利用待检测组织内沿剪切波传播方向上的任意两位置的距离和分别在该两位置上实时回波信号与原始回波信号的MAC值产生变化的时间差，计算该两位置间剪切波传播的速度。本发明中采用模态置信准则对剪切波进行跟踪，可以实现组织在剪切波作用下的微形变估计算，提高图像的信噪比、分辨率、对比度；灵敏度高。另一方面，模态置信准则是对超声回波射频信号的时域计算方法，计算流程一致性较好，可以允许多项连续的模式置信因子计算任务在相同时间的并发操作即并行计算使整幅弹性图像的复杂计算操作获得较高的加速比。因此，该方法可以有效的提高弹性

成像算法的计算速度并实现剪切波的传播过程的实时跟踪。



1. 检测剪切波在生物组织中传播速度的方法,其特征在于,利用待检测组织内沿剪切波传播方向上的任意两位置的距离和分别在该两位置上实时回波信号与原始回波信号的模态置信度MAC值产生变化的时间差,计算该两位置间剪切波传播的速度;

按照以下公式计算实时回波信号与原始回波信号之间的模态置信度MAC值:

$$MAC_{ijk} = \frac{\{[\omega_k(n)\varphi_{0j}]^T [\omega_k(n)\psi_{ij}]\}^2}{\{[\omega_k(n)\varphi_{0j}]^T [\omega_k(n)\varphi_{0j}]\} \{[\omega_k(n)\psi_{ij}]^T [\omega_k(n)\psi_{ij}]\}}$$

其中, $\omega_k(n)$ 代表窗口长度为n的第k个取样窗, ψ_{ij} 代表在第i次发射波束后第j个通道接收到的回波信号, φ_{0j} 代表 $t=0$ 时刻下,第j个通道采集的原始回波信号, MAC_{ijk} 代表通过 $\omega_k(n)$ 截取的实时回波信号与 ψ_{ij} 及 φ_{0j} 的模态置信度;

根据待检测组织各位置对超声回波信号的模态置信度MAC值,组成矩阵;并记录在不同时刻下待检测组织各位置对超声回波信号的模态置信度MAC值,分别组成矩阵;依据待检测组织内沿剪切波传播方向上的任意两位置的距离和分别在两位置上实时回波信号与原始回波信号的模态置信度MAC值矩阵产生变化的时间差,计算该距离间剪切波传播的平均速度。

2. 根据权利要求1所述的检测剪切波在生物组织中传播速度的方法,其特征在于,所述的实时回波信号为实时超声回波信号;所述原始回波信号为原始超声回波信号。

3. 根据权利要求1所述的检测剪切波在生物组织中传播速度的方法,其特征在于,包括步骤:

①. 对待检测组织发射超声波束,并接收超声回波信息作为参考的原始组织回波信号,记为 φ_{0j} ;

②. 对待检测组织发射聚焦波束,使待检测组织产生剪切波;

③. 在待检测组织产生剪切波后,对待检测组织的待检测区域发射超声波束并接收反射回来的回波信号;

④. 重复步骤③,对待检测区域多次发射超声波束,记录超声回波信号,记为 ψ_{ij} ;直到剪切波传播至待检测区域之外;

⑤. 通过窗函数 ω_k 对步骤④中实时接收的超声回波信号 ψ_{ij} 和步骤①中记录原始超声回波信号 φ_{0j} 进行多次截取,计算模态置信度MAC值。

4. 根据权利要求3所述的检测剪切波在生物组织中传播速度的方法,其特征在于,所述的步骤②中,对待检测组织发射声波,在组织内部产生声辐射力,利用声辐射力在声波传播方向上推动待检测组织,使待检测组织产生剪切波。

5. 根据权利要求3所述的检测剪切波在生物组织中传播速度的方法,其特征在于,

所述的步骤①中,通过超声仪器的发射端(12)控制阵列超声换能器(13)对待检测组织(14)发射超声波束,并通过接收端(15)和数据采集模块(16)记录不同通道接收到的超声回波信息作为参考的原始组织回波信号,记为 φ_{0j} ,并传回至数据存储器(17);

所述的步骤②中,通过发射端(12)控制阵列式超声换能器(13)对待检测组织(14)发射聚焦波束,在组织内部产生声辐射力,声辐射力在声波传播方向上推动待检测组织,使待检测组织产生剪切波;

所述的步骤③中,在声辐射力对待检测组织进行激励后,控制发射端(12)对待检测组织的待检测区域发射超声波束并接收反射回来的超声回波信号;

所述的步骤④中,重复步骤③,对待检测区域多次发射超声波束,通过数据采集模块(16)实时记录各通道接收到的超声射频回波信号并传回至数据存储器(17),记为 ψ_{ij} ,直到剪切波传播至待检测区域之外;

所述的步骤⑤中,通过窗函数 ω_k (21)对步骤④中实时接收的超声射频回波信号 ψ_{ij} (23)和步骤①中记录原始超声射频回波信号 φ_{0j} (22)进行多次截取,并计算截取后的超声射频回波信号与原始回波信号之间的模态置信度MAC值。

6. 根据权利要求1所述的检测剪切波在生物组织中传播速度的方法,其特征在于,所述生物组织为人体组织。

7. 根据权利要求6所述的检测剪切波在生物组织中传播速度的方法,其特征在于,所述人体组织为深层组织。

8. 检测生物组织弹性的方法,其特征在于,采用权利要求1至5任一权利要求所述的方法检测剪切波在生物组织中的传输速度,再利用剪切波在生物组织中的传播速度与弹性的线性关系计算得到组织的弹性特性数据。

9. 生物组织弹性成像方法,其特征在于,利用权利要求8所述的方法得到组织的弹性特性数据,并将弹性特性数据生成映射图像。

检测剪切波在生物组织中传播速度的方法、检测生物组织弹性的方法及生物组织弹性成像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及检测剪切波在生物组织中传播速度的方法、检测生物组织弹性的方法及生物组织弹性成像方法。

背景技术

[0002] 在医学诊断中,生物组织的弹性信息对于诊断疾病具有非常重要的参考价值。一般认为,软组织病理的改变往往与组织的硬度相关。如组织的硬度或弹性会随着肿瘤在组织中的生长或扩散而改变。甚至在肿瘤在出现形态学改变前,其硬度已经发生变化,导致正常组织与病变组织之间存在较大的弹性差异。这种利用生物组织的力学特性的差异,通过区分外力作用下不同生物组织的响应(应变、位移等)而进行成像的方法即为弹性成像(elastography)。

[0003] 对目前的超声弹性成像技术来说,根据加载方式不同,可将其大致分为两类:静态/准静态超声弹性成像和动态超声弹性成像。目前发展较为成熟的超声弹性成像技术多属于静态/准静态超声弹性成像技术,其基本原理是利用采用手动加压的方法使待检目标发生变形,通过向变形前后的特检目标发射超声波并接收回波信号,经分析处理后获得位移、应变、应变率和速度等待检目标的响应参数,最终估计出待检目标的杨氏模量、剪切模量、泊松比和拉梅常数等材料力学属性的相对值,进而定性地了解目标不同组分的硬度差异,并根据这一差异诊断待检目标的病理状况。

[0004] 但类似的超声弹性成像方法对成像的深度和位置都会有限制。手动加压的加载方式决定了这种超声弹性成像方法不能对深层组织进行成像,相应产生的应变与位移也会受到施加压力的大小、加载时间的长短等人为因素的影响。所以类似方法只能定性的显示浅表组织的弹性信息,重复性差。为了上述缺陷,可行的方法之一是采用聚焦超声束激励的方法引起组织运动,再利用超声成像技术探测组织的运动,通过组织运动特性重建组织体弹性参数分布,即动态超声弹性成像技术。作为一种具有代表性的动态超声弹性成像技术,剪切波弹性成像技术(shear wave elastography, SWE)是超声弹性成像技术的一种替代方案。其基本思想是通过检测声辐射力激发组织而产生的剪切波的传播特性进行成像的方法。一般是通过超声探头发射的强度在安全阈值内的声辐射脉冲在待检组织内形成声辐射力(Acoustic Radiation Force)对下层组织进行施压,压力在声波传播方向上推动组织,组织相应地产生复原力,该复原力会产生机械波,尤其是沿组织横向传播的剪切波。而机械波的传播性质与材料的力学特征紧密相关,剪切波作为组织复原力产生的一种机械横波,其传播性质必然包含着组织内的诸多力学信息。简单地说,剪切波速度越快,说明组织杨氏模量值越大,即组织的硬度越大。利用这一性质,即可通过组织内传播的剪切波速度反推得到组织的杨氏模量绝对值。所以对剪切波弹性成像方法来说,其核心技术是跟踪剪切波在组织内的传播过程并据此计算其传播速度。剪切波在生物体内传播速度缓慢,一般为1~10m/s,故可利用超声成像方法捕捉剪切波的传播过程。

[0005] 对一般的动态超声弹性成像方法而言,其工作原理是通过检测声辐射力作用前后的超声回波信号,应用相应的变形估计算法对这些信号进行分析处理,进而根据胡克定理确定出待检对象弹性信息的空间分布。这类技术急待改进的方面主要体现在:改善系统的性能水平,有效提高超声换能器的电声转换效率,输出高能量的超声波信号产生更大的超声辐射力,实现待检材料弹性参数较大动态范围的检测,以进一步拓展该技术的应用空间;开发利用超声回波实现组织微小形变检测的计算方法,提高图像的信噪比、分辨率、对比度及帧频进而实现组织力学参数空间分布的实时检测,以提高该技术的临床应用价值。

发明内容

[0006] 本发明的目的之一是为了克服现有技术中的不足,提供一种可对深层生物组织检测的检测剪切波在生物组织中传播速度的方法。

[0007] 为实现以上目的,本发明通过以下技术方案实现:

[0008] 检测剪切波在生物组织中传播速度的方法,其特征在于,利用待检测组织内沿剪切波传播方向上的任意两位置的距离和分别在该两位置上实时回波信号与原始回波信号的MAC值产生变化的时间差,计算该两位置间剪切波传播的速度。

[0009] 优选地是,按照以下公式计算实时回波信号与原始回波信号之间的模态置信度MAC值:

$$[0010] \quad \text{MAC}_{ijk} = \frac{\{[\omega_k(n)\varphi_{0j}]^T[\omega_k(n)\psi_{ij}]\}^2}{\{[\omega_k(n)\varphi_{0j}]^T[\omega_k(n)\varphi_{0j}]\}\{[\omega_k(n)\psi_{ij}]^T[\omega_k(n)\psi_{ij}]\}}$$

[0011] 其中, $\omega_k(n)$ 代表窗口长度为n的第k个窗函数, ψ_{ij} 代表在第i次发射波束后第j个通道接收到的回波信号, φ_{0j} 代表t=0时刻下,第j个通道采集的原始回波信号, MAC_{ijk} 代表通过 $\omega_k(n)$ 截取的实时回波信号与 ψ_{ij} 及 φ_{0j} 的模态置信度。

[0012] 优选地是,根据对待检测组织各位置对超声回波信号的MAC值,组成矩阵;并记录在不同时刻下待检测组织各位置对超声回波信号的MAC值,分别组成矩阵;依据待检测组织内沿剪切波传播方向上的任意两位置的距离和分别在两位置上实时回波信号与原始回波信号的MAC值矩阵产生变化的时间差,计算该距离间剪切波传播的平均速度。

[0013] 优选地是,所述的实时回波信号为实时超声回波信号;所述原始回波信号为原始超声回波信号。

[0014] 优选地是,包括步骤:

[0015] ①. 待检测组织发射超声波束,并接收超声回波信息作为参考的原始组织回波信号,记为 φ_{0j} ;

[0016] ②. 对待检测组织发射聚焦波束,使待检测组织产生剪切波;

[0017] ③. 在待检测组织产生剪切波后,对待检测组织的待检测区域发射超声波束并接收反射回来的回波信号;

[0018] ④. 重复步骤③,对待检测区域多次发射超声波束,记录超声回波信号,记为 ψ_{ij} ;直到剪切波传播至待检测区域之外;

[0019] ⑤. 通过窗函数 ω_k 对步骤④中实时接收的超声回波信号 ψ_{ij} 和步骤①中记录原始超声射频回波信号 φ_{0j} 进行多次截取,计算MAC值。

[0020] 优选地是,所述的步骤②中,对待检测组织发射声波,在组织内部产生声辐射力,利用声辐射力在声波传播方向上推动待检测组织,使待检测组织产生剪切波。

[0021] 优选地是,所述的步骤①中,通过超声仪器的发射端(12)控制阵列超声换能器(13)对待检测组织(14)发射超声波束,并通过接收端(15)和数据采集模块(16)记录不同通道接收到的超声回波信息作为参考的原始组织回波信号,记为 φ_{0j} ,并传回至数据存储器(17);

[0022] 所述的步骤②中,通过发射端(12)控制阵列式超声换能器(13)对待检测组织(14)发射聚焦波束,在组织内部产生声辐射力,声辐射力在声波传播方向上推动待检测组织,使待检测组织产生剪切波;

[0023] 所述的步骤③中,在声辐射力对待检测组织进行激励后,控制发射端(12)对待检测组织的待检测区域发射超声波束并接收反射回来的超声回波信号;

[0024] 所述的步骤④中,重复步骤③,对待检测区域多次发射超声波束,通过数据采集模块(16)实时记录各通道接收到的超声射频回波信号并传回至数据存储器(17),记为 ψ_{ij} ,直到剪切波传播至待检测区域之外;

[0025] 所述的步骤⑤中,通过窗函数 ω_k (21)对步骤④中实时接收的超声射频回波信号 ψ_{ij} (23)和步骤①中记录原始超声射频回波信号 φ_{0j} (22)进行多次截取,并计算截取后的超声射频回波信号与原始回波信号之间的模态置信度MAC值。

[0026] 优选地是,所述生物组织为人体组织。

[0027] 优选地是,所述人体组织为深层组织。

[0028] 本发明的目的之二是为了克服现有技术中的不足,提供一种可对深层生物组织检测的检测剪生物组织弹性的方法。

[0029] 为实现以上目的,本发明通过以下技术方案实现:

[0030] 检测生物组织弹性的方法,其特征在于,采用前述的方法检测剪切波在生物组织中的传播速度,再利用剪切波在生物组织中的传播速度与弹性的线性关系计算得到组织的弹性特性数据。

[0031] 本发明的目的之三是为了克服现有技术中的不足,提供一种可对深层生物组织检测的生物组织弹性成像方法。

[0032] 为实现以上目的,本发明通过以下技术方案实现:

[0033] 生物组织弹性成像方法,其特征在于,利用前述的方法计算生物组织的弹性,并对弹性数据生成图像。优选为灰度图像。

[0034] 本专利提供的基于模态置信准则获得剪切波弹性成像的方法,能对人体深层组织的弹性信息进行测量,具有实时、定量、快速、高分辨率等优点。其与现有超声弹性成像技术相比最大的不同在于本方法采用模态置信准则对受到剪切波影响的组织进行分析,以跟踪剪切波的传播过程。进而据此计算组织的弹性信息为目的进行组织弹性信息定量分析,通过比较正常组织与病变组织的弹性信息差异来实现组织病变的早期诊断。

[0035] 本发明中涉及的剪切波弹性成像技术有别于静态弹性成像技术的接触式激励方法,利用超声辐射力作为驱动力源,声波穿透组织并在深层位置聚焦产生作用力,该作用力非接触的作用于深层组织上使其产生在深层组织内传播的剪切波,进而通过跟踪该剪切波的传播过程对深层组织的弹性信息进行测量。因此,现有的静态弹性成像技术多应用于人

体浅表组织的弹性信息测量(如乳房等),而本发明涉及的剪切波弹性成像方法可对深层组织的弹性信息进行测量,尤其是距离表皮5cm、甚至是10cm以上的深层组织,如肝脏等。

[0036] 本发明中采用模态置信准则对剪切波进行跟踪,可以实现组织在剪切波作用下的微形变估计算,提高图像的信噪比、分辨率、对比度;灵敏度高。另一方面,模态置信准则是对超声回波射频信号的时域计算方法,计算流程一致性较好,可以允许多项连续的模态置信因子计算任务在相同时间的并发操作即并行计算。我们能够利用数据并行性使整幅弹性图像的复杂计算操作获得较高的加速比。因此,该方法可以有效的提高弹性成像算法的计算速度并实现剪切波的传播过程的实时跟踪,计算速度快。

附图说明

- [0037] 图1为本发明使用的超声系统结构示意图。
 [0038] 图2为本发明步骤①、②实施方法示意图。
 [0039] 图3为本发明步骤⑤实施方法示意图。
 [0040] 图4为本发明步骤⑥实施方法示意图。
 [0041] 图5为本发明中的MAC值灰度成像示意图。

具体实施方式

[0042] 模态置信准则(Modal Assurance Criteria,MAC)一般是用来计算机械振动中的待测振型与参考振型的线性独立性。其定义可以表示如下:

$$[0043] \quad \text{MAC} = \frac{[\varphi_i^T \varphi_j]^2}{(\varphi_i^T \varphi_i)(\varphi_j^T \varphi_j)}$$

[0044] 其中, φ_i 和 φ_j 分别是待辨识的波形信号特性向量和参考波形信号特性向量。

[0045] 在利用这种方法进行任意波形信号的匹配分析中,首先需要对波形信号进行离散化,而后对离散后的波形信号构造其特性向量,再根据参考波形信号的特性向量和待检测的波形信号的特性向量构造总体模态置信度矩阵。模态置信度矩阵非对角元越小,则说明两者波形独立性越好,反之则意味着两者波形相关性越大。或者也可以根据参考波形信号的特性向量和待检测的波形信号的特性向量直接计算两者之间的模态置信度。计算得到的模态置信度的数值介于0至1之间,越接近0代表两者独立性越大,越接近1则代表两者相关性越大。

[0046] 根据上述原理,本发明专利描述了一种利用模态置信准则(Modal Assurance Criteria,MAC)对待检组织内由声辐射力激励产生的剪切波进行捕捉并定量计算组织弹性信息的剪切波弹性成像方法,使用户可以得到定量显示组织弹性信息的图像。其基本原理如下:首先记录待检组织初始状态下超声回波信号,而后通过阵列超声换能器对待检测组织发射一个或多个推动脉冲波束,使组织受到激励产生剪切波;随后,对组织的待检测区域发射超声波束并实时接收反射回来的回波信号直到剪切波传播至待检测区域之外;通过比较待检测组织内各位置的原始回波信号与实时获得的回波信号在不同时刻下的模态置信度矩阵,可分析得到不同时刻下待检测组织各位置上的由剪切波引起的组织位移情况,追踪剪切波在组织中的传播过程,进而得到待测组织内各位置上的杨氏弹性模量绝对值,并

映射得到弹性成像。其与现有方法的不同在于,本发明专利首次采用模态置信准则对待检组织内剪切波传播过程进行捕捉,进而获得组织各部分的定量弹性信息。再通过比较正常软组织与病变软组织的弹性信息差异进行诊断。该方法可有利地促进剪切波弹性成像在实际临床应用中的推广和应用,加强人们对组织病变过程及特性的认识,尤其是对早期(未扩散VII)肿瘤的预防和诊治具有很高的参考和实用价值。

[0047] 以下结合附图对本发明进一步说明。

[0048] 参考图1显示了根据本专利的原理构建的用于测量剪切波的超声系统。

[0049] 生物组织弹性成像方法,包括步骤:

[0050] ①. 首先通过发射端12控制阵列超声换能器13对待检测组织14发射超声波束,并通过接收端15和数据采集模块16记录不同通道接收到的超声回波信息作为参考的原始组织回波信号,记为 φ_{0j} ,并传回至数据存储器17。

[0051] 具体地,首先需将阵列式超声换能器放置于待检组织上方,各换能器单元由多通道的电子线路控制发射超声脉冲波束和接收相应的回波信息。然后采用计算机控制信号发射器输出一个采控制信号至现场可编程门阵列(匹配电路)并分频得到两个时钟触发信号:一路时钟信号触发信号发生器产生一个短暂的正弦波电压信号,换能器受到电压激励,产生超声信号;在超声信号发射后,换能器阵列转为接收模式,对回波信号进行滤波、放大、时间增益补偿后,通过多路模数转换器以高于信号带宽四倍的采样频率进行同步采样,从而获得无混叠失真的高信噪比RF数据。另一路时钟触发信号控制信号发生器产生一个时延电压。其目的是为了预留时间让成像超声换能器采集施加声辐射力之前的射频回波信号,以便与施加声辐射力之后的射频信号进行比较并通过算法重构出仿体(或生物组织)的弹性特征。

[0052] 在上述实验基础上,按照图2所示的工作序列进行实施,首先在系统发射端,对待检组织发射非聚焦的平面波(plane wave,PW)超声波束41,同时向系统接收端发射一个5-10V的脉冲触发信号,系统接收端在收到触发信号后需经历短暂的硬件延时45,而后开始采集组织反射回来的原始超声回波信号48(采样深度5cm),并传回至数据采集卡内存(16GB DDR2Memory Buffer)以此作为原始的参考超声射频回波信号,记为 φ_{0j} 。

[0053] ②. 通过发射端12控制阵列式超声换能器13对待检测组织14发射聚焦超声波束,在待检测组织内部产生声辐射力,声辐射力在声波传播方向上推动待检测组织,使待检测组织产生剪切波;

[0054] ③. 在声辐射力对待检测组织进行激励后,控制发射端12对待检测组织的待检测区域发射超声波束并接收反射回来的超声回波信号。

[0055] ④. 重复步骤③,对待检测区域多次发射超声波束,通过数据收集模块16实时记录各通道接收到的超声射频回波信号并传回至数据存储器17、记为 φ_{ij} ,直到剪切波传播至待检测区域之外。

[0056] 具体地,步骤③、④、⑤的实施方法:如图2所示,对超声换能器(或外部激励源如高强度聚焦超声换能器(High Intensity Focused Ultrasound,HIFU))施加10个周期的工作频率与换能器中心频率相同的正弦波电压信号42,并通过设定一定的延序列控制超声换能器聚焦深度(如2.5cm),以此产生脉冲聚焦声辐射力;与此同时,通过两路钟信号触发信号发射器控制成像探头发射实时超声信号43,并由接收器接收实时超声射频信号44,脉冲

时间间隔46为114微秒,采样深度为5cm,直至剪切波传播至组织待检测区域之外的区域47,并将接收到的实时超声射频回波信号44反馈至数字采集卡内存。

[0057] ⑤.通过窗函数 ω_k 21对步骤④中实时接收的超声射频回波信号 ψ_{ij} 23和步骤①中记录原始超声射频回波信号 φ_{0j} 22依次进行k次截取,k为自然数,每次截取沿横轴的长度为n(即窗函数取样长度为n),n为大于零的整数.n的数值,根据取样频率和图像分辨率确定,比如取样频率为1000M,分辨率为 128×128 ,则如依序取样,则n值最小应为 $1000/128$ (取整)。如每次取样范围之间有交叉,则n值可比依据以上方法计算值大。优选取样范围有交叉,如图3所示,第一次取样 A_1 到 B_1 之间与第二次取样 A_2 至 B_2 之间有部分交叉。多次取样之间有交叉,可通过选择的窗函数(如汉宁窗等)来降低交叉部分的信号对结果造成的影响,以提高计算精度。如图3所示,第1次截取,利用汉宁窗函数 ω_1 同时对原始超声射频回波信号22和实时超声射频回波信号23中 A_1 至 A_2 段的超声射频回波信号进行截取,按照取样频率,获得 A_1 到 B_1 之间的一个或多个超声回波信号(单位:电压V);第2次截取时,利用汉宁窗函数 ω_2 对 A_2 至 B_2 段的超声射频回波信号进行截取;依次类推,直至第N次截取时,对 A_N 至 B_N 段的超声射频回波信号进行截取。每次截取沿横轴的长度相同,即 A_1 到 B_1 之间的长度与 A_2 至 B_2 之间的长度相同。而后分别计算每次截取后的多个超声射频回波信号与原始回波信号之间的模态置信度MAC值;计算公式如下;

$$[0058] \quad \text{MAC}_{jk} = \frac{\{[\omega_k(n)\varphi_{0j}]^T [\omega_k(n)\psi_{ij}]\}^2}{\{[\omega_k(n)\varphi_{0j}]^T [\omega_k(n)\varphi_{0j}]\} \{[\omega_k(n)\psi_{ij}]^T [\omega_k(n)\psi_{ij}]\}}$$

[0059] 其中, $\omega_k(n)$ 代表窗口长度为n的第k个窗函数, ψ_{ij} 代表在第i次发射超声波束后第j个通道接收到的超声射频回波信号(单位:电压V), φ_{0j} 代表 $t=0$ 时刻下,第j个通道采集的原始超声射频回波信号(单位:电压V), MAC_{ijk} 代表通过 $\omega_k(n)$ 截取的超声信号与 ψ_{ij} 及 φ_{0j} 的模态置信度。

[0060] 为了说明方便,示意图中只显示了以汉宁窗对超声射频回波信号进行截取的配置方案,本发明专利适用的窗函数也可以为矩形窗、海明窗、高斯窗、切比雪夫窗等,除非其他技术人员对相关方案的变化和改型偏离了本发明的范围,否则都应包括在本发明的保护范围内。

[0061] ⑥.利用待检测组织内沿剪切波传播方向上的任意两位置的距离和分别在该两位置上实时回波信号与原始回波信号的MAC值产生变化的时间差,计算该距离间剪切波传播的速度。

[0062] 具体地,根据对待检测组织各位置对超声回波信号的MAC值,组成矩阵;并记录在不同时刻下待检测组织各位置对超声回波信号的MAC值,分别组成矩阵;依据待检测组织内沿剪切波传播方向上的任意两位置的距离和分别在两位置上实时回波信号与原始回波信号的MAC值矩阵产生变化的时间差,计算该距离间剪切波传播的平均速度。

[0063] 通过比较待检测组织内各位置的原始回波信号与实时获得的回波信号在不同时刻下的MAC值矩阵,分析得到不同时刻下待检测组织各位置上的由剪切波引起的组织位移情况,追踪剪切波在组织中的传播过程。参考图4,依据待检测组织内沿剪切波传播方向上的任意两位置的距离和分别在两位置上实时回波信号与原始回波信号31的MAC值矩阵32产生变化的时间差,可以计算该距离间剪切波传播的平均速度。若这两个位置间的距离足够

小,则可以近似地认为该平均速度为剪切波的瞬时传播速度,并以此构建组织的剪切波波速映射图33(图4所示)。

[0064] ⑦.根据捕捉、记录沿待检测组织各方向传播的剪切波在不同位置上的瞬时波速,可以对待测组织的剪切波波速映射成像,进一步反推得到待测组织内各位置上的杨氏弹性模量绝对值,并在组织剪切波波速图像的基础上对待检测组织进行弹性成像,最终输出至显示器18。

[0065] 利用计算机存储设备保存数据采集卡内存中的超声射频回波信号,并利用采集的原始超声射频回波信号48与采集的实时超声射频回波信号44计算得到了不同时刻下的模态置信度矩阵灰度映射图,该图像可以对剪切波在组织内的传播过程进行跟踪并计算剪切波传播速度。进而通过剪切波波速与组织的弹性信息的线性关系可以计算得到组织的弹性特性。重复上述步骤,最终可以达到对待检组织进行实时、定量弹性成像的技术目的。

[0066] 以上所述的生物组织弹性成像方法,通过检测剪切波在生物组织中传播速度。利用剪切波与生物组织弹性的线性关系计算生物组织弹性,尤其适用于人体组织,特别是深层生物组织。

[0067] 本发明提供的基于模态置信准则获得剪切波弹性成像的方法,能对人体深层组织的弹性信息进行测量,具有实时、定量、快速、高分辨率等优点。其与现有超声弹性成像技术相比最大的不同在于本方法采用模态置信准则对受到剪切波影响的组织进行分析,以跟踪剪切波的传播过程。进而据此计算组织的弹性信息为目的进行组织弹性信息定量分析,通过比较正常组织与病变组织的弹性信息差异来实现组织病变的早期诊断。在具体实施例中,我们对各项同性的均匀超声体模进行了试验,检测深度为5cm至6cm,按照本专利阐述的方法对实际采集到的超声射频回波信号计算得到了不同时刻下的模态置信度矩阵映射图(图5),试验结果清晰地展示了由声辐射力激励产生的剪切波在仿体中的传播过程:声辐射力在0时刻下对组织进行激励,在2.645ms时刻下,待检测区域的模态置信度矩阵基本未产生变化,这表示待检测区域内组织并未发现剪切波。而后随着时间的推移,剪切波逐渐传播至检测区域内,第一边界线51、第二边界线52、第三边界线53和第四边界线54分别代表了在15.870ms、18.515ms、21.160ms、23.805ms时在剪切波作用下的待检测组织的形变边界线,时间间隔均为2.645ms。通过各边界线之间的距离及检测到各边界线的时间间隔可以计算得到不同时刻下剪切波在仿体内的平均传播速度。如18.515ms和21.160ms时刻下对应的剪切波传播位置为第三边界线52和第四边界线53,沿对角线方向的传播距离约为3.5mm,传播时间为2.645ms,进而得出期间的剪切波平均传播速度约为1.323m/s,符合理论阈值(1至10m/s)。本具体实施例旨在说明模态置信准则在剪切波弹性成像技术中的可实施性以及基于模态置信映射图计算剪切波传播速度的基本方法。若提高图像采集帧频,可以获得更加精确的数据。比如将图像采集帧频提高至3780KHz,即最小可以识别时间间隔为264.5 μ s的剪切波传播情况,小于实施例中展示的间隔时间2.645ms。根据以上的方法,可以对待检测组织采集大量的数据,并对大量数据进行分析、计算,能够获得更加精确的结果。

[0068] 获得剪切波在该检测区域的传播速度后,再根据剪切波的传播速度与组织弹性的线性对应关系,可获知该位置的组织弹性。根据该组织的弹性数据,可对其健康状况作出判断。

[0069] 本发明尤其适合于检测深层组织的弹性数据,距离表皮5cm、甚至10cm以上的组

织,无法通过触诊方式接触到的人体组织器官,如肝脏等。

[0070] 综上所述,本技术方法可有利地促进超声弹性成像,尤其是剪切波弹性成像的进一步推广和应用,加强人们对组织癌变的早期诊断能力。

[0071] 本专利提供的基于模态置信准则获得剪切波弹性成像的方法,能对人体深层组织的弹性信息进行测量,具有实时、定量、快速、高分辨率等优点。其与现有超声弹性成像技术相比最大的不同在于本方法采用模态置信准则对受到剪切波影响的组织进行分析,以跟踪剪切波的传播过程。进而据此计算组织的弹性信息为目的进行组织弹性信息定量分析,通过比较正常组织与病变组织的弹性信息差异来实现组织病变的早期诊断。

[0072] 本发明中涉及的剪切波弹性成像技术有别于静态弹性成像技术的接触式激励方法,利用超声辐射力作为驱动力源,声波穿透组织并在深层位置聚焦产生作用力,该作用力非接触的作用于深层组织上使其产生在深层组织内传播的剪切波,进而通过跟踪该剪切波的传播过程对深层组织的弹性信息进行测量。因此,现有的静态弹性成像技术多应用于人体浅表组织的弹性信息测量(如乳房等),而本发明涉及的剪切波弹性成像方法可对深层组织的弹性信息进行测量(如肝脏等)。本发明中采用模态置信准则对剪切波进行跟踪,可以实现组织在剪切波作用下的微小形变检测,提高图像的信噪比、分辨率、对比度;灵敏度高。另一方面,模态置信准则是对超声回波射频信号的时域计算方法,计算流程一致性较好,可以允许多项连续的模态置信因子计算任务在相同时间的并发操作即并行计算。我们能够利用数据并行性使整幅弹性图像的复杂计算操作获得较高的加速比。因此,该方法可以有效提高弹性成像算法的计算速度并实现剪切波的传播过程的实时跟踪,计算速度快。

[0073] 本发明中的实施例仅用于对本发明进行说明,并不构成对权利要求范围的限制,本领域内技术人员可以想到的其他实质上等同的替代,均在本发明保护范围内。

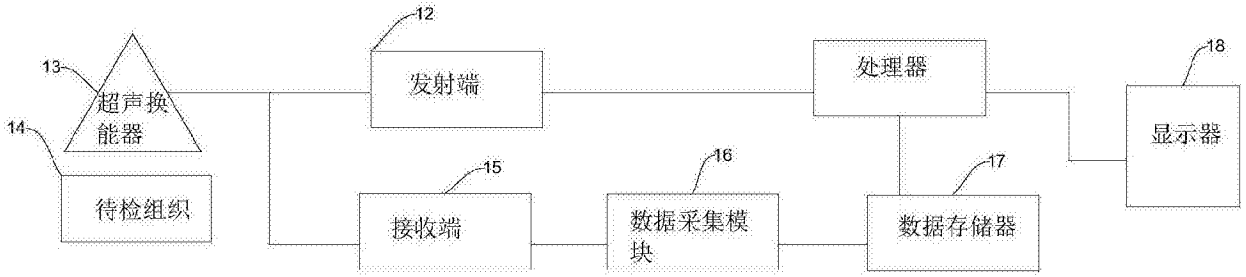


图1

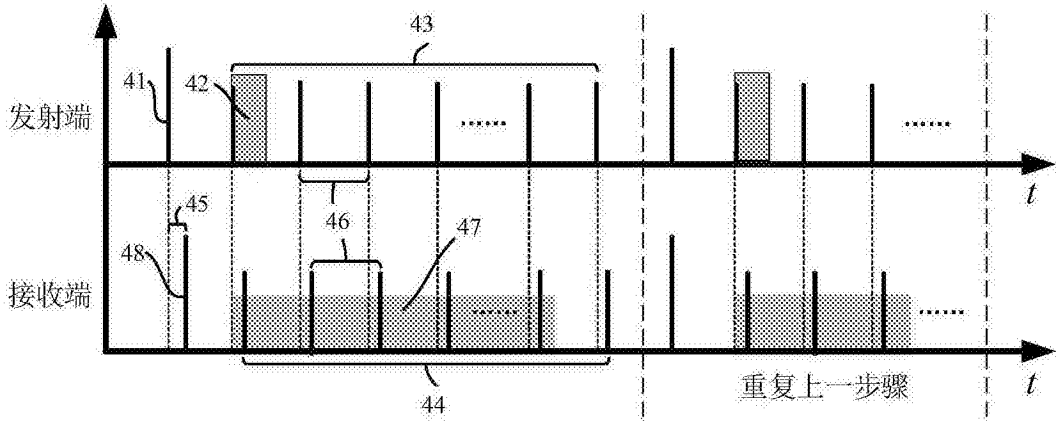


图2

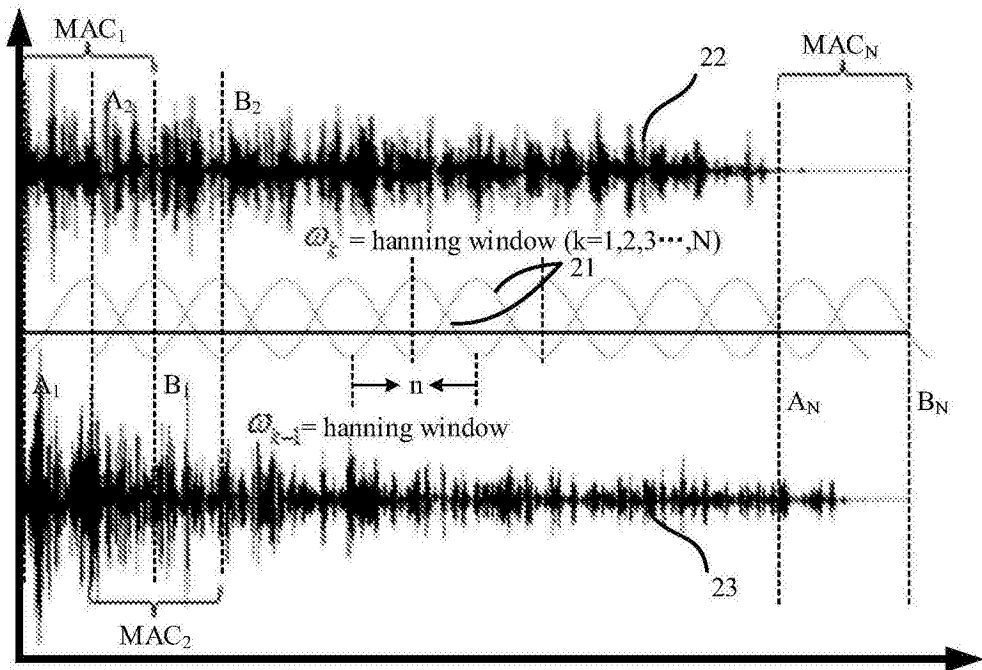


图3

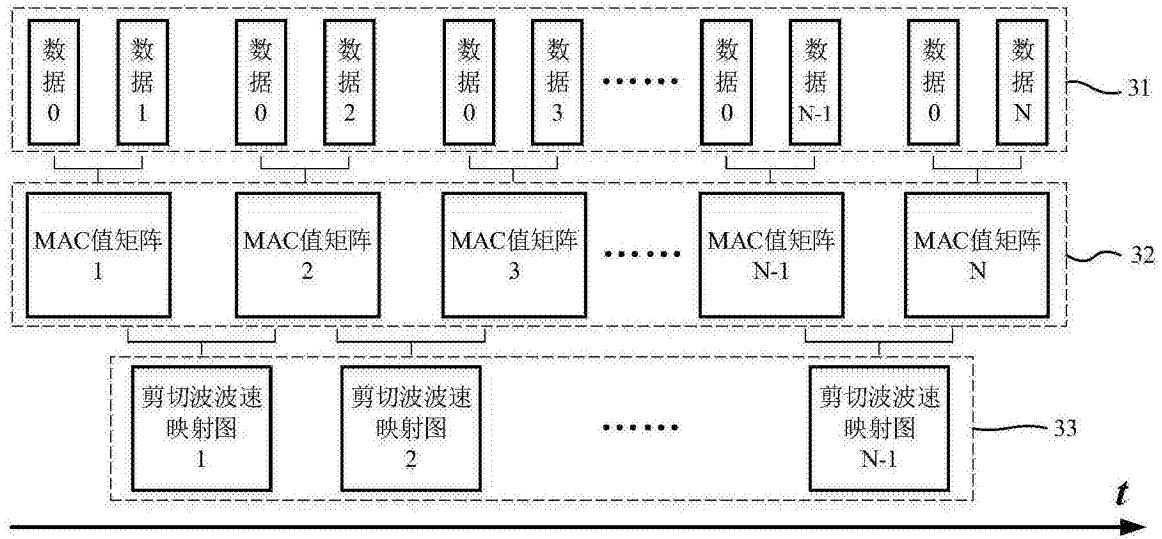


图4

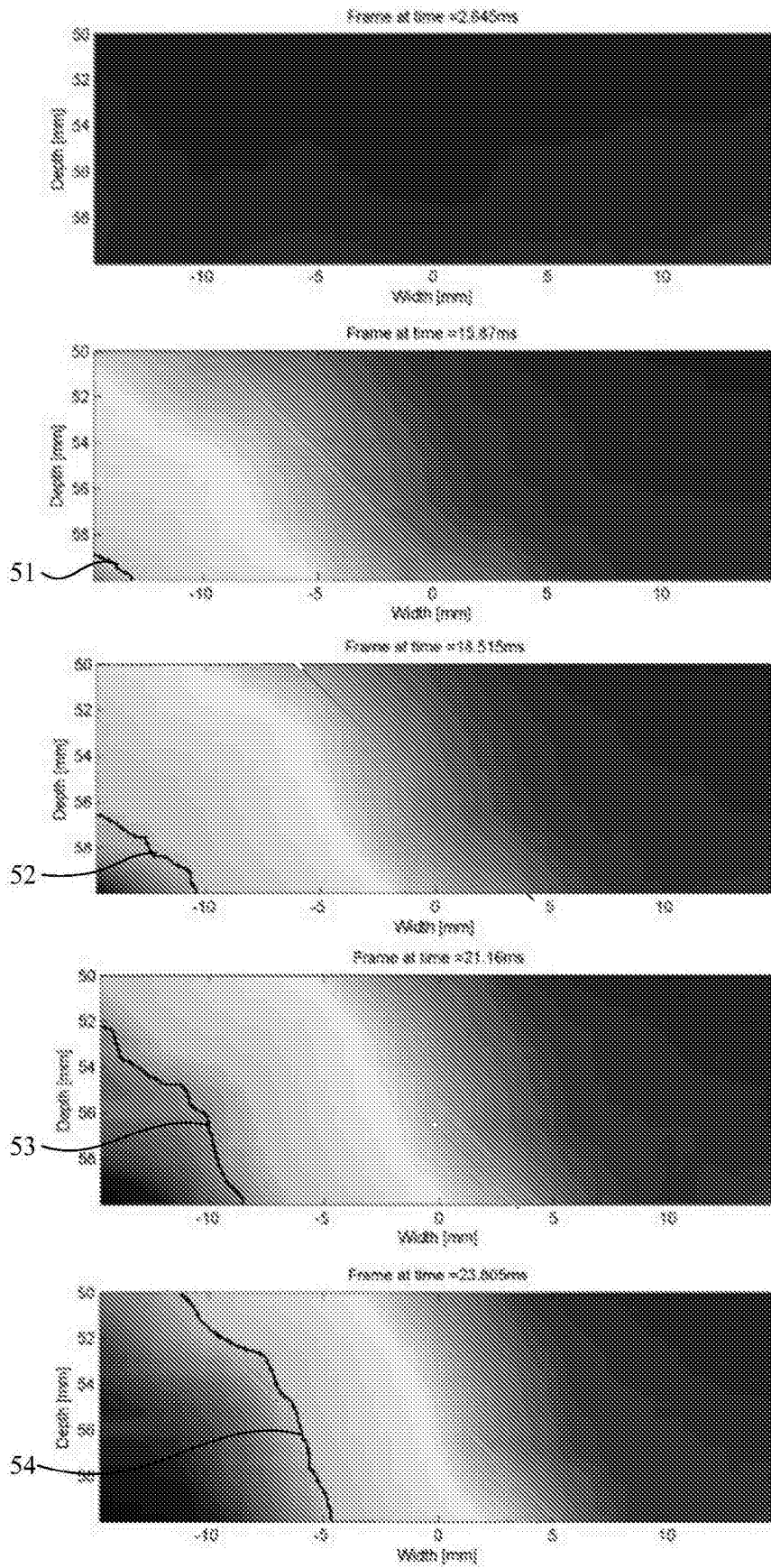


图5

专利名称(译)	检测剪切波在生物组织中传播速度的方法、检测生物组织弹性的方法及生物组织弹性成像方法		
公开(公告)号	CN104605891B	公开(公告)日	2017-05-31
申请号	CN201410852544.0	申请日	2014-12-31
[标]申请(专利权)人(译)	中国科学院苏州生物医学工程技术研究所		
申请(专利权)人(译)	中国科学院苏州生物医学工程技术研究所		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院苏州生物医学工程技术研究所		
[标]发明人	焦阳 顾天明 崔峭峣 徐杰		
发明人	焦阳 顾天明 崔峭峣 徐杰		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0833 A61B8/485		
代理人(译)	李强		
审查员(译)	侯倩		
其他公开文献	CN104605891A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了检测剪切波在生物组织中传输速度的方法、检测生物组织弹性的方法及生物组织弹性成像方法。本发明所述的检测剪切波在生物组织中传输速度的方法，其特征在于，利用待检测组织内沿剪切波传播方向上的任意两位置的距离和分别在该两位置上实时回波信号与原始回波信号的MAC值产生变化的时间差，计算该两位置间剪切波传播的速度。本发明中采用模态置信准则对剪切波进行跟踪，可以实现组织在剪切波作用下的微形变估计计算，提高图像的信噪比、分辨率、对比度；灵敏度高。另一方面，模态置信准则是对超声回波射频信号的时域计算方法，计算流程一致性较好，可以允许多项连续的模态置信因子计算任务在相同时间的并发操作即并行计算使整幅弹性图像的复杂计算操作获得较高的加速比。因此，该方法可以有效的提高弹性成像算法的计算速度并实现剪切波的传播过程的实时跟踪。

