



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103330576 B

(45) 授权公告日 2015. 05. 13

(21) 申请号 201310234432. 4

(22) 申请日 2013. 06. 09

(73) 专利权人 西安交通大学

地址 710049 陕西省西安市咸宁路 28 号

(72) 发明人 万明习 乔阳紫

(74) 专利代理机构 西安智大知识产权代理事务
所 61215

代理人 弋才富

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1805712 A, 2006. 07. 19,

CN 1135712 A, 1996. 11. 13,

US 2001/0056236 A1, 2001. 12. 27,

US 2011/0040183 A1, 2011. 02. 17,

Xiaoyan Zhao 等. Ultrasound Contrast

Imaging Based on a Novel Algorithm Combined

Pulse Inversion with Wavelet Transform.

《2008 IEEE International Ultrasonics
Symposium Proceedings》. 2008, 第 1667-1670
页.

李彬等. 纳米包膜造影微泡的小波检测技术
研究. 《声学学报》. 2005, 第 30 卷 (第 5 期), 第
393-403 页.

审查员 卢晓萍

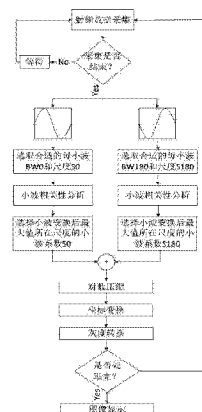
权利要求书1页 说明书4页 附图2页

(54) 发明名称

一种基于组织中微泡动力学模型的微弹性成
像方法

(57) 摘要

一种基于组织中微泡动力学模型的微弹性成
像方法, 根据微泡的振动情况会受到周围组织特
性的影响, 组织中的微泡动力学模型可建立微泡
振动信号与组织弹性的关系, 建立一种与微泡信
号相关性强而与组织信号相关性弱的母小波, 通
过脉冲逆转与小波变换相结合的成像算法对微泡
信号进行检测成像, 当检测信号与模型信号最接
近时, 可得到最大组织造影比, 从而反推回微泡周
围十几至几十微米组织的弹性参数; 该方法可应
用于高强度聚焦超声治疗过程实时监控及生物薄
层组织弹性检测, 可克服一般弹性成像需要外部
施压、易受边界条件影响等局限, 有效将成像分辨
率从毫米级提高至微米级。



1. 一种基于组织中微泡动力学模型的微弹性成像方法,其特征在于,包括如下步骤:

(1) 将设置在探测目标上的线阵换能器通过具有射频数据采集接口的可编程超声设备与主控计算机连接;

(2) 选择能反应组织弹性参数的微泡动力学模型,通过实验手段对模型进行检验,并对其进行灵敏度分析和可靠性评估,最终选定对组织弹性参数敏感,可信度高的模型构建母小波,对其进行求解,得到微泡振动半径随时间的变化曲线及径向振动速度和加速度,根据体积随时间的变化率计算振动微泡辐射出的声压力: $P = \rho r^{-1}(R^2 \ddot{R} + R \dot{R}^2)$;其中P为振动微泡辐射出的声压, ρ 为液体密度,r为微泡信号检测换能器与微泡之间的距离,R和 $\ddot{R}$ 分别微泡半径及径向加速度;

(3) 母小波参数确定:在计算作用于微泡的激励声压时,需考虑不同组织的声衰减及微泡所在位置深度,利用公式 $P(z) = P_0 e^{-\mu_0 z}$ 对到达不同位置的微泡声压进行衰减估计,其中z为声传播的距离, μ_0 为幅度衰减系数, P_0 为输出激励声压;在需要带入组织弹性参数时,根据正常组织弹性参数经验值及普通弹性成像方法实验值确定组织弹性参数范围,并根据计算量和计算时间确定步长,再将组织弹性参数及其对应的步长代入母小波;

(4) 利用可编程线阵换能器发射脉冲逆转序列,即沿一条扫描线相继发射和接受0相与180相的同幅度脉冲,后续扫描线重复操作直至完成二维平面扫查,形成单帧射频数据;

(5) 基于步骤(2)、(3)所得到的母小波,分别对0相和180相回波信号进行小波相关性分析,得到一系列小波相关系数,分别选取最大的小波相关系数所在尺度的所有小波系数去代替原始的射频回波信号;

(6) 将0相和180相回波信号中表征原始射频回波信号的小波相关系数进行相加得到一条波束并进行后续处理成像,包括对数压缩、坐标变换和灰度转换,并进行图像显示;

(7) 使用造影组织比CTR对不同组织弹性参数条件下的图像进行评价,选取相同面积同一扫描深度的感兴趣区域计算其对应的CTR值;当CTR值最大时,认为相对应的组织弹性参数即为最接近感兴趣区域的平均组织弹性参数;

(8) 对成像区域继续进行分区,分区内含有有限个可分辨微泡,以步骤(7)得到的组织弹性参数为中心以尽可能小的步长上下移动得到对应母小波,对每一分区继续进行信号检测成像,通过遗传算法进行相关反馈,计算图像CTR值,即可得到微泡周围组织的弹性值。

2. 根据权利要求1所述的一种基于组织中微泡动力学模型的微弹性成像方法,其特征在于,步骤(8)所述的微泡周围组织的弹性值,其提取参数的操作步骤如下:

(1) 通过对相变微泡浓度的精确控制,使得单个相变微泡可以缓慢流过超声探头聚焦区域,使得所得回波信号为单个微泡背向散射信号;通过控制发射声波的相位、输入功率和输入时间,控制相变微泡在不相变的条件下导入薄层组织内部;

(2) 延长辐照时间或加大辐照功率,使得目标区域温度达到相变微泡的相变阈值,在薄层组织内部产生稀疏微泡;利用可编程超声设备发射微泡振动激励信号,使微泡产生振动;

(3) 通过微泡信号检测换能器采集微泡回波信号,并利用基于组织中微泡动力学模型的微弹性成像方法对治疗区域进行微弹性成像及微泡周围组织弹性估计。

一种基于组织中微泡动力学模型的微弹性成像方法

技术领域

[0001] 本发明属于生物医学超声成像技术领域,特别涉及到一种基于组织中微泡动力学模型的微泡振动信号检测、微泡周围组织参数反求及微弹性成像的系统与方法。

背景技术

[0002] 弹性成像主要是根据不同组织弹性系数的差异,在受到应力作用后组织应变程度的不同来显示及定位病变引起的弹性改变,对乳腺结节、甲状腺瘤、肝硬化等疾病的诊断以及微波、射频、高强度聚焦超声等热消融引起的组织固化监控有着重要的价值。超声弹性成像是目前最主要的弹性成像方法,同时利用核磁共振方法也可进行弹性成像。超声弹性成像主要包括:(1)静态/准静态压缩弹性成像,(2)声辐射力动态压缩弹性成像,(3)依靠自身血压变化作为激励的心脏/血管弹性成像。现有弹性成像方法的局限性主要包括:(1)静态压缩弹性成像中,组织内部的形变主要由外力作用的边界条件与实际弹性分布决定,外力边界条件的改变会造成应变估计结果与实际弹性分布不相符,导致明显的应变估计误差。(2)动态压缩弹性成像中,可通过局部施加激励来计算小范围的弹性分布,但是成像分辨率会受激励源的尺寸与成像速度的限制。(3)现有弹性成像技术的分辨率基本在毫米级别,暂时无法满足区分体内尺寸较小的薄层组织,如血管壁、上皮组织、胃粘膜等弹性变化的需求。

[0003] 因此,本发明在研究弹性成像、微泡动力学及造影成像种不同理论与实验的基础上,提出了一种将组织中微泡动力学模型与组织中微泡信号检测相结合的微弹性成像方法。该方法可通过微泡振动信号反推微泡周围组织弹性参数,克服现有弹性成像需要外部施压、易受边界条件影响等局限,有效将成像分辨率从毫米级提高至微米级。

发明内容

[0004] 针对现有超声弹性成像的现状,本发明的目的在于提出一种基于组织中微泡动力学模型的微弹性成像方法,以组织中的微泡动力学模型为基础,采用基于模型的微泡成像及信号处理方法,利用微泡采集信息与模型理论信号的相关性反推振动微泡周围的组织弹性参数;该方法可与治疗超声空化物理结合,研究和发展超声治疗过程实时微弹性监控成像技术;与相变微泡超声导入和相变控制结合,研究和发展体内超薄层组织微弹性成像技术。

[0005] 为了达到上述目的,本发明的技术方案为:

[0006] 一种基于组织中微泡动力学模型的微弹性成像方法,包括如下步骤:

[0007] (1) 将设置在探测目标上的线阵换能器通过具有射频数据采集接口的可编程超声设备与主控计算机连接;

[0008] (2) 选择能反应组织弹性参数的微泡动力学模型,通过实验手段对模型进行检验,并对其进行灵敏度分析和可靠性评估,最终选定对组织弹性参数敏感,可信度高的模型构建母小波,对其进行求解,得到微泡振动半径随时间的变化曲线及径向振动速度和加速度,

根据体积随时间的变化率计算振动微泡辐射出的声压力： $P = \rho r^{-1}(R^2 \ddot{R} + R \dot{R}^2)$ 。其中 P 为振动微泡辐射出的声压， ρ 为液体密度， r 为微泡信号检测换能器与微泡之间的距离， R 和 $\ddot{R}$ 分别微泡半径及径向加速度；

[0009] (3) 母小波参数确定：在计算作用于微泡的激励声压时，需考虑不同组织的声衰减及微泡所在位置深度，利用公式 $P(z) = P_0 e^{-\mu_0 z}$ 对到达不同位置的微泡声压进行衰减估计，其中 z 为声传播的距离， μ_0 为幅度衰减系数， P_0 为输出激励声压；在需要带入组织弹性参数时，根据正常组织弹性参数经验值及普通弹性成像方法实验值确定组织弹性参数范围，并根据计算量和计算时间确定步长，再将组织弹性参数及其对应的步长代入母小波；

[0010] (4) 利用可编程线阵换能器发射脉冲逆转序列，即沿一条扫描线相继发射和接受 0 相与 180 相的同幅度脉冲，后续扫描线重复操作直至完成二维平面扫查，形成单帧射频数据；

[0011] (5) 基于步骤 (2)、(3) 所得到的母小波，分别对 0 相和 180 相回波信号进行小波相关性分析，得到一系列小波相关系数，分别选取最大的小波相关系数所在尺度的所有小波系数去代替原始的射频回波信号；

[0012] (6) 将 0 相和 180 相回波信号中表征原始射频回波信号的小波相关系数进行相加得到一条波束并进行后续处理成像，包括对数压缩、坐标变换和灰度转换，并进行图像显示；

[0013] (7) 使用造影组织比 (CTR) 对不同组织弹性参数条件下的图像进行评价，选取相同面积同一扫描深度的感兴趣区域计算其对应的 CTR 值；当 CTR 值最大时，认为相对应的组织弹性参数即为或最接近感兴趣区域的平均组织弹性参数；

[0014] (8) 对成像区域继续进行分区，分区内含有有限个可分辨微泡，以步骤 (7) 得到的组织弹性参数为中心以尽可能小的步长上下移动得到对应母小波，对每一分区继续进行信号检测成像，通过遗传算法进行相关反馈，计算图像 CTR 值，即可得到微泡周围组织的弹性值。

[0015] 步骤 (8) 中所述的微泡周围组织的弹性值，其提取参数的操作步骤如下：

[0016] (1) 通过对相变微泡浓度的精确控制，使得单个相变微泡可以缓慢流过超声探头聚焦区域，使得所得回波信号为单个微泡背向散射信号；通过控制发射声波的相位、输入功率和输入时间，控制相变微泡在不相变的条件下导入薄层组织内部；

[0017] (2) 延长辐照时间或加大辐照功率，使得目标区域温度达到相变微泡的相变阈值，在薄层组织内部产生稀疏微泡，利用可编程超声设备发射微泡振动激励信号，使微泡产生振动；

[0018] (3) 通过微泡信号检测换能器采集微泡回波信号，并利用基于组织中微泡动力学模型的微弹性成像方法对治疗区域进行微弹性成像及微泡周围组织弹性估计。

[0019] 本发明与现有技术相比，具有下列优点：

[0020] (1) 与一般弹性成像方法比较，本发明提出的基于微泡动力学模型的造影成像技术，检测灵敏度更高，可有效抑制组织信号，提高造影组织比。

[0021] (2) 本发明提出的基于组织中微泡动力学模型的微弹性成像方法，可克服一般弹性成像方法需要外加施压、易受边界条件影响等局限。

[0022] (3) 本发明利用微泡信号反求周围微米级别组织弹性特性,有效将成像分辨率从毫米级别提高至了微米级别。

[0023] (4) 本发明提出的生物薄层组织弹性实时监控成像方法,提高了研究生物薄层组织弹性的实验方法,除了具有上述优点外,还为生物薄层组织病变显示及定位提供了手段。

附图说明

[0024] 图 1 是本发明提出的基于组织中微泡动力学的造影成像方法的方法流程图。

[0025] 图 2 是组织弹性参数方法操作流程。

[0026] 图 3 是成像区域分区及参数反求。

[0027] 图 4 是相变微泡相变过程示意图。

具体实施方式

[0028] 参照图 1,一种基于组织中微泡动力学模型的微弹性成像方法,包括如下步骤:

[0029] (1) 将设置在探测目标上的线阵换能器通过具有射频数据采集接口的可编程超声设备与主控计算机连接;

[0030] (2) 选择能反应组织弹性参数的微泡动力学模型,通过实验手段对模型进行检验,并对其进行灵敏度分析和可靠性评估,最终选定对组织弹性参数敏感,可信度高的模型构建母小波,对其进行求解,得到微泡振动半径随时间的变化曲线及径向振动速度和加速度,根据体积随时间的变化率计算振动微泡辐射出的声压力: $P = \rho r^{-1}(R^2 \ddot{R} + R \dot{R}^2)$ 。其中 P 为振动微泡辐射出的声压, ρ 为液体密度, r 为微泡信号检测换能器与微泡之间的距离, R 和 $\ddot{R}$ 分别微泡半径及径向加速度;

[0031] (3) 母小波参数确定:在计算作用于微泡的激励声压时,需考虑不同组织的声衰减及微泡所在位置深度,利用公式 $P(z) = P_0 e^{-\mu_0 z}$ 对到达不同位置的微泡声压进行衰减估计,其中 z 为声传播的距离, μ_0 为幅度衰减系数, P_0 为输出激励声压;在需要带入组织弹性参数时,根据正常组织弹性参数经验值及普通弹性成像方法实验值确定组织弹性参数范围,并根据计算量和计算时间确定步长,再将组织弹性参数及其对应的步长代入母小波;

[0032] (4) 利用可编程线阵换能器发射脉冲逆转序列,即沿一条扫描线相继发射和接受 0 相与 180 相的同幅度脉冲,后续扫描线重复操作直至完成二维平面扫查,形成单帧射频数据;

[0033] (5) 基于步骤 (2)、(3) 所得到的母小波,分别对 0 相和 180 相回波信号进行小波相关性分析,得到一系列小波相关系数,分别选取最大的小波相关系数所在尺度的所有小波系数去代替原始的射频回波信号;

[0034] (6) 将 0 相和 180 相回波信号中表征原始射频回波信号的小波相关系数进行相加得到一条波束并进行后续处理成像,包括对数压缩、坐标变换和灰度转换,并进行图像显示;

[0035] (7) 使用造影组织比 (CTR) 对不同组织弹性参数条件下的图像进行评价,选取相同面积同一扫描深度的感兴趣区域计算其对应的 CTR 值:当 CTR 值最大时,认为相对应的组织弹性参数即为最接近感兴趣区域的平均组织弹性参数。

[0036] (8) 对成像区域继续进行分区,参照图 3,分区内含有有限个可分辨微泡,以步骤(7)得到的组织弹性参数为中心以尽可能小的步长上下移动得到对应母小波,对每一分区继续进行信号检测成像,通过遗传算法进行相关反馈,计算图像 CTR 值,即可得到微泡周围组织的弹性值。

[0037] 参照图 2,步骤(8)中所述的微泡周围组织的弹性值,其提取参数的操作步骤如下:

[0038] (1) 通过对相变微泡浓度的精确控制,使得单个相变微泡可以缓慢流过超声探头聚焦区域,使得所得回波信号为单个微泡背向散射信号,通过控制发射声波的相位、输入功率和输入时间,控制相变微泡在不相变的条件下导入薄层组织内部。

[0039] (2) 延长辐照时间或加大辐照功率,使得目标区域温度达到相变微泡的相变阈值,在薄层组织内部产生稀疏微泡,利用可编程超声设备发射微泡振动激励信号,使微泡产生振动,参照图 4;

[0040] (3) 通过微泡信号检测换能器采集微泡回波信号,并利用基于组织中微泡动力学模型的微弹性成像方法对治疗区域进行微弹性成像及微泡周围组织弹性估计。

[0041] 本发明实施时需要成像系统,该系统由微泡产生子系统和微弹性成像子系统构成:

[0042] 所述的微泡产生子系统包括双通道任意波形发生器、功率放大器、可编程超声设备、微泡控制换能器;其中双通道任意波形发生器用以实现整个系统的时序控制;可编程超声设备用以控制换能器输出声压、能量、频率等参数。通过换能器的不同激励,实现相变微泡的组织导入及控制相变,在生物薄层组织中产生空化微泡。

[0043] 微弹性成像子系统包括微泡信号检测换能器、宽带增益接收器、高速数据采集卡和主控计算机;微泡信号检测换能器采集得到的数据经过宽带增益接收器放大经高速数据采集卡输出到主控计算机,并用数据处理软件对数据进行实时处理。

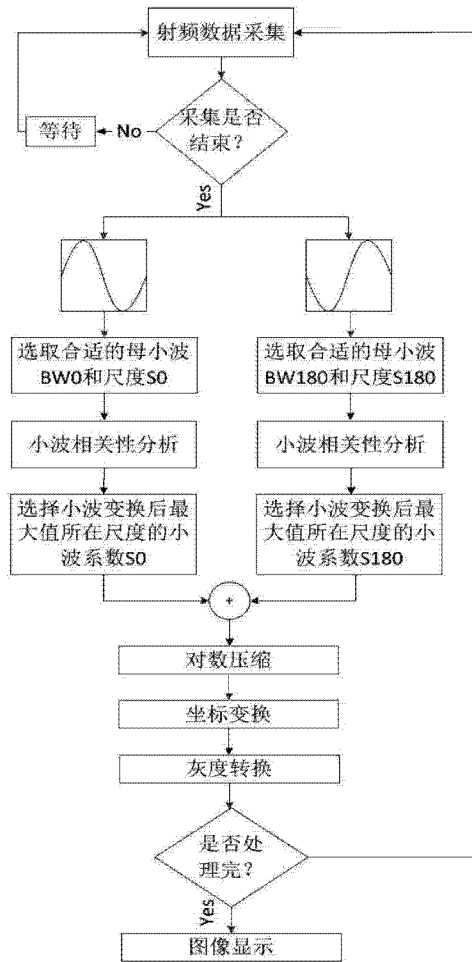


图 1

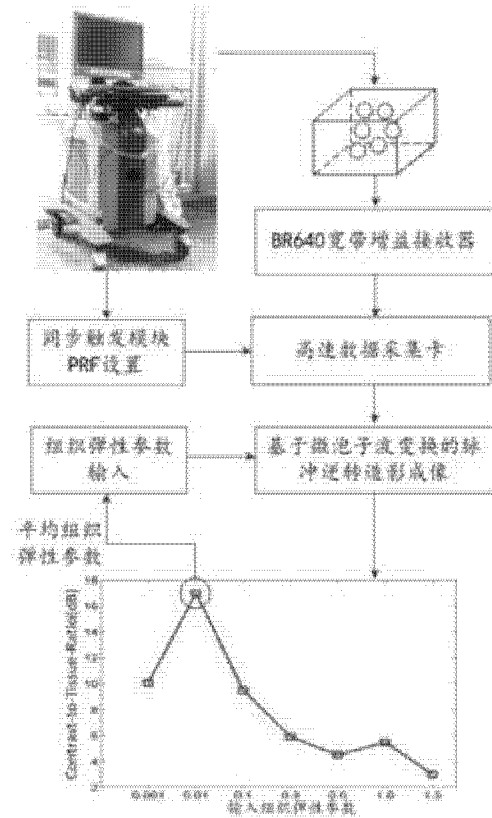


图 2

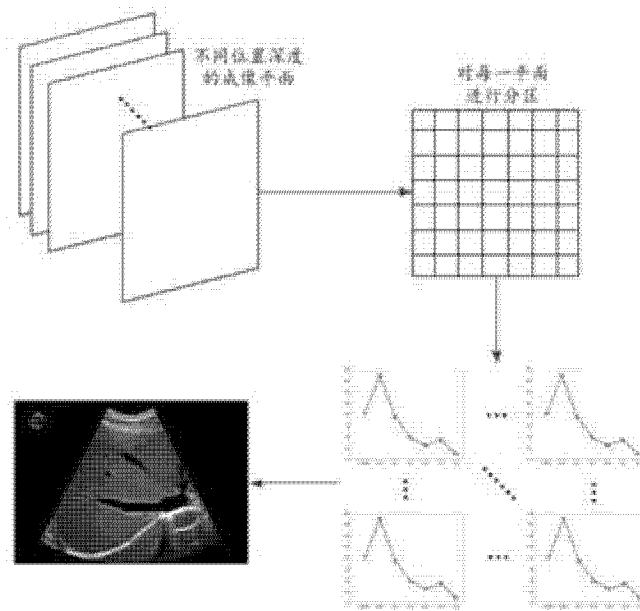


图 3

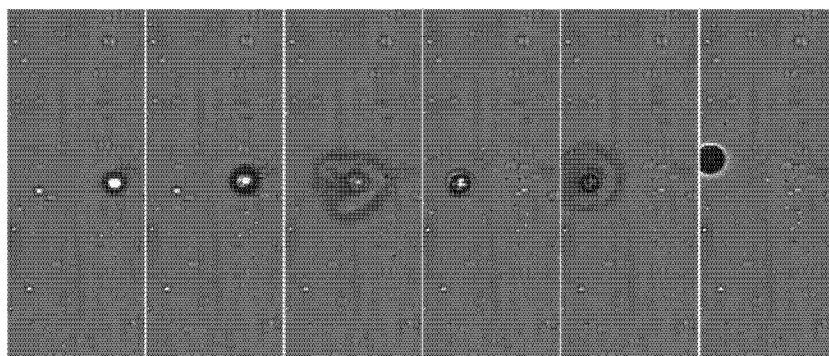


图 4

专利名称(译)	一种基于组织中微泡动力学模型的微弹性成像方法		
公开(公告)号	CN103330576B	公开(公告)日	2015-05-13
申请号	CN201310234432.4	申请日	2013-06-09
[标]申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
当前申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
[标]发明人	万明习 乔阳紫		
发明人	万明习 乔阳紫		
IPC分类号	A61B8/08		
其他公开文献	CN103330576A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种基于组织中微泡动力学模型的微弹性成像方法，根据微泡的振动情况会受到周围组织特性的影响，组织中的微泡动力学模型可建立微泡振动信号与组织弹性的关系，建立一种与微泡信号相关性强而与组织信号相关性弱的母小波，通过脉冲逆转与小波变换相结合的成像算法对微泡信号进行检测成像，当检测信号与模型信号最接近时，可得到最大组织造影比，从而反推回微泡周围十几至几十微米组织的弹性参数；该方法可应用于高强度聚焦超声治疗过程实时监控及生物薄层组织弹性检测，可克服一般弹性成像需要外部施压、易受边界条件影响等局限，有效将成像分辨率从毫米级提高至微米级。

