



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103767733 B

(45) 授权公告日 2015. 08. 26

(21) 申请号 201410020359. 5

(22) 申请日 2014. 01. 16

(73) 专利权人 华南理工大学

地址 510640 广东省广州市天河区五山路
381 号

(72) 发明人 黄庆华 陈朝虹

(74) 专利代理机构 广州市华学知识产权代理有
限公司 44245

代理人 蔡茂略

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

审查员 李伟博

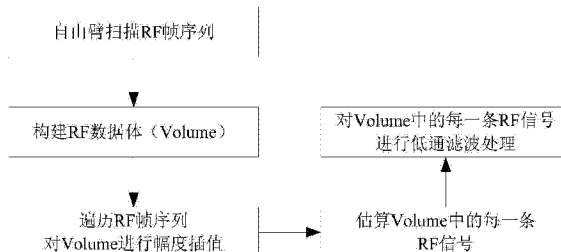
权利要求书1页 说明书5页 附图4页

(54) 发明名称

自由臂三维超声弹性成像中 RF 体数据的估计方法

(57) 摘要

本发明公开了一种自由臂三维超声弹性成像中 RF 体数据的估计方法,该方法在已采集到压缩前、后 RF 帧序列的基础上,根据扫描区域的位置构建压缩前、压缩后两个 RF 数据立体,遍历压缩前 RF 帧序列的每一个 RF 信号采样点,将该点经坐标变换映射到压缩前 Volume 中,对邻近位置的体素进行幅度插值;然后利用幅度信息,结合信号的频率及传播距离,估算出 Volume 中每一条 RF 信号,对每一条 RF 信号经过低通滤波处理,最终得到压缩前 RF 体数据,采取同样的操作遍历压缩后的 RF 帧序列,计算得到压缩后的 RF 体数据。本发明从 RF 帧序列估计 RF 体数据的方法,得到的 RF 体数据可直接简单地用于计算三维弹性图像,该方法适用于多种复杂扫描情况下的自由臂三维超声弹性成像。



1. 自由臂三维超声弹性成像中 RF 体数据的估计方法,其特征在于,包括下述步骤:

(1) 构建压缩前、后两个 RF 体数据,确定两个 RF 体数据的位置和尺寸;

(2) 遍历压缩前 RF 帧序列中的每一条 RF 信号的每一个采样点,将该点经过坐标转换映射到压缩前 RF 体数据中,对其邻近体素进行幅度插值;对于压缩后的 RF 帧序列,采用同样的方法对压缩后 RF 体数据进行插值;

(3) 插值完后,对于 RF 体数据中每一条“RF 信号”,利用该条“RF 信号”上的每个点的幅度以及信号的频率、传播距离,估计出一条近似真实的 RF 信号;

(4) 对 RF 体数据中每一条估计出的 RF 信号进行低通滤波处理,最终得到 RF 体数据。

2. 根据权利要求 1 所述的自由臂三维超声弹性成像中 RF 体数据的估计方法,其特征在于,步骤 (1) 中,构建的压缩前、后 RF 体数据的位置和尺寸根据扫描得到的 RF 帧的位置范围来确定,RF 体数据的上表面要位于所有采集到的 RF 帧的空间位置的上方,RF 体数据区域要包含压缩前 RF 帧序列所在的空间区域与压缩后相交集的区域;根据 RF 帧中单位长度像素的个数来确定 RF 体数据在长、宽、高方向上的体素个数,即确定 RF 体数据的尺寸。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的自由臂三维超声弹性成像中 RF 体数据的估计方法,其特征在于,构建的压缩前、后 RF 体数据的位置和尺寸都相同。

4. 根据权利要求 1 所述的自由臂三维超声弹性成像中 RF 体数据的估计方法,其特征在于,步骤 (2) 中,首先对整个 RF 体数据进行幅度插值;每当遍历到 RF 帧序列中的某一帧的某一条 RF 信号的起点时,计算该条 RF 信号的解析信号,记该条 RF 信号为 $rf = FS_{i,j}$, $FS_{i,j}$ 表示帧序列 frame sequences 中第 i 帧的第 j 条 RF 信号,其解析信号为 $a(t) = s(t)e^{j\phi(t)}$, 幅度为 $s(t)$, 相位为 $\phi(t)$ 。

5. 根据权利要求 4 所述的自由臂三维超声弹性成像中 RF 体数据的估计方法,其特征在于,进行幅度插值时,将 RF 信号的第 i 个采样点 $rf(i)$ 映射到 RF 体数据中一点,以该点为球心, R 为半径,将 $s(i)$ 值赋给球体内的每一个体素点,当一个体素点被多次赋值时求总和的均值,当一个体素点一次都没有被赋值过时,用其临近体素的幅度值的均值对其赋值。

6. 根据权利要求 4 所述的自由臂三维超声弹性成像中 RF 体数据的估计方法,其特征在于,以到球心距离倒数为权重对邻近的体素进行加权赋值。

7. 根据权利要求 1 所述的自由臂三维超声弹性成像中 RF 体数据的估计方法,其特征在于,步骤 (3) 中,RF 信号的估计,根据插值后得到的 RF 体数据 RF 体数据的每一条“RF 信号”的幅度以及信号的频率,传播距离,用 RF 信号近似公式 $rf = s(t)\cos(\phi + 2\pi f_0 x(t)/c)$ 重新计算出实际的 RF 信号;其中, $s(t)$ 为幅度, c 为速率, f_0 为频率, $x(t)$ 为传播距离,压缩前、后 RF 体数据对应位置的 RF 信号的初始相位 Φ 相同。

8. 根据权利要求 1 所述的自由臂三维超声弹性成像中 RF 体数据的估计方法,其特征在于,步骤 (3) 中,RF 信号的估计,不对 RF 信号上每一个采样点进行相位估计,而是根据 RF 信号频率以及采样率以一个正弦周期或半个正弦周期为单位来估计,在进行相位估计的时候只需计算每个周期或半个周期的起点相位即可。

9. 根据权利要求 1 所述的自由臂三维超声弹性成像中 RF 体数据的估计方法,其特征在于,步骤 (4) 中,构建一个 FIR 低通滤波器,对估计的每一条 RF 信号进行低通滤波处理,滤除人为引入的高频信息,从而得到最终的 RF 体数据。

自由臂三维超声弹性成像中 RF 体数据的估计方法

技术领域

[0001] 本发明涉及计算机辅助医学成像技术领域,特别涉及一种自由臂三维超声弹性成像中超声射频(RF)信号体数据的估计方法。

背景技术

[0002] 医学超声诊断是现代医学影像的重要组成部分,在人身体的许多组织(比如心脏、肝脏、乳房、浅表组织等)的病理诊断中有很大的参考价值。人体软组织的质地变化通常与其病理过程有着密切关系,当组织发生病变时,组织的硬软程度或弹性大小等特征会发生明显改变。

[0003] 生物组织的弹性信息对于疾病的诊断过程具有重要的参考价值。然而,包括X射线成像、超声成像(US)、磁共振成像(MRI)、计算机断层扫描(CT)等在内的传统医学成像模式获取的只是组织的密度与厚度等属性,都不能直接提供弹性这一组织的基本力学属性的信息。临床上,病变(比如癌症)组织在病变早期时密度与厚度等属性与正常的组织很相近,所以采用以上的成像模式都很难检测到早期的病变,而近年来快速发展的超声弹性成像技术(Elastography),通过获取有关组织弹性信息进行成像,能够及时地检测到早期病变,弥补了传统医学成像模式的不足,具有重要的临床应用价值和广阔的应用前景。

[0004] 超声弹性成像其基本原理为对某一组织施加一个内部(包括自身的)或外部的、动态或静态/准静态的激励;在弹性力学、生物力学等物理条件下,组织将产生一个响应,例如位移、应变与速度的分布;利用数字信号处理和数字图像技术,估计出组织内部的位移、应变等参数,从而间接或直接反映其弹性模量等力学属性的差异。

[0005] 二维超声图像可以很好地反应当前组织截面的情况,但是2D的超声检查也有一些不足之处,2D超声检查依赖于诊断者的经验知识来控制超声探头的移动,得到的图像也仅能反应当前截面的信息,待检查部位组织(比如病灶的立体几何形状)的三维形状只能依赖于诊断者的想象而不能直观的显示出来;2D超声检查难以将图像平面定位到器官中的具体位置,也难以获取器官特定截面的图像;2D超声成像中,计算距离及体积依赖于人体器官近似几何形状的公式,也依赖于2D图像的视角。从量化的角度以及方便后续研究的角度上看,2D超声是一种很差的成像模式,而3D成像模式具有三维直观显示,便于测量,能获取组织任意截面属性信息等优点,能够很好的克服2D成像模式的限制。

[0006] 三维超声弹性成像获取的是组织的三维弹性模量信息。三维超声弹性成像过程主要包括RF体数据的获取,组织应变的计算,三维图像重建及三维图像的显示几个步骤。其中,RF体数据获取是至关重要的一步,压缩前后RF体数据的匹配性将直接决定着应变计算结果的正确与否。三维超声成像的数据获取方法可以分为两种:1、采用一维线阵探头获取2D序列图像,将2D图像序列重构成三维图像体数据;2、采用二维阵列探头直接获取三维图像体数据。其中采用一维线阵探头获取2D序列图像通常有自由臂(free-hand)扫描、机械驱动扫描两种扫描方式;当采用自由臂扫描时,需要将一种定位装置(声学定位,光学定位或者电磁定位装置等)固定到超声探头上,在采集每一帧图像时记录图像的空间位置信

息。

[0007] 对于自由臂扫描的三维超声弹性成像,在采集数据时,操作者需要手握探头贴紧组织皮肤表面以一定的速率移动一段距离采集压缩前的 RF 数据帧序列,然后再用探头对同一部位的组织施加并保持一定的压力再次以同样的速率移动一段距离采集压缩后的 RF 数据帧序列。在计算弹性图像时,根据两次采集的数据寻找压缩前和压缩后匹配的 RF 帧计算得到弹性图像,将多幅弹性图像进行三维重建并显示。上述方法的思想是将二维弹性图计算方法简单地扩展一个维度到三维,其前提是压缩前后采集 RF 数据帧序列时需保证探头垂直于组织表面同时探头移动速率及方向相同,但在实际操作中该方法有很大的局限性,这是因为:

[0008] 1、探头移动过程中可能会发生倾斜或偏转;

[0009] 2、压缩组织扫描时,难以保证探头施加的压力均匀,施压的方向沿轴向;

[0010] 3、探头在前后两次移动中难以保证移动速率相同,移动方向相同。

[0011] 在自由臂扫描中,上述三种情况属于常见问题,如果操作者没有很好的经验的话,压缩前、后采集的 RF 帧序列将会难以匹配,进而造成后续的组织时移估计及应变计算中出现较大的误差,最终得到三维弹性结果与实际相差甚远。因此,针对普通的没有过多经验的操作者,如何利用自由臂扫描方法在一般情况下采集到的 RF 帧序列,计算得到正确的组织三维弹性图像是一个急需解决的问题。

发明内容

[0012] 本发明的目的在于克服现有技术的缺点与不足,提供一种自由臂三维超声弹性成像中 RF 体数据的估计方法。

[0013] 本发明的目的通过下述技术方案实现:

[0014] 自由臂三维超声弹性成像中 RF 体数据的估计方法,包括下述步骤:

[0015] (1) 构建压缩前、后两个 RF 体数据,确定两个 RF 体数据的位置和尺寸;

[0016] (2) 遍历压缩前 RF 帧序列中的每一条 RF 信号的每一个采样点,将该点经过坐标转换映射到压缩前 RF 体数据中,对其邻近体素进行幅度插值;对于压缩后的 RF 帧序列,采用同样的方法对压缩后 RF 体数据进行插值;

[0017] (3) 插值完后,对于 RF 体数据中每一条“RF 信号”,利用该条“RF 信号”上的每个点的幅度以及信号的频率、传播距离,估计出一条近似真实的 RF 信号;

[0018] (4) 对 RF 体数据中每一条估计出的 RF 信号进行低通滤波处理,最终得到 RF 体数据。

[0019] 优选的,步骤(1)中,构建的压缩前、后 RF 体数据的位置和尺寸根据扫描得到的 RF 帧的位置范围来确定,RF 体数据的上表面要位于所有采集到的 RF 帧的空间位置的上方,RF 体数据区域要包含压缩前 RF 帧序列所在的空间区域与压缩后相交集的区域;根据 RF 帧中单位长度像素的个数来确定 RF 体数据在长、宽、高方向上的体素个数,即确定 RF 体数据的尺寸。

[0020] 优选的,构建的压缩前、后 RF 体数据的位置和尺寸都相同。

[0021] 优选的,步骤(2)中,首先对整个 RF 体数据进行幅度插值;每当遍历到 RF 帧序列中的某一帧的某一条 RF 信号的起点时,计算该条 RF 信号的解析信号,记该条 RF 信号为 rf

$= FS_{i,j}, FS_{i,j}$ 表示帧序列 frame sequences 中第 i 帧的第 j 条 RF 信号, 其解析信号为 $a(t) = s(t)e^{j\phi(t)}$, 幅度为 $s(t)$, 相位为 $\phi(t)$ 。

[0022] 优选的, 进行幅度插值时, 将 RF 信号的第 i 个采样点映射到 RF 体数据中一点, 以该点为球心, R 为半径, 将值赋给球体内的每一个体素点, 当一个体素点被多次赋值时求总和的均值, 当一个体素点一次都没有被赋值过时, 用其临近体素的幅度值的均值对其赋值。

[0023] 优选的, 以到球心距离倒数为权重对邻近的体素进行加权赋值。

[0024] 优选的, 步骤 (3) 中, RF 信号的估计, 根据插值后得到的 RF 体数据 RF 体数据的每一条“RF 信号”的幅度以及信号的频率, 传播距离, 用 RF 信号近似公式重新计算出实际的 RF 信号; 压缩前、后 RF 体数据对应位置的 RF 信号的初始相位 Φ 相同。

[0025] 优选的, 步骤 (3) 中, RF 信号的估计, 不对 RF 信号上每一个采样点进行相位估计, 而是根据 RF 信号频率以及采样率以一个正弦周期或半个正弦周期为单位来估计, 在进行相位估计的时候只需计算每个周期或半个周期的起点相位即可。

[0026] 优选的, 步骤 (4) 中, 构建一个 FIR 低通滤波器, 对估计的每一条 RF 信号进行低通滤波处理, 滤除人为引入的高频信息, 从而得到最终的 RF 体数据。

[0027] 本发明相对于现有技术具有如下的优点及效果:

[0028] (1) 在自由臂三维超声弹性成像中, 本发明相当于在扫描得到的 RF 帧序列和计算弹性图像之间提供了一种通用的接口, 该接口可以屏蔽操作者不规范的数据采集方式, 使得通过不规范采集方式获取的 RF 帧序列都能很好的用于后续的弹性图像计算。

[0029] (2) 本发明创新性的提出了一种 RF 信号估计方法, 通过对一条 RF 信号上的每一个采样点进行幅度插值, 利用幅度, 频率, 波速, 传播距离等信息估计出 RF 信号的波形, 再通过低通滤波器滤除信号的高频分量, 从而估计出近似真实的 RF 信号。

附图说明

[0030] 图 1 是本发明的流程图;

[0031] 图 2 是本发明主要使用场景示意图;

[0032] 图 3(a) 是根据 RF 帧序列确定压缩前 RF 体数据的位置和尺寸;

[0033] 图 3(b) 是根据 RF 帧序列确定压缩后 RF 体数据的位置和尺寸;

[0034] 图 4 是遍历至压缩前 RF 帧序列中某一帧内的某条 RF 信号的一个采样点;

[0035] 图 5 是对 RF 体数据中的体素进行幅度插值和相位估计;

[0036] 图 6 是相邻位置的三条 RF 信号;

[0037] 图 7 是根据图 6 中第 1, 3 条信号估计第 2 条信号, 上部分是真实信号, 下部分

[0038] 为估计出来的信号。

具体实施方式

[0039] 下面结合实施例及附图对本发明作进一步详细的描述, 但本发明的实施方式不限于此。

[0040] 实施例

[0041] 如图 1、图 2 所示, 自由臂三维超声弹性成像中 RF 体数据的估计方法, 包括下述步骤:

[0042] (1) 构建压缩前、后两个 RF 体数据,确定两个 RF 体数据的位置和尺寸;

[0043] (2) 遍历压缩前 RF 帧序列中的每一条 RF 信号的每一个采样点,将该点经过坐标转换映射到压缩前 RF 体数据中,对其邻近体素进行幅度插值;对于压缩后的 RF 帧序列,采用同样的方法对压缩后 RF 体数据进行插值;

[0044] (3) 插值完后,对于 RF 体数据中每一条“RF 信号”,利用该条“RF 信号”上的每个点的幅度以及信号的频率,传播距离,估计出一条近似真实的 RF 信号;

[0045] (4) 对 RF 体数据中每一条估计出的 RF 信号进行低通滤波处理,最终得到 RF 体数据。

[0046] 如图 3(a) 和图 3(b) 所示,通常情况下,自由臂采集到的 RF 帧序列不可能是平行规则的排列,而是有角度旋转以及帧疏密不同等等复杂的情况,这种情况下,压缩前 RF 帧序列和压缩后 RF 帧序列很难匹配,因此并不能直接用于弹性值计算;本发明可以利用这些 RF 帧序列,通过插值估计出一个规则的 RF 体数据 (Volume),使得压缩前 RF 体数据的每一条 RF 信号都可以和压缩后的 RF 体数据中的每一条 RF 信号很好的匹配,从而利用压缩前、后两个 RF 体数据来直接进行计算弹性图像。由于压缩后 RF 体数据的计算方法和过程与压缩前的 RF 体数据计算方法和过程相同,因此,只以压缩前 RF 体数据为例,具体实施步骤如下:

[0047] (1) 确定压缩前 RF 体数据的位置和尺寸。如图 3(a) 所示,根据压缩前 RF 帧序列中每个帧中每个像素点的三维坐标 (X_i, Y_i, Z_i) 求出 RF 帧序列的在三个坐标轴的范围 $[X_{\min}, X_{\max}]$, $[Y_{\min}, Y_{\max}]$, $[Z_{\min}, Z_{\max}]$;同样如图 3(b) 所示,求取压缩后 RF 帧序列在坐标轴上的范围,取交集部分,得到交集部分的坐标范围 $[X'_{\min}, X'_{\max}]$, $[Y'_{\min}, Y'_{\max}]$, $[Z'_{\min}, Z'_{\max}]$;寻找所有的 RF 帧中在 y 轴方向上的最小值,以这个最小值作为 RF 体数据的上表面,目的就是让 RF 体数据能完全够覆盖所有 RF 帧的顶部。确定好 RF 体数据的位置后,按照 RF 帧中 x, y 轴单位长度像素的个数来确定 RF 体数据在 x, y, z 方向上的体素个数,即确定 RF 体数据的尺寸。

[0048] (2) 对 RF 体数据中的体素进行幅度插值。遍历压缩前 RF 帧序列中的每一帧的每一条 RF 信号,求出该 RF 信号的解析信号 $a(t) = s(t)e^{j\phi(t)}$,得到幅度 $s(t)$,然后遍历该 RF 信号的每一个采样点,如图 4 所示,将该采样点 $rf(i)$ 进行坐标变换,如果变换后的点不在 RF 体数据中,弃之,反之,寻找在以该点为球心, $R = 1$ 为半径的球内的体素,过球心垂直于 x 轴的截面图如图 5 所示;其中, A 点为某一帧中某一条 RF 信号的起始采样点, B 点为遍历至 RF 信号中的某一点 $rf(i)$ 经坐标变换后映射到 RF 体数据中点,将 RF 信号中当前点的幅度值赋给球内的所有体素,如果一个体素被多次赋值,记录被赋值的次数以及被赋的值的加和,求均值。

[0049] (3) 估计 RF 信号。得到 RF 体数据中每条“RF 信号”的幅度值后,然后估算 RF 信号的相位。如图 5 所示,RF 体数据的 y 轴方向的一系列离散点即为待估计的离散 RF 信号;已知声波在组织中的速率 c ,频率为 f_0 ,传播距离为 $x(t)$,取初始相位 $\Phi = 0$,代入 $rf = s(t) \cos(\Phi + 2\pi f_0 x(t)/c)$ 中就可以估算出一条 RF 信号。需要注意的是,初始相位 Φ 可以任意设定,但需保证压缩前、后对应位置(相匹配)的 RF 信号的初始相位要相同。图 6 为相邻位置的三条 RF 信号,用第 1, 3 条信号来估计第 2 条信号,结果如图 7 所示,图 7 上部分为真实的第 2 条 RF 信号,下部分为估计出来的第 2 条 RF 信号。

[0050] (4) 对 RF 信号进行低通滤波处理。根据 RF 信号的频率以及采样率,设计 FIR 滤波

器,对 RF 体数据中估计出的每一条 RF 信号进行低通滤波处理,得到最终的 RF 体数据。

[0051] 上述实施例为本发明较佳的实施方式,但本发明的实施方式并不受上述实施例的限制,其他的任何未背离本发明的精神实质与原理下所作的改变、修饰、替代、组合、简化,均应为等效的置换方式,都包含在本发明的保护范围之内。

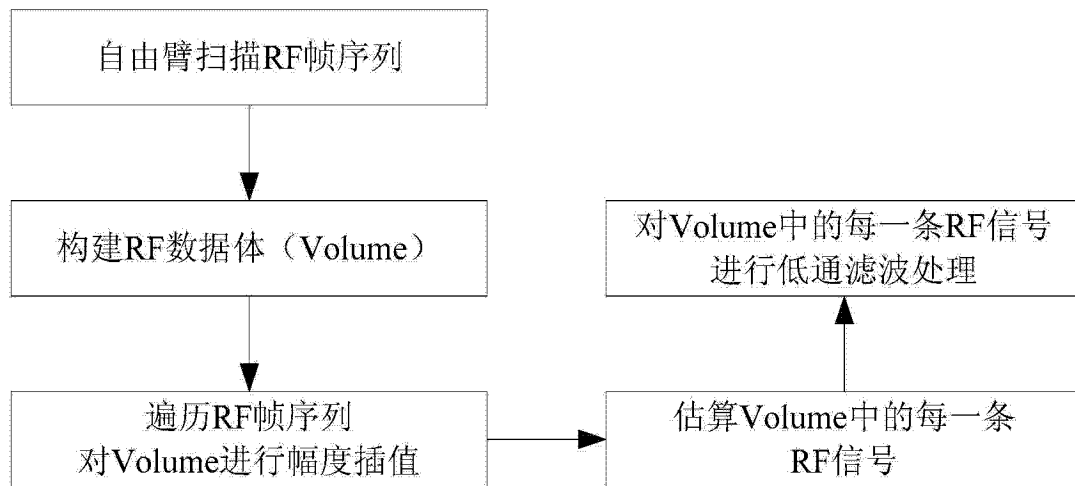


图 1

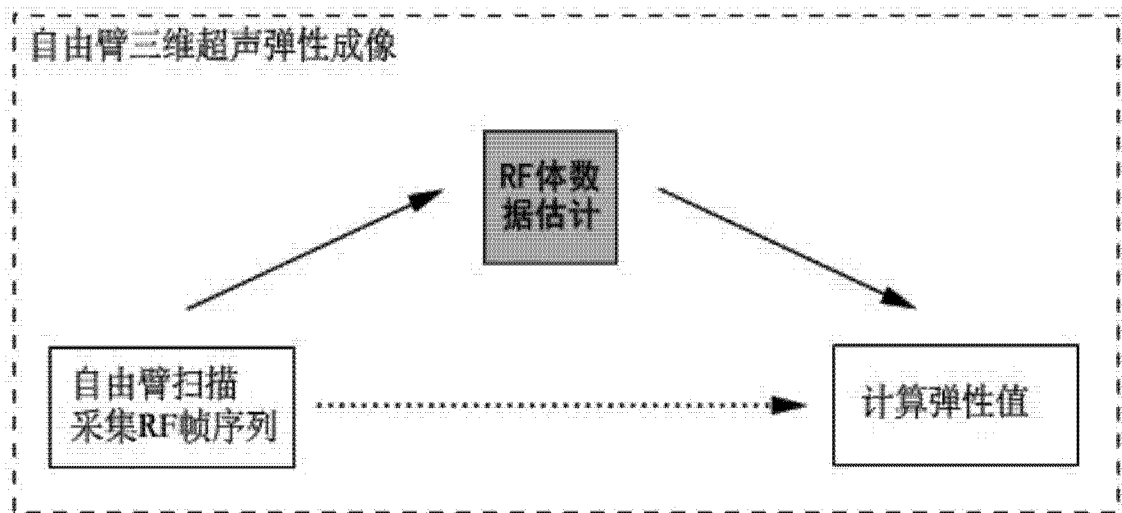


图 2

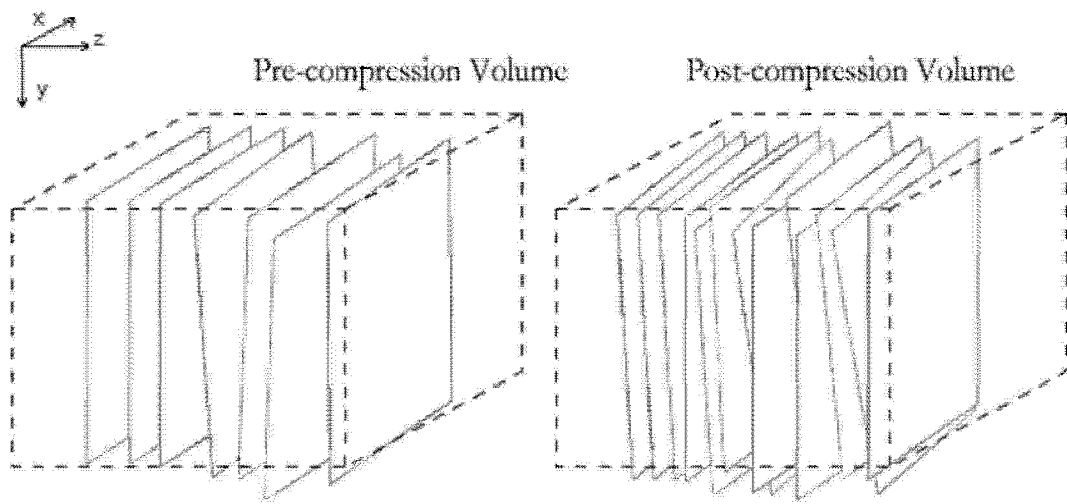


图 3 (a)

图 3 (b)

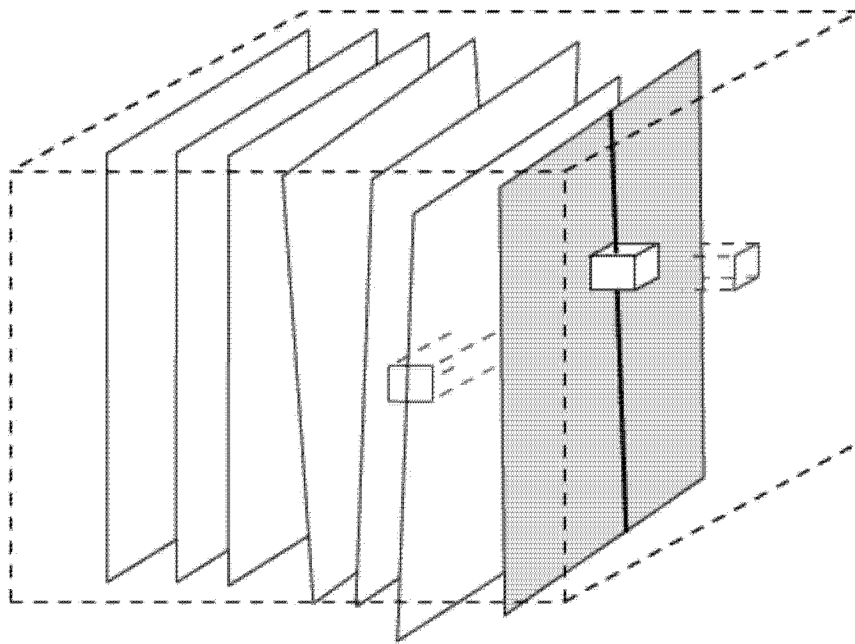


图 4

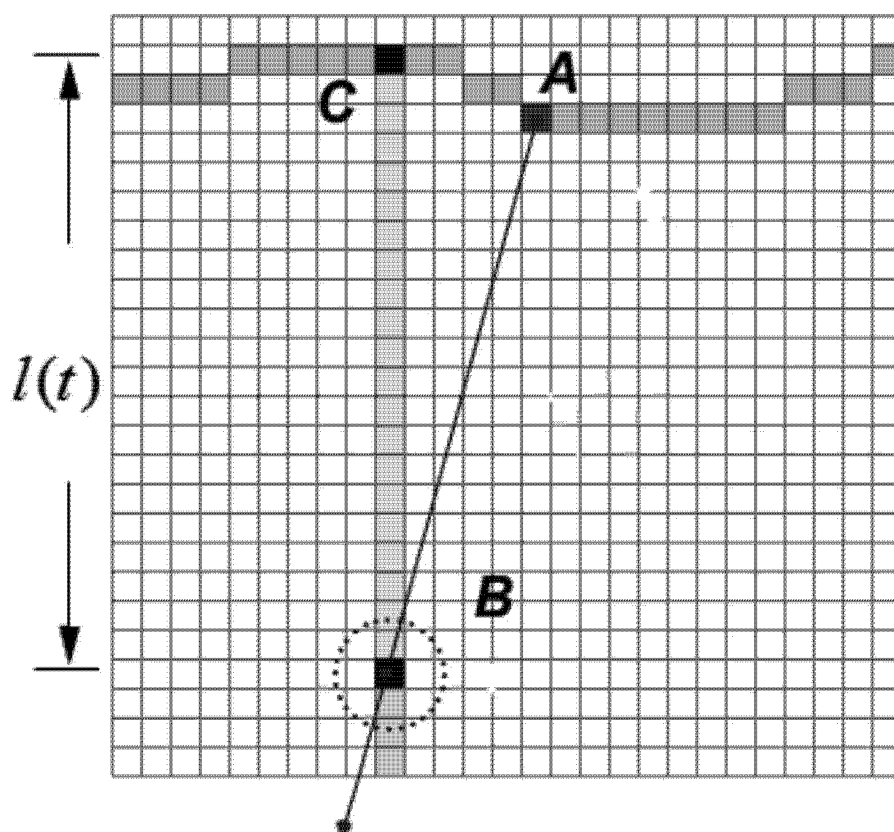


图 5

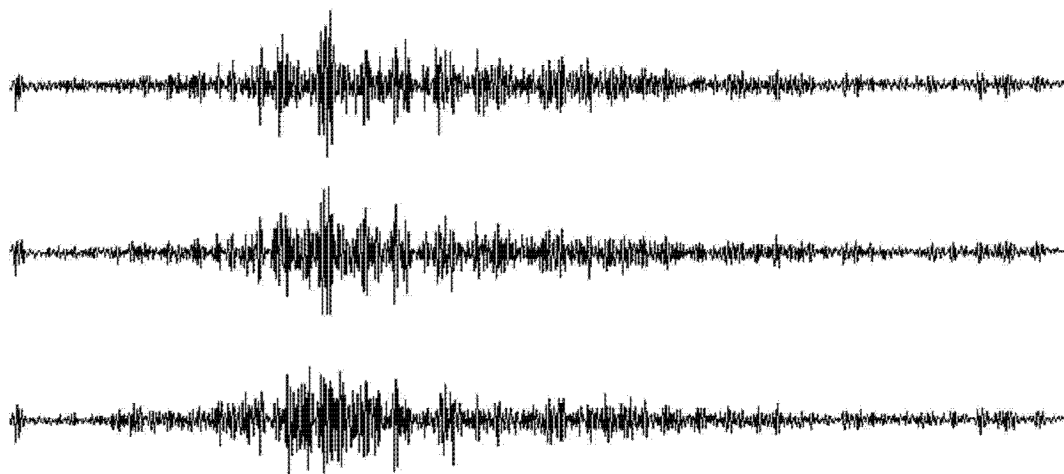


图 6

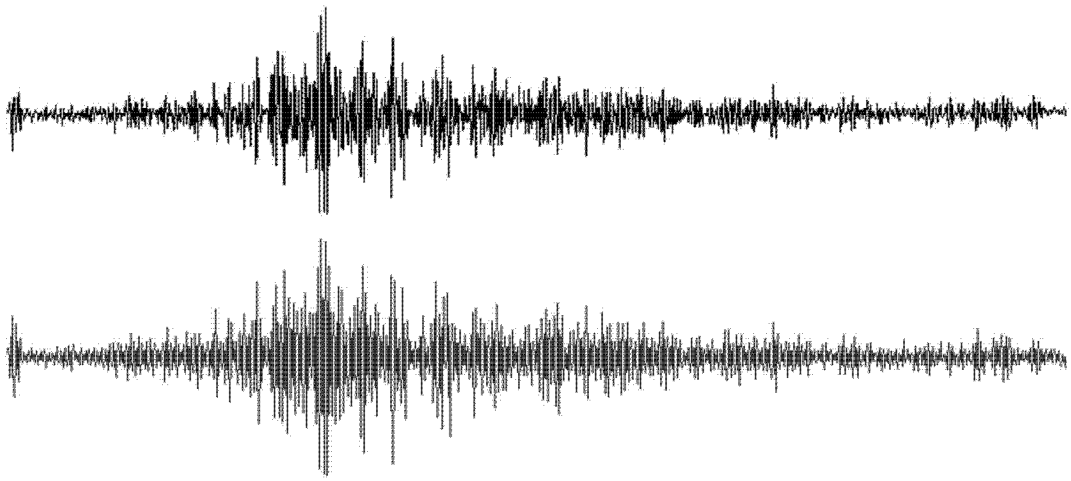


图 7

专利名称(译)	自由臂三维超声弹性成像中RF体数据的估计方法		
公开(公告)号	CN103767733B	公开(公告)日	2015-08-26
申请号	CN201410020359.5	申请日	2014-01-16
[标]申请(专利权)人(译)	华南理工大学		
申请(专利权)人(译)	华南理工大学		
当前申请(专利权)人(译)	华南理工大学		
[标]发明人	黄庆华 陈朝虹		
发明人	黄庆华 陈朝虹		
IPC分类号	A61B8/00		
审查员(译)	李伟博		
其他公开文献	CN103767733A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种自由臂三维超声弹性成像中RF体数据的估计方法，该方法在已采集到压缩前、后RF帧序列的基础上，根据扫描区域的位置构建压缩前、压缩后两个RF数据立体，遍历压缩前RF帧序列的每一个RF信号采样点，将该点经坐标变换映射到压缩前Volume中，对邻近位置的体素进行幅度插值；然后利用幅度信息，结合信号的频率及传播距离，估算出Volume中每一条RF信号，对每一条RF信号经过低通滤波处理，最终得到压缩前RF体数据，采取同样的操作遍历压缩后的RF帧序列，计算得到压缩后的RF体数据。本发明从RF帧序列估计RF体数据的方法，得到的RF体数据可直接简单地用于计算三维弹性图像，该方法适用于多种复杂扫描情况下的自由臂三维超声弹性成像。

