



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 108784736 B

(45)授权公告日 2020.02.14

(21)申请号 201810501554.8

(22)申请日 2018.05.23

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 108784736 A

(43)申请公布日 2018.11.13

(73)专利权人 成都信息工程大学
地址 610025 四川省成都市双流区西南航
空港经济开发区学府路1段24号

(72)发明人 彭辉 铁菊红

(74)专利代理机构 成都正华专利代理事务所
(普通合伙) 51229

代理人 何凡

(51) Int. Cl.
A61B 8/00(2006.01)

(56)对比文件

- US 2009182234 A1, 2009.07.16,
- CN 1678243 A, 2005.10.05,
- CN 107198545 A, 2017.09.26,
- CN 101530333 A, 2009.09.16,
- CN 102920485 A, 2013.02.13,
- CN 103735287 A, 2014.04.23,
- US 2012128223 A1, 2012.05.24,

审查员 桂林

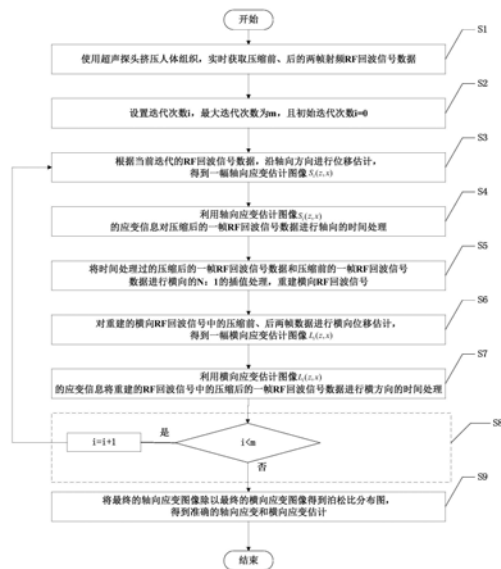
权利要求书2页 说明书8页 附图3页

(54)发明名称

一种二维迭代的超声弹性成像应变估计方法

(57)摘要

本发明公开了一种二维迭代的超声弹性成像应变估计方法,运用到超声弹性成像系统中,具有以下优点:重复利用了轴向应变和横向应变的相关性,使用轴向或横向应变估计信息,采用时间拉伸方法对齐了横向或轴向RF回波信号,增强了横向或轴向RF回波信号的相关性,提高了横向或轴向应变估计的准确度;采用子带技术和互相关方法对横向应变进行估计,提高了横向应变估计的准确度;采用三次样条插值方法对横向RF回波信号进行插值,增加了横向RF回波信号的采样率,提高了横向应变估计的准确度;反复多次迭代求解,不断提高轴向应变和横向应变估计的准确度和精度,得到了更准确的泊松比分布图,有助于医生对早期肿瘤等疾病的诊断。



CN 108784736 B

1. 一种二维迭代的超声弹性成像应变估计方法,其特征在于,包括以下步骤:

S1、使用超声探头挤压人体组织,实时获取压缩前、后的两帧射频RF回波信号数据;

S2、设置迭代次数*i*,最大迭代次数为*m*,且初始迭代次数*i*=0;

S3、根据当前迭代的RF回波信号数据,沿轴向方向进行位移估计,得到一帧轴向应变估计图像 $S_i(z, x)$;

S4、利用轴向应变估计图像 $S_i(z, x)$ 的应变信息对压缩后的一帧RF回波信号数据进行轴向的时间处理;

S5、将时间处理过的压缩后的一帧RF回波信号数据和压缩前的一帧RF回波信号数据进行横向的N:1的插值处理,重建横向RF回波信号;

S6、对重建的横向RF回波信号中的压缩前、后两帧数据进行横向位移估计,得到一帧横向应变估计图像 $L_i(z, x)$;

S7、利用横向应变估计图像 $L_i(z, x)$ 的应变信息将重建的RF回波信号中的压缩后的一帧RF回波信号数据进行横向的时间处理;

S8、判断迭代次数*i*与最大迭代次数*m*的关系;

若迭代次数*i*<*m*,则*i*=*i*+1,并返回步骤S3;

否则得到最终的轴向应变图像和横向应变图像并进入步骤S9;

S9、将最终的轴向应变图像除以最终的横向应变图像得到泊松比分布图,得到准确的轴向应变和横向应变估计。

2. 根据权利要求1所述的二维迭代的超声弹性成像应变估计方法,其特征在于,所述步骤S1中:

压缩前、后的两帧射频RF回波信号是二维的,沿探头声波发射方向是轴向,垂直于轴向方向是横向;

压缩前、后的射频RF回波信号为:

$$r_1(x) = s(x)p(x) + n_1(x) \quad (1)$$

$$r_2(x) = s\left(\frac{x}{\alpha}\right)p(x) + n_2(x) \quad (2)$$

式中, $r_1(x)$ 、 $r_2(x)$ 分别表示压缩前和压缩后RF回波信号; $s(x)$ 表示人体组织散射子函数, $p(x)$ 是点扩散函数; $n_1(x)$ 和 $n_2(x)$ 表示系统白噪声; α 是拉伸或压缩系数,且 $\alpha = 1 - \varepsilon$, ε 是外加应变。

3. 根据权利要求1所述的二维迭代的超声弹性成像应变估计方法,其特征在于,所述步骤S2中的最大迭代次数*m*为4。

4. 根据权利要求1所述的二维迭代的超声弹性成像应变估计方法,其特征在于,所述步骤S3为:采用互相关方法根据压缩前、后的两帧数据沿轴向进行位移估计,得到一帧轴向应变估计图像;

其方法具体为:

S31、将压缩前、后相对应的两条轴向RF回波信号划分成若干个部分重叠的窗口;

上述若干个重叠的窗口的重叠率为75%;

S32、求每个窗口的位移估计;

S33、求每个窗口的应变估计;

上述每个窗口的应变估计是对应窗口位移估计的导数。

5. 根据权利要求2所述的二维迭代的超声弹性成像应变估计方法,其特征在于,所述步骤S4中的时间处理为时间拉伸处理或时间压缩处理;

所述步骤S4具体为:

S41、将一帧轴向应变估计图像的一条轴向应变估计数据分成若干个不重叠的窗口;

S42、求出每个窗口的平均应变估计值;

S43、通过每个窗口的平均应变估计值拉伸或压缩该窗口内的对应的轴向RF回波信号;

所述步骤S43中的,轴向的时间处理后RF回波信号为:

$$r_3(x) = r_2(\alpha x) = s(x) * p(\alpha x) + n_3(x) \quad (3)$$

式中, $r_3(x)$ 表示轴向的时间处理后的RF回波信号, α 为拉伸或压缩系数, $n_3(x)$ 表示系统白噪声。

6. 根据权利要求1所述的二维迭代的超声弹性成像应变估计方法,其特征在于,所述步骤S5中的插值处理方法为三次样条插值方法。

7. 根据权利要求1所述的二维迭代的超声弹性成像应变估计方法,其特征在于,所述步骤S6具体为使用子带划分方法和互相关方法对重建的横向RF回波信号中的压缩前、后的两帧RF回波信号数据进行横向位移估计;

其具体方法为:

S61、将重建的压缩前、后的每条轴向RF回波信号划分成三个子带信号;

S62、对每一对压缩前、后的子带信号,采用互相关方法沿横向进行位移估计得到三个子带横向应变估计图像;

S63、对三个子带横向应变估计图像进行加权平均,得到一幅横向应变估计图像。

8. 根据权利要求2所述的二维迭代的超声弹性成像应变估计方法,其特征在于,所述步骤S7中的时间处理为时间拉伸处理或时间压缩处理,具体为:

S71、将一帧横向应变估计图像的一条横向应变估计数据分成若干个不重叠的窗口;

S72、求出每个窗口的平均应变估计值;

S73、通过每个窗口的平均应变估计值拉伸或压缩该窗口内的对应的横向RF回波信号;

所述步骤S73中的,横向的时间处理后RF回波信号为:

$$r_4(x) = r_2(\alpha x) = s(x) * p(\alpha x) + n_4(x) \quad (4)$$

式中, $r_4(x)$ 表示横向的时间处理后的RF回波信号, α 为拉伸或压缩系数, $n_4(x)$ 表示系统白噪声。

9. 根据权利要求1所述的二维迭代的超声弹性成像应变估计方法,其特征在于,所述步骤S9中泊松比为人体弹性组织的重要机械属性,泊松比 ν 为:

$$\nu = \left| \frac{\varepsilon_l}{\varepsilon_a} \right| \quad (5)$$

上式中, ε_l 是横向应变, ε_a 是轴向应变。

一种二维迭代的超声弹性成像应变估计方法

技术领域

[0001] 本发明属于医生超声成像技术领域,具体涉及一种二维迭代的超声弹性成像应变估计方法。

背景技术

[0002] 人体组织的硬度(或称之为弹性)是人体组织很重要的一个机械属性。临床医生一直以来对生物组织的机械属性都有研究,很多病变,特别是肿瘤和癌症,和人体器官硬度变化密切相关,临床医生可以根据人体器官硬度的变化推断出该器官是否有疾病。比如,乳腺肿瘤在病变过程中,其在对应的乳房部位会变硬。超声弹性成像是一种新的医学超声成像技术,可以定性或定量测出人体组织的各器官的软硬度信息、应变和弹性模量,医生通过超声弹性成像获得的人体组织的应变和弹性模量信息对癌症、肿瘤等疾病的早期诊断具有重要的意义。

[0003] 超声弹性成像过程的主要步骤包括:

[0004] (1) 用探头轻轻沿扫描平面挤压人体表面,使人体组织内部产生应力场,人体组织产生轻微的形变;

[0005] (2) 根据压缩前、后的超声回波射频RF回波信号,估计每条A线的每个相关窗口的位移,得到一帧位移分布图;

[0006] (3) 对位移进行求导,得到一帧应变分布图,并将它以图像的方式显示在计算机屏幕上。

[0007] 在现有的超声弹性成像系统中,一般只考虑对轴向应变(沿声束传播方向)进行估计,这是因为在弹性成像过程中,探头是沿轴向对人体组织进行施压,人体组织形变主要沿轴向方向。但在一个实际的弹性成像系统中,人体组织内应力场是三维的,有轴向应力、横向应力(在扫描平面垂直声束传播方向)和正向应力(垂直扫描平面)。由于现有的超声探头扫描得到都是二维的RF回波信号,很难从二维RF回波信号求解正向应力,所以目前的弹性成像系统中都忽略对正向应力的估计。横向位移和应变估计可以提供额外的人体机械属性信息,利用横向位移和应变估计技术,泊松比可以被估计出来,泊松比是一个很重要的生物组织机械属性,泊松比有助于医生对早期肿瘤等疾病的诊断。对于一个二维的应变场(同时存在轴向和横向应变),横向应变会导致轴向回波信号的解相关噪声,轴向应变也会导致横向回波信号的解相关噪声,并且通常超声系统横向采样率比轴向采样率低很多(通常低几倍或十几倍),这些因素给横向位移估计带来了很大难度,导致横向应变估计的准确度和精度不高。

[0008] 在实际的超声弹性成像系统中,由于人体组织的横向位移比较弱小,并且探头的横向采样率比较低,轴向应变也会导致横向回波信号的解相关噪声,这些因素导致对横向应变估计非常困难,所以现有的大部分超声弹性成像方法都只是轴向应变(沿声束传播方向)进行估计,没有对横向应变进行估计,这样缺失了横向应变信息,造成无法得到人体组织的泊松比信息。医生由于缺乏横向应变和泊松比的信息,可能导致对肿瘤等疾病的诊断

不够准确。

[0009] 对于一个二维的应变场,横向应变和轴向应变是相关的,现有的超声弹性成像应变估计方法几乎都没有考虑到这种相关性,其实可以利用横向应变的信息提高轴向应变的估计准确度。还有现有的横向应变估计方法得到的横向应变的准确度不高,从而得到的泊松比信息不够准确,影响了超声弹性成像的普及和应用。

发明内容

[0010] 针对现有技术中的上述不足,本发明提供的二维迭代的超声弹性成像应变估计方法解决了现有的超声弹性成像方法中没有对横向应变进行估计,造成横向应变信息缺失,导致无法得到人体组织的泊松比信息,进而对肿瘤等疾病的诊断不够准确的问题。

[0011] 为了达到上述发明目的,本发明采用的技术方案为:一种二维迭代的超声弹性成像应变估计方法,包括以下步骤:

[0012] S1、使用超声探头挤压人体组织,实时获取压缩前、后的两帧射频RF回波信号数据;

[0013] S2、设置迭代次数*i*,最大迭代次数为*m*,且初始迭代次数*i*=0;

[0014] S3、根据当前迭代的RF回波信号数据,沿轴向方向进行位移估计,得到一帧轴向应变估计图像 $S_i(z, x)$;

[0015] S4、利用轴向应变估计图像 $S_i(z, x)$ 的应变信息对压缩后的一帧RF回波信号数据进行轴向的时间处理;

[0016] S5、将时间处理过的压缩后的一帧RF回波信号数据和压缩前的一帧RF回波信号数据进行横向的N:1的插值处理,重建横向RF回波信号;

[0017] S6、对重建的横向RF回波信号中的压缩前、后两帧数据进行横向位移估计,得到一帧横向应变估计图像 $L_i(z, x)$;

[0018] S7、利用横向应变估计图像 $L_i(z, x)$ 的应变信息将重建的RF回波信号中的压缩后的一帧RF回波信号数据进行横向的时间处理;

[0019] S8、判断迭代次数*i*与最大迭代次数*m*的关系;

[0020] 若迭代次数*i*<*m*,则*i*=*i*+1,并返回步骤S3;

[0021] 否则得到最终的轴向应变图像和横向应变图像并进入步骤S9;

[0022] S9、将最终的轴向应变图像除以最终的横向应变图像得到泊松比分布图,得到准确的轴向应变和横向应变估计。

[0023] 进一步地,所述步骤S1中:

[0024] 压缩前、后的两帧射频RF回波信号是二维的,沿探头声波发射方向是轴向,垂直于轴向方向是横向;

[0025] 压缩前、后的每一条射频RF回波信号是一维的,所述一维的压缩前、后的RF回波信号为:

$$[0026] \quad r_1(x) = s(x) p(x) + n_1(x) \quad (1)$$

$$[0027] \quad r_2(x) = s\left(\frac{x}{\alpha}\right) p(x) + n_2(x) \quad (2)$$

[0028] 式中, $r_1(x)$ 、 $r_2(x)$ 分别表示压缩前和压缩后RF回波信号; $s(x)$ 表示人体组织散射

子函数, $p(x)$ 是点扩散函数; $n_1(x)$ 和 $n_2(x)$ 表示系统白噪声; α 是压缩系数, 且 $\alpha = 1 - \varepsilon$, ε 是外加应变。

[0029] 进一步地, 所述步骤S2中的最大迭代次数 m 为4。

[0030] 进一步地, 所述步骤S3为: 采用互相关方法根据压缩前、后的两帧数据沿轴向进行位移估计, 得到一帧轴向应变估计图像;

[0031] S31、将压缩前、后相对应的两条轴向RF回波信号划分成若干个部分重叠的窗口;

[0032] 上述若干个重叠的窗口的重叠率为75%;

[0033] S32、求每个窗口的位移估计;

[0034] S33、求每个窗口的应变估计;

[0035] 上述每个窗口的应变估计是对应窗口位移估计的导数。

[0036] 进一步地, 所述步骤S4中的时间处理为时间拉伸处理或时间压缩处理;

[0037] 所述步骤S4具体为:

[0038] S41、将一帧轴向应变估计图像的一条轴向应变估计数据分成若干个不重叠的窗口;

[0039] S42、求出每个窗口的平均应变估计值;

[0040] S43、通过每个窗口的平均应变估计值拉伸或压缩该窗口内的对应的轴向RF回波信号;

[0041] 所述步骤S43中的, 轴向的时间处理后RF回波信号为:

$$[0042] \quad r_3(x) = r_2(\alpha x) = s(x) * p(\alpha x) + n_3(x) \quad (3)$$

[0043] 式中, $r_3(x)$ 表示轴向的时间处理后的RF回波信号, α 为拉伸或压缩系数, $n_3(x)$ 表示系统白噪声。

[0044] 进一步地, 所述步骤S5中的插值处理方法为三次样条插值方法。

[0045] 进一步地, 所述步骤S6具体为使用子带划分方法和互相关方法对重建的横向RF回波信号中的压缩前、后的两帧RF回波信号数据进行横向位移估计;

[0046] 其具体方法为:

[0047] S61、将重建的压缩前、后的每条轴向RF回波信号划分成三个子带信号;

[0048] S62、对每一对压缩前、后的子带信号, 采用互相关方法沿横向进行位移估计得到三个子带横向应变估计图像;

[0049] S63、对三个子带横向应变估计图像进行加权平均, 得到一幅横向应变估计图像。

[0050] 进一步地, 所述步骤S7中的时间处理为时间拉伸处理或时间压缩处理;

[0051] 具体为:

[0052] S71、将一帧横向应变估计图像的一条横向应变估计数据分成若干个不重叠的窗口;

[0053] S72、求出每个窗口的平均应变估计值;

[0054] S73、通过每个窗口的平均应变估计值拉伸或压缩该窗口内的对应的横向RF回波信号;

[0055] 所述步骤S73中的, 横向的时间处理后RF回波信号为:

$$[0056] \quad r_4(x) = r_2(\alpha x) = s(x) * p(\alpha x) + n_4(x) \quad (4)$$

[0057] 式中, $r_4(x)$ 表示横向的时间处理后的RF回波信号, α 为拉伸或压缩系数, $n_4(x)$ 表示

系统白噪声。

[0058] 进一步地,所述步骤S9中泊松比为人体弹性组织的重要机械属性,泊松比 ν 为:

$$[0059] \quad \nu = \left| \frac{\varepsilon_l}{\varepsilon_a} \right| \quad (5)$$

[0060] 上式中, ε_l 是横向应变, ε_a 是轴向应变。

[0061] 本发明提供的二维迭代的超声弹性成像应变估计方法运用到超声弹性成像系统中,具有以下优点:

[0062] (1) 重复利用了轴向应变和横向应变的相关性,使用轴向或横向应变估计信息,采用时间拉伸方法对齐了横向或轴向RF回波信号,增强了横向或轴向RF回波信号的相关性,提高了横向或轴向应变估计的准确度;

[0063] (2) 采用子带技术和互相关方法对横向应变进行估计,提高了横向应变估计的准确度;

[0064] (3) 采用三次样条插值方法对横向RF回波信号进行插值,增加了横向RF回波信号的采样率,提高了横向应变估计的准确度;

[0065] (4) 反复多次迭代求解,不断提高轴向应变和横向应变估计的准确度和精度,得到了更准确的泊松比分布图,有助于医生对早期肿瘤等疾病的诊断。

附图说明

[0066] 图1为本发明提供的实施例中二维迭代的超声弹性成像应变估计方法实现流程图。

[0067] 图2为本发明提供的实施例中采用互相关方法得到一帧轴向应变估计图像方法实现流程图。

[0068] 图3为本发明提供的实施例中轴向的时间处理方法实现流程图。

[0069] 图4为本发明提供的实施例中使用子带划分方法和互相关方法进行横向位移估计实现流程图。

[0070] 图5为本发明提供的实施例中横向的时间处理方法实现流程图。

具体实施方式

[0071] 下面对本发明的具体实施方式进行描述,以便于本技术领域的技术人员理解本发明,但应该清楚,本发明不限于具体实施方式的范围,对本技术领域的普通技术人员来讲,只要各种变化在所附的权利要求限定和确定的本发明的精神和范围内,这些变化是显而易见的,一切利用本发明构思的发明创造均在保护之列。

[0072] 如图1所示,一种二维迭代的超声弹性成像应变估计方法,包括以下步骤:

[0073] S1、使用超声探头挤压人体组织,实时获取压缩前、后的两帧射频RF回波信号数据;

[0074] 上述步骤S1中:

[0075] 压缩前、后的两帧射频RF回波信号是二维的,沿探头声波发射方向是轴向,垂直于轴向方向是横向;一帧二维离散化的RF回波信号可以看做是一个二维信号矩阵,轴向就是

矩阵的列方向,横向就是矩阵的行方向,轴向条数(列数)取决于探头的宽度和扫描间隔,横向条数(行数)取决于沿轴向的信号采样率。所以,一个二维的RF回波信号可以看做由若干条一维的轴向信号构成,或者可以看做是由若干条一维的横向信号构成。

[0076] 压缩前、后的每一条射频RF回波信号是一维的,一维的压缩后的RF回波信号为:

$$[0077] \quad r_1(x) = s(x) p(x) + n_1(x) \quad (1)$$

$$[0078] \quad r_2(x) = s\left(\frac{x}{\alpha}\right) p(x) + n_2(x) \quad (2)$$

[0079] 式中, $r_1(x)$ 、 $r_2(x)$ 分别表示压缩前、后的一条RF回波信号; $s(x)$ 表示人体组织散射子函数, $p(x)$ 是点扩散函数; $n_1(x)$ 和 $n_2(x)$ 表示系统白噪声; α 是压缩系数,且 $\alpha = 1 - \varepsilon$, ε 是外加应变。

[0080] S2、设置迭代次数*i*,最大迭代次数为*m*,且初始迭代次数*i* = 0;

[0081] 上述最大迭代次数*m*一般为4。

[0082] S3、根据当前迭代的RF回波信号数据,沿轴向方向进行位移估计,得到一帧轴向应变估计图像 $S_i(z, x)$;

[0083] 其中*i*表示迭代次数, z 和 x 分别表示轴向和横向坐标;

[0084] 上述步骤S3具体为:采用互相关方法根据压缩前、后的两帧数据沿轴向进行位移估计,得到一帧轴向应变估计图像;

[0085] 其方法具体为:

[0086] S31、将压缩前、后相对应的两条轴向RF回波信号划分成若干个部分重叠的窗口;

[0087] 上述若干个重叠的窗口的重叠率为75%;

[0088] S32、求每个窗口的位移估计;

[0089] 其中,第*n*个窗口的位移估计的计算公式为:

$$[0090] \quad d_n = \arg \max(f_n(\tau)) = \arg \max \left(\sum_{x=n\Delta T}^{n\Delta T+T} r_1(x) r_2(x - \tau) \right) \quad (3)$$

[0091] 式中, d_n 是第*n*个窗口的位移估计;

[0092] $f_n(\tau)$ 是第*n*个窗口的互相关函数;

[0093] $\arg \max(f_n(\tau))$ 表示求 $f_n(\tau)$ 函数最大值所对应的参数 τ ;

[0094] ΔT 表示相邻两个窗口的间距;

[0095] T 是窗口的长度;

[0096] $r_1(x)$ 、 $r_2(x)$ 分别表示压缩前和压缩后的RF回波信号。

[0097] S33、求每个窗口的应变估计;

[0098] 上述每个窗口的应变估计是对应窗口位移估计的导数,第*n*个窗口的应变估计的计算公式为:

$$[0099] \quad s_n = \frac{d_{n+1} - d_n}{\Delta T} \quad (4)$$

[0100] 式中, s_n 表示第*n*个窗口的应变估计;

[0101] d_n 、 d_{n+1} 分别表示第*n*和*n+1*窗口的位移估计;

[0102] ΔT 表示相邻两个窗口的间距。

[0103] S4、利用轴向应变估计图像 $S_i(z, x)$ 的应变信息对压缩后的一帧RF数据进行轴向的时间处理；

[0104] 其中,时间处理为时间拉伸处理或时间压缩处理,其目的为将压缩前的RF数据与压缩后的RF数据进行轴向的对齐,降低散射子横向位移对轴向信号的解相关噪声；

[0105] 上述步骤S4具体为：

[0106] S41、将一帧轴向应变估计图像的一条轴向应变估计数据分成若干个不重叠的窗口；

[0107] S42、求出每个窗口的平均应变估计值；

[0108] S43、通过每个窗口的平均应变估计值拉伸或压缩该窗口内的对应的轴向RF回波信号；

[0109] 所述步骤S43中的,轴向的时间处理后RF回波信号为：

$$[0110] \quad r_3(x) = r_2(\alpha x) = s(x) * p(\alpha x) + n_3(x) \quad (5)$$

[0111] 式中, $r_3(x)$ 表示轴向的时间处理后的RF回波信号, α 为拉伸或压缩系数, $n_3(x)$ 表示系统白噪声。

[0112] 上述公式(5)中,假设应变在一条RF回波信号上是均匀的、一致的,但在实际过程中,应变在整个弹性成像区域是不均匀的,在局部相对小的区域应变变化比较小,可以看作是均匀的。

[0113] S5、将时间处理过的压缩后的一帧RF回波信号数据和压缩前的一帧RF回波信号数据进行横向的N:1的插值处理,重建横向RF回波信号；

[0114] 上述步骤S5的目的是增加横向采样频率,提高横向应变估计的准确度和精度;插值方法可采用线性插值和三次样条插值等,由于三次样条插值与线性插值相比能够增加相关系数,所以本发明方法采用三次样条插值法进行插值,其具体方法为：

[0115] 对压缩前、后的每条横向RF回波信号做N:1三次样条采样处理:设一条横向RF回波信号由L个采样点构成,设相邻两个采样点之间的连线符合三次多项式,在相邻两个采样点之间按三次多项式插入N-1个点,插值后的RF回波信号后有N*L个采样点。

[0116] S6、对重建的横向RF回波信号中的压缩前、后两帧数据进行横向位移估计,得到一幅横向应变估计图像 $L_i(z, x)$ ；

[0117] 所述步骤S6具体为使用子带划分方法和互相关方法对重建的横向RF回波信号中的压缩前、后两帧数据进行横向位移估计,其具体方法为：

[0118] S61、将重建的压缩前、后的每条轴向RF回波信号划分成三个子带信号；

[0119] 其子带划分公式为：

$$[0120] \quad s_i(x) = \text{BPF}\{r(x), f_{i1}, f_{i2}\} \quad (6)$$

[0121] 式中,

[0122] $S_i(x)$ 是第i个子带信号；

[0123] $r(x)$ 是一条轴向的RF信号；

[0124] f_{i1} 和 f_{i2} 分别是第i个子带的开始频率和截止频率；

[0125] BPF是带通滤波器。

[0126] S62、对每一对压缩前、后的子带信号,采用互相关方法沿横向进行位移估计得到三个子带横向应变估计图像；

[0127] S63、对三个子带横向应变估计图像进行加权平均,得到一帧横向应变估计图像。

[0128] S7、利用横向应变估计图像 $L_i(z, x)$ 的应变信息将重建的RF回波信号中的压缩后的一帧RF数据进行横向的时间处理;

[0129] 所述步骤S7中的时间处理为时间拉伸处理或时间压缩处理;其目的为将压缩前的RF数据与压缩后的RF数据进行轴向的对齐,降低散射子横向位移对轴向信号的解相关噪声。

[0130] 具体为:

[0131] S71、将一帧横向应变估计图像的一条横向应变估计数据分成若干个不重叠的窗口;

[0132] S72、求出每个窗口的平均应变估计值;

[0133] S73、通过每个窗口的平均估计值拉伸或压缩该窗口内的对应的横向RF回波信号。

[0134] 步骤S73中的,横向的时间处理后RF回波信号为:

[0135] $r_4(x) = r_2(\alpha x) = s(x) * p(\alpha x) + n_4(x)$

[0136] $r_4(x)$ 表示横向的时间处理后的RF回波信号, α 为拉伸或压缩系数, $n_4(x)$ 表示系统白噪声。

[0137] S8、判断迭代次数 i 与最大迭代次数 m 的关系;

[0138] 若迭代次数 $i < m$,则 $i = i + 1$,并返回步骤S3;

[0139] 否则得到最终的轴向应变图像和横向应变图像并进入步骤S9;

[0140] 上述步骤S4和步骤S7中的横向或轴向应变估计方法是多次迭代的过程,通过在最大迭代次数范围内进行多次迭代,每次迭代得到的轴向应变图像或横向应变图像质量都比上一次要好,弹性信噪比更低,所以每次迭代时,时间拉伸(或压缩)的窗口大小应该不一样,从大到小递减变化,这样时间拉伸或压缩窗口的平均应变估计值更加接近真实值,降低了由于时间拉伸或压缩引起的人为噪声。

[0141] S9、将最终的轴向应变图像除以最终的横向应变图像得到泊松比分布图,得到准确的轴向应变和横向应变估计。

[0142] 所述泊松比为人体弹性组织的重要机械属性,泊松比 ν 为:

$$[0143] \quad \nu = \left| \frac{\varepsilon_l}{\varepsilon_a} \right|$$

[0144] 上式中, ε_l 是横向应变, ε_a 是轴向应变,其中的横向应变和轴向应变分别为轴向应变估计和横向应变图像的应变信息。

[0145] 本发明提供的二维迭代的超声弹性成像应变估计方法运用到超声弹性成像系统中,具有以下优点:

[0146] (1) 重复利用了轴向应变和横向应变的相关性,使用轴向或横向应变估计信息,采用时间拉伸方法对齐了横向或轴向RF回波信号,增强了横向或轴向RF回波信号的相关性,提高了横向或轴向应变估计的准确度;

[0147] (2) 采用子带技术和互相关方法对横向应变进行估计,提高了横向应变估计的准确度;

[0148] (3) 采用三次样条插值方法对横向RF回波信号进行插值,增加了横向RF回波信号

的采样率,提高了横向应变估计的准确度;

[0149] (4) 反复多次迭代求解,不断提高轴向应变和横向应变估计的准确度和精度,得到了更准确的泊松比分布图,有助于医生对早期肿瘤等疾病的诊断。

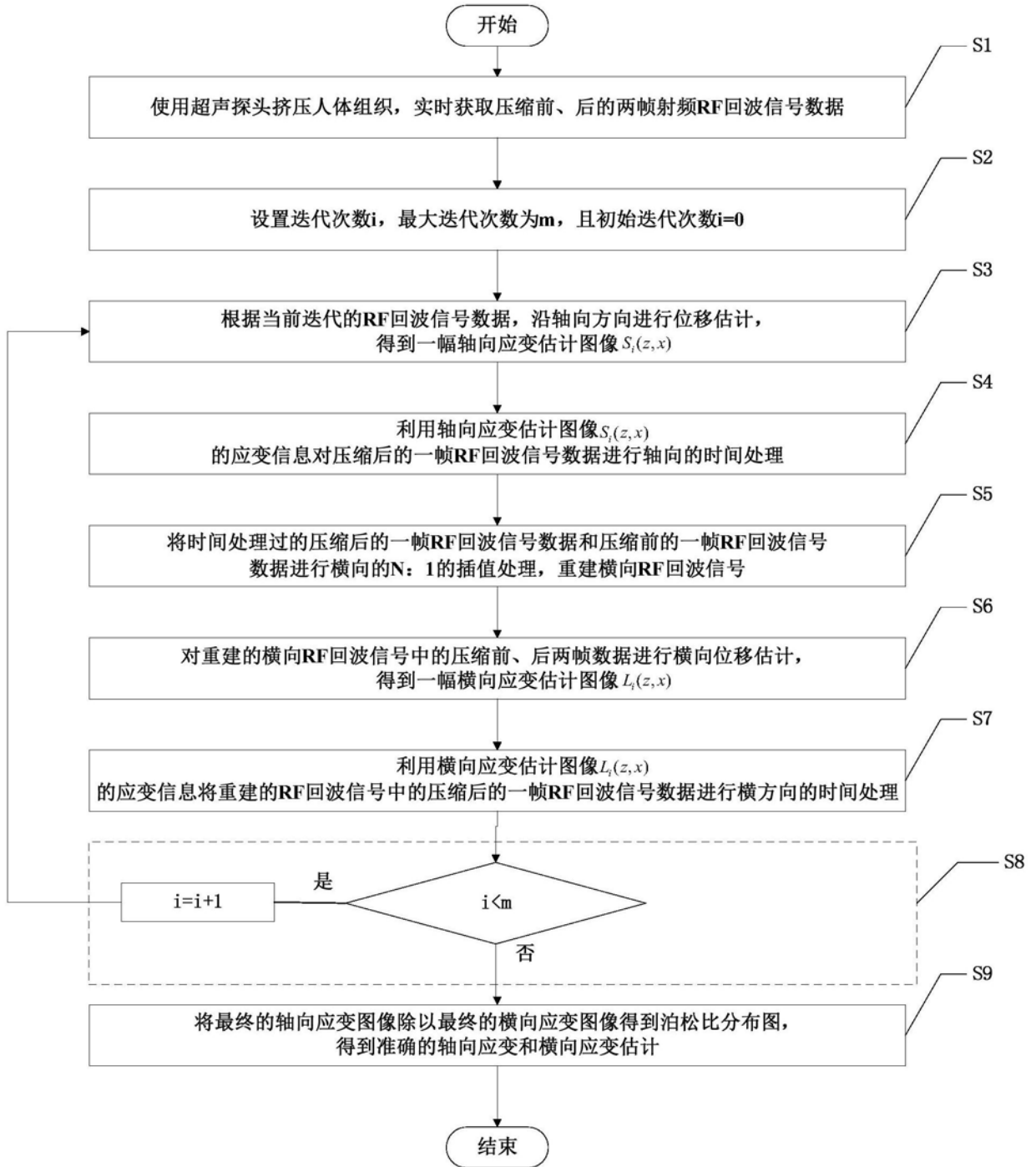


图1

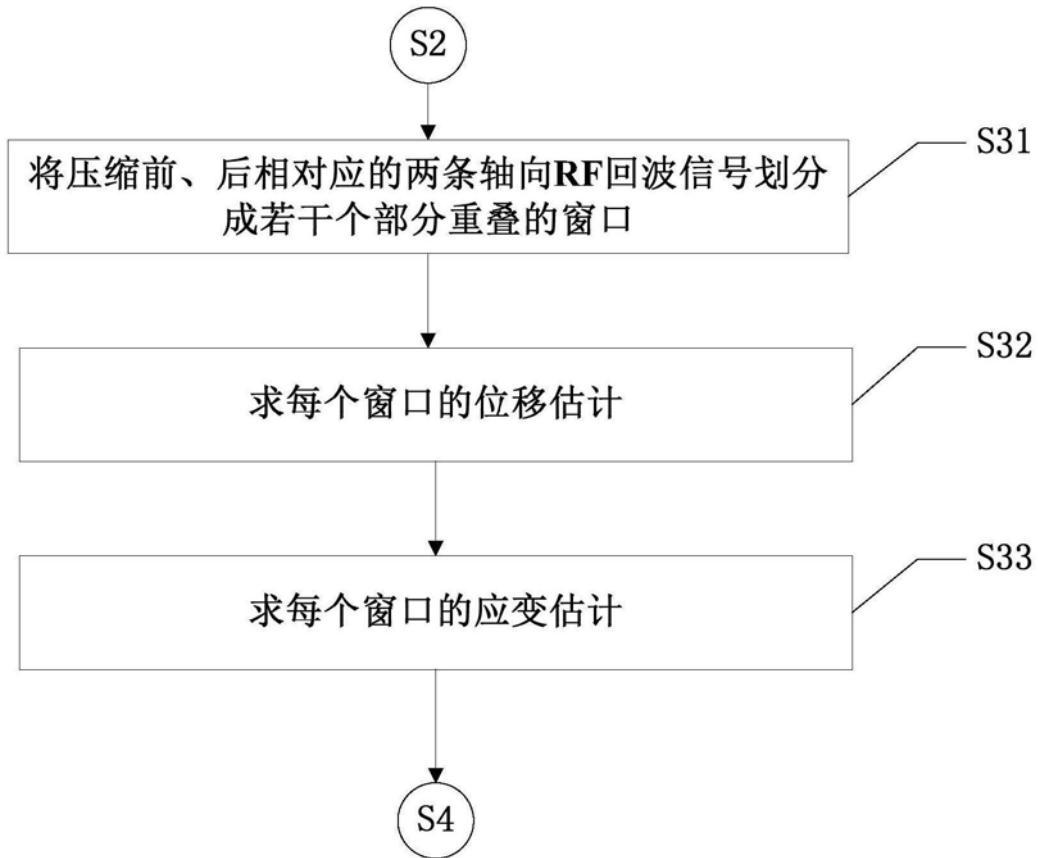


图2

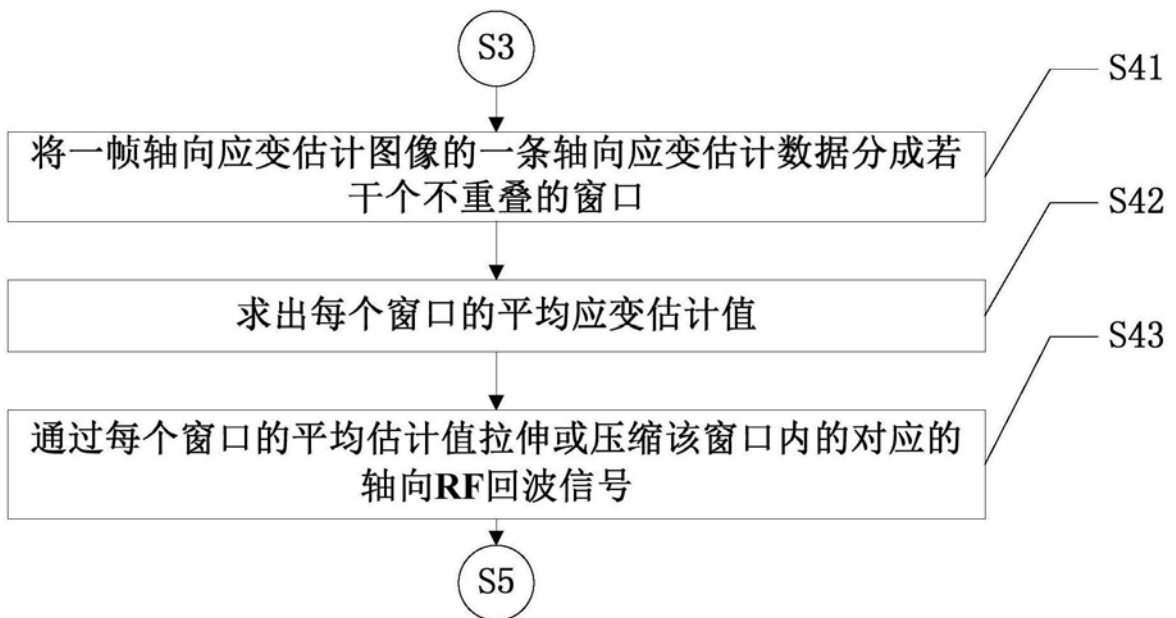
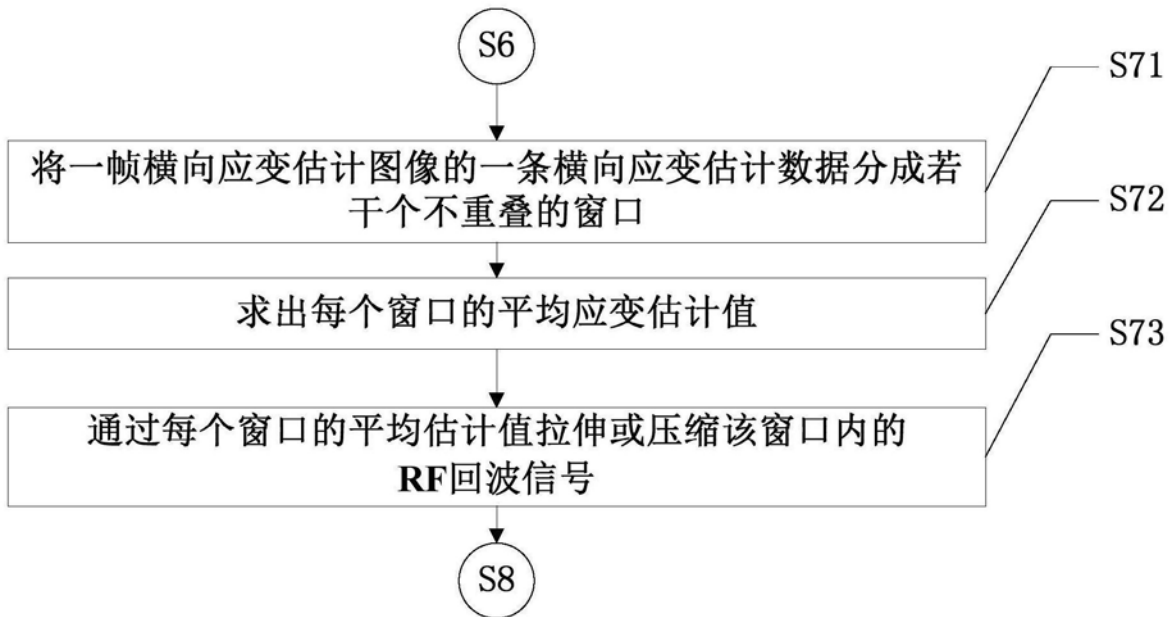
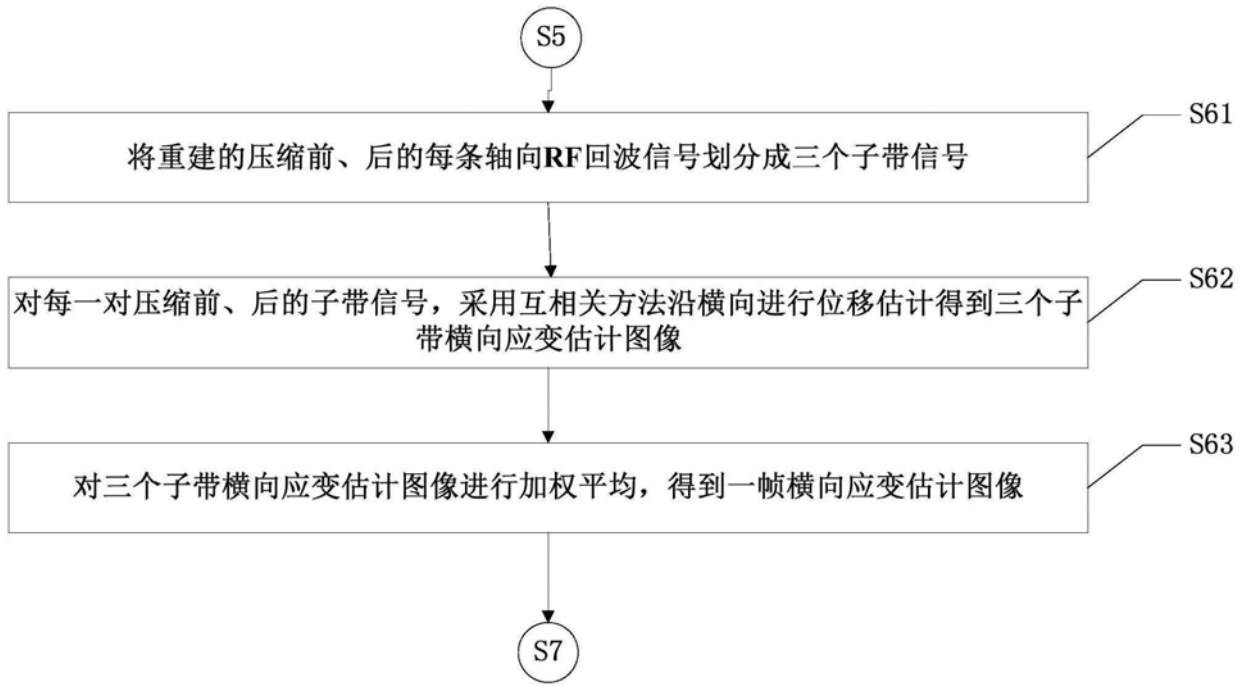


图3



专利名称(译)	一种二维迭代的超声弹性成像应变估计方法		
公开(公告)号	CN108784736B	公开(公告)日	2020-02-14
申请号	CN201810501554.8	申请日	2018-05-23
[标]申请(专利权)人(译)	成都信息工程大学		
申请(专利权)人(译)	成都信息工程大学		
当前申请(专利权)人(译)	成都信息工程大学		
[标]发明人	彭辉		
发明人	彭辉 铁菊红		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/5207 A61B8/5215		
代理人(译)	何凡		
审查员(译)	桂林		
其他公开文献	CN108784736A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种二维迭代的超声弹性成像应变估计方法，运用到超声弹性成像系统中，具有以下优点：重复利用了轴向应变和横向应变的相关性，使用轴向或横向应变估计信息，采用时间拉伸方法对齐了横向或轴向RF回波信号，增强了横向或轴向RF回波信号的相关性，提高了横向或轴向应变估计的准确度；采用子带技术和互相关方法对横向应变进行估计，提高了横向应变估计的准确度；采用三次样条插值方法对横向RF回波信号进行插值，增加了横向RF回波信号的采样率，提高了横向应变估计的准确度；反复多次迭代求解，不断提高轴向应变和横向应变估计的准确度和精度，得到了更准确的泊松比分布图，有助于医生对早期肿瘤等疾病的诊断。

