



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102525568 A

(43) 申请公布日 2012. 07. 04

(21) 申请号 201210015335. 1

(22) 申请日 2012. 01. 17

(71) 申请人 北京索瑞特医学技术有限公司

地址 100007 北京市东城区东直门内南大街
9 号花普花园 B 座 2106

申请人 清华大学

(72) 发明人 邵金华 刘丹 孙锦 段后利
白净

(74) 专利代理机构 北京清亦华知识产权代理事
务所(普通合伙) 11201

代理人 廖元秋

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

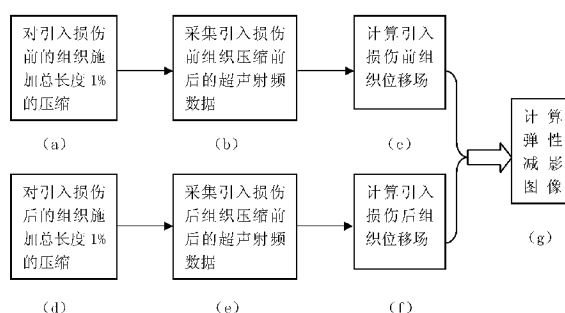
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 2 页

(54) 发明名称

一种弹性减影成像方法

(57) 摘要

本发明涉及一种弹性减影成像方法,属于超声弹性成像技术领域,该方法包括:对损伤引入前的组织施加一定的压缩,并采集压缩前后的超声射频数据;对损伤引入后的组织施加一定的压缩,并采集压缩前后的超声射频数据;根据所采集的超声射频数据计算损伤引入前的组织的位移场;所采集的超声射频数据计算损伤引入后的组织的位移场;根据上述两步骤得到的结果,计算弹性减影图像。本发明将弹性成像和减影成像这两种技术结合,能够实现将弹性图像中的差异突显,同时抑制相同的背景结构。同时,本发明给出了基于应变场的弹性减影成像实施例和基于规整化位移场的弹性减影成像实施例。本发明提出的方法还可以用在其他弹性成像方法上。



1. 一种弹性减影成像方法,其特征在于,该方法包括以下步骤:

- 1) 对损伤引入前的组织施加一定的压缩,并采集压缩前后的超声射频数据;
- 2) 对损伤引入后的组织施加一定的压缩,并采集压缩前后的超声射频数据;
- 3) 根据步骤 1) 所采集的超声射频数据计算损伤引入前的组织的位移场;
- 4) 根据步骤 2) 所采集的超声射频数据计算损伤引入后的组织的位移场;
- 5) 根据步骤 3)、4) 得到的结果,计算弹性减影图像。

2. 如权利要求 1 所述方法,其特征在于,所述步骤 5) 计算弹性减影图像,具体步骤如下:

5-1) 通过对损伤引入前的组织的位移在深度方向求微分来计算第 k 条扫描线上第 i 个数据段对应组织的应变 $\varepsilon_{1,i,k}$,如下所示:

$$\varepsilon_{1,i,k} = \varepsilon_1(z, k) \Big|_{z=(M+i) \cdot \Delta z, k} = \frac{\partial d_1(z, k)}{\partial z} \Big|_{z=(M+i) \cdot \Delta z, k}$$

其中 $\varepsilon_1(z, k)$ 、 $d_1(z, k)$ 分别是损伤引入前的组织第 k 条扫描线上中心深度为 z 的数据段对应组织的应变和位移, Δz 为相邻两点数据对应的实际距离, M 为与扫描线上数据段长度相关的常数 (2M+1 为数据段长度);

以此获得损伤引入前的每条扫描线上每个数据段对应组织的应变所构成的组织应变分布 S1:

$$S_1 = \{ \varepsilon_{1,i,k} \mid i = 1, 2, \dots, (L-2M), k = 1, 2, \dots, N \}$$

其中 L 为每条扫描线包含的数据点数, N 为采集的超声射频数据包含的扫描线数目;

5-2) 用上述步骤 5-1) 计算应变的方法,计算损伤引入后的每条扫描线上每个数据段对应组织的应变所构成的组织应变分布 S2:

$$S_2 = \{ \varepsilon_{2,i,k} \mid i = 1, 2, \dots, (L-2M), k = 1, 2, \dots, N \}$$

其中 $\varepsilon_{2,i,k}$ 是损伤引入后的组织第 k 条扫描线上第 i 个数据段对应组织的应变;

5-3) 根据步骤 5-1) 和 5-2) 的结果,将损伤引入后的组织应变分布 S2 减去损伤引入前的组织应变分布 S1 即得到弹性剪影成像 S_{sub} ,即:

$$S_{\text{sub}} = S_2 - S_1 = \{ \varepsilon_{2,i,k} - \varepsilon_{1,i,k} \mid i = 1, 2, \dots, (L-2M), k = 1, 2, \dots, N \}$$

3. 如权利要求 1 所述方法;其特征在于,所述步骤 5) 计算弹性减影图像,具体步骤如下:

5-1) 对步骤 4) 计算的损伤引入后的组织的位移场进行如下规整化处理:

$$d'_2(z, k) = d_2(z, k) \cdot \frac{d_1((L-M) \cdot \Delta z, k)}{d_2((L-M) \cdot \Delta z, k)} \Big|_{z=(M+1) \cdot \Delta z, (M+2) \cdot \Delta z, \dots, (L-M) \cdot \Delta z, k=1, 2, \dots, N}$$

其中 $d_2(z, k)$ 、 $d'_2(z, k)$ 分别是损伤引入后的组织第 k 条扫描线上中心深度为 z 的数据段对应组织的位移及对该位移规整化处理后的位移, $d_1((L-M) \cdot \Delta z, k)$ 、 $d_2((L-M) \cdot \Delta z, k)$ 分别为损伤引入前后第 k 条扫描线上最后一个数据段对应组织的位移, L 为每条扫描线包含的数据点数, Δz 为相邻两点数据对应的实际距离, M 为与扫描线上数据段长度相关的常数 (2M+1 为数据段长度), N 为采集的超声射频数据包含的扫描线数目;从而得到新的规整化后的位移场:

$$\{d'_2(z, k)\} \Big|_{z=(M+1) \cdot \Delta z, (M+2) \cdot \Delta z, \dots, (L-M) \cdot \Delta z, k=1, 2, \dots, N};$$

5-2) 利用规整化后的位移场和步骤 3) 计算的损伤引入前的位移场进行减影操作,得到减影位移场 D_{sub} :

$D_{\text{sub}} = \{d'_2(z, k) - d_1(z, k)\} \Big|_{z = (M+1) \bullet \Delta z, (M+2) \bullet \Delta z, \dots, (L-M) \bullet \Delta z, k = 1, 2, \dots, N}$ 其中 $d_1(z, k)$ 是损伤引入前的组织第 k 条扫描线上中心深度为 z 的数据段对应组织的位移;

5-3) 对得到的减影位移场 D_{sub} 沿着组织深度的方向微分得到弹性减影成像 S_{sub} :

$$S_{\text{sub}} = \frac{\partial D_{\text{sub}}}{\partial z}$$

$$= \left\{ \frac{\partial (d'_2(z, k) - d_1(z, k))}{\partial z} \right\} \Big|_{z = (M+1) \bullet \Delta z, (M+2) \bullet \Delta z, \dots, (L-M) \bullet \Delta z, k = 1, 2, \dots, N}$$

。

一种弹性减影成像方法

技术领域

[0001] 本发明属于医学成像的超声弹性成像技术领域,特别涉及一种弹性减影成像方法。

背景技术

[0002] 弹性成像作为一种成像模式,能够提供成像组织的硬度信息。在过去十几年来,弹性成像在一些微创消融治疗监控应用中得到了研究。在这些消融治疗中,通过一些物理或者化学方法,产生局部组织坏死,这个过程通常伴随着组织硬度的变化。为达到治疗效果,一方面要求完全摘除病灶组织,另一方面要尽可能少的损害周围健康组织,因此准确评估已经凝固坏死的区域尤其重要。弹性成像发展至今,其在 HIFU 治疗、射频消融、无水酒精注射治疗中的监控成像的可行性已经被验证。其它成像方式,比如磁共振成像(MRI)、增强型 CT 也能够用于这些治疗的监控,但是它们比较昂贵,移动性不够,同时并非适用于所有病人(MRI 不适用带心脏起搏器的病人,增强型 CT 不适用于对造影剂有严重过敏反应的病人)。超声成像也被尝试用于上述消融治疗的监控中,但是由于组织的声特性同组织活性并不相关,因此效果并不理想。相比上述方法,弹性成像能直接提供硬度信息,而且具有实时、低成本、安全的特点,因此有望成为一种消融治疗监控的理想方法。

[0003] 传统实现弹性成像方法步骤如下:

[0004] 1) 采集组织压缩前的超声射频数据;

[0005] 2) 从外界对组织施加一定的压缩量,并获取组织压缩后的超声射频数据;

[0006] 3) 根据步骤 2),对压缩前后得到的数据利用本专业人员所知的方法计算得到应变场,从而获得反应组织硬度分布的弹性图像。

[0007] 但是,目前的弹性成像有一定的局限性。如一些弹性成像中的伪影(机械伪影、声学伪影、以及信号处理方法导致的伪影)可能影响弹性成像的最终结果。而且,对于一些病灶,如硬癌,本身硬度就大,治疗中损伤虽然会引起硬度的变化,但是由于背景硬度很大,对比度就会变小,从而不易检测治疗引起的硬度变化。

[0008] 在医学成像领域,减影技术已经被广为应用。通过从活板图像(live image)中减去蒙板图像(mask image),使得两幅图像中的差异得到突显,同时相同的背景结构能够得到抑制。减影技术的应用可以极大的抑制伪影,提高成像结果的信号噪声比和对比度噪声比。现在,减影技术中最广为人知的应用是数字血管减影成像(digital subtraction angiography, DSA),在 DSA 流程中,在感兴趣血管弹丸注射造影剂,并且获取注射前后的数字 X 光投影图像,之后将两图像相减获得没有背景信息的血管减影成像。

[0009] 虽然,弹性成像广为人们研究,减影技术在医学成像中广为应用,但是并没有将减影技术用于弹性成像的系统研究以及将弹性成像和减影技术这两种技术进行结合的相关报道。

发明内容

[0010] 本发明的目的是克服已有弹性成像技术的不足之处,提出一种弹性减影成像方法,该方法结合弹性成像技术和减影成像技术,使成像质量得到提高,能够比传统的弹性成像在损伤监控中得到更好的效果。

[0011] 本发明提出的结合弹性成像技术和减影成像技术的弹性减影成像方法,包括以下步骤:

[0012] 1) 对损伤引入前的组织施加一定的压缩,并采集压缩前后的超声射频数据;

[0013] 2) 对损伤引入后的组织施加一定的压缩,并采集压缩前后的超声射频数据;

[0014] 3) 根据步骤 1) 所采集的超声射频数据计算损伤引入前的组织的位移场(计算方法可以采用互相关法,绝对值差和法,多普勒法,自相关法等本专业人员所知的位移估计方法);

[0015] 4) 根据步骤 2) 所采集的超声射频数据计算损伤引入后的组织的位移场(计算方法可以采用互相关法,绝对值差和法,多普勒法,自相关法等本专业人员所知的位移估计方法);

[0016] 5) 根据步骤 3)、4) 得到的结果,计算弹性减影图像。

[0017] 本发明的原理:

[0018] 弹性图像能够提供成像组织的硬度信息,减影技术通过从活板图像(live image)中减去蒙板图像(mask image),能够将活板图像和蒙板图像中的差异突显,同时抑制相同的背景结构。本发明正是基于弹性图像和减影成像技术的上述特点,通过将损伤引入后的弹性图像减去损伤引入前的弹性图像从而得到弹性减影图像,从而获得比普通弹性成像对于治疗引入的损伤的更好的检测。

[0019] 本发明的特点:

[0020] 1) 将弹性成像技术与减影技术相结合。

[0021] 2) 能够将图像中的差异突显,同时抑制相同的背景结构,如背景硬物引入的应力集中导致的伪影可以得到有效抑制。

[0022] 3) 能够获得较高的信号噪声比和对比度噪声比,成像质量得到提高,对组织中的损伤的检测能力得到提升。

[0023] 4) 不容易受到硬组织背景的影响,而且能够提供更可靠的损伤边界信息。

[0024] 5) 可以采用图像融合技术,将弹性减影成像结果和其他成像图进行融合显示,不仅可以突显两幅弹性图间的硬度差异,而且可以提供图像背景信息。

附图说明

[0025] 图 1 为本发明的实施例 1 基于应变场的弹性减影成像流程;

[0026] 图 2 为本发明的实施例 2 基于规整化位移场的弹性减影成像流程;

[0027] 图 3 为实施例 1 与传统方法结果对比图;

[0028] 图 4 为实施例 2 结果效果图。

具体实施方式

[0029] 本发明提出的一种弹性减影成像方法结合具体实施例和附图详细说明如下:

[0030] 实施例 1 是基于应变场的弹性减影成像的实施例,该实施例包含下述几个步骤:

[0031] 1) 对损伤引入前的组织施加一定的压缩,并采集压缩前后的超声射频数据,具体步骤如下:先根据如图 1(a) 所示,对损伤引入前的组织沿纵向施加总长度 1% 的压缩,并根据图 1(b) 所示采集压缩前后的超声射频数据。假设所采集超声射频数据包含 N 条扫描线,每条扫描线包含 L 点数据,相邻两点数据对应的实际距离为 Δz 。

[0032] 2) 对损伤引入后的组织施加一定的压缩,并采集压缩前后的超声射频数据,具体步骤如下:如图 1(d) 所示,对损伤引入后的组织纵向施加总长度 1% 的压缩,并根据图 1(d) 所示采集压缩前后的超声射频数据。假设所采集超声射频数据包含 N 条扫描线,每条扫描线包含 L 点数据,相邻两点数据对应的实际距离为 Δz 。

[0033] 3) 根据步骤 1) 所采集的超声射频数据计算损伤引入前的组织的位移场,具体步骤如下:

[0034] 3-1) 将步骤 1) 中的每条压缩前后的扫描线划分为长度为 $2M+1$ 、中心间隔为 1 个数据点的 $L-2M$ 段数据。这 $L-2M$ 段数据的中心分别为扫描线上的 $M+1, M+2, \dots, L-M$ 点。则压缩前第 k 条扫描线上以 p 点为中心的数据段和压缩后第 k 条扫描线上以 q 点为中心的数据段的相关系数 $C_{p,q}$ 为:

$$[0035] \quad C_{p,q} = \frac{\sum_{i=-M}^M r_k(p+i)R_k(q+i)}{\sqrt{\sum_{i=-M}^M (r_k(p+i))^2 \sum_{i=-M}^M (R_k(q+i))^2}}$$

[0036] 其中 r_k, R_k 分别代表压缩前第 k 条扫描线数据和压缩后第 k 条扫描线数据;

[0037] 3-2) 通过计算压缩前第 k 条扫描线上以 p 为中心的数据段和压缩后第 k 条扫描线上所有数据段的相关系数,并且搜索得到相关系数最大值 $C_{p,q_{\max}}$ 如下:

$$[0038] \quad C_{p,q_{\max}} = \max\{C_{p,q}, q = M+1, M+2, \dots, L-M\}$$

[0039] $q_{\max}$ 为 $C_{p,q_{\max}}$ 取最大值时候的 q 值,由此就可以得到中心处于 $p \bullet \Delta z$ 深度,长度为 $(2M+1) \bullet \Delta z$ 的组织片段在压缩前后的位移如下:

$$[0040] \quad d_1(z, k) \big|_{z=p \bullet \Delta z, k} = (q_{\max} - p) \bullet \Delta z$$

[0041] 其中, z 表示组织片段中心所处的深度;

[0042] 3-3) 对第 k 条扫描线上的每一段数据重复上述过程,就可以获得第 k 条扫描线上的所有数据段对应的组织片段压缩前后的位移,这些位移组成一个序列 $d_1(z, k) \big|_{z=(M+1) \bullet \Delta z, (M+2) \bullet \Delta z, \dots, (L-M) \bullet \Delta z, k}$;

[0043] 3-4) 对所有扫描线重复上述过程,就可以获得损伤引入前,压缩前后组织的位移场 $\{d_1(z, k)\} \big|_{z=(M+1) \bullet \Delta z, (M+2) \bullet \Delta z, \dots, (L-M) \bullet \Delta z, k=1, 2, \dots, N}$;

[0044] 4) 根据步骤 2) 所采集的超声射频数据计算损伤引入后的组织的位移场(计算步骤同步骤 3)),得到损伤引入后的组织的位移场:

[0045] $\{d_2(z, k)\} \big|_{z=(M+1) \bullet \Delta z, (M+2) \bullet \Delta z, \dots, (L-M) \bullet \Delta z, k=1, 2, \dots, N}$;

[0046] 其中 $d_2(z, k)$ 是损伤引入后的组织第 k 条扫描线上中心深度为 z 的数据段对应组织的位移;

[0047] 5) 根据步骤 3)、4) 的结果,计算弹性减影图像,具体步骤如下:

[0048] 5-1) 通过对损伤引入前的组织的位移在深度方向求微分来计算第 k 条扫描线上第 i 个数数据段对应组织的应变 $\varepsilon_{1,i,k}$, 如下所示:

$$[0049] \quad \varepsilon_{1,i,k} = \varepsilon_1(z, k) \Big|_{z=(M+i) \cdot \Delta z, k} = \frac{\partial d_1(z, k)}{\partial z} \Big|_{z=(M+i) \cdot \Delta z, k}$$

[0050] 其中 $\varepsilon_1(z, k)$ 、 $d_1(z, k)$ 分别是损伤引入前的组织第 k 条扫描线上中心深度为 z 的数据段对应组织的应变和位移, Δz 为相邻两点数据对应的实际距离, M 为与扫描线上数据段长度相关的常数 ($2M+1$ 为数据段长度);

[0051] 以此可以而获得损伤引入前的每条扫描线上每个数据段对应组织的应变所构成的组织应变分布 S_1 :

$$[0052] \quad S_1 = \{ \varepsilon_{1,i,k} \} \Big|_{i=1,2,\dots,(L-2M), k=1,2,\dots,N}$$

[0053] 其中 L 为每条扫描线包含的数据点数, N 为采集的超声射频数据包含的扫描线数目;

[0054] 5-2) 用上述步骤 5-1) 计算应变的方法, 计算损伤引入后的每条扫描线上每个数据段对应组织的应变所构成的组织应变分布 S_2 :

$$[0055] \quad S_2 = \{ \varepsilon_{2,i,k} \} \Big|_{i=1,2,\dots,(L-2M), k=1,2,\dots,N}$$

[0056] 其中 $\varepsilon_{2,i,k}$ 是损伤引入后的组织第 k 条扫描线上第 i 个数数据段对应组织的应变;

[0057] 5-3) 根据步骤 5-1) 和 5-2) 的结果, 将损伤引入后的组织应变分布 S_2 减去损伤引入前的组织应变分布 S_1 即得到弹性剪影成像 S_{sub} , 即:

$$[0058] \quad S_{\text{sub}} = S_2 - S_1 = \{ \varepsilon_{2,i,k} - \varepsilon_{1,i,k} \} \Big|_{i=1,2,\dots,(L-2M), k=1,2,\dots,N}$$

[0059] 实施例 1 是基于应变场的方法, 该方法要求对损伤引入前后给组织所施加的压缩量完全一致, 否则压缩量的差别将会在减影结果中引入较大的噪声而使得减影成像效果很差。

[0060] 实施例 2 是基于规整化位移场的弹性减影成像的实施例, 基于规整化位移场的弹性减影成像能够处理损伤前后组织所受压缩量不一致的情况。通过对位移场的规整化处理, 即使损伤引入前后对组织的压缩量不同, 也能获得较好的弹性减影成像结果, 该实施例包含下述几个步骤:

[0061] 1) 对损伤引入前的组织施加一定的压缩, 并采集压缩前后的超声射频数据, 具体步骤如下: 如图 2(a) 所示, 对损伤引入前的组织沿纵向施加总长度为 1% 的压缩, 并如图 2(b) 所示采集压缩前后的超声射频数据, 假设所采集超声射频数据包含 N 条扫描线, 每条扫描线包含 L 点数据, 相邻两点数据对应的实际距离为 Δz 。

[0062] 2) 对损伤引入后的组织施加一定的压缩, 并采集压缩前后的超声射频数据, 具体步骤如下: 如图 2(d) 所示, 对损伤引入后的组织沿纵向施加总长度为 2% 的压缩, 并如图 2(e) 所示采集压缩前后的超声射频数据, 假设所采集超声射频数据包含 N 条扫描线, 每条扫描线包含 L 点数据, 相邻两点数据对应的实际距离为 Δz 。

[0063] 3) 根据步骤 1) 所采集的超声射频数据计算损伤引入前的组织的位移场, 具体步骤如下:

[0064] 3-1) 将步骤 1) 中的每条压缩前后的扫描线划分为长度为 $2M+1$ 、中心间隔为 1 个数数据点的 $L-2M$ 段数据。这 $L-2M$ 段数据的中心分别为扫描线上的 $M+1, M+2, \dots, L-M$ 点。则压缩前第 k 条扫描线上以 p 点为中心的数据段和压缩后第 k 条扫描线上以 q 点为中心的数

据段的相关系数 $C_{p,q}$ 为：

$$[0065] \quad C_{p,q} = \frac{\sum_{i=-M}^M r_k(p+i)R_k(q+i)}{\sqrt{\sum_{i=-M}^M (r_k(p+i))^2 \sum_{i=-M}^M (R_k(q+i))^2}}$$

[0066] 其中 r_k 、 R_k 分别代表压缩前第 k 条扫描线数据和压缩后第 k 条扫描线数据；

[0067] 3-2) 通过计算压缩前第 k 条扫描线上以 p 为中心的数据段和压缩后第 k 条扫描线上所有数据段的相关系数, 并且搜索得到相关系数最大值 $C_{p,q_{\max}}$ 如下：

$$[0068] \quad C_{p,q_{\max}} = \max\{C_{p,q}, q = M+1, M+2, \dots, L-M\}$$

[0069] $q_{\max}$ 为 $C_{p,q_{\max}}$ 所对应的 q 值, 由此就可以得到中心处于 $p \bullet \Delta z$ 深度, 长度为 $(2M+1) \bullet \Delta z$ 的组织片段在压缩前后的位移如下：

$$[0070] \quad d_1(z, k) \big|_{z=p \bullet \Delta z, k} = (q_{\max} - p) \bullet \Delta z$$

[0071] 其中, z 表示组织片段中心所处的深度；

[0072] 3-3) 对第 k 条扫描线上的每一段数据重复上述过程, 就可以获得第 k 条扫描线上的所有数据段对应的组织片段压缩前后的位移, 这些位移组成一个序列 $d_1(z, k) \big|_{z=(M+1) \bullet \Delta z, (M+2) \bullet \Delta z, \dots, (L-M) \bullet \Delta z, k}$ ；

[0073] 3-4) 对所有扫描线重复上述过程, 就可以获得损伤引入前, 压缩前后组织的位移场 $\{d_1(z, k)\} \big|_{z=(M+1) \bullet \Delta z, (M+2) \bullet \Delta z, \dots, (L-M) \bullet \Delta z, k=1, 2, \dots, N}$ ；

[0074] 4) 根据步骤 2) 所采集的超声射频数据计算损伤引入后的组织的位移场 (计算步骤同步步骤 3))

$$[0075] \quad \{d_2(z, k)\} \big|_{z=(M+1) \bullet \Delta z, (M+2) \bullet \Delta z, \dots, (L-M) \bullet \Delta z, k=1, 2, \dots, N}$$

[0076] 其中 $d_2(z, k)$ 是损伤引入后的组织第 k 条扫描线上中心深度为 z 的数据段对应组织的位移；

[0077] 5) 根据步骤 3)、4) 的结果, 计算弹性减影图像, 具体步骤如下：

[0078] 5-1) 对步骤 4) 计算的损伤引入后的组织的位移场进行如下规整化处理：

[0079]

$$d'_2(z, k) = d_2(z, k) \bullet \frac{d_1((L-M) \bullet \Delta z, k)}{d_2((L-M) \bullet \Delta z, k)} \bigg|_{z=(M+1) \bullet \Delta z, (M+2) \bullet \Delta z, \dots, (L-M) \bullet \Delta z, k=1, 2, \dots, N}$$

[0080] 其中 $d_2(z, k)$ 、 $d'_2(z, k)$ 分别是损伤引入后的组织第 k 条扫描线上中心深度为 z 的数据段对应组织的位移及对该位移规整化处理后的位移, $d_1((L-M) \bullet \Delta z, k)$ 、 $d_2((L-M) \bullet \Delta z, k)$ 分别为损伤引入前后第 k 条扫描线上最后一个数据段多对应组织的位移, L 为每条扫描线包含的数据点数, Δz 为相邻两点数据对应的实际距离, M 为与扫描线上数据段长度相关的常数 ($2M+1$ 为数据段长度), N 为采集的超声射频数据包含的扫描线数目；

[0081] 从而得到新的规整化后的位移场：

$$[0082] \quad \{d'_2(z, k)\} \big|_{z=(M+1) \bullet \Delta z, (M+2) \bullet \Delta z, \dots, (L-M) \bullet \Delta z, k=1, 2, \dots, N}$$

[0083] 5-2) 利用规整化后的位移场和步骤 3) 计算的损伤引入前的位移场进行减影操

作,得到减影位移场 D_{sub} :

$$[0084] \quad D_{\text{sub}} = \{d'_2(z, k) - d_1(z, k)\} \Big|_{z=(M+1) \bullet \Delta z, (M+2) \bullet \Delta z, \dots, (L-M) \bullet \Delta z, k=1, 2, \dots, N}$$

[0085] 其中 $d_1(z, k)$ 是损伤引入前的组织第 k 条扫描线上中心深度为 z 的数据段对应组织的位移 ;

[0086] 5-3) 对得到的减影位移场 D_{sub} 沿着组织深度方向微分得到弹性减影成像 S_{sub} :

$$[0087] \quad S_{\text{sub}} = \frac{\partial D_{\text{sub}}}{\partial z}$$

$$[0088] \quad = \left\{ \frac{\partial (d'_2(z, k) - d_1(z, k))}{\partial z} \right\} \Big|_{z=(M+1) \bullet \Delta z, (M+2) \bullet \Delta z, \dots, (L-M) \bullet \Delta z, k=1, 2, \dots, N}$$

[0089] 本发明对均匀组织中引入损伤的成像效果。

[0090] 实施例 1 与传统弹性成像方法效果比较如下 :

[0091] 图 3 中,图 3(a) 是损伤模型的模量分布图,模型为在一个 5cm*5cm 的均匀组织 B1 中,引入一个直径 1cm 的圆形损伤 E1,损伤的弹性模量是背景均匀组织的 5 倍 ;图 3(b) 是图 3(a) 中模型在 1% 纵向压缩下的理想应变分布图,可以看到损伤呈现为颜色偏深的低应变区域 ;图 3(c) 和图 3(d) 是采用传统的弹性成像方法计算得到的损伤引入前和损伤引入后的弹性图,可以从图 3(d) 看到在普通的弹性图中,引入的损伤呈现为颜色偏深的低应变区域,但是由于噪声的影响,图 3(d) 还有图 3(c) 中的均匀背景部分并不呈现一个均匀区域,从而使得传统弹性成像对于损伤的尤其是其边界的成像结果受噪声的影响 ;图 3(e) 是本发明所述的弹性减影成像结果,可以看到背景噪声被很好的抑制,损伤更好得得到了凸显,结果非常接近于图 3(b) 所示的理想应变分布图。图 3(e) 和图 3(d) 比较,可以看到损伤引入前后的弹性图中,相似的背景部分在弹性减影图中被抵消,对应位置损伤边界也很清楚 ;此外,弹性图中的噪声在弹性减影图中也到了较好的抑制。因此弹性减影成像方法比传统的弹性成像方法在损伤监控方面具有更好效果。

[0092] 实施例 2 中基于规整化位移场的弹性减影成像方法效果 :

[0093] 图 4 中,图 4(a) 是在一个 5cm*5cm 的均匀组织模型中,施加 1% 的纵向压缩,并采集压缩前后超声射频数据 ;图 4(b) 是在该均匀组织模型中引入直径 1cm 的硬化损伤后,施加 2% 的纵向压缩,并采集压缩前后超声射频数据 ;图 4(c) 是利用损伤引入前的超声射频数据计算的 1% 压缩下的组织位移场 ;图 4(d) 是利用损伤引入后的超声射频数据计算的 2% 压缩下的组织位移场 ;图 4(e) 将损伤引入后的组织位移场先进行规整化处理,然后同损伤引入前的组织位移场进行减影操作,得到的减影位移场 ;图 4(f) 是图 4(e) 所示的减影位移场沿着深度方向微分得到的弹性减影图,在该图中,引入的圆形损伤呈现为颜色较深的区域,而且边缘清晰,背景噪声很少。由上可见,采用实施例 2 中基于规整化位移场的弹性减影成像方法,对于损伤引入前后组织压缩量不同的情况,也能获得较好的效果。

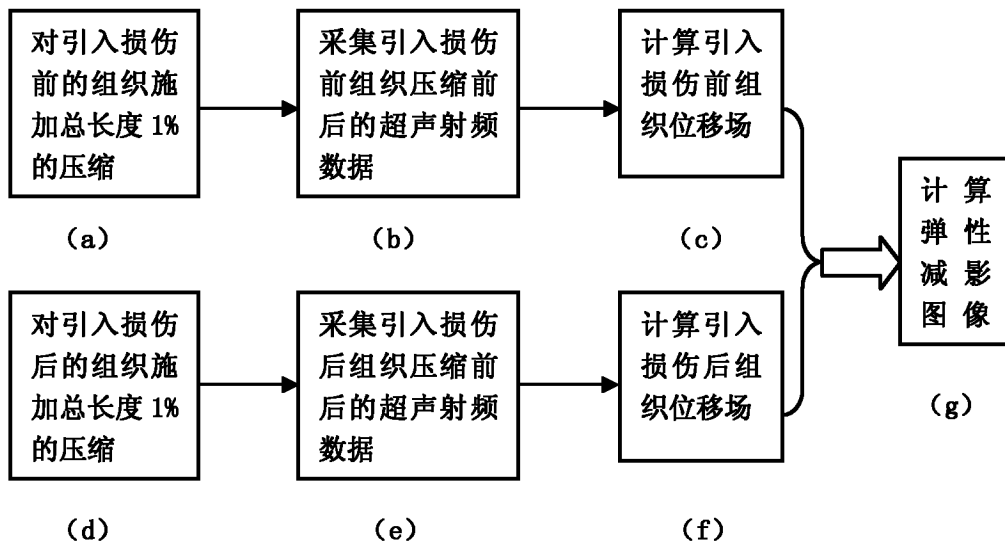


图 1

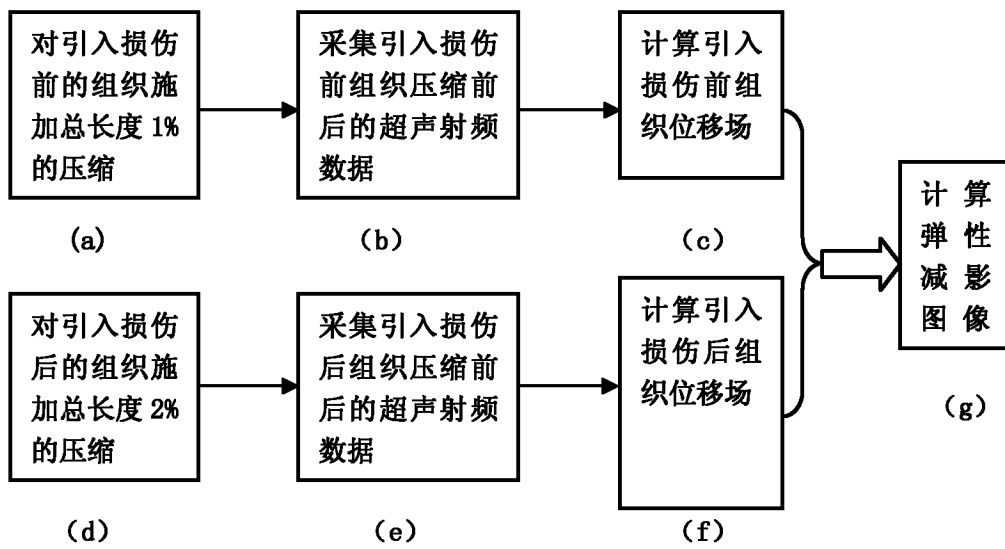


图 2

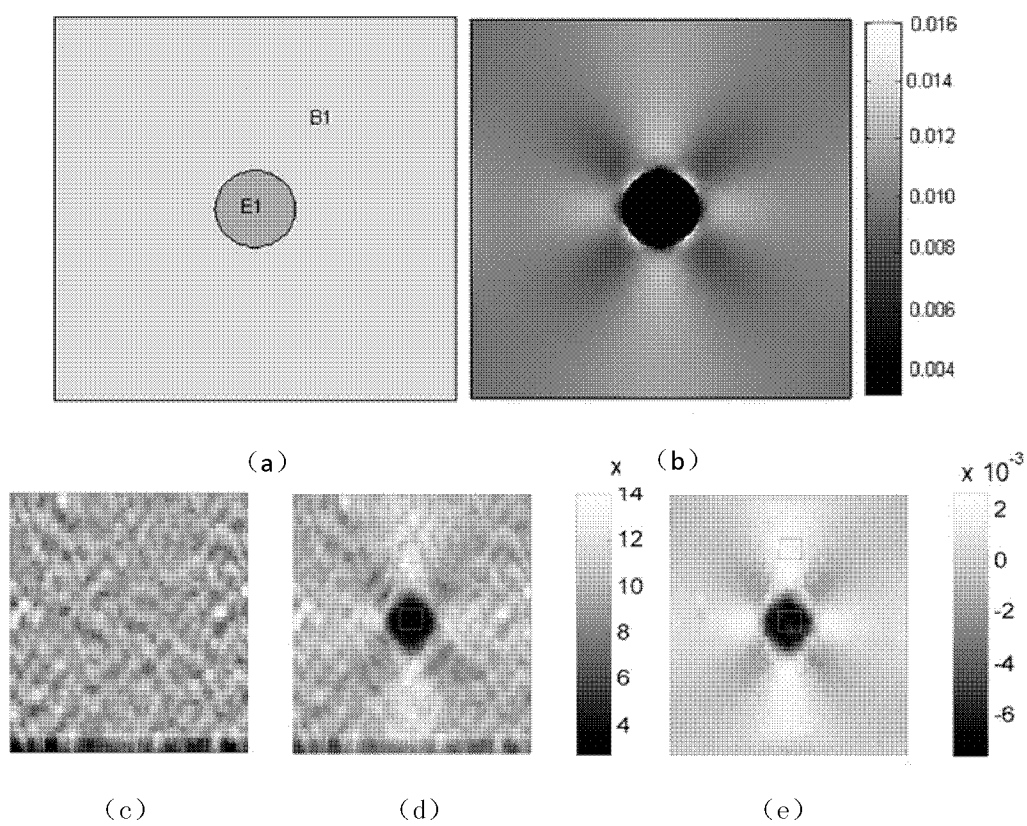


图 3

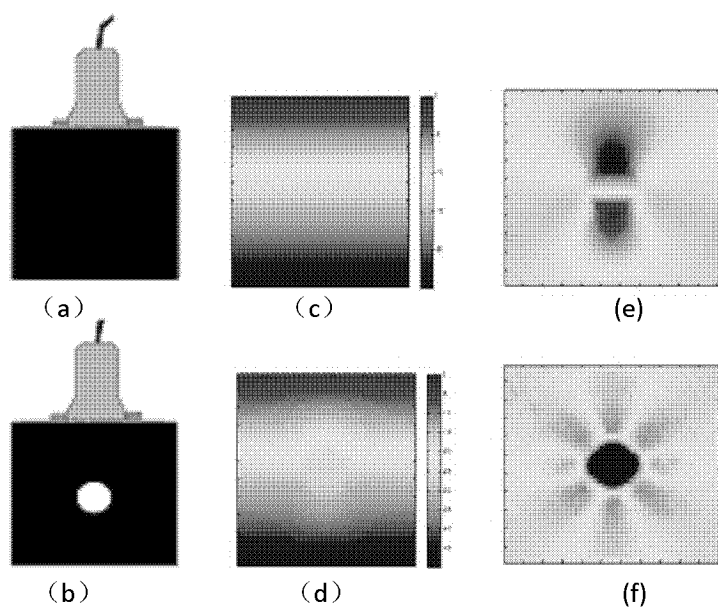


图 4

专利名称(译)	一种弹性减影成像方法		
公开(公告)号	CN102525568A	公开(公告)日	2012-07-04
申请号	CN201210015335.1	申请日	2012-01-17
[标]申请(专利权)人(译)	北京索瑞特医学技术有限公司 清华大学		
申请(专利权)人(译)	北京索瑞特医学技术有限公司 清华大学		
当前申请(专利权)人(译)	北京索瑞特医学技术有限公司 清华大学		
[标]发明人	邵金华 刘丹 孙锦 段后利 白净		
发明人	邵金华 刘丹 孙锦 段后利 白净		
IPC分类号	A61B8/08		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种弹性减影成像方法，属于超声弹性成像技术领域，该方法包括：对损伤引入前的组织施加一定的压缩，并采集压缩前后的超声射频数据；对损伤引入后的组织施加一定的压缩，并采集压缩前后的超声射频数据；根据所采集的超声射频数据计算损伤引入前的组织的位移场；所采集的超声射频数据计算损伤引入后的组织的位移场；根据上述两步骤得到的结果，计算弹性减影图像。本发明将弹性成像和减影成像这两种技术结合，能够实现将弹性图像中的差异突显，同时抑制相同的背景结构。同时，本发明给出了基于应变场的弹性减影成像实施例和基于规整化位移场的弹性减影成像实施例。本发明提出的方法还可以用在其他弹性成像方法上。

