



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102973296 A

(43) 申请公布日 2013. 03. 20

(21) 申请号 201210461857. 4

(22) 申请日 2012. 11. 16

(71) 申请人 清华大学

地址 100084 北京市海淀区 100084 信箱 82
分箱清华大学专利办公室

(72) 发明人 白净 刘丹 陶晟臻 罗建文

(74) 专利代理机构 北京纪凯知识产权代理有限公司 11245

代理人 徐宁 关畅

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006. 01)

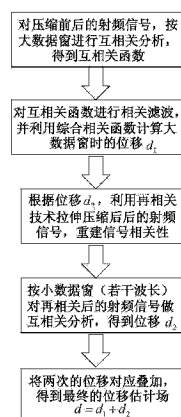
权利要求书 1 页 说明书 4 页 附图 4 页

(54) 发明名称

一种血管组织位移估算方法

(57) 摘要

本发明涉及一种血管组织位移估算方法,其步骤为:1)采集到对血管组织压缩前的射频信号和压缩后的射频信号,以压缩点为中心,对压缩前和压缩后的射频信号采用大数据窗进行互相关分析,得到压缩前的大数据窗与压缩后的大数据窗之间的互相关函数;2)对步骤1)产生的互相关函数进行相关滤波,并利用综合相关函数计算大数据窗时射频信号的粗糙位移 d_1 ;3)利用信号再相关方法,根据位移 d_1 拉伸组织压缩后的射频信号,重建其与压缩前信号的相关性;4)采用小数据窗对再相关后的射频信号与压缩前的信号进行互相关分析,得到压缩后小数据窗的残余位移 d_2 ;5)将由大数据窗位移估计得到的位移 d_1 与小数据窗位移估计得到的位移 d_2 叠加,得到最终的位移场。本发明可以广泛应用于超声弹性成像技术领域。



1. 一种血管组织位移估算方法,其包括以下步骤:

1) 由已有设备采集到对血管组织压缩前的射频信号和压缩后的射频信号,以压缩点为中心,对压缩前和压缩后的射频信号采用大数据窗进行互相关分析,得到压缩前的大数据窗与压缩后的大数据窗之间的互相关函数;

2) 对由步骤 1) 得到的相关函数进行相关滤波,得到综合相关函数,再利用综合相关函数计算大数据窗时射频信号的位移 d_1 ;

3) 利用信号再相关方法,根据步骤 2) 中位移 d_1 对组织压缩后的射频信号进行拉伸补偿,用拉伸补偿后的射频信号替代原有的压缩后射频信号,重建组织压缩后的射频信号与压缩前信号的相关性;

4) 采用小数据窗对经步骤 3) 再相关后的射频信号与压缩前的射频信号进行互相关分析,得到压缩后小数据窗的残余位移 d_2 ;

5) 将由步骤 2) 大数据窗位移估计得到的位移 d_1 与步骤 4) 小数据窗位移估计得到的位移 d_2 叠加,得到最终的位移场。

2. 如权利要求 1 所述的一种血管组织位移估算方法,其特征在于:所述步骤 1) 和步骤 3) 中的大数据窗和小数据窗的位移估算方法如下:

(1) 使用同中心的大数据窗计算出较为粗糙的位移估计 d_1 ;

(2) 使用与大数据窗同中心的小数据窗对血管组织再次进行互相关分析,先按位移 d_1 移动小数据窗的位置,并在移动后位置附近用互相关方法计算小数据窗的位移 d_2 ;

(3) 根据步骤(1) 和步骤(2) 得到小数据窗的真实位移为 $d = d_1 + d_2$ 。

一种血管组织位移估算方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声弹性成像技术领域,特别是关于一种血管组织位移估算方法。

背景技术

[0002] 人体中大量生理和病理过程往往伴随着组织弹性的变化,因此,弹性是反应生物组织的一个重要特征。中风是一项高致死、致残性疾病,80%的中风是由血管阻塞和局部贫血造成,而超过60%的局部脑组织缺血是由动脉粥样硬化易损斑块的破裂所引起。斑块的稳定性决定于其化学成分,细胞材质和新生血管形成等因素。大量研究指出,具有特定形态的斑块,即有较大的脂质核,外面覆盖一层较薄纤维帽,且突入血管内部的斑块,更容易在搏动的血压作用下破裂进而导致血栓形成。斑块的不同成分在弹性特性上有明显差别。因此超声弹性成像为确定斑块的成分,并推断其易损性提供了一种可能的方法。弹性成像通常通过检测组织对于各种外源/内源性机械性激励的响应来确定组织的弹性特征。

[0003] 压缩弹性成像由 J. Ophir 等人于 1991 年提出,具有分辨率高、成本低并易于和现有的超声设备结合等优点。如图 1 所示,其基本原理为:采集机械激励(静态或准静态)前后的两帧超声射频信号,利用时间延迟(time delay)估计出组织压缩前后的位移,随后通过计算位移场的一阶差分得到组织的应变图(strain image),即弹性图(elastogram)。由于不同硬度的组织呈现不同应变,弹性图能够反映组织的硬度分布。这里的机械激励可以是外源的,比如由压缩板对组织施加的一定压缩量(如图 1 所示);也可以是内源的,比如心肌的主动收缩,或搏动血压引起的血管形变。

[0004] 自 J. Ophir 等提出基于射频信号相关分析的弹性成像算法以来,许多弹性成像算法不断发展起来。总体上讲,超声弹性成像算法可以分为两大类型:一类是基于梯度运算的应变估计算法,即先对组织的位移进行估计,然后对位移估计做差分处理,得到组织的应变分布,如时域互相关算法、相位检测法、过零点跟踪法等;另一类是直接的应变估计算法,不以组织位移为中间估计值,直接得到组织的应变分布,如自适应伸展算法、谱相关算法等。在这些方法中,时域互相关法由于其较强的抗噪能力成为一种最基本的方法,其基本出发点是互相关函数峰值的偏移量可用于跟踪组织的变形。基础的互相关方法是计算某数据窗长度内压缩前信号与压缩后回波信号互相关系数,然后计算出该互相关系数的峰值点相对于零点的偏移量,即为两段信号在时域上的相对位移,并以此作为它们所表达的组织单元的相对位移。当组织的局部位移完全确定后,对位移值进行差分运算即可得到组织的应变分布。

[0005] 这种简单的互相关位移估计方法在一些体积较大,结构相对简单的组织弹性成像中达到了较好的效果。但是在血管和斑块弹性成像过程通常具有组织运动复杂,动态性强,易受各种伪影和噪声的干扰等实际问题。因此,传统的一维互相关算法在估计颈动脉血管和斑块的位移时效果不甚理想,并且受伪峰误差干扰较严重。

[0006] 互相关算法所使用的数据窗长度是决定位移估计效果的重要参数。当组织仅存在

刚体运动时,使用较长的射频信号将有利于改善估计的效果。但当存在变形时,由应变引起的信号去相关将降低时延估计子的性能,增大估计方差。所以,理论上讲,在应变存在的条件下,使用若干个波长左右的短数据窗有利于降低位移估计的方差,并有助于改善位移场的分辨率。但是在实际中,较短的数据窗容易受到伪峰误差的干扰,并引入大量椒盐状噪声。

发明内容

[0007] 针对上述问题,本发明的目的是提供一种能提高分辨率、降低方差,并有效减少伪峰的血管组织位移估算方法。

[0008] 为实现上述目的,本发明采取以下技术方案:一种血管组织位移估算方法,其包括以下步骤:1)由已有设备采集到对血管组织压缩前的射频信号和压缩后的射频信号,以压缩点为中心,对压缩前和压缩后的射频信号采用大数据窗进行互相关分析,得到压缩前的大数据窗与压缩后的大数据窗之间的互相关函数;2)对由步骤1)得到的相关函数进行相关滤波,得到综合相关函数,再利用综合相关函数计算大数据窗时射频信号的位移 d_1 ;3)利用信号再相关方法,根据步骤2)中位移 d_1 对组织压缩后的射频信号进行拉伸补偿,用拉伸补偿后的射频信号替代原有的压缩后射频信号,重建组织压缩后的射频信号与压缩前信号的相关性;4)采用小数据窗对经步骤3)再相关后的射频信号与压缩前的射频信号进行互相关分析,得到压缩后小数据窗的残余位移 d_2 ;5)将由步骤2)大数据窗位移估计得到的位移 d_1 与步骤4)小数据窗位移估计得到的位移 d_2 叠加,得到最终的位移场。

[0009] 所述步骤1)和步骤3)中的大数据窗和小数据窗的位移估算方法如下:(1)使用同中心的大数据窗计算出较为粗糙的位移估计 d_1 ;(2)使用与大数据窗同中心的小数据窗对血管组织再次进行互相关分析,先按位移 d_1 移动小数据窗的位置,并在移动后位置附近用互相关方法计算小数据窗的位移 d_2 ;(3)根据步骤(1)和步骤(2)得到小数据窗的真实位移为 $d = d_1 + d_2$ 。

[0010] 本发明由于采取以上技术方案,其具有以下优点:1、本发明由于采用多长度数据窗、相关滤波和信号再相关法相结合的方法,同时发挥各种方法的优势,进而达到提高分辨率、降低方差,减少伪峰的目的。2、本发明采用对用大数据窗进行互相关分析得到的互相关函数进行相关滤波,得到综合相关函数,并利用综合相关函数计算大数据窗时射频信号的位移,这样位移场中类似椒盐状的伪峰噪声可以被有效的去除。3、本发明采用同中心的大数据窗计算出较为粗糙的位移估计,大数据窗能在一定程度上抑制伪峰,有助于提高位移估计的稳定性。因此,使用大数据窗时可增加搜索范围,以捕捉到较大的组织位移。4、本发明由于采用小数据窗对经大数据窗和相关滤波处理后又经再相关方法处理的射频信号与压缩前的信号进行互相关分析,得到压缩后小数据窗的残余位移,这样大小数据窗结合,可以同时利用大数据窗有效抑制伪峰,利用小数据窗提高位移分辨率,减小位移估算方差。本发明可以广泛应用于超声弹性成像技术领域。

附图说明

[0011] 图1是现有技术中超声弹性成像原理示意图;

[0012] 图2是本发明的位移估算方法整体流程示意图;

[0013] 图 3 是本发明采用相关滤波方法前后纵向位移场的比较示意图 ; 其中图 3 (a) 是直接根据相关函数最大值得到的位移场 ; 图 3 (b) 是经相关滤波后, 根据综合相关函数计算出的位移场 ;

[0014] 图 4 是本发明采用的多长度数据窗方法估计位移原理示意图 ; 其中图 4 (a) 是采用大数据窗时得到的粗糙位移估计值 ; 图 4 (b) 是采用小数据窗进行再相关方法后得到的残余位移估计值 ;

[0015] 图 5 是本发明的相关滤波原理示意图 ; 其中图 5(a) 是待估计数据窗(实线矩形)及周围与其进行相关滤波的数据窗(虚线矩形)示意图 ; 图 5 (b) 是相关滤波核(二维 Hamming 窗) 以及图 5 (a) 中待估计数据窗与其周围各数据窗的互相关函数曲线 ; 图 5 (c) 是将滤波核范围内的互相关函数做加权线性叠加所得到的综合相关函数曲线。

具体实施方式

[0016] 下面结合附图和实施例对本发明进行详细的描述。

[0017] 如图 2 所示, 本发明提供的一种能有效改善血管位移估算效果的血管组织位移估算方法, 其步骤如下 :

[0018] 1) 由现有设备采集到对血管组织压缩前的射频信号和压缩后的射频信号, 以压缩点为中心, 对压缩前和压缩后的射频信号采用大数据窗进行互相关分析, 得到压缩前的大数据窗与压缩后的大数据窗之间的互相关函数。

[0019] 2) 对由步骤 1) 得到的互相关函数进行相关滤波, 得到综合相关函数, 再利用综合相关函数计算大数据窗时射频信号的位移 d_1 ; 若不经相关滤波, 则直接根据相关函数最大值得到的位移场内含有大量类似椒盐状的伪峰噪声(如图 3 (a) 所示), 本发明采用经相关滤波后得到的位移场可以有效去除类似椒盐状的伪峰噪声(如图 3 (b) 所示)。

[0020] 3) 利用信号再相关方法, 根据步骤 2) 中位移 d_1 对组织压缩后的射频信号进行拉伸补偿, 用拉伸补偿后的射频信号替代原有的压缩后射频信号, 重建组织压缩后的射频信号与压缩前信号的相关性。

[0021] 本发明采用再相关方法能有效减小位移估计方差, 再相关方法通过拉伸组织压缩后的射频信号, 重建其与压缩前信号的相关性, 增强相关性, 这样可以显著降低组织在位移场中的噪声。

[0022] 4) 采用小数据窗对经步骤 3) 再相关后的射频信号与压缩前的射频信号进行互相关分析, 得到压缩后小数据窗的残余位移 d_2 , 这样可以有效抑制伪峰, 以减小位移估算方差。

[0023] 5) 将由步骤 2) 大数据窗位移估计得到的位移 d_1 与步骤 4) 小数据窗位移估计得到的位移 d_2 叠加, 得到最终的位移场。

[0024] 上述步骤 1) 和步骤 3) 中的大数据窗和小数据窗的位移估算方法如下 :

[0025] (1) 如图 4 (a) 所示, 使用同中心的大数据窗计算出较为粗糙的位移估计 d_1 , 大数据窗能在一定程度上抑制伪峰, 有助于提高位移估计的稳定性。因此, 使用大数据窗时可增加搜索范围, 以捕捉到较大的组织位移。

[0026] (2) 如图 4 (b) 所示(图中黑色方框为小数据窗), 使用与大数据窗同中心的小数据窗对血管组织再次进行互相关分析, 由于使用大数据窗得到的位移 d_1 与小数据窗的真实

位移接近但不够精确,为估计小数据窗位移,先按位移 d_1 移动小数据窗的位置,并在移动后位置附近用互相关方法计算小数据窗的位移 d_2 。由于血管组织的主要位移已经包括在位移 d_1 中,残余位移 d_2 较小,此时小数据窗的搜索范围可缩短至波长范围内,从而避免伪峰。

[0027] (3) 根据步骤(1)和步骤(2)可以得到小数据窗的真实位移为 $d = d_1 + d_2$ 。由此可知,本发明采用的多长度数据窗方法可同时利用大数据窗对伪峰误差的抗性,以及小数据窗的低方差特点。

[0028] 上述步骤 2) 中,相关滤波方法为:将某个数据窗及其附近数据窗的互相关函数进行加权平均,并最终生成一个综合相关函数,再通过计算该综合相关函数的最大值确定该数据窗的位移。

[0029] 例如,如图 5 (a) 所示,为估计图中实线矩形数据窗的位移,首先设定一个相关滤波核(如图 5 (b) 所示),该滤波核为二维空间窗函数,通常设定为 Hamming 窗,其中心位置与待估计数据窗重合。然后,将滤波核所覆盖范围内的数据窗(即图 5 (a) 中虚线及实线矩形数据窗)各自的互相关函数进行加权线性叠加,并得到综合相关函数(如图 5 (c) 所示)。每个数据窗的权系数按其在滤波核中的空间位置选择(如图 5 (b))。按上述方法得到的综合互相关系数具有空间平滑效果,对伪峰的抗性大大增强。

[0030] 综上所述,本发明采用多长度数据窗、相关滤波和信号再相关法相结合的方法,同时发挥各种方法的优势,进而达到提高分辨率、降低方差,减少伪峰的目的。

[0031] 下面通过一具体实施例对本发明作进一步的介绍。

[0032] 实施例:

[0033] 本实施例采用 Philips 公司的 IU22 超声成像系统,配备 L9-3 型手持式探头。实验中,在 B 超引导下选定感兴趣区域后(血管长轴视角),连续采集射频信号共约 4 个心动周期,采样率固定为 32MHz,超声成像的帧率设置为 47Hz,成像宽度 38mm (320 条扫描线)。

[0034] 选择长轴视角的原因是能够避免血管运动方向同声束方向不一致。数据采集完成后,将射频信号上传至 PC 进行离线分析,并按照本发明的血管组织位移估算方法估计连续两帧间的组织位移。首先按大数据窗进行互相关分析的参数设定为:纵向数据窗长度 1.80mm,侧向长度 0.85mm,数据窗间隔纵向 0.07mm,侧向 0.17mm;在进行相关滤波时使用的模板长度为纵向 1.1mm,侧向 0.85mm;然后根据前一步计算出来的纵向和侧向位移对压缩后的射频信号拉伸,即实现信号的再相关;再相关后,按小数据窗进行互相关分析时的数据窗长度为纵向 0.70mm,侧向 0.51mm。在两次位移估计中均使用互相关方法;亚像素位移估计通过对二维互相关函数交替的进行纵向和侧向插值,并取其最大值得到。

[0035] 上述各实施例仅用于说明本发明,各部件的连接和结构都是可以有所变化的,在本发明技术方案的基础上,凡根据本发明原理对个别部件的连接和结构进行的改进和等同变换,均不应排除在本发明的保护范围之外。

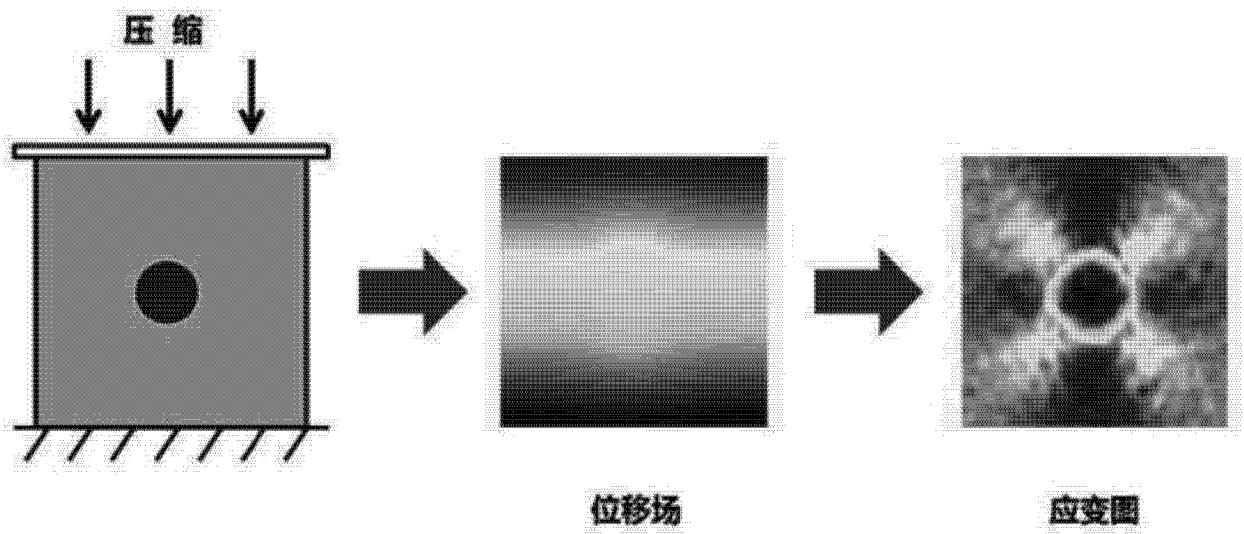


图 1

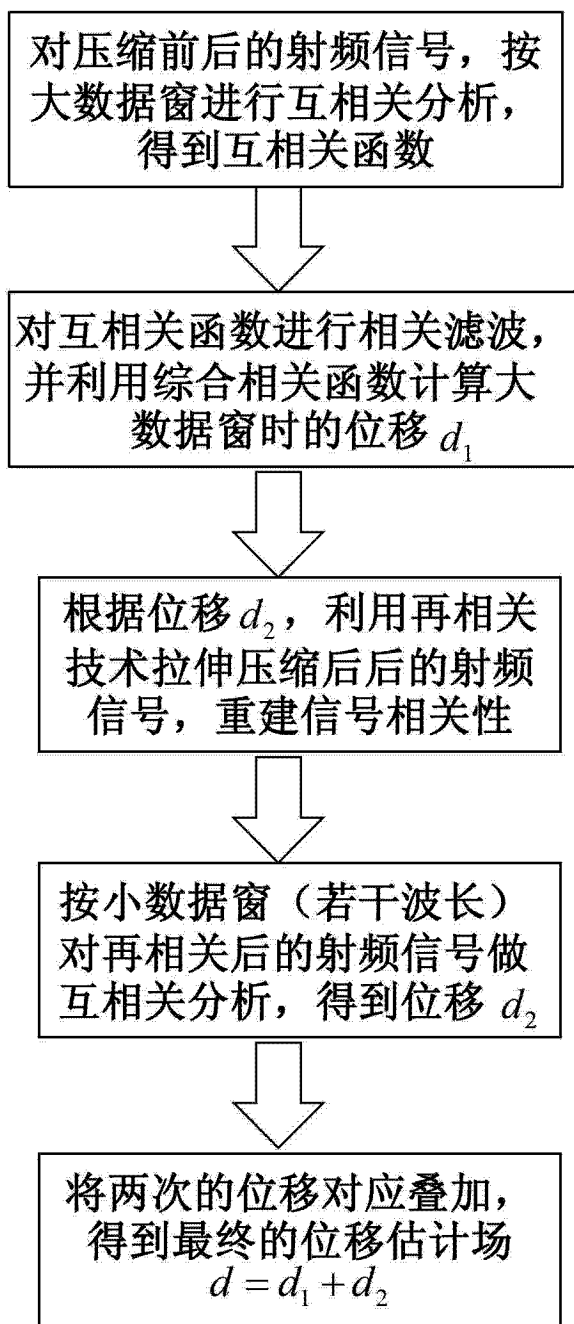


图 2

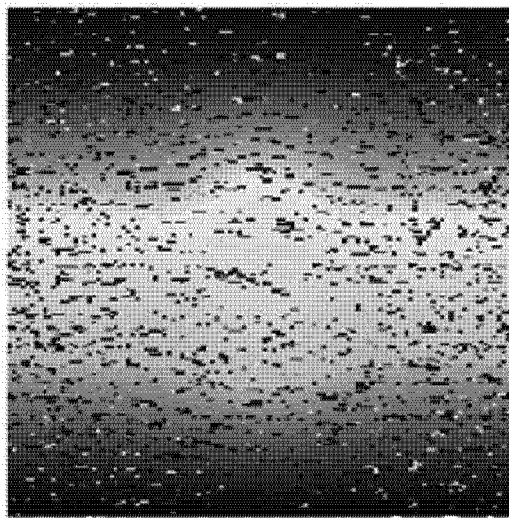


图 3(a)

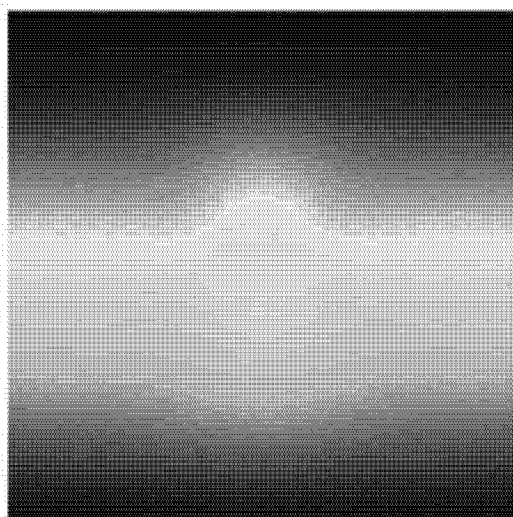


图 3(b)

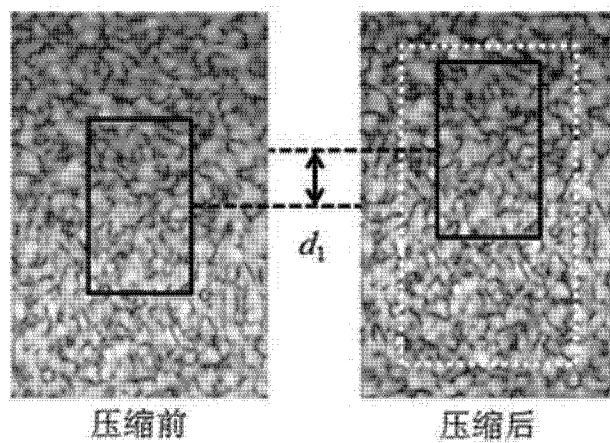


图 4(a)

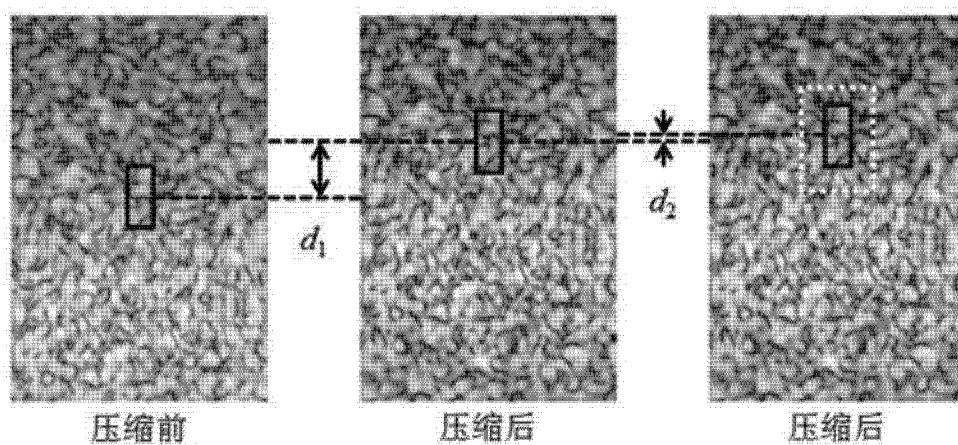


图 4(b)

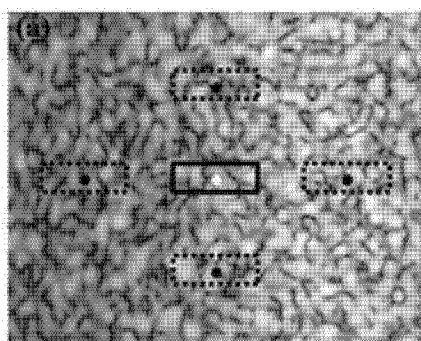


图 5(a)

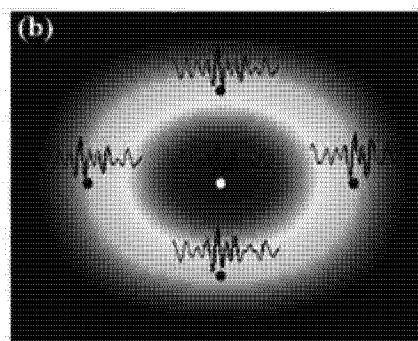


图 5(b)

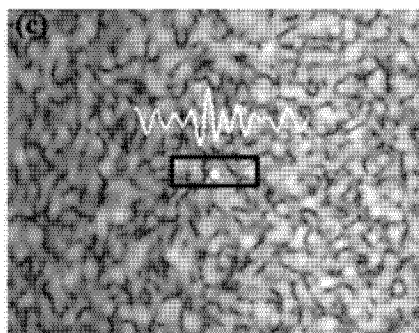


图 5(c)

专利名称(译)	一种血管组织位移估算方法		
公开(公告)号	CN102973296A	公开(公告)日	2013-03-20
申请号	CN201210461857.4	申请日	2012-11-16
[标]申请(专利权)人(译)	清华大学		
申请(专利权)人(译)	清华大学		
当前申请(专利权)人(译)	清华大学		
[标]发明人	白净 刘丹 陶晟臻 罗建文		
发明人	白净 刘丹 陶晟臻 罗建文		
IPC分类号	A61B8/08		
代理人(译)	徐宁 关畅		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种血管组织位移估算方法，其步骤为：1) 采集到对血管组织压缩前的射频信号和压缩后的射频信号，以压缩点为中心，对压缩前和压缩后的射频信号采用大数据窗进行互相关分析，得到压缩前的大数据窗与压缩后的大数据窗之间的互相关函数；2) 对步骤1) 产生的互相关函数进行相关滤波，并利用综合相关函数计算大数据窗时射频信号的粗糙位移 d_1 ；3) 利用信号再相关方法，根据位移 d_1 拉伸组织压缩后的射频信号，重建其与压缩前信号的相关性；4) 采用小数据窗对再相关后的射频信号与压缩前的信号进行互相关分析，得到压缩后小数据窗的残余位移 d_2 ；5) 将由大数据窗位移估计得到的位移 d_1 与小数据窗位移估计得到的位移 d_2 叠加，得到最终的位移场。本发明可以广泛应用于超声弹性成像技术领域。

