



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102423264 B
(45) 授权公告日 2014. 05. 21

(21) 申请号 201110257166. 8
(22) 申请日 2011. 09. 01
(73) 专利权人 中国科学院深圳先进技术研究院
地址 518055 广东省深圳市南山区西丽大学
城学苑大道 1068 号
(72) 发明人 郑海荣 牛丽丽 钱明
(74) 专利代理机构 广州华进联合专利商标代理
有限公司 44224
代理人 吴平

(56) 对比文件
CN 101553174 A, 2009. 10. 07,
CN 101094611 A, 2007. 12. 26,
CN 101175444 A, 2008. 05. 07,
审查员 刘珊珊

(51) Int. Cl.
A61B 8/08 (2006. 01)
A61B 5/00 (2006. 01)
A61B 6/03 (2006. 01)
A61B 5/055 (2006. 01)
G01N 33/48 (2006. 01)

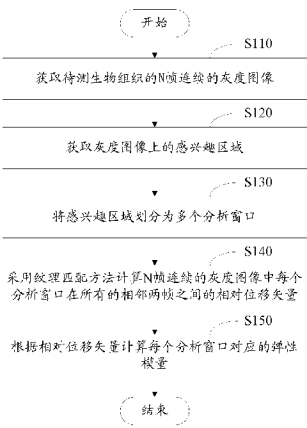
权利要求书2页 说明书8页 附图6页

(54) 发明名称

基于图像的生物组织弹性的测量方法及装置

(57) 摘要

本发明涉及一种基于图像的生物组织弹性的测量方法,包括下列步骤:获取待测生物组织的N帧连续的灰度图像;获取灰度图像上的感兴趣区域;将感兴趣区域划分为多个分析窗口;采用纹理匹配方法计算N帧连续的灰度图像中每个分析窗口在所有的相邻两帧之间的相对位移矢量;根据相对位移矢量计算每个分析窗口对应的弹性模量。本发明还涉及一种基于图像的生物组织弹性的测量装置。本发明适用于各种分辨率的超声波成像、光学成像、光声成像、CT 成像, MRI 成像等技术采集的灰度图像,可作为一个图像后处理软件模块集成到现有的成像系统中,以增加成像系统的功能。由于无需对现有临床成像系统进行硬件升级,升级成本低,容易被医院和医生接受,方便临床推广。



1. 一种基于图像的生物组织弹性的测量方法,包括下列步骤:
步骤A,获取待测生物组织的N帧连续的灰度图像,N为正整数;
步骤B,获取所述灰度图像上的感兴趣区域;
步骤C,将所述感兴趣区域划分为多个分析窗口;
步骤D,采用纹理匹配方法计算所述N帧连续的灰度图像中每个分析窗口在所有的相邻两帧之间的相对位移矢量;
步骤E,根据相对位移矢量计算每个分析窗口对应的弹性模量;
其特征在于,所述纹理匹配方法具体包括下列步骤:
步骤D1,采用二维标准互相关算法、亚像素方法和滤波插值方法获取每个分析窗口在相邻两帧之间的二维平动位移;
步骤D2,采用迭代算法通过所述二维平动位移的位移梯度进一步计算图像中所述生物组织的旋转和变形,得到几何变换的二维位移;
步骤D3,对所述几何变换的二维位移采用错误矢量剔除算法以提高精度,得到相邻两帧之间的相对位移矢量。
2. 根据权利要求1所述的基于图像的生物组织弹性的测量方法,其特征在于,所述N帧连续的灰度图像通过成像装置采集,所述N是m个完整的心动周期内所述成像装置采集的图像帧数,m为正整数。
3. 根据权利要求1或2所述的基于图像的生物组织弹性的测量方法,其特征在于,所述生物组织为血管壁,所述步骤E具体包括下列步骤:
步骤E1,根据所述相邻两帧之间的相对位移矢量,得到在垂直于血管壁的方向上相邻的两分析窗口之间的位移差;
步骤E2,获得分析窗口一个心动周期内所述位移差的最大值;
步骤E3,根据所述位移差的最大值得到垂直于血管壁的方向应变的最大值;
步骤E4,根据所述垂直于血管壁的方向应变的最大值得到所述弹性模量。
4. 根据权利要求1所述的基于图像的生物组织弹性的测量方法,其特征在于,还包括下列步骤:
将所述生物组织切片;
将切片进行病理学染色;
根据染色的结果得到所述生物组织的组成成分的分布情况;
根据所述组成成分的分布情况和所述弹性模量得到每种组成成分对应的弹性模量范围。
5. 一种基于图像的生物组织弹性的测量装置,包括:
灰度图像获取模块,用于获取待测生物组织的N帧连续的灰度图像,N为正整数;
感兴趣区域获取模块,用于获取所述灰度图像上的感兴趣区域;
分析窗口划分模块,用于将所述感兴趣区域划分为多个分析窗口;
相对位移矢量计算模块,用于采用纹理匹配方法计算所述N帧连续的灰度图像中每个分析窗口在所有的相邻两帧之间的相对位移矢量;
弹性模量计算模块,用于根据相对位移矢量计算每个分析窗口对应的弹性模量;
其特征在于,所述相对位移矢量计算模块包括:

平动位移计算模块,用于根据二维标准互相关算法、亚像素方法和滤波插值方法获取每个分析窗口在相邻两帧之间的二维平动位移;

几何变换位移计算模块,采用迭代算法通过所述二维平动位移的位移梯度进一步计算图像中所述生物组织的旋转和变形,得到几何变换的二维位移;

错误剔除模块,用于对所述几何变换的二维位移采用错误矢量剔除算法以提高精度,得到相邻两帧之间的相对位移矢量。

6. 根据权利要求5所述的基于图像的生物组织弹性的测量装置,其特征在于,所述灰度图像获取模块是成像装置,所述N是m个完整的心动周期内所述成像装置采集的图像帧数,m为正整数。

7. 根据权利要求5或6所述的基于图像的生物组织弹性的测量装置,其特征在于,所述生物组织为血管壁,所述弹性模量计算模块包括:

位移差计算模块,用于根据所述相邻两帧之间的相对位移矢量,得到在垂直于血管壁的方向上相邻的两分析窗口之间的位移差;

位移差最大值计算模块,用于获得分析窗口一个心动周期内所述位移差的最大值;

应变最大值计算模块,用于根据所述位移差的最大值得到垂直于血管壁的方向应变的最大值;

弹性模量获取模块,用于根据所述垂直于血管壁的方向应变的最大值得到所述弹性模量。

基于图像的生物组织弹性的测量方法及装置

【技术领域】

[0001] 本发明涉及一种弹性成像技术,特别是涉及一种基于图像的生物组织弹性的测量方法,还涉及一种基于图像的生物组织弹性的测量装置。

【背景技术】

[0002] 生物体内的弹性组织是由不同的成分所构成。例如对于血管壁来说,主要由胶原纤维、弹性纤维和平滑肌细胞构成,这些成分的弹性模量值区别很大。若可以得到精确的二维血管壁的弹性模量分布图,则可区分出血管壁的成分,得到血管壁的成分分布。对于动脉粥样斑块,可得到脂质、血栓、纤维组织和钙化组织等成分分布。

【发明内容】

[0003] 基于此,有必要提供一种非侵入的能够精确测量包括血管壁在内的生物组织弹性的测量方法。

[0004] 一种基于图像的生物组织弹性的测量方法,包括下列步骤:步骤A,获取待测生物组织的N帧连续的灰度图像,N为正整数;步骤B,获取所述灰度图像上的感兴趣区域;步骤C,将所述感兴趣区域划分为多个分析窗口;步骤D,采用纹理匹配方法计算所述N帧连续的灰度图像中每个分析窗口在所有的相邻两帧之间的相对位移矢量;步骤E,根据相对位移矢量计算每个分析窗口对应的弹性模量。

[0005] 优选的,所述N帧连续的灰度图像通过成像装置采集,所述N是m个完整的心动周期内所述成像装置采集的图像帧数,m为正整数。

[0006] 优选的,所述纹理匹配方法具体包括下列步骤:步骤D1,采用二维标准互相关算法、亚像素方法和滤波插值方法获取每个分析窗口在相邻两帧之间的二维平动位移;步骤D2,采用迭代算法通过所述二维平动位移的位移梯度进一步计算图像中所述生物组织的旋转和变形,得到几何变换的二维位移;步骤D3,对所述几何变换的二维位移采用错误矢量剔除算法以提高精度,得到相邻两帧之间的相对位移矢量。

[0007] 优选的,所述生物组织为血管壁,所述步骤E具体包括下列步骤:步骤E1,根据所述相邻两帧之间的相对位移矢量,得到在垂直于血管壁的方向上相邻的两分析窗口之间的位移差;步骤E2,获得分析窗口一个心动周期内所述位移差的最大值;步骤E3,根据所述位移差的最大值得到垂直于血管壁的方向应变的最大值;步骤E4,根据所述垂直于血管壁的方向应变的最大值得到所述弹性模量。

[0008] 优选的,还包括下列步骤:将所述生物组织切片;将切片进行病理学染色;根据染色的结果得到所述生物组织的组成成分的分布情况;根据所述组成成分的分布情况和所述弹性模量得到每种组成成分对应的弹性模量范围。

[0009] 还有必要提供一种非侵入的能够精确测量包括血管壁在内的生物组织弹性的测量装置。

[0010] 一种基于图像的生物组织弹性的测量装置,包括:灰度图像获取模块,用于获取待

测生物组织的 N 帧连续的灰度图像, N 为正整数;感兴趣区域获取模块,用于获取所述灰度图像上的感兴趣区域;分析窗口划分模块,用于将所述感兴趣区域划分为多个分析窗口;相对位移矢量计算模块,用于采用纹理匹配方法计算所述 N 帧连续的灰度图像中每个分析窗口在所有的相邻两帧之间的相对位移矢量;弹性模量计算模块,用于根据相对位移矢量计算每个分析窗口对应的弹性模量。

[0011] 优选的,所述灰度图像获取模块是成像装置,所述 N 是 m 个完整的心动周期内所述成像装置采集的图像帧数, m 为正整数。

[0012] 优选的,所述相对位移矢量计算模块包括:平动位移计算模块,用于根据二维标准互相关算法、亚像素方法和滤波插值方法获取每个分析窗口在相邻两帧之间的二维平动位移;几何变换位移计算模块,采用迭代算法通过所述二维平动位移的位移梯度进一步计算图像中所述生物组织的旋转和变形,得到几何变换的二维位移;错误剔除模块,用于对所述几何变换的二维位移采用错误矢量剔除算法以提高精度,得到相邻两帧之间的相对位移矢量。

[0013] 优选的,所述生物组织为血管壁,所述弹性模量计算模块包括:位移差计算模块,用于根据所述相邻两帧之间的相对位移矢量,得到在垂直于血管壁的方向上相邻的两分析窗口之间的位移差;位移差最大值计算模块,用于获得分析窗口一个心动周期内所述位移差的最大值;应变最大值计算模块,用于根据所述位移差的最大值得到垂直于血管壁的方向应变的最大值;弹性模量获取模块,用于根据所述垂直于血管壁的方向应变的最大值得到所述弹性模量。

[0014] 上述基于图像的生物组织弹性的测量方法和装置,能够实现非侵入的精确测量,适用于各种分辨率的超声波成像、光学成像、光声成像、CT 成像,核磁共振成像等技术采集的灰度图像,可作为一个图像后处理软件模块集成到现有的成像系统中,以增加成像系统的功能。由于无需对现有临床成像系统进行硬件升级,升级成本低,容易被医院和医生接受,方便临床推广。

【附图说明】

[0015] 图 1 是实施例一中基于图像的生物组织弹性的测量方法的流程图;

[0016] 图 2 是应用图像纹理匹配方法计算弹性模量的示意图;

[0017] 图 3 是实施例二中采集到的志愿者颈动脉的 B 型超声图像;

[0018] 图 4 是图 3 所示颈总动脉血管壁的平均轴向应变在不同时刻的分布图;

[0019] 图 5 是图 3 所示颈总动脉血管壁的平均横向应变在不同时刻的分布图;

[0020] 图 6 是实施例三中用测量系统测量闭合的脉动循环系统中动脉仿体的弹性的示意图;

[0021] 图 7 是实施例三中超声系统采集到的动脉仿体的 B 型超声图像;

[0022] 图 8 是图 7 所示动脉仿体硅胶管的平均轴向应变在不同时刻的分布图;

[0023] 图 9 是采用 CMT6104 对两个样本进行测试得到的力与位移的关系图;

[0024] 图 10 是超声系统得到的聚乙烯醇材质的动脉仿体的 B 型超声图像;

[0025] 图 11 是聚乙烯醇材质的动脉仿体的平均轴向应变在不同时刻的分布图。

【具体实施方式】

[0026] 实施例一：

[0027] 图 1 是实施例一中基于图像的生物组织弹性的测量方法的流程图,包括下列步骤：

[0028] S110,获取待测生物组织的 N 帧连续的灰度图像。

[0029] 该灰度图像可以通过超声波成像、光学成像、光声成像、电子计算机 X 射线断层扫描技术 (CT) 成像,核磁共振 (MRI) 成像等技术采集。在本实施例中是通过一种超声装置 (B 型超声诊断仪) 采集该灰度图像。

[0030] N 应该涵盖至少一个完整的心动周期内超声装置所采集的图像。例如,超声装置的图像采集帧频 FR 为 100 帧 / 秒,人体的心动周期 Tc 为 1 秒,则 $N = m \times FR \times Tc = 100m$ 帧 (m 为心动周期的周期数, $m = 1, 2, 3, \dots, m = 1$ 表示 1 个心动周期,依此类推)。即 N 应该为 100 的整数倍。

[0031] S120,获取灰度图像上的感兴趣区域 (region of interest, ROI)。感兴趣区域可以由操作人员手动指定后再获取,也可以通过习知的图像处理方法自动获取。

[0032] S130,将感兴趣区域划分为多个分析窗口。将感兴趣区域划分为多个大小相等的分析窗口,将这些分析窗口分别用 k1、k2、k3、..... 编号表示。在 N 帧灰度图像的每一帧中均包含 k1、k2、k3、..... 这些分析窗口。

[0033] S140,采用纹理匹配 (texture matching) 方法计算 N 帧连续的灰度图像中每个分析窗口在所有的相邻两帧之间的相对位移矢量。

[0034] 采用纹理匹配方法计算分析窗口 k1 在上述 N 帧中的第 1 帧和第 2 帧之间的相对位移矢量。以 $m = 1$ 为例,在本实施例中,具体包括下列步骤：

[0035] 1,采用二维标准互相关算法、亚像素方法和滤波插值方法获取分析窗口 k1 在第 1 帧和第 2 帧之间的二维平动位移。

[0036] 二维标准互相关算法是利用图像的灰度分布相似性,来计算两个分析窗口 (即 k1 在第 1 帧和第 2 帧中) 的位移。其表达式为：

$$[0037] \quad R(p, q) = \frac{\sum_{x=1}^{M_1} \sum_{y=1}^{N_1} (f(x, y) - \mu_f)(g(x + p, y + q) - \mu_g)}{\sqrt{\sum_{x=1}^{M_1} \sum_{y=1}^{N_1} (f(x, y) - \mu_f)^2 \sum_{i=1}^{M_1} \sum_{j=1}^{N_1} (g(x + p, y + q) - \mu_g)^2}}$$

[0038] 其中 f 和 g 为两个分析窗口内的灰度值, μ_f 和 μ_g 为对应的灰度平均值。

[0039] 为了提高计算精度采用亚像素方法,可以精确到小数级像素,在该算法中采用了高斯峰值拟合公式：

$$[0040] \quad \begin{cases} \Delta x = i + \frac{\ln(R_{pq}(i-1, j)) - \ln(R_{pq}(i+1, j))}{2\ln(R_{pq}(i-1, j)) - 4\ln(R_{pq}(i, j)) + 2\ln(R_{pq}(i+1, j))} \\ \Delta y = j + \frac{\ln(R_{pq}(i, j-1)) - \ln(R_{pq}(i, j+1))}{2\ln(R_{pq}(i, j-1)) - 4\ln(R_{pq}(i, j)) + 2\ln(R_{pq}(i, j+1))} \end{cases}$$

[0041] $R_{pq}(i, j)$ 表示互相关函数的最大值, i 和 j 表示互相关函数取得最大值时相应的坐标, $R_{pq}(i-1, j)$, $R_{pq}(i+1, j)$, $R_{pq}(i, j-1)$ 和 $R_{pq}(i, j+1)$ 分别表示互相关函数数组中与 $R_{pq}(i, j)$ 最邻近的周围四个网格点上的互相关函数的数值。

[0042] 对于滤波与插值算法, 我们采用的是中值滤波和双线性插值, 其具体公式如下:

[0043]

$$\begin{cases} U(x, y) > \text{median}(U(x-1:x+1, y-1:y+1)) + \text{threshold} * \text{std}(U(x-1:x+1, y-1:y+1)) \\ U(x, y) < \text{median}(U(x-1:x+1, y-1:y+1)) - \text{threshold} * \text{std}(U(x-1:x+1, y-1:y+1)) \end{cases}$$

[0044] $U(x, y) = (1-x)(1-y)U(x-1, y-1) + x(1-y)U(x+1, y-1) + (1-x)yU(x-1, y+1) + xyU(x+1, y+1)$ $U = (u, v)$ 为二维平动位移矢量。

[0045] 2, 采用迭代算法通过二维平动位移的位移梯度进一步计算图像中生物组织的旋转和变形, 得到几何变换的二维位移。

[0046] 为了考虑组织的旋转和变形, 引入泰勒级数:

$$[0047] \quad U(r) = U(r_0) + \left(\frac{\partial U}{\partial r} \right)_{r=r_0} (r - r_0) + \frac{1}{2!} \left(\frac{\partial^2 U}{\partial r^2} \right)_{r=r_0} (r - r_0)^2 + o(r - r_0)^3$$

[0048] $r = (x, y)$.

[0049] 迭代算法的具体过程为: 首先, 设定迭代次数 K (一般为 $2 \sim 3$ 次)。然后, 对于第 k 次迭代, 利用第 $k-1$ 次的位移梯度 U'_{k-1} 来重置分析窗口的灰度值。

$$[0050] \quad f(r) = f\left(r - \frac{U_{k-1}}{2} - \frac{U'_{k-1}r}{2}\right)$$

$$[0051] \quad g(r) = g\left(r + \frac{U_{k-1}}{2} + \frac{U'_{k-1}r}{2}\right)$$

[0052] 然后再用标准互相关公式计算互相关平面内位移最大值的位置 $R_{\max}$, 因此最后计算的几何变换的位移为:

$$[0053] \quad U_k = U_{k-1} + R_{\max}.$$

[0054] 3, 对几何变换的二维位移采用错误矢量剔除算法以提高精度, 得到第 1 帧和第 2 帧之间的相对位移矢量。

[0055] 错误矢量剔除算法是基于连续性方程的修正方法, 具体为: 首先根据最初的位移矢量, 设置一个初始值 val , 并通过下面公式计算每一点的值 val :

$$[0056] \quad val = \frac{\sum |u_{x-1:x+1, y-1:y+1} - u_{x,y}| + \sum |v_{x-1:x+1, y-1:y+1} - v_{x,y}|}{\sum |u_{x-1:x+1, y-1:y+1}| + \sum |v_{x-1:x+1, y-1:y+1}|}$$

[0057] 其中 $u_{x,y}$ 和 $v_{x,y}$ 应用高斯模板计算:

[0058]

$$\begin{cases} u_{x,y} = \frac{u_{x-1,y+1} + 2u_{x,y+1} + u_{x+1,y+1} + 2u_{x-1,y} + 2u_{x+1,y} + u_{x-1,y-1} + 2u_{x,y-1} + u_{x+1,y-1}}{12} \\ v_{x,y} = \frac{v_{x-1,y+1} + 2v_{x,y+1} + v_{x+1,y+1} + 2v_{x-1,y} + 2v_{x+1,y} + v_{x-1,y-1} + 2v_{x,y-1} + v_{x+1,y-1}}{12} \end{cases}$$

[0059] 如果 val 大于初始值 val1, 则这个值应用下面公式纠正 :

$$[0060] \quad u_{x,y} = \frac{\sum u_{x-1:x+1,y-1:y+1}}{8} v_{x,y} = \frac{\sum v_{x-1:x+1,y-1:y+1}}{8}$$

[0061] 由此, 得到了高精度的相对位移矢量 u 和 v。

[0062] 计算完分析窗口 k1 在上述 N 帧中的第 1 帧和第 2 帧之间的相对位移矢量后, 再计算分析窗口 k1 在第 2 帧和第 3 帧之间的相对位移矢量, 计算分析窗口 k1 在第 3 帧和第 4 帧之间的相对位移矢量, …… , 计算分析窗口 k1 在第 N-1 帧和第 N 帧之间的相对位移矢量。

[0063] 同样的, 依次相应计算 k2、k3 等其余所有的分析窗口在所有的相邻两帧之间的相对位移矢量。根据相对位移矢量可以得到位移矢量图, 参见图 2。对于 m > 1 的情况, 则分别计算每个心动周期的相对位移矢量。

[0064] S150, 根据相对位移矢量计算每个分析窗口对应的弹性模量。若步骤 S110 中 m > 1, 则对每个分析窗口的 m 个弹性模量值进行平均, 得到生物组织的二维弹性模量图, 这样可以有效降低误差。

[0065] 上述基于图像的生物组织弹性的测量方法, 可以应用于测量动脉血管壁的弹性模量, 还可用于测量心脏、肺、动脉粥样斑块、肿瘤等活体组织, 以及其他可以进行成像的弹性物体 (例如硅胶管) 的弹性模量。

[0066] 在另一个实施例中, 基于图像的生物组织弹性的测量方法还包括下列步骤 :

[0067] 步骤 S162, 将生物组织切片后进行病理学染色。通过切片机对组织进行切片, 然后将切片置于玻璃片上, 滴上染色剂使其充分接触 3 ~ 5 分钟。

[0068] 步骤 S164, 根据染色的结果得到生物组织的组成成分的分布情况。不同的组成成分会被染色剂染成不同的颜色, 从而得到组成成分分布图。

[0069] 步骤 S166, 根据组成成分的分布情况和步骤 S150 得到的弹性模量获得每种组成成分对应的弹性模量范围。具体可以是统计每个分析窗口对应的组成成分, 并记录每种组成成分 (对应的分析窗口的) 弹性模量值, 得到频数 - 弹性模量分布直方图, 根据直方图获得每种组成成分对应的弹性模量范围。

[0070] 例如由此测出了血管壁形成动脉粥样硬化斑块之后, 斑块的不同成分对应的弹性模量范围: 脂质 (81 ± 40kPa), 血栓 (95 ± 56kPa), 纤维组织 (1.0 ± 0.63MPa), 钙化组织 (2.0 ± 1.2MPa)。

[0071] 得到每种组成成分对应的弹性模量范围后, 就可以建立组成成分 - 弹性模量表。这样在测得弹性模量后, 就可以根据该弹性模量范围获得组织成分分布图了。

[0072] 实施例二 :

[0073] 实施例二是一个采用基于图像的生物组织弹性的测量方法对人体颈动脉血管的血管壁进行测量的实施例。志愿者平卧位, 颈后垫薄枕, 头部稍抬高, 充分暴露颈部, 成像时

颈部放松,头偏向检查者对侧约 45 度。检查者将超声探头置于志愿者颈部,探头直接接触颈部皮肤,对其进行成像。需采集涵盖若干个心动周期的超声图像序列。

[0074] 图 3 是实施例二中采集到的志愿者颈动脉的 B 型超声图像,虚线框内为感兴趣区域。这帧 B 型超声图像显示的是一段颈动脉在帧频为 223 帧 / 秒、超声声束为 128、聚焦深度 10mm、视场 28mm(宽度)×25mm(深度)的条件下获得。在本实施例中,采集两个心动周期内的 B 型超声图像,相邻的两帧图像进行纹理匹配分析。图像被分成大小为 16×8 像素的分析窗口,然后对相邻两帧图像上相应的两个分析窗口进行互相关运算并确定该分析窗口的位移,利用离散高斯峰值拟合可得到亚像素精度的位移矢量。再根据每一帧的 y 方向上(即图 3 中的轴向,也就是垂直于血管壁的方向)的位移矢量 $v(x, y, t)$,可得到一个心动周期内颈动脉的血管壁在轴向上相邻层(即相邻的分析窗口)之间的位移差:

$$[0075] \quad \Delta h(x, y, t) = v(x+1, y, t) - v(x, y, t)$$

[0076] (x, y) 是图像中每个分析窗口的坐标。注意此处的 x, y 不是以像素,而是以一个分析窗口为单位。位移差在一个心动周期内的最大值,可通过 $\Delta h_{\max}(x, y) = \max_t |\Delta h(x, y, t)|$ 得到,然后对于每层厚为 h_0 (即一个分析窗口在轴向上的厚度)的动脉模型,它的轴向应变的最大值为 $\Delta \varepsilon_{\max}(x, y) = \Delta h_{\max}(x, y) / h_0$ 。

[0077] 可以根据下面的公式得到在血管壁不同位置处的弹性模量值(非均匀的):

$$[0078] \quad E(x, y) = \frac{1}{2} \left(\frac{R_i}{h_0} + 1 \right) \frac{\Delta P}{\Delta \varepsilon_{\max}(x, y)}$$

[0079] R_i 是该颈动脉血管的内径, ΔP 是一个心动周期内血压最大值与最小值之差,在本实施例中通过血压计在上臂测得。

[0080] 图 4 和图 5 分别为图 3 所示颈总动脉血管壁平均轴向应变和平均横向应变在不同时刻的分布图。从图中可以看出,应变在两个心动周期内呈周期性变化。

[0081] 实施例三:

[0082] 图 6 是实施例三中用测量系统测量闭合的脉动循环系统中动脉仿体的弹性的示意图。测量系统 100 包括顺序连接的超声传感器、超声系统以及基于图像的生物组织弹性的测量装置。超声系统将超声传感器采集到的信号转换成 B 型超声图像,并发送给基于图像的生物组织弹性的测量装置。

[0083] 该脉动循环系统的脉压由 Harvard 的血流脉动泵(型号为 55-3305)产生,压力传感器(型号为 HDP708)设置于脉动泵和动脉仿体 210 之间来测量脉动循环系统内部的压力值。动脉仿体放置在一个大水槽中,这个水槽的底部放置吸声材料抑制水槽底部的界面反射。该动脉仿体为硅胶管。

[0084] 图 7 是超声系统采集到的动脉仿体的 B 型超声图像,虚线框内为感兴趣区域。在本实施例中,该动脉仿体为硅胶管,硅胶管内径为 8mm,外径为 12mm,壁厚为 2mm。超声系统的图像采集帧频为 106 帧 / 秒,超声声束为 256,聚焦深度 17mm,视场 35mm(宽度)×27mm(深度)。相邻的两帧图像进行纹理匹配分析。图像被分成大小为 16×8 像素的分析窗口,然后对相邻两帧图像上相应的两个分析窗口进行互相关运算并确定该分析窗口的位移,利用离散高斯峰值拟合可得到亚像素精度的位移矢量。再根据相邻两点位移矢量的变化(位移梯度)可得到的该硅胶管壁在不同时刻的应变,如图 8 所示。接着根据每一帧的 y 方向(轴

向)上的位移矢量 $v(x, y, t)$, 可得到一个心动周期内管壁内层和外层位移的差值 Δd :

$$[0085] \quad \Delta d = \max_t | [v(x+1, y, t) - v(x, y, t)] / d |$$

[0086] 对于壁厚为 d 的动脉仿体, 它的轴向应变的值为 $\Delta \eta = \Delta d / d$ 。最后可以根据下面的公式得到该硅胶管管壁的弹性模量值(均匀的):

$$[0087] \quad E = \frac{1}{2} \left(\frac{R_i}{d} + 1 \right) \frac{\Delta P}{\Delta \eta}$$

[0088] 其中 R_i 是硅胶管的内径, ΔP 是一个心动周期内压力的最大值与最小值之差, 由压力传感器测得。根据上述公式得到一个实测的硅胶管的弹性模量值为 6.63MPa。

[0089] 为了验证基于图像的生物组织弹性的测量方法的正确性和可行性, 用 MTS 公司型号为 CMT6104 电子万能试验机来测量硅胶管的弹性模量。取两个与上述动脉仿体 210 相同的硅胶管样本利用 CMT6104 进行测试, 得到图 9 所示的力与位移的曲线图。根据图 9 得到样本 1 的弹性模量值为 6.31MPa, 样本 2 的弹性模量值为 7.82MPa, 两个样本的平均值为 7.07MPa, 与前述计算的结果的偏差仅为约 6%。

[0090] 将动脉仿体由硅胶管换成聚乙烯醇(PVA-c)构成的血管仿体, 该聚乙烯醇管的内径为 3mm, 外径为 9mm, 壁厚为 3mm。采用与硅胶管相同的方法进行处理。图 10 是超声系统得到的聚乙烯醇材质的动脉仿体的 B 型超声图像。图 11 是聚乙烯醇材质的动脉仿体平均轴向应变在不同时刻的分布图。用上述方法计算聚乙烯醇血管仿体的弹性模量值为 343kPa, 利用 CMT6104 进行测试得到的聚乙烯醇血管仿体弹性模量值为 328.8kPa, 与我们计算的结果的偏差仅为 4.1%。

[0091] 体外动脉仿体的硅胶管和聚乙烯醇管模型的测量结果表明上述基于图像的生物组织弹性的测量方法正确并可行。

[0092] 上述基于图像的生物组织弹性的测量方法, 适用于各种分辨率的超声波成像、光学成像、光声成像、CT 成像, 核磁共振成像等技术采集的灰度图像, 可作为一个图像后处理软件模块集成到现有的成像系统中, 以增加成像系统的功能。由于无需对现有临床成像系统进行硬件升级, 升级成本低, 容易被医院和医生接受, 方便临床推广。且结果准确、计算时间短、成本低。

[0093] 还提供一种基于图像的生物组织弹性的测量装置, 包括:

[0094] 灰度图像获取模块, 用于获取待测生物组织的 N 帧连续的灰度图像, N 为正整数。在优选的实施例中, 灰度图像获取模块是超声等成像装置。 N 是 m 个完整的心动周期内成像装置采集的图像帧数, m 为正整数。

[0095] 感兴趣区域获取模块, 用于获取灰度图像上的感兴趣区域。

[0096] 分析窗口划分模块, 用于将感兴趣区域划分为多个分析窗口。

[0097] 相对位移矢量计算模块, 用于采用纹理匹配方法计算 N 帧连续的灰度图像中每个分析窗口在所有的相邻两帧之间的相对位移矢量。

[0098] 弹性模量计算模块, 用于根据相对位移矢量计算每个分析窗口对应的弹性模量。

[0099] 在优选的实施例中, 相对位移矢量计算模块包括:

[0100] 平动位移计算模块, 用于根据二维标准互相关算法、亚像素方法和滤波插值方法获取每个分析窗口在相邻两帧之间的二维平动位移。

[0101] 几何变换位移计算模块, 采用迭代算法通过所述二维平动位移的位移梯度进一步

计算图像中所述生物组织的旋转和变形,得到几何变换的二维位移。

[0102] 错误剔除模块,用于对所述几何变换的二维位移采用错误矢量剔除算法以提高精度,得到相邻两帧之间的相对位移矢量。

[0103] 在优选的实施例中,弹性模量计算模块包括:

[0104] 位移差计算模块,用于根据所述相邻两帧之间的相对位移矢量,得到在轴向上相邻的两分析窗口之间的位移差。

[0105] 位移差最大值计算模块,用于获得分析窗口一个心动周期内所述位移差的最大值。

[0106] 应变最大值计算模块,用于根据所述位移差的最大值得到轴向应变的最大值。

[0107] 弹性模量获取模块,用于根据所述轴向应变的最大值得到所述弹性模量。

[0108] 以上所述实施例仅表达了本发明的几种实施方式,其描述较为具体和详细,但不能因此而理解为对本发明专利范围的限制。应当指出的是,对于本领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干变形和改进,这些都属于本发明的保护范围。因此,本发明的保护范围应以所附权利要求为准。

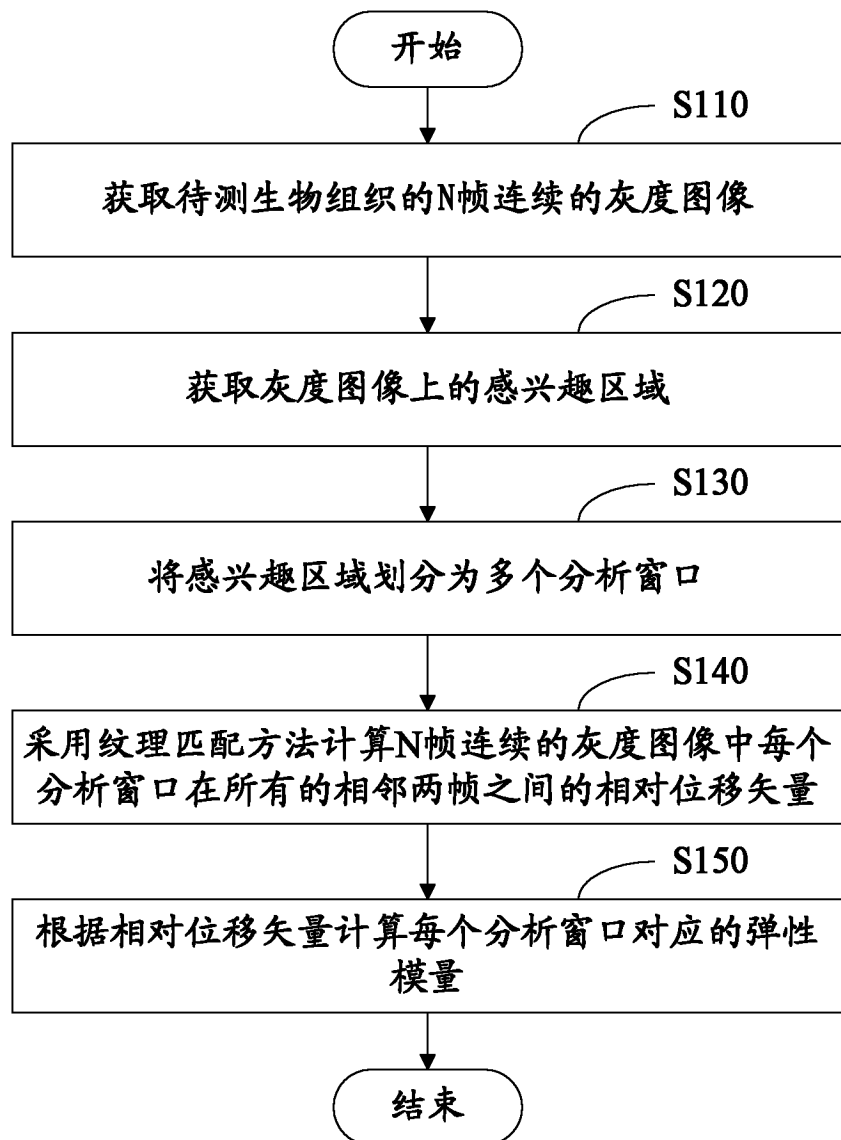


图 1

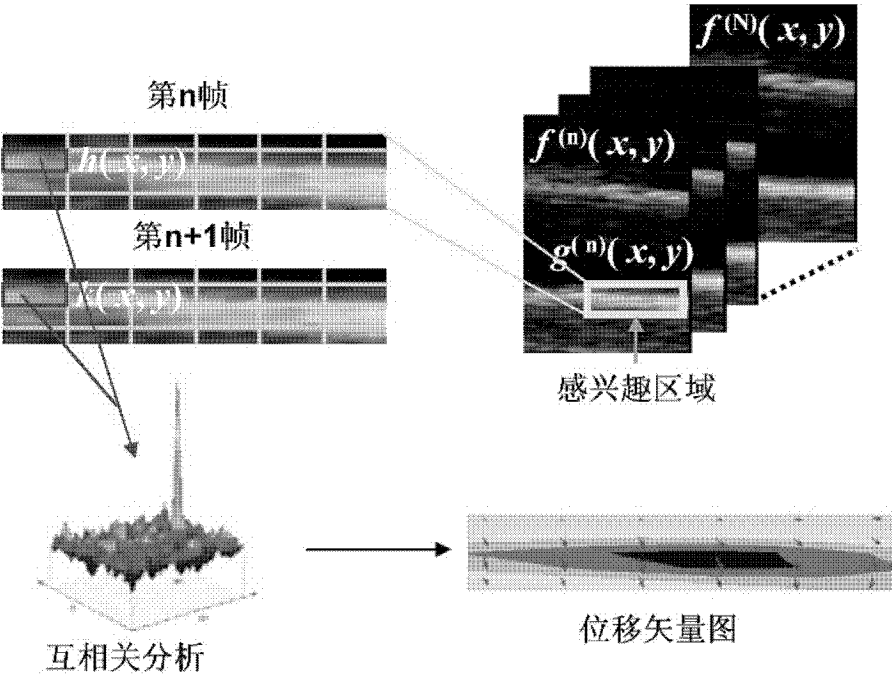


图 2

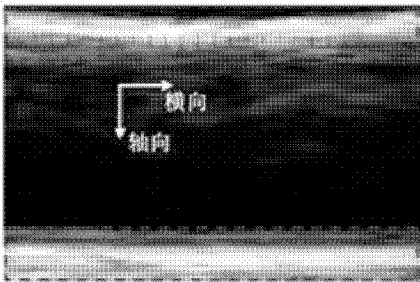


图 3

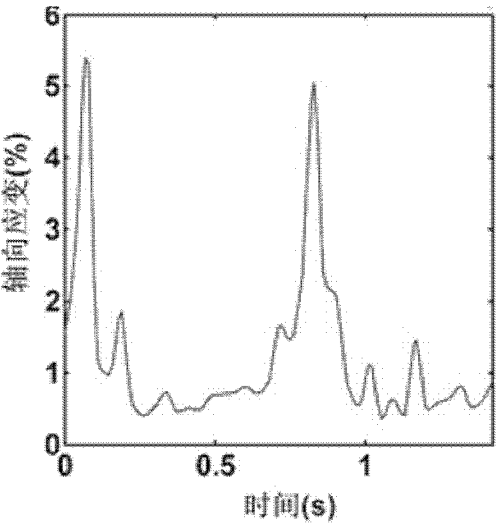


图 4

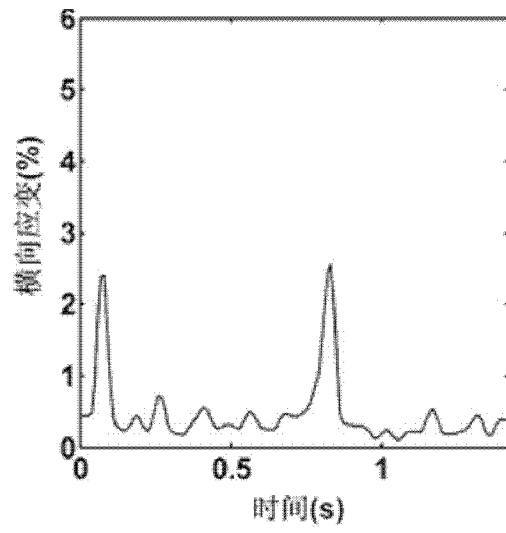


图 5

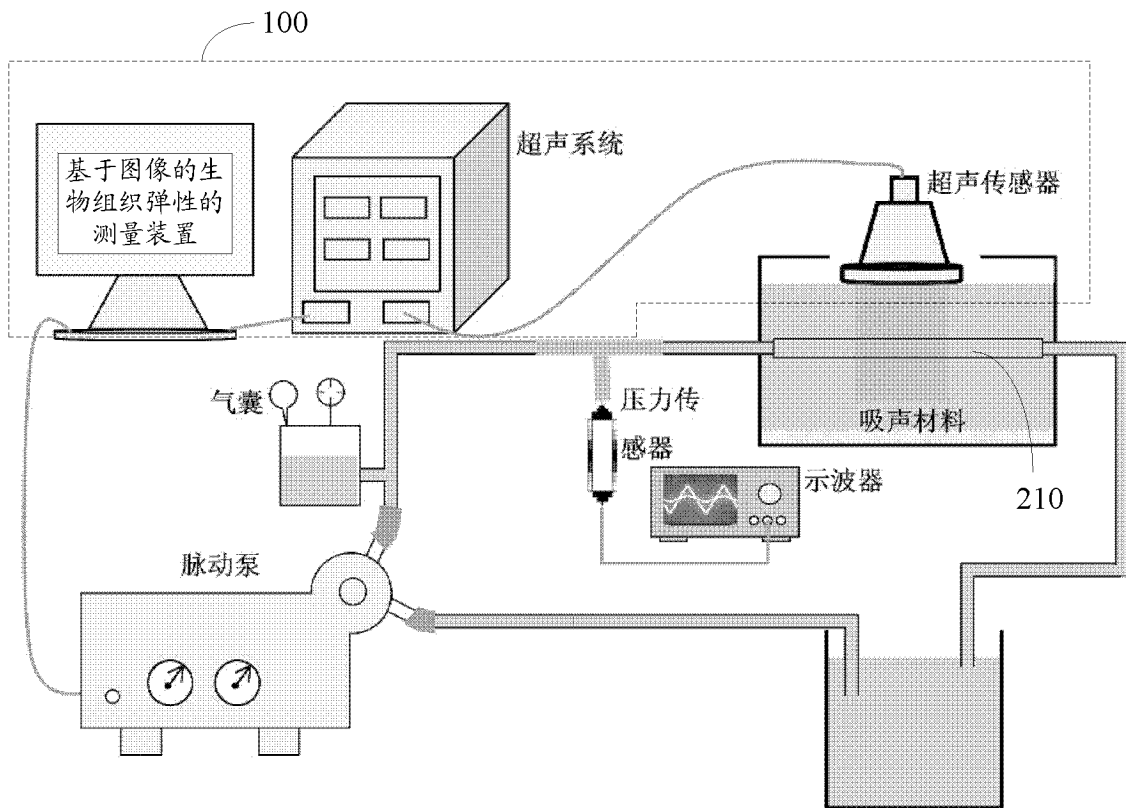


图 6

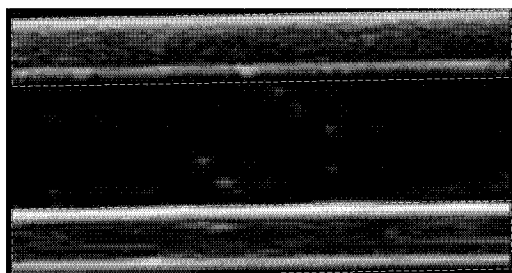
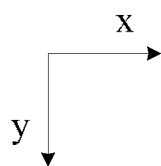


图 7

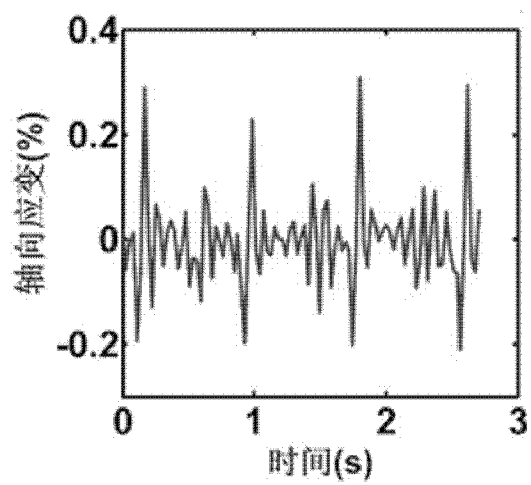


图 8

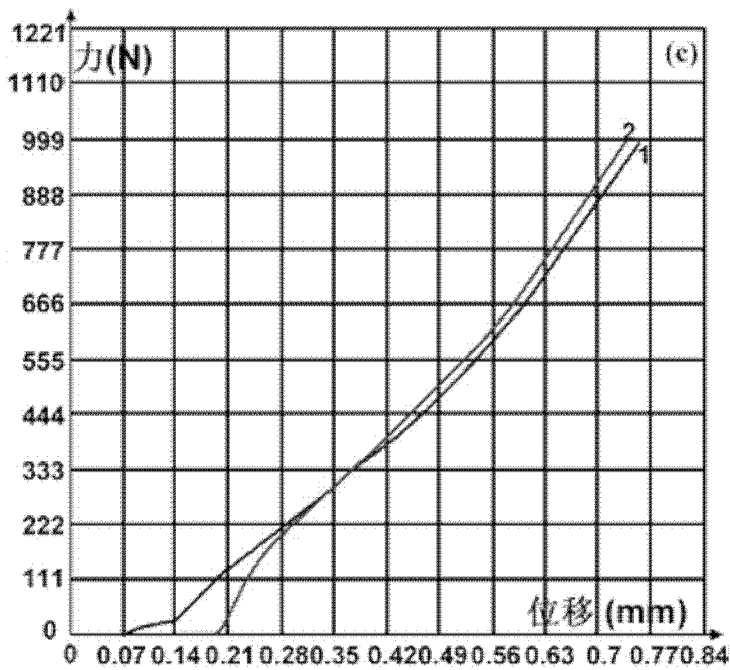


图 9

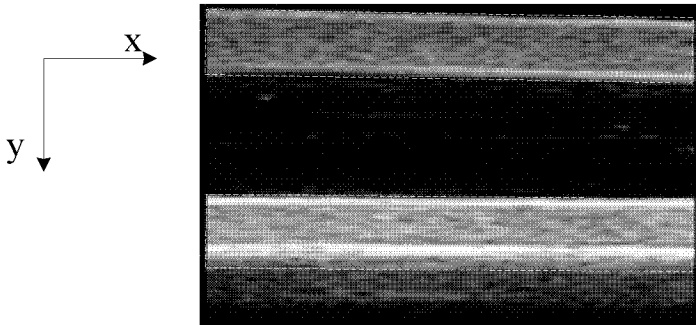


图 10

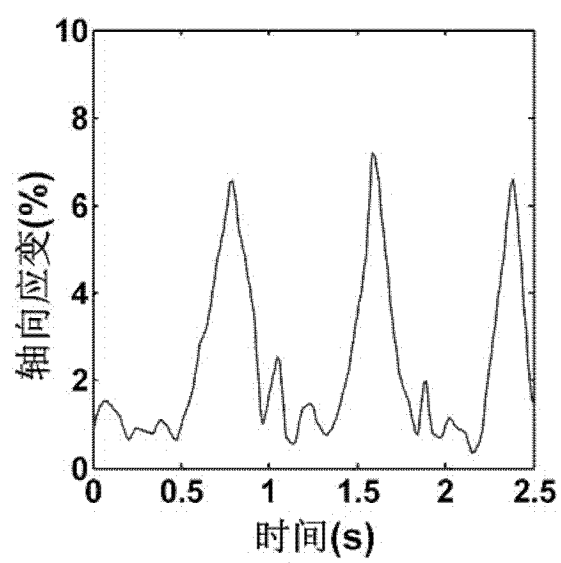


图 11

专利名称(译)	基于图像的生物组织弹性的测量方法及装置		
公开(公告)号	CN102423264B	公开(公告)日	2014-05-21
申请号	CN201110257166.8	申请日	2011-09-01
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
申请(专利权)人(译)	中国科学院深圳先进技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院深圳先进技术研究院		
[标]发明人	郑海荣 牛丽丽 钱明		
发明人	郑海荣 牛丽丽 钱明		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/00 A61B6/03 A61B5/055 G01N33/48		
CPC分类号	G01N33/4833 A61B8/485 A61B6/5217 A61B5/02007 G06T7/0012 G06T7/2013 A61B5/0037 A61B8/587 G06T2207/30024 G06T2207/20021 A61B6/03 G06T7/0014 A61B8/0891 G01S7/52042 G06T7/223		
代理人(译)	吴平		
审查员(译)	刘珊珊		
其他公开文献	CN102423264A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种基于图像的生物组织弹性的测量方法，包括下列步骤：获取待测生物组织的N帧连续的灰度图像；获取灰度图像上的感兴趣区域；将感兴趣区域划分为多个分析窗口；采用纹理匹配方法计算N帧连续的灰度图像中每个分析窗口在所有的相邻两帧之间的相对位移矢量；根据相对位移矢量计算每个分析窗口对应的弹性模量。本发明还涉及一种基于图像的生物组织弹性的测量装置。本发明适用于各种分辨率的超声波成像、光学成像、光声成像、CT成像，MRI成像等技术采集的灰度图像，可作为一个图像后处理软件模块集成到现有的成像系统中，以增加成像系统的功能。由于无需对现有临床成像系统进行硬件升级，升级成本低，容易被医院和医生接受，方便临床推广。

