



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102217953 B

(45) 授权公告日 2014. 05. 07

(21) 申请号 201110164583. 8

(22) 申请日 2011. 06. 17

(73) 专利权人 四川省医学科学院(四川省人民医院)

地址 610072 四川省成都市一环路西二段
32 号

(72) 发明人 蒋体钢 尹立雪

(74) 专利代理机构 四川力久律师事务所 51221

代理人 王芸 韩洋

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

G06T 7/20(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101791232 A, 2010. 08. 04,

CN 101982157 A, 2011. 03. 02,

CN 101617947 A, 2010. 01. 06,

US 2004064036 A1, 2004. 04. 01,

审查员 桂林

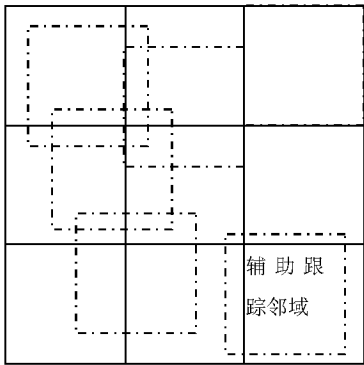
权利要求书2页 说明书5页 附图1页

(54) 发明名称

基于多邻域辅助二维超声形变组织图像跟踪
方法及装置

(57) 摘要

本发明设计一种基于多邻域辅助二维超声形变组织图像跟踪方法,该方法首先在高帧频条件下采集受试心脏对象的二维超声心动图用于脱机分析;然后以任意可见图像作为兴趣区域(ROI)选取的初始帧,使 ROI 包括心肌组织,并同时排除灰度信号干扰;当在原始图像 I 上的初始帧 ROI 选取完毕后,设定以原 ROI 为中心,连同包裹其四周的 8 个同大小区域作为新的搜索源区域,并通过 SAD 算法遍历此搜索区域中所有大小为原 ROI 大小的所有子区域的跟踪矢量,最后将各个跟踪矢量进行加权平均,即得到原 ROI 的跟踪结果。相比传统 SAD 跟踪方法,本发明充分考虑了 ROI 邻域的跟踪结果,具有良好的抗噪性,特别有利于运动组织的运动评估和参数计算。



1. 一种基于多邻域辅助二维超声形变组织图像跟踪装置,其特征在于该装置包括心电图信号采集装置和处理心电图信号采集装置采集数据的计算机,其中:

(1) 心电图信号采集装置在高帧频条件下采集本受试心脏对象的二维超声心动图用于脱机分析;

(2) 计算机进行图像滤波预处理;

(3) 任意采集一张原始超声心动图像 I 作为交互式感兴趣区域选取的初始帧;

(4) 将兴趣区域置于特征区域,所谓的特征区域,应具有以下性质:

(a) 在超声投影范围之内,虽然整个超声图像是长方形,但是超声采集有效区域为扇形区域;

(b) 具有一定灰度,不能是全黑色区域;

(5) 在图像 I 上,在初始帧上选择初始兴趣区域 ROI;

(6) 确定斑点跟踪在整个图形中的搜索遍历范围;

(7) 设定跟踪精度;

(8) 根据跟踪精度,在遍历范围内定位各跟踪的初始区域;

(9) 计算得到各个跟踪的结果矢量;

(10) 平均各个跟踪结果,设为 I 上 ROI 在 I1 上的跟踪结果;

(11) 重复上文 (5)——(10) 的步骤,直到所有图像都被跟踪,

在步骤 (6) 中,令 (x_1, y_1) 和 (x_2, y_2) 为 ROI 的左上和右下点以像素为单位的整数坐标,其搜索的遍历范围为:

X 方向: $x_1 - (x_2 - x_1)$ 到 $x_2 + (x_2 - x_1)$

Y 方向: $y_1 - (y_2 - y_1)$ 到 $y_2 + (y_2 - y_1)$

其中, v 为跟踪斑点的运动速度,

在步骤 (7) 中精度 d 设定为: 1 到 $\min((x_2 - x_1), (y_2 - y_1))$,

在步骤 (8) 中根据跟踪精度,在遍历范围内定位各跟踪的初始区域各跟踪邻域初始区域的范围为:

X 方向: $x_1 - (x_2 - x_1) + i * d$ 到 $x_1 - (x_2 - x_1) + i * d + (x_2 - x_1)$

y 方向: $y_1 - (y_2 - y_1) + i * d$ 到 $y_1 - (y_2 - y_1) + i * d + (y_2 - y_1)$

其中 i 为辅助邻域跟踪子区域序号,其范围为 1 到 $(x_2 - x_1) / d$,

在步骤 (9) 中的计算方法如下,设定各个子辅助邻域的跟踪区域为此区域为中心,围绕其同样大小的八个块构成,然后在此搜索区域内寻找其跟踪矢量,跟踪方法是求和绝对差 SAD 算法,

$$SAD(i, j) = \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N |f_k(m, n) - f_{k+1}(m+i, n+j)| \quad \text{其中, } (i, j) \text{ 为位移矢量, } f_k, f_{k+1} \text{ 分别为}$$

当前帧和下一帧的灰度值, M, N 为块的大小,如在某一点 (i_0, j_0) 处 $SAD(i_0, j_0)$ 达到最小,则该点为要寻找的最优匹配点,

在步骤 (10) 中平均各个跟踪结果,设为 I 上 ROI 在 I1 上的跟踪结果每个子邻域的跟踪结果,是采用 x, y 方向的移动表征,最后的跟踪结果为:

$$\Delta x = \frac{\sum_{i=1}^n \alpha_i \Delta x_i}{n} \quad \Delta y = \frac{\sum_{i=1}^n \alpha_i \Delta y_i}{n}$$

其中 n 为 $(x_2 - x_1)^{1/d}$, α_i (取值为 1 或 2) 为该跟踪子邻域中心点所处子区域权重系数, 其位置与相应值为中心区域为 2, 围绕中心区域的周边八个区域均为 1; 帧 I1 上的最终跟踪坐标为 $x_1' = x_1 + \Delta x$, $x_2' = x_2 + \Delta x$, $y_1' = y_1 + \Delta y$, $y_2' = y_2 + \Delta y$ 。

基于多邻域辅助二维超声形变组织图像跟踪方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及医学设备领域中的超声图像追踪技术,尤其是一种基于多邻域辅助二维超声形变组织图像跟踪方法及装置。

背景技术

[0002] 超声心脏图像的组织追踪是基于组织多普勒显像的一种新技术,它通过测定房室平面位移,能够评价心肌的收缩、舒张功能,除了能够评价心脏整体功能,而且更主要应用于评估心室局部功能,因此它在心肌缺血的早期检出、梗死心肌的成活性评价、预测心脏病预后中有重要意义。

[0003] 现有的二维组织跟踪技术主要有快匹配法,像素递归法,基于频域的方法,基于特征匹配的方法等等,块匹配法由于简单和易于硬件实现而被广泛采用,但是其缺点是稳定性差且受噪声影响大。现有技术常把图像分成个定若干相同大小的块,采用块匹配法,其基本思路是选取相邻两帧图像的图形块进行匹配,寻找最有匹配块,常用的有求绝对和差 SAD 算法,最小均方误差 LSE 法,归一化互相关函数 NCCF 法。有的学者提出多层搜索算法加快搜索速度,有的采用傅立叶变换为基础的分析方法,但是,以上各个方法,其跟踪是以一个基本源兴趣区域(ROI)为跟踪区域,没有专门考虑邻域影响问题。但实际超声心动图噪音较大,即使源 ROI 区域的跟踪是精确的,但是,由于噪音的影响,让这次精确的跟踪偏离了实际的组织运动,所以,单区域的跟踪存在重大缺陷,因此必须结合考虑其邻域的跟踪结果,减少噪音的影响。

[0004] 现有的二维组织跟踪技术,例如在中国发明专利 201010284626.1 中公开了一种基于分级重心估计的二维超声形变组织图像跟踪方法,是把某帧图像的兴趣 ROI 分为 16 级子区域,分别求出各个子区域的重心;并通过遍历搜索区域,以各个子区域重心位置相似差最小化为标准,求得下一帧图像 ROI 新位置可能的 16 个位置;再根据 SAD 方法,选择一个与上一帧图像 ROI 差别最小的作为斑点跟踪的结果。本发明能够有效降低传统手动跟踪计算斑点位置的工作量,提高处理的实际和数据处理的重复性,同时,相比传统 SAD 斑点跟踪方法,本发明通过多区域重心估计匹配的方法,特别有利于形变组织的跟踪。

发明内容

[0005] 本发明的目的是提供一种具有良好的抗噪性,特别有利于运动组织的运动评估和参数计算利用精度参数的基于多邻域辅助二维超声形变组织图像跟踪方法及装置。

[0006] 本发明的技术方案是:一种基于多邻域辅助二维超声形变组织图像跟踪方法,包括如下步骤:

[0007] (1) 在高帧频条件下采集本受试心脏对象的二维超声心动图用于脱机分析;

[0008] (2) 图像滤波预处理;

[0009] (3) 任意采集一张原始超声心动图像 I 作为交互式感兴趣区域选取的初始帧;

[0010] (4) 将兴趣区域置于特征区域,所谓的特征区域,应具有以下性质:

[0011] (a) 在超声投影范围之内, 虽然整个超声图像是长方形, 但是超声采集有效区域为扇形区域;

[0012] (b) 具有一定灰度, 不能是全黑色区域;

[0013] 其特征在于, 所述方法还包括如下步骤:

[0014] (5) 在图像 I 上, 在初始帧上选择初始兴趣区域 ROI;

[0015] (6) 确定斑点跟踪在整个图形中的搜索遍历范围;

[0016] (7) 设定跟踪精度;

[0017] (8) 根据跟踪精度, 在遍历范围内定位各跟踪的初始区域;

[0018] (9) 计算得到各个跟踪的结果矢量;

[0019] (10) 平均各个跟踪结果, 设为 I 上 ROI 在 I1 上的跟踪结果;

[0020] (11) 重复上文(5) -- (10) 的步骤, 直到所有图像都被跟踪。

[0021] 上述跟踪方法的附加技术方案如下:

[0022] 优选地, 在步骤(6)中

[0023] 令 (x_1, y_1) 和 (x_2, y_2) 为 ROI 的左上和右下点以像素为单位的整数坐标, 其搜索的遍历范围为:

[0024] X 方向: $x_1 - (x_2 - x_1)$ 到 $x_2 + (x_2 - x_1)$

[0025] Y 方向: $y_1 - (y_2 - y_1)$ 到 $y_2 + (y_2 - y_1)$ 。

[0026] 优选地, 在步骤(7)中精度 d 设定为: 1 到 $\min((x_2 - x_1), (y_2 - y_1))$ 。

[0027] 优选地, 在步骤(8)中根据跟踪精度, 在遍历范围内定位各跟踪的初始区域各跟踪邻域初始区域的范围为:

[0028] X 方向: $x_1 - (x_2 - x_1) + i * d$ 到 $x_1 - (x_2 - x_1) + i * d + (x_2 - x_1)$

[0029] y 方向: $y_1 - (y_2 - y_1) + i * d$ 到 $y_1 - (y_2 - y_1) + i * d + (y_2 - y_1)$

[0030] 其中 i 为辅助邻域跟踪子区域序号, 其范围为 1 到 $(x_2 - x_1) / d$ 。

[0031] 优选地, 在步骤(9)中的计算方法是下述方法中的一种:

[0032] 设定各个子辅助邻域的跟踪区域为此区域为中心, 围绕其同样大小的八个块构成, 然后在此搜索区域内寻找其跟踪矢量, 具体的跟踪方法有

[0033] A) 求和绝对差 SAD 算法

[0034] $SAD(i, j) = \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N |f_k(m, n) - f_{k-1}(m+i, n+j)|$, 其中, (i, j) 为位移矢量。 f_k, f_{k+1} 分

别为当前帧和下一帧的灰度值, M, N 为块的大小, 如在某一点 (i_0, j_0) 处 $SAD(i_0, j_0)$ 达到最小, 则该点为要寻找的最优匹配点。

[0035] B) 最小均方误差 MSE 法

[0036] $MSE(i, j) = \frac{1}{MN} \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N [f_k(m, n) - f_{k-1}(m+i, n+j)]^2$

[0037] MSE 最小的是最佳匹配点。

[0038] C) 归一化互相关函数 NCCF 法

$$[0039] \quad NCCF(i, j) = \frac{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N |f_k(m, n) - f_{k-1}(m+i, n+j)|}{\left[\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N f_k^2(m, n) \right] \left[\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N f_{k-1}^2(m+i, n+j) \right]}$$

[0040] NCCF 的最大相关系数取值点就是最佳匹配点。

[0041] 优选地, 在步骤(10)中平均各个跟踪结果, 设为 I 上 ROI 在 I1 上的跟踪结果每个子邻域的跟踪结果, 是采用 x, y 方向的移动表征, 最后的跟踪结果为

$$[0042] \quad \Delta x = \frac{\sum_{i=1}^n \alpha_i \Delta x_i}{n} \quad \Delta y = \frac{\sum_{i=1}^n \alpha_i \Delta y_i}{n}$$

[0043] 其中 n 为 $(x_2 - x_1)/d$, α_i (取值为 1 或 2) 为该跟踪子邻域中心点所处子区域权重系数, 其位置与相应值为中心区域为 2, 围绕中心区域的周边八个区域均为 1, 如图 3 所示,

[0044] 帧 I1 上的最终跟踪坐标为 $x_1' = x_1 + \Delta x$, $x_2' = x_2 + \Delta x$, $y_1' = y_1 + \Delta y$, $y_2' = y_2 + \Delta y$ 。

[0045] 一种实施上述方法的装置, 其特征在于该装置包括心电图信号采集装置和处理心电图信号采集装置采集数据的计算机, 在计算机中按上述方法中的步骤对信号进行处理。

[0046] 本发明的有益效果是: 与传统手动测量方法相比, 具有良好的一致性, 然而自动分析方法每帧处理时间可以缩短时间 99% 以上; 传统手动测量方法中, 相同操作者测量同一数据变异和不同操作者测量相同数据的变异性在 8% 和 13% 左右, 然而只要初始帧感兴趣区域的位置不变, 自动分析方法能够相当好地重复出心动周期中的斑点运动轨迹变化。同时, 与传统基于单区域 SAD 跟踪方法相比, 本发明充分考虑了多邻域跟踪的辅助跟踪, 具有良好的抗噪声性能, 实验效果显示, 稳定性好, 很少发生突发错, 尤其在高噪声下, 其跟踪效果优越性远远超过单区域 SAD 跟踪效果。

附图说明

[0047] 本发明将通过例子并参照附图的方式说明, 其中:

[0048] 图 1 为原始 ROI 的搜索窗口设定。

[0049] 图 2 为辅助跟踪邻域的位置设定。

[0050] 图 3 为加权平均因子与跟踪邻域中心位置关系设定。

具体实施方式

[0051] 本发明具体实施例, 一种基于多邻域 SAD 的二维超声形变组织图像跟踪方法, 其具体步骤为:

[0052] (1) 在高帧频条件下采集本受试心脏对象的二维超声心动图用于脱机分析。本发明实施实例中, 用心脏探头对受试对象进行检查, 同时链接心电图各个导联记录心电活动, 然后将帧频调节到 120 帧/秒, 平均每个心动周期采集图像 90 帧, 成像深度为 10cm, 调整时间和灰度增益, 聚焦以及其他成像条件与一个恰当的范围, 固定上述参数设置, 观察不同切面的二维超声图像序列, 并连续采集 8 个心动周期, 数据以 DICOM 格式存储于超声主机, 然

后通过光盘拷贝到个人电脑进行脱机分析；

[0053] (2) 图像滤波预处理, 采用平滑滤波, 清除噪音；

[0054] (3) 任意采集一张原始超声心动图像 I 作为交互式感兴趣区域选取的初始帧；

[0055] (4) 将兴趣区域置于特征区域, 所谓的特征区域, 应具有以下性质：

[0056] (a) 在超声投影范围之内, 虽然整个超声图像是长方形, 但是超声采集有效区域为扇形区域；

[0057] (b) 具有一定灰度, 不能是全黑色区域；因为全黑色区域没有组织和斑点, 没有跟踪的必要；

[0058] (5) 在图像 I 上, 在初始帧上选择初始兴趣区域 ROI, 如图 1 所示；

[0059] (6) 确定斑点跟踪在整个图形中的搜索遍历范围, 方法如下：

[0060] 令 (x_1, y_1) 和 (x_2, y_2) 为 ROI 的左上和右下点以像素为单位的整数坐标, 其搜索的遍历范围为：

[0061] X 方向： $x_1 - (x_2 - x_1)$ 到 $x_2 + (x_2 - x_1)$ ；

[0062] Y 方向： $y_1 - (y_2 - y_1)$ 到 $y_2 + (y_2 - y_1)$ ；

[0063] (7) 设定跟踪精度, 精度 d 设定为：1 到 $\min((x_2 - x_1), (y_2 - y_1))$ ；

[0064] (8) 根据跟踪精度, 在遍历范围内定位各跟踪的初始区域, 各跟踪邻域初始区域的范围为：

[0065] X 方向： $x_1 - (x_2 - x_1) + i * d$ 到 $x_1 - (x_2 - x_1) + i * d + (x_2 - x_1)$ ；

[0066] y 方向： $y_1 - (y_2 - y_1) + i * d$ 到 $y_1 - (y_2 - y_1) + i * d + (y_2 - y_1)$ ；

[0067] 其中 i 为辅助邻域跟踪子区域序号, 其范围为 1 到 $(x_2 - x_1) / d$ ；

[0068] (9) 根据 SAD, MSE, NCCF 等算法, 得到各个邻域跟踪的结果矢量, 设定各个子辅助邻域的跟踪区域为此区域为中心, 围绕其同样大小的八个块构成, 然后在此搜索区域内寻找其跟踪矢量, 跟踪方法有：

[0069] A) 求和绝对差 SAD 算法

[0070] $SAD(i, j) = \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N |f_k(m, n) - f_{k-1}(m+i, n+j)|$, 其中, (i, j) 为位移矢量。 f_k, f_{k+1} 分

别为当前帧和下一帧的灰度值, M, N 为块的大小。如在某一点 (i_0, j_0) 处 $SAD(i_0, j_0)$ 达到最小, 则该点为要寻找的最优匹配点；

[0071] B) 最小均方误差 MSE 法

[0072] $MSE(i, j) = \frac{1}{MN} \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N [f_k(m, n) - f_{k-1}(m+i, n+j)]^2$

[0073] MSE 最小的是最佳匹配点；

[0074] C) 归一化互相关函数 NCCF 法

$$[0075] \quad NCCF(i, j) = \frac{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N |f_k(m, n) - f_{k-1}(m+i, n+j)|}{\left[\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N f_k^2(m, n) \right] \left[\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N f_{k-1}^2(m+i, n+j) \right]}$$

[0076] NCCF 的最大相关系数取值点就是最佳匹配点；

[0077] (10) 平均各个跟踪结果, 设为 I 上 ROI 在 I1 上的跟踪结果, 每个子邻域的跟踪结果, 由 x, y 方向的移动表征, 那么, 最后的跟踪结果为：

$$[0078] \quad \Delta x = \frac{\sum_{i=1}^n \alpha_i \Delta x_i}{n} \quad \Delta y = \frac{\sum_{i=1}^n \alpha_i \Delta y_i}{n} \quad \text{其中 } n \text{ 为 } \frac{(x_2 - x_1)/d}{\alpha_i}, \quad (\text{取值为 1 或 2}) \text{ 为该}$$

跟踪子邻域中心点所处子区域权重系数, 其位置与相应值由图 3 所示 ; 那么帧 I1 上的最终跟踪坐标为 $x_1' = x_1 + \Delta x$, $x_2' = x_2 + \Delta x$, $y_1' = y_1 + \Delta y$, $y_2' = y_2 + \Delta y$;

[0079] (11) 重复上文(5) -- (10) 的步骤, 直到所有图像都被跟踪。

[0080] 本说明书中公开的所有特征, 或公开的所有方法或过程中的步骤, 除了互相排斥的特征和 / 或步骤以外, 均可以以任何方式组合。

[0081] 本说明书(包括任何附加权利要求、摘要和附图)中公开的任一特征, 除非特别叙述, 均可被其他等效或具有类似目的的替代特征加以替换。即, 除非特别叙述, 每个特征只是一系列等效或类似特征中的一个例子而已。

[0082] 本发明并不局限于前述的具体实施方式。本发明扩展到任何在本说明书中披露的新特征或任何新的组合, 以及披露的任一新的方法或过程的步骤或任何新的组合。

	初始 ROI	

图 1

		辅助跟 踪邻域

图 2

1	1	1
1	2	1
1	1	1

图 3

专利名称(译)	基于多邻域辅助二维超声形变组织图像跟踪方法及装置		
公开(公告)号	CN102217953B	公开(公告)日	2014-05-07
申请号	CN201110164583.8	申请日	2011-06-17
[标]申请(专利权)人(译)	四川省医学科学院(四川省人民医院)		
申请(专利权)人(译)	四川省医学科学院(四川省人民医院)		
当前申请(专利权)人(译)	四川省医学科学院(四川省人民医院)		
[标]发明人	蒋体钢 尹立雪		
发明人	蒋体钢 尹立雪		
IPC分类号	A61B8/08 G06T7/20		
代理人(译)	王芸 韩洋		
审查员(译)	桂林		
其他公开文献	CN102217953A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明设计一种基于多邻域辅助二维超声形变组织图像跟踪方法，该方法首先在高帧频条件下采集受试心脏对象的二维超声心动图用于脱机分析；然后以任意可见图像作为兴趣区域（ROI）选取的初始帧，使ROI包括心肌组织，并同时排除灰度信号干扰；当在原始图像I上的初始帧ROI选取完毕后，设定以原ROI为中心，连同包裹其四周的8个同大小区域作为新的搜索源区域，并通过SAD算法遍历此搜索区域中所有大小为原ROI大小的所有子区域的跟踪矢量，最后将各个跟踪矢量进行加权平均，即得到原ROI的跟踪结果。相比传统SAD跟踪方法，本发明充分考虑了ROI邻域的跟踪结果，具有良好的抗噪性，特别有利于运动组织的运动评估和参数计算。

