



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108042154 A

(43)申请公布日 2018.05.18

(21)申请号 201711296199.7

(22)申请日 2017.12.08

(71)申请人 浙江中医药大学

地址 310053 浙江省杭州市滨江区滨文路
548号

(72)发明人 赖小波 徐小媚 方纯洁 方颖
吕莉莉

(74)专利代理机构 杭州中成专利事务所有限公
司 33212

代理人 金祺

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

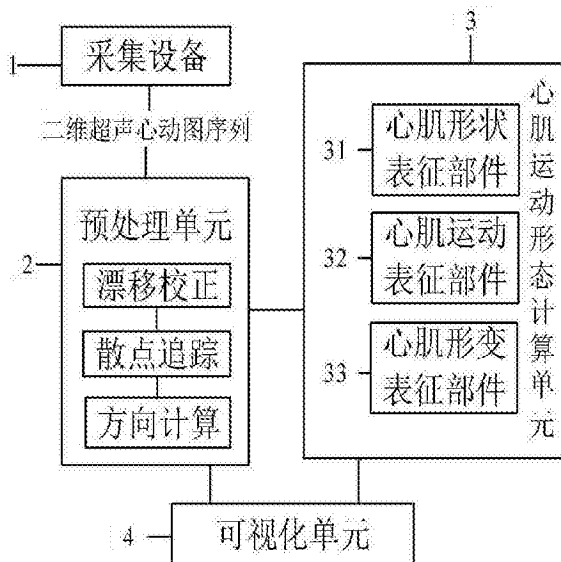
权利要求书4页 说明书10页 附图4页

(54)发明名称

二维超声心动图序列中心肌形状、运动和变形分析方法

(57)摘要

本发明提出了一种二维超声心动图序列中心肌形状、运动和变形分析方法,包括以下步骤:首先通过预处理单元对待分析的二维超声心动图序列进行预处理,从而获取心动周期心肌壁各点坐标,并将心肌壁各点在心动周期各时刻位置的方向于可视化单元上显示;之后心肌运动形态计算单元根据心动周期心肌壁各点坐标分别计算心肌形状、位移、速度以及纵向应变,从而直观地理解心脏力学,特别是心肌形态、运动和变形。本发明对心脏周期内每个时刻的图像进行分析,从而显示心脏运动过程中心肌形态、运动和变形情况,满足临床实践对实时性处理的要求,还能够有效规避临床上某些静止图像存在偶然性的风险,便于临床医生做出正确的判断。



1. 二维超声心动图序列中心肌形状、运动和变形分析系统,其特征在于:

所述分析系统包括依次相连的预处理单元(2)、心肌运动形态计算单元(3)和可视化单元(4),以及与预处理单元(2)相连的采集设备(1);

所述预处理单元(2)与可视化单元(4)相连;

所述采集设备(1)用于采集二维超声心动图;

所述预处理单元(2)从采集设备(1)导入二维超声心动图的序列数据,并对该序列数据进行预处理;所述预处理单元(2)输出心动周期内心肌壁各点坐标至心肌运动形态计算单元(3),输出心动周期内心肌壁各点方向至可视化单元(4);

所述心肌运动形态计算单元(3)利用预处理单元(2)输出的心肌壁各点坐标,计算完整心动周期内心肌的形状、运动和变形信息,并输出至可视化单元(4);

所述可视化单元(4)对心肌壁各点方向以及心肌形状、运动和变形信息进行可视化显示。

2. 根据权利要求1所述的二维超声心动图序列中心肌形状、运动和变形分析系统,其特征在于:

所述心肌运动形态计算单元(3)包括心肌形状表征部件(31)、心肌运动表征部件(32)和心肌形变表征部件(33);心肌形状表征部件(31)、心肌运动表征部件(32)和心肌形变表征部件(33)均与预处理单元(2)和可视化单元(4)相连;

所述心肌形状表征部件(31)利用预处理单元(2)输出的心动周期心肌壁各点坐标计算完整心动周期内心肌的形状信息,并通过可视化单元(4)进行显示;

所述心肌运动表征部件(32)利用预处理单元(2)输出的心动周期心肌壁各点坐标计算心肌壁各点在心动周期内各时刻位置的位移和速度信息,并通过可视化单元(4)进行显示;

所述位移包括径向位移和纵向位移,速度包括径向速度和纵向速度;

所述心肌形变表征部件(33)利用预处理单元(2)输出的心动周期心肌壁各点坐标计算心肌的纵向应变信息,并通过可视化单元(4)进行显示。

3. 利用权利要求1或2所述的二维超声心动图序列中心肌形状、运动和变形分析系统进行分析的方法,其特征在于依次进行以下步骤:

S1、预处理单元(2)导入并预处理待分析的二维超声心动图序列,并输出心动周期内心肌壁各点坐标至心肌运动形态计算单元(3),输出心动周期内心肌壁各点方向至可视化单元(4)进行显示;

S2、心肌运动形态计算单元(3)根据步骤S1中心肌壁各点坐标分别计算完整心动周期内心肌的形状、运动和变形信息,并通过可视化单元(4)进行显示。

4. 根据权利要求3所述的二维超声心动图序列中心肌形状、运动和变形分析方法,其特征在于:

所述心肌运动形态计算单元(3)包括心肌形状表征部件(31)、心肌运动表征部件(32)和心肌形变表征部件(33);

所述步骤S2中完整心动周期内心肌的形状信息包括心动周期开始阶段、收缩末期和舒张末期的心肌形状,通过心肌形状表征部件(31)在可视化单元(4)上显示其的方法如下:

所述步骤S1中预处理单元(2)输出心动周期内心肌壁各点的坐标为坐标矩阵 \mathcal{P} ,其公式为:

$$\varphi = \begin{bmatrix} \varphi_x \\ \varphi_y \end{bmatrix}$$

其中, φ_x 为每个心肌点分别在心动周期开始阶段、收缩末期和舒张末期对应的x轴坐标;
 φ_y 为每个心肌点在心动周期开始阶段、收缩末期和舒张末期对应的y轴坐标;

所述心肌运动表征部件 (32) 根据坐标矩阵 φ 将心动周期开始阶段、收缩末期和舒张末期的心肌形状通过可视化单元 (4) 显示。

5. 根据权利要求4所述的二维超声心动图序列中心肌形状、运动和变形分析方法, 其特征在于:

所述步骤S2中完整心动周期内心肌的形状信息还包括收缩末期和舒张末期整个心肌形状的总长度和相对差比值, 通过心肌形状表征部件 (31) 计算其的方法包括以下步骤:

2.1、收缩末期和舒张末期整个心肌形状的总长度的计算步骤如下:

$$\Delta long_{x(j,i)} = \frac{\varphi_{x(j,i+1)} - \varphi_{x(j,i-1)}}{2}$$

$$\Delta long_{y(j,i)} = \frac{\varphi_{y(j,i+1)} - \varphi_{y(j,i-1)}}{2}$$

$$|\Delta long_{(j,i)}| = \sqrt{\Delta long_{x(j,i)}^2 + \Delta long_{y(j,i)}^2}$$

$$L = \sum_{i=1}^{np} |\Delta long_{(j,i)}|$$

其中, $\varphi_{x(j,i-1)}$ 为j时刻第i-1个心肌点的x轴坐标, $\varphi_{x(j,i+1)}$ 为j时刻第i+1个心肌点的x轴坐标; $\varphi_{y(j,i-1)}$ 为j时刻第i-1个心肌点的y轴坐标, $\varphi_{y(j,i+1)}$ 为j时刻第i+1个心肌点的y轴坐标; $\Delta long_{x(j,i)}$ 为j时刻第i个心肌点的x轴坐标差, $\Delta long_{y(j,i)}$ 为j时刻第i个心肌点的y轴坐标差; $|\Delta long_{(j,i)}|$ 对应两个位置差的范数; L定义为某时刻t (t=j) 整个心肌形状的总长度, 通过对所有点的范数进行求和获得;

2.2、收缩末期和舒张末期整个心肌形状总长度相对差比值的计算:

根据步骤2.1计算得到整个心肌形状的最大总长度 L_{ED} 和最小总长度 L_{ES} ;

整个心肌形状总长度的相对差比值为 $\frac{L_{ED} - L_{ES}}{L_{ED}}$ 。

6. 根据权利要求5所述的二维超声心动图序列中心肌形状、运动和变形分析方法, 其特征在于:

所述步骤S2中完整心动周期内心肌的运动信息包括心肌壁各点在心动周期内各时刻位置的径向位移、纵向位移、径向速度和纵向速度, 通过心肌运动表征部件 (32) 计算其的方法包括如下步骤:

3.1、计算心肌壁各点在心动周期内各时刻位置的径向位移和纵向位移;

由于

$$\begin{bmatrix} u_x(x_i, t_j) \\ u_y(x_i, t_j) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \varphi_x(x_i, t_j) - \varphi_x(x_i, t_0) \\ \varphi_y(x_i, t_j) - \varphi_y(x_i, t_0) \end{bmatrix}$$

其中, $\varphi_x(x_i, t_j)$ 为时刻 t_j 时心肌点 x_i 的x轴坐标, $\varphi_x(x_i, t_0)$ 为时刻 t_0 时心肌点 x_i 的x轴坐标

标; $\varphi_y(x_i, t_j)$ 为时刻 t_j 时心肌点 x_i 的 y 轴坐标, $\varphi_y(x_i, t_0)$ 为时刻 t_0 时心肌点 x_i 的 y 轴坐标;

因此, 心肌点径向位移 u_r 和纵向位移 u_l 可通过以下公式进行计算:

$$\begin{bmatrix} u_r \\ u_l \end{bmatrix} = p^{-1} \begin{bmatrix} u_x \\ u_y \end{bmatrix}$$

$$p = \begin{bmatrix} e_{radial,x} & e_{long,x} \\ e_{radial,y} & e_{long,y} \end{bmatrix}$$

其中, $e_{radial,x}$ 表示 e_{radial} 在 x 轴方向的分量, $e_{radial,y}$ 表示 e_{radial} 在 y 轴方向的分量; $e_{long,x}$ 表示 e_{long} 在 x 轴方向的分量, $e_{long,y}$ 表示 e_{long} 在 y 周方向的分量;

3.2、计算步骤3.1输出的各点的径向速度和纵向速度;

所述径向速度 v_r 和纵向速度 v_l 从位移对时间的导数得到, 计算步骤如下:

$$\begin{bmatrix} v_r \\ v_l \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{d(u_r)}{dt} \\ \frac{d(u_l)}{dt} \end{bmatrix}$$

详细计算如下:

$$\begin{bmatrix} v_r(x_i, t_j) \\ v_l(x_i, t_j) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{u_r(x_i, t_j) - u_r(x_i, t_{j-1})}{t_interval} \\ \frac{u_l(x_i, t_j) - u_l(x_i, t_{j-1})}{t_interval} \end{bmatrix}$$

其中, $t_interval$ 为 0.01 秒。

7. 根据权利要求3-6任一所述的二维超声心动图序列中心肌形状、运动和变形分析方法, 其特征在于:

所述步骤S1中预处理单元(2)中所输出心动周期内心肌壁各点方向的计算方法如下:

1.1、心肌壁各点在心动周期各时刻位置的纵向方向 e_{long} 计算步骤如下:

$$\Delta_{long}(x_i, t_j) = \frac{\varphi(x_{i+1}, t_j) - \varphi(x_{i-1}, t_j)}{2}$$

而

$$e_{long} = \frac{\Delta_{long}}{|\Delta_{long}|}, \text{ 若 } i < \frac{np}{2};$$

$$e_{long} = -\frac{\Delta_{long}}{|\Delta_{long}|}, \text{ 若 } i \geq \frac{np}{2};$$

其中, t_j 为心动周期内某时刻; x_i 代表第 i 个具体心肌点; np 为 t_j 时刻心肌壁的点的数量; $\varphi(x_{i+1}, t_j)$ 表示心肌点 x_{i+1} 在时刻 t_j 时位置的坐标, $\varphi(x_{i-1}, t_j)$ 表示心肌点 x_{i-1} 在时刻 t_j 时位置的坐标;

1.2、心肌壁各点在心动周期各时刻位置的径向方向 e_{radial} 则可将对应纵向方向 e_{long} 旋转 90 度获得, 计算公式如下:

$$e_{radial} = \begin{bmatrix} 0 & -1 \\ 1 & 0 \end{bmatrix} \times e_{long} \circ$$

8. 根据权利要求7所述的二维超声心动图序列中心肌形状、运动和变形分析方法,其特征在于:

所述步骤S2中完整心动周期内心肌的变形信息包括心肌壁各点在心动周期内各时刻位置的纵向应变,通过心肌形变表征部件(33)计算其所采用的计算公式如下:

$$\frac{|\Delta_{long}(x_i, t_j)| - |\Delta_{long}(x_i, t_0)|}{|\Delta_{long}(x_i, t_0)|}$$

$$\text{其中, } \Delta_{long}(x_i, t_j) = \frac{\varphi(x_{i+1}, t_j) - \varphi(x_{i-1}, t_j)}{2} \circ$$

9. 根据权利要求8所述的二维超声心动图序列中心肌形状、运动和变形分析方法,其特征在于:

所述步骤S1中预处理单元(2)预处理待分析的二维超声心动图序列的方法如下:

所述预处理单元(2)首先对导入的待分析二维超声心动图序列进行漂移校正;然后利用散斑跟踪技术对心肌壁进行自动跟踪,沿着二维超声心动图序列传播方向对心肌进行分割,并按照QRS波群出现的先后进行排序,使数据在时间上对齐。

二维超声心动图序列中心肌形状、运动和变形分析方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医学图像处理和智能健康管理领域,尤其是一种二维超声心动图序列中心肌形状、运动和变形分析方法。

背景技术

[0002] 冠心病等心脏疾病是目前导致人类疾病死亡的主要原因之一,在心脏疾病的诊断和治疗过程中,医学影像技术发挥着重要作用。超声心动图具有无损伤性、安全、可靠等特点,广泛应用于临床上心脏病的诊断。通过二维超声心动图来研究心脏的运动,尤其是对左心室的研究,则是关注的中心。尽管可以直接从二维实时超声图像来观察心脏的运动,但对其诊断质量仍有可能进行较大的改善。由于实时观察基本属于定性的评价,依赖于操作者的经验和熟练程度,受观察者因素的制约甚多。近年来随着计算机相关技术的迅速发展以及图形图像技术的日渐成熟,医学图像处理技术对医学科研及临床实践的作用和影响日益增大,使临床医学对人体内部病变部位的观察更直接、更清晰,确认率也更高。

[0003] 从研究情况来看,心脏超声图像分析技术主要分为基于像素点亮度和基于形状两种方式,前一种通过直接计算像素点的亮度变化来估计运动情况,如计算机视觉中的光流场计算等;后一种利用形变模型等方法来跟踪心脏图像中特征点的运动变化。光流理论要求图像序列中对应点的亮度应是恒定不变的,直接将传统方法运用到心脏超声图像分析上很难准确分析其运动情况;另一方面,光流较大的计算量也是一个需要解决的问题,以满足实时处理的要求。此外,物体的运动可以为图像分割提供比静止条件下更多的有用信息。心内(外)膜等运动轮廓的准确提取,对于心脏的三维重建、心腔体积的测量以及收缩过程中室壁的增厚判断都是非常重要的。国内外针对心脏图像的动态分割进行了深入研究,先后提出了活动轮廓模型、活动形体模型、活动外观模型和水平集四类方法。活动外观模型能够将图像的形状和纹理信息结合起来考虑,可以有效地提高跟踪的准确程度。统计模型的一个难点在于要求建立模型时各点之间有很好的匹配关系。

[0004] 专利号为201310639848.4的发明专利《一种PET心脏图像中心肌轮廓分割方法和装置》,包括:对接收到的PET心脏图像进行粗分割,得到心肌区域的初始轮廓线;将水平集图像分割模型的函数描述中的曲线长度正则项中的导数阶数设置为分数阶;使用所述水平集图像分割模型和选取所述初始轮廓线上每一个像素点相邻的至少三个像素点对所述初始轮廓线进行曲线演化计算;将得到的曲线演化计算结果作为所述PET心脏图像中心肌区域的轮廓线。该方法存在的不足之处是:(1)PET心脏图像是一种三维图像,心脏周期内每一时刻需要处理的数据量都非常巨大,难以满足临床实践对实时性处理的要求。(2)利用PET心脏图像仅仅提取了心脏轮廓线,未解析心肌运动和变形信息,对完善临床诊断作用有限。

发明内容

[0005] 本发明的目的在于提出一种二维超声心动图序列中心肌形状、运动和变形分析系统,以及通过该系统进行分析的方法。

[0006] 为了解决上述技术问题,本发明提出一种二维超声心动图序列中心肌形状、运动和变形分析系统:

[0007] 所述分析系统包括依次相连的预处理单元、心肌运动形态计算单元和可视化单元,以及与预处理单元相连的采集设备;

[0008] 所述预处理单元与可视化单元相连;

[0009] 所述采集设备用于采集二维超声心动图;

[0010] 所述预处理单元从采集设备导入二维超声心动图的序列数据,并对该序列数据进行预处理;所述预处理单元输出心动周期内心肌壁各点(心肌点)坐标至心肌运动形态计算单元,输出心动周期内心肌壁各点方向至可视化单元;

[0011] 所述心肌运动形态计算单元利用预处理单元输出的心肌壁各点坐标,计算完整心动周期内心肌的形状、运动(位移和速度)和变形(纵向应变)信息,并输出至可视化单元;

[0012] 所述可视化单元对心肌壁各点方向以及心肌形状、运动和变形信息进行可视化显示。

[0013] 作为本发明二维超声心动图序列中心肌形状、运动和变形分析系统的改进:

[0014] 所述心肌运动形态计算单元包括心肌形状表征部件、心肌运动表征部件和心肌形变表征部件;心肌形状表征部件、心肌运动表征部件和心肌形变表征部件均与预处理单元和可视化单元相连;

[0015] 所述心肌形状表征部件利用预处理单元输出的心动周期心肌壁各点坐标计算完整心动周期内心肌的形状信息,并通过可视化单元进行显示;

[0016] 所述心肌运动表征部件利用预处理单元输出的心动周期心肌壁各点坐标计算心肌壁各点在心动周期内各时刻位置的位移和速度信息,并通过可视化单元进行显示;

[0017] 所述位移包括径向位移和纵向位移,速度包括径向速度和纵向速度;

[0018] 所述心肌形变表征部件利用预处理单元输出的心动周期心肌壁各点坐标计算心肌的纵向应变信息,并通过可视化单元进行显示。

[0019] 为了解决上述技术问题,本发明还提出一种二维超声心动图序列中心肌形状、运动和变形分析方法,依次进行以下步骤:

[0020] S1、预处理单元导入并预处理待分析的二维超声心动图序列,并输出心动周期内心肌壁各点坐标至心肌运动形态计算单元,输出心动周期内心肌壁各点方向至可视化单元进行显示;

[0021] S2、心肌运动形态计算单元根据步骤S1中心肌壁各点坐标分别计算完整心动周期内心肌的形状、运动(位移和速度)和变形(纵向应变)信息,并通过可视化单元进行显示。

[0022] 作为本发明二维超声心动图序列中心肌形状、运动和变形分析方法的改进:

[0023] 所述心肌运动形态计算单元包括心肌形状表征部件、心肌运动表征部件和心肌形变表征部件;

[0024] 所述步骤S2中完整心动周期内心肌的形状信息包括心动周期开始阶段、收缩末期和舒张末期的心肌形状,通过心肌形状表征部件在可视化单元上显示其的方法如下:

[0025] 所述步骤S1中预处理单元输出心动周期内心肌壁各点的坐标为坐标矩阵 φ ,其公式为:

$$[0026] \quad \varphi = \begin{bmatrix} \varphi_x \\ \varphi_y \end{bmatrix}$$

[0027] 其中, φ_x 为每个心肌点分别在心动周期开始阶段、收缩末期和舒张末期对应的x轴坐标; φ_y 为每个心肌点在心动周期开始阶段、收缩末期和舒张末期对应的y轴坐标;

[0028] 所述心肌运动表征部件根据坐标矩阵 φ 将心动周期开始阶段、收缩末期和舒张末期的心肌形状通过可视化单元显示。

[0029] 作为本发明二维超声心动图序列中心肌形状、运动和变形分析方法的进一步改进:

[0030] 所述步骤S2中完整心动周期内心肌的形状信息还包括收缩末期和舒张末期整个心肌形状的总长度和相对差比值, 通过心肌形状表征部件计算其的方法包括以下步骤:

[0031] 2.1、收缩末期和舒张末期整个心肌形状的总长度的计算步骤如下:

$$[0032] \quad \Delta long_{x(j,i)} = \frac{\varphi_{x(j,i+1)} - \varphi_{x(j,i-1)}}{2}$$

$$[0033] \quad \Delta long_{y(j,i)} = \frac{\varphi_{y(j,i+1)} - \varphi_{y(j,i-1)}}{2}$$

$$[0034] \quad |\Delta long_{(j,i)}| = \sqrt{\Delta long_{x(j,i)}^2 + \Delta long_{y(j,i)}^2}$$

$$[0035] \quad L = \sum_{i=1}^{m_j} |\Delta long_{(j,i)}|$$

[0036] 其中, $\varphi_{x(j,i-1)}$ 为j时刻第i-1个心肌点的x轴坐标, $\varphi_{x(j,i+1)}$ 为j时刻第i+1个心肌点的x轴坐标; $\varphi_{y(j,i-1)}$ 为j时刻第i-1个心肌点的y轴坐标, $\varphi_{y(j,i+1)}$ 为j时刻第i+1个心肌点的y轴坐标; $\Delta long_{x(j,i)}$ 为j时刻第i个心肌点的x轴坐标差, $\Delta long_{y(j,i)}$ 为j时刻第i个心肌点的y轴坐标差; $|\Delta long_{(j,i)}|$ 对应两个位置差的范数; L定义为某时刻t (t=j) 整个心肌形状的总长度, 通过对所有点的范数进行求和获得;

[0037] 2.2、收缩末期和舒张末期整个心肌形状总长度相对差比值的计算:

[0038] 根据步骤2.1计算得到整个心肌形状的最大总长度 L_{ED} (舒张末期) 和最小总长度 L_{ES} (收缩末期);

$$[0039] \quad \text{整个心肌形状总长度的相对差比值为} \frac{L_{ED} - L_{ES}}{L_{ED}}。$$

[0040] 作为本发明二维超声心动图序列中心肌形状、运动和变形分析方法的进一步改进:

[0041] 所述步骤S2中完整心动周期内心肌的运动信息包括心肌壁各点在心动周期内各时刻位置的径向位移、纵向位移、径向速度和纵向速度, 通过心肌运动表征部件计算其的方法包括如下步骤:

[0042] 3.1、计算心肌壁各点在心动周期内各时刻位置的径向位移和纵向位移;

[0043] 由于

$$[0044] \quad \begin{bmatrix} u_x(x_i, t_j) \\ u_y(x_i, t_j) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \varphi_x(x_i, t_j) - \varphi_x(x_i, t_0) \\ \varphi_y(x_i, t_j) - \varphi_y(x_i, t_0) \end{bmatrix}$$

[0045] 其中, $\varphi_x(x_i, t_j)$ 为时刻 t_j 时心肌点 x_i 的 x 轴坐标, $\varphi_x(x_i, t_0)$ 为时刻 t_0 时心肌点 x_i 的 x 轴坐标; $\varphi_y(x_i, t_j)$ 为时刻 t_j 时心肌点 x_i 的 y 轴坐标, $\varphi_y(x_i, t_0)$ 为时刻 t_0 时心肌点 x_i 的 y 轴坐标;

[0046] 因此, 心肌点径向位移 u_r 和纵向位移 u_l 可通过以下公式进行计算:

$$[0047] \begin{bmatrix} u_r \\ u_l \end{bmatrix} = p^{-1} \begin{bmatrix} u_x \\ u_y \end{bmatrix}$$

$$[0048] p = \begin{bmatrix} e_{radial,x} & e_{long,x} \\ e_{radial,y} & e_{long,y} \end{bmatrix}$$

[0049] 其中, $e_{radial,x}$ 表示 e_{radial} 在 x 轴方向的分量, $e_{radial,y}$ 表示 e_{radial} 在 y 轴方向的分量; $e_{long,x}$ 表示 e_{long} 在 x 轴方向的分量, $e_{long,y}$ 表示 e_{long} 在 y 周方向的分量;

[0050] 3.2、计算步骤 3.1 输出的各点的径向速度和纵向速度;

[0051] 所述径向速度 v_r 和纵向速度 v_l 从位移对时间的导数得到, 计算步骤如下:

$$[0052] \begin{bmatrix} v_r \\ v_l \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{d(u_r)}{dt} \\ \frac{d(u_l)}{dt} \end{bmatrix}$$

[0053] 详细计算如下:

$$[0054] \begin{bmatrix} v_r(x_i, t_j) \\ v_l(x_i, t_j) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{u_r(x_i, t_j) - u_r(x_i, t_{j-1})}{t_interval} \\ \frac{u_l(x_i, t_j) - u_l(x_i, t_{j-1})}{t_interval} \end{bmatrix}$$

[0055] 其中, $t_interval$ 为 0.01 秒。

[0056] 作为本发明二维超声心动图序列中心肌形状、运动和变形分析方法的进一步改进:

[0057] 所述步骤 S1 中预处理单元中所输出心动周期内心肌壁各点方向的计算方法如下:

[0058] 1.1、心肌壁各点在心动周期各时刻位置的纵向方向 e_{long} 计算步骤如下:

$$[0059] \Delta_{long}(x_i, t_j) = \frac{\varphi(x_{i+1}, t_j) - \varphi(x_{i-1}, t_j)}{2}$$

[0060] 而

$$[0061] e_{long} = \frac{\Delta_{long}}{|\Delta_{long}|}, \text{ 若 } i < \frac{np}{2};$$

$$[0062] e_{long} = -\frac{\Delta_{long}}{|\Delta_{long}|}, \text{ 若 } i \geq \frac{np}{2};$$

[0063] 其中, t_j 为心动周期内某时刻; x_i 代表第 i 个具体心肌点; np 为 t_j 时刻心肌壁的点数量; $\varphi(x_{i+1}, t_j)$ 表示心肌点 x_{i+1} 在时刻 t_j 时位置的坐标, $\varphi(x_{i-1}, t_j)$ 表示心肌点 x_{i-1} 在时刻 t_j 时位置的坐标;

[0064] 1.2、心肌壁各点在心动周期各时刻位置的径向方向 e_{radial} 则可将对应纵向方向 e_{long} 旋转 90 度获得, 计算公式如下:

$$[0065] \quad e_{radial} = \begin{bmatrix} 0 & -1 \\ 1 & 0 \end{bmatrix} \times e_{long} \quad \circ$$

[0066] 作为本发明二维超声心动图序列中心肌形状、运动和变形分析方法的进一步改进：

[0067] 所述步骤S2中完整心动周期内心肌的变形信息包括心肌壁各点在心动周期内各时刻位置的纵向应变,通过心肌形变表征部件计算其所采用的计算公式如下：

$$[0068] \quad \frac{|\Delta_{long}(x_i, t_j)| - |\Delta_{long}(x_i, t_0)|}{|\Delta_{long}(x_i, t_0)|}$$

$$[0069] \quad \text{其中, } \Delta_{long}(x_i, t_j) = \frac{\varphi(x_{i+1}, t_j) - \varphi(x_{i-1}, t_j)}{2} \circ$$

[0070] 作为本发明二维超声心动图序列中心肌形状、运动和变形分析方法的进一步改进：

[0071] 所述步骤S1中预处理单元预处理待分析的二维超声心动图序列的方法如下：

[0072] 所述预处理单元首先对导入的待分析二维超声心动图序列进行漂移校正；然后利用散斑跟踪技术对心肌壁进行自动跟踪,沿着二维超声心动图序列传播方向对心肌进行分割,并按照QRS波群出现的先后进行排序,使数据在时间上对齐。

[0073] 本发明与现有技术相比,具有如下技术优势：

[0074] 1、本发明建立了利用二维超声心动图序列评估心脏运动功能的数学表征模型(即,本发明二维超声心动图序列中心肌形状、运动和变形分析系统),该模型利用可视化的方式显示心肌特征信息,能十分直观地理解心脏力学,特别是心肌形态、运动和变形。

[0075] 2、本发明结合了心脏力学,能够揭示心肌形态、运动(位移和速度)和变形(纵向应变)之间的关系,进一步完善临床诊断。

[0076] 3、本发明采用了动态技术显示心脏运动过程中心肌形态、运动和变形情况,能够有效规避临床上某些静止图像存在偶然性的风险,便于临床医生做出正确的判断。

附图说明

[0077] 下面结合附图对本发明的具体实施方式作进一步详细说明。

[0078] 图1是本发明二维超声心动图序列中心肌形状、运动和变形分析方法的原理流程图；本图还体现了本发明二维超声心动图序列中心肌形状、运动和变形分析系统的模块示意图。

[0079] 图2是本发明实施例中在心动周期开始阶段心肌壁各点的纵向方向和径向方向；

[0080] 图3是本发明实施例中在心动周期开始阶段、收缩末期和舒张末期的心肌形状；

[0081] 图4是本发明实施例中心肌壁的三个不同点($i=6, 19, 31$)沿整个心动周期的径向位移；

[0082] 图5是本发明实施例中心肌壁的三个不同点($i=6, 19, 31$)沿整个心动周期的纵向位移；

[0083] 图6是本发明实施例中位于中位室间隔位置的心肌点沿整个心动周期的径向和纵向速度表征；

[0084] 图7是本发明实施例中位于中位室间隔位置的心肌点沿整个心动周期的纵向应变。

具体实施方式

[0085] 下面结合具体实施例对本发明进行进一步描述,但本发明的保护范围并不仅限于此。

[0086] 实施例1、二维超声心动图序列中心肌形状、运动和变形分析系统,如图1所示,包括依次相连的采集设备1、预处理单元2、心肌运动形态计算单元3和可视化单元4,其中预处理单元2与可视化单元4相连。

[0087] 采集设备1用于采集二维超声心动图。

[0088] 预处理单元2用于导入采集设备1中的二维超声心动图的序列数据并对该序列数据进行预处理;本实施例中,预处理单元2输出心动周期心肌壁各点(即,心肌点)坐标至心肌运动形态计算单元3,还计算心肌壁各点在心动周期各时刻位置的方向(纵向和径向),并将计算所得的各点方向通过可视化单元4进行显示。

[0089] 心肌运动形态计算单元3利用预处理单元2输出的心肌壁各点坐标,计算完整心动周期内心肌的形状、运动(位移和速度)和变形(纵向应变)信息,并输出至可视化单元4;

[0090] 心肌运动形态计算单元3包括心肌形状表征部件31、心肌运动表征部件32和心肌形变表征部件33。心肌形状表征部件31、心肌运动表征部件32和心肌形变表征部件33均与预处理单元2和可视化单元4相连。

[0091] 心肌形状表征部件31利用预处理单元2输出的心动周期心肌壁各点坐标计算完整心动周期内心肌的形状信息,并通过可视化单元4进行显示;

[0092] 心肌运动表征部件32利用预处理单元2输出的心动周期心肌壁各点坐标计算心肌壁各点在心动周期内各时刻位置的位移和速度信息,并通过可视化单元4进行显示;位移包括径向位移和纵向位移,速度包括径向速度和纵向速度。

[0093] 心肌形变表征部件33利用预处理单元2输出的心动周期心肌壁各点坐标计算心肌的纵向应变信息,并通过可视化单元4进行显示。

[0094] 可视化单元4对心肌壁各点方向以及心肌的形状、运动(位移和速度)和变形(纵向应变)信息进行可视化显示,便于直观判断心脏运动功能的健康程度。

[0095] 本发明还提出一种利用上述系统进行的二维超声心动图序列中心肌形状、运动和变形分析方法,如图1-7所示,首先通过预处理单元2对待分析的二维超声心动图序列进行预处理,从而获取心动周期心肌壁各点坐标,并将心肌壁各点在心动周期各时刻位置的方向于可视化单元4上显示;之后心肌运动形态计算单元3根据心动周期心肌壁各点坐标分别计算心肌形状、位移、速度以及纵向应变。

[0096] 本实施例采用的测试数据来自浙江省中医院其中一位自愿者的二维超声心动图序列,含有四个腔室,总共83帧二维超声心动图像,心动周期开始阶段的帧号为1、收缩末期的帧号为27和舒张末期的帧号为83。

[0097] 具体工作内容包括如下步骤:

[0098] 步骤1、预处理单元2从采集设备1导入二维超声心动图,并对该二维超声心动图的序列数据(即二维超声心动图序列)并进行预处理后,数据输出至心肌运动形态计算单元3。

具体工作流程如下：

[0099] (1.1)、预处理：为了使心动周期开始和结束的位置一致，对二维超声心动图序列进行漂移校正；然后利用散斑跟踪技术对心肌壁进行自动跟踪，沿着二维超声心动图序列传播方向对心肌进行分割，输出心动周期心肌壁各点坐标（即各心肌点对应的坐标矩阵 φ ）至心肌运动形态计算单元3（即，心肌形状表征部件31、心肌运动表征部件32和心肌形变表征部件33），并按照QRS波群（即，正常心电图幅度最大的波群）出现的先后进行排序，使数据在时间上对齐。

[0100] 二维超声心动图序列漂移校正方法和散斑跟踪技术均为现有技术，故在本说明书中不对其进行详细阐述。

[0101] (1.2)、计算步骤(1.1)中心肌壁各点在心动周期各时刻位置的方向（纵向和径向），并输出至可视化单元4进行显示，具体计算方法如下：

[0102] (1.2.1)、计算每个心肌点在心动周期各时刻位置的纵向方向 e_{long} ；

$$[0103] \quad \Delta_{long}(x_i, t_j) = \frac{\varphi(x_{i+1}, t_j) - \varphi(x_{i-1}, t_j)}{2}$$

[0104] 而

$$[0105] \quad e_{long} = \frac{\Delta_{long}}{|\Delta_{long}|}, \text{若 } i < \frac{np}{2};$$

$$[0106] \quad e_{long} = -\frac{\Delta_{long}}{|\Delta_{long}|}, \text{若 } i \geq \frac{np}{2};$$

[0107] 其中， t_j 为心动周期内某时刻； x_i 代表第 i 个具体心肌点； np 为 t_j 时刻心肌壁的点的数量； $\varphi(x_{i+1}, t_j)$ 表示心肌点 x_{i+1} 在时刻 t_j 时位置的坐标， $\varphi(x_{i-1}, t_j)$ 表示心肌点 x_{i-1} 在时刻 t_j 时位置的坐标。

[0108] (1.2.2)、计算每个心肌点在心动周期各时刻位置的径向方向 e_{radial} ；

[0109] 心肌壁各点在心动周期各时刻位置的径向方向 e_{radial} 可通过将对应心肌点的纵向方向 e_{long} 旋转90度获得，即：

$$[0110] \quad e_{radial} = \begin{bmatrix} 0 & -1 \\ 1 & 0 \end{bmatrix} \times e_{long}$$

[0111] 如图2所示，本实施例中志愿者1的二维超声心动图序列通过预处理单元2输出至可视化单元4进行显示的心动周期开始阶段心肌壁各点的方向；如图2中箭头所示，指向中心区域的箭头分别表示对应心肌点的径向方向，沿着心肌轮廓进行指向的箭头别表示对应心肌点的纵向方向。

[0112] 步骤2、根据步骤(1.1)预处理单元2输出的心动周期心肌壁各点的坐标通过心肌形状表征部件31计算心动周期开始阶段、收缩末期和舒张末期的心肌形状，以及收缩末期和舒张末期整个心肌形状的总长度和相对差比值。

[0113] (2.1)、计算心动周期开始阶段、收缩末期和舒张末期的心肌形状；

[0114] 心肌形状表征部件31接收步骤(1.1)输出的心肌壁的各点坐标，心肌形状表征部件31按照心脏周期内对应时刻（即，心动周期开始阶段、收缩末期和舒张末期）分别将每个心肌点在同一个坐标系中进行表示，并通过可视化单元4进行显示，从而获取心脏周期内所对应时刻的心肌形状。

[0115] 步骤(1.1)输出的心肌壁各点坐标矩阵 φ 包含两部分:

$$[0116] \quad \varphi = \begin{bmatrix} \varphi_x \\ \varphi_y \end{bmatrix}$$

[0117] 其中, φ_x 为每个心肌点分别在心动周期开始阶段(出现第1帧心动图时刻)、收缩末期(出现第27帧心动图时刻)和舒张末期(出现第83帧心动图时刻)相对应的x轴坐标; φ_y 为每个心肌点分别在心动周期开始阶段(出现第1帧心动图时刻)、收缩末期(出现第27帧心动图时刻)和舒张末期(出现第83帧心动图时刻)相对应时刻的y轴坐标。

[0118] 通过可视化单元4可以利用坐标矩阵 φ 显示在心动周期开始阶段(出现第1帧心动图时刻)、收缩末期(出现第27帧心动图时刻)和舒张末期(出现第83帧心动图时刻)的心肌形状。本实施例中志愿者1的二维超声心动图序列通过步骤(2.1)于可视化单元4显示的心肌形状如图3所示,开始阶段与舒张末期的心肌形状相重合,收缩末期与舒张末期心肌形状可以直观地进行区分,从而便于工作人员对心脏运动过程中心肌形态进行分析。

[0119] (2.2)、计算收缩末期(帧号为27)和舒张末期(帧号为83)整个心肌形状的总长度和相对差比值;

[0120] (2.2.1)、收缩末期(帧号为27)和舒张末期(帧号为83)整个心肌形状总长度的计算公式如下:

$$[0121] \quad \Delta long_{x(j,i)} = \frac{\varphi_{x(j,i+1)} - \varphi_{x(j,i-1)}}{2}$$

$$[0122] \quad \Delta long_{y(j,i)} = \frac{\varphi_{y(j,i+1)} - \varphi_{y(j,i-1)}}{2}$$

$$[0123] \quad |\Delta long_{(j,i)}| = \sqrt{\Delta long_{x(j,i)}^2 + \Delta long_{y(j,i)}^2}$$

$$[0124] \quad L = \sum_{i=1}^{np} |\Delta long_{(j,i)}|$$

[0125] 其中, $\varphi_{x(j,i-1)}$ 为j时刻第i-1个心肌点的x轴坐标, $\varphi_{x(j,i+1)}$ 为j时刻第i+1个心肌点的x轴坐标; $\varphi_{y(j,i-1)}$ 为j时刻第i-1个心肌点的y轴坐标, $\varphi_{y(j,i+1)}$ 为j时刻第i+1个心肌点的y轴坐标; $\Delta long_{x(j,i)}$ 为j时刻第i个心肌点的x轴坐标差, $\Delta long_{y(j,i)}$ 为j时刻第i个心肌点的y轴坐标差; $|\Delta long_{(j,i)}|$ 对应两个位置差的范数;L定义为某时刻t(t=j)整个心肌形状的总长度,通过对所有点的范数进行求和获得;

[0126] 注:收缩末期(出现第27帧心动图时刻)心肌形状的总长度为最小总长度 L_{ES} ;舒张末期(出现第83帧心动图时刻)心肌形状的总长度为最大总长度 L_{ED} 。

[0127] (2.2.2)、收缩末期(帧数为27)和舒张末期(帧数为83)整个心肌形状总长度相对差比值的计算:

[0128] 根据步骤(2.2.1)计算得到的整个心肌形状的最大总长度 L_{ED} (舒张末期)和最小总长度 L_{ES} (收缩末期),计算它们之间的相对差比值为 $\frac{L_{ED} - L_{ES}}{L_{ED}}$ 。

[0129] 通过计算得到本实施例中收缩末期(帧数为27)的整个心肌形状的总长度为221.441mm,收缩末期(帧数为27)的整个心肌形状的总长度为198.368mm,相对差比值为0.104。

[0130] 步骤3、根据步骤(1.1)输出的心动周期内心肌壁各点位置通过心肌运动表征部件32计算径向和纵向位移以及径向和纵向速度。具体工作流程如下：

[0131] (3.1)、计算心肌壁各点在心动周期内各时刻位置的径向和纵向位移；

[0132] 由于：

$$[0133] \begin{bmatrix} u_x(x_i, t_j) \\ u_y(x_i, t_j) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \varphi_x(x_i, t_j) - \varphi_x(x_i, t_0) \\ \varphi_y(x_i, t_j) - \varphi_y(x_i, t_0) \end{bmatrix}$$

[0134] 其中， $\varphi_x(x_i, t_j)$ 为时刻 t_j 时心肌点 x_i 的x轴坐标， $\varphi_x(x_i, t_0)$ 为时刻 t_0 时心肌点 x_i 的x轴坐标； $\varphi_y(x_i, t_j)$ 为时刻 t_j 时心肌点 x_i 的y轴坐标， $\varphi_y(x_i, t_0)$ 为时刻 t_0 时心肌点 x_i 的y轴坐标；

[0135] 因此，心肌点径向位移 u_r 和纵向位移 u_l 可通过以下公式进行计算：

$$[0136] \begin{bmatrix} u_r \\ u_l \end{bmatrix} = p^{-1} \begin{bmatrix} u_x \\ u_y \end{bmatrix}$$

$$[0137] p = \begin{bmatrix} e_{radial,x} & e_{long,x} \\ e_{radial,y} & e_{long,y} \end{bmatrix}$$

[0138] 其中， $e_{radial,x}$ 表示 e_{radial} 在x轴方向的分量， $e_{radial,y}$ 表示 e_{radial} 在y轴方向的分量； $e_{long,x}$ 表示 e_{long} 在x轴方向的分量， $e_{long,y}$ 表示 e_{long} 在y周方向的分量。

[0139] 如图4所示，本实施例中由心肌运动表征部件32输出至可视化单元4显示的心肌壁三个不同点(即，第6、19和31个心肌点)沿整个心动周期的径向位移；如图5所示，本实施例中由心肌运动表征部件32输出至可视化单元4显示的心肌壁三个不同点(即，第6、19和31个心肌点)沿整个心动周期的纵向位移。

[0140] (3.2)、计算步骤(3.1)输出的各点的径向速度和纵向速度；

[0141] 径向速度 v_r 和纵向速度 v_l 由位移对时间的导数得到，计算步骤如下：

$$[0142] \begin{bmatrix} v_r \\ v_l \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{d(u_r)}{dt} \\ \frac{d(u_l)}{dt} \end{bmatrix}$$

[0143] 详细计算如下：

$$[0144] \begin{bmatrix} v_r(x_i, t_j) \\ v_l(x_i, t_j) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{u_r(x_i, t_j) - u_r(x_i, t_{j-1})}{t_interval} \\ \frac{u_l(x_i, t_j) - u_l(x_i, t_{j-1})}{t_interval} \end{bmatrix}$$

[0145] 其中， $t_interval$ 为0.01秒。

[0146] 如图6所示，本实施例中由心肌运动表征部件32输出至可视化单元4显示的中位室间隔位置的心肌点沿整个心动周期的径向和纵向速度表征；

[0147] 步骤4、根据步骤(1.1)输出的心动周期内心肌壁各点的坐标通过心肌形变表征部件33计算其纵向应变，步骤如下：

[0148] 由于心肌纵向应变与心脏收缩功能关系密切，在医学领域有重要的临床意义，计算公式如下：

$$[0149] \quad \frac{|\Delta_{long}(x_i, t_j)| - |\Delta_{long}(x_i, t_0)|}{|\Delta_{long}(x_i, t_0)|}$$

$$[0150] \quad \text{注:由上述步骤(1.2.1)中已知: } \Delta_{long}(x_i, t_j) = \frac{\varphi(x_{i+1}, t_j) - \varphi(x_{i-1}, t_j)}{2}。$$

[0151] 根据心肌壁各点的坐标通过上述两个公式计算获得对应心肌点在时刻 t_0 至 t_i 内的纵向应变。如图7所示,本实施例中 t_0 表示心动周期开始的时间, t_i 表示心动周期结束的时间,从而获得该心肌点 x_i 沿整个心动周期的纵向应变,实现了对心脏运动过程中变形情况的分析。

[0152] 注: t_0 和 t_i 可以为心脏周期内任意前后两个时刻。

[0153] 如图7所示,中位室间隔位置的心肌点由心肌形变表征部件33输出至可视化单元4显示的其沿整个心动周期的纵向应变(即,在中位室间隔位置的纵向应变)。

[0154] 本发明建立了利用二维超声心动图序列评估心脏功能的表征模型(本发明提出的分析系统),并利用可视化的方式显示特征信息,能够十分直观地理解心脏力学,特别是心肌形态、运动和变形。本发明通过结合心脏力学分别建立了心肌形态、运动和变形的数学表征模型(即,心肌运动形态计算单元),从而利用心脏周期内每个时刻的各心肌点坐标即可计算出相应的心肌形状、位移和速度以及纵向应变特征,有助于了解这些特征之间的相互关系,进一步完善临床诊断。此外,本发明不只是对一幅二维超声心动图进行分析,而是对心脏周期内每个时刻的图像(实施例中总共83幅图像)进行分析,每一时刻对应一副图像,采用动态技术显示心脏运动过程中心肌形态、运动和变形情况,例如图2-7所示,工作人员可根据实际工作需要对不同时刻心肌形状进行对比分析,并针对具体心肌点的运动和变形情况进行分析,从而满足临床实践对实时性处理的要求,还能够有效规避临床上某些静止图像存在偶然性的风险,便于临床医生做出正确的判断。

[0155] 最后,还需要注意的是,以上列举的仅是本发明的若干个具体实施例。显然,本发明不限于以上实施例,还可以有许多变形。本领域的普通技术人员能从本发明公开的内容直接导出或联想到的所有变形,均应认为是本发明的保护范围。

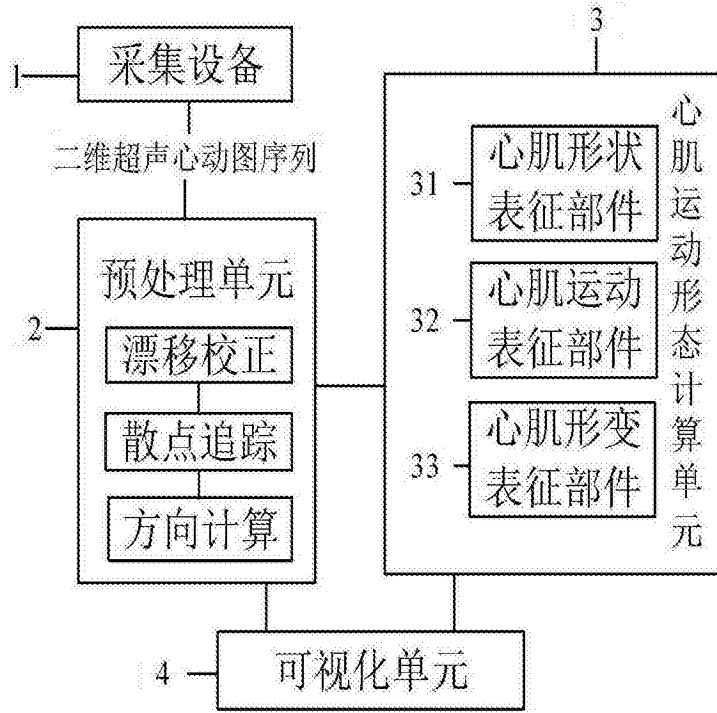


图1

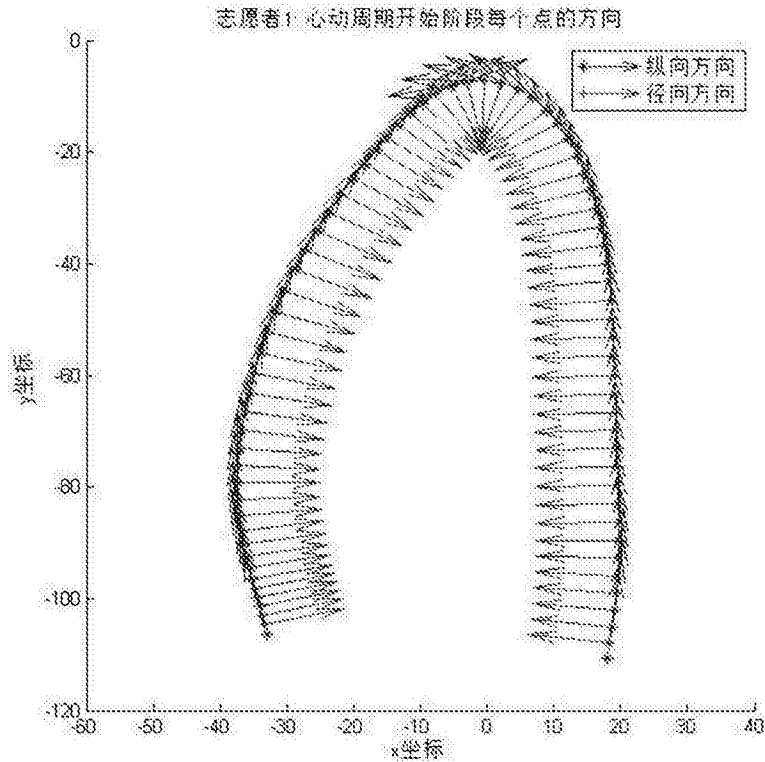


图2

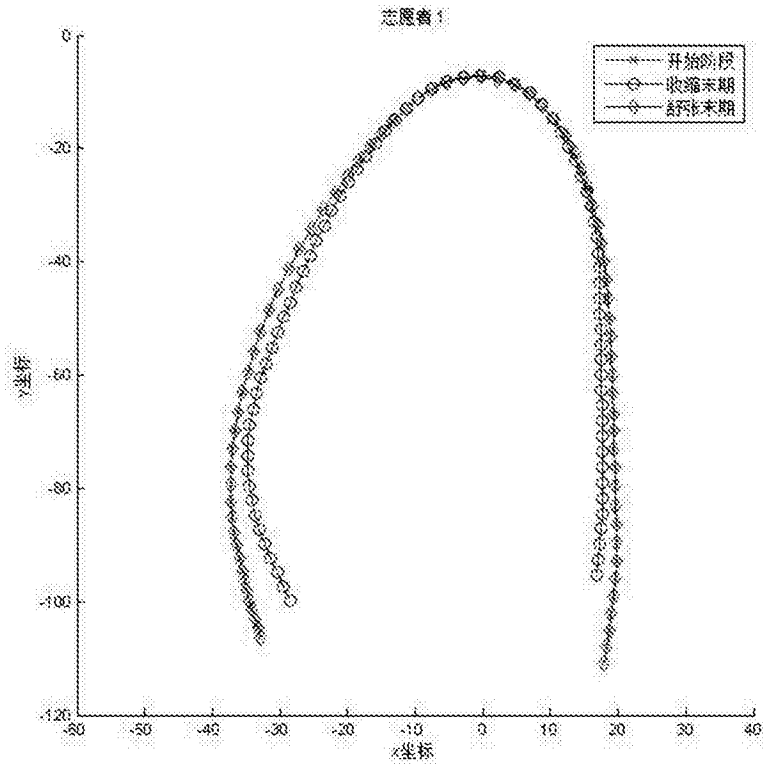


图3

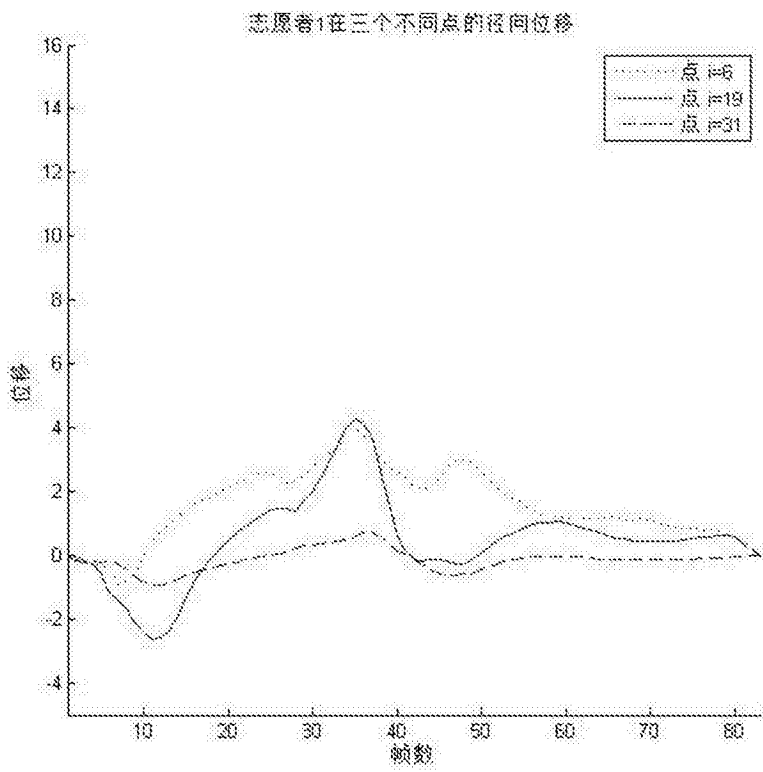


图4

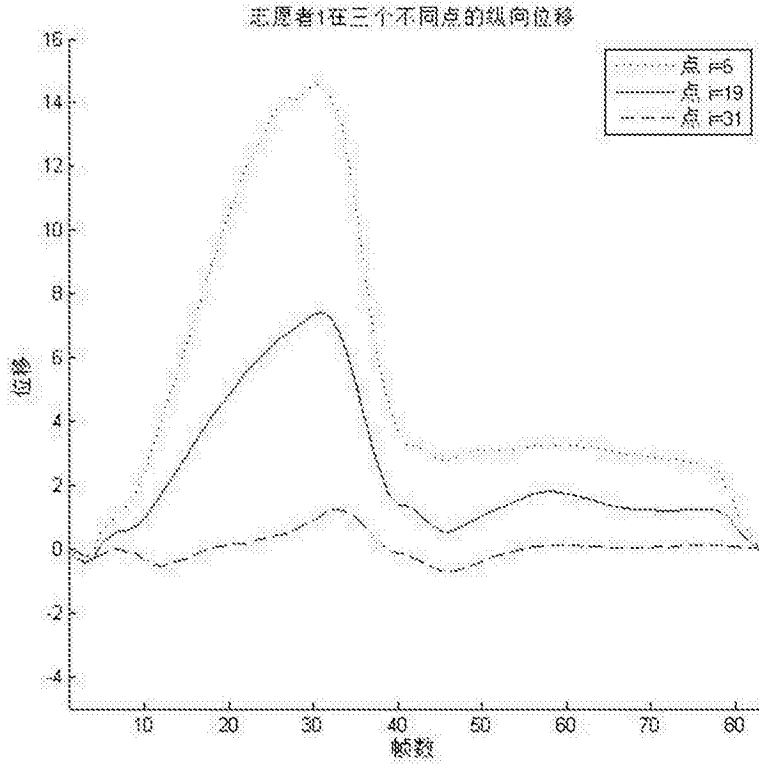


图5

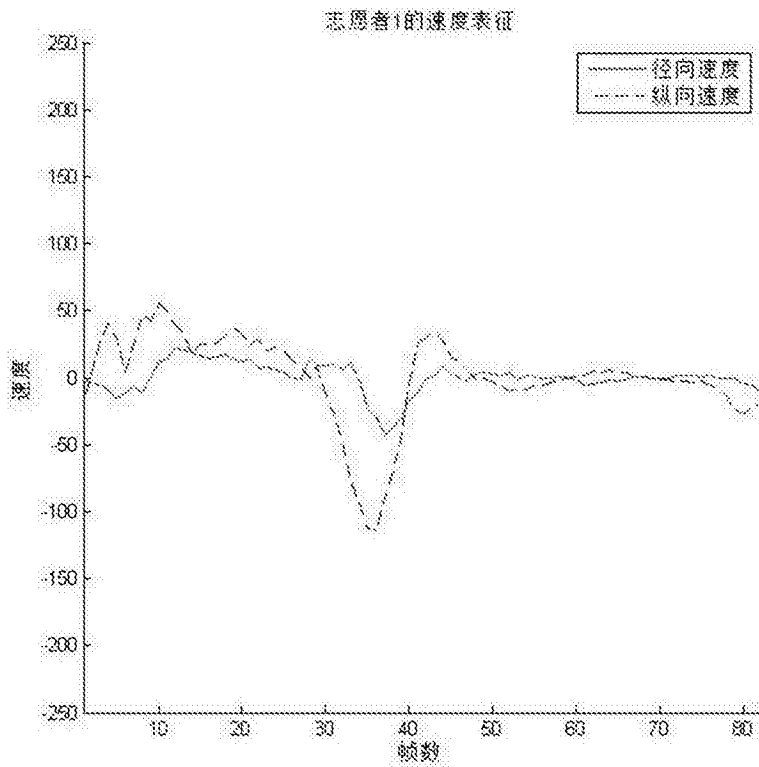


图6

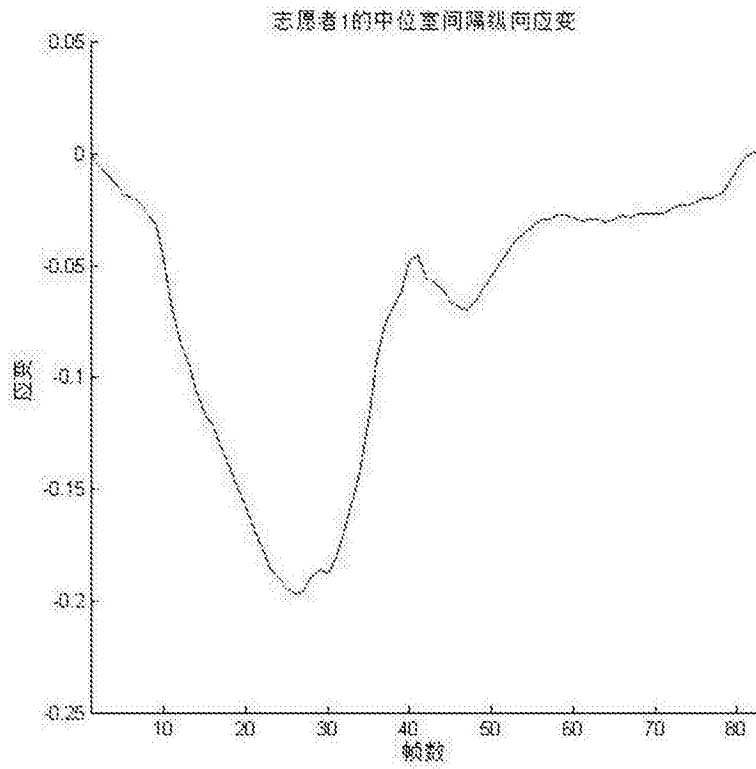


图7

专利名称(译)	二维超声心动图序列中心肌形状、运动和变形分析方法		
公开(公告)号	CN108042154A	公开(公告)日	2018-05-18
申请号	CN201711296199.7	申请日	2017-12-08
[标]申请(专利权)人(译)	浙江中医药大学		
申请(专利权)人(译)	浙江中医药大学		
当前申请(专利权)人(译)	浙江中医药大学		
[标]发明人	赖小波 徐小媚 方纯洁 方颖 吕莉莉		
发明人	赖小波 徐小媚 方纯洁 方颖 吕莉莉		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/0883 A61B8/5223		
代理人(译)	金祺		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提出了一种二维超声心动图序列中心肌形状、运动和变形分析方法，包括以下步骤：首先通过预处理单元对待分析的二维超声心动图序列进行预处理，从而获取心动周期心肌壁各点坐标，并将心肌壁各点在心动周期各时刻位置的方向于可视化单元上显示；之后心肌运动形态计算单元根据心动周期心肌壁各点坐标分别计算心肌形状、位移、速度以及纵向应变，从而直观地理解心脏力学，特别是心肌形态、运动和变形。本发明对心脏周期内每个时刻的图像进行分析，从而显示心脏运动过程中心肌形态、运动和变形情况，满足临床实践对实时性处理的要求，还能够有效规避临床上某些静止图像存在偶然性的风险，便于临床医生做出正确的判断。

