



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104546012 A

(43) 申请公布日 2015. 04. 29

(21) 申请号 201410853915. 7

(22) 申请日 2014. 12. 31

(71) 申请人 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 周伟 钱明
孟龙 肖杨

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限
公司 11127

代理人 王天尧

(51) Int. Cl.
A61B 8/06(2006. 01)

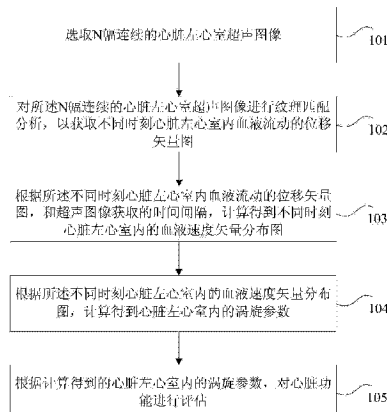
权利要求书3页 说明书10页 附图6页

(54) 发明名称

心脏功能评估方法和装置

(57) 摘要

本发明提供了一种心脏功能评估方法和装置,其中,该方法包括:选取 N 幅连续的心脏左心室超声图像;对 N 幅连续的心脏左心室超声图像进行纹理匹配分析,以获取不同时刻心脏左心室内血液流动的位移矢量图;根据不同时刻心脏左心室内血液流动的位移矢量图,和超声图像获取的时间间隔,计算得到不同时刻心脏左心室内的血液速度矢量分布图;根据不同时刻心脏左心室内的血液速度矢量分布图,计算得到心脏左心室内的涡旋参数,并根据涡旋参数对心脏功能进行评估。本发明解决了现有技术中评估心脏功能的成本高、耗时长、对人体伤害大、精度较低的技术问题,达到了有效降低评估成本、减少评估时间、降低对人体的伤害和提高评估结果准确度的技术效果。



1. 一种心脏功能评估方法,其特征在于,包括:

选取 N 幅连续的心脏左心室超声图像,其中, N 大于等于 3;

对所述 N 幅连续的心脏左心室超声图像进行纹理匹配分析,以获取不同时刻心脏左心室内血液流动的位移矢量图;

根据所述不同时刻心脏左心室内血液流动的位移矢量图,和超声图像获取的时间间隔,计算得到不同时刻心脏左心室内的血液速度矢量分布图;

根据所述不同时刻心脏左心室内的血液速度矢量分布图,计算得到心脏左心室内的涡旋参数;

根据计算得到的心脏左心室内的涡旋参数,对心脏功能进行评估。

2. 如权利要求 1 所述的方法,其特征在于,对所述 N 幅连续的心脏左心室超声图像进行纹理匹配分析,以获取不同时刻心脏左心室内血液流动的位移矢量图,包括:

将所述 N 幅连续的心脏左心室超声图中的每幅图像按照相同方式划分为多个分析窗口;

从第一幅超声图像开始,重复执行以下操作,直至获得 N-1 幅超声图像的二维位移矢量分布图:将当前的超声图像的每个分析窗口与该超声图像的下一幅图像对应的分析窗口,进行二维互相关运算,获得当前的超声图像的所有分析窗口所代表的血流的位移矢量图,然后对得到的位移矢量图进行多次迭代:先通过位移梯度来精确计算位移,再利用二维标准互相关算法采用比前一迭代小的分析窗口来获得比前一次迭代高的空间分辨率,且在每一次位移计算后,都通过错误矢量剔除算法来获得更高精度的位移估计;

将获得的 N-1 幅超声图像的二维位移矢量分布图,作为不同时刻心脏左心室内血液流动的位移矢量图。

3. 如权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述涡旋参数包括:涡旋的涡量、涡旋的深度、涡旋的横向位置、涡旋的长度、涡旋的宽度、整个心室区域的涡旋相对强度、和涡旋区域的涡旋相对强度。

4. 如权利要求 3 所述的方法,其特征在于,根据所述不同时刻心脏左心室内的血液速度矢量分布图,计算得到心脏左心室内的涡旋参数,包括:

根据所述不同时刻心脏左心室内的血液速度矢量分布图,按照以下公式计算得到 N-1 幅超声图像中每一点的涡量:

$$\omega = \frac{dv_y}{dx} - \frac{dv_x}{dy}$$

其中, ω 表示涡量, v_x 表示某一点 x 方向的速度分量, v_y 表示某一点 y 方向的速度分量;

按照以下公式,根据对所述 N-1 幅超声图像相同位置的涡量值组成的序列进行傅里叶变化,得到超声图像各个位置的零阶谐波 ω_0 和一阶谐波 ω_1 :

$$\omega(x, y, t) = \omega_0(x, y) + \omega_1(x, y) \cos\left(\frac{2\pi}{T}t + \phi_1(x, y)\right) + \sum_{k=2}^N \omega_k(x, y) \cos\left(\frac{2k\pi}{T}t + \phi_k(x, y)\right)$$

根据零阶谐波 ω_0 , 计算涡旋的位置和形状信息;

根据一阶谐波 ω_1 和零阶谐波 ω_0 , 计算整个心室区域的涡旋相对强度和涡旋区域的涡

旋相对强度。

5. 如权利要求 4 所述的方法,其特征在於,根据零阶谐波 ω_0 计算涡旋的位置和形状信息,包括:

按照以下公式,对零阶谐波 ω_0 进行积分:

$$\Omega_0 = \int \omega_0(x, y) dx dy$$

根据积分结果 Ω_0 ,按照以下公式,计算涡旋的深度 VD:

$$VD = \frac{1}{\Omega_0} \int \omega_0(x, y) h(x, y) dx dy$$

根据积分结果 Ω_0 ,按照以下公式,计算涡旋横向的位置 VT:

$$VT = \frac{1}{\Omega_0} \int \omega_0(x, y) s(x, y) dx dy$$

根据积分结果 Ω_0 和涡旋的深度 VD,按照以下公式,计算涡旋的长度 VL:

$$VL = \frac{1}{H_{lv}} \sqrt{\frac{1}{\Omega_0} \int \omega_0(x, y) (h - VD)^2 dx dy}$$

根据积分结果 Ω_0 和涡旋横向的位置 VT,按照以下公式,计算涡旋的宽度 VW:

$$VW = \frac{1}{H_{lv}} \sqrt{\frac{1}{\Omega_0} \int \omega_0(x, y) (s - VT)^2 dx dy}$$

其中, H_{lv} 表示左心室长轴方向顶部和底部之间的距离, x 、 y 表示笛卡尔坐标, h 、 s 表示生物学坐标,其中, h 表示左心室的底部和顶部之间的方向, s 表示与左心室的底部和顶部之间的方向垂直的方向。

6. 如权利要求 4 所述的方法,其特征在於,根据一阶谐波 ω_1 和零阶谐波 ω_0 ,计算整个左心室区域的涡旋相对强度和涡旋区域的涡旋相对强度,包括:

按照以下公式,对零阶谐波 ω_0 进行积分:

$$\Omega_0 = \int \omega_0(x, y) dx dy:$$

根据积分结果和一阶谐波 ω_1 ,按照以下公式,计算整个左心室区域的涡旋相对强度 RS:

$$RS = \frac{1}{\Omega_0} \int_{S1} \omega_1(x, y) dx dy, \text{ 其中, } S1 \text{ 表示整个心脏左心室区域};$$

根据积分结果和一阶谐波 ω_1 ,按照以下公式,计算涡旋区域的涡旋相对强度 VRS:

$$VRS = \frac{1}{\Omega_0} \int_{S2} \omega_1(x, y) dx dy, \text{ 其中, } S2 \text{ 表示心脏左心室内存在涡旋的区域}。$$

7. 如权利要求 1 至 6 中任一项所述的方法,其特征在於,所述 N 幅连续的心脏超声图像为 N 幅连续的打入超声造影微泡的心脏左心室长轴切面图像。

8. 如权利要求 1 至 6 中任一项所述的方法,其特征在於,所述 N 幅连续的心脏左心室超声图像涵盖至少三个心动周期内超声系统所采集的图像。

9. 一种心脏功能评估装置,其特征在於,包括:

图像选取单元,用于选取 N 幅连续的心脏左心室超声图像,其中, N 大于等于 3;

位移矢量获取单元,用于对所述 N 幅连续的心脏左心室超声图像进行纹理匹配分析,以获取不同时刻心脏左心室内血液流动的位移矢量图;

速度矢量计算单元,用于根据所述不同时刻心脏左心室内血液流动的位移矢量图,和超声图像获取的时间间隔,计算得到不同时刻心脏左心室内的血液速度矢量分布图;

涡旋参数计算单元,用于根据所述不同时刻心脏左心室内的血液速度矢量分布图,计算得到心脏左心室内的涡旋参数;

评估单元,用于根据计算得到的心脏左心室内的涡旋参数,对心脏功能进行评估。

10. 如权利要求 9 所述的装置,其特征在于,所述位移矢量获取单元,包括:

窗口划分子单元,用于将所述 N 幅连续的心脏左心室超声图中的每幅图像按照相同方式划分为多个分析窗口;

相关计算子单元,用于从第一幅超声图像开始,重复执行以下操作,直至获得 N-1 幅超声图像的二维位移矢量分布图:将当前的超声图像的每个分析窗口与该超声图像的下一幅图像对应的分析窗口,进行二维互相关运算,获得当前的超声图像的所有分析窗口所代表的血流的位移矢量图,然后对得到的位移矢量图进行多次迭代:先通过位移梯度来精确计算位移,再利用二维标准互相关算法采用比前一迭代小的分析窗口来获得比前一次迭代高的空间分辨率,且在每一次位移计算后,都通过错误矢量剔除算法来获得更高精度的位移估计;

位移矢量确定子单元,用于将获得的 N-1 幅超声图像的二维位移矢量分布图,作为不同时刻心脏内血液流动的位移矢量图。

心脏功能评估方法和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及生物医学超声技术领域,特别涉及一种心脏功能评估方法和装置。

背景技术

[0002] 心脑血管疾病严重危害人类健康,已成为日益迫切的重大社会公共问题。心脏的功能是否正常也成为了人们重点关注的问题。

[0003] 目前用于心脏功能测量的方法主要包括:左室造影、放射性核素心血池显像和超声心动图。临床公认左室造影为心脏功能评价的“金标准”,而超声心动图因其简便易行、准确可靠而成为临床评价心脏功能的常用方法。

[0004] 然而,尽管左室造影在评价心脏功能方面存在很好的效果,但是左室造影需要将导管深入心室内部,属于有创的介入性治疗,导管或导丝试图穿过置换过的瓣膜可致缠绕或瓣环的移位,而且对于心肌梗死后或心腔扩大怀疑有左心室血栓形成、或室壁瘤形成的患者该操作仍具有一定的危险性。

[0005] 放射性核素心血池显像,因为利用了磁共振成像的方法,成像的速度较慢,费用昂贵,不能够对心脏进行实时的成像,其次对人体注入放射性核素,对体会有一定的危害。

[0006] 尽管目前超声心动图测量左室收缩功能的方法较多,结果较为准确,但临床上仍然有一些实际情况,难以对左室收缩功能进行准确的评价,例如:心脏节律紊乱,尤其是心房颤动的病人,特别是心力衰竭合并心房颤动的病人,临床上要求准确评价心功能,心力衰竭合并二尖瓣和主动脉瓣严重关闭不全的心功能评价,以及肥厚型心肌病左室射血分数的假正常等,这些都是超声心动图心脏功能评价的难点。

[0007] 针对现有技术中,评估心脏功能的成本高、耗时长、对人体伤害大、精度较低的技术问题,目前尚未提出有效的解决方案。

发明内容

[0008] 本发明实施例提供了一种心脏功能评估方法,以解决现有技术中评估心脏功能的成本高、耗时长、对人体伤害大、精度较低的技术问题,该方法包括:

[0009] 选取 N 幅连续的心脏左心室超声图像,其中, N 大于等于 3;

[0010] 对所述 N 幅连续的心脏左心室超声图像进行纹理匹配分析,以获取不同时刻心脏左心室内血液流动的位移矢量图;

[0011] 根据所述不同时刻心脏左心室内血液流动的位移矢量图,和超声图像获取的时间间隔,计算得到不同时刻心脏左心室内的血液速度矢量分布图;

[0012] 根据所述不同时刻心脏左心室内的血液速度矢量分布图,计算得到心脏左心室内的涡旋参数;

[0013] 根据计算得到的心脏左心室内的涡旋参数,对心脏功能进行评估。

[0014] 在一个实施例中,对所述 N 幅连续的心脏左心室超声图像进行纹理匹配分析,以获取不同时刻心脏左心室内血液流动的位移矢量图,包括:

[0015] 将所述 N 幅连续的心脏左心室超声图中的每幅图像按照相同方式划分为多个分析窗口；

[0016] 从第一幅超声图像开始,重复执行以下操作,直至获得 N-1 幅超声图像的二维位移矢量分布图:将当前的超声图像的每个分析窗口与该超声图像的下一幅图像对应的分析窗口,进行二维互相关运算,获得当前的超声图像的所有分析窗口所代表的血流的位移矢量图,然后对得到的位移矢量图进行多次迭代:先通过位移梯度来精确计算位移,再利用二维标准互相关算法采用比前一迭代小的分析窗口来获得比前一次迭代高的空间分辨率,且在每一次位移计算后,都通过错误矢量剔除算法来获得更高精度的位移估计；

[0017] 将获得的 N-1 幅超声图像的二维位移矢量分布图,作为不同时刻心脏左心室内血液流动的位移矢量图。

[0018] 在一个实施例中,所述涡旋参数包括:涡旋的涡量、涡旋的深度、涡旋的横向位置、涡旋的长度、涡旋的宽度、整个心室区域的涡旋相对强度、和涡旋区域的涡旋相对强度。

[0019] 在一个实施例中,根据所述不同时刻心脏左心室内的血液速度矢量分布图,计算得到心脏左心室内的涡旋参数,包括:

[0020] 根据所述不同时刻心脏左心室内的血液速度矢量分布图,按照以下公式计算得到 N-1 幅超声图像中每一点的涡量:

$$[0021] \quad \omega = \frac{dv_y}{dx} - \frac{dv_x}{dy}$$

[0022] 其中, ω 表示涡量, v_x 表示某一点 x 方向的速度分量, v_y 表示某一点 y 方向的速度分量；

[0023] 按照以下公式,根据对所述 N-1 幅超声图像相同位置的涡量值组成的序列进行傅里叶变化,得到超声图像各个位置的零阶谐波 ω_0 和一阶谐波 ω_1 :

$$[0024] \quad \omega(x, y, t) = \omega_0(x, y) + \omega_1(x, y) \cos\left(\frac{2\pi}{T}t + \phi_1(x, y)\right) + \sum_{k=2}^N \omega_k(x, y) \cos\left(\frac{2k\pi}{T}t + \phi_k(x, y)\right)$$

[0025] 根据零阶谐波 ω_0 , 计算涡旋的位置和形状信息；

[0026] 根据一阶谐波 ω_1 和零阶谐波 ω_0 , 计算整个心室区域的涡旋相对强度和涡旋区域的涡旋相对强度。

[0027] 在一个实施例中,根据零阶谐波 ω_0 计算涡旋的位置和形状信息,包括:

[0028] 按照以下公式,对零阶谐波 ω_0 进行积分:

$$[0029] \quad \Omega_0 = \int \omega_0(x, y) dx dy$$

[0030] 根据积分结果 Ω_0 , 按照以下公式,计算涡旋的深度 VD:

$$[0031] \quad VD = \frac{1}{\Omega_0} \int \omega_0(x, y) h(x, y) dx dy$$

[0032] 根据积分结果 Ω_0 , 按照以下公式,计算涡旋横向的位置 VT:

$$[0033] \quad VT = \frac{1}{\Omega_0} \int \omega_0(x, y) s(x, y) dx dy$$

[0034] 根据积分结果 Ω_0 和涡旋的深度 VD, 按照以下公式,计算涡旋的长度 VL:

$$[0035] \quad VL = \frac{1}{H_{lv}} \sqrt{\frac{1}{\Omega_0} \int \omega_0(x, y)(h - VD)^2 dx dy}$$

[0036] 根据积分结果 Ω_0 和涡旋横向的位置 VT, 按照以下公式, 计算涡旋的宽度 VW:

$$[0037] \quad VW = \frac{1}{H_{lv}} \sqrt{\frac{1}{\Omega_0} \int \omega_0(x, y)(s - VT)^2 dx dy}$$

[0038] 其中, H_{lv} 表示左心室长轴方向顶部和底部之间的距离, x 、 y 表示笛卡尔坐标, h 、 s 表示生物学坐标, 其中, h 表示左心室的底部和顶部之间的方向, s 表示与左心室的底部和顶部之间的方向垂直的方向。

[0039] 在一个实施例中, 根据一阶谐波 ω_1 和零阶谐波 ω_0 , 计算整个左心室区域的涡旋相对强度和涡旋区域的涡旋相对强度, 包括:

[0040] 按照以下公式, 对零阶谐波 ω_0 进行积分:

$$[0041] \quad \Omega_0 = \int \omega_0(x, y) dx dy;$$

[0042] 根据积分结果和一阶谐波 ω_1 , 按照以下公式, 计算整个左心室区域的涡旋相对强度 RS:

$$[0043] \quad RS = \frac{1}{\Omega_0} \int_{S1} \omega_1(x, y) dx dy, \text{ 其中, } S1 \text{ 表示整个心脏左心室区域};$$

[0044] 根据积分结果和一阶谐波 ω_1 , 按照以下公式, 计算涡旋区域的涡旋相对强度 VRS:

$$[0045] \quad VRS = \frac{1}{\Omega_0} \int_{S2} \omega_1(x, y) dx dy, \text{ 其中, } S2 \text{ 表示心脏左心室内存在涡旋的区域}。$$

[0046] 在一个实施例中, 所述 N 幅连续的心脏超声图像为 N 幅连续的打入超声造影微泡的心脏左心室长轴切面图像。

[0047] 在一个实施例中, 所述 N 幅连续的心脏左心室超声图像涵盖至少三个心动周期内超声系统所采集的图像。

[0048] 本发明实施例还提供了一种心脏功能评估装置, 以解决现有技术中评估心脏功能的成本高、耗时长、对人体伤害大、精度较低的技术问题, 该装置包括:

[0049] 图像选取单元, 用于选取 N 幅连续的心脏左心室超声图像, 其中, N 大于等于 3;

[0050] 位移矢量获取单元, 用于对所述 N 幅连续的心脏左心室超声图像进行纹理匹配分析, 以获取不同时刻心脏左心室内血液流动的位移矢量图;

[0051] 速度矢量计算单元, 用于根据所述不同时刻心脏左心室内血液流动的位移矢量图, 和超声图像获取的时间间隔, 计算得到不同时刻心脏左心室内的血液速度矢量分布图;

[0052] 涡旋参数计算单元, 用于根据所述不同时刻心脏左心室内的血液速度矢量分布图, 计算得到心脏左心室内的涡旋参数;

[0053] 评估单元, 用于根据计算得到的心脏左心室内的涡旋参数, 对心脏功能进行评估。

[0054] 在一个实施例中, 所述位移矢量获取单元, 包括:

[0055] 窗口划分子单元, 用于将所述 N 幅连续的心脏左心室超声图中的每幅图像按照相同方式划分为多个分析窗口;

[0056] 相关计算子单元,用于从第一幅超声图像开始,重复执行以下操作,直至获得 N-1 幅超声图像的二维位移矢量分布图:将当前的超声图像的每个分析窗口与该超声图像的下一幅图像对应的分析窗口,进行二维互相关运算,获得当前的超声图像的所有分析窗口所代表的血流的位移矢量图,然后对得到的位移矢量图进行多次迭代:先通过位移梯度来精确计算位移,再利用二维标准互相关算法采用比前一迭代小的分析窗口来获得比前一次迭代高的空间分辨率,且在每一次位移计算后,都通过错误矢量剔除算法来获得更高精度的位移估计;

[0057] 位移矢量确定子单元,用于将获得的 N-1 幅超声图像的二维位移矢量分布图,作为不同时刻心脏内血液流动的位移矢量图。

[0058] 在本发明实施例中,提出了一种利用超声来计算心脏左心室内涡旋参数的变化的方法,从而可以实现对心脏功能的评估,采用超声图像计算心脏左心室内的涡旋参数具有无创、无侵入性、耗时短和成本低的优点,当心脏的功能发生紊乱时,心脏左心室内血流的涡旋参数就会发生变化,利用心脏左心室内涡旋参数的变化便可以实现对心肌缺血、心肌梗塞、心力衰竭等心脏疾病进行有效的评估,从而解决了现有技术中评估心脏功能的成本高、耗时长、对人体伤害大、精度较低的技术问题,达到了有效降低评估成本、减少评估时间、降低对人体的伤害和提高评估结果准确度的技术效果。

附图说明

[0059] 此处所说明的附图用来提供对本发明的进一步理解,构成本申请的一部分,并不构成对本发明的限定。在附图中:

[0060] 图 1 是根据本发明实施例的心脏功能评估方法的方法流程图;

[0061] 图 2 是根据本发明实施例的心脏功能评估方法的另一方法流程图;

[0062] 图 3 是根据本发明实施例的左心室的仿体的示意图;

[0063] 图 4 是根据本发明实施例的左心室积分区域示意图;

[0064] 图 5 是根据本发明实施例的左心室积分区域另一示意图;

[0065] 图 6 是根据本发明实施例的实验装置的连接示意图;

[0066] 图 7 是根据本发明实施例的心脏功能评估装置的结构框图。

具体实施方式

[0067] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚明白,下面结合实施方式和附图,对本发明做进一步详细说明。在此,本发明的示意性实施方式及其说明用于解释本发明,但并不作为对本发明的限定。

[0068] 发明人考虑到:心脏内的涡旋是一个拥有圆形和旋转移动的流动结构,在左心室填充期间,左心室内涡旋的形成能够有效保存血液流动的能量,在左心室射血期间,涡旋可以更加方便地改变血流的方向,使得射血更加高效。涡旋的形成与心脏的功能有关,当心脏的功能发生紊乱时,心脏左心室内的涡旋会发生变化,所以发明人考虑到可以通过超声粒子图像测速技术来计算心脏内血流速度场,并且通过血流速度场计算量化心脏左心室内涡旋的参数,从而量化评估心脏的功能,达到辅助医生诊断和治疗的作用。

[0069] 为了计算心脏左心室内涡旋参数,可以采用:相位对比的心脏核磁共振成像技术

和基于彩色多普勒的血流向量图。然而,虽然核磁共振的成像方法在三维空间具有很高的空间分辨率,但是该方法在时间分辨率当面受到了极大的限制,并且非常消耗时间,彩色多普勒方法虽然具有廉价、耗时短、具有很高的时间分辨率的优点,但是该方法还没有被体外模型验证,并且对垂直于声束方向的涡旋测量不准确。

[0070] 因此,在本发明实施例中,选用超声粒子图像测速技术来测量心脏内血液动力学参数可得到更为精确和分辨力更高的血流流动图像,且计算时间短,成本低的优点,具体的,如图 1 所示,该心脏功能评估方法,包括以下步骤:

[0071] 步骤 101:选取 N 幅连续的心脏左心室超声图像,其中, N 大于等于 3;

[0072] 步骤 102:对所述 N 幅连续的心脏左心室超声图像进行纹理匹配分析,以获取不同时刻心脏左心室内血液流动的位移矢量图;

[0073] 步骤 103:根据所述不同时刻心脏左心室内血液流动的位移矢量图,和超声图像获取的时间间隔,计算得到不同时刻心脏左心室内的血液速度矢量分布图;

[0074] 步骤 104:根据所述不同时刻心脏左心室内的血液速度矢量分布图,计算得到心脏左心室内的涡旋参数;

[0075] 步骤 105:根据计算得到的心脏左心室内的涡旋参数,对心脏功能进行评估。

[0076] 在上述实施例中,提出了一种利用超声来计算心脏左心室内涡旋参数的变化的方法,从而可以实现对心脏功能的评估,采用超声图像计算心脏左心室内的涡旋参数具有无创、无侵入性、耗时短和成本低的优点,当心脏的功能发生紊乱时,心脏左心室内血流的涡旋参数就会发生变化,利用心脏左心室内涡旋参数的变化便可以实现对心肌缺血、心肌梗塞、心力衰竭等心脏疾病进行有效的评估,从而解决了现有技术中评估心脏功能的成本高、耗时长、对人体伤害大、精度较低的技术问题,达到了有效降低评估成本、减少评估时间、降低对人体的伤害和提高评估结果准确度的技术效果。

[0077] 具体的,在本例中,提出了一种利用超声粒子图像测速技术测量心脏左心室内涡旋参数来评估心脏功能的方法,通过超声成像系统采集的一系列连续的心脏左心室超声图像,利用粒子图像测速技术中的纹理匹配分析方法,来获取不同时刻心脏左心室内血液流动的位移矢量图,通过位移矢量图和连续图像采集的时间间隔(时间间隔可以通过频率得到),计算得到不同时刻心脏左心室内的血流速度分布图,通过心脏内的速度分布图计算得到心脏左心室内涡旋的涡量、涡旋的大小、涡旋的位置、相对强度、涡旋的相对强度等这些涡旋参数,通过这些参数就可以实现对心脏功能的评估。

[0078] 下面结合一具体实施例进行说明,然而值得说明的是,该具体实施例仅是为了更好地说明本发明,并不构成对本发明的不当限定。如图 2 所示,该方法主要包括以下几个步骤:

[0079] 步骤 1:首先,输入 N 幅连续的打入超声造影微泡的心脏左心室长轴切面图像,其中,左心室长轴切面图像包含:左心室与左心房之间的血管和主动脉血管,其中, N 幅连续的切面图像应该涵盖至少三个心动周期内超声系统所采集的图像。

[0080] 例如,超声系统的图像采集帧频 FR 为 100 帧/秒,人体心跳频率 f 为 60Hz/分钟,心动周期 $T_c = 60/f = 1$ 秒,则 $N = m \times FR \times T_c = 100m$ 帧 ($m = 1, 2, 3, \dots$),因此, N 可以为 100 的整数倍,将 N 幅超声图像依次编号,编号可以用 n 表示。

[0081] 步骤 2:在第一帧图像(即第一幅图像)上选择一个 ROI(Region of Interest,感

兴趣区域),将图像序列号 n 设置为 1。

[0082] 步骤 3:对第 n 帧和第 n+1 帧图像的 ROI 进行纹理匹配计算,得到第 n 帧图像中每一点的位移矢量,将 ROI 划分为多个分析窗口,对两幅图中对应的两个分析窗口进行二维互相关运算,获得该分析窗口所代表的血流的位移矢量,依次对 ROI 内每一对分析窗口进行二维互相关运算,得到第 n 帧图像 ROI 内的二维位移矢量分布图。

[0083] 步骤 4:令 $n = n+1$,判断 n 是否大于或等于 N,如果“否”,则返回步骤 3,如果“是”,则执行步骤 5。通过对步骤 3 的循环运算,可以得到 N-1 幅输入的超声图像 ROI 的二维位移矢量分布图,也就相当于得到了若干个心动周期内每一个心跳时刻心脏内血液流动的位移矢量图。

[0084] 具体的,在步骤 3 和步骤 4 中,对采集得到的连续多帧图像进行相关分析,首先将图像被划分成多个分析窗口,接着对两帧图像的分析窗口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该处的二维位移,然后多次迭代算法通过位移梯度来精确计算位移,最后二维标准互相关算法采用较小的分析窗口来获得较高的空间分辨率,错误矢量剔除算法来获得较高精度的位移估计。然后,对这两帧图像上所有分析窗口进行上述运算,以得到该帧所代表时刻的二维位移矢量场,重复上述过程,获得一个或几个心动周期内不同时刻左心室内血流位移矢量场。

[0085] 步骤 5:通过步骤 4 得到的 N-1 幅的 ROI(即左心室)内二维位移矢量图和获取的超声图像的时间间隔,计算得到 N-1 幅心脏左心室内的血液速度矢量分布图。

[0086] 例如:将左心室内某一时刻的位移除以时间间隔(即计算某一时刻左心室内血流位移所需要两幅图像的采集时间间隔),得到速度分布(即,这一时刻左心室内血流速度分布),对不同时刻左心室内血流位移进行该操作就可以得到左心室内不同时刻的速度分布了。

[0087] 步骤 6:通过心脏左心室内的血液速度矢量分布图,计算得到心脏左心室内涡量分布图,具体的,可以按照以下公式计算涡量 ω :

$$[0088] \quad \omega = \frac{dv_y}{dx} - \frac{dv_x}{dy}$$

[0089] 在该公式中, ω 表示涡量, v_x 表示某一点 x 方向的速度分量, v_y 表示某一点 y 方向的速度分量。

[0090] 步骤 7:考虑到涡量是一个周期性的变量,可以通过对 N-1 幅图像相同位置的涡量值组成的序列进行傅里叶变化,得到图像各个位置的零阶谐波和一阶谐波,即下面公式中的 ω_0 和 ω_1 分量。

$$[0091] \quad \omega(x, y, t) = \omega_0(x, y) + \omega_1(x, y) \cos\left(\frac{2\pi}{T}t + \phi_1(x, y)\right) + \sum_{k=2}^N \omega_k(x, y) \cos\left(\frac{2k\pi}{T}t + \phi_k(x, y)\right)$$

[0092] 左心室内每一个位置的涡量是波动的,因为利用离散的傅里叶变换将相同位置的涡量分解成了不同频率波动加和的形式,该公式即为、离散傅里叶变换的示意公式,离散傅里叶变化可以将波形分解为各阶谐波分量即不同频率的三角函数分量的和。其中, ω 表示各阶谐波不同的幅度,T 表示各阶谐波不同的周期, ϕ 表示各阶谐波不同的相位。对所述 N-1 幅超声图像相同位置的涡量值组成的序列进行离散的傅里叶变换,得到每一个位置涡

量各阶谐波的分量,然而,在此处仅关心零阶谐波分量幅度 ω_0 ,一阶谐波分量幅度 ω_1 ,从而根据上述公式所表示的离散傅里叶变化便可以得到左心室内每一个位置涡量的零阶谐波 ω_0 和一阶谐波 ω_1 。

[0093] 通过涡量的零阶谐波 ω_0 来计算心脏内涡旋的位置和形状信息:

[0094] 首先,对零阶谐波 ω_0 进行积分:

[0095] $\Omega_0 = \int \omega_0(x, y) dx dy$:

[0096] 然后,根据积分结果 Ω_0 ,按照以下公式,计算涡旋的深度 VD:

[0097] $VD = \frac{1}{\Omega_0} \int \omega_0(x, y) h(x, y) dx dy$

[0098] 根据积分结果 Ω_0 ,按照以下公式,计算涡旋横向的位置 VT:

[0099] $VT = \frac{1}{\Omega_0} \int \omega_0(x, y) s(x, y) dx dy$

[0100] 根据积分结果 Ω_0 和涡旋的深度 VD,按照以下公式,计算涡旋的长度 VL:

[0101] $VL = \frac{1}{H_{lv}} \sqrt{\frac{1}{\Omega_0} \int \omega_0(x, y) (h - VD)^2 dx dy}$

[0102] 根据积分结果 Ω_0 和涡旋横向的位置 VT,按照以下公式,计算涡旋的宽度 VW:

[0103] $VW = \frac{1}{H_{lv}} \sqrt{\frac{1}{\Omega_0} \int \omega_0(x, y) (s - VT)^2 dx dy}$

[0104] 在上述公式中,如图3所示为一个左心室的仿体的示意图,x和y表示笛卡尔坐标,但是在计算形状和位置的过程中所使用的是生物学坐标(h和s),这两个坐标表示左心室的生物学坐标的两个方向,一个是左心室的底部和顶部之间的方向(h),一个是垂直于该方向的方向(s), H_{lv} 表示左心室长轴方向顶部和底部之间的距离,即图3中h方向左心室顶部和底部之间的距离。

[0105] 步骤8:通过一阶谐波 ω_1 和零阶谐波 ω_0 ,计算整个心脏左心室区域的涡旋相对强度和涡旋区域的涡旋相对强度:

[0106] 根据积分结果和一阶谐波 ω_1 ,按照以下公式,计算整个心脏左心室区域的涡旋相对强度 RS:

[0107] $RS = \frac{1}{\Omega_0} \int_{S1} \omega_1(x, y) dx dy$, 其中, S1 表示整个心脏左心室区域;

[0108] 根据积分结果和一阶谐波 ω_1 ,按照以下公式,计算涡旋区域的涡旋相对强度 VRS:

[0109] $VRS = \frac{1}{\Omega_0} \int_{S2} \omega_1(x, y) dx dy$, 其中, S2 表示心脏左心室内存在涡旋的区域。

[0110] RS和VRS虽然计算方法相同,但是,两者的积分区域不同,RS(相对强度)是对整个左心室区域进行积分,如图4中的白色条纹区域所示,涡旋的相对强度是对存在涡旋的区域进行的积分,如图5中的白色条纹区域所示。

[0111] 在得到涡旋参数后,就可以通过涡旋参数对心脏功能进行评估,这种评估所依据

的原理就是：例如当左心室内出现一些斑块的时候，左心室内该位置的血流会受到影响，从而改变了心室内涡旋的形状和位置，或者当心脏发生某些疾病的时候，左心室的功能下降，心左室内涡旋的强度会发生变化。

[0112] 具体实现的时候，纹理匹配方法可以包括：对采集得到的连续多帧（涵盖一个或几个心动周期）图像进行相关分析：首先，将超声图像划分成多个分析窗口，然后对分析窗口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该处的二维位移，再然后，通过多次迭代算法逐渐接近正确的、精确的位移，最后，二维标准互相关算法采用较小的分析窗口来获得较高的空间分辨率，采用错误矢量剔除算法来获得较高精度的位移估计，再对整个一帧图像上所有分析窗口进行上述运算，以得到该帧的二维位移矢量场，重复上述过程，获得一个或几个心动周期内不同时刻心脏内血液流动的速度矢量。在应用纹理匹配方法得到心脏内血流速度场的分布之后，就可以计算图像中每一点的涡量，通过涡量这个参数可以计算心脏内涡旋的形状和位置信息，并且计算心脏内涡旋的相对强度。

[0113] 通过图 6 所示的实验装置图连接实验装置来进行体外实验，在图 6 中，圆圈就是连入左心室模型的位置，左心室模型被放入装满水的水槽中，在左心室模型的两端连入模仿心脏泵血的脉动泵中，在左心室模型和脉动泵中连入缓冲瓶、流量计和压力测量装置。

[0114] 具体的，左心室模型可以按照以下方式制作：向内部模具中注入 4% wt 的（质量百分比为 4%）的琼脂糖溶液，形成心室模型的填充物，然后将填充物放入外部模具中，通过模具上方的小孔注射入 PVA 的溶液，放入 -20°C 的冰箱中经过两次冻融（一次冻融是在 -20°C 的冰箱 12 个小时，在常温中融化 12 个小时），最后，通过挤压碾碎左心室模型内的琼脂糖，用水冲出琼脂糖，得到 PVA 左心室模型。

[0115] PVA 的制作过程可以包括：采用 PVA 浓度为 8wt%（质量百分比为 8%），Sigmacell Cellulose 为 1wt% 的水凝胶来制作组织仿体，首先准确称取 PVA 聚合物加入烧杯中，加入定量的纯净水，在 30°C 下搅拌 1~2 个小时，使 PVA 聚合物充分溶胀，以利于后面加热时 PVA 聚合物的溶解，调整温度到 95°C ，加热搅拌 1 个小时，观察溶液中没有悬浮的颗粒物，基本变为均一透明时即可，在加热的过程中为了防止水分的流失，可以在容器上面覆盖一层锡箔纸膜。在 PVA 聚合物完全溶解后，加入已经称好的 Sigmacell Cellulose，继续加热搅拌 15 分钟，使 Sigmacell Cellulose 均匀分布于 PVA 水溶液中，这时溶液呈现为乳白色，停止加热搅拌后，由于粘度较大，在溶液中可能会有气泡，把容器放入超声清洁器中，震荡 15 分钟，除去溶液内部的气泡，然后静置冷却至 30°C 。

[0116] 在上述实施例中，提出了一种利用超声量化心脏左心室内涡旋参数评估心脏功能的技术，该技术可以作为介入治疗医生、内科医生以及诊断成像技师的辅助手段，结合心脏内涡旋的位置、形状、强度等参数的变化，对患者的心脏健康状况进行进一步的诊断，具体的，主要有以下几个方面的应用：

[0117] 1) 该方法可以提供实时、非侵入的心脏左心室内涡旋参数的变化，并且获得心脏左心室内涡旋的分布图，当心脏功能发生紊乱时，心脏左心室内的血流涡旋会发生变化，通过心脏左心室内涡旋参数的变化可以有效评价心脏的健康状况；

[0118] 2) 本例所提出的超声量化心脏左心室内涡旋参数，可以应用在心肌缺血、心力衰竭、心力衰竭等心脏疾病的评估中，在这些心脏疾病的评估方面有重要的应用价值；3) 本例所提出的超声量化心脏左心室内涡旋参数，还可以用于评判药物疗效，以及临床手术治

疗的效果评估。

[0119] 本例所提出的利用超声来评价心脏功能的方法属于无创方法,克服了现有技术中左室造影需要对心室注入导管,对人体会造成一定的损伤的问题,采用超声成像的方法也克服了现有技术中放射性核素心血池显像需要向人体内注入放射性核素,会带来一些辐射效果的问题,同时放射性核素心血池显像也不能够实时地检测心脏动态状态,通过本例的心脏功能评价方法可以得到精确度更高、分辨率更高的血流流动图像,且计算时间短,成本低,克服了心脏磁共振成像费用昂贵,计算时间长的问题。

[0120] 基于同一发明构思,本发明实施例中还提供了一种心脏功能评估装置,如下面的实施例所述。由于心脏功能评估装置解决问题的原理与心脏功能评估方法相似,因此心脏功能评估装置的实施可以参见心脏功能评估方法的实施,重复之处不再赘述。以下所使用的,术语“单元”或者“模块”可以实现预定功能的软件和/或硬件的组合。尽管以下实施例所描述的装置较佳地以软件来实现,但是硬件,或者软件和硬件的组合的实现也是可能并被构想的。图7是本发明实施例的心脏功能评估装置的一种结构框图,如图7所示,包括:图像选取单元701、位移矢量获取单元702、速度矢量计算单元703、涡旋参数计算单元704和评估单元705,下面对该结构进行说明。

[0121] 图像选取单元701,用于选取N幅连续的心脏左心室超声图像,其中,N大于等于3;

[0122] 位移矢量获取单元702,用于对所述N幅连续的心脏左心室超声图像进行纹理匹配分析,以获取不同时刻心脏左心室内血液流动的位移矢量图;

[0123] 速度矢量计算单元703,用于根据所述不同时刻心脏左心室内血液流动的位移矢量图,和超声图像获取的时间间隔,计算得到不同时刻心脏左心室内的血液速度矢量分布图;

[0124] 涡旋参数计算单元704,用于根据所述不同时刻心脏左心室内的血液速度矢量分布图,计算得到心脏左心室内的涡旋参数;

[0125] 评估单元705,用于根据计算得到的心脏左心室内的涡旋参数,对心脏功能进行评估。

[0126] 在一个实施方式中,位移矢量获取单元702包括:窗口划分子单元,用于将所述N幅连续的心脏左心室超声图中的每幅图像按照相同方式划分为多个分析窗口;相关计算子单元,用于从第一幅超声图像开始,重复执行以下操作,直至获得N-1幅超声图像的二维位移矢量分布图:将当前的超声图像的每个分析窗口与该超声图像的下一幅图像对应的分析窗口,进行二维互相关运算,获得当前的超声图像的所有分析窗口所代表的血流的位移矢量图,然后对得到的位移矢量图进行多次迭代:先通过位移梯度来精确计算位移,再利用二维标准互相关算法采用比前一迭代小的分析窗口来获得比前一次迭代高的空间分辨率,且在每一次位移计算后,都通过错误矢量剔除算法来获得更高精度的位移估计;位移矢量确定子单元,用于将获得的N-1幅超声图像的二维位移矢量分布图,作为不同时刻心脏内血液流动的位移矢量图。

[0127] 在另外一个实施例中,还提供了一种软件,该软件用于执行上述实施例及优选实施方式中描述的技术方案。

[0128] 在另外一个实施例中,还提供了一种存储介质,该存储介质中存储有上述软件,该

存储介质包括但不限于：光盘、软盘、硬盘、可擦写存储器等。

[0129] 从以上的描述中,可以看出,本发明实施例实现了如下技术效果:提出了一种利用超声来计算心脏左心室内涡旋参数的变化的方法,从而可以实现对心脏功能的评估,采用超声图像计算心脏左心室内的涡旋参数具有无创、无侵入性、耗时短和成本低的优点,当心脏的功能发生紊乱时,心脏左心室内血流的涡旋参数就会发生变化,利用心脏左心室内涡旋参数的变化便可以实现对心肌缺血、心肌梗塞、心力衰竭等心脏疾病进行有效的评估,从而解决了现有技术中评估心脏功能的成本高、耗时长、对人体伤害大、精度较低的技术问题,达到了有效降低评估成本、减少评估时间、降低对人体的伤害和提高评估结果准确度的技术效果。

[0130] 显然,本领域的技术人员应该明白,上述的本发明实施例的各模块或各步骤可以用通用的计算装置来实现,它们可以集中在单个的计算装置上,或者分布在多个计算装置所组成的网络上,可选地,它们可以用计算装置可执行的程序代码来实现,从而,可以将它们存储在存储装置中由计算装置来执行,并且在某些情况下,可以以不同于此处的顺序执行所示出或描述的步骤,或者将它们分别制作成各个集成电路模块,或者将它们中的多个模块或步骤制作成单个集成电路模块来实现。这样,本发明实施例不限制于任何特定的硬件和软件结合。

[0131] 以上所述仅为本发明的优选实施例而已,并不用于限制本发明,对于本领域的技术人员来说,本发明实施例可以有各种更改和变化。凡在本发明的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

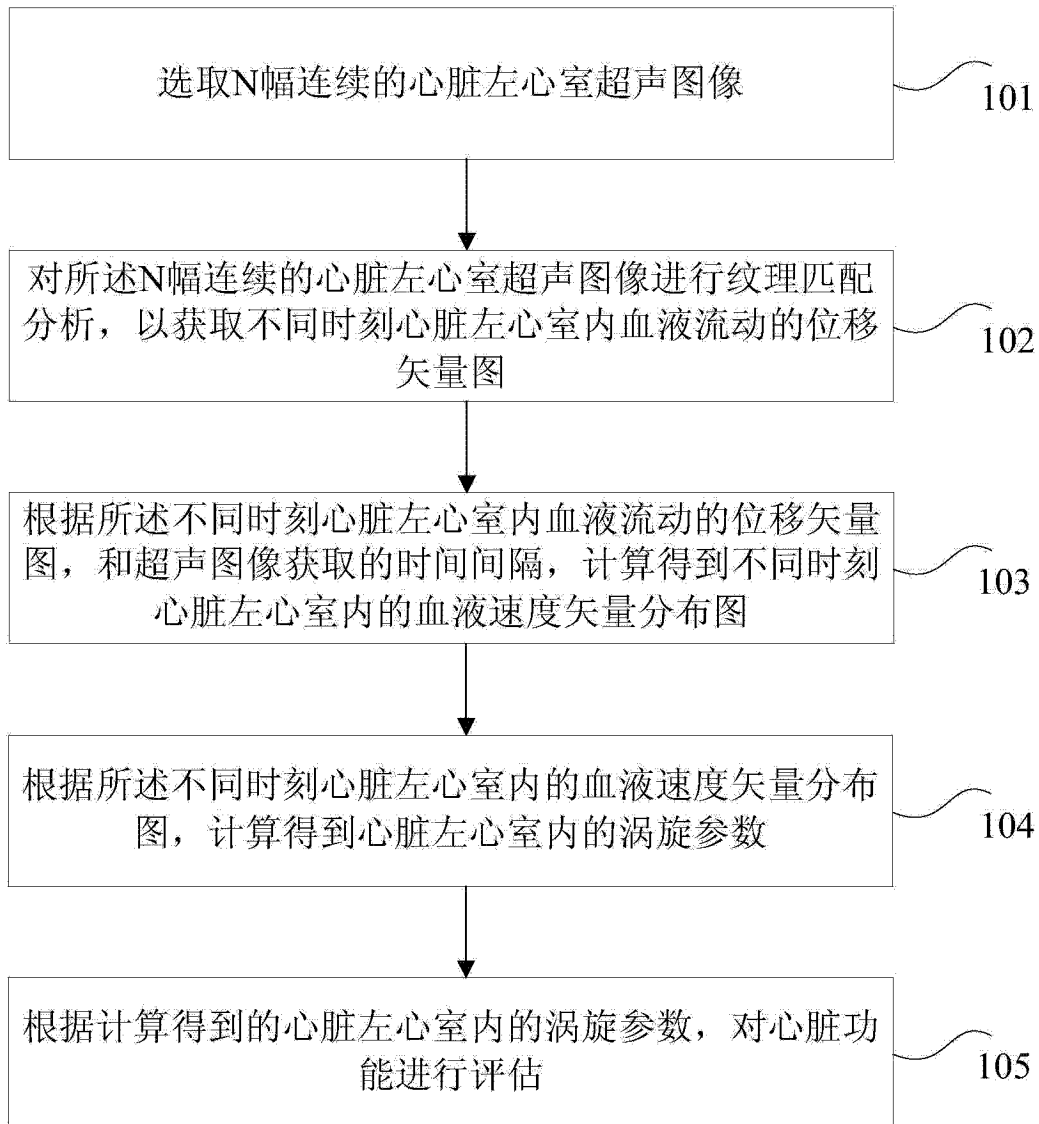


图 1

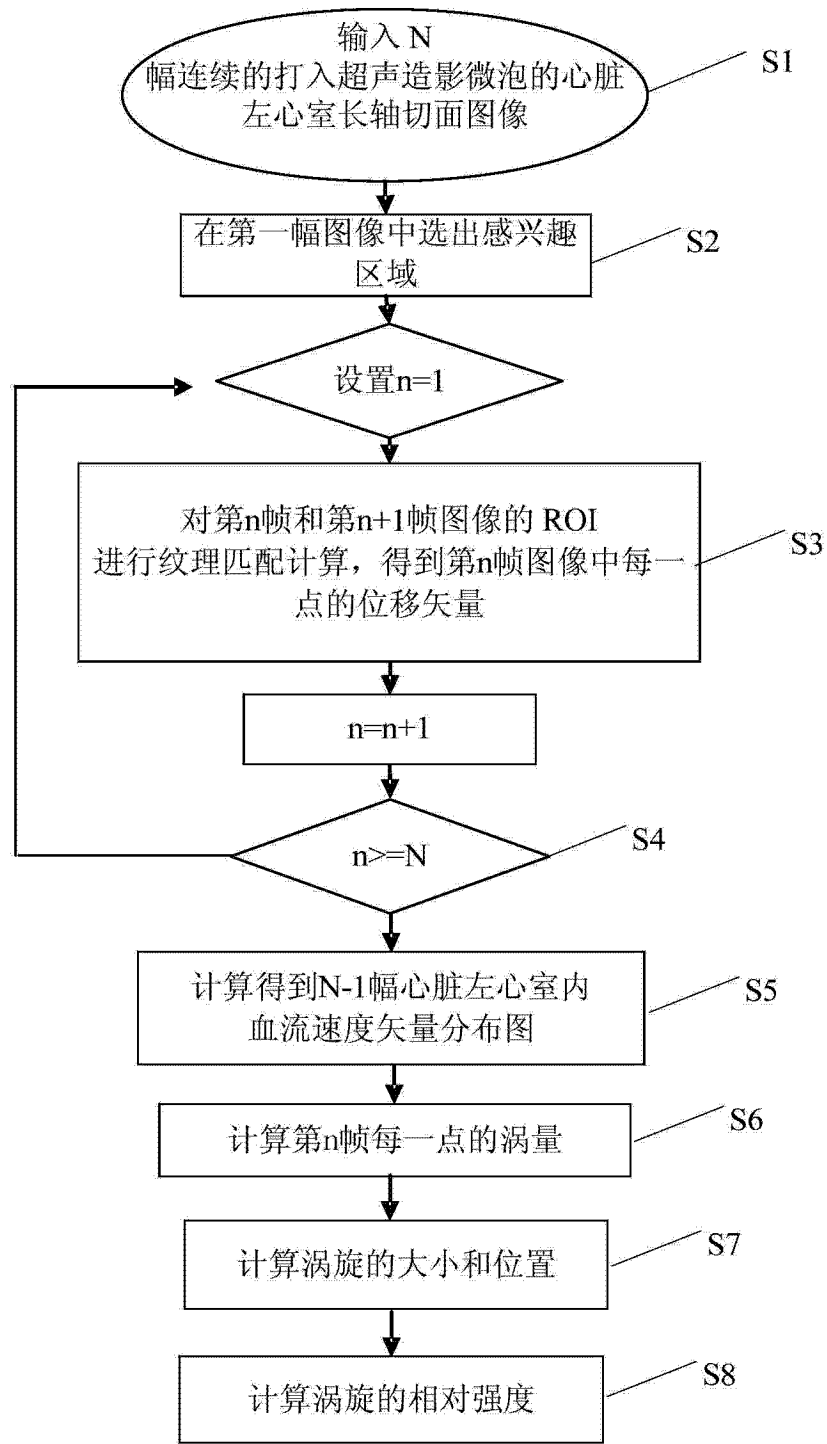


图 2

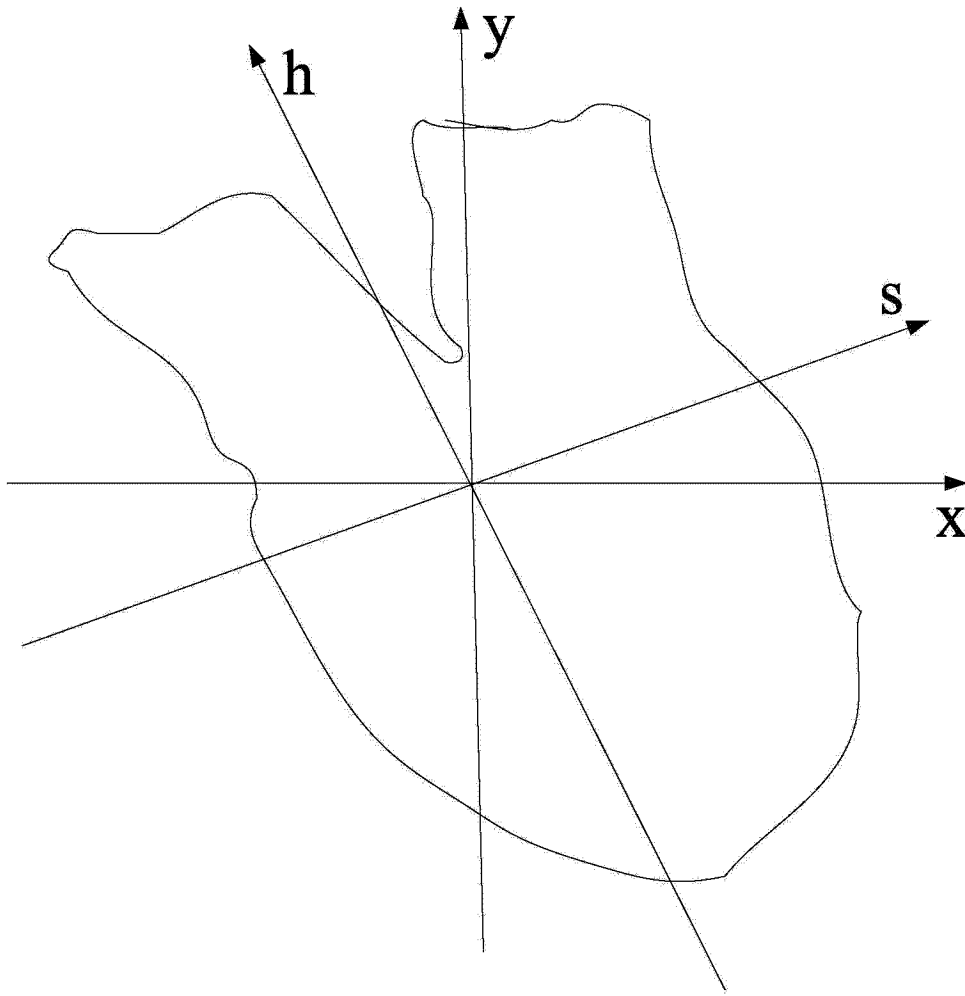


图 3

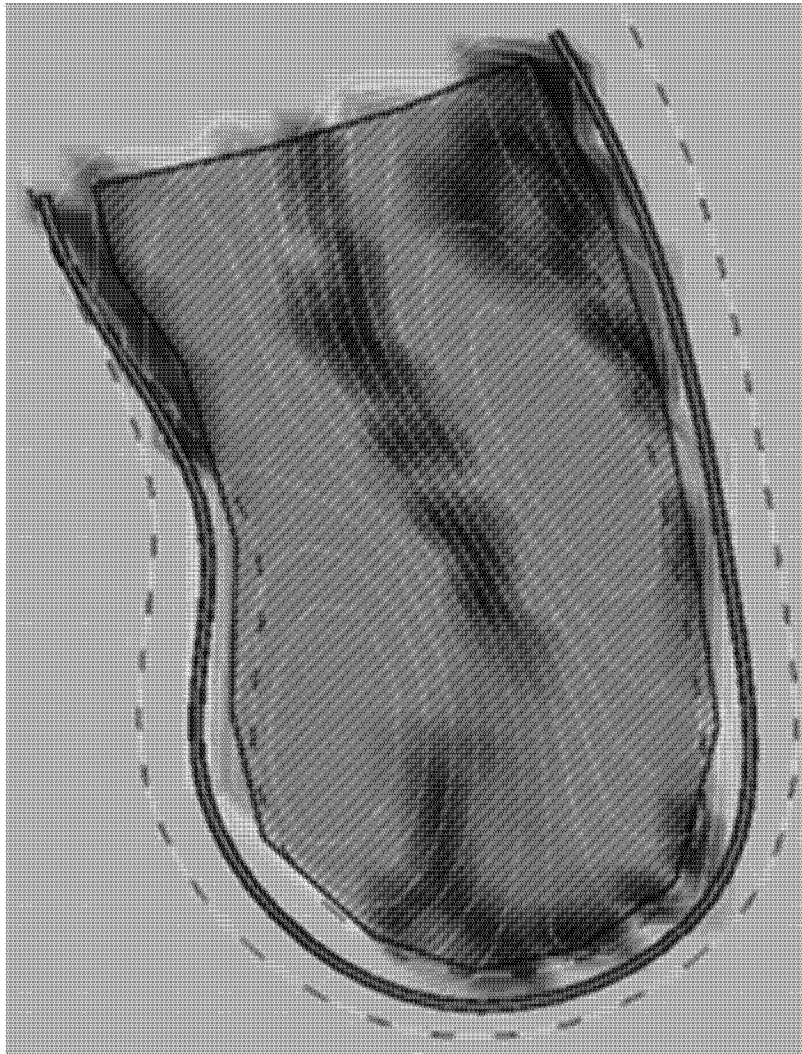


图 4

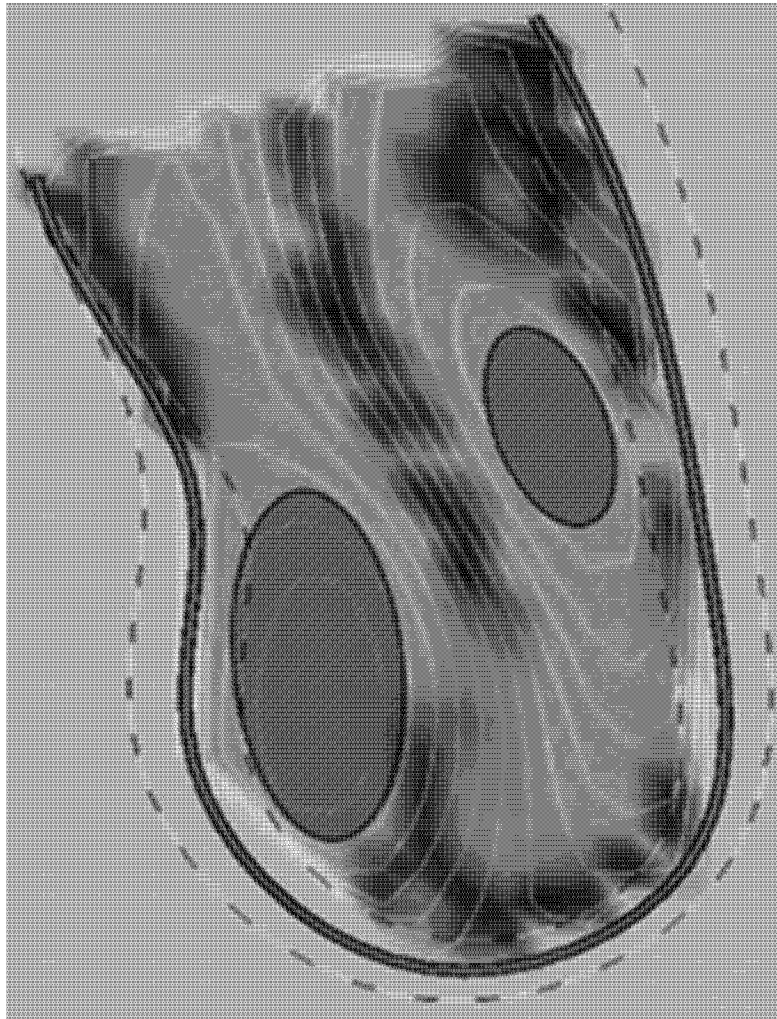


图 5

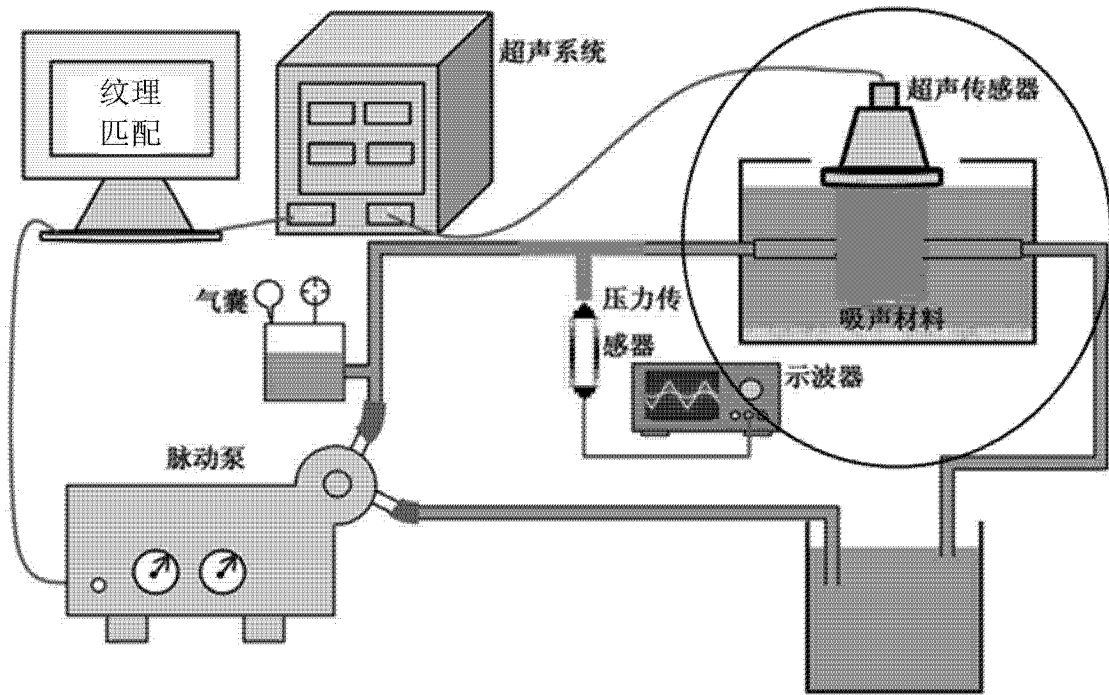


图 6



图 7

专利名称(译)	心脏功能评估方法和装置		
公开(公告)号	CN104546012A	公开(公告)日	2015-04-29
申请号	CN201410853915.7	申请日	2014-12-31
[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 周伟 钱明 孟龙 肖杨		
发明人	郑海荣 牛丽丽 周伟 钱明 孟龙 肖杨		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/4411 A61B8/48 A61B8/5223		
代理人(译)	王天尧		
其他公开文献	CN104546012B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种心脏功能评估方法和装置，其中，该方法包括：选取N幅连续的心脏左心室超声图像；对N幅连续的心脏左心室超声图像进行纹理匹配分析，以获取不同时刻心脏左室内血液流动的位移矢量图；根据不同时刻心脏左室内血液流动的位移矢量图，和超声图像获取的时间间隔，计算得到不同时刻心脏左室内的血液速度矢量分布图；根据不同时刻心脏左室内的血液速度矢量分布图，计算得到心脏左室内的涡旋参数，并根据涡旋参数对心脏功能进行评估。本发明解决了现有技术中评估心脏功能的成本高、耗时长、对人体伤害大、精度较低的技术问题，达到了有效降低评估成本、减少评估时间、降低对人体的伤害和提高评估结果准确度的技术效果。

