



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109452954 A

(43)申请公布日 2019.03.12

(21)申请号 201710796923.6

(22)申请日 2017.09.06

(71)申请人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

地址 518057 广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦

(72)发明人 张瑞芳 陈志杰 邹耀贤 林穆清 杨波

(74)专利代理机构 深圳鼎合诚知识产权代理有限公司 44281

代理人 郭燕 彭家恩

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

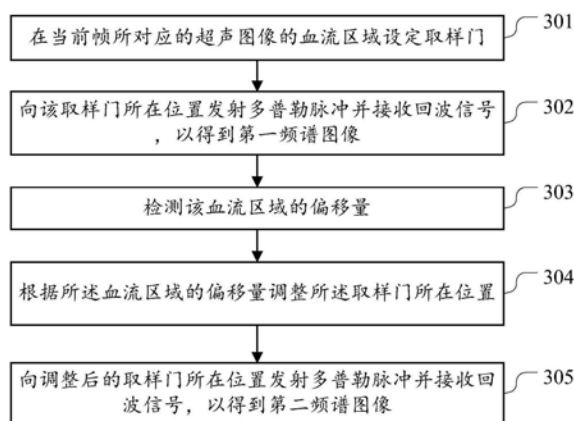
权利要求书3页 说明书9页 附图3页

(54)发明名称

超声成像方法及装置

(57)摘要

公开了一种超声成像方法及装置,该方法包括:在当前帧所对应的超声图像的血流区域设定取样门;向所述取样门所在位置发射多普勒脉冲并接收回波信号,以得到第一频谱图像;检测所述血流区域的偏移量;根据所述血流区域的偏移量调整所述取样门所在位置;向调整后的取样门所在位置发射多普勒脉冲并接收回波信号,以得到第二频谱图像;从而采集到连续且更为准确的频谱图像。



1. 一种超声成像方法,其特征在于,包括:
在当前帧所对应的超声图像的血流区域设定取样门;
向所述取样门所在位置发射多普勒脉冲并接收回波信号,以得到第一频谱图像;
检测所述血流区域的偏移量;
根据所述血流区域的偏移量调整所述取样门所在位置;
向调整后的取样门所在位置发射多普勒脉冲并接收回波信号,以得到第二频谱图像。
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述检测所述血流区域的偏移量包括:
获取待匹配帧所对应的超声图像,所述待匹配帧包括所述当前帧之前的至少一帧;
提取目标图像信息,所述目标图像信息为所述当前帧所对应的超声图像中的图像信息;
从所述待匹配帧中确定与所述目标图像信息的相似度位于第一预设阈值内的待匹配图像信息;
确定所述目标图像信息相对于所述待匹配图像信息的偏移量。
3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述超声图像包括超声灰阶图像或者超声彩色血流图像,所述目标图像信息包括目标图像块,所述目标图像块包括所述取样门所在位置的图像块或者所述取样门所在位置的预设距离范围内的图像块。
4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,所述从所述待匹配帧中确定出与所述目标图像信息的相似度位于第一预设阈值内的待匹配图像信息包括:
以所述目标图像块的中心为参考点,确定 $M \times N$ 个像素的搜索区域,其中, M 、 N 均为自然数;
按照所述搜索区域从所述待匹配帧中提取待匹配图像块;
当所述待匹配图像块与所述目标图像块的相似度位于第一预设阈值内时,确定所述待匹配图像块为所述待匹配图像信息。
5. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述超声图像包括超声灰阶图像或者超声彩色血流图像,所述目标图像信息包括目标特征点,所述目标特征点为所述当前帧所对应的超声图像中的特征点。
6. 根据权利要求5所述的方法,其特征在于,所述当前帧所对应的超声图像中的特征点包括用于指示所述当前帧所对应的超声图像的梯度或者边界的特征点。
7. 根据权利要求5或6所述的方法,其特征在于,所述从所述待匹配帧中确定与所述目标图像信息的相似度位于第一预设阈值内的待匹配图像信息包括:
从所述待匹配帧所对应的超声图像中提取待匹配特征点;
以所述目标特征点为中心,确定 $M \times N$ 个像素的目标图像块,以及以所述待匹配特征点为中心,确定 $M \times N$ 个像素的待匹配图像块,其中, M 、 N 均为自然数;
当所述待匹配图像块与所述目标图像块的相似度位于第一预设阈值内时,确定所述待匹配特征点为所述待匹配图像信息。
8. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述超声图像包括超声血流图像,所述目标图像信息包括目标血流边界轮廓,所述目标血流边界轮廓为所述当前帧所对应的超声血流图像的血流边界轮廓。
9. 根据权利要求8所述的方法,其特征在于,所述提取目标图像信息包括:

从当前帧所对应的超声血流图像中提取血流速度的绝对值超过第二预设阈值的血流点；

根据所述血流点提取所述当前帧所对应的超声血流图像的血流边界轮廓。

10. 根据权利要求8或9所述的方法,其特征在于,所述从所述待匹配帧中确定与所述目标图像信息的相似度位于第一预设阈值内的待匹配图像信息包括:

从所述待匹配帧所对应的超声图像中提取待匹配血流边界轮廓;

当所述待匹配血流边界轮廓与所述目标血流边界轮廓的相似度位于第一预设阈值内时,确定所述待匹配血流边界轮廓为所述待匹配图像信息。

11. 一种超声成像装置,其特征在于,包括:

收发模块,用于在当前帧所对应的超声图像的血流区域设定取样门后,向所述取样门所在位置发射多普勒脉冲并接收回波信号,以得到第一频谱图像;

处理模块,用于检测所述血流区域的偏移量,以及根据所述血流区域的偏移量调整所述取样门所在位置;

所述收发模块,还用于向调整后的取样门所在位置发射多普勒脉冲并接收回波信号,以得到第二频谱图像。

12. 根据权利要求11所述的装置,其特征在于,所述处理模块用于检测所述血流区域的偏移量包括:

所述处理模块,用于获取待匹配帧所对应的超声图像,所述待匹配帧包括所述当前帧之前的至少一帧;提取目标图像信息,所述目标图像信息为所述当前帧所对应的超声图像中的图像信息;从所述待匹配帧中确定与所述目标图像信息的相似度位于第一预设阈值内的待匹配图像信息;确定所述目标图像信息相对于所述待匹配图像信息的偏移量。

13. 根据权利要求12所述的装置,其特征在于,所述超声图像包括超声灰阶图像或者超声彩色血流图像,所述目标图像信息包括目标图像块,所述目标图像块包括所述取样门所在位置的图像块或者所述取样门所在位置的预设距离范围内的图像块。

14. 根据权利要求13所述的装置,其特征在于,所述处理模块用于从所述待匹配帧中确定出与所述目标图像信息的相似度位于第一预设阈值内的待匹配图像信息包括:

所述处理模块,用于以所述目标图像块的中心为参考点,确定 $M \times N$ 个像素的搜索区域;按照所述搜索区域从所述待匹配帧中提取待匹配图像块;以及当所述待匹配图像块与所述目标图像块的相似度位于第一预设阈值内时,确定所述待匹配图像块为所述待匹配图像信息;其中, M 、 N 均为自然数。

15. 根据权利要求12所述的装置,其特征在于,所述超声图像包括超声灰阶图像或者超声彩色血流图像,所述目标图像信息包括目标特征点,所述目标特征点为所述当前帧所对应的超声图像中的特征点。

16. 根据权利要求15所述的装置,其特征在于,所述当前帧所对应的超声图像中的特征点包括用于指示所述当前帧所对应的超声图像的梯度或者边界的特征点。

17. 根据权利要求15或16所述的装置,其特征在于,所述处理模块用于从所述待匹配帧中确定与所述目标图像信息的相似度位于第一预设阈值内的待匹配图像信息包括:

所述处理模块,用于从所述待匹配帧所对应的超声图像中提取待匹配特征点;以所述目标特征点为中心,确定 $M \times N$ 个像素的目标图像块,以所述待匹配特征点为中心,确定 $M \times N$

个像素的待匹配图像块;以及当所述待匹配图像块与所述目标图像块的相似度位于第一预设阈值内时,确定所述待匹配特征点为所述待匹配图像信息;其中,M、N均为自然数。

18.根据权利要求12所述的装置,其特征在于,所述超声图像包括超声血流图像,所述目标图像信息包括目标血流边界轮廓,所述目标血流边界轮廓为所述当前帧所对应的超声血流图像的血流边界轮廓。

19.根据权利要求18所述的装置,其特征在于,所述处理模块用于提取目标图像信息包括:

所述处理模块,用于从当前帧所对应的超声血流图像中提取血流速度的绝对值超过第二预设阈值的血流点;以及根据所述血流点提取所述当前帧所对应的超声血流图像的血流边界轮廓。

20.根据权利要求18或19所述的装置,其特征在于,所述处理模块用于从所述待匹配帧中确定与所述目标图像信息的相似度位于第一预设阈值内的待匹配图像信息包括:

所述处理模块,用于从所述待匹配帧所对应的超声图像中提取待匹配血流边界轮廓;以及当所述待匹配血流边界轮廓与所述目标血流边界轮廓的相似度位于第一预设阈值内时,确定所述待匹配血流边界轮廓为所述待匹配图像信息。

超声成像方法及装置

技术领域

[0001] 本申请涉及医疗器械领域,特别涉及一种超声成像方法及装置。

背景技术

[0002] 超声仪器一般用于医生观察人体的内部组织结构,医生将超声探头放在人体部位对应的皮肤表面,可以得到该部位的超声图像。超声由于其安全、方便、无损、廉价等特点,已经成为医生诊断的主要辅助手段之一。在超声诊断中,应用最广泛的技术包括灰阶成像技术、彩色血流成像技术、脉冲多普勒(Pulse Wave Doppler,PW)技术。

[0003] 其中,PW技术在血流的定量分析和诊断中起到至关重要的作用。在超声仪器中,PW的操作方法为将PW的取样门置于待观测血流上(B模式或Color 模式),然后启动PW扫查,系统将实时获取该取样门所在位置处血流的频谱信息。

[0004] 图1为一种PW的工作模式:用户根据B图(B模式)或者C图(Color 模式)将PW的取样门移到图示血流区域的待测血流处,启动PW扫描,系统将在该取样门所在位置处进行PW实时扫描,得到该位置PW频谱图。通常需要连续扫描若干秒才能获得满足临床要求的PW频谱图。但是,在扫查过程中,往往会因为探头移动、病人呼吸等因素导致血流位置发生改变,此时容易出现血流位置改变后采集不到连续PW图像的现象。实际临床中,往往需要病人的配合并采集多次才能获得符合诊断要求的连续PW图像。

发明内容

[0005] 本申请提供了一种超声成像方法及装置,使得在超声扫描中,当血流位置发生改变时,能够采集到连续且更为准确的频谱图像。

[0006] 本申请第一方面提供了一种超声成像方法,包括:

[0007] 在当前帧所对应的超声图像的血流区域设定取样门;

[0008] 向所述取样门所在位置发射多普勒脉冲并接收回波信号,以得到第一频谱图像;

[0009] 检测所述血流区域的偏移量;

[0010] 根据所述血流区域的偏移量调整所述取样门所在位置;

[0011] 向调整后的取样门所在位置发射多普勒脉冲并接收回波信号,以得到第二频谱图像。

[0012] 结合本申请的第一方面,在第一方面的第一种实现方式中,所述检测所述血流区域的偏移量包括:

[0013] 获取待匹配帧所对应的超声图像,所述待匹配帧包括所述当前帧之前的至少一帧;

[0014] 提取目标图像信息,所述目标图像信息为所述当前帧所对应的超声图像中的图像信息;

[0015] 从所述待匹配帧中确定与所述目标图像信息的相似度位于第一预设阈值内的待匹配图像信息;

[0016] 确定所述目标图像信息相对于所述待匹配图像信息的偏移量。

[0017] 结合本申请的第一方面的第一种实现方式,在第一方面的第二种实现方式中,所述超声图像包括超声灰阶图像或者超声彩色血流图像,所述目标图像信息包括目标图像块,所述目标图像块包括所述取样门所在位置的图像块或者所述取样门所在位置的预设距离范围内的图像块。

[0018] 结合本申请的第一方面的第二种实现方式,在第一方面的第三种实现方式中,所述从所述待匹配帧中确定出与所述目标图像信息的相似度位于第一预设阈值内的待匹配图像信息包括:

[0019] 以所述目标图像块的中心为参考点,确定 $M \times N$ 个像素的搜索区域,其中, M 、 N 均为自然数;

[0020] 按照所述搜索区域从所述待匹配帧中提取待匹配图像块;

[0021] 当所述待匹配图像块与所述目标图像块的相似度位于第一预设阈值内时,确定所述待匹配图像块为所述待匹配图像信息。

[0022] 结合本申请的第一方面的第一种实现方式,在第一方面的第四种实现方式中,所述超声图像包括超声灰阶图像或者超声彩色血流图像,所述目标图像信息包括目标特征点,所述目标特征点为所述当前帧所对应的超声图像中的特征点。

[0023] 结合本申请的第一方面的第四种实现方式,在第一方面的第五种实现方式中,所述当前帧所对应的超声图像中的特征点包括用于指示所述当前帧所对应的超声图像的梯度或者边界的特征点。

[0024] 结合本申请的第一方面的第四种或第五种实现方式,在第一方面的第六种实现方式中,所述从所述待匹配帧中确定与所述目标图像信息的相似度位于第一预设阈值内的待匹配图像信息包括:

[0025] 从所述待匹配帧所对应的超声图像中提取待匹配特征点;

[0026] 以所述目标特征点为中心,确定 $M \times N$ 个像素的目标图像块,以及以所述待匹配特征点为中心,确定 $M \times N$ 个像素的待匹配图像块,其中, M 、 N 均为自然数;

[0027] 当所述待匹配图像块与所述目标图像块的相似度位于第一预设阈值内时,确定所述待匹配特征点为所述待匹配图像信息。

[0028] 结合本申请的第一方面的第一种实现方式,在第一方面的第七种实现方式中,所述超声图像包括超声血流图像,所述目标图像信息包括目标血流边界轮廓,所述目标血流边界轮廓为所述当前帧所对应的超声血流图像的血流边界轮廓。

[0029] 结合本申请的第一方面的第七种实现方式,在第一方面的第八种实现方式中,所述提取目标图像信息包括:

[0030] 从当前帧所对应的超声血流图像中提取血流速度的绝对值超过第二预设阈值的血流点;

[0031] 根据所述血流点提取所述当前帧所对应的超声血流图像的血流边界轮廓。

[0032] 结合本申请的第一方面的第七种或第八种实现方式,在第一方面的第九种实现方式中,所述从所述待匹配帧中确定与所述目标图像信息的相似度位于第一预设阈值内的待匹配图像信息包括:

[0033] 从所述待匹配帧所对应的超声图像中提取待匹配血流边界轮廓;

[0034] 当所述待匹配血流边界轮廓与所述目标血流边界轮廓的相似度位于第一预设阈值内时,确定所述待匹配血流边界轮廓为所述待匹配图像信息。

[0035] 本申请第二方面提供了一种超声成像装置,包括:

[0036] 人机交互模块,用于在当前帧所对应的超声图像的血流区域设定取样门;

[0037] 收发模块,用于向所述取样门所在位置发射多普勒脉冲并接收回波信号,以得到第一频谱图像;

[0038] 处理模块,用于检测所述血流区域的偏移量,以及根据所述血流区域的偏移量调整所述取样门所在位置;

[0039] 所述收发模块,还用于向调整后的取样门所在位置发射多普勒脉冲并接收回波信号,以得到第二频谱图像。

[0040] 结合本申请的第二方面,在第二方面的第一种实现方式中,所述处理模块用于检测所述血流区域的偏移量包括:

[0041] 所述处理模块,用于获取待匹配帧所对应的超声图像,所述待匹配帧包括所述当前帧之前的至少一帧;提取目标图像信息,所述目标图像信息为所述当前帧所对应的超声图像中的图像信息;从所述待匹配帧中确定与所述目标图像信息的相似度位于第一预设阈值内的待匹配图像信息;确定所述目标图像信息相对于所述待匹配图像信息的偏移量。

[0042] 结合本申请的第二方面的第一种实现方式,在第二方面的第二种实现方式中,所述超声图像包括超声灰阶图像或者超声彩色血流图像,所述目标图像信息包括目标图像块,所述目标图像块包括所述取样门所在位置的图像块或者所述取样门所在位置的预设距离范围内的图像块。

[0043] 结合本申请的第二方面的第二种实现方式,在第二方面的第三种实现方式中,所述处理模块用于从所述待匹配帧中确定出与所述目标图像信息的相似度位于第一预设阈值内的待匹配图像信息包括:

[0044] 所述处理模块,用于以所述目标图像块的中心为参考点,确定 $M \times N$ 个像素的搜索区域;按照所述搜索区域从所述待匹配帧中提取待匹配图像块;以及当所述待匹配图像块与所述目标图像块的相似度位于第一预设阈值内时,确定所述待匹配图像块为所述待匹配图像信息;其中, M 、 N 均为自然数。

[0045] 结合本申请的第二方面的第一种实现方式,在第二方面的第四种实现方式中,所述超声图像包括超声灰阶图像或者超声彩色血流图像,所述目标图像信息包括目标特征点,所述目标特征点为所述当前帧所对应的超声图像中的特征点。

[0046] 结合本申请的第二方面的第四种实现方式,在第二方面的第五种实现方式中,所述当前帧所对应的超声图像中的特征点包括用于指示所述当前帧所对应的超声图像的梯度或者边界的特征点。

[0047] 结合本申请的第二方面的第四种或第五种实现方式,在第二方面的第六种实现方式中,所述处理模块用于从所述待匹配帧中确定与所述目标图像信息的相似度位于第一预设阈值内的待匹配图像信息包括:

[0048] 所述处理模块,用于从所述待匹配帧所对应的超声图像中提取待匹配特征点;以所述目标特征点为中心,确定 $M \times N$ 个像素的目标图像块,以所述待匹配特征点为中心,确定 $M \times N$ 个像素的待匹配图像块;以及当所述待匹配图像块与所述目标图像块的相似度位于第

一预设阈值内时,确定所述待匹配特征点为所述待匹配图像信息;其中,M、N均为自然数。

[0049] 结合本申请的第二方面的第一种实现方式,在第二方面的第七种实现方式中,所述超声图像包括超声血流图像,所述目标图像信息包括目标血流边界轮廓,所述目标血流边界轮廓为所述当前帧所对应的超声血流图像的血流边界轮廓。

[0050] 结合本申请的第二方面的第七种实现方式,在第二方面的第八种实现方式中,所述处理模块用于提取目标图像信息包括:

[0051] 所述处理模块,用于从当前帧所对应的超声血流图像中提取血流速度的绝对值超过第二预设阈值的血流点;以及根据所述血流点提取所述当前帧所对应的超声血流图像的血流边界轮廓。

[0052] 结合本申请的第二方面的第七种或第八种实现方式,在第二方面的第九种实现方式中,所述处理模块用于从所述待匹配帧中确定与所述目标图像信息的相似度位于第一预设阈值内的待匹配图像信息包括:

[0053] 所述处理模块,用于从所述待匹配帧所对应的超声图像中提取待匹配血流边界轮廓;以及当所述待匹配血流边界轮廓与所述目标血流边界轮廓的相似度位于第一预设阈值内时,确定所述待匹配血流边界轮廓为所述待匹配图像信息。

[0054] 本申请提供的技术方案,通过检测当前帧所对应的超声图像的血流区域的偏移量,并根据该偏移量调整取样门所在位置;使得在超声扫描中,当血流位置发生改变时,能够采集到连续且更为准确的频谱图像。

附图说明

[0055] 图1为本申请提供的一个基于PW模式下的频谱图;

[0056] 图2为本申请提供的一个超声成像系统结构图;

[0057] 图3为本申请提供的一个超声成像方法的流程示意图;

[0058] 图4为本申请提供的另一个基于PW模式下的频谱图;

[0059] 图5为本申请提供的另一个基于PW模式下的频谱图;

[0060] 图6为本申请提供的一个超声成像装置的结构图。

具体实施方式

[0061] 如图2所示,为申请的提供的超声成像系统的结构示意图。该超声成像系统包括探头2、发射/接收选择开关3、发射电路4、接收电路5、波束合成模块6、处理模块7和显示器8。发射电路4将一组经过延迟聚焦的脉冲发送到探头2,探头2向被测机体组织(图2中未示出)发射超声波,经一定延时后接收从被测机体组织反射回来的带有组织信息的超声回波,并将此超声回波重新转换为电信号。接收电路5接收这些电信号,并将这些超声回波信号送入波束合成模块6。超声回波信号在波束合成模块6完成聚焦延时、加权和通道求和,再经过处理模块7进行处理,然后送入显示器8进行显示。

[0062] 如图3所示,为本申请提供的超声成像方法的一个实施例流程示意图。该方法包括:

[0063] 301、在当前帧所对应的超声图像的血流区域设定取样门。

[0064] 需要说明的是,通过将超声探头置于被测对象的体表,可得到相应部位的超声图

像。因此,该步骤中,在超声成像界面显示的当前帧所对应的超声图像中找出血流区域。为了定量计算血流速度,可在该血流区域内的某一位置处设定取样门(例如PW取样门)。该超声图像包括超声灰阶图像(即B图像)和/或超声彩色血流图像(C图像)。

[0065] 302、向该取样门所在位置发射多普勒脉冲并接收回波信号,以得到第一频谱图像。

[0066] 需要说明的是,通过步骤301将取样门置于待测血流的位置,然后启动PW扫描模式,该模式下,通过向被测对象发射多普勒脉冲并接收回波信号,经信号处理模块的处理,可以得到该待测血流的频谱图像。

[0067] 303、检测该血流区域的偏移量。

[0068] 该步骤通过实时检测血流区域所在位置的偏移量,从而确定取样门的偏移量。

[0069] 可选的,检测该血流区域的偏移量包括:

[0070] 获取待匹配帧所对应的超声图像,该待匹配帧包括当前帧之前的至少一帧;

[0071] 提取目标图像信息,其中,该目标图像信息为当前帧所对应的超声图像中的图像信息;

[0072] 从待匹配帧中确定与该目标图像信息的相似度位于第一预设阈值内的待匹配图像信息;

[0073] 确定该目标图像信息相对于该待匹配图像信息的偏移量。

[0074] 具体计算偏移量的方式可参考如下说明:

[0075] 一方面,可以基于块匹配的方法利用当前帧和待匹配帧中B信号或血流信号的相关性计算取样门的偏移量。待匹配帧可以根据需要进行设定,可以是当前帧的上一帧或上若干帧的超声图像,也可以是起始帧的超声图像。

[0076] 基于块匹配的方法,该目标图像信息包括目标图像块,该目标图像块包括该取样门所在位置的图像块或者该取样门所在位置的预设距离范围内的图像块。例如,取当前帧取样门或取样门附近1块或若干块血流或B图像块数据,块的大小可以根据需要设定,例如 $m*n$,其中 m 、 n 均为自然数。

[0077] 然后,以该目标图像块的中心为参考点,确定 $M*N$ 个像素的搜索区域,其中, M 、 N 均为自然数;该目标图像块为多个时,分别取每个图像块的中心位置为参考点,设定大小为 $M*N$ 的区域为搜索区域。

[0078] 最后,按照该搜索区域从该待匹配帧中提取与该目标图像块的相似度位于第一预设阈值内的待匹配图像块,计算该目标图像块相对于待匹配图像块的偏移量。

[0079] 例如,对搜索区域内的每个图像块所选定的参考点,以该参考点为中心,取大小为 $m*n$ 的图像块与目标图像块计算相似度,选取搜索区域内相似度最优的位置为目标图像块的最佳匹配块。目标图像块与其对应的最佳匹配块的中心位置之差(dx , dy)即为当前帧相对于待匹配帧的偏移量。

[0080] 一种度量两个邻域块相似度的方法为计算两个邻域块对应像素差的绝对值之和,即

$$[0081] \quad E = \sum_{I_L, I_R \in \Omega} |I_L - I_R| \quad (1)$$

[0082] 其中, I_L , I_R 为从当前帧取出的图像块(即目标图像块)和从待匹配帧中取出的图像

块各点的灰度值, Ω 为图像块。从定义中可以看出, E 值越小, 说明形似度越好。

[0083] 也可以采用其它方法进行相似度的计算, 例如相关系数法, 即:

$$[0084] \quad E = \frac{\sum_{I_L, I_R \in \Omega} I_L I_R}{\sqrt{\sum_{I_L \in \Omega} I_L^2} \sqrt{\sum_{I_R \in \Omega} I_R^2}} \quad (2)$$

[0085] 此时, E 值越大说明相似度越好。

[0086] 相似度的计算包括但不局限于上述两种方法, 其它类似的定义如欧式距离 (Euclidean Distance), Cosine 相似度 (Cosine Similarity) 等也可以达到相似的效果, 此处不做详细描述。

[0087] 采用取样门附近多个图像块、跟踪时也可采用 B 信号或血流信号 (如速度、方差、能量等) 中的一种或几种。因而, 在计算取样门的偏移量时, 会获得一组或多组偏移量。需要将多组偏移量合成最终的取样门的偏移量。合成的方法包括但不限于对多组偏移量取平均值、取中值、最小二乘估计进行拟合等等。

[0088] 得到了取样门的偏移量, 即也得到了取样门在当前帧的位置。将取样门自动移动到该位置并在该位置进行 PW 扫描。重复检测、调整、扫描的步骤, 直至停止扫描, 将可获得完整 PW 频谱图像。

[0089] 值得注意的是, 以上流程中, 跟踪时也可采用 B 信号或血流信号 (如速度、方差、能量等) 中的一种或几种, 其均属于本申请的保护范围。

[0090] 另一方面, 可基于特征点的匹配在当前帧和待匹配帧中 B 图或血流图像各自提取若干特征点, 然后对两个图中的特征点进行匹配, 找出其中一幅图中的特征点在另一个图中的对应点。

[0091] 基于特征点的匹配, 该目标图像信息包括目标特征点, 该目标特征点为当前帧所对应的超声图像中的特征点。其中, 当前帧所对应的超声图像中的特征点包括用于指示该当前帧所对应的超声图像的梯度或者边界的特征点。例如, 对当前帧和待匹配帧进行特征点提取, 特征点可以根据需要定义, 例如是图像梯度较大的点、边界点等, 或则对图像采用一些算子提取特征, 例如 Sobel 算子、SIFT 算子等, 在此不再详述。

[0092] 然后, 以该目标特征点为中心, 确定 $M \times N$ 个像素的目标图像块, 以及以该待匹配特征点为中心, 确定 $M \times N$ 个像素的待匹配图像块, 其中, M 、 N 均为自然数。

[0093] 最后, 从该待匹配帧中提取与该目标图像块的相似度位于第一预设阈值内的待匹配特征点, 计算该目标特征点相对于待匹配特征点的偏移量。

[0094] 需要说明的是, 特征点匹配的目的在于当前帧和待匹配帧中找出相同位置的特征点。一种匹配方法为, 对当前帧中的每个特征点 (即目标特征点), 取以该特征点为中心, 大小为 $m \times n$ 的图像块, 和待匹配帧中每个特征点, 同样取特征点为中心, 大小为 $m \times n$ 的图像块进行相似度匹配, 取相似度最优 (例如位于第一预设阈值内) 的特征点为匹配点, 相似度的定义如块匹配法中描述的类似。同时, 还可根据相似度设定阈值, 作为没有找到特征点匹配点的判断依据, 例如, 采用上述公式 (1) 作为相似度度量时, 当计算得到的相似度大于某个阈值, 则认为该特征点在待匹配图像没有对应点。

[0095] 通过一系列特征点及其在另一个图中匹配点的位置即可得到一系列的偏移。

[0096] 可将上述得到的所有偏移量通过取平均值、取中值、最小二乘估计进行拟合等方式得到最终的偏移量。也可取取样门附近轮廓的偏移量通过取平均值、取中值、最小二乘估计进行拟合等方式得到最终的偏移量。

[0097] 得到了取样门的偏移量,即也得到了取样门在当前帧的位置。将取样门自动移动到该位置并在该位置进行PW扫描。重复检测、调整、扫描的步骤,直至停止扫描,将可获得完整PW频谱图像。

[0098] 又一方面,可基于轮廓匹配的方法利用当前帧和待匹配帧中血流图像(可采用速度、方差或能量图像中的一个或多个)中血流的轮廓的相似性进行匹配。

[0099] 基于轮廓匹配的方法,该目标图像信息包括目标血流边界轮廓,该目标血流边界轮廓为当前帧所对应的超声血流图像的血流边界轮廓。从当前帧所对应的超声血流图像中提取血流速度的绝对值超过第二预设阈值的血流点;根据该血流点提取当前帧所对应的超声血流图像的血流边界轮廓。例如,血流图像中,满足一定规则的点认为是血流,否则该点为非血流点。血流判断规则可根据实际需要设定,例如,速度的绝对值大于某个阈值的点认为是血流点,否则为非血流点。对当前帧和待匹配帧中的血流图像进行边界轮廓提取,获得每一块血流的边界轮廓。

[0100] 然后,从该待匹配帧中提取与该目标血流边界轮廓的相似度位于第一预设阈值内的待匹配血流边界轮廓,计算该目标血流边界轮廓相对于待匹配血流边界轮廓的偏移量。

[0101] 例如,将当前帧中的每条轮廓(即目标血流边界轮廓)和待匹配帧中的各条血流边界轮廓相比较,接受那些形状特征点差异小于某个阈值的轮廓,得到当前帧和待匹配帧一系列相匹配的血流边界轮廓,再以相匹配的血流边界轮廓的中心作为匹配点,得到一系列相对于当前帧的目标血流边界轮廓的偏移量。

[0102] 形状特征点差异可以通过轮廓的一阶距或二阶距等来衡量,例如,一阶距为:

$$[0103] \quad s1 = \frac{1}{n^2} \sum_{i=1}^n [(x_i - x_c)^2 + (y_i - y_c)^2] \quad (3)$$

[0104] 其中, (x_i, y_i) 为轮廓坐标, n 为轮廓点数, (x_c, y_c) 为轮廓中心,从表达式可以看出,两个轮廓越接近,则一阶距的差异也会越小。

[0105] 可将上述中得到的所有偏移量通过取平均值、取中值、最小二乘估计进行拟合等方式得到最终的偏移量。也可取取样门附近轮廓的偏移量通过取平均值、取中值、最小二乘估计进行拟合等方式得到最终的偏移量。

[0106] 得到了取样门的偏移量,即也得到了取样门在当前帧的位置。将取样门自动移动到该位置并在该位置进行PW扫描。重复检测、调整、扫描的步骤,直至停止扫描,将可获得完整PW频谱图像。

[0107] 304、根据所述血流区域的偏移量调整所述取样门所在位置。

[0108] 需要说明的是,基于步骤303中血流区域的位置偏移量的检测结果,可实时调整取样门的位置,例如按照步骤303中血流区域的位置偏移量,相应的调整取样门(例如PW取样门)的位置,从而实现取样门对血流区域位置的实时跟踪,即随着血流区域的位置的变化,取样门也相应的改变位置,以得到连续且较为准确的频谱图像(如PW图像)。

[0109] 305、向调整后的取样门所在位置发射多普勒脉冲并接收回波信号,以得到第二频谱图像。

[0110] 需要说明的是,取样门的位置随血流区域的位置的变化做出了相应调整后,基于步骤302得到的频谱图像,继续向该取样门所在的新位置发射多普勒脉冲并接收回波信号,从而得到连续的且较为准确的频谱图像(如PW图像)。例如,如图1所示,为某一时刻血流区域及取样门的位置,由于探头移动、病人呼吸等因素的影响,血流区域发生了位移(如图4所示),传统PW无法获得连续的PW图像,基于本申请提供的超声成像方法,PW取样门随着血流位置的改变而改变,得到连续的PW图像(如图5所示)。

[0111] 图6为本申请提供的一个超声成像装置的结构示意图。该超声成像装置包括:收发模块602、处理模块604。该收发模块602集成了图2所示发射/接收选择开关3、发射电路4、接收电路5的功能,该处理模块604集成了图2所示波束合成模块6、处理模块7的功能。

[0112] 其中,收发模块602,用于在当前帧所对应的超声图像的血流区域设定取样门后,向该取样门所在位置发射多普勒脉冲并接收回波信号,以得到第一频谱图像;

[0113] 处理模块604,用于检测该血流区域的偏移量,以及根据该血流区域的偏移量调整该取样门所在位置;

[0114] 该收发模块602,还用于向调整后的取样门所在位置发射多普勒脉冲并接收回波信号,以得到第二频谱图像。

[0115] 可选的,该处理模块604用于检测该血流区域的偏移量包括:

[0116] 该处理模块604,用于获取待匹配帧所对应的超声图像,该待匹配帧包括该当前帧之前的至少一帧;提取目标图像信息,该目标图像信息为该当前帧所对应的超声图像中的图像信息;从该待匹配帧中确定与该目标图像信息的相似度位于第一预设阈值内的待匹配图像信息;确定该目标图像信息相对于该待匹配图像信息的偏移量。

[0117] 可选的,该超声图像包括超声灰阶图像或者超声彩色血流图像,该目标图像信息包括目标图像块,该目标图像块包括该取样门所在位置的图像块或者该取样门所在位置的预设距离范围内的图像块。

[0118] 可选的,该处理模块604用于从该待匹配帧中确定出与该目标图像信息的相似度位于第一预设阈值内的待匹配图像信息包括:

[0119] 该处理模块604,用于以该目标图像块的中心为参考点,确定 $M \times N$ 个像素的搜索区域;按照该搜索区域从该待匹配帧中提取待匹配图像块;以及当该待匹配图像块与该目标图像块的相似度位于第一预设阈值内时,确定该待匹配图像块为该待匹配图像信息;其中, M 、 N 均为自然数。

[0120] 可选的,该超声图像包括超声灰阶图像或者超声彩色血流图像,该目标图像信息包括目标特征点,该目标特征点为该当前帧所对应的超声图像中的特征点。

[0121] 可选的,该当前帧所对应的超声图像中的特征点包括用于指示该当前帧所对应的超声图像的梯度或者边界的特征点。

[0122] 可选的,该处理模块604用于从该待匹配帧中确定与该目标图像信息的相似度位于第一预设阈值内的待匹配图像信息包括:

[0123] 该处理模块604,用于从该待匹配帧所对应的超声图像中提取待匹配特征点;以该目标特征点为中心,确定 $M \times N$ 个像素的目标图像块,以该待匹配特征点为中心,确定 $M \times N$ 个像素的待匹配图像块;以及当该待匹配图像块与该目标图像块的相似度位于第一预设阈值内时,确定该待匹配特征点为该待匹配图像信息;其中, M 、 N 均为自然数。

[0124] 可选的,该超声图像包括超声血流图像,该目标图像信息包括目标血流边界轮廓,该目标血流边界轮廓为该当前帧所对应的超声血流图像的血流边界轮廓。

[0125] 可选的,该处理模块604用于提取目标图像信息包括:

[0126] 该处理模块604,用于从当前帧所对应的超声血流图像中提取血流速度的绝对值超过第二预设阈值的血流点;以及根据该血流点提取该当前帧所对应的超声血流图像的血流边界轮廓。

[0127] 可选的,该处理模块604用于从该待匹配帧中确定与该目标图像信息的相似度位于第一预设阈值内的待匹配图像信息包括:

[0128] 该处理模块604,用于从该待匹配帧所对应的超声图像中提取待匹配血流边界轮廓;以及当该待匹配血流边界轮廓与该目标血流边界轮廓的相似度位于第一预设阈值内时,确定该待匹配血流边界轮廓为该待匹配图像信息。

[0129] 上述超声成像装置的相关描述及效果可对应参考方法进行理解,在此不再赘述。

[0130] 本领域普通技术人员可以理解实现上述实施例方法中的全部或部分流程,如果可以通过计算机程序来指令相关的硬件来完成,那么相应的计算机程序可存储于一计算机可读取存储介质中,该程序在执行时,可包括如上述各方法的实施例的流程。其中,所述的存储介质可为磁碟、光盘、只读存储记忆体 (Read-Only Memory, ROM) 或随机存储记忆体 (Random Access Memory, RAM) 等。

[0131] 以上内容是结合具体的优选实施方式对本申请所作的进一步详细说明,不能认定本申请的具体实施只局限于这些说明。对于本申请所属技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本申请构思的前提下,还可以做出若干简单推演或替换,都应当视为属于本申请的保护范围。

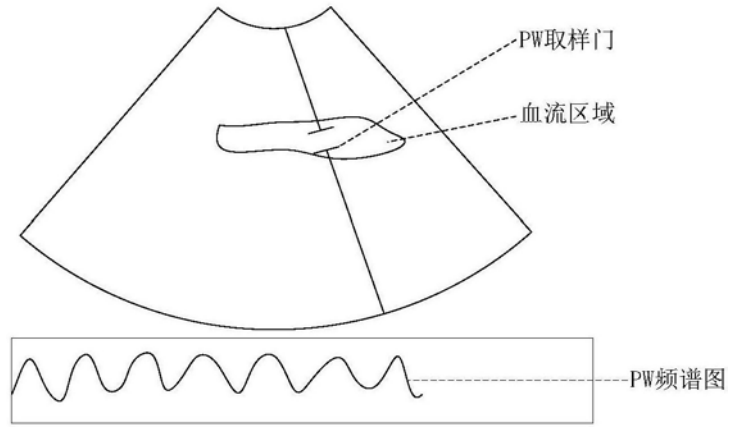


图1

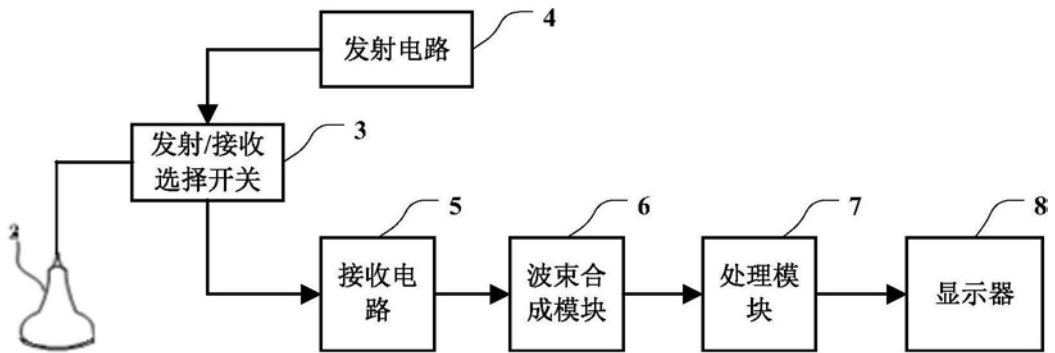


图2

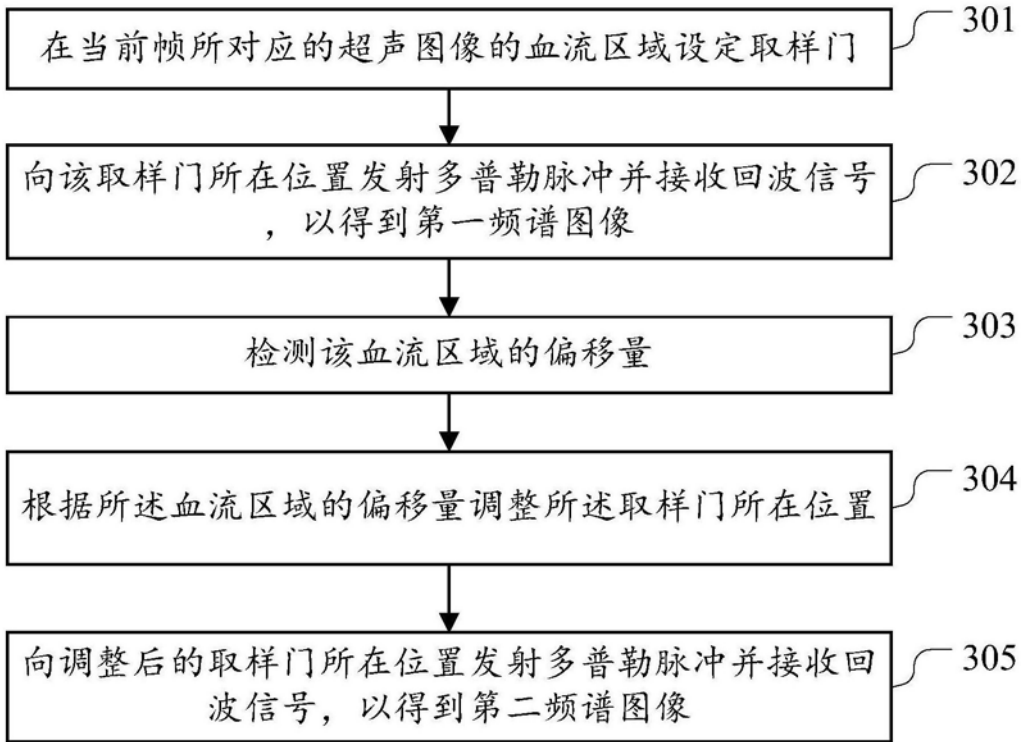


图3

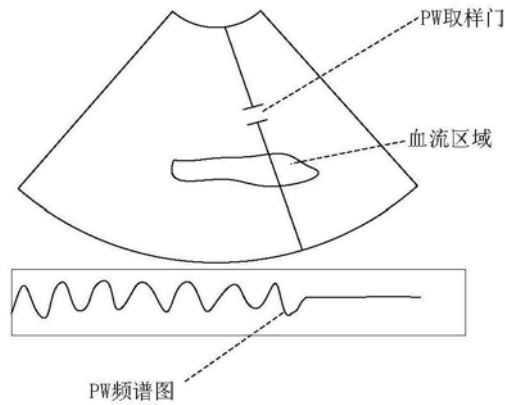


图4

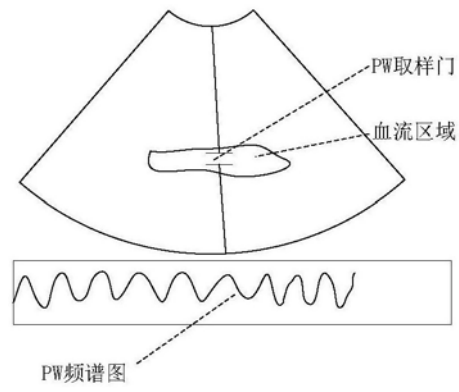


图5

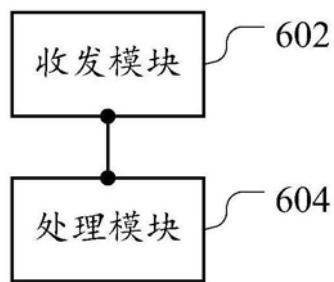


图6

专利名称(译)	超声成像方法及装置		
公开(公告)号	CN109452954A	公开(公告)日	2019-03-12
申请号	CN2017110796923.6	申请日	2017-09-06
[标]申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
[标]发明人	张瑞芳 陈志杰 邹耀贤 林穆清 杨波		
发明人	张瑞芳 陈志杰 邹耀贤 林穆清 杨波		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/488 A61B8/52		
代理人(译)	郭燕		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了一种超声成像方法及装置，该方法包括：在当前帧所对应的超声图像的血流区域设定取样门；向所述取样门所在位置发射多普勒脉冲并接收回波信号，以得到第一频谱图像；检测所述血流区域的偏移量；根据所述血流区域的偏移量调整所述取样门所在位置；向调整后的取样门所在位置发射多普勒脉冲并接收回波信号，以得到第二频谱图像；从而采集到连续且更为准确的频谱图像。

