



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101897596 B

(45) 授权公告日 2014. 10. 15

(21) 申请号 200910107741. 9

JP 特开 2008-252959 A, 2008. 10. 16, 全文.

(22) 申请日 2009. 05. 27

审查员 初博

(73) 专利权人 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 李勇 崔晗 李雷

(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 何平

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

A61B 8/06 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101396281 A, 2009. 04. 01, 全文.

CN 101313856 A, 2008. 12. 03, 全文.

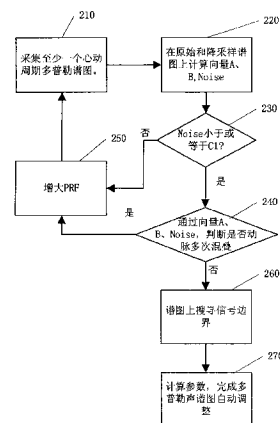
权利要求书2页 说明书7页 附图5页

(54) 发明名称

一种混叠判断及多普勒成像自动调整方法及其超声系统

(57) 摘要

本发明公开了一种混叠判断及多普勒成像自动调整方法及其超声系统,其包括:采集多普勒声谱图;将声谱图整场信号的强弱参数与一阈值进行比较,判断声谱图是否发生静脉多次混叠;根据声谱图区域信号的特点,判断声谱图是否发生动脉多次混叠;若上述静脉混叠判断和动脉混叠判断结果均未发生多次混叠,则判定多普勒声谱图未发生多次混叠。本发明充分考虑到谱图形态对判断的影响,增加了静脉谱图的混叠判断,减少了误判的可能性,并提高了混叠判断的精确度。



1. 一种多次混叠的判断方法,其特征在于,包括:
采集多普勒声谱图;
将声谱图整场信号的强弱参数与一阈值进行比较,判断声谱图是否发生静脉多次混叠;
根据声谱图区域信号的特点,判断声谱图是否发生动脉多次混叠;
若上述静脉混叠判断和动脉混叠判断结果均未发生多次混叠,则判定多普勒声谱图未发生多次混叠。
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述整场信号的强弱参数为:信号强度、信号强度方差、噪声值或信号最弱处的平均值。
3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述方法中,若声谱图整场信号强度或噪声值大于一阈值,则判定声谱图发生静脉多次混叠。
4. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述方法中,若声谱图整场信号强度方差小于一阈值,则判定声谱图发生静脉多次混叠。
5. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述方法中,若声谱图整场信号最弱处的平均值大于一阈值,则判定声谱图发生静脉多次混叠。
6. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述方法中,声谱图的动脉多次混叠判断过程为:查找声谱图中信号最弱位置,判断此位置的平均强度或强度方差是否大于一预设值,若是,则声谱图发生动脉多次混叠。
7. 一种多普勒声谱图自动调整方法,其特征在于,包括:
采集多普勒声谱图;
将声谱图整场信号的强弱参数与一阈值进行比较,判断声谱图是否发生静脉多次混叠;
根据声谱图区域信号的特点,判断声谱图是否发生动脉多次混叠;
若上述静脉混叠判断和动脉混叠判断结果均未发生多次混叠,则判定多普勒声谱图未发生多次混叠,并调用多普勒声谱图计算多普勒声谱图参数,否则,进行混叠调整,重新采集多普勒声谱图。
8. 一种具有多普勒成像自动调整性能的超声系统,包括:发送接收模块、用于功率谱计算的图像计算模块、用于对声谱图像进行判断和计算的调整参数采集模块、用于根据所述调整参数采集模块输出的多普勒声谱图参数调整所述发送接收模块的调整控制器;其特征在于,所述调整参数采集模块包括静脉混叠判断单元、动脉混叠判断单元、参数计算单元、谱图信号边界搜寻单元以及结果判断单元,其中:
所述静脉混叠判断单元用于根据所述图像计算模块的输出结果获得声谱图整场信号的强弱参数,并将该参数与一阈值进行比较,判断声谱图是否发生静脉多次混叠;
所述动脉混叠判断单元用于根据声谱图区域信号的特点,判断声谱图是否发生动脉多次混叠;
所述参数计算单元用于根据所述谱图信号边界搜寻单元的搜寻结果,计算所述多普勒声谱图参数;
所述谱图信号边界搜寻单元用于调用声谱图像搜寻谱图信号边界,并根据搜寻结果,启动所述参数计算单元;

所述结果判断单元与所述静脉混叠判断单元和动脉混叠判断单元的输出相连,用于接收所述静脉混叠判断单元和动脉混叠判断单元的输出,并当所述动脉混叠判断单元和静脉混叠判断单元同时判定声谱图为非多次混叠时,发出启动谱图信号边界搜寻单元的控制信号;当所述动脉混叠判断单元和静脉混叠判断单元同时判定声谱图为多次混叠时,向所述调整控制器发送控制信号,进行混叠调整,控制所述发送接收模块重新采集回波数据。

9. 根据权利要求 8 所述的超声系统,其特征在于,所述静脉混叠判断单元包括:

用于统计声谱图中最大包络曲线外区域的像素值并得到噪声值的单元。

10. 根据权利要求 9 所述的超声系统,其特征在于,所述动脉混叠判断单元包括:

平均向量生成模块,用于在声谱图中沿时间点方向,对每个频率点上的数据进行平均形成向量 A;

最大值向量生成模块,用于在声谱图中沿时间点方向,统计每个频率点上的最大值形成向量 B;

查找模块,用于在所述向量 B 上查找最小值对应的频率位置,以及在所述向量 A 上查找此频率位置对应的平均值;

比较模块,用于比较所述平均值与所述噪声值的大小并给出动脉多次混叠的判断结果。

一种混叠判断及多普勒成像自动调整方法及其超声系统

技术领域

[0001] 本发明涉及多普勒声谱图参数自动调整技术,具体涉及一种提高超声多普勒成像自动调整性能的方法及其超声系统。

背景技术

[0002] 超声多普勒诊断仪器中的脉冲多普勒技术,以一定的脉冲重复频率(简称为 PRF)向目标体发射超声信号,通过对回波信号的频谱分析,形成声谱图,其横坐标是时间,纵坐标是多普勒频移频率,频率越高,表示血流速度越快,频率为 0 的位置,称为基线。在同一时间,不同频率位置上的亮度不同,亮度越高,表示在该频率点上的信号越强,由于目标血管内的血流速度不是单一值,而是以某一速度为主,成某一统计特征分布的值(例如高斯分布),因此,声谱图上有血流信号的区域不是一条高亮的曲线,而是一条高亮的带状区域。临床上,通过声谱图上血流信号区域进行诊断。

[0003] 改变 PRF 和基线位置,可以调整声谱图上信号区域,方便观察和诊断。其中,PRF 相当于回波信号的采样频率,决定了声谱图上的最大多普勒频移,也就是声谱图上的最大血流速度值。无论是调整 PRF 还是基线位置,都需要操作者多次手动操作,才能达到想要的效果,效率很低。正是在这样的需求下,产生了多普勒声谱图参数自动调整的技术,只需要一次操作,即可调整 PRF 和基线位置到合适的档位。

[0004] 现有技术首先判断声谱图是否发生了多次混叠。如果发生了多次混叠,则增大 PRF 后,再判断是否多次混叠,直到没有多次混叠为止。如果没有发生多次混叠,则搜索谱图上信号的最外边界,确定声谱图上血流信号的范围,然后通过调整 PRF 和基线,使血流信号区域大小合适,显示在屏幕的适当位置上。

[0005] 现有技术进行多次混叠判断的时候,常使用声谱图上信号最弱位置的信息进行判断。使用这种判读方法,没有充分考虑到声谱图形态不同对判断的影响,存在严重缺陷。通常的方法是,用声谱图上信号最弱位置方差的大小,来判读是否发生多次混叠。当声谱图是动脉谱图,在信号最弱的位置,若有血流信号存在(多次混叠),则方差较大;但是,当声谱图是静脉谱图,信号多次混叠时,整场都被信号覆盖,如图 1b 所示,方差仍然较小,多次混叠不能被判断出来,会导致调整错误。

[0006] 可见现有技术中存在一定的缺陷,需要进一步地改进。

发明内容

[0007] 本发明的目的在于提供一种混叠判断及多普勒成像自动调整方法及其超声系统,其充分考虑到谱图形态对判断的影响,增加了静脉谱图的混叠判断,减少了误判的可能性,并提高了混叠判断的精确度。

[0008] 为了解决上述问题,本发明采用如下技术:

[0009] 本发明提供了一种多次混叠的判断方法,包括:

[0010] 采集多普勒声谱图;

[0011] 将声谱图整场信号的强弱参数与一阈值进行比较,判断声谱图是否发生静脉多次混叠;

[0012] 根据声谱图区域信号的特点,判断声谱图是否发生动脉多次混叠;

[0013] 若上述静脉混叠判断和动脉混叠判断结果均未发生多次混叠,则判定多普勒声谱图未发生多次混叠。

[0014] 基于上述方法,本发明还提供了一种多普勒声谱图自动调整方法,包括:

[0015] 采集多普勒声谱图;

[0016] 将声谱图整场信号的强弱参数与一阈值进行比较,判断声谱图是否发生静脉多次混叠;

[0017] 根据声谱图区域信号的特点,判断声谱图是否发生动脉多次混叠;

[0018] 若上述静脉混叠判断和动脉混叠判断结果均未发生多次混叠,则判定多普勒声谱图未发生多次混叠,并调用多普勒声谱图计算多普勒声谱图参数;否则,进行混叠调整,重新采集多普勒声谱图。

[0019] 针对上述方法,本发明还提供了一种具有多普勒成像自动调整性能的超声系统,包括:发送接收模块、用于功率谱计算的图像计算模块、用于对声谱图像进行判断和计算的调整参数采集模块、用于根据所述调整参数采集模块输出的多普勒声谱图参数调整所述发送接收模块的调整控制器;其特征在于,所述调整参数采集模块包括:静脉混叠判断单元,用于根据所述图像计算模块的输出结果获得声谱图整场信号的强弱参数,并将该参数与一阈值进行比较,判断声谱图是否发生静脉多次混叠;动脉混叠判断单元,用于根据声谱图区域信号的特点,判断声谱图是否发生动脉多次混叠;与上述静脉混叠判断单元和动脉混叠判断单元的输出相连的结果判断单元,用于接收所述静脉混叠判断单元和动脉混叠判断单元的输出,并当所述动脉混叠判断单元和静脉混叠判断单元同时判定声谱图为非多次混叠时,发出启动谱图信号边界搜寻单元的控制信号;当所述动脉混叠判断单元和静脉混叠判断单元同时判定声谱图为多次混叠时,向所述调整控制器发送控制信号,进行混叠调整,控制所述发送接收模块重新采集回波数据;所述谱图信号边界搜寻单元用于调用声谱图搜寻谱图信号边界,并根据搜寻结果,启动参数计算单元;所述参数计算单元用于根据所述谱图信号边界搜寻单元的搜寻结果,计算所述多普勒声谱图参数。

[0020] 与现有技术相比,本发明在判断多次混叠的时候,充分考虑到谱图形态对判断的影响,通过增加声谱图的静脉混叠判断步骤,来避免判断失误,提高判断精确度。另外,本发明将此混叠判断的方法应用于多普勒声谱图自动调整方法中,通过静脉混叠判断和动脉混叠判断的互补,提高多普勒声谱图自动调整性能的准确性。

附图说明

[0021] 图 1(a) 为动脉多次混叠示意图,图 1(b) 为静脉多次混叠示意图;

[0022] 图 2 为本发明自动调整算法的流程图;

[0023] 图 3 为多普勒声谱图示意图;

[0024] 图 4 为本发明用向量 A 和向量 B 以及搜寻信号边界的示意图;

[0025] 图 5 为本发明系统结构示意图;

[0026] 图 6 为本发明调整参数采集模块的结构示意图。

具体实施方式

[0027] 为了提高混叠判断的准确性和高效性,本发明在传统多次混叠判断的基础上增加了静脉多次混叠的判断,其具体包括以下步骤:

[0028] 采集多普勒声谱图;

[0029] 将声谱图整场信号的强弱参数与一阈值进行比较,判断声谱图是否发生静脉多次混叠;

[0030] 根据声谱图区域信号的特点,判断声谱图是否发生动脉多次混叠;

[0031] 若上述静脉混叠判断和动脉混叠判断结果均未发生多次混叠,则判定多普勒声谱图未发生多次混叠。

[0032] 可见,本发明在通常的混叠判断中增加了一步静脉多次混叠判断,然后结合声谱图的动脉混叠判断使得混叠判断更加精确,避免出现误判。对于声谱图的静脉混叠判断,本发明利用整场信号的强弱参数来与预设阈值进行比较来实现多次混叠的判断。如图 1b 所示,如果在最大包络曲线外还存在信号,则认为是噪声,并且此时整场被信号覆盖,方差较小,无法通过常规的方法判断出多普勒声谱图是否存在多次混叠,但是采用本发明的方法后即可完成多次混叠的判断,不论声谱图处于什么情况下,均可精确的进行混叠判断。

[0033] 本发明采用以下几个参量表示整场信号的强弱,整场信号强度、信号强度方差、或者整场的噪声值。此噪声值可以采用常规方法获得。而参与比较的值可以预先根据经验来设定,比较结果存在以下几种可能:

[0034] 1、若声谱图整场信号强度大于一阈值,则判定声谱图发生静脉多次混叠,否则为非静脉多次混叠。

[0035] 2、若声谱图整场信号强度方差小于一阈值,则判定声谱图发生静脉多次混叠,否则为非静脉多次混叠。上述信号强度和信号强度方差的计算方法可以使用现有技术的常规方法。

[0036] 3、若声谱图噪声值大于一阈值,则判定声谱图发生静脉多次混叠,否则为非静脉多次混叠。这里的噪声值可以采用如下方法获得:对声谱图上信号取最大包络曲线,其中,上包络曲线勾画了基线上方谱图的最外边界,下包络曲线勾画了基线下方谱图的最外边界。在最大包络曲线的外边,几乎没有信号存在,则可以认为是噪声,通过统计最大包络曲线外区域的像素值,得到噪声值 Noise。当然,也可以用其它的方法获得声谱图的噪声值,只要此方法能够统计计算出表示声谱图的噪声水平的参数即可。

[0037] 另外,上述声谱图的动脉多次混叠判断过程可以采用以下方法来实现:查找声谱图中信号最弱位置,判断此位置的平均强度或强度方差是否大于一预设值,若是,则声谱图发生动脉多次混叠。所述预设值可以为多普勒声谱图的噪声值。具体操作可以参见现有技术的相关方法。

[0038] 以上述第 3 种方式实现静脉谱图的多次混叠判断为例,来具体说明本发明在多普勒声谱图自动调整方法中的应用,如图 2 所示。

[0039] 步骤 210,采集多普勒声谱图,通常采集至少一个心动周期的谱图数据,用于判断谱图的混叠情况和参数的自动计算。

[0040] 步骤 220,在采集的谱图数据上计算向量 A 和 B,以及噪声值 Noise,用于进行下几

个步骤的静脉或动脉多次混叠判断。具体操作如下：

[0041] 一个典型的多普勒声谱图如图 3 所示，X 轴所在的位置是谱图的基线位置，从基线开始向谱图的两侧，表示多普勒频移频率逐渐升高，也既是速度不断增大，刻度显示的最高频率由当前 PRF 决定，PRF 越大，最高频率越大。在声谱图上，基线上方的多普勒频率大于 0，表示朝向探头的血流运动，若声谱图上信号大部分位于基线上方，称为正向血流，如图 3；基线下方的频率小于 0，表示背离探头的血流运动，若血流谱图大部分位于基线下方，称为负向血流。声谱图可以看成是一个二维矩阵，沿着 X 轴的方向，表示离散的时间点，沿着 Y 轴方向，表示离散的频率点。在本发明中，沿着 X 轴的方向，对每个频率点上的数据进行平均，形成了一个向量 A，如图 4(b) 所示。沿着 X 轴的方向，统计每个频率点上的最大值，形成一个向量 B，如图 4(a) 所示。在采集的声谱图上，计算这些统计量，为自动调整下一步准备。关于噪声值参见上述相关说明。

[0042] 步骤 230，因为当声谱图发生静脉多次混叠时，最大包络曲线外也被信号充满，所以将声谱图整场信号的噪声值与一阈值进行比较，判断声谱图是否发生静脉多次混叠，其判断结果是：当噪声值大于一阈值，则判定声谱图为静脉多次混叠，然后，执行步骤 250。当噪声值小于或等于一阈值，则判定声谱图为静脉非多次混叠，然后，执行步骤 240。

[0043] 步骤 240，根据声谱图区域信号的特点，判断声谱图是否发生动脉多次混叠。其具体方法是：查找声谱图中信号最弱位置，判断此位置的平均强度或强度方差是否大于一预设值，若是，则声谱图发生动脉多次混叠。其原理如下所示：

[0044] 如图 4(a) 所示，搜寻最大值向量 B 上的最小值 Bmin，Bmin 对应的频率位置为 fmin，表示采集的一段声谱图上，信号最弱的频率位置。动脉信号的多次混叠，效果如图 1(a) 所示，信号超过图像的上(下)边界，从图像的下(上)边界反折过来，并且越过基线，使信号重叠。如果信号最弱频率位置仍然有信号存在，说明信号重叠，发生了多次混叠；如果信号最弱频率位置没有信号存在，说明没有发生多次混叠。具体的判断方法是，如图 4(b) 所示，若平均值向量 A 在 fmin 处的值大于噪声值 Noise，说明有信号存在，判断为多次混叠；向量 A 在 fmin 处的值不大于噪声值 Noise，说明没有信号存在，判断为非多次混叠。在这里可以以噪声值 Noise 作为预设值进行声谱图的动脉多次混叠判断。

[0045] 步骤 250，声谱图发生多次混叠的自动调整，通常采用改变 PRF 和基线位置来进行调整，以下将详细说明。

[0046] 改变 PRF 和基线位置，可以调整声谱图上信号区域，方便观察和诊断。其中，PRF 相当于回波信号的采样频率，由奈奎斯特采样定理可知，其决定了声谱图上的最大多普勒频移频率，也就是声谱图上最大血流速度值。如公式(1)所示，

$$[0047] \quad f_d = (2v \cos \theta / c) f_t \quad (1)$$

[0048] 其中， f_d 表示多普勒频移频率， f_t 表示发射多普勒信号频率， θ 是发射信号和血流运动方向的夹角， c 为声速， v 是血流速率。在某固定 PRF_n 下，能无混叠显示的最大多普勒频移频率为 PRF_n/2，令公式(1)中的 f_d 等于 PRF_n/2，则声谱图上的最大血流速度值可由公式(1)算出。PRF 越大，声谱图上最大血流速度值越大。

[0049] PRF 偏小，需要增大 PRF。例如，在某固定 PRF_n 下，如果血流运动引起的多普勒频移 f_d 大于 PRF_n/2，则声谱图上血流信号区域发生混叠，表现为血流信号区域超过声谱图的上(下)边界，从声谱图的下(上)边界反折过来，影响了观察和最大血流速度的测量。需要

增大 PRF, 使混叠消失。

[0050] PRF 偏大, 需要降低 PRF。例如, 声谱图上表征血流信号的区域较小, 需要调大血流信号的区域, 也就是说, 降低声谱图上血流速度最大值, 才有更好的观察效果, 这个时候, 要降低 PRF。

[0051] 基线位置, 也是经常调整的参数。例如, 可以通过调整基线位置消除混叠现象。在某固定 PRF_n 下, 当血流运动引起的多普勒频移 f_d 大于 $PRF_n/2$ 而小于 PRF_n , 称为单次混叠, 可以上下调整基线位置, 使混叠消失。

[0052] 对于连续波多普勒, 发射的是连续波, 不存在 PRF 的概念。但是, 其声谱图上依然有最大血流速度和基线位置的概念, 依然需要调节其档位, 使声谱图更方便观察和诊断。

[0053] 以增大 PRF 为例, 当增大 PRF 后, 重新发射和接收超声信号, 并形成声谱图。在新形成的声谱图上, 重复步骤 210 ~ 240, 判断是否多次混叠。若发生多次混叠, 重复本步骤, 继续增大 PRF, 直至多次混叠消失或 PRF 增大到不能再大。若没有发生多次混叠, 开始下一步骤。

[0054] 步骤 260, 以下两个步骤是调用多普勒声谱图计算用于自动调整多普勒成像参数的多普勒声谱图参数。

[0055] 首先在原始声谱图上搜寻信号边界。具体方法是, 如图 4(c) 所示, 在向量 A 上, 以 f_{min} 位置为起点, 分别向上下两个方向搜索边界, 若在连续 m 个频率位置上, 向量 A 的值大于 Noise, 则认为找到了信号边界。其中, 从下向上的方向, 找到的边界称为 f_- ; 从上向下的方向, 找到的边界称为 f_+ 。两个边界共同界定了声谱图上信号区域的范围。需要注意的是, 搜寻过程要跳过壁滤波区域。然后执行步骤 270。此外, 信号边界的搜索方法, 也可以有其它的变形形式。例如, 调整向量 A 和 B, 去掉壁滤波区域, 调整 A 和 B 的元素排列顺序等, 都可以认为是本发明的变形形式。

[0056] 步骤 270, 计算自动调整后的参数。利用前面步骤得到的信号边界位置, 以及当前的 PRF 和基线参数, 计算出新的 PRF 和基线参数, 作为自动调整的最后结果, 用于调整后的声谱图上, 使声谱图大小合适、位置恰当得显示在图像上。到本步骤, 多普勒声谱图自动调整结束。

[0057] 在上述过程中, 将静脉混叠判断放置在动脉混叠判断之前, 其实本发明对静脉混叠判断和动脉混叠判断的顺序并不作任何限制, 可以任意选择前后执行顺序, 比如, 若上述静脉混叠判断或动脉混叠判断结果任一发生多次混叠, 则进行混叠调整, 重新采集多普勒声谱图; 若上述静脉混叠判断和动脉混叠判断结果均未发生多次混叠, 则判定多普勒声谱图未发生多次混叠, 调用多普勒声谱图计算多普勒声谱图参数。

[0058] 对于本发明, 有很多变形的方案。例如在上述步骤 230 和 240 中, 可以不用根据声谱图计算出的噪声值 Noise 进行多次混叠判断。例如, 可以预设一个固定的噪声值, 当信号最弱处的平均值大于预设值时, 认为发生了混叠, 包括上述静脉混叠判断和动脉混叠判断均可以采用此方法。当静脉混叠判断和动脉混叠判断均采用信号最弱处的平均值大于预设噪声值进行混叠判断时, 就可以将两个判断合并为一次判断过程, 简化了判断程序。

[0059] 另外, 在步骤 230 和 240 中, 还可以用方差的方法进行多次混叠判断。例如, 在 230 中, 可以先判断整场信号强度方差的大小, 若方差较小, 可以认为是静脉多次混叠。

[0060] 从上可见, 本发明通过增加了静脉多次混叠的判断流程, 减少了多普勒声谱图自

动调整可能出现的误判,更加准确。所以凡是利用了静脉多次混叠整场信号大,方差小的特性,进行静脉多次混叠判断的方法,都在本发明的保护范围内。特别是,本发明在实际操作中,如图 2 所示,先计算相关向量 A、向量 B 以及噪声值,然后利用噪声值进行静脉谱图判断和动脉谱图判断,这样可以避免引入新的比较参数,使计算更方便,操作便捷,减少系统硬件资源的使用,节省硬件资源。

[0061] 基于上述方法,将上述方法通过软件编程或者添加硬件设施的方法可以在现有超声系统上进行相应的功能单元的改进和替换,具体方法如下所示。如图 5 所示,常用的具有多普勒成像自动调整性能的超声系统包括:

[0062] 发送接收模块 310,用于向探头输送超声信号或接收超声回波信号;

[0063] AD 转换模块 320,用于对接收的信号进行 AD 转换,便于后续装置的计算应用;

[0064] 波束合成模块 330,用于对回波信号进行波束合成;

[0065] 滤波模块 340,用于对信号进行滤波处理,消除高频噪声;

[0066] 图像计算模块 350,用于进行功率谱计算;

[0067] 调整参数采集模块 370,用于对声谱图像进行判断和计算;

[0068] 调整控制器 360,用于根据调整参数采集模块 370 输出的多普勒声谱图参数调整发送接收模块 310;

[0069] 缓存模块 380,用于缓存调整参数采集模块 370 输出的数据,用于显示模块 390 显示。

[0070] 而本发明对上述调整参数采集模块 370 进行了相应的改进,如图 6 所示,其具体包括:静脉混叠判断单元 371,用于根据图像计算模块 350 的输出结果获得声谱图整场信号的强弱参数,并将该参数与一阈值进行比较,判断声谱图是否发生静脉多次混叠;动脉混叠判断单元 372,用于根据声谱图区域信号的特点,判断声谱图是否发生动脉多次混叠;与静脉混叠判断单元 371 和动脉混叠判断单元 372 的输出相连的结果判断单元 375,用于接收静脉混叠判断单元 371 和动脉混叠判断单元 372 的输出,并当动脉混叠判断单元 372 和静脉混叠判断单元 371 同时判定声谱图为非多次混叠时,发出启动谱图信号边界搜寻单元 373 的控制信号;当动脉混叠判断单元 372 和静脉混叠判断单元 371 同时判定声谱图为多次混叠时,向调整控制器 360 发送控制信号,进行混叠调整,控制发送接收模块 310 重新采集回波数据;谱图信号边界搜寻单元 373 用于调用声谱图像搜寻谱图信号边界,并根据搜寻结果,启动参数计算单元 374;参数计算单元 374 用于根据谱图信号边界搜寻单元 373 的搜寻结果,计算多普勒声谱图参数。

[0071] 根据上述方法可知,若声谱图整场信号的强弱参数采用噪声值,则上述静脉混叠判断单元 371 可以包括:用于统计声谱图中最大包络曲线外区域的像素值并得到噪声值的单元,这里的声谱图需要从图象计算模块的输出获得;以及用于将所述噪声值与一阈值进行比较、并给出静脉多次混叠判断结果的单元。

[0072] 根据上述方法可知,若采用图 2 所示的方法,上述动脉混叠判断单元 372 可以包括:

[0073] 平均向量生成模块,用于在声谱图中沿时间点方向,对每个频率点上的数据进行平均形成向量 A;

[0074] 最大值向量生成模块,用于在声谱图中沿时间点方向,统计每个频率点上的最大

值形成向量 B；

[0075] 查找模块,用于在所述向量 B 上查找最小值对应的频率位置,以及在在向量 A 上查找此频率位置对应的平均值；

[0076] 比较模块,用于比较所述平均值与所述噪声值的大小并给出动脉多次混叠的判断结果。

[0077] 综上所述,本发明针对现有技术判断多次混叠的时候,没有充分考虑到谱图形态对判断的影响,当声谱图发生静脉多次混叠的时候,会判断失误的问题,提出了一种新的多次混叠判断方法,并以此应用在多普勒声谱图自动调整方法上,以及对超声系统的内部功能单元也进行相应的改进。本发明在多次混叠判断环节,先对声谱图整场信号进行判断,是否静脉多次混叠;在确定不是静脉多次混叠的情况下,再判断声谱图信号是否动脉多次混叠。经过这样的判断环节,可以有效避免静脉多次混叠的误判。

[0078] 上述各具体步骤的举例说明较为具体,并不能因此而认为是对本发明的专利保护范围的限制,凡是用到了静脉声谱图的多次混叠判断方法,均应在本发明的保护范围内,本发明的专利保护范围应以所附权利要求为准。

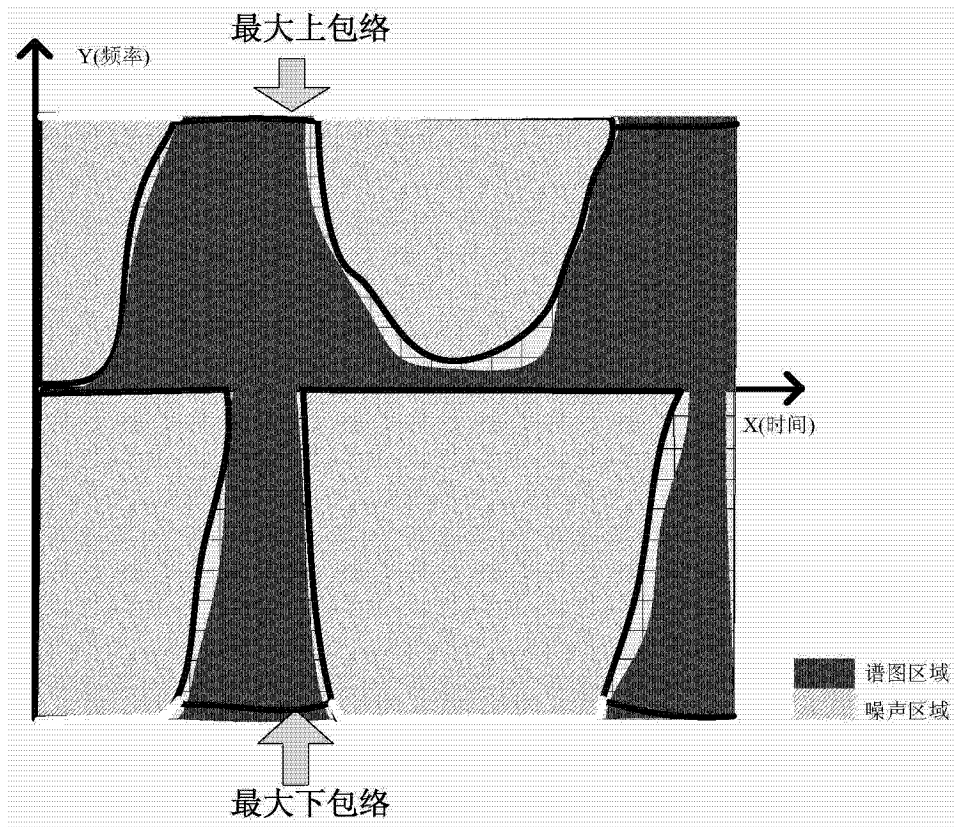


图 1a

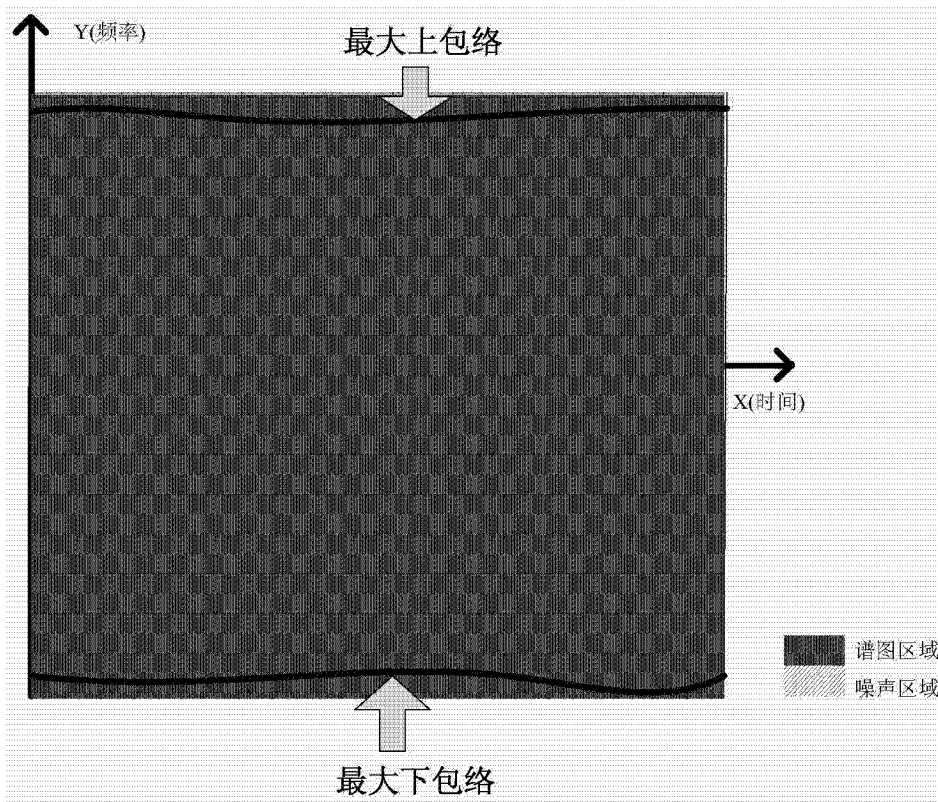


图 1b

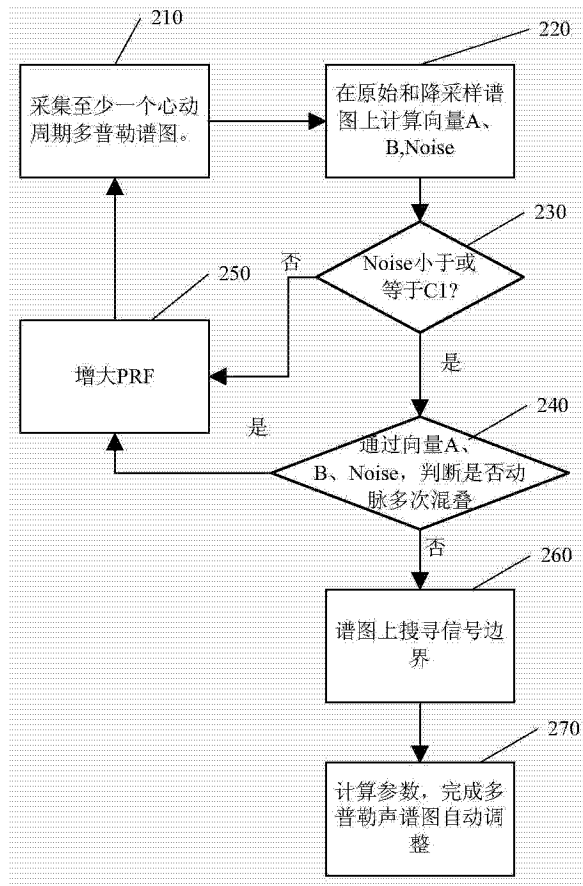


图 2

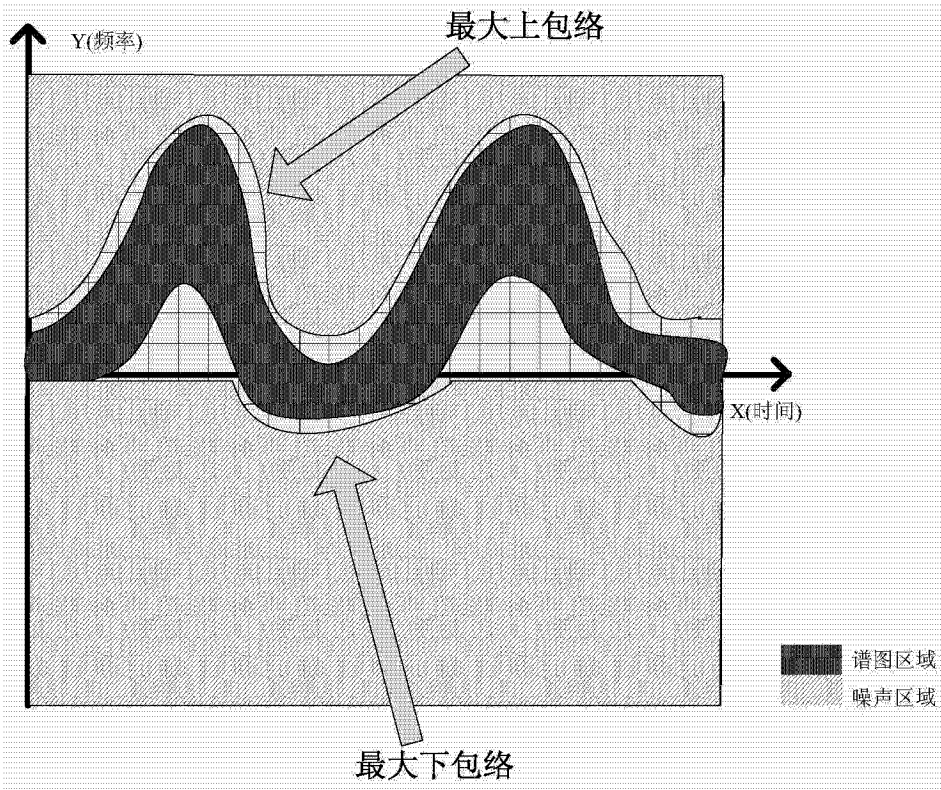


图 3

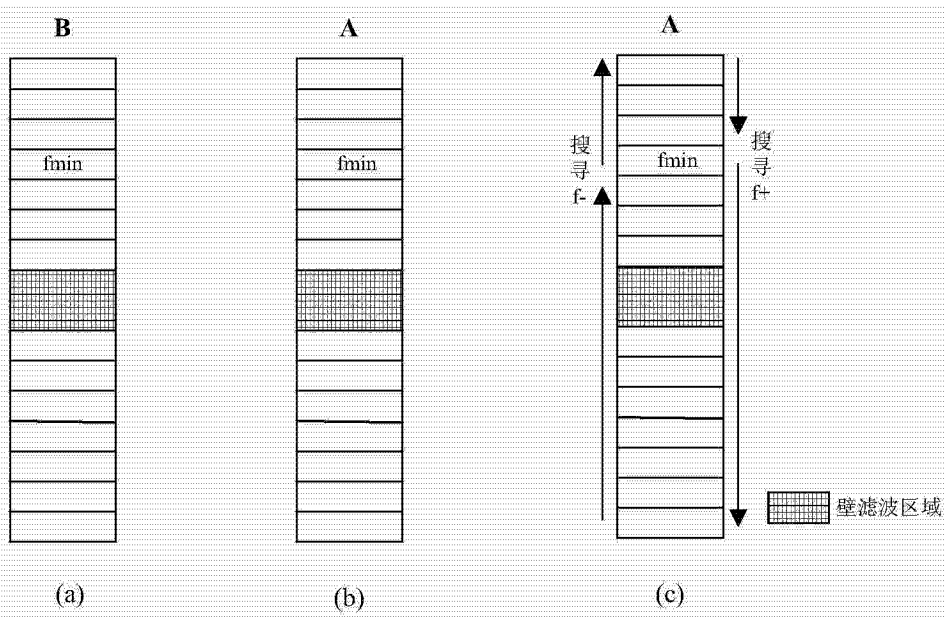


图 4

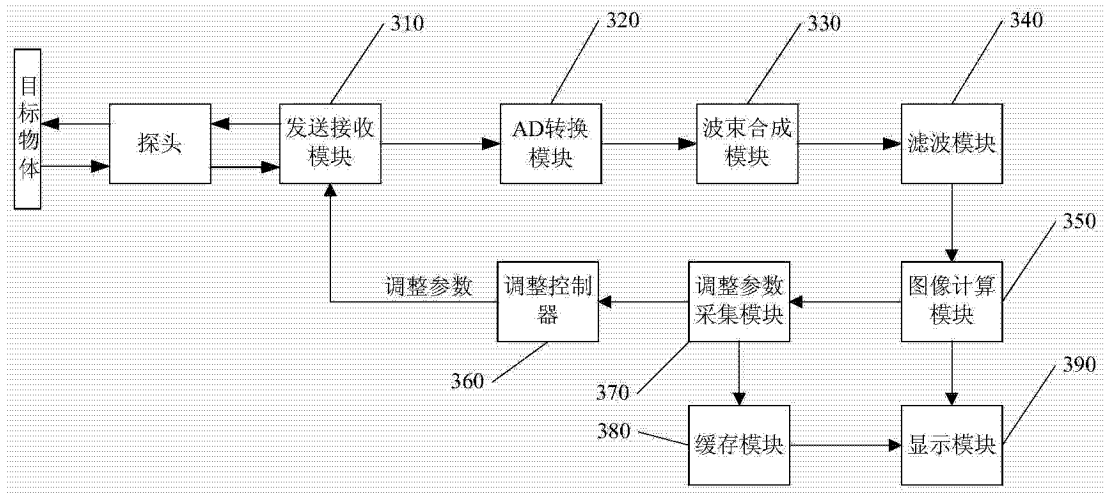


图 5

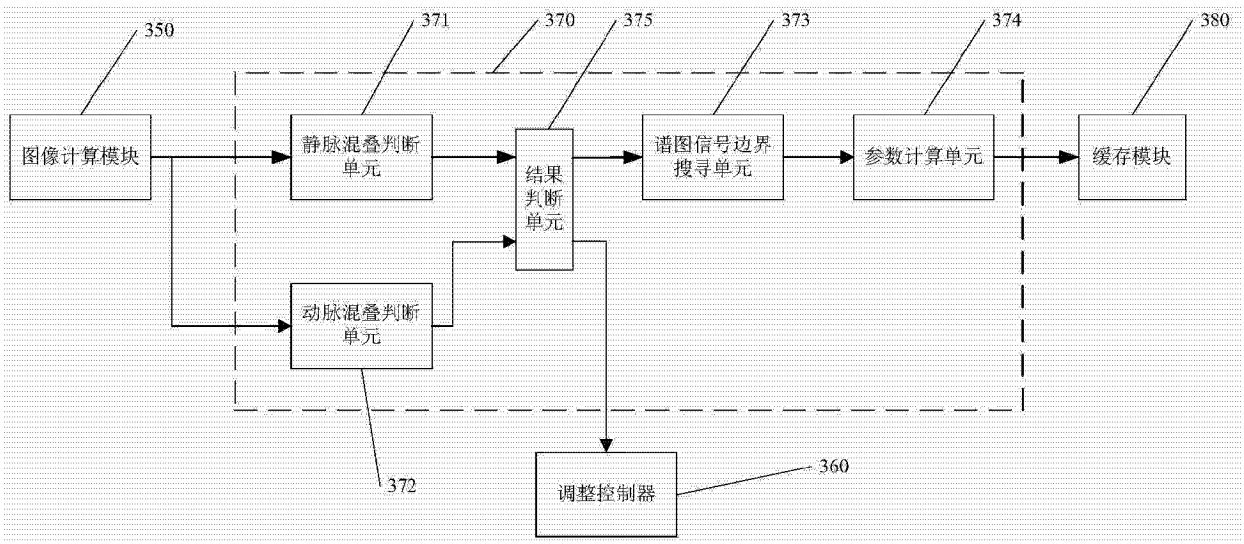


图 6

专利名称(译)	一种混叠判断及多普勒成像自动调整方法及其超声系统		
公开(公告)号	CN101897596B	公开(公告)日	2014-10-15
申请号	CN200910107741.9	申请日	2009-05-27
[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	李勇 崔晗 李雷		
发明人	李勇 崔晗 李雷		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06		
代理人(译)	何平		
其他公开文献	CN101897596A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种混叠判断及多普勒成像自动调整方法及其超声系统，其包括：采集多普勒声谱图；将声谱图整场信号的强弱参数与一阈值进行比较，判断声谱图是否发生静脉多次混叠；根据声谱图区域信号的特点，判断声谱图是否发生动脉多次混叠；若上述静脉混叠判断和动脉混叠判断结果均未发生多次混叠，则判定多普勒声谱图未发生多次混叠。本发明充分考虑到谱图形态对判断的影响，增加了静脉谱图的混叠判断，减少了误判的可能性，并提高了混叠判断的精确度。

