



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101884551 A

(43) 申请公布日 2010. 11. 17

(21) 申请号 200910107353. 0

(22) 申请日 2009. 05. 15

(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科技南十二路迈瑞大厦

(72) 发明人 蒋勇 崔晗 黄勇 范伟

(74) 专利代理机构 深圳市君胜知识产权代理事务所 44268

代理人 杨宏

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

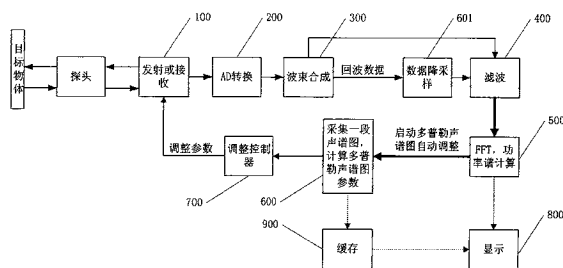
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 6 页

(54) 发明名称

提高超声多普勒成像自动调整性能的方法及其超声系统

(57) 摘要

本发明公开了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,其方法包括:对回波数据进行降采样处理,生成降采样声谱图像;调用所述降采样声谱图像计算调整后的多普勒声谱图参数。本发明的多普勒自动调整方法,本发明采用降采样的方式,对回波数据并行两路处理,一路采用原始回波数据得到声谱图,一路对原始回波数据进行降采样后得到声谱图。降采样得到的声谱图实际降低了 PRF,可以将血流信号区域放大。在搜索信号边界时,可以在将采样的声谱图上进行边界搜索,避免了因血流信号区域较小而产生误判。



1. 一种提高超声多普勒成像自动调整性能的方法,其特征在于,包括:
对回波数据进行降采样处理,生成降采样声谱图像;
调用所述降采样声谱图像计算调整后的多普勒声谱图参数。
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述调用降采样声谱图像计算调整后的多普勒声谱图参数的过程包括:
在所述降采样声谱图像中搜寻谱图信号边界;
若搜索到谱图信号边界,则根据所述降采样声谱图像计算所述调整后的多普勒声谱图参数。
3. 根据权利要求1或2所述的方法,其特征在于,所述方法还包括:
根据所述回波数据生成原始声谱图像;
判断所述原始声谱图像是否存在多次混叠;若是,则调整所述原始声谱图像的多普勒声谱图参数进行回波数据的重新采集。
4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,所述方法还包括:
当所述原始声谱图像为非多次混叠时,在原始声谱图像中搜寻谱图信号边界;
判断是否搜寻到谱图信号边界,若是,则根据所述原始声谱图像计算所述调整后的多普勒声谱图参数,若否,则调用所述降采样声谱图像计算所述调整后的多普勒声谱图参数。
5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,所述谱图信号边界搜索的过程包括:
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,统计每个频率点上的最大值形成向量B;
计算声谱图的噪声值;
在所述向量A上,以所述向量B中的最小值对应的频率点位置为起点,查找是否存在连续m个频率点上向量A的值均大于所述噪声值,若是,则判定搜寻到谱图信号边界,其中m为正数。
6. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,所述多次混叠的判断过程包括:
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,统计每个频率点上的最大值形成向量B;
计算声谱图的噪声值;
在所述向量A上,查找所述向量B最小值对应的频率点位置,并判断此频率点位置上所述向量A的值是否大于所述噪声值;若否,则判定为非多次混叠。
7. 一种具有多普勒成像自动调整性能的超声系统,其包括:发射或接收模块、AD转换模块、波束合成模块、滤波模块、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射或接收模块的调整控制器,所述波束合成模块输出的一路回波数据依次经过所述滤波模块、图像计算模块后生成原始声谱图像;其特征在于,其还包括:
串联在所述波束合成模块的一个信号输出端与所述滤波模块的一个信号输入端之间的数据降采样模块,用于对所述波束合成模块输出的另一路回波数据进行降采样处理,并依次通过所述滤波模块、图像计算模块后生成降采样声谱图像;所述调整参数采集模块根据所述原始声谱图像和所述降采样声谱图像计算调整后的多普勒声谱图参数。
8. 根据权利要求7所述的超声系统,其特征在于,所述调整参数采集模块包括:

混叠判断单元,用于判断所述原始声谱图像是否存在多次混叠,并在所述原始声谱图像发生混叠时产生控制信号,给所述调整控制器控制所述发射或接收模块重新采集回波数据,在所述原始声谱图像发生非混叠时产生控制信号给谱图信号边界搜寻单元;

谱图信号边界搜寻单元,用于调用所述原始声谱图像或者降采样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;

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,计算所述调整后的多普勒声谱图参数。

9. 根据权利要求7所述的超声系统,其特征在于,所述超声系统还包括:缓存模块,用于存储所述调整参数采集模块计算获得的调整后的多普勒声谱图参数。

10. 根据权利要求8所述的超声系统,其特征在于,所述谱图信号边界搜寻单元包括:

向量统计单元,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,并统计每个频率点上的最大值形成向量B;

噪声值计算单元,用于计算声谱图的噪声值;

查找单元,用于在所述向量A上以所述向量B最小值对应的频率点位置为起点,查找是否存在连续m个频率点上向量A的值均大于所述噪声值,并将第一个大于所述噪声值的频率点判定为搜寻到谱图信号边界,其中m为正数。

提高超声多普勒成像自动调整性能的方法及其超声系统

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。现有技术在搜索信号边界的时候,在不存在多次混叠的情况下,将整场声谱图信号与噪声阈值比较,若大于噪声阈值的点少于某一经验阈值,则判定谱图没有信号或信号很微弱,不再搜索信号边界。使用这种方法,在血流速度很低的情况(或者 PRF 过大的情况)下,声谱图上血流信号区域很小,可能将起误判为没有信号,则很容易导致自动调整错误的致使结束。

[0005] 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

[0006] 本发明的目的在于提供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,其在不降低调整效率的前提下,可以避免误判,防止产生不合适的调整结果。

[0007] 为了解决上述问题,本发明提供了一种提高超声多普勒成像自动调整性能的方法,其包括:对回波数据进行降采样处理,生成降采样声谱图像;调用所述降采样声谱图像计算调整后的多普勒声谱图参数。

[0008] 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,其包括:发射或接收模块、AD 转换模块、波束合成模块、滤波模块、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射或接收模块的调整控制器,所述波束合成模块输出的一路回波数据依次经过所述滤波模块、图像计算模块后生成原始声谱图像;其特征在于,其还包括:串联在所述波束合成模块的一个信号输出端与所述滤波模块的一个信号输入端之间的数据降采样模块,用于对所述波束合成模块输出的另一路回波数据进行降采样处理,并依次通过所述滤波模块、图像计算模块后生成降采样声谱图像;所述调整参数采集模块用于根据所述原始声谱图像或降采样声谱图像计算调整后的多普勒声谱图参数。

[0009] 发明效果:本发明的多普勒自动调整方法,对回波数据进行并行两路处理,得到原始声谱图和降采样声谱图,利用这两种声谱图自动调整多普勒成像参数。本发明采用降采样的方式,对回波数据并行两路处理,一路采用原始回波数据得到声谱图,一路对原始回波数据进行降采样后得到声谱图。降采样得到的声谱图等同于降低了PRF,可以将血流信号区域放大。在搜索信号边界时,可以在降采样的声谱图上进行边界搜索,避免了因血流信号区域较小而产生误判。实际降低前端发射的PRF重新采集回波数据的方法,相当于只有一路回波数据的处理,是串行的处理方式,增加了处理时间,与之相比,本发明采用两路并行的处理方式,提高调整准确性的同时没有影响到调整的效率。可见,本发明的方法使得多普勒自动调整方法更加准确可靠,而且,采用降采样的方法降低PRF,而不是改变发射脉冲的方法降低PRF,在增加判断流程的情况下,没有耗费更多的时间,使自动调整高效进行。

附图说明

- [0010] 图1为本发明一种实施例的信号流程图;
- [0011] 图2为本发明自动调整算法的流程图;
- [0012] 图3为本发明的超声系统结构示意图;
- [0013] 图4(a)为原始声谱图,图4(b)为4倍降采样声谱图示意图;
- [0014] 图5为多普勒声谱图示意图;
- [0015] 图6为本发明中一种实施例所用向量A和B,以及搜寻信号边界的示意图;
- [0016] 图7为多次混叠示意图;
- [0017] 图8为图3中调整参数采集模块的内部结构示意图;
- [0018] 图9为图8中谱图信号边界搜寻单元的内部结构示意图。

具体实施方式

[0019] 为了提高自动调整结构的准确性和高效性,采用如下方法提高超声多普勒成像自动调整性能,其包括:对回波数据进行降采样处理,生成降采样声谱图像;调用所述降采样声谱图像计算调整后的多普勒声谱图参数。本发明通过降采样处理,变相的是调整了普勒声谱图参数,比如降低了PRF等,放大了声谱图像,然后通过调用放大的声谱图像进行多普勒声谱图参数计算,用以自动调整多普勒成像参数,避免了因血流信号区域过小而引起的误判情况发生。以下举例说明,本发明这一方法在实际应用中的具体实现方式。

[0020] 通常一种形成多普勒声谱图的流程如图1所示,其包括:从信号发射/接收,到对回波信号进行AD转换、波束合成、高通滤波、功率谱计算等信号处理,形成多普勒声谱图,在屏幕上显示的全过程。基于上述多普勒声谱图形成过程,多普勒声谱图自动调整方法主

要包括以下几个环节：

[0021] 100、发射超声波，接收回波信号；

[0022] 200、对回波信号进行 AD 转换；

[0023] 300、进行波束合成；

[0024] 400、高通滤波处理；

[0025] 500、功率谱计算，形成多普勒声谱图，同时要启动多普勒声谱图自动调整过程；

[0026] 600、采集一段时间的声谱图数据，对其进行判断和计算，得到新的调整后的多普勒声谱图参数，比如新的 PRF、基线、或者最大血流速度等等参数。

[0027] 700、按照新计算出的多普勒声谱图参数，重新向目标发射超声波，经过信号接收和处理流程，如 100 至 500 环节，形成新的多普勒声谱图。若此时的多普勒声谱图符合自动调整的目标，则自动调整结束；若不符合自动调整的目标（例如，图像上仍然存在多次混叠），则继续采集声谱图，重复前面自动调整的步骤，直至自动调整结束。当自动调整结束，进入环节 800，显示自动调整后的声谱图。在环节 800 中，声谱图上的 PRF 和基线，是经过自动调整得到的最终结果，是由缓存 900 存储下来，在显示图像的时候，作用在声谱图上。

[0028] 为了提高上述方法中自动调整结果的准确性和高效性，特在上述环节 300 和环节 400 之间增加了一个数据降采样处理过程 601，即对波束合成环节 300 输出的一路回波数据进行降采样处理后通过滤波环节 400、功率谱计算环节 500 后生成降采样声谱图像；而对于波束合成环节 300 输出的另一路回波数据直接通过滤波环节 400、功率谱计算环节 500 后生成原始声谱图像。启动多普勒声谱图自动调整的时候，同时采集两种多普勒声谱图（两者对应时刻是相同的），在需要的时候，调用降采样声谱图进行判断和计算，获得相应的调整后的参数。在图 1 中，通路中凡是包含原始数据和降采样数据，两种数据，用粗线条表示；只包含原始数据一种数据的，用细线条表示；表示缓存数据的，用虚线表示。

[0029] 本发明的一个实施例中，调用降采样声谱图像计算调整后的多普勒声谱图参数的过程包括：

[0030] 在降采样声谱图像中搜寻谱图信号边界；若搜索到谱图信号边界，则根据降采样声谱图像计算调整后的多普勒声谱图参数，比如比如根据降采样声谱图的参数计算新的 PRF 值、基线等参数，作为调整后的多普勒声谱图参数。若没有搜索到谱图信号边界，则判定为空谱，重新获取回波数据。

[0031] 这里的降采样声谱图是由原始数据进行 N 倍降采样后数据得到，也就是说降采样声谱图的效果相当于原始声谱图被原样放大了 N 倍。如图 4 所示，上图为原始声谱图，下图为降采样声谱图，降采样声谱图将原始声谱图放大了 4 倍，是原始数据进行 4 倍降采样后计算出来的，此降采样声谱图对应的 PRF 值相当于原始声谱图的 PRF 的四分之一。可见，本发明在需要降低 PRF 时，可以直接调用降采样声谱图进行谱图信号边界搜索，即变相的是在放大的谱图上搜索信号边界，而不需要再通过调整控制器降低 PRF 来重新获得相应的谱图数据，从而降低了误判率，操作方便。

[0032] 为了降低多普勒成像参数自动调整过程中的计算量和复杂度，本发明还可以在上述过程中增加一个判断混叠的步骤，即针对回波数据生成的原始声谱图像，判断原始声谱图像是否存在多次混叠；若是，则调整多普勒声谱图参数进行回波数据的重新采集。若否，则在原始声谱图像中搜寻谱图信号边界，并判断是否搜寻到谱图信号边界，若是，则直接利

用原始声谱图像计算所述多普勒声谱图参数,若否,则调用所述降采样声谱图像计算所述多普勒声谱图参数。这样做可以提高原始谱图的利用率,不用每次都调用降采样谱图进行计算,从而减少了计算量。

[0033] 上述均提到了谱图信号边界的搜索过程,本发明在这里提供了一种简单的谱图信号边界搜索过程,其包括以下步骤:

[0034] 1、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,统计每个频率点上的最大值形成向量 B;

[0035] 2、计算声谱图的噪声值;

[0036] 3、在向量 A 上,以向量 B 最小值对应的频率点位置 f_{min} 为起点,查找是否存在连续 m 个频率点上向量 A 的值均大于所述噪声值,若是,则判定搜寻到谱图信号边界,以 m 个频率点中第一个大于所述噪声值的频率点为谱图信号的边界,其中 m 为正数,此 m 值根据经验来定。否则,判定没有搜寻到谱图信号边界。下面以原始声谱图为例对上述各个参量的计算方法进行说明。

[0037] 一个典型的多普勒声谱图如图 5 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 5;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。

[0038] 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 6(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 6(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。在图 5 上,还描绘了声谱图上信号的最大包络曲线,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,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。对于本发明,计算噪声值 Noise 时有很多变形的方案。例如根据经验估计噪声值,或者累加发射通道内的噪声作为噪声值等等,只要能用来准确估计噪声的方法,都适用与本发明。

[0039] 基于上述向量 A 和向量 B、及噪声值 Noise 的计算,本发明还采用以下方法进行多次混叠的判断,如图 6 所示,在向量 A 上,查找所述向量 B 最小值对应的频率点位置 f_{min} ,并判断此频率点位置 f_{min} 上向量 A 的值是否大于噪声值 Noise;若否,则判定不存在多次混叠。若是,则判定存在多次混叠。其原理是:向量 B 上的最小值 B_{min} , B_{min} 对应的频率位置为 f_{min} ,表示采集的一段声谱图上,信号最弱的频率位置。信号的多次混叠效果如图 7 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。适用于本发明的混叠判断方法也不止一种,例如可以用信号最弱位置的方差和预设的阈值比较,判断是否发生多次混叠。只要能用来准确判断多次混叠的方法,都适用与本发明。

[0040] 下面如图 2 所示,陈述本发明的一较佳实施例。

[0041] 步骤 S1 :采集至少一个心动周期的谱图数据。内容包括原始声谱图和降采样声谱图两个,如图 4 所示。

[0042] 步骤 S2 :在采集的谱图数据上计算向量 A 和 B,以及噪声值 Noise,如图 6 所示。

[0043] 步骤 S3 :通过向量 A 和 B,以及 Noise,判断声谱图上信号是否发生多次混叠。若是,则执行步骤 S4。若否,则执行步骤 S5。这里的多次混叠的判断可以参照前述判断方法。

[0044] 步骤 S4 :声谱图在发生多次混叠时的调整。通常采用改变 PRF 和基线位置来进行调整,以下将详细说明。

[0045] 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,

$$[0046] \quad f_d = (2v \cos \theta / c) f_t \quad (1)$$

[0047] 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。

[0048] 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。

[0049] 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。

[0050] 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。

[0051] 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。

[0052] 以增大 PRF 为例,通过增大 PRF,利用调整控制器控制重新发射和接收超声信号,并形成声谱图。在新的原始声谱图上,重复步骤 S1-S3,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。

[0053] 步骤 S5 :在原始声谱图上搜寻信号边界。参照前述说明其具体方法是,如图 6(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 个频率点上,向量 A 的值大于 Noise,则认为找到了信号边界,并以 m 个频率点中第一个大于 Noise 的频率点为边界。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。其中搜寻过程要跳过壁滤波区域。

[0054] 若在向量 A 上,不满足连续 m 个值大于 Noise,判定为没有找到信号边界。造成这种情况的原因可能是谱图为空谱,也可能是信号范围过小,如图 3 所示的原始声谱图。需要

放大声谱图,再次搜寻信号边界,如步骤 S6。若找到了信号边界 f_+ 和 f_- ,直接进入步骤 S7。

[0055] 步骤 S6:在降采样声谱图上搜寻信号边界。具体搜寻方法和步骤 S5 相同,可以参照前述说明。若在降采样声谱图上找到了信号边界 f_+ 和 f_- ,则进入步骤 S7。若仍然没有找到信号边界,说明声谱图上没有信号,是空谱,自动调整结束。

[0056] 步骤 S7: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。其中利用得到的信号边界位置以及当前的 PRF 和基线参数计算新的 PRF 和基线参数的方法可以使用通常的计算方法,在此不再赘述。

[0057] 其中,若当前 PRF 为 α ,若在原始声谱图上搜寻出 f_+ 和 f_- ,则当前(调整前)的 PRF 参数为 α 。若在降采样声谱图上搜寻出 f_+ 和 f_- ,则当前(调整前)的 PRF 为 α/N 。

[0058] 到本步骤 S7,多普勒声谱图自动调整结束。

[0059] 在上述步骤 S6 中,判断空谱的方法也不止一种。对声谱图整场进行统计,若只有很少的点大于噪声值 Noise,可以判定是空谱。只要能用来准确判断空谱的方法,都适用与本发明。此外,上述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。

[0060] 基于上述方法,如图 3 所示,可以将上述方法在硬件电路上实现相应的功能模块,并构成图 3 所示的超声系统,其包括:发射或接收模块 001、AD 转换模块 002、波束合成模块 003、滤波模块 005、用于功率谱计算的图像计算模块 006、用于对声谱图像进行判断和计算的调整参数采集模块 009、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射或接收模块的调整控制器 010,所述波束合成模块 003 输出的一路回波数据依次经过所述滤波模块 005、图像计算模块 006 后生成原始声谱图像;其还包括:串联在所述波束合成模块 003 的一个信号输出端与所述滤波模块 005 的一个信号输入端之间的数据降采样模块 004,用于对所述波束合成模块 003 输出的另一路回波数据进行降采样处理,并依次通过所述滤波模块 005、图像计算模块 006 后生成降采样声谱图像;所述调整参数采集模块 009 用于根据所述原始声谱图像和降采样声谱图像计算调整后的多普勒声谱图参数,结束参数自动调整后,通过图像计算模块 006 处理后的图像用于显示模块 007 显示。另外,为了缓存计算获得参数,还设置有一缓存模块 008,其与调整参数采集模块 009 相连。

[0061] 如图 8 所示,调整参数采集模块 009 包括以下几个部分:

[0062] 混叠判断单元 019,用于判断所述原始声谱图像是否存在多次混叠,并在所述原始声谱图像发生混叠时产生控制信号,给所述调整控制器 010 控制所述发射或接收模块重新采集回波数据,在所述原始声谱图像发生非混叠时产生控制信号给谱图信号边界搜寻单元 029;

[0063] 谱图信号边界搜寻单元 029,用于调用所述降采样声谱图像和原始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 039;

[0064] 参数计算单元 039,用于根据所述谱图信号边界搜寻单元 029 的搜寻结果,计算所述多普勒声谱图参数。

[0065] 如图 9 所示,谱图信号边界搜寻单元 029 包括以下几个部分:

[0066] 向量统计单元 129,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,并统计每个频率点上的最大值形成向量 B;

[0067] 噪声值计算单元 229,用于计算声谱图的噪声值;

[0068] 查找单元 329,用于在所述向量 A 上以所述向量 B 最小值对应的频率点位置为起点,查找是否存在连续 m 个频率点上向量 A 的值均大于所述噪声值,并将 m 个频率点中第一个大于所述噪声值的频率点判定为搜寻到谱图信号边界,其中 m 为正数。

[0069] 综上所述,本发明通过降采样的方法得到声谱图,并将它和原始声谱图同时产生,共同用于多普勒声谱图自动调整的流程。当自动调整过程中,需要降低 PRF 时,直接调用降采样声谱图,作为降低 PRF 后的声谱图进行判断和计算,而不用重新发射和接收超声信号,提高了自动调整的效率。在原始声谱图上没有找到信号边界时,再调用降采样声谱图搜寻,提高了自动调整的准确性。

[0070] 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,凡是用到了降采样声谱图的多普勒声谱图自动调整方法,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。

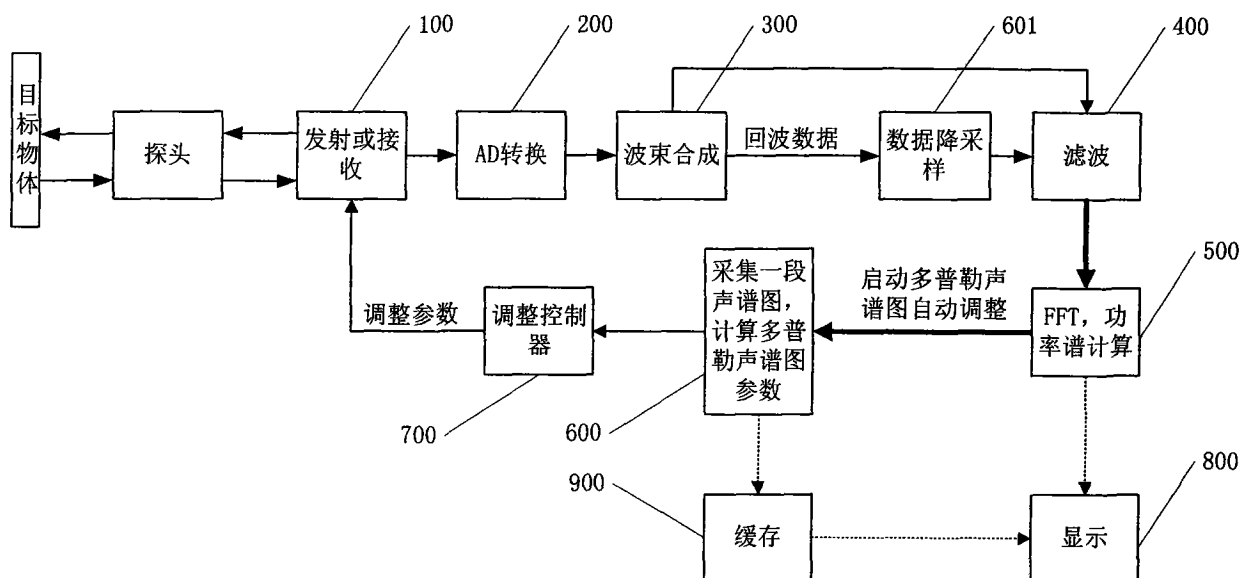


图 1

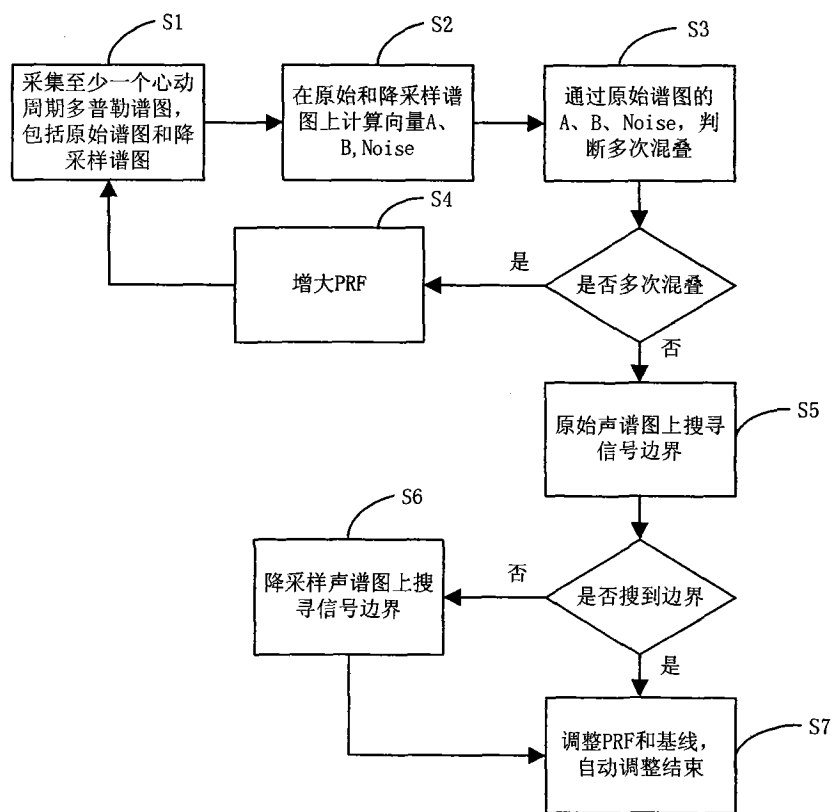


图 2

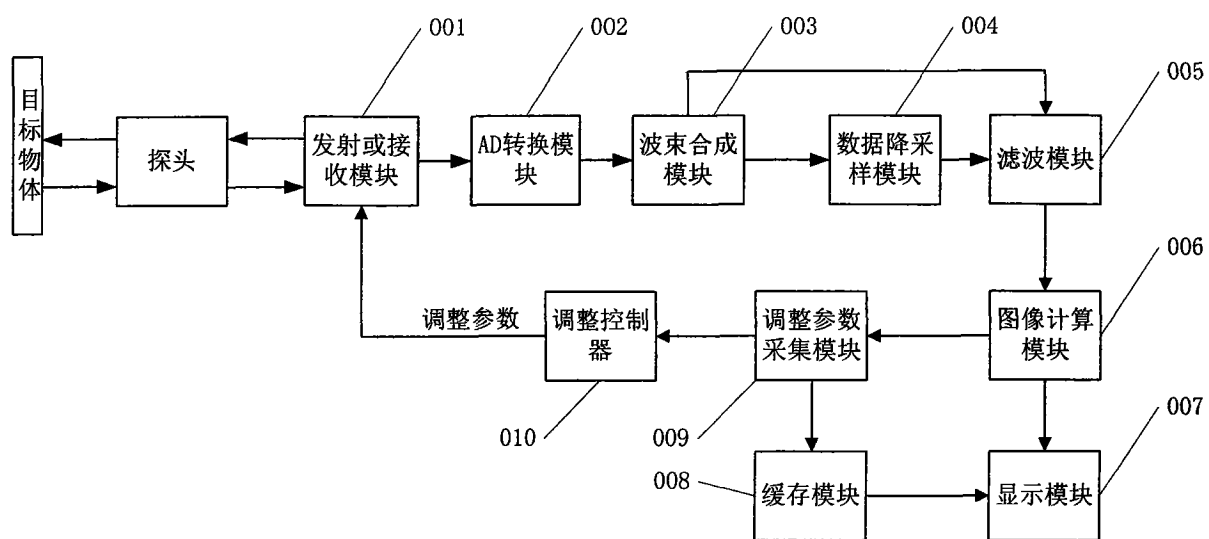
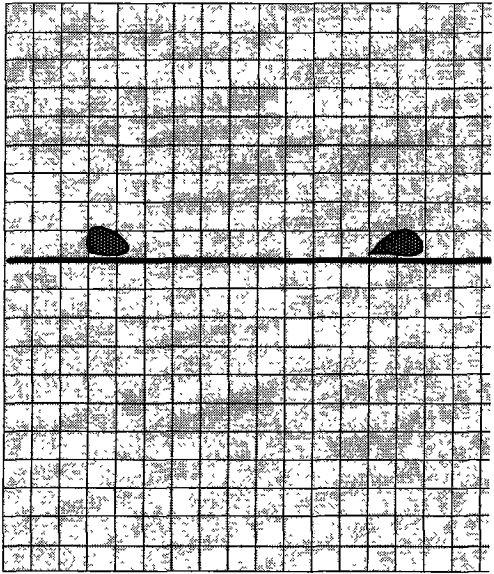
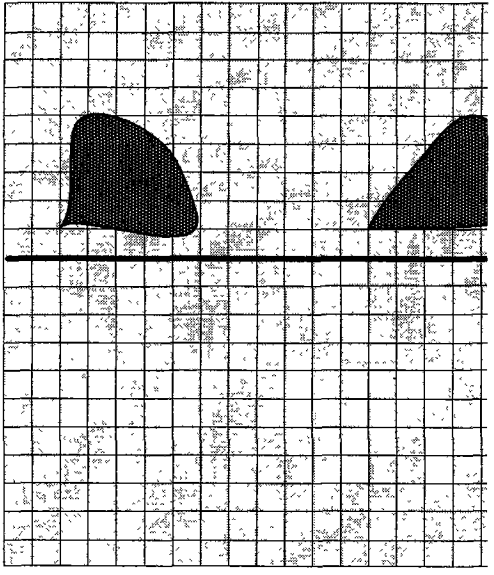


图 3



(a)



(b)

图 4

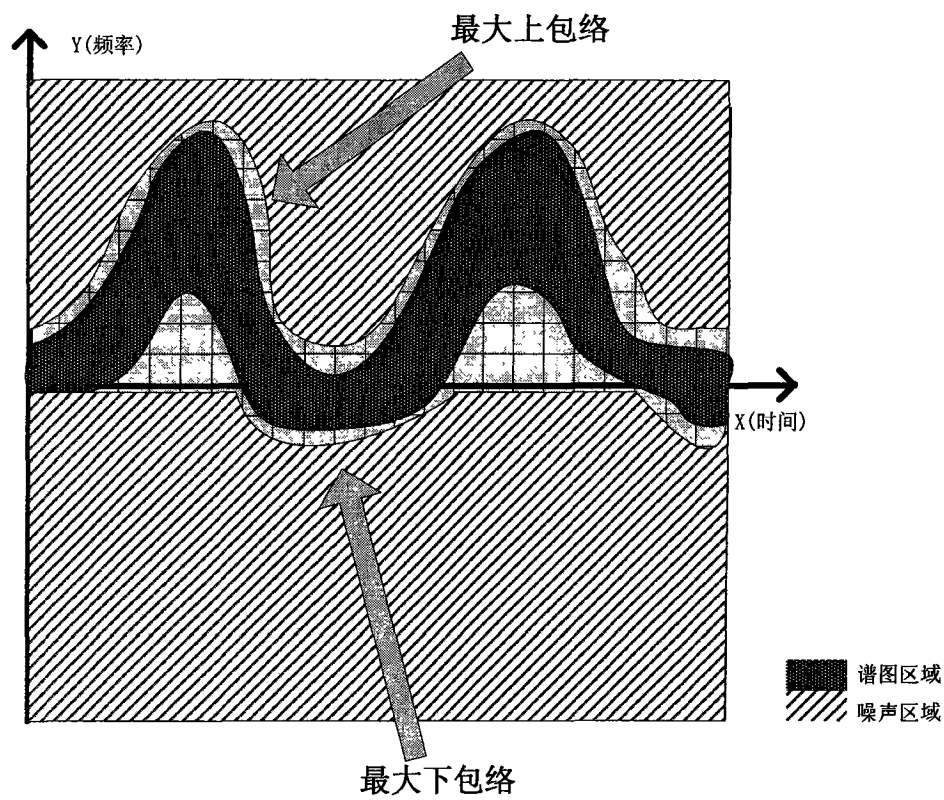


图 5

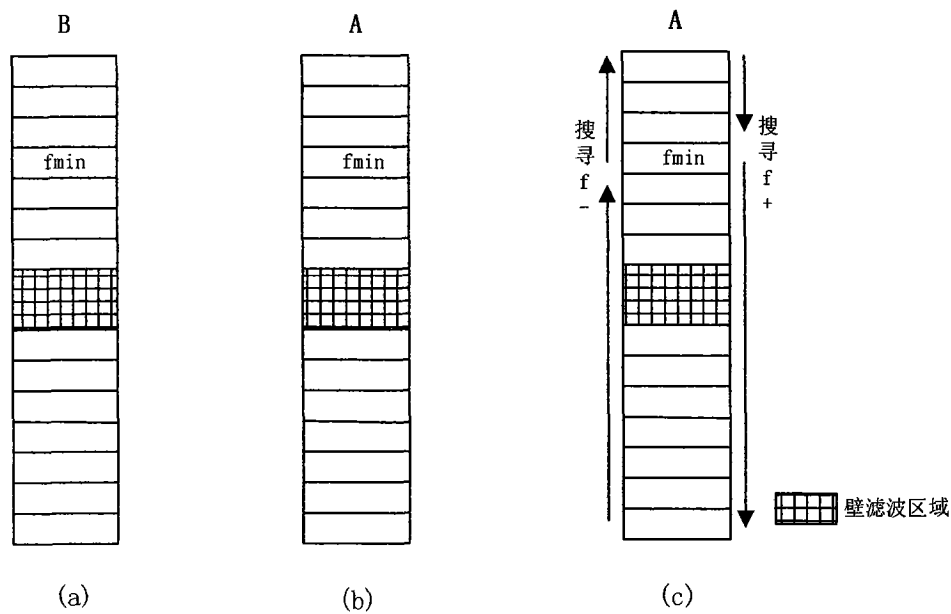


图 6

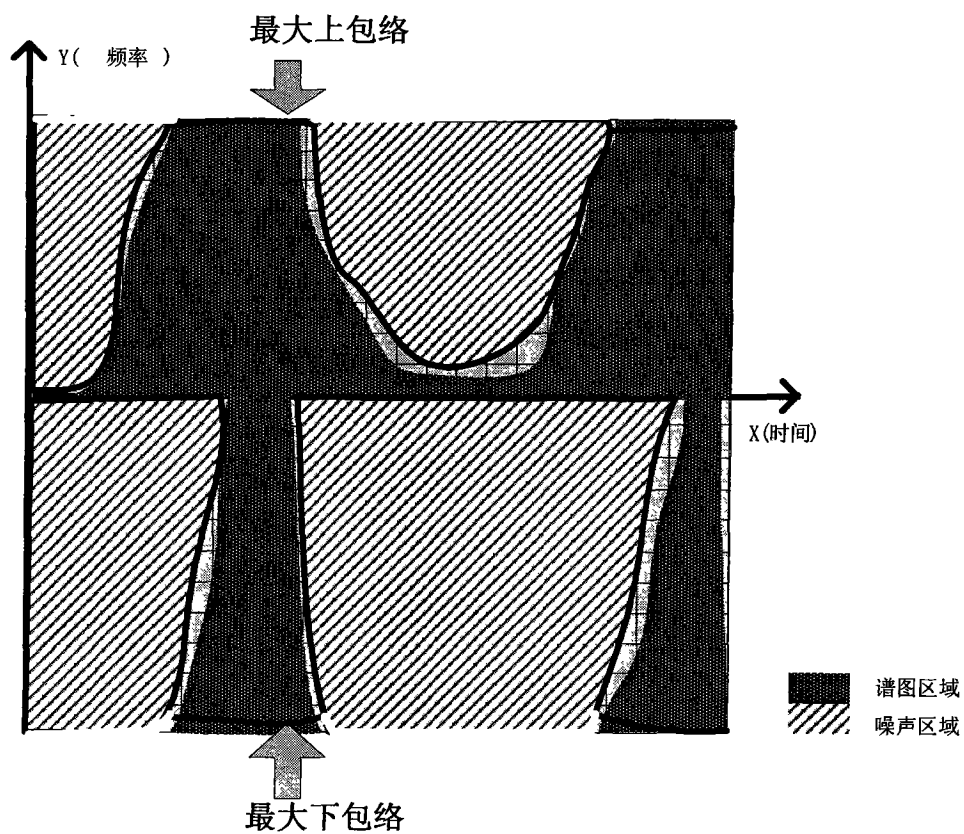


图 7

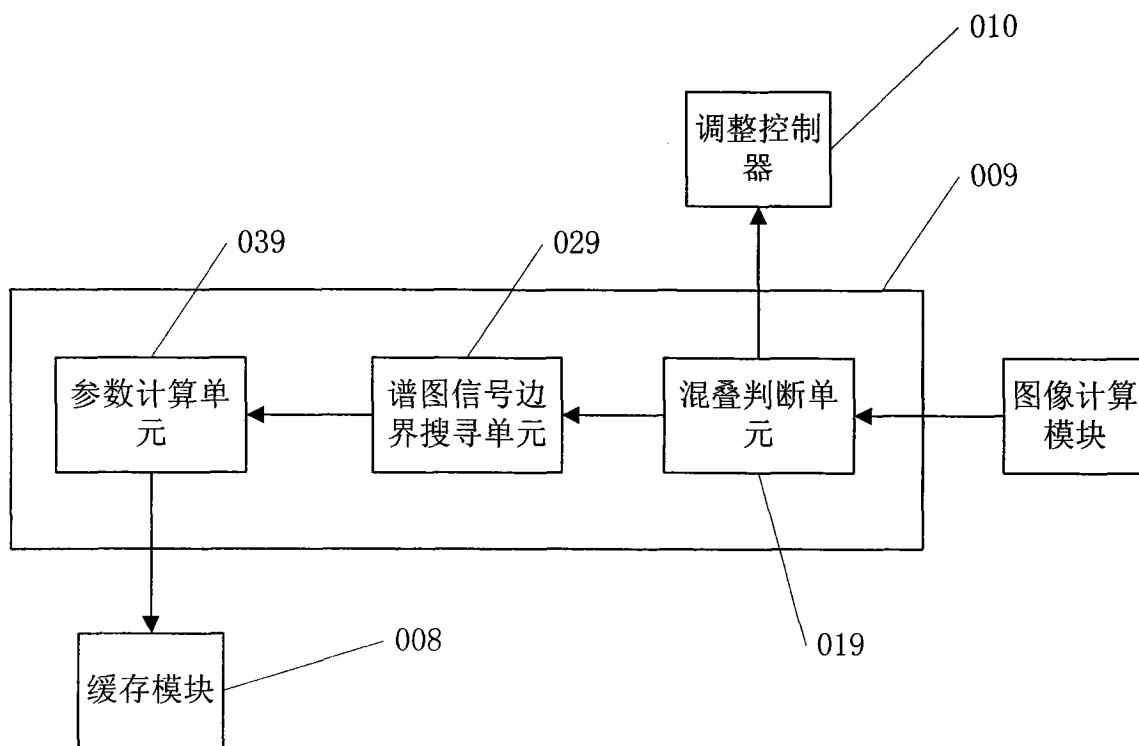


图 8

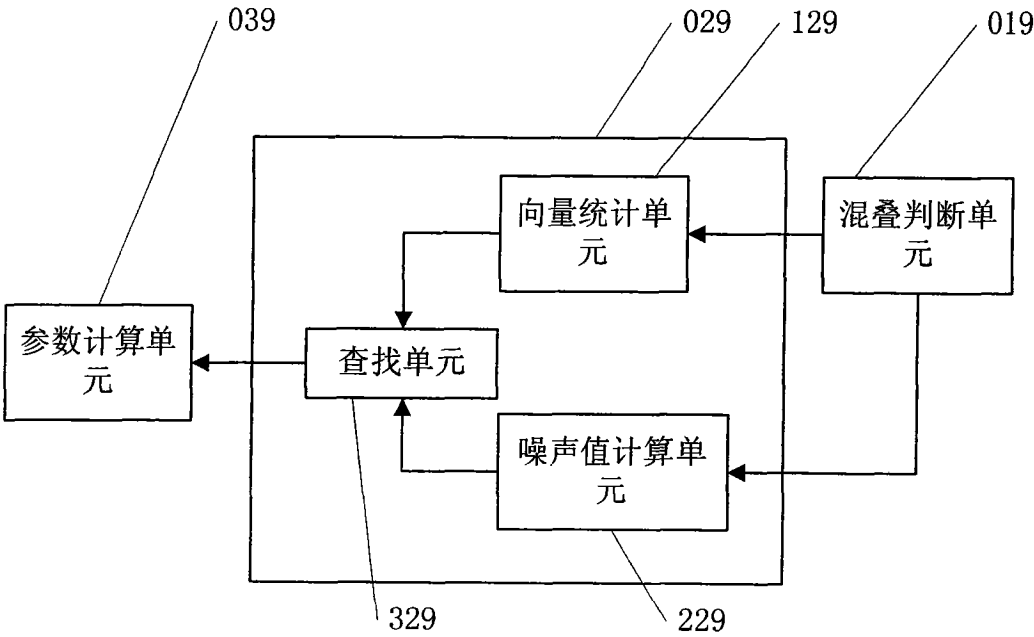


图 9

