

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101336830 B

(45) 授权公告日 2012. 07. 04

(21) 申请号 200710128712. 1

(22) 申请日 2007. 07. 03

(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 张羽 李鑫

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 张亚宁 张志醒

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

G06T 1/00(2006. 01)

(56) 对比文件

US 5476097 A, 1995. 12. 19,

US 5642732 A, 1997. 07. 01,

US 5860928 A, 1999. 01. 19,

US 6110113 A, 2000. 08. 29,

审查员 张红梅

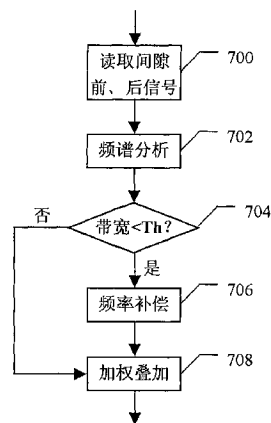
权利要求书 3 页 说明书 10 页 附图 5 页

(54) 发明名称

用于超声诊断成像的正交多普勒信号间隙填充方法与装置

(57) 摘要

本发明公开了一种用于超声诊断成像的正交多普勒信号间隙填充方法与装置,该方法包括:存储步骤,用于存储间隙前和/或间隙后的多普勒信号;分析步骤,用于分析待填充多普勒信号的频谱特性;判断步骤,用于根据频谱参数来判断是否对待填充多普勒信号进行频率补偿;补偿步骤,用于对待填充多普勒信号进行频率补偿;以及填充步骤,用于根据判断结果对待填充多普勒信号与原始的间隙前和/或间隙后的多普勒信号进行加权叠加以实现间隙填充。本发明的方法在对多普勒间隙前和/或间隙后的信号经过频率补偿处理后,再利用窗函数对该信号以及采集到的多普勒信号进行加权并叠加,从而获得连续的谱图和声音输出,并很好的保留了多普勒信号原始的频谱特性。



1. 一种用于超声诊断成像的正交多普勒信号间隙填充方法,其特征在于,包括以下步骤:

存储步骤,用于存储间隙前和 / 或间隙后的多普勒信号;

分析步骤,用于读取间隙前和 / 或间隙后的多普勒信号作为待填充多普勒信号,并分析所述待填充多普勒信号的频谱特性,以获得该信号的频谱参数;

判断步骤,用于根据所述频谱参数与其相应的预定阈值大小来判断是否对所述待填充多普勒信号进行频率补偿;

补偿步骤,用于根据所述频谱参数通过插值计算和频率调制对所述待填充多普勒信号进行频率补偿;以及

填充步骤,对于满足频率补偿条件的待填充多普勒信号,利用所述频率补偿后的待填充多普勒信号与原始的间隙前和 / 或间隙后的多普勒信号进行加权叠加,以实现间隙填充;对于不满足频率补偿条件的待填充多普勒信号,直接利用原始的间隙前和 / 或后的多普勒信号进行加权叠加,以实现间隙填充。

2. 如权利要求 1 所述的正交多普勒信号间隙填充方法,其特征在于:

在所述分析步骤中,使用自相关法估计出所述待填充多普勒信号的频谱参数。

3. 如权利要求 1 所述的正交多普勒信号间隙填充方法,其特征在于:

在所述分析步骤中,通过傅立叶变换获得所述待填充多普勒信号的频谱,然后从频谱中估计出所述信号的频谱参数。

4. 如权利要求 1 所述的正交多普勒信号间隙填充方法,其特征在于:

在所述判断步骤中,当断定间隙前和 / 或间隙后的多普勒信号的带宽小于预定阈值时,对待填充的多普勒信号进行频率补偿。

5. 如权利要求 1 所述的正交多普勒信号间隙填充方法,其特征在于:

在所述判断步骤中,当断定间隙前和间隙后的多普勒信号的平均频率大于预定阈值并且间隙前和间隙后的多普勒信号的平均频率之差也大于另一预定阈值时,对待填充的多普勒信号进行频率补偿。

6. 如权利要求 1-5 所述的正交多普勒信号间隙填充方法,其特征在于:

在所述判断步骤中,当断定间隙前和 / 或间隙后的多普勒信号的功率大于预定阈值时,对待填充的多普勒信号进行频率补偿。

7. 如权利要求 1 所述的正交多普勒信号间隙填充方法,其特征在于,所述补偿步骤进一步包括:

根据所述待填充多普勒信号的平均频率利用插值估计间隙内多普勒信号的平均频率;

利用所估计的间隙内多普勒信号的平均频率与间隙前和 / 或间隙后多普勒信号的平均频率的差值来确定用于频率调制的复正弦信号的频率;以及

将所述频率的复正弦信号乘以所述待填充多普勒信号以实现频率补偿。

8. 权利要求 7 所述的正交多普勒信号间隙填充方法,其特征在于:

利用插值估计间隙内多普勒信号的平均频率包括频谱混叠的补偿处理。

9. 权利要求 7 所述的正交多普勒信号间隙填充方法,其特征在于:

用于与所述频率的复正弦信号相乘的所述待填充多普勒信号可以是间隙前和间隙后

的多普勒信号,也可以根据间隙前和间隙后多普勒信号的频谱参数判断选择间隙前或者间隙后的信号进行相乘。

10. 如权利要求 1 所述的正交多普勒信号间隙填充方法,其特征在于,所述填充步骤进一步包括:

利用两端逐渐衰减到 0 的窗函数对频率补偿后的所述待填充多普勒信号进行加权,并利用从 1 逐渐衰减到 0 的窗函数对原始的间隙前多普勒信号进行加权,以及利用从 0 逐渐增加到 1 的窗函数对原始的间隙后多普勒信号进行加权。

11. 权利要求 10 所述的正交多普勒信号间隙填充方法,其特征在于:所述窗函数的叠加结果为 1。

12. 一种用于超声诊断成像的正交多普勒信号间隙填充装置,其特征在于,包括以下模块:

存储模块,用于存储间隙前和 / 或间隙后的多普勒信号;

分析模块,用于读取间隙前和 / 或间隙后的多普勒信号作为待填充多普勒信号,并分析所述待填充多普勒信号的频谱特性,以获得该信号的频谱参数;

判断模块,用于根据所述频谱参数与其相应的预定阈值大小来判断是否对所述待填充多普勒信号进行频率补偿;

补偿模块,用于根据所述频谱参数通过插值计算和频率调制对所述待填充多普勒信号进行频率补偿;以及

填充模块,对于满足频率补偿条件的待填充多普勒信号,利用经频率补偿模块补偿后的待填充多普勒信号与原始的间隙前和 / 或间隙后的多普勒信号进行加权叠加,以实现间隙填充;对于不满足频率补偿条件的待填充多普勒信号,直接利用原始的间隙前和 / 或后的多普勒信号进行加权叠加,以实现间隙填充。

13. 如权利要求 12 所述的正交多普勒信号间隙填充装置,其特征在于:

所述分析模块根据自相关法估计所述待填充多普勒信号的频谱参数。

14. 如权利要求 12 所述的正交多普勒信号间隙填充装置,其特征在于:

所述分析模块通过傅立叶变换获得所述待填充多普勒信号的频谱,然后从频谱中估计所述信号的频谱参数。

15. 如权利要求 12 所述的正交多普勒信号间隙填充装置,其特征在于:

当所述判断模块断定间隙前和 / 或间隙后的多普勒信号的带宽小于预定阈值时,对待填充的多普勒信号进行频率补偿。

16. 如权利要求 12 所述的正交多普勒信号间隙填充装置,其特征在于:

当所述判断模块断定间隙前和间隙后的多普勒信号的平均频率大于预定阈值并且间隙前和间隙后的多普勒信号的平均频率之差也大于另一预定阈值时,对待填充的多普勒信号进行频率补偿。

17. 如权利要求 12-16 所述的正交多普勒信号间隙填充装置,其特征在于:

当所述判断模块断定间隙前和 / 或间隙后的多普勒信号的功率大于预定阈值时,对待填充的多普勒信号进行频率补偿。

18. 如权利要求 12 所述的正交多普勒信号间隙填充装置,其特征在于:

所述补偿模块根据所述待填充多普勒信号的平均频率利用插值估计间隙内多普勒信

号的平均频率;然后,利用所估计的间隙内多普勒信号的平均频率与间隙前和 / 或间隙后多普勒信号的平均频率的差值来确定用于频率调制的复正弦信号的频率;最后,将所述频率的复正弦信号乘以所述待填充多普勒信号以实现频率补偿。

19. 权利要求 18 所述的正交多普勒信号间隙填充装置,其特征在于:

所述补偿模块利用插值估计间隙内多普勒信号的平均频率包括频谱混叠的补偿处理。

20. 权利要求 18 所述的正交多普勒信号间隙填充装置,其特征在于:

用于与所述频率的复正弦信号相乘的所述待填充多普勒信号可以是间隙前和间隙后的多普勒信号,也可以根据间隙前和间隙后多普勒信号的频谱参数判断选择间隙前或者间隙后的信号进行相乘。

21. 如权利要求 12 所述的正交多普勒信号间隙填充装置,其特征在于:

所述填充模块利用两端逐渐衰减到 0 的窗函数对频率补偿后的所述待填充多普勒信号进行加权,并利用从 1 逐渐衰减到 0 的窗函数对原始的间隙前多普勒信号进行加权,以及利用从 0 逐渐增加到 1 的窗函数对原始的间隙后多普勒信号进行加权。

## 用于超声诊断成像的正交多普勒信号间隙填充方法与装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声诊断成像方法与装置,具体涉及一种多普勒信号间隙填充方法与装置。

### 背景技术

[0002] 超声诊断成像系统实时显示两维图像(B模式成像、彩色血流成像等)和频谱多普勒信息具有重要的临床诊断意义。临床医生可以在实时观察人体组织解剖结构的同时,获得某多普勒采样容积内的血流状况。该血流状况信息的获得有两种途径:显示器上实时显示的声谱图和扬声器上实时播放的多普勒声音信号。为了实现上述两种(甚至三种)不同成像模式的实时显示,超声成像系统利用时分复用技术,为不同的成像模式分配不同的时间段,而且系统周期地不同模式下快速切换。以临床上常用的B+D模式(B模式+脉冲频谱多普勒模式)为例,系统通过控制发射脉冲的时序,实现两种模式的轮换扫描。最简单的一种方法就是单个B脉冲和单个多普勒脉冲交替发射,该方法最大的缺点是多普勒脉冲的重复发射频率(PRF)降低,导致可检测的最大流速大大降低。另外一种相似的实现方法是单个B脉冲和多个多普勒脉冲交替发射,该方法虽然改善了多普勒检测最大流速的问题,但单帧B型图像的成像时间加长,两维图像的实时性受到影响。考虑到两维图像的成像质量,本发明关注的是另一种扫描方式,即成像系统在扫描完一帧两维图像后启动多普勒脉冲的发射,且多普勒脉冲的发射次数足够多,保证获得至少一条完整的多普勒功率谱谱线。由于多普勒信号在2-40ms内可以认为是准平稳的,因此要求间隙的长度尽量小于40ms。由于在B模式成像的时间段,无法采集到多普勒信号,导致多普勒信号的不连续。该不连续现象(称为间隙,即Gap)在声谱图上表现为断裂的频谱,如图1所示,可能导致计算机自动提取多普勒频谱参数失效,而在声音输出上更是出现周期性的突然静音,使得声音输出失去临床诊断参考意义。因此,多普勒信号间隙填充技术已经成为超声诊断成像设备必备的一项重要技术。

[0003] 多普勒信号间隙填充技术用于提高超声诊断成像设备中频谱多普勒信号质量,尤其是用于超声诊断成像设备同时工作在两维图像成像模式(B模式、彩色血流成像模式等)和频谱多普勒模式的情况下。超声诊断成像设备利用时分复用技术实现不同模式的同时成像,系统为不同的成像模式分配不同的时间段。当系统同时工作在两维图像成像模式和频谱多普勒模式的时候,音频多普勒信号和声谱图会产生明显的不连续现象(称为间隙,gap),该不连续会对诊断信息的提取带来很大的不便;另外,两维图像的成像帧频率会有所降低,但对诊断性能的影响相对较小。多普勒信号间隙填充技术利用信号处理的方法对该间隙进行填充,使得填充后的信号在声音和频谱上都能保持很好的连续性,减小多普勒信号采集的不连续性对诊断准确性的影响。然而,如何有效地填充多普勒信号间隙一直是频谱多普勒技术应用中的一个难点。随着数字计算机技术的高速发展,研究者提出了许多方法来解决这一问题。根据声谱图的输出方式,目前填充间隙的方法大体上可以分成两大类:一类是直接对二维的声谱图进行插值填充,另外一类则是对正交多普勒信号进行填充后计

算出填充后信号的声谱图。

[0004] 1991年5月,给予G. Schwartz的、名称“Spectral Interpolation of Ultrasound Doppler Signal”的专利US 5,016,641公开了一种填充方法,其是利用间隙产生前的功率谱填充间隙阶段的功率谱,产生一个具有一定随机性的相位,根据填充的功率谱和产生的随机相位,由逆快速傅里叶变换 (IFFT) 得到时域信号,该时域信号经窗函数加权,部分重叠相加后得到没有跳变的填充信号。该方法需要每次谱线更新的时候进行 IFFT 计算,增加了计算量。

[0005] 1995年12月,给予M. T. Robinson的、名称为“Simultaneous Ultrasonic Imaging and Doppler Display System”的专利US 5,476,097公开了一种频谱和声音分开填充的方法。其中声音信号直接用间隙两端的信号反序拼接,保证间隙两端的连续,但拼接中间存在跳变,通过数模转换后再进行低通滤波可以消除该不连续引起的噪声。由于对正交多普勒信号反序后,信号的正负频谱发生了翻转,因此方向分离后输出的声音会有反向错误。而谱线则用声谱图间隙两端的谱线从间隙中间开始分别向两边填充,且每根谱线填充多次(如两次),直到填充的谱线与填充区域的原始谱线相等为止,其中中间不连续谱线可以通过插值或者平均的方式平滑输出。

[0006] 1995年,由H. Klebak, J. A. Jensen和L. K. Hansen在Proceedings of IEEE International Ultrasonics Symposium, vol. 2:1553-1556上发表的、名称为“Neural Network for Sonogram Gap Filling”的文献公开了一种利用人工神经网络来估计间隙期间的声谱图,但这种方法的计算量比较大,无法满足超声诊断成像系统的实时性要求。

[0007] 间隙时间足够短的情况下,根据多普勒信号的准平稳特性,间隙附近的信号具有相似的统计特性,因此,可以利用间隙前、后的信号估计间隙内的多普勒信号。1988年,由K. Kristoffersen和B. A. J. Angelsen在IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 35:285-295上发表的、名称为“A Time-shared Ultrasound Doppler Measurement and 2-D Imaging System”的文献公开了一种利用间隙产生前的信号通过线性预测估算出间隙内信号的方法,线性预测是通过最小均方误差的方法估计出间隙部分的多普勒信号。

[0008] 1997年1月,给予J. S. Wang的、名称为“Apparatus and Method for Estimating Missing Doppler Signals and Spectra”的专利US 5,642,732公开了一种基于模型估计的多普勒信号间隙填充方法。首先估计间隙前的多普勒信号的AR模型系数和激励噪声的方差,并由这些AR系数估计出模型的反射系数。同理,估计出间隙后的多普勒信号的AR系数、反射系数、噪声方差。然后,内插间隙时间段的反射系数(直接内插AR系数可能导致系统的不稳定,系统稳定的必要充分条件是反射系数的幅度小于1, Burg估计方法可以保证反射系数幅度小于1)。最后,利用估计的反射系数求出AR系数,该AR系数构造一个IIR滤波器。用白噪声激励该IIR滤波器,滤波后的数据加窗后与实际采集到的信号叠加拼接。填充的信号经快速傅立叶变换后可得到填充段的频谱。另外,由于可以从AR系数经快速傅立叶变换直接估计信号功率谱,将插值的噪声的方差归一化后也可直接输出估计的功率谱。该方法可以获得连续的声音和谱图输出,但是当信号带宽较宽时,需要用较高阶次的AR模型进行频谱逼近,尤其是当检测到的血流信号中同时存在正反向血流的情况下,容易导致AR模型参数估计误差偏大,从而影响了填充后谱图和声音的质量。另外,高阶AR模型的估计具有较大的计算复杂度,增加了该技术的实现成本。

[0009] 1985年12月,给予B. A. J. Angelsen和K. Kristoffersen的、名称为“Method of Ultrasoundically Measuring Blood Flow Velocity”的专利US4, 559, 952公开了用来产生间隙填充信号的两种方法:1. 将宽带噪声经过一个滤波器以产生待填充的信号,滤波器的系数可控制,用于产生需要的频谱特性;2. 直接读取最后存储部分的多普勒信号。为了保证连续性,产生的信号和采集到的信号可以经过一个窗函数加权,且两者之间可以有重叠部分。该方法对准平稳的多普勒信号有效,但是一些大动脉血流在心脏收缩期会产生快速的流速增大或者减小的情况,此时当间隙长度较长时,容易产生谱图的不连续性。

[0010] 1990年7月,给予B. A. J. Angelsen和K. Kristoffersen的、名称为“Method and Apparatus for Synthesizing a Continuous Estimate Signal Provided by Ultrasonic Doppler Measurement on a Fluid Flow”的专利US 4,934,373公开了一种详细的利用宽带噪声经过滤波器来产生填充信号的方法。其主要思想是直接利用采集到的信号加窗后作为FIR滤波器的系数,宽带噪声经过该滤波器后获得相同的功率谱,但具有随机相位。具体实现的时候,考虑到信号带宽变化缓慢,信号利用平均频率解调到基频0频率附近,解调后的信号加窗作为滤波器的系数。估计填充点的平均频率,滤波后的基带信号利用估计的平均频率调制到较高频率上,获得填充点的信号。为了保证估计信号的连续,估计的填充信号用窗加权后叠加输出。该方法直接用滤波器滤波后的结果代替原先采集到的多普勒信号以及间隙内的多普勒信号,较好地解决了声音和谱图的不连续的问题,但是多普勒信号的非平稳性和滤波器加窗处理会导致产生信号的频谱带宽偏宽。

[0011] 2007年3月,Y. Li提出的、名称为“Method for Processing Doppler Signal Gaps”专利申请US 2007/0049823公开了一种利用间隙前、后多普勒数据填充间隙的方法,对间隙前、后的数据首先进行高通滤波处理,然后正序读出并填入间隙中。间隙前段用间隙前面的数据填充,间隙后端利用间隙后面的数据填充。对于接口处的不连续段,利用加窗的方式使得数据收敛到零来保证数据连续。该方法无法处理流速快速增大或者减小阶段的谱图不连续的问题,而且对接口处信号加窗收敛到零使得信号能量周期性变化,导致谱图出现周期性的亮暗变化,而声音则会出现强弱周期性变化。

[0012] 1999年4月,给予M. Izumi的、名称为“Ultrasonic wave Doppler diagnosing apparatus”的专利US 5,891,036公开了一种利用间隙前(或者间隙前、后)多普勒数据进行平滑填充间隙内数据的方法。在第一种实现中,首先对间隙前的数据反序读出,取共轭(或者实部和虚部交换)后存入间隙位置。由于取共轭后间隙起始点产生相位不连续,求解该相位偏差量,对间隙内数据补偿该相位偏差。该方法可以实现间隙起始点的完全平滑拼接,但间隙结束点可能会有不连续。第二种实现中不仅利用间隙前数据,对间隙后的数据进行同样的操作,然后将处理后的两段数据加权叠加,保证间隙两端都连续平滑过渡。该方法同样无法处理流速快速增大或者减小阶段的谱图不连续的问题。

[0013] 本发明提供一种多普勒信号间隙填充处理的新方法,利用多普勒间隙前和/或间隙后的信号进行间隙填充。与现有技术不同,该方法在对多普勒间隙前和/或间隙后的信号经过频率调制处理后,再利用窗函数对该信号以及采集到的多普勒信号进行加权并叠加,从而获得连续的谱图和声音输出,并很好的保留了多普勒信号原始的频谱特性。

## 发明内容

[0014] 为了实现本发明的目的,所采取的技术方案如下。

[0015] 按照本发明的第一方面,提供一种用于超声诊断成像的正交多普勒信号间隙填充方法,包括以下步骤:存储步骤,用于存储间隙前和/或间隙后的多普勒信号;分析步骤,用于读取间隙前和/或间隙后的多普勒信号作为待填充多普勒信号,并分析所述待填充多普勒信号的频谱特性,以获得该信号的频谱参数;判断步骤,用于根据所述频谱参数来判断是否对所述待填充多普勒信号进行频率补偿;补偿步骤,用于根据所述频谱参数对所述待填充多普勒信号进行频率补偿;以及填充步骤,对于满足频率补偿条件的待填充多普勒信号,利用所述频率补偿后的待填充多普勒信号与原始的间隙前和/或间隙后的多普勒信号进行加权叠加,以实现间隙填充;对于不满足频率补偿条件的待填充多普勒信号,直接利用原始的间隙前和/或后的多普勒信号进行加权叠加,以实现间隙填充。

[0016] 优选地是,在所述分析步骤中,利用自相关法估计所述待填充多普勒信号的频谱参数。或者,在所述分析步骤中,通过傅立叶变换获得所述待填充多普勒信号的频谱,然后从频谱中估计出所述信号的频谱参数。

[0017] 其中在所述判断步骤中,当断定间隙前和/或间隙后的多普勒信号的带宽小于预定阈值时,对待填充的多普勒信号进行频率补偿。或者,在所述判断步骤中,当断定间隙前和间隙后的多普勒信号的平均频率大于预定阈值并且间隙前和间隙后的多普勒信号的平均频率之差也大于另一预定阈值时,对待填充的多普勒信号进行频率补偿。再或者,在所述判断步骤中,当断定间隙前和/或间隙后的多普勒信号的功率大于预定阈值时,对待填充的多普勒信号进行频率补偿。

[0018] 所述补偿步骤进一步包括:根据所述待填充多普勒信号的平均频率利用插值估计间隙内多普勒信号的平均频率;利用所估计的间隙内多普勒信号的平均频率与间隙前和/或间隙后多普勒信号的平均频率的差值来确定用于频率调制的复正弦信号的频率;以及将所述频率的复正弦信号乘以所述待填充多普勒信号以实现频率补偿。其中,利用插值估计间隙内多普勒信号的平均频率包括频谱混叠的补偿处理。其中,用于与所述频率的复正弦信号相乘的所述待填充多普勒信号可以是间隙前和间隙后的多普勒信号,也可以根据间隙前和间隙后多普勒信号的频谱参数判断选择间隙前或者间隙后的信号进行相乘。

[0019] 所述填充步骤进一步包括:利用两端逐渐衰减到0的窗函数对频率补偿后的所述待填充多普勒信号进行加权,并利用从1逐渐衰减到0的窗函数对原始的间隙前多普勒信号进行加权,以及利用从0逐渐增加到1的窗函数对原始的间隙后多普勒信号进行加权。其中,所述窗函数的叠加结果为1。

[0020] 按照本发明的第二方面,提供一种用于超声诊断成像的正交多普勒信号间隙填充装置,包括以下模块:存储模块,用于存储间隙前和/或间隙后的多普勒信号;分析模块,用于读取间隙前和/或间隙后的多普勒信号作为待填充多普勒信号,并分析所述待填充多普勒信号的频谱特性,以获得该信号的频谱参数;判断模块,用于根据所述频谱参数来判断是否对所述待填充多普勒信号进行频率补偿;补偿模块,用于根据所述频谱参数对所述待填充多普勒信号进行频率补偿;以及填充模块,对于满足频率补偿条件的待填充多普勒信号,利用经频率补偿模块补偿后的待填充多普勒信号与原始的间隙前和/或间隙后的多普勒信号进行加权叠加,以实现间隙填充;对于不满足频率补偿条件的待填充多普勒信号,直接利用原始的间隙前和/或后的多普勒信号进行加权叠加,以实现间隙填充。

[0021] 优选地是,所述分析模块利用自相关法估计所述待填充多普勒信号的频谱参数。或者,所述分析模块通过傅立叶变换获得所述待填充多普勒信号的频谱,然后从频谱中估计所述信号的频谱参数。

[0022] 其中,当所述判断模块断定间隙前和 / 或间隙后的多普勒信号的带宽小于预定阈值时,对待填充的多普勒信号进行频率补偿。或者,当所述判断模块断定间隙前和间隙后的多普勒信号的平均频率大于预定阈值并且间隙前和间隙后的多普勒信号的平均频率之差也大于另一预定阈值时,对待填充的多普勒信号进行频率补偿。再或者,当所述判断模块断定间隙前和 / 或间隙后的多普勒信号的功率大于预定阈值时,对待填充的多普勒信号进行频率补偿。

[0023] 所述补偿模块根据所述待填充多普勒信号的平均频率利用插值估计间隙内多普勒信号的平均频率;然后,利用所估计的间隙内多普勒信号的平均频率与间隙前和 / 或间隙后多普勒信号的平均频率的差值来确定用于频率调制的复正弦信号的频率;最后,将所述频率的复正弦信号乘以所述待填充多普勒信号以实现频率补偿。其中,所述补偿模块利用插值估计间隙内多普勒信号的平均频率包括频谱混叠的补偿处理。其中,用于与所述频率的复正弦信号相乘的所述待填充多普勒信号可以是间隙前和间隙后的多普勒信号,也可以根据间隙前和间隙后多普勒信号的频谱参数判断选择间隙前或者间隙后的信号进行相乘。

[0024] 所述填充模块利用两端逐渐衰减到 0 的窗函数对频率补偿后的所述待填充多普勒信号进行加权,并利用从 1 逐渐衰减到 0 的窗函数对原始的间隙前多普勒信号进行加权,以及利用从 0 逐渐增加到 1 的窗函数对原始的间隙后多普勒信号进行加权。

[0025] 采用本发明技术方案的用于超声诊断成像的正交多普勒信号间隙填充方法与装置解决了现有技术中流速快速变化阶段间隙填充导致谱图不连续的问题,即便在间隙长度很大的情况下,声谱图和声音的连续性都得到了很好的保证。

## 附图说明

[0026] 图 1 是未进行间隙填充的声谱图;

[0027] 图 2 是超声诊断成像系统框图;

[0028] 图 3 是多普勒处理单元框图;

[0029] 图 4 是按照现有技术的方法进行间隙填充后的谱图示意图;

[0030] 图 5 是按照本发明的方法进行间隙填充后的谱图示意图;

[0031] 图 6 是实现间隙填充的框图;

[0032] 图 7 是按照本发明的方法进行间隙填充的流程图;

[0033] 图 8 是按照本发明的方法进行混叠补偿处理的示意图;

[0034] 图 9 是按照本发明的方法进行加权叠加的示意图;

[0035] 图 10 是按照本发明的方法进行间隙填充后的声谱图;

[0036] 图 11 是按照本发明的正交多普勒信号间隙填充装置的结构框图。

## 具体实施方式

[0037] 正交多普勒信号间隙填充方法

[0038] 典型的超声诊断成像系统的功能框图如图 2 所示。系统具有 B 型成像处理单元 200, 彩色血流成像 (CFI) 处理单元 202 和频谱多普勒处理单元 204。每个处理单元产生的发射信号经发射波束合成单元 206 后, 传送到探头 208 中的发射换能器转变为超声信号, 通过探头 208 入射到人体组织内。超声信号遇到人体组织细胞产生散射回波, 部分散射回波由接收换能器接收并经过波束合成后, 进入相应的处理单元进行成像处理, 处理的结果经扫描转换器 (DSC) 210 后输出到显示器 212 以供显示。其中 B 型成像单元 200 通过在不同扫描方向上发射单个脉冲波束, 并对接收到的回波的幅度进行灰度编码显示, 从而获得人体组织的二维解剖结构图像。CFI 处理单元 202 与频谱多普勒处理单元 204 均用于处理多普勒血流信号。CFI 处理单元 202 在不同扫描方向上重复发射多个 (一般为 8 ~ 16 个) 脉冲波束, 并计算接收到的多个采样容积内的多普勒血流信号的平均频率、带宽和平均功率, 计算的结果叠加到 B 型图像上进行彩色编码显示。另外, 处理单元处理的音频信号经过数 / 模转换器 (DAC) 214 转换为模拟信号之后, 输出到扬声器 216。频谱多普勒技术用于获得固定扫描方向上单个采样容积内的血流信息, 该技术从不同的发射波形又可分为连续波 (CW) 多普勒技术和脉冲波 (PW) 多普勒技术, 前者发射的为连续波, 后者则不断重复发射脉冲波。

[0039] 频谱多普勒技术的典型处理框图如图 3 所示。接收到的射频多普勒回波信号经正交解调 (块 300) 后变为以 0 频率为中心的基频信号。由于解调后的多普勒信号的带宽一般为几千 Hz, 该频率范围为音频范围, 因此该信号又称为音频多普勒信号。由于静止和缓慢运动的组织产生的多普勒信号具有很大的幅度和较低的频率, 该组织信号的存在将影响微弱血流信息的准确提取, 故多普勒处理单元通过一个高通滤波器 (壁滤波器) (块 302) 提取出有效的多普勒血流信号。血管内血流速度随心脏的收缩和舒张不断变化, 通常认为在较短的时间内 (2-40ms) 血流速度基本保持不变。根据多普勒效应, 多普勒信号的频率与血流速度成正比。多普勒处理单元对较短时间内的多普勒信号进行频谱分析 (块 306), 获得多普勒信号的功率谱, 该功率谱即反映了该时刻血管内血流的速度分布情况。不同时刻的多普勒信号功率谱组成一个二维显示图像即获得了信号的声谱图 (sonogram, spectrogram)。在声谱图上可以提取出最大频率曲线, 平均频率曲线以及搏动指数等重要临床诊断参数 (块 308), 用于表征血管内的血流状况。频谱分析的结果经 DSC 后输出到显示器。另外, 正交多普勒血流信号经方向分离处理 (块 310) 后可以获得正向和反向的血流信号, 该正、反向血流信号经数模转换 (块 312) 后送到两个扬声器进行声音输出。多普勒信号的声音输出是声谱图输出的重要补充, 而且是调节声谱图输出的重要依据。

[0040] 频谱多普勒成像模式 (以 PW 为例) 与二维图像模式 (B 模式、CFI 模式等, 以 B 模式为例) 同时工作的时候, 超声成像系统在两种模式之间不停地切换。当系统切换到 B 模式成像的时候, 系统无法采集到多普勒信号, 即产生多普勒信号间隙。按照本发明的间隙填充方法, 利用间隙前和 / 或间隙后的数据对间隙内的声音和频谱进行平滑填充。

[0041] 现有的间隙填充的方法在处理较长时间的间隙的时候通常会出现谱图不连续的情况, 例如以一个线性调频信号的谱图来仿真心脏收缩前期流速的快速增大情况, 图 4 给出了现有的间隙填充方法导致频谱不连续的示意图。其中图 4(a) 表示分别用间隙前、后的信号 (或频谱) 直接填充间隙前半段和后半段的信号 (或频谱), 图 4(b) 则表示间隙前、后的信号 (和频谱) 在时域上反序 (复信号还包括取共轭) 后填充间隙前半段和后半段的信

号（和频谱）。显然两种处理方法在这种情况下都会导致谱图的不连续。

[0042] 按照本发明的方法则是在对间隙前和 / 或间隙后的信号经过频率补偿后再进行间隙填充,其填充结果的示意图如图 5 所示。

[0043] 间隙填充方法的一种实施例如图 6 所示。系统根据 B 模式和 PW 模式的发射时序确定间隙的长度,多普勒处理单元根据接收到的多普勒信号长度判断是否存在信号间隙。若系统未检测到信号间隙,则将采集到的正交解调后的多普勒信号保存在存储模块(块 600)中,并对采集到的信号进行壁滤波、频谱分析等处理。若系统检测到间隙,则读取内存中间隙前、后的多普勒信号(块 602),并判断该信号是否是壁滤波后的多普勒信号。若读取的是壁滤波前的信号则在进行填充处理前需要进行壁滤波处理,以滤除低频的组织管和管壁回波对血流信号参数估计的影响。其中壁滤波处理可以采用常用的 IIR(infinite impulse response) 数字滤波器。对于间隙后的多普勒信号,由于初始状态不确定,因此也可以通过阶跃初始化或者投影初始化处理后的 IIR 滤波器实现。壁滤波作为多普勒信号处理的一项公知技术,不在此做详细解释。滤波后的信号经过填充处理(块 604)后,为了保证间隙前、后信号的连续性,需对待填充的信号和原始的间隙前、后的多普勒信号进行加权叠加(块 606)。加权叠加后的信号可以直接输入后续的多普勒信号处理环节。

[0044] 间隙填充处理的流程图如图 7 所示。系统读取间隙前、后的多普勒信号(步骤 700)作为待填充的多普勒信号,对读取的信号进行频谱分析(步骤 702)。本实施例中采用了自相关法进行频谱分析,即直接利用时域的自相关估计来估计多普勒信号的平均频率、带宽和平均功率等参数。对长度为 M 的正交多普勒信号  $x_i = I_i + jQ_i$ ,其中 j 为 (-1) 的平方根,利用自相关估计获得:

$$[0045] \quad N = \sum_{i=1}^{M-1} (I_i Q_{i+1} - I_{i+1} Q_i),$$

$$[0046] \quad D = \sum_{i=1}^{M-1} (I_i I_{i+1} + Q_i Q_{i+1}),$$

$$[0047] \quad R(0) = \sum_{i=1}^{M-1} \frac{I_i^2 + I_{i+1}^2 + Q_i^2 + Q_{i+1}^2}{2},$$

[0048] 其中 R(0) 表示信号的功率,根据参量 N 和 D 可进一步获得:

$$[0049] \quad Phase = \tan^{-1} \left( \frac{N}{D} \right),$$

$$[0050] \quad Magn = \sqrt{N^2 + D^2},$$

[0051] 其中 Phase 为信号的平均角频率,除以  $2\pi$  即获得归一化的数字频率。

[0052] 根据 Magn 和 R(0) 可以估计出信号的方差:

$$[0053] \quad var = 1 - \frac{Magn}{R(0)}.$$

[0054] 信号的带宽可以表示为上述方差的平方根。

[0055] 显然,间隙前、后信号的频谱分析还可以利用傅立叶变换获得信号的频谱,在频域进行估计,这属于公知技术,不在此做详细解释。

[0056] 利用谱分析获得频谱参数后,可以利用这些参数判断(步骤 704)是否在间隙填充前对待填充的多普勒信号进行频率补偿处理。本实施例中直接利用带宽进行判别,即当间

隙前、后的多普勒信号的带宽均小于预定阈值  $Th$  时,才对待填充的多普勒信号进行频率补偿处理。当间隙前、后分别为多普勒血流信号和噪声的情况下,噪声的平均频率具有较大的估计误差,而频率补偿则需要使用间隙前、后信号的平均频率,因此,若无条件对待填充的信号进行频率补偿,则可能导致频谱较大的畸变。但是,噪声通常具有比血流信号大得多的带宽。因此,通过判断带宽是否小于预定阈值,可以在一定程度上避免上述频谱畸变的风险。另外,还可用平均频率进行判断,即当间隙前、后的多普勒信号的平均频率均大于预定阈值,并且间隙前、后的多普勒信号的平均频率的差值也大于预定阈值的情况下,才对待填充的多普勒信号进行频率补偿处理。除此之外,还可以通过功率信息来判断间隙前、后的多普勒信号是否为有效信号,即功率小于预定阈值时,认为是噪声,不进行频率补偿;反之,才认为是有效的多普勒信号,进行频率补偿。对上述频谱参数的条件判断可以组合或单独使用。

[0057] 频率补偿处理(步骤 706) 通过对待填充的多普勒信号乘以不同频率的复正弦波实现频率的调制,其中复正弦波的频率通过对间隙前、后多普勒信号的平均频率进行插值处理后获得。如图 5 所示,  $fs1$  和  $fs2$  分别为间隙前、后多普勒信号的平均频率,若将间隙分成前、后两段,则前、后两段中心点的频率  $fg1$  和  $fg2$  可以通过插值处理获得,插值处理可以是线性插值处理也可以是非线性的插值处理。本实施例中采用了线性插值,即

$$[0058] \quad fg1 = \frac{2}{3} fs1 + \frac{1}{3} fs2$$

$$[0059] \quad fg2 = \frac{1}{3} fs1 + \frac{2}{3} fs2$$

[0060] 当间隙前、后的多普勒信号发生频谱混叠时,直接采用线性插值将会产生 0 频率附近的频率估计,从而导致填充后频谱的不连续。因此,在频率插值之前需要进行混叠的补偿处理。一种频谱混叠的补偿处理方法如图 8 所示。图中两个实心圆点分别表示  $fs1$  和  $fs2$ ,当  $|fs1 - fs2|$  大于预定阈值的时候就判断为发生了频谱混叠。若直接对  $fs1$  和  $fs2$  进行插值将获得错误的平均频率估计,如图中虚线方框所示。为了对混叠的频率进行插值,首先判断  $fs2$  的符号,根据  $fs2$  的符号估计未混叠的频率  $fs2'$ 。若  $fs2$  符号为负,则令  $fs2' = (fs2+1)$  代替  $fs2$  进行插值;若  $fs2$  符号为正,则令  $fs2' = (fs2-1)$  代替  $fs2$  进行插值。经过上述处理后  $fs2'$  如图中空心圆点所示。然后利用  $fs1$  和  $fs2'$  进行线性插值,若插值后的频率绝对值大于 0.5,则通过上述类似的方法获得  $[-0.5, 0.5]$  频率范围内的对应频率点,插值后的频率点如图中实心方框所示。

[0061] 经过上述处理后,选择来自间隙前的待填充多普勒信号乘以频率为  $(fg1 - fs1)$  的复正弦波进行频率调制,作为间隙前半段的待填充信号;选择来自间隙后的待填充多普勒信号乘以频率为  $(fg2 - fs2)$  的复正弦波进行频率调制,作为间隙后半段的待填充信号。另外,本发明也不局限于同时采用来自间隙前、后的待填充多普勒信号进行填充处理,也可以根据间隙前、后多普勒信号的频谱特性,只选择其中一段多普勒信号进行填充,例如只选择来自间隙前的待填充信号进行填充处理。此时,来自间隙前的待填充多普勒信号乘以频率为  $(fg1 - fs1)$  的复正弦波进行频率调制,作为间隙前半段的待填充信号;同一个信号乘以频率为  $(fg2 - fs1)$  的复正弦波进行频率调制,作为间隙后半段的待填充信号。

[0062] 经过上述处理获得待填充的多普勒信号后,对待填充的多普勒信号和原始的间隙

前、后的多普勒信号（即未进行频率补偿的多普勒信号）进行加权叠加（步骤708），加权叠加示意图如图9所示。其中图中上部的“多普勒1”和“多普勒2”分别表示相邻两个多普勒扫描时间段，两者之间的“B成像”表示两个多普勒扫描时间段之间的B成像扫描时间段，即对应多普勒信号的间隙时间段。间隙起始时刻为  $T_{gs}$ ，直到  $T_{ge}$  时刻间隙结束，此时系统重新采集到有效的正交多普勒信号。为了保证填充信号的连续性，填充的信号与实际采集到的多普勒信号有重叠，即填充信号段的实际起始时刻为  $T_{fs}$ ，终止时刻为  $T_{fe}$ 。图9中  $[T_{fs}, T_{gs}]$  和  $[T_{ge}, T_{fe}]$  分别为重叠的两段信号，简单起见，该两段信号的长度可取相等。由于填充需要间隙后的数据，因此实际填充计算必须等间隙后采集到足够多的正交多普勒信号后才开始启动，如图9中  $T_{sf}$  时刻所示。可见该方法并不是一种实时填充间隙的方法，而是一种准实时的方法。可以认为  $T_{sf}$  时刻输出的为  $T_{fs}$  的信号，即系统延迟为  $(T_{fs}-T_{sf})$ 。由于间隙的长度一般较小，系统延迟也非常短，因此不会影响到多普勒声谱图，以及多普勒声音和二维B超图像的同步性。间隙内信号分两段进行填充，两段之间也有重叠，同样，重叠的长度也可以跟  $[T_{fs}, T_{gs}]$  和  $[T_{ge}, T_{fe}]$  的长度相等。图9中下半部分给出了待填充多普勒信号和原始间隙前、后多普勒信号加权使用的窗函数，不失一般性加权窗函数的取值范围为  $[0, 1]$ 。由图9可见， $[T_{fs}, T_{gs}]$  时间段内原始间隙前多普勒信号的加权函数  $W_{s1}$  由1逐渐减小到0（图中粗实线所示），而  $[T_{fs}, T_{1e}]$  时间段内的间隙前半段待填充信号的加权函数  $W_{g1}$  中间为1向两端逐渐减小为0（图中粗短划线所示）。同理， $[T_{2s}, T_{fe}]$  时间段内的间隙后半段待填充信号的加权函数  $W_{g2}$  也与  $W_{g1}$  类似（图中粗点虚线所示）。最后， $[T_{ge}, T_{fe}]$  时间段内原始间隙后多普勒信号的加权函数  $W_{s2}$  由0逐渐增大到1（图中粗点划线所示）。为了保证间隙内信号功率与间隙前、后信号功率的相似，可以要求权函数之和为1，即

$$[0063] \quad W_{s1} + W_{s2} + W_{g1} + W_{g2} = 1$$

[0064] 经过使用上述加权函数对待填充的多普勒信号和原始的间隙前、后的多普勒信号进行加权后进行叠加，即实现多普勒信号的间隙填充。经过上述间隙填充处理后，间隙两端以及填充的两段信号的两端都能保证时域波形和频域频谱的连续性。如图10所示，是按照本发明的方法间隙填充后的声谱图。填充后的信号输入频谱分析、方向分离等模块进行其它多普勒信号处理。

[0065] 在以上参考图7描述的正交多普勒信号间隙填充方法中，还包括存储步骤，以存储间隙前和 / 或间隙后的多普勒信号。

[0066] 对熟悉多普勒信号处理的人而言，直接利用频率补偿后的间隙前、后的多普勒信号进行间隙填充并不局限于本发明提出的实施例，更改本技术方案的一些处理流程，仍应该在本技术方案的保护范围之内。例如间隙填充可以在壁滤波前进行，此时需要对间隙前、后的多普勒信号经过壁滤波之后作为待填充的多普勒信号，并在对待填充信号经过频率补偿后叠加一个合适的低频信号使得待填充的信号具有与原始间隙前、后多普勒信号相似的频谱特性。然后，对待填充的多普勒信号与原始的间隙前、后多普勒信号进行加权叠加，叠加后的信号统一进行壁滤波、频谱分析等其他多普勒信号处理。

[0067] 正交多普勒信号间隙填充装置

[0068] 如图11所示，是按照本发明的正交多普勒信号间隙填充装置的结构框图，包括存储模块110、分析模块112、判断模块114、补偿模块116和填充模块118。其中存储模块110用于存储间隙前和 / 或间隙后的多普勒信号；分析模块112读取间隙前和 / 或间隙后的多

普勒信号作为待填充多普勒信号,并分析所述待填充多普勒信号的频谱特性,以获得该信号的频谱参数;判断模块 114 根据所述频谱参数来判断是否对所述待填充多普勒信号进行频率补偿;补偿模块 116 根据所述频谱参数对所述待填充多普勒信号进行频率补偿;以及填充模块 118 根据判断模块 114 输出的判断结果进行选择,如果满足条件,则利用频率补偿后的待填充多普勒信号与原始的间隙前和 / 或间隙后的多普勒信号进行加权叠加以实现间隙填充;否则,直接利用原始的间隙前和 / 或后的多普勒信号进行加权叠加填充。

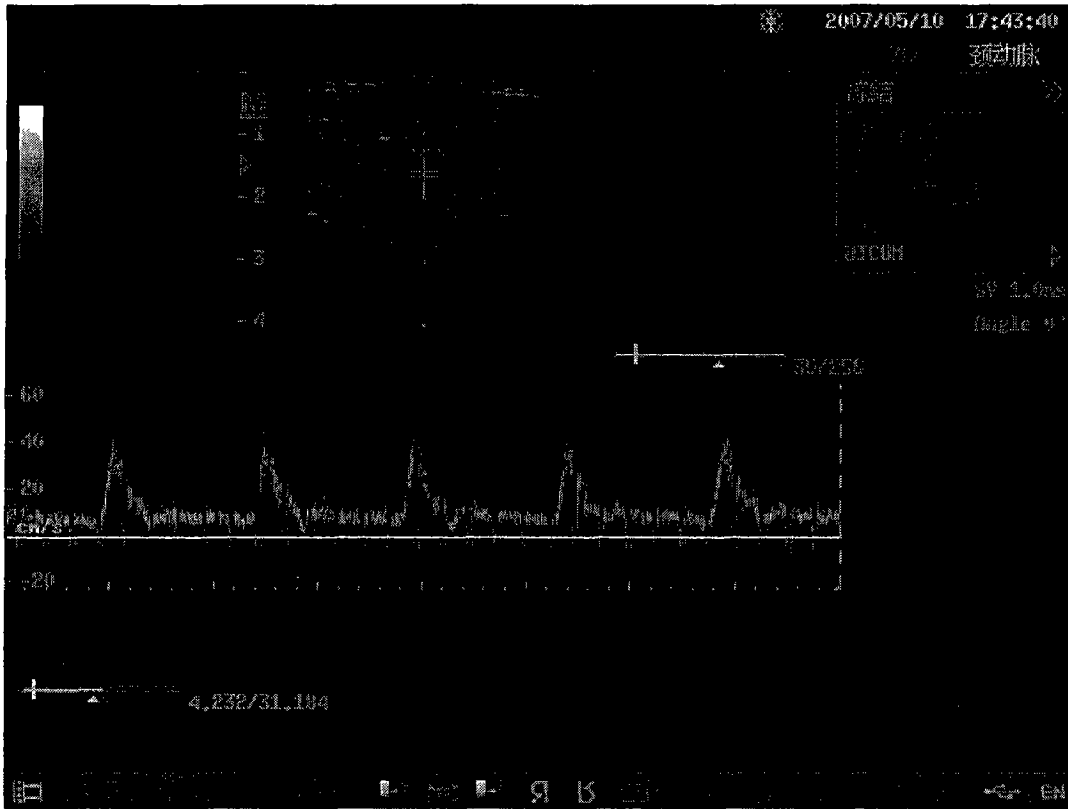


图 1

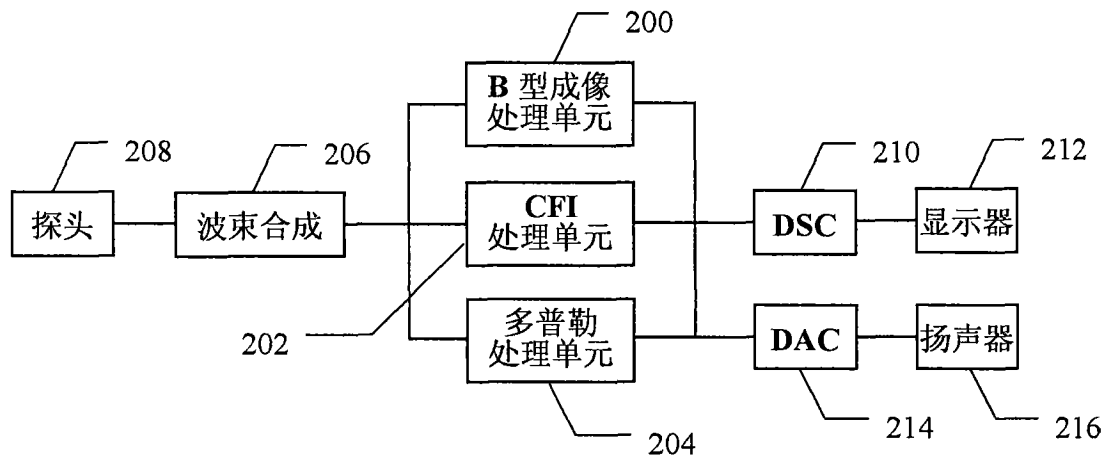


图 2

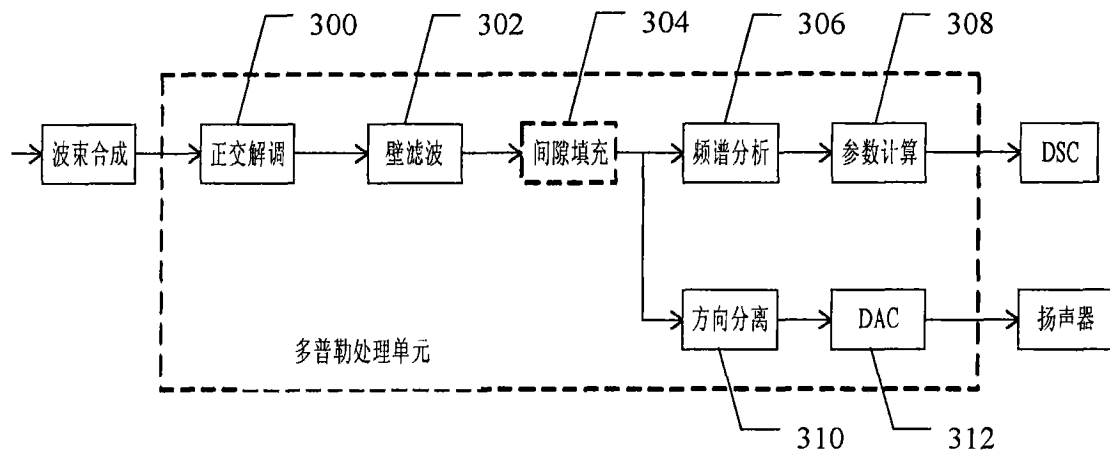


图 3

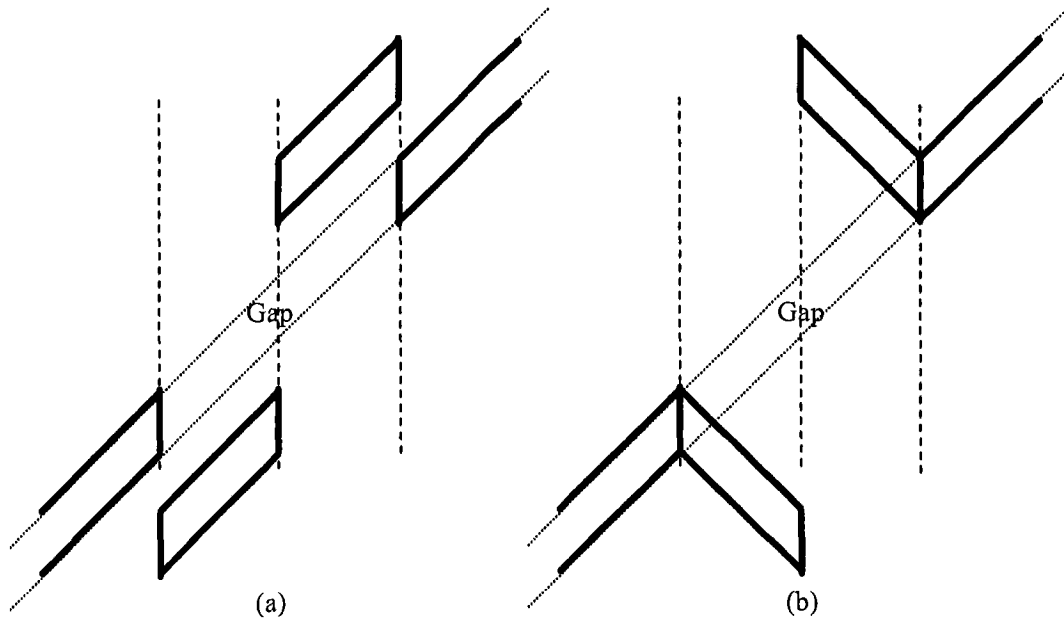


图 4

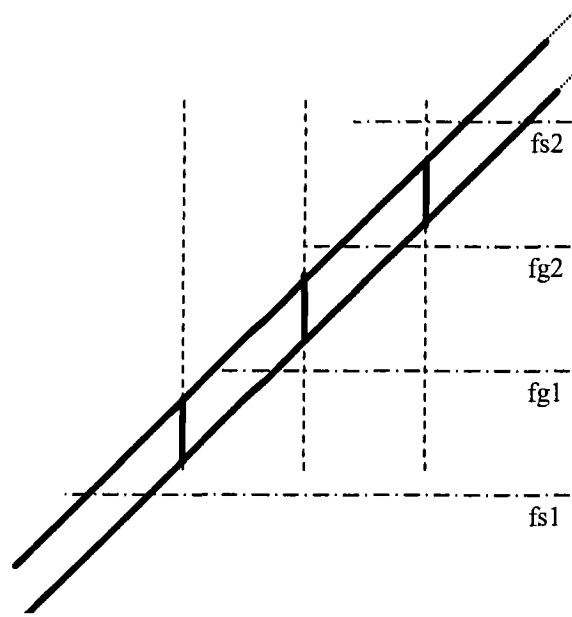


图 5

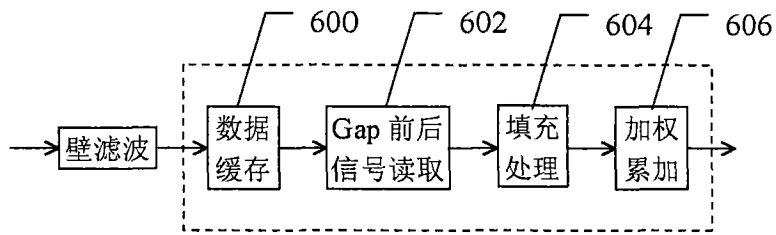


图 6

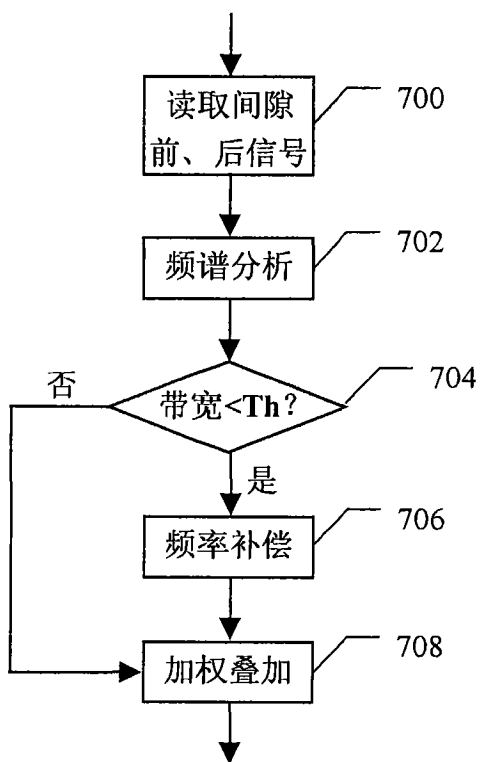


图 7

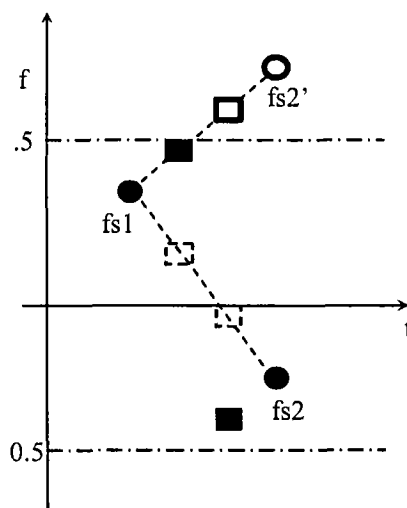


图 8

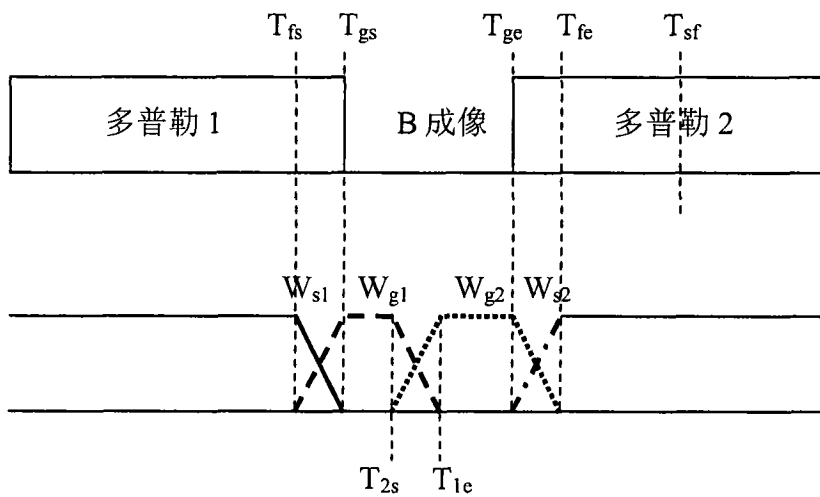


图 9

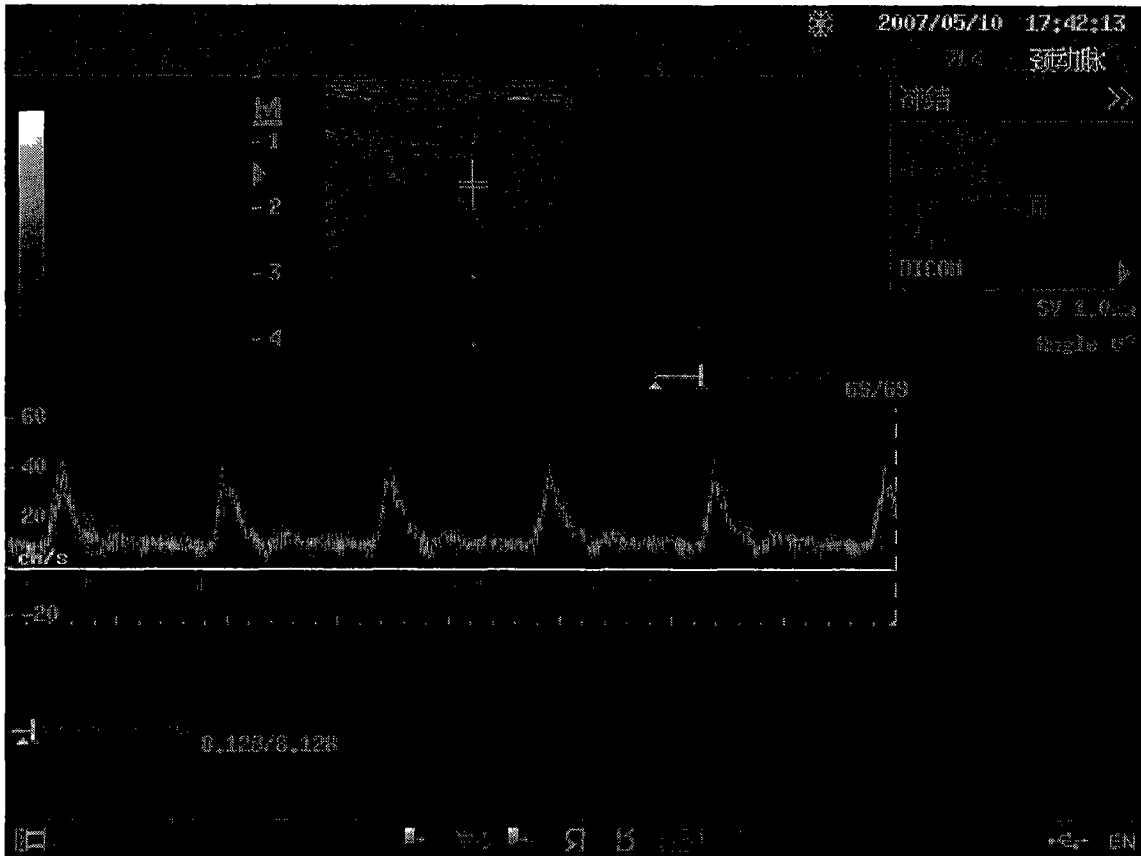


图 10

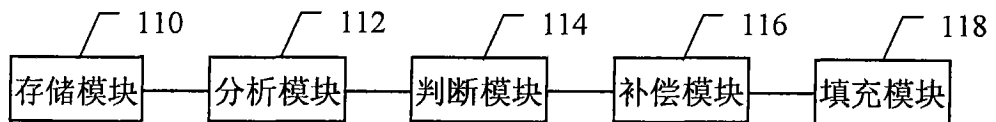


图 11

专利名称(译)	用于超声诊断成像的正交多普勒信号间隙填充方法与装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN101336830B</a>	公开(公告)日	2012-07-04
申请号	CN200710128712.1	申请日	2007-07-03
[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	张羽 李鑫		
发明人	张羽 李鑫		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00		
CPC分类号	G01S7/52034 G01S7/52066 G01S7/52077 G01S15/582 G01S15/8979		
代理人(译)	张亚宁		
审查员(译)	张红梅		
其他公开文献	CN101336830A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了一种用于超声诊断成像的正交多普勒信号间隙填充方法与装置，该方法包括：存储步骤，用于存储间隙前和/或间隙后的多普勒信号；分析步骤，用于分析待填充多普勒信号的频谱特性；判断步骤，用于根据频谱参数来判断是否对待填充多普勒信号进行频率补偿；补偿步骤，用于对待填充多普勒信号进行频率补偿；以及填充步骤，用于根据判断结果对待填充多普勒信号与原始的间隙前和/或间隙后的多普勒信号进行加权叠加以实现间隙填充。本发明的方法在对多普勒间隙前和/或间隙后的信号经过频率补偿处理后，再利用窗函数对该信号以及采集到的多普勒信号进行加权并叠加，从而获得连续的谱图和声音输出，并很好的保留了多普勒信号原始的频谱特性。

