



## (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102133107 B

(45) 授权公告日 2014. 10. 15

(21) 申请号 201010044456. X

CN 101296659 A, 2008. 10. 29, 全文.

(22) 申请日 2010. 01. 21

EP 0006197 B1, 1980. 01. 09, 全文.

(73) 专利权人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

审查员 杨德智

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 李双双 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)

(56) 对比文件

US 5325858 A, 1994. 07. 05, 全文.

WO 2006/080011 A2, 2006. 08. 03, 全文.

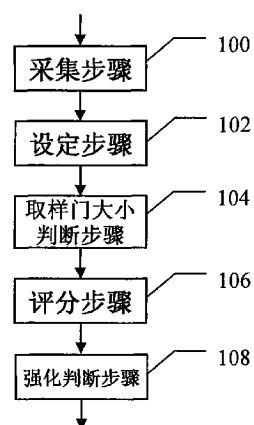
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

### (54) 发明名称

改进多普勒超声成像中 HPRF 性能的方法与装置

### (57) 摘要

本发明公开了一种用于改进多普勒超声成像中 HPRF 性能的方法与装置, 其中所述方法包括: 采集步骤, 用于通过交互界面采集用户所选的 PRF 档位、取样门深度和取样门大小; 设定步骤, 用于根据所选 PRF 档位对应的标准 PRF 值设定可选 PRF 范围; 以及评分步骤, 用于在可选 PRF 范围中按预定步长依次选取 PRF 进行评分; 其中将评分最大的 PRF 作为所选档位的最优 PRF 用于发射超声脉冲。按照本发明实施例的方法与装置通过实时根据用户选定的 PRF 档位及取样门位置计算出最优的 PRF 进行发射, 能提高 HPRF 下所获多普勒频谱图的信噪比, 从而改善多普勒频谱的成像效果。



1. 一种用于改进多普勒超声成像中 HPRF 性能的方法,其特征在于,包括:

采集步骤,用于通过交互界面采集用户所选的参数,所述参数包括所选 PRF 档位、真实取样门深度和取样门大小;

设定步骤,用于根据所选 PRF 档位对应的标准 PRF 值设定可选 PRF 范围;以及

评分步骤,用于在可选 PRF 范围中按预定步长依次选取 PRF 进行评分;

其中将评分最优的 PRF 作为所选档位的最优 PRF 用于发射超声脉冲。

2. 如权利要求 1 所述的方法,其特征在于,还包括:

取样门大小判断步骤,用于判断当前取样门限制的可选 PRF 范围的下限与设定的可选 PRF 范围的下限中的最大值是否小于当前取样门限制的可选 PRF 范围的上限与设定的可选 PRF 范围的上限中的最小值,如果所述最大值小于所述最小值,则进入评分步骤;否则,减小取样门大小,并重新进行取样门大小判断步骤。

3. 如权利要求 1 所述的方法,其特征在于,还包括:

强化判断步骤,用于根据最优 PRF 和当前真实取样门深度计算虚拟取样门深度,以判断计算的虚拟取样门深度是否小于预定阈值;其中如果计算的虚拟取样门深度小于预定阈值,则跳到下一个 PRF 档位根据所述设定步骤和评分步骤寻找相应的最优 PRF;否则,将所述最优 PRF 用于发射超声脉冲。

4. 如权利要求 1 所述的方法,其特征在于,在所述评分步骤之前还包括:

强化判断步骤,用于根据所选的 PRF 和当前真实取样门深度计算虚拟取样门深度,以判断计算的虚拟取样门深度是否小于预定阈值;其中如果计算的虚拟取样门深度小于预定阈值,则跳到下一个 PRF 档位重新进行强化判断步骤;否则,进入评分步骤。

5. 如权利要求 1 至 4 中任意一项所述的方法,其特征在于:在所述设定步骤中,通过将所选 PRF 档位对应的标准 PRF 值分别乘以预定的下限参数和上限参数,来设定可选 PRF 范围,其中下限参数小于等于 1,上限参数大于等于 1。

6. 如权利要求 1 至 4 中任意一项所述的方法,其特征在于:在所述设定步骤中,通过将所选 PRF 档位对应的标准 PRF 值分别减去和加上预定的调整参数,来设定可选 PRF 范围,其中调整参数大于等于零。

7. 如权利要求 1 至 4 中任意一项所述的方法,其特征在于,在所述评分步骤中,如果当前参与评分的 PRF 的死区个数大于等于预定的死区个数上限值,则将该 PRF 的评分置为最差;否则,该 PRF 的评分为下述三项评分之一的函数或至少其中两项评分的函数:距前一个相邻死区的距离评分,距后一个相邻死区的距离评分,以及与当前档位所对应的标准 PRF 值相似度评分。

8. 如权利要求 7 所述的方法,其特征在于:所述距前一个相邻死区的距离评分是取样门起始位置处信号返回探头的时间距前一个死区的时间距离的函数,其中取样门起始位置处信号返回探头的时间距前一个死区的时间距离值越大,评分越优。

9. 如权利要求 7 所述的方法,其特征在于:所述距后一个相邻死区的距离评分是取样门起始位置处信号返回探头的时间距后一个死区的时间距离的函数,其中取样门起始位置处信号返回探头的时间距后一个死区的时间距离值越大,评分越优。

10. 如权利要求 7 所述的方法,其特征在于:所述与当前档位所对应的标准 PRF 值相似度评分是当前参与评分的 PRF 与当前档位所对应的标准 PRF 值之差的函数,其中所述差越

小,评分越优。

11. 一种用于改进多普勒超声成像中 HPRF 性能的装置,其特征在于,包括:

采集单元,配置成通过交互界面采集用户所选的参数,所述参数包括所选 PRF 档位、真实取样门深度和取样门大小;

设定单元,配置成根据所选 PRF 档位对应的标准 PRF 值设定可选 PRF 范围;以及

评分单元,配置成在可选 PRF 范围中按预定步长依次选取 PRF 进行评分;

其中将评分最优的 PRF 作为所选档位的最优 PRF 用于发射超声脉冲。

12. 如权利要求 11 所述的装置,其特征在于,还包括:

取样门大小判断单元,配置成判断当前取样门限制的可选 PRF 范围的下限与设定的可选 PRF 范围的下限中的最大值是否小于当前取样门限制的可选 PRF 范围的上限与设定的可选 PRF 范围的上限中的最小值,如果所述最大值小于所述最小值,则进入评分单元;否则,减小取样门大小,并重新进行取样门大小判断。

13. 如权利要求 11 所述的装置,其特征在于,还包括:

强化判断单元,配置成根据最优 PRF 和当前真实取样门深度计算虚拟取样门深度,以判断计算的虚拟取样门深度是否小于预定阈值;其中如果计算的虚拟取样门深度小于预定阈值,则跳到下一个 PRF 档位用所述设定单元和评分单元寻找相应的最优 PRF;否则,将所述最优 PRF 用于发射超声脉冲。

14. 如权利要求 11 所述的装置,其特征在于,还包括:

强化判断单元,配置成根据所选的 PRF 和当前真实取样门深度计算虚拟取样门深度,以判断计算的虚拟取样门深度是否小于预定阈值;其中如果计算的虚拟取样门深度小于预定阈值,则跳到下一个 PRF 档位重新进行强化判断;否则,进入评分单元。

15. 如权利要求 11 至 14 中任意一项所述的装置,其特征在于:所述设定单元通过将所选 PRF 档位对应的标准 PRF 值分别乘以预定的下限参数和上限参数,来设定可选 PRF 范围,其中下限参数小于等于 1,上限参数大于等于 1。

16. 如权利要求 11 至 14 中任意一项所述的装置,其特征在于:所述设定单元通过将所选 PRF 档位对应的标准 PRF 值分别减去和加上预定的调整参数,来设定可选 PRF 范围,其中调整参数大于等于零。

17. 如权利要求 11 至 14 中任意一项所述的装置,其特征在于,如果当前参与评分的 PRF 死区个数大于等于预定的死区个数上限值,则所述评分单元将该 PRF 的评分置为最差;否则,该 PRF 的评分为下述三项评分之一的函数或至少其中两项评分的函数:距前一个相邻死区的距离评分,距后一个相邻死区的距离评分,以及与当前档位所对应的标准 PRF 值相似度评分。

18. 一种多普勒超声成像系统,其特征在于,包括权利要求 11 至 17 任一项所述的装置。

## 改进多普勒超声成像中 HPRF 性能的方法与装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种脉冲波频谱多普勒成像,特别是涉及一种改进多普勒超声成像中 HPRF 性能的方法和装置。

### 背景技术

[0002] 在医用超声成像系统的脉冲波频谱多普勒成像 (Pulsed Wave Spectral Doppler Imaging, 以下简称 PW 成像) 过程中,超声前端每隔固定时间发射超声脉冲信号进入人体目标组织,检测其多普勒频移 (Doppler Frequency Shift) 信息。在传统的 PW 成像中,为了实现目标定位功能,也就是保证所得到的速度信息确实来自目标位置 (即取样门深度 (Sample Volume Depth, SVD)),脉冲重复发射的时间间隔 (Pulse Repeat Interval, PRI) 会受到目标位置深度的限制,即相邻两次脉冲的时间间隔 PRI 必须大于超声波从探头到达 SVD 再返回探头的时间。如果在上一个发射脉冲的超声回波信号返回探头之前,下一个发射脉冲已经发射了,那么接收到的信息就会混有来自其他深度位置的速度信息。而脉冲重复频率 (Pulse Repeat Frequency, PRF),即脉冲重复时间间隔 PRI 的倒数,又决定着当前多普勒频谱所能识别的最大速度范围。在某些情况下,比如某些大的动脉血管,其血流速度较高,需要较高的 PRF,但是其血管位置较深,超声信号从发射到返回的时间长,需要较大的 PRI 或较低的 PRF,此时传统的 PW 技术无法满足要求。

[0003] 为此,人们提出了一种 HPRF 技术 (High PRF Pulsed Wave Spectral Doppler Imaging),也就是采用较高的 PRF,使得第  $n$  个发射脉冲的回波信号与第  $n-1$ 、 $n-2$ 、...、 $n-m+1$  个发射脉冲的回波信号同时返回探头。这样,每次接收到的回波信号就同时包含了前  $m$  次发射脉冲的回波信息。因此,所得到的频谱信息可能来自  $m$  个深度位置,除了真实的目标位置 SVD 外,其他  $m-1$  个深度位置称为虚拟取样门位置,原 SVD 叫做真实取样门位置。实际使用中,用户根据经验来判断所获得的速度信息来自哪个深度位置,例如,若已知某个取样门位置并无血流也无组织运动,那么所获得的大的速度信息就不可能来自该取样门位置。上述  $m-1$  个虚拟取样门与真实取样门深度的关系如下:

$$[0004] \quad \frac{2 * SVD_{real}}{c} - \frac{2 * SVD_{dummy}}{c} = \frac{k}{PRF}, \quad k = 1, 2, \dots, m-1,$$

[0005] 其中,  $c$  为声波在组织中的传播速度。

[0006] 根据该 HPRF 技术,其中 PRF 都是系统预先设定好的固定档位。对于每个档位下的 PRF 值,获得该 PRF 发射下的多普勒频谱图,并通过上式计算出其对应的一个或多个虚拟取样门的位置,供用户判断所得频谱信息来自哪个位置。

[0007] 现有 HPRF 技术的缺点在于,上述 PRF 是预先设定的固定档位,实际应用时只是由用户选取某个档位来进行发射接收,而真实取样门的位置是根据目标病人的目标血管或组织的位置来决定的,是任意可变的。在某些真实取样门位置下,这些 PRF 可能会造成目标信号到达探头的时间与脉冲发射时间过于接近,从而降低所获目标频谱的信噪比,影响用户对目标速度信息的采集判断。也就是说,对于某些任意选定的真实取样门的位置,这些预先

设定的 PRF 可能并不是最优的,甚至是不可取的。

## 发明内容

[0008] 本发明的目的是为了克服现有技术存在的缺陷,提供一种实时根据用户选定的 PRF 档位及取样门位置计算出最优的 PRF 进行发射,从而改进多普勒超声成像中 HPRF 性能的方法和装置。为了实现这一目的,本发明所采取的技术方案如下。

[0009] 按照本发明实施例的第一方面,提供一种用于改进多普勒超声成像中 HPRF 性能的方法,包括:采集步骤,用于通过交互界面采集用户所选的参数,包括所选 PRF 档位、真实取样门深度和取样门大小;设定步骤,用于根据所选 PRF 档位对应的标准 PRF 值设定可选 PRF 范围;以及评分步骤,用于在可选 PRF 范围中按预定步长依次选取 PRF 进行评分;其中将评分最优的 PRF 作为所选档位的最优 PRF 用于发射超声脉冲。

[0010] 按照本发明实施例的第二方面,提供一种用于改进多普勒超声成像中 HPRF 性能的装置,包括:采集单元,配置成通过交互界面采集用户所选的参数,包括所选 PRF 档位、真实取样门深度和取样门大小;设定单元,配置成根据所选 PRF 档位对应的标准 PRF 值设定可选 PRF 范围;以及评分单元,配置成在可选 PRF 范围中按预定步长依次选取 PRF 进行评分;其中将评分最优的 PRF 作为所选档位的最优 PRF 用于发射超声脉冲。

[0011] 按照本发明实施例的第三方面,提供一种多普勒超声成像系统,包括按照本发明实施例第二方面的装置。

[0012] 按照本发明实施例的方法与装置,实时根据用户选定的 PRF 档位及取样门位置计算出最优的 PRF 进行发射,提高 HPRF 下所获多普勒频谱图的信噪比,从而改善多普勒频谱的成像效果。

[0013] 下面将结合附图并通过具体的实施例对本发明进行进一步说明。

## 附图说明

[0014] 图 1 是按照本发明一个实施例的用于改进多普勒超声成像中 HPRF 性能的方法的示意性流程图;

[0015] 图 2 是按照本发明一个实施例的取样门位置示意图;

[0016] 图 3 是按照本发明一个实施例的死区位置及长度的示意图;

[0017] 图 4 是按照本发明另一个实施例的用于改进多普勒超声成像中 HPRF 性能的方法的示意性流程图;

[0018] 图 5 是按照本发明一个实施例的 HPRF 模式下发射 PRF 自动优化前后的多普勒频谱对比图,其中 5a 为优化前频谱,5b 为优化后的频谱;

[0019] 图 6 是按照本发明一个实施例的用于改进多普勒超声成像中 HPRF 性能的装置的示意性框图;

[0020] 图 7 是按照本发明另一个实施例的用于改进多普勒超声成像中 HPRF 性能的装置的示意框图;

[0021] 图 8 是一种多普勒超声成像系统示意图,其中包括按照本发明一个实施例的用于改进多普勒超声成像中 HPRF 性能的装置。

## 具体实施方式

[0022] 按照本发明一个实施例的用于改进多普勒超声成像中 HPRF 性能的方法包括：采集步骤 100, 设定步骤 102, 以及评分步骤 106。在其他实施例中, 还可选地包括取样门大小判断步骤 104 和 / 或强化判断步骤 108, 如图 1 所示。下面对所述步骤进行具体说明。

[0023] 首先, 获取通过用户界面选定的参数, 包括取样门位置信息以及获取用户界面选定的 PRF 档位 (步骤 100), 其中取样门位置信息包括: 取样门深度 SVD, 即图 2 中的 GateDepth, 以及取样门大小 GateSize, 如图 2 所示。其中此处的取样门即为真实的取样门, 相应的取样门深度即为真实的取样门深度。另外, 将通过用户界面选定的 PRF 档位对应的标准 PRF 值记为 usePRF。

[0024] 其次, 设定用于优化的可选 PRF 范围  $\text{Prf\_Low} \sim \text{Prf\_High}$  (步骤 102), 其中,  $\text{Prf\_Low} \leq \text{usePRF}$ ,  $\text{Prf\_High} \geq \text{usePRF}$ 。此可选 PRF 范围可以是由使用者通过用户界面直接设定, 也可以是由超声系统自动生成。

[0025] 例如, 在一个实施例中, 将所选 PRF 档位对应的标准 PRF 值分别乘以预定的下限参数和上限参数, 从而来设定可选 PRF 范围。具体来说, 可令:

[0026]  $\text{Prf\_Low} = \alpha * \text{usePRF}$

[0027]  $\text{Prf\_High} = \beta * \text{usePRF}$

[0028] 其中,  $\alpha$  与  $\beta$  是系统预先设定的 PRF 调整下限参数和上限参数, 且  $\alpha \leq 1$ ,  $\beta \geq 1$ 。该下限参数和上限参数主要影响每个 PRF 档位的可优化调节范围, 可根据用户需求及图像优化效果来确定。

[0029] 在一个实施例中, 通过将所选 PRF 档位对应的标准 PRF 值分别减去和加上预定的调整参数, 从而来设定可选 PRF 范围。例如, 可令:

[0030]  $\text{Prf\_Low} = \text{usePRF} - a$

[0031]  $\text{Prf\_High} = \text{usePRF} + b$

[0032] 其中,  $a$  与  $b$  分别是系统预先设定的 PRF 调整参数, 且  $a \geq 0$ ,  $b \geq 0$ 。该参数主要影响每个 PRF 档位的可优化调节范围, 可根据用户需求及图像优化效果来确定。

[0033] 前述实施例中, 参数  $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $a$ 、 $b$  可以由用户根据需要, 通过用户界面直接设定, 也可以由超声系统默认自动设定。

[0034] 前述实施例中描述了多种设定可选 PRF 范围的方法。本领域技术人员从前述实施例的描述中可以理解, 还可以根据实际情况选用其它的设定 PRF 的方法, 只要其能够满足用户的需求, 以及能够达到图像优化效果的要求即可。前述实施例中的设定 PRF 范围的方法是为清楚说明本发明实施例的目的, 而不是对本发明的限定。

[0035] 如图 3 所示, 是超声脉冲发射接收时序及死区位置的示意图。Rate 表示每次发射接收周期的开始,  $n\text{Txgate}$  是发射时序。其中每个周期中发射有效时间  $T3$  即为死区时间, 相邻两次 Rate 的时间间隔即为当前发射 PRF 对应的重复发射时间间隔  $\text{PRI} = 1/\text{PRF}$ 。HPRF 模式下, 如果当前取样门深度下目标信号返回探头的时间刚好落入死区范围内或者离死区时间过于接近, 就可能导致对目标信号的接收受到阻碍或干扰, 最终所得多普勒频谱信息的信噪比太低。

[0036] 当 HPRF 的取样线确定后, 探头发射孔径内各阵元的发射先后顺序以及相对时延即可确定, 时序中的发射有效时间  $T3$  从而可以确定。实际使用中, 死区时间长度取为在发

射有效时间基础上加上一小段附加时间后的结果,即:

[0037]  $DeadTime = T_3 + AdditionalDeadTime$ ;

[0038] 其中  $AdditionalDeadTime$  为附加死区时间,是系统预先设定好的一个固定值,该值主要与系统时序设计方法及发射相关硬件性能有关。

[0039] 计算出取样门起始位置及结束位置处目标信号返回探头的时间  $GateStart$  与  $GateEnd$ ,如下:

$$[0040] \quad GateStart = \frac{2(GateDepth - GateSize / 2)}{c} + DeadTime$$

[0041]

$$[0042] \quad GateEnd = \frac{2(GateDepth + GateSize / 2)}{c} + DeadTime$$

[0043] 其中  $c$  为组织中的声速。

[0044] 于是,死区个数为:

[0045]  $GateNumber = GateEnd * Prf\_Low$ 。

[0046] 系统设定一个死区个数上限值参数,记为  $MaxGateNumber$ 。该参数对应着 HPRF 模式下可能出现的最多取样门个数,可根据用户需求及图像效果进行设定。当上述计算出来的  $GateNumber$  等于或大于该上限值参数时,强行对  $GateNumber$  和  $usePRF$  作出调整,如下所示:

[0047]  $GateNumber = MaxGateNumber - \varepsilon$

$$[0048] \quad usePRF = \frac{GateNumber}{GateEnd};$$

[0049] 其中  $\varepsilon$  为系统设定的固定参数。该参数通常设为一个较小的值,可根据图像效果来调节确定。

[0050] 由于取样门有一定的大小,对于取样门宽度内的各个深度,从发射到接收所需时间范围为  $GateStart \sim GateEnd$ 。为了消除死区干扰,其中  $GateStart$  不能落在前一个相邻死区范围内,而  $GateEnd$  不能落在后一个相邻死区的范围内。于是,可以计算出当前取样门限制的可选 PRF 的范围为:

$$[0051] \quad GatePrf\_Low = \frac{fix(GateNumber)}{GateStart - DeadTime}$$

$$[0052] \quad GatePrf\_High = \frac{fix(GateNumber) + 1}{GateEnd}$$

[0053] 其中  $fix$  表示取整。

[0054] 系统实际发射的 PRF 范围必须包含在取样门限制的可选 PRF 范围之内,即有:

[0055]  $Temp\_Prf\_Low = \max(GatePrf\_Low, Prf\_Low)$

[0056]  $Temp\_Prf\_High = \min(GatePrf\_High, Prf\_High)$ 。

[0057] 如果  $Temp\_Prf\_Low \leq Temp\_Prf\_High$ ,说明在的调整范围内系统可以找到有效的 PRF;否则,系统无法找到有效的 PRF,此时必须减小取样门大小(步骤 104)。

[0058] 另外,每次减小取样门大小后,需要根据减小的取样门重新进行上述判断,直到找到一个合适的取样门大小或者调节到系统限定的最小取样门大小为止。

[0059] 在系统的可选 PRF 范围  $Prf\_Low \sim Prf\_High$  中,按步长  $Prf\_Step$  依次选取 PRF 进行评分。该评分步长  $Prf\_Step$  参数可以根据需要,综合考虑图像优化效果、评分计算花费的时间和资源等因素灵活设定。

[0060] 记当前参与评分的 PRF 为  $Prf\_temp$ ,先计算出其对应的死区个数  $GateNumber$  为:

[0061]  $GateNumber = GateEnd * Prf\_temp$ 。

[0062] 如果  $GateNumber \geq MaxGateNumber$ ,则说明该  $Prf\_temp$  不符合要求,直接将该  $Prf\_temp$  的总评分置为最差(例如,置为零,即令  $Score = 0$ );如果  $GateNumber < MaxGateNumber$ ,则对该  $Prf\_temp$  开始评分计算(步骤 106)。评分包括三项:距前一个相邻死区的距离评分,距后一个相邻死区距离评分,以及与当前档位标准值的相似度评分。下面对该三项评分进行具体说明。

[0063] 1、距前一个相邻死区的距离评分

[0064] 取样门起始位置处信号返回探头的时间距前一个死区的时间距离为:

[0065]  $DisStart = GateStart - \frac{fix(GateNumber)}{Prf\_temp} - DeadTime$ ,

[0066] 其中距前一个相邻死区的距离评分为该时间距离的函数,该距离值越大,该项评分越优。

[0067] 2、距后一个相邻死区的距离评分

[0068] 取样门结束位置处信号返回探头的时间距后一个死区的时间距离为:

[0069]  $DisEnd = \frac{fix(GateNumber)+1}{Prf\_temp} - GateEnd$ ,

[0070] 其中距后一个相邻死区的距离评分为该时间距离的函数,该距离值越大,该项评分越优。

[0071] 3、与系统当前档位所对应的标准值  $usePRF$  相似度评分

[0072] 比较当前评分  $Prf\_temp$  与当前档位所对应的标准值  $usePRF$  之差,其中与系统当前档位所对应的标准值  $usePRF$  相似度评分为该差值的函数,该差值越小即两者越接近,则该项评分越优。

[0073] 4、总评分

[0074] 得到上述三项评分后,最终的评分可以为该三项评分其中之一的函数(包括直接取为评分其中之一的本身,本文中仍然称这种情况为其函数),或者该三项评分其中任意两项的函数(例如,任意两项的乘积),又或者同时为该三项评分的函数(例如,三项评分的乘积)。其中,由各项评分得到最终评分的函数可以根据需要灵活设置,可以直接取各项评分本身,也可以取其它函数形式计算得到最终的评分。

[0075] 在上述可选 PRF 范围中,选出总评分最优的 PRF 作为当前档位的最优 PRF,同时输出自动调节后的取样门大小,PRF 评分过程结束。

[0076] 本领域内技术人员根据前述实施例中的描述可以理解,其中评分的“优”或者“差”的具体定义可以根据需要灵活定义,本发明中不作限制。例如,可以定义“优”为较高的分数,“差”为较低的分数;当然,也可以定义“优”为较低的分数,“差”为较高的分数。

[0077] 另外,本领域内技术人员根据前述描述可以理解,其中的评分项除了前述三项之外,也可以用其它能够衡量当前  $Prf\_temp$  的性能的因素作为评分项。本发明的评分方式不

限于前述三种方式,只要能够用来评价当前 Prf\_temp 的性能的评分项均可使用。

[0078] 找出最优 PRF 后,结合当前的真实取样门深度,即可计算出所需虚拟取样门的个数以及各虚拟取样门的深度值,如下所示:

$$[0079] \quad \frac{2 * SVD_{real}}{c} - \frac{2 * SVD_{dummy}}{c} = \frac{k}{PRF}, k = 1, 2, \dots, m-1.$$

[0080] 如果最浅的虚拟取样门深度 < 阈值 DepthThre, 则说明当前 PRF 档位不合适, 强制跳到下一个 PRF 档位, 重新进入上述 PRF 评分过程, 寻找下一个 PRF 档位的最优 PRF (步骤 108)。其中阈值 DepthThre 参数是预先设定的, 该参数可根据实际图像效果来灵活调节设定。

[0081] 如图 4 所示, 在另一个实施例中, 上述强化判断步骤 108 与 PRF 评分步骤 106 的顺序也可以互换, 即可以设计为先利用当前档位标准 PRF 值进入强化判断步骤, 以判断是否需要跳档。找到合适的档位后, 再进入 PRF 评分过程寻找该档位对应的最优 PRF 值, 并令该最优 PRF 为系统发射所用 PRF。在此情况下, 上述计算各虚拟取样门的深度值的公式中的 PRF 采用所选的 PRF 值。

[0082] 前述各实施例中, 包括多个设定的参数, 这些参数均可根据实际情况灵活设定, 其中可以用使用者通过用户界面直接设定, 也可以由超声系统自动默认设定。

[0083] 经过上述 PRF 自动优化过程, 可以有效避免目标位置的信号返回探头的时间刚好落在死区范围内或者距离死区太近, 从而导致对目标信号的接收受到阻碍或干扰致使所得多普勒频谱信噪比太低的情况。优化前后的图像效果实例对比如图 5 所示, 其中图 5a 为优化前的多普勒频谱, 图 5b 为优化后的多普勒频谱。可以看到, HPRF 优化后, 所得多普勒信号明显增强, 信噪比得以提高, 速度信息的轮廓更加清晰。

[0084] 图 6 是按照一个实施例的用于改进多普勒超声成像中 HPRF 性能的装置 600 的示意图, 该装置 600 包括: 采集单元 620, 设定单元 630, 以及评分单元 650。在其他实施例中, 还可选地包括取样门大小判断单元 640 和 / 或强化判断单元 660。其中:

- [0085] - 采集单元 620 用于执行步骤 100;
- [0086] - 设定单元 630 用于执行步骤 102;
- [0087] - 取样门大小判断单元 640 用于执行步骤 104;
- [0088] - 评分单元 650 用于执行步骤 106; 以及
- [0089] - 强化判断单元 660 用于执行步骤 108。

[0090] 在又一个实施例中, 用于改进多普勒超声成像中 HPRF 性能的装置 600 还可选地包括交互界面 680 以及输出单元 690, 其中通过交互界面 680 可以采集用户所选的 PRF 档位、取样门深度和取样门大小, 输出单元 690 用于输出最优 PRF 值。

[0091] 图 7 是另一种用于改进多普勒超声成像中 HPRF 性能的装置 600 的实施例, 该装置 600 包括处理单元 613, 例如 DSP 或 CPU 等。处理单元 613 可以是单个单元或者多个单元, 以执行所述的不同步骤。另外, 该装置 600 还可选地包括交互界面 680 以及输出单元 690。此外, 该装置 600 还包括非易失性存储器形式的至少一个计算机程序产品 610, 例如 EEPROM、闪存或者硬盘驱动器等。该计算机程序产品 610 包括计算机程序 611, 而计算机程序 611 包括程序代码, 当其被运行时, 使得该装置 600 执行关于图 1 或图 4 所示的步骤。

[0092] 具体来说, 在装置 600 的计算机程序 611 中的程序代码包括: 采集模块 611a, 用于

执行步骤 100 ; 设定模块 611b, 用于执行步骤 102 ; 取样门大小判断模块 611c, 用于执行步骤 104 ; 评分模块 611d, 用于执行步骤 106 ; 以及强化判断模块 611e, 用于执行步骤 108。换句话说, 当在处理单元 613 上运行不同的模块 611a-611e 时, 它们对应于图 6 所示的单元 620、630、640、650 和 660。

[0093] 按照上述实施例的用于改进多普勒超声成像中 HPRF 性能的装置 600, 可以通过软件、硬件、固件或者其组合, 实现在多普勒超声成像系统中, 如图 8 所示。这种实现对于本领域普通技术人员来说是容易做到的, 在此不进行详述。

[0094] 以上通过具体的实施例对本发明进行了说明, 但本发明并不限于这些具体的实施例。本领域技术人员应该明白, 还可以对本发明做各种修改、等同替换、变化等等, 例如将上述实施例中的一个步骤或单元分为两个或更多个步骤或单元来实现, 或者相反, 将上述实施例中的两个或更多个步骤或单元的功能放在一个步骤或单元中来实现。但是, 这些变换只要未背离本发明的精神, 都应在本发明的保护范围之内。另外, 本申请说明书和权利要求书所使用的一些术语并不是限制, 仅仅是为了便于描述。此外, 以上多处所述的“一个实施例”表示不同的实施例, 当然也可以将其全部或部分结合在一个实施例中。

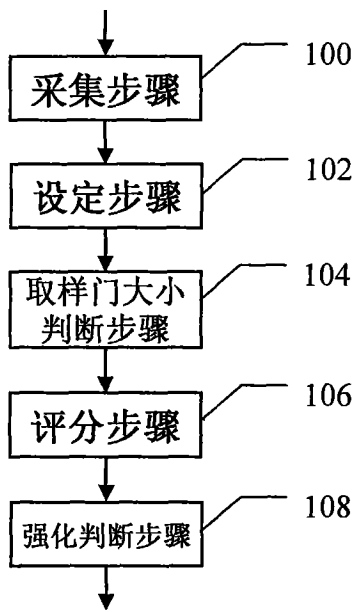


图 1

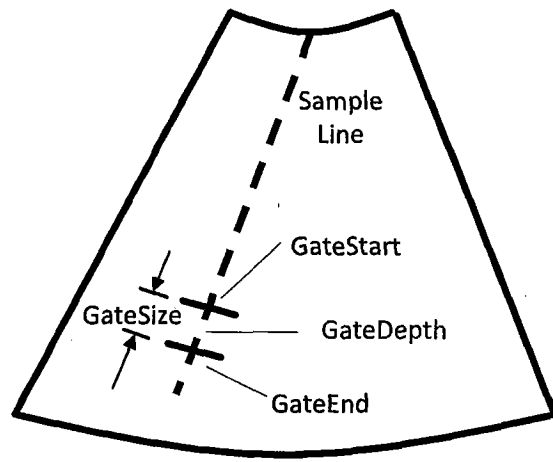


图 2

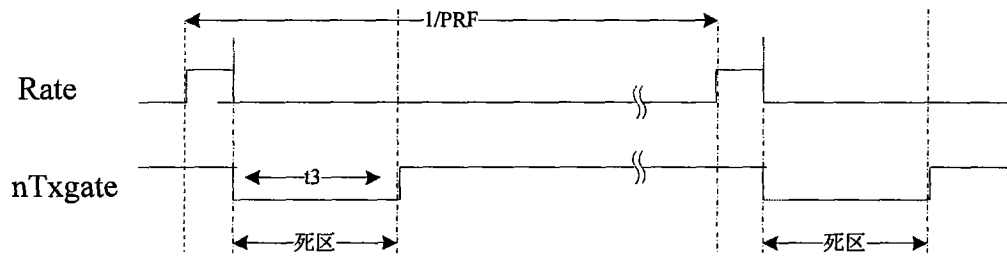


图 3

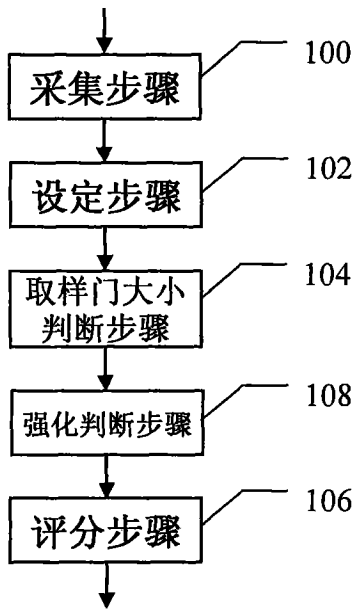
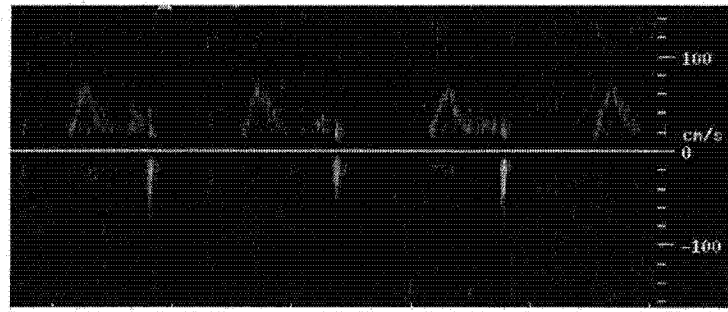
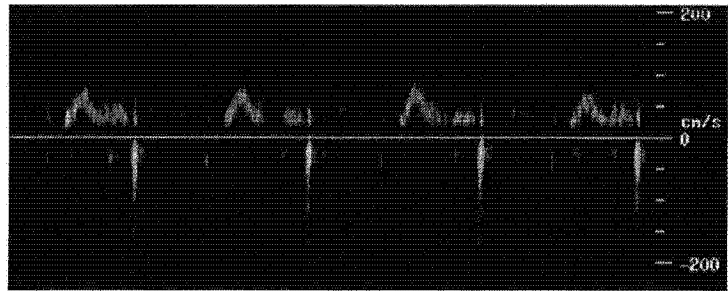


图 4



(a)



(b)

图 5

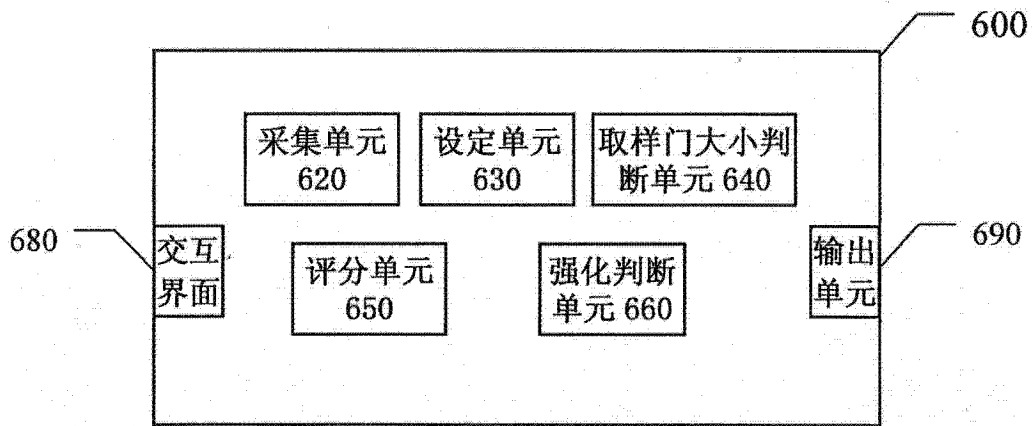


图 6

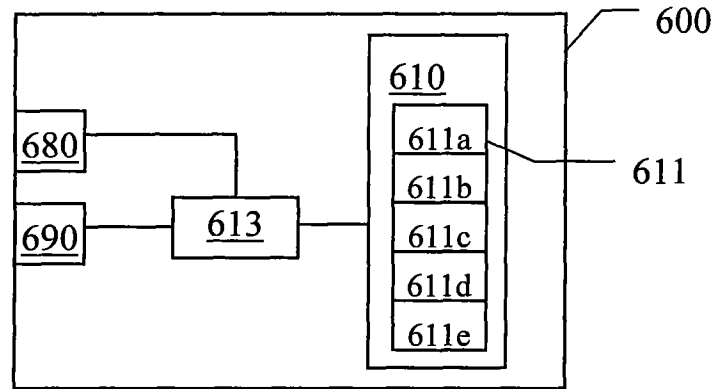


图 7

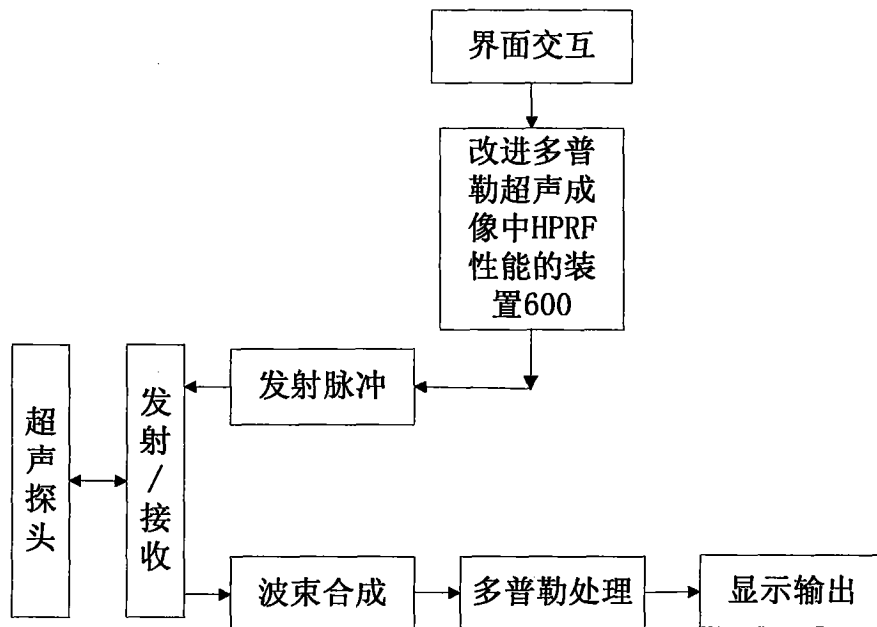


图 8

|                |                                                        |         |            |
|----------------|--------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 改进多普勒超声成像中HPRF性能的方法与装置                                 |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN102133107B</a>                           | 公开(公告)日 | 2014-10-15 |
| 申请号            | CN201010044456.X                                       | 申请日     | 2010-01-21 |
| [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         | 李双双<br>李雷                                              |         |            |
| 发明人            | 李双双<br>李雷                                              |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00                                               |         |            |
| CPC分类号         | A61B8/488 G01S7/5205 G01S7/52019 G01S15/8986 A61B8/467 |         |            |
| 代理人(译)         | 何平                                                     |         |            |
| 审查员(译)         | 杨德智                                                    |         |            |
| 其他公开文献         | CN102133107A                                           |         |            |
| 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改进多普勒超声成像中HPRF性能的方法与装置，其中所述方法包括：采集步骤，用于通过交互界面采集用户所选的PRF档位、取样门深度和取样门大小；设定步骤，用于根据所选PRF档位对应的标准PRF值设定可选PRF范围；以及评分步骤，用于在可选PRF范围中按预定步长依次选取PRF进行评分；其中将评分最大的PRF作为所选档位的最优PRF用于发射超声脉冲。按照本发明实施例的方法与装置通过实时根据用户选定的PRF档位及取样门位置计算出最优的PRF进行发射，能提高HPRF下所获多普勒频谱图的信噪比，从而改善多普勒频谱的成像效果。

