



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106580372 A

(43)申请公布日 2017.04.26

(21)申请号 201710046667.9

(22)申请日 2017.01.22

(71)申请人 飞依诺科技(苏州)有限公司  
地址 215000 江苏省苏州市苏州工业园区  
新发路27号A栋5楼、C栋4楼

(72)发明人 凌涛

(74)专利代理机构 北京品源专利代理有限公司  
11332  
代理人 孟金喆 胡彬

(51) Int. Cl.  
A61B 8/06(2006.01)  
G06T 7/00(2017.01)  
G06T 5/00(2006.01)

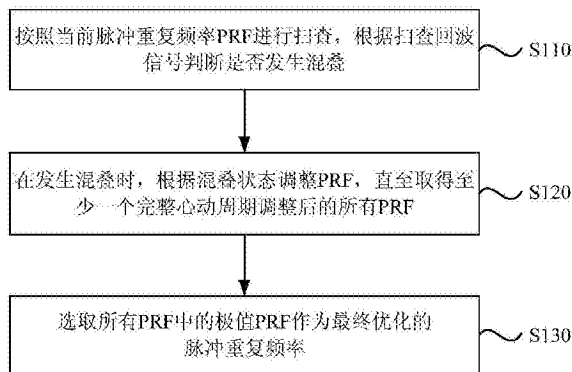
权利要求书2页 说明书9页 附图5页

## (54)发明名称

一种超声彩色血流成像的脉冲重复频率调整方法及装置

## (57)摘要

本发明实施例公开了一种超声彩色血流成像的脉冲重复频率调整方法及装置。其中,该方法包括:按照当前脉冲重复频率PRF进行扫查,根据扫查回波信号判断是否发生混叠;在发生混叠时,根据混叠状态调整PRF,直至取得至少一个完整心动周期调整后的所有PRF;选取所有PRF中的极值PRF作为最终优化的脉冲重复频率。本发明实施例解决了用户只能根据应用部位和实际图像手动调节脉冲重复频率来控制血流速度范围的问题,使得超声彩色血流成像功能可以根据当前扫查部位和扫查切面的实时血流图像对脉冲重复频率进行自动调整和优化,使得当前状态下的血流图像尽可能避免混叠现象,又保持较好的血流速度梯度。



1. 一种超声彩色血流成像的脉冲重复频率调整方法,其特征在于,包括:  
按照当前脉冲重复频率PRF进行扫查,根据扫查回波信号判断是否发生混叠;  
在发生混叠时,根据混叠状态调整PRF,直至取得至少一个完整心动周期调整后的所有PRF;  
选取所有PRF中的极值PRF作为最终优化的脉冲重复频率。
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述根据扫查回波信号判断是否发生混叠包括:  
获取当前采样率对应的第一信号相位,所述当前采样率实为当前脉冲重复频率PRF;  
获取二分之一当前采样率对应的第二信号相位;  
根据所述第一信号相位和第二信号相位判断是否发生混叠。
3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述根据所述第一信号相位和第二信号相位判断是否发生混叠,包括:  
在第一信号相位和第二信号相位方向符号相同且第二信号相位不近似等于二倍第一信号相位时,确定第二信号相位发生混叠;或者  
在第一信号相位和第二信号相位方向符号相反时,确定第二信号相位发生混叠。
4. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述根据混叠状态调整PRF,包括:  
计算按照当前PRF扫查帧中第二信号相位中发生混叠的血流像素比例;  
根据所述血流像素比例调整PRF。
5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,所述根据所述血流像素比例调整PRF,包括:  
在所述血流像素比例低于比例阈值时,减小PRF;  
在所述血流像素比例高于比例阈值时,增大PRF。
6. 一种超声彩色血流成像的脉冲重复频率调整装置,其特征在于,包括:  
判断模块,用于按照当前脉冲重复频率PRF进行扫查,根据扫查回波信号判断是否发生混叠;  
调整模块,用于在发生混叠时,根据混叠状态调整PRF,直至取得至少一个完整心动周期调整后的所有PRF;  
选取模块,用于选取所有PRF中的极值PRF作为最终优化的脉冲重复频率。
7. 根据权利要求6所述的装置,其特征在于,所述判断模块包括:  
第一相位获取单元,用于获取当前采样率对应的第一信号相位,所述当前采样率实为当前脉冲重复频率PRF;  
第二相位获取单元,用于获取二分之一当前采样率对应的第二信号相位;  
判断单元,用于根据所述第一信号相位和第二信号相位判断是否发生混叠。
8. 根据权利要求7所述的装置,其特征在于,所述判断单元具体用于:  
在第一信号相位和第二信号相位方向符号相同且第二信号相位不近似等于二倍第一信号相位时,确定第二信号相位发生混叠;或者  
在第一信号相位和第二信号相位方向符号相反时,确定第二信号相位发生混叠。
9. 根据权利要求7所述的装置,其特征在于,所述调整模块包括:  
比例计算单元,用于计算按照当前PRF扫查帧中第二信号相位中发生混叠的血流像素

比例；

调整单元，用于根据所述血流像素比例调整PRF。

10. 根据权利要求9所述的装置，其特征在于，所述调整单元具体用于：

在所述血流像素比例低于比例阈值时，减小PRF；

在所述血流像素比例高于比例阈值时，增大PRF。

## 一种超声彩色血流成像的脉冲重复频率调整方法及装置

### 技术领域

[0001] 本发明实施例涉及超声信号处理技术领域,尤其涉及一种超声彩色血流成像的脉冲重复频率调整方法及装置。

### 背景技术

[0002] 超声成像因为其无创性、实时性、操作方便、价格便宜等诸多优势,使其成为临床上应用最为广泛的诊断工具之一。超声彩色血流成像是超声成像中的一种重要成像模式,在临床上的应用极其普遍,是多种疾病诊断的重要依据,因此提高超声彩色血流图像的质量对于临床医生的诊断有重要意义。

[0003] 超声彩色血流成像通常是在二维组织成像的基础上,由用户确定一个感兴趣区域(ROI框),然后对该区域进行血流成像,再将血流图像叠加在二维组织图像上一起显示。

[0004] 超声彩色血流成像的基本原理是超声多普勒效应,即发射一定频率的超声波(超声波是一种频率高于20000赫兹的声波,它的方向性好,穿透能力强,易于获得较集中的声能)进入人体组织后,在血流运动作用下接收的超声回波信号会产生频偏,频偏的大小与血流速度成正比,用公式表示如下:

$$[0005] \quad \Delta f = 2 * f * V \cos(\theta) / C$$

[0006] 其中f表示发射超声波信号的中心频率,Δf表示接收超声波信号的频偏,V表示血流速度,θ表示声束与血流的夹角,C表示超声波传播速度。上述公式也可以表示成:

$$[0007] \quad V = C * \Delta f / (2 * f * \cos(\theta))$$

[0008] 通常超声彩色血流成像有一定的速度范围,在发射超声波信号的中心频率固定的情况下,该速度范围由脉冲重复频率(PRF)决定,脉冲重复频率实际上也是慢时间方向(即扫描次数方向)的采样率。对于超声彩色血流成像而言,信号实际上有两个维度:一个维度是扫描深度方向,也称为快时间方向;另一个维度是扫描次数方向,也称为慢时间方向。按照奈奎斯特采样定理,接收超声波信号中能检测到的最大频偏是脉冲重复频率的一半(即PRF/2),由于超声彩色血流成像通常不考虑或难以考虑角度的影响,因此超声彩色血流成像能检测到的最大速度为:

$$[0009] \quad V_{\max} = C * PRF / (4 * f)$$

[0010] 考虑血流运动的方向,超声彩色血流成像的速度范围就是 $-V_{\max} \sim V_{\max}$ 。

[0011] 实际计算时通常以相位来反应血流速度大小和方向,自相关算法是最早也是目前最常用的超声彩色血流成像算法,其计算公式如下所示:

$$[0012] \quad N = \sum_{n=1}^{PS-1} I_n Q_{n+1} - I_{n+1} Q_n$$

$$[0013] \quad D = \sum_{n=1}^{PS-1} I_n I_{n+1} + Q_n Q_{n+1}$$

[0014] 其中,I和Q分别是超声多普勒血流信号的同相分量和正交分量,脉冲重复频率实际上就是I/Q信号在慢时间方向的采样率,为了去除组织低频杂波信号,I和Q必须先经过滤

波处理,PS是对同一扫描线位置按照脉冲重复频率重复扫描的次数,为保证一定的帧频和计算精度,PS的取值范围通常在8~16之间。上述自相关运算得到的N、D可通过以下公式计算相位和频偏:

$$[0015] \quad \text{phase} = \tan^{-1}\left(\frac{N}{D}\right)$$

$$[0016] \quad \Delta f = \frac{1}{2\pi T} \text{phase} = \frac{\text{PRF}}{2} \frac{\text{phase}}{\pi}$$

[0017] 其中, $\tan^{-1}$ 表示反正切运算,T是脉冲重复频率PRF的倒数。反正切运算得到的相位范围始终是 $-\pi \sim \pi$ ,对应的频偏范围是 $-\frac{\text{PRF}}{2} \sim \frac{\text{PRF}}{2}$ ,对应的速度范围是 $-V_{\max} \sim V_{\max}$ 。当实际血流速度超过这个范围时,会发生混叠现象,此时计算的血流速度和方向不能反映真实的血流情况。

[0018] 理想的超声彩色血流成像应该尽可能避免混叠现象,同时尽可能体现出血流的速度梯度。如上所述,速度范围主要由脉冲重复频率控制,较大的脉冲重复频率可以确保不引起混叠,但灵敏度降低,同时丢失速度梯度;较小的脉冲重复频率灵敏度高,但容易引起混叠。因此,超声彩色血流成像需要设置合适的速度范围,以获得更好的血流成像表现力。由于不同的人的各个应用部位之间血流速度有显著差异,因此脉冲重复频率需要随时调整,但目前是用户根据应用部位和实际图像,依据经验手动调节脉冲重复频率实现控制速度范围。

## 发明内容

[0019] 本发明实施例提供了一种超声彩色血流成像的脉冲重复频率调整方法及装置,以解决现有技术中PRF依靠使用经验进行调整,准确性差且效率低的技术问题。

[0020] 第一方面,本发明实施例提供了一种超声彩色血流成像的脉冲重复频率调整方法,该方法包括:

[0021] 按照当前脉冲重复频率PRF进行扫查,根据扫查回波信号判断是否发生混叠;

[0022] 在发生混叠时,根据混叠状态调整PRF,直至取得至少一个完整心动周期调整后的所有PRF;

[0023] 选取所有PRF中的极值PRF作为最终优化的脉冲重复频率

[0024] 进一步地,所述根据扫查回波信号判断是否发生混叠包括:

[0025] 获取当前采样率对应的第一信号相位,所述当前采样率实为当前脉冲重复频率PRF;

[0026] 获取二分之一当前采样率对应的第二信号相位;

[0027] 根据所述第一信号相位和第二信号相位判断是否发生混叠。

[0028] 进一步地,所述根据所述第一信号相位和第二信号相位判断是否发生混叠,包括:

[0029] 在第一信号相位和第二信号相位方向符号相同且第二信号相位不近似等于二倍第一信号相位时,确定第二信号相位发生混叠;或者

[0030] 在第一信号相位和第二信号相位方向符号相反时,确定第二信号相位发生混叠。

[0031] 进一步地,所述根据混叠状态调整PRF,包括:

- [0032] 计算按照当前PRF扫查帧中第二信号相位中发生混叠的血流像素比例；
- [0033] 根据所述血流像素比例调整PRF。
- [0034] 进一步地,所述根据所述血流像素比例调整PRF,包括:
- [0035] 在所述血流像素比例低于比例阈值时,减小PRF;
- [0036] 在所述血流像素比例高于比例阈值时,增大PRF。
- [0037] 第二方面,本发明实施例还提供了一种超声彩色血流成像的脉冲重复频率调整装置,该装置包括:
- [0038] 判断模块,用于按照当前脉冲重复频率PRF进行扫查,根据扫查回波信号判断是否发生混叠;
- [0039] 调整模块,用于在发生混叠时,根据混叠状态调整PRF,直至取得至少一个完整心动周期调整后的所有PRF;
- [0040] 选取模块,用于选取所有PRF中的极值PRF作为最终优化的脉冲重复频率。
- [0041] 进一步地,所述判断模块包括:
- [0042] 第一相位获取单元,用于获取当前采样率对应的第一信号相位,所述当前采样率实为当前脉冲重复频率PRF;
- [0043] 第二相位获取单元,用于获取二分之一当前采样率对应的第二信号相位;
- [0044] 判断单元,用于根据所述第一信号相位和第二信号相位判断是否发生混叠。
- [0045] 进一步地,所述判断单元具体用于:
- [0046] 在第一信号相位和第二信号相位方向符号相同且第二信号相位不近似等于二倍第一信号相位时,确定第二信号相位发生混叠;或者
- [0047] 在第一信号相位和第二信号相位方向符号相反时,确定第二信号相位发生混叠。
- [0048] 进一步地,所述调整模块包括:
- [0049] 比例计算单元,用于计算按照当前PRF扫查帧中第二信号相位中发生混叠的血流像素比例;
- [0050] 调整单元,用于根据所述血流像素比例调整PRF。
- [0051] 进一步地,所述调整单元具体用于:
- [0052] 在所述血流像素比例低于比例阈值时,减小PRF;
- [0053] 在所述血流像素比例高于比例阈值时,增大PRF。
- [0054] 本发明实施例通过按照当前脉冲重复频率PRF进行扫查,根据扫查回波信号判断是否发生混叠;在发生混叠时,根据混叠状态调整PRF,直至取得至少一个完整心动周期调整后的所有PRF;选取所有PRF中的极值PRF作为最终优化的脉冲重复频率,解决了用户只能根据应用部位和实际图像手动调节脉冲重复频率来控制血流速度范围的问题,使得超声彩色血流成像功能可以根据当前扫查部位和扫查切面的实时血流图像对脉冲重复频率进行自动调整和优化,使得当前状态下的血流图像尽可能避免混叠现象,又保持较好的血流速度梯度。

#### 附图说明

- [0055] 通过阅读参照以下附图所作的对非限制性实施例所作的详细描述,本发明的其它特征、目的和优点将会变得更明显:

[0056] 图1是本发明实施例一提供的一种超声彩色血流成像的脉冲重复频率调整方法的流程图；

[0057] 图2是本发明实施例二提供的一种超声彩色血流成像的脉冲重复频率调整方法的流程图；

[0058] 图3是本发明实施例三提供的一种超声彩色血流成像的脉冲重复频率调整方法的流程图；

[0059] 图4是本发明实施例四提供的一种超声彩色血流成像的脉冲重复频率调整方法的流程图；

[0060] 图5是本发明实施例五提供的一种超声彩色血流成像的脉冲重复频率调整装置的结构示意图。

### 具体实施方式

[0061] 下面结合附图和实施例对本发明作进一步的详细说明。可以理解的是,此处所描述的具体实施例仅仅用于解释本发明,而非对本发明的限定。另外还需要说明的是,为了便于描述,附图中仅示出了与本发明相关的部分而非全部结构。

[0062] 实施例一

[0063] 图1为本发明实施例一提供的一种超声彩色血流成像的脉冲重复频率调整方法的流程图,该方法可以由超声彩色血流成像的脉冲重复频率调整装置来执行,该装置可以由软件和/或硬件的方式实现,该装置可以集成在具有超声彩色血流成像功能的电子设备中,例如可以是彩超机。该方法具体包括如下步骤:

[0064] 步骤110、按照当前脉冲重复频率PRF进行扫查,根据扫查回波信号判断是否发生混叠。

[0065] 其中,脉冲重复频率为上一次发射超声波信号与下一次发射超声波信号之间的时间间隔的倒数。当前扫查部位可以包括多条扫描线位置。按照当前脉冲重复频率PRF进行扫查,可以按照当前脉冲重复频率PRF向同一扫描线位置多次发射超声波信号。扫查回波信号为接收的超声回波信号,每发射一次超声波信号将接收一次超声回波信号。示例性的,可以根据扫查回波信号判断是否发生混叠,即将连续信号经过离散采样后,得到的离散信号的傅氏谱为原信号傅氏谱SF倍的周期延拓,如果原信号中包含的最高频率成分 $f_{\max} > SF/2$ ,则在离散信号谱中相应周期的谱会出现频率混叠。反之,如果 $f_{\max} < SF/2$ ,即采样频率大于分析信号中最高频率成分的两倍,则采样后离散信号频谱中不会出现频率混叠。

[0066] 步骤120、在发生混叠时,根据混叠状态调整PRF,直至取得至少一个完整心动周期调整后的所有PRF。

[0067] 其中,当前扫查部位包括多条扫描线位置,对每条扫描线位置对应的扫查回波信号进行分析判断是否发生混叠,在发生混叠时,根据混叠状态调整PRF。优选的可以是每生成一帧超声彩色血流图像调整一次PRF,作为下一帧超声彩色血流图像的脉冲重复频率。该完整心动周期指从一次心跳的起始到下一次心跳的起始,心血管系统所经历的过程,该心动周期因人而异。由于每个心动周期内的血流速度一直在某一范围内变化。因此,需要根据血流速度不断调整PRF。故在发生混叠时,根据混叠状态调整PRF,直至取得至少一个完整心动周期调整后的所有PRF。每生成一帧超声彩色血流图像所用时间小于一个完整心动周期,

在一个完整心动周期内将生成多帧超声彩色血流图像,对应的会多次调整PRF。在发生混叠时,说明实际血流速度超过当前脉冲重复频率所对应的血流速度范围,需增大PRF。

[0068] 步骤130、选取所有PRF中的极值PRF作为最终优化的脉冲重复频率。

[0069] 其中,选取所有PRF中的极值PRF作为最终优化的脉冲重复频率,即无需再调整PRF。该极值可以为极大值。由于心脏的周期性收缩和舒张,人体中的血流速度呈周期性变化,要尽可能避免超声彩色血流成像发生混叠应该以血流速度最大的那一帧作为参考标准,因此直至取得至少一个完整心动周期调整后的所有PRF,选取所有PRF中的极值PRF作为最终优化的脉冲重复频率。

[0070] 本实施例提供的技术方案,通过按照当前脉冲重复频率PRF进行扫查,根据扫查回波信号判断是否发生混叠;在发生混叠时,根据混叠状态调整PRF,直至取得至少一个完整心动周期调整后的所有PRF;选取所有PRF中的极值PRF作为最终优化的脉冲重复频率,解决了用户只能根据应用部位和实际图像手动调节脉冲重复频率来控制血流速度范围的问题,使得超声彩色血流成像功能可以根据当前扫查部位和扫查切面的实时血流图像对脉冲重复频率进行自动调整和优化,使得当前状态下的血流图像尽可能避免混叠现象,又保持较好的血流速度梯度。

[0071] 实施例二

[0072] 图2是本发明实施例二提供的一种超声彩色血流成像的脉冲重复频率调整方法的流程图,本实施例以上述实施例为基础进行优化,提供了一种混叠判断的具体方法,具体是所述根据扫查回波信号判断是否发生混叠包括:获取当前采样率对应的第一信号相位,所述当前采样率实为当前脉冲重复频率PRF;获取二分之一当前采样率对应的第二信号相位;根据所述第一信号相位和第二信号相位判断是否发生混叠。相应的,本实施例的方法包括:

[0073] 步骤210、按照当前脉冲重复频率PRF进行扫查。

[0074] 步骤220、获取当前采样率对应的第一信号相位,所述当前采样率实为当前脉冲重复频率PRF。

[0075] 其中,自相关算法是目前最常用的超声彩色血流成像算法,根据超声多普勒血流信号的同相分量和正交分量,来获取第一信号相位,用相位可以反应血流速度大小和方向。脉冲重复频率就是超声多普勒血流信号的同相分量和正交分量信号在慢时间方向的采样率,即当前采样率实为当前脉冲重复频率PRF。当前采样率与当前脉冲重复频率PRF相等,随着PRF的调整,采样率会随着PRF变化,始终与PRF相等。可以根据按照当前脉冲重复频率PRF向当前扫查部位发射预定次数的超声波信号获得的超声回波信号,获得当前采样率对应的第一信号相位。

[0076] 步骤230、获取二分之一当前采样率对应的第二信号相位。

[0077] 按照奈奎斯特采样定理,当采样频率大于信号中最高频率的2倍时,采样之后的数字信号完整地保留了原始信号中的信息。因此,需要将采样率降低至原有采样频率的二分之一,以方便确定是否会发生混叠。其中,获取二分之一当前采样率对应的第二信号相位,可以从按照当前脉冲重复频率PRF向当前扫查部位发射预定次数的超声波信号获得的超声回波信号中,按照二分之一当前采样率在慢时间方向进行抽取获得的超声回波信号,来求取对应的第二信号相位,还可以是按照二分之一当前脉冲重复频率PRF向当前扫查部位发射预定次数的超声波信号获得的超声回波信号,来求取对应的第二信号相位。

[0078] 步骤240、根据所述第一信号相位和第二信号相位判断是否发生混叠。

[0079] 其中,由于根据频偏与脉冲重复频率和超声多普勒血流信号的同相分量和正交分量的相位的关系,以及频偏与血流速度的对应关系,可知若血流速度为定值,则频偏也为定值,故脉冲重复频率和超声多普勒血流信号的同相分量和正交分量的相位的乘积为定值。若当前采样率(即当前脉冲重复频率)和对应的超声多普勒血流信号的同相分量和正交分量的第一信号相位的乘积,与二分之一当前采样率和对应的超声多普勒血流信号的同相分量和正交分量的第二信号相位的乘积相等,则实际血流速度未超过当前脉冲重复频率所对应的血流速度范围,故未发生混叠;否则,实际血流速度超过当前脉冲重复频率所对应的血流速度范围,故发生混叠。可以继续重复获取2倍降采样率(即四分之一当前采样率、八分之一当前采样率等)的超声回波信号,来计算相应的信号相位来判断是否发生混叠,来提高混叠判断的准确率。

[0080] 步骤250、在发生混叠时,根据混叠状态调整PRF,直至取得至少一个完整心动周期调整后的所有PRF。

[0081] 步骤260、选取所有PRF中的极值PRF作为最终优化的脉冲重复频率。

[0082] 本实施例的技术方案提供了一种超声彩色血流成像的脉冲重复频率调整方法,该实施例在上述实施例的基础上,通过获取当前采样率对应的第一信号相位,所述当前采样率实为当前脉冲重复频率PRF;获取二分之一当前采样率对应的第二信号相位;根据所述第一信号相位和第二信号相位判断是否发生混叠,使得超声彩色血流成像功能可以根据当前扫查部位和扫查切面的实时血流图像对脉冲重复频率进行自动调整和优化,使得当前状态下的血流图像尽可能避免混叠现象,又保持较好的血流速度梯度。

[0083] 实施例三

[0084] 图3是本发明实施例三提供的一种超声彩色血流成像的脉冲重复频率调整方法的流程图,本实施例以上述实施例为基础进行优化,具体是所述根据所述第一信号相位和第二信号相位判断是否发生混叠,包括:在第一信号相位和第二信号相位方向符号相同且第二信号相位不近似等于二倍第一信号相位时,确定第二信号相位发生混叠;或者在第一信号相位和第二信号相位方向符号相反时,确定第二信号相位发生混叠。相应的,本实施例的方法包括:

[0085] 步骤310、按照当前脉冲重复频率PRF进行扫查。

[0086] 步骤320、获取当前采样率对应的第一信号相位,所述当前采样率实为当前脉冲重复频率PRF。

[0087] 步骤330、获取二分之一当前采样率对应的第二信号相位。

[0088] 步骤340、在第一信号相位和第二信号相位方向符号相同且第二信号相位不近似等于二倍第一信号相位时,确定第二信号相位发生混叠;或者在第一信号相位和第二信号相位方向符号相反时,确定第二信号相位发生混叠。

[0089] 其中,在第一信号相位和第二信号相位方向符号相同且第二信号相位不近似等于二倍第一信号相位,即第二信号相位与二倍第一信号相位的差值不满足预设阈值范围时,确定第二信号相位发生混叠;或者在第一信号相位和第二信号相位方向符号相反时,确定第二信号相位发生混叠。而在第一信号相位和第二信号相位方向符号相同且第二信号相位近似等于二倍第一信号相位(即第二信号相位与二倍第一信号相位的差值满足预设阈值范

围)时,确定第二信号相位未发生混叠。

[0090] 步骤350、在发生混叠时,根据混叠状态调整PRF,直至取得至少一个完整心动周期调整后的所有PRF。

[0091] 步骤360、选取所有PRF中的极值PRF作为最终优化的脉冲重复频率。

[0092] 本实施例的技术方案提供了一种超声彩色血流成像的脉冲重复频率调整方法,该实施例在上述实施例的基础上,通过在第一信号相位和第二信号相位方向符号相同且第二信号相位不近似等于二倍第一信号相位时,确定第二信号相位发生混叠;或者在第一信号相位和第二信号相位方向符号相反时,确定第二信号相位发生混叠,使得超声彩色血流成像功能可以根据当前扫查部位和扫查切面的实时血流图像对脉冲重复频率进行自动调整和优化,使得当前状态下的血流图像尽可能避免混叠现象,又保持较好的血流速度梯度。

[0093] 实施例四

[0094] 图4是本发明实施例四提供的一种超声彩色血流成像的脉冲重复频率调整方法的流程图,本实施例以上述实施例为基础进行优化,提供了一种调整PRF的具体方法,具体是所述根据混叠状态调整PRF,包括:计算按照当前PRF扫查帧中第二信号相位中发生混叠的血流像素比例;根据所述血流像素比例调整PRF。相应的,本实施例的方法包括:

[0095] 步骤410、按照当前脉冲重复频率PRF进行扫查。

[0096] 步骤420、获取当前采样率对应的第一信号相位,所述当前采样率实为当前脉冲重复频率PRF。

[0097] 步骤430、获取二分之一当前采样率对应的第二信号相位。

[0098] 步骤440、根据所述第一信号相位和第二信号相位判断是否发生混叠。

[0099] 步骤450、在发生混叠时,计算按照当前PRF扫查帧中第二信号相位中发生混叠的血流像素比例。

[0100] 其中,扫查帧包括多个血流像素点,每个血流像素点的像素值有与其对应第一信号相位和第二信号相位。在发生混叠时,计算按照当前PRF扫查帧中第二信号相位中发生混叠的血流像素比例。示例性的,可以采用发生混叠的血流像素点个数与总的血流像素点个数的商来表示。

[0101] 步骤460、根据所述血流像素比例调整PRF,直至取得至少一个完整心动周期调整后的所有PRF。

[0102] 其中,根据血流像素比例调整PRF,直至取得至少一个完整心动周期调整后的所有PRF。

[0103] 优选的,所述根据所述血流像素比例调整PRF,包括:在所述血流像素比例低于比例阈值时,减小PRF;在所述血流像素比例高于比例阈值时,增大PRF。

[0104] 其中,在血流像素比例低于比例阈值时,减小PRF;在血流像素比例高于比例阈值时,增大PRF。如果没有发生混叠或发生混叠的比例较小,说明当前脉冲重复频率过高,应适当减小脉冲重复频率;如果发生混叠的比例较高,说明当前脉冲重复频率过低,应适当提高脉冲重复频率。PRF可以根据当前脉冲重复频率、比例阈值和血流像素比例来确定,对应关系可以是PRF为血流像素比例和比例阈值的差值加1的和,与当前脉冲重复频率的乘积。

[0105] 示例性的,可以采用如下公式计算调整PRF:

[0106]  $PRF_{Opt} = PRF * (1 + (alias\_ratio - threshold))$ ;其中,PRF为当前帧脉冲重复频

率,PRF<sub>Opt</sub>即为优化后的脉冲重复频率,threshold为预设的阈值,alias\_ratio为发生混叠的血流像素比例。

[0107] 步骤470、选取所有PRF中的极值PRF作为最终优化的脉冲重复频率。

[0108] 本实施例的技术方案提供了一种超声彩色血流成像的脉冲重复频率调整方法,该实施例在上述实施例的基础上,通过计算按照当前PRF扫查帧中第二信号相位中发生混叠的血流像素比例;根据血流像素比例调整PRF,使得超声彩色血流成像功能可以根据当前扫查部位和扫查切面的实时血流图像对脉冲重复频率进行自动调整和优化,使得当前状态下的血流图像尽可能避免混叠现象,又保持较好的血流速度梯度。

[0109] 实施例五

[0110] 图5是本发明实施例五提供的一种超声彩色血流成像的脉冲重复频率调整装置的结构示意图,该装置适用于执行本发明实施例提供的超声彩色血流成像的脉冲重复频率调整方法,如图5所示,该装置包括判断模块510、调整模块520和选取模块530。

[0111] 其中,判断模块510,用于按照当前脉冲重复频率PRF进行扫查,根据扫查回波信号判断是否发生混叠;调整模块520,用于在发生混叠时,根据混叠状态调整PRF,直至取得至少一个完整心动周期调整后的所有PRF;选取模块530,用于选取所有PRF中的极值PRF作为最终优化的脉冲重复频率。

[0112] 本实施例提供的技术方案,通过按照当前脉冲重复频率PRF进行扫查,根据扫查回波信号判断是否发生混叠;在发生混叠时,根据混叠状态调整PRF,直至取得至少一个完整心动周期调整后的所有PRF;选取所有PRF中的极值PRF作为最终优化的脉冲重复频率,解决了用户只能根据应用部位和实际图像手动调节脉冲重复频率来控制血流速度范围的问题,使得超声彩色血流成像功能可以根据当前扫查部位和扫查切面的实时血流图像对脉冲重复频率进行自动调整和优化,使得当前状态下的血流图像尽可能避免混叠现象,又保持较好的血流速度梯度。

[0113] 优选的,所述判断模块510包括:第一相位获取单元511,用于获取当前采样率对应的第一信号相位,所述当前采样率实为当前脉冲重复频率PRF;第二相位获取单元512,用于获取二分之一当前采样率对应的第二信号相位;判断单元513,用于根据所述第一信号相位和第二信号相位判断是否发生混叠。

[0114] 优选的,所述判断单元513具体用于:在第一信号相位和第二信号相位方向符号相同且第二信号相位不近似等于二倍第一信号相位时,确定第二信号相位发生混叠;或者,在第一信号相位和第二信号相位方向符号相反时,确定第二信号相位发生混叠。

[0115] 优选的,所述调整模块520包括:比例计算单元521,用于计算按照当前PRF扫查帧中第二信号相位中发生混叠的血流像素比例;调整单元522,用于根据所述血流像素比例调整PRF。

[0116] 优选的,所述调整单元522具体用于:在所述血流像素比例低于比例阈值时,减小PRF;在所述血流像素比例高于比例阈值时,增大PRF。

[0117] 上述超声彩色血流成像的脉冲重复频率调整装置可执行本发明任意实施例所提供的超声彩色血流成像的脉冲重复频率调整方法,具备执行方法相应的功能模块和有益效果。

[0118] 注意,上述仅为本发明的较佳实施例及所运用技术原理。本领域技术人员会理解,

本发明不限于这里所述的特定实施例,对本领域技术人员来说能够进行各种明显的变化、重新调整和替代而不会脱离本发明的保护范围。因此,虽然通过以上实施例对本发明进行了较为详细的说明,但是本发明不仅仅限于以上实施例,在不脱离本发明构思的情况下,还可以包括更多其他等效实施例,而本发明的范围由所附的权利要求范围决定。

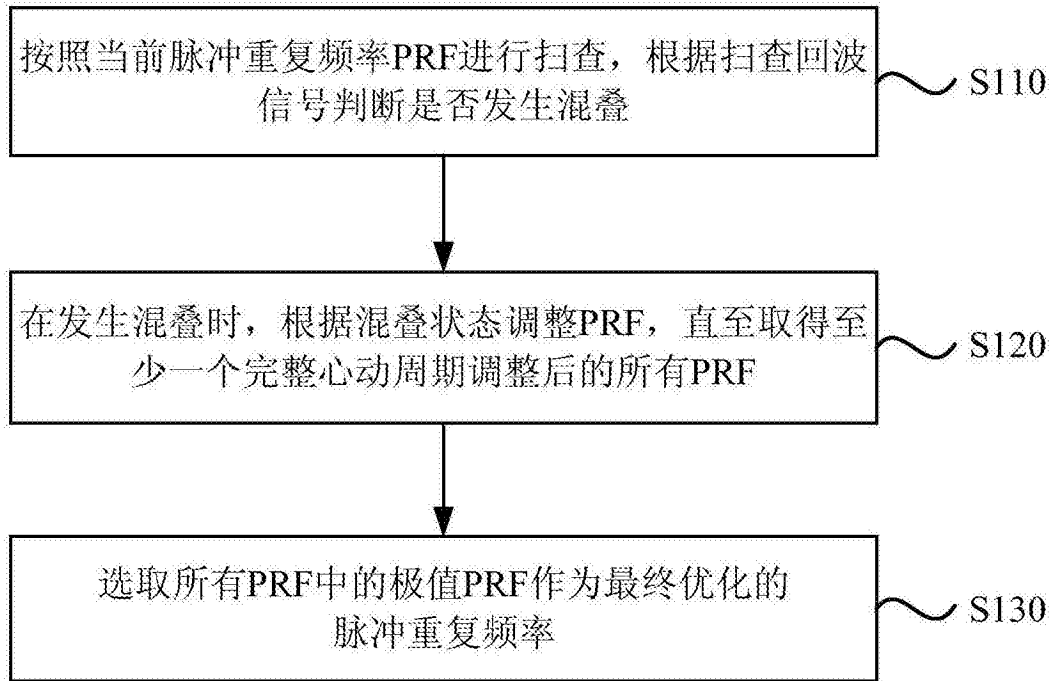


图1

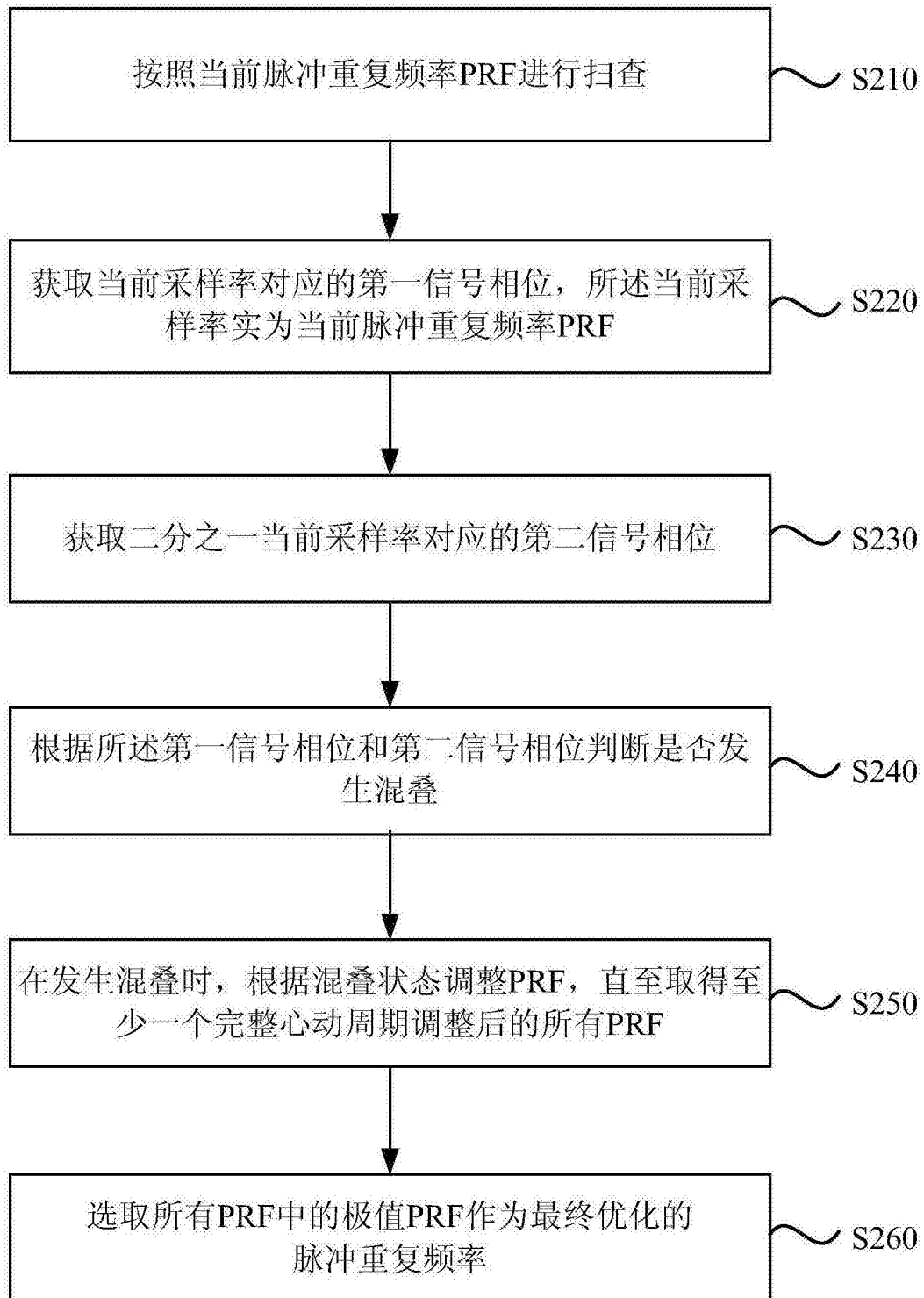


图2

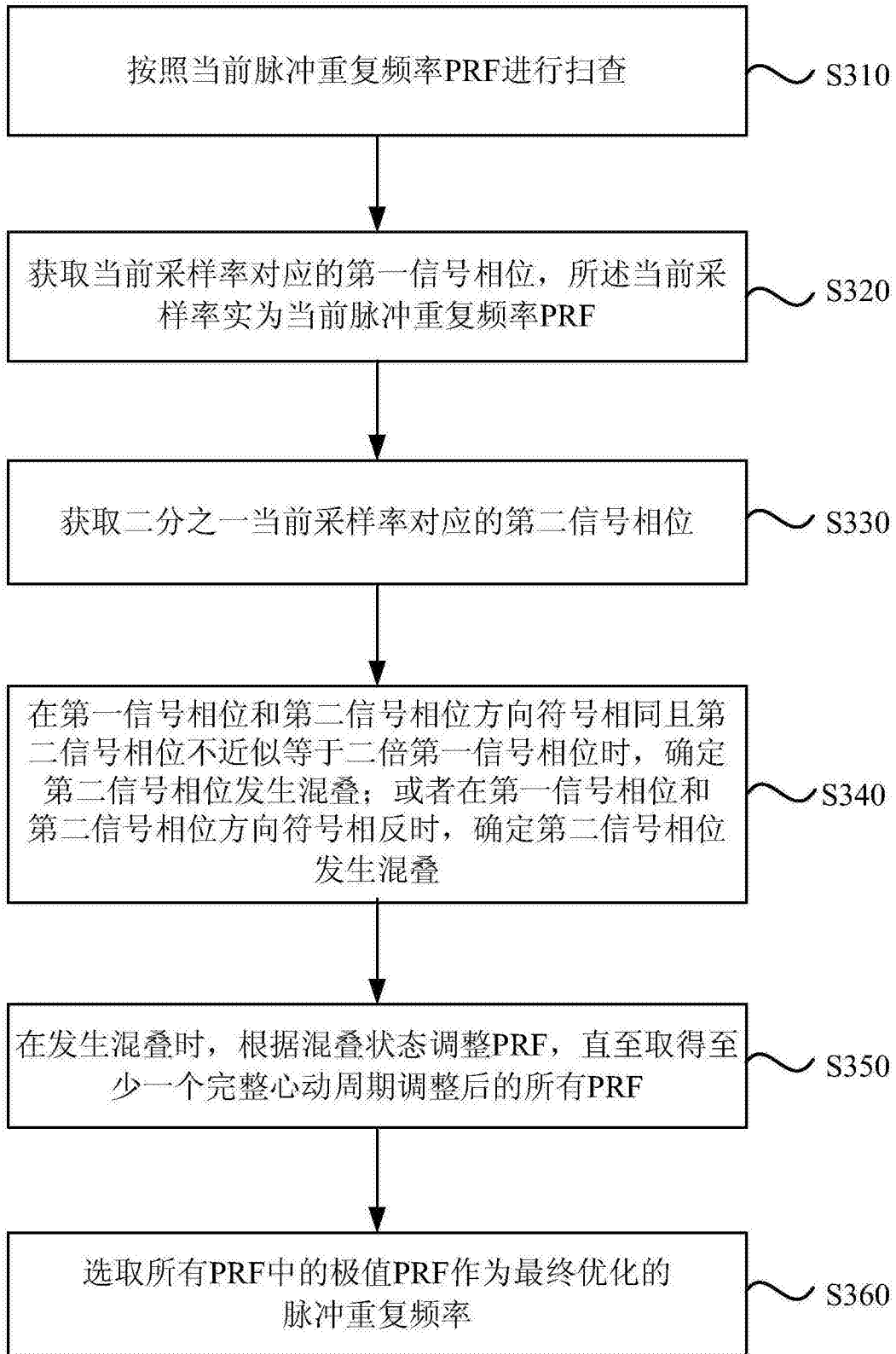


图3

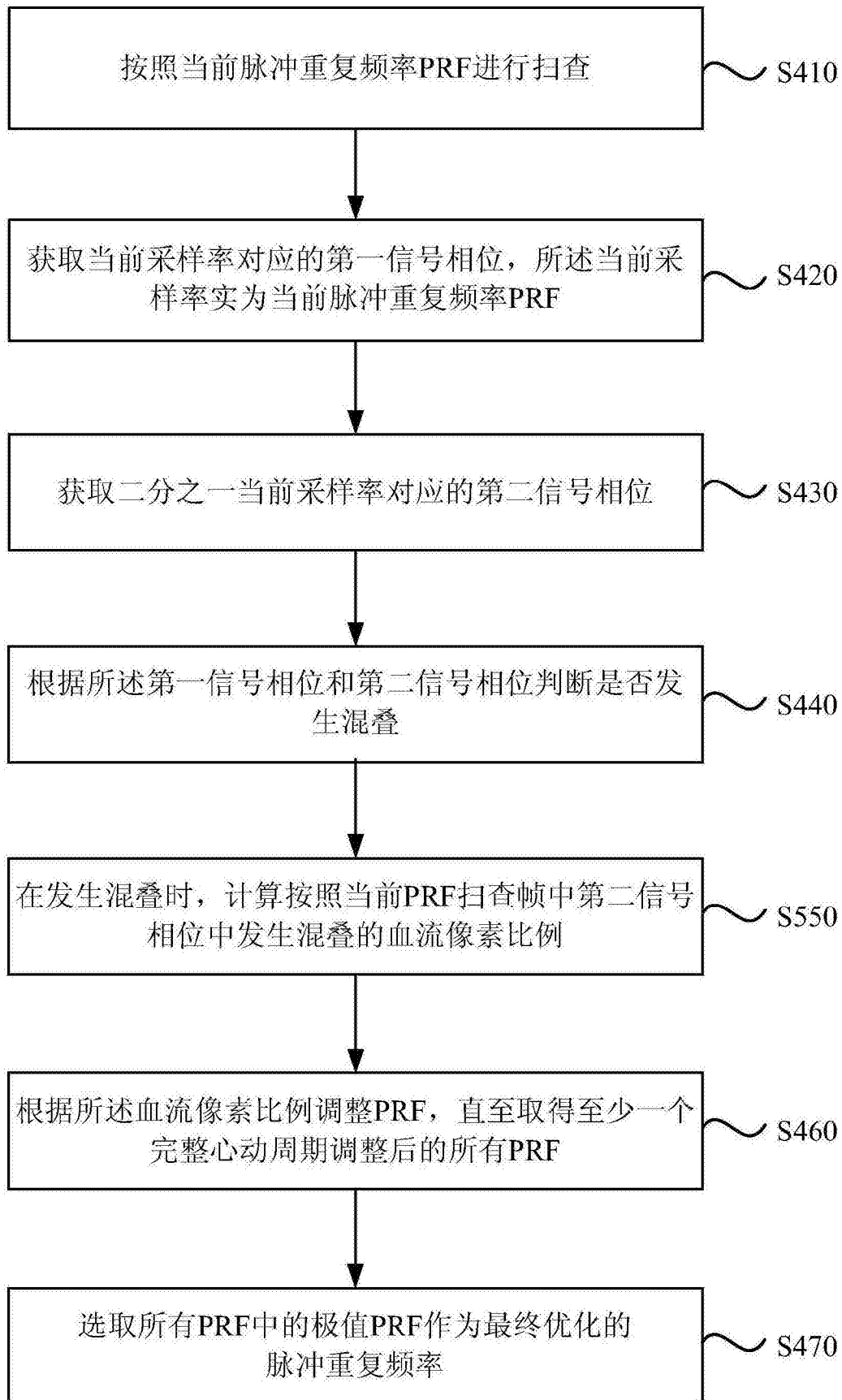


图4

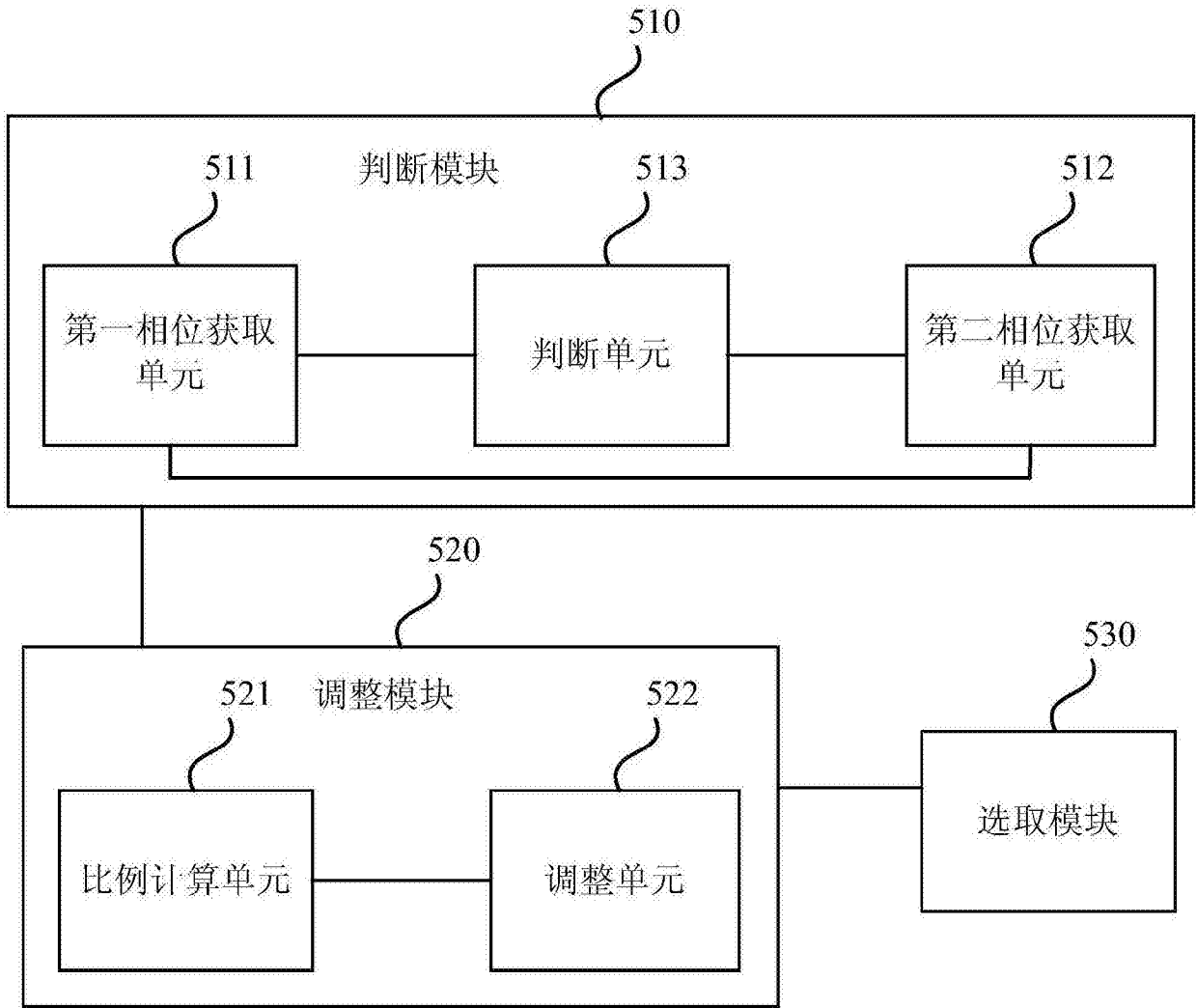


图5

专利名称(译)	一种超声彩色血流成像的脉冲重复频率调整方法及装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN106580372A</a>	公开(公告)日	2017-04-26
申请号	CN201710046667.9	申请日	2017-01-22
[标]申请(专利权)人(译)	飞依诺科技(苏州)有限公司		
申请(专利权)人(译)	飞依诺科技(苏州)有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	飞依诺科技(苏州)有限公司		
[标]发明人	凌涛		
发明人	凌涛		
IPC分类号	A61B8/06 G06T7/00 G06T5/00		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/52 G06T5/002 G06T7/0012 G06T2207/10132 G06T2207/30104		
代理人(译)	胡彬		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明实施例公开了一种超声彩色血流成像的脉冲重复频率调整方法及装置。其中，该方法包括：按照当前脉冲重复频率PRF进行扫查，根据扫查回波信号判断是否发生混叠；在发生混叠时，根据混叠状态调整PRF，直至取得至少一个完整心动周期调整后的所有PRF；选取所有PRF中的极值PRF作为最终优化的脉冲重复频率。本发明实施例解决了用户只能根据应用部位和实际图像手动调节脉冲重复频率来控制血流速度范围的问题，使得超声彩色血流成像功能可以根据当前扫查部位和扫查切面的实时血流图像对脉冲重复频率进行自动调整和优化，使得当前状态下的血流图像尽可能避免混叠现象，又保持较好的血流速度梯度。

