



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107233109 A

(43)申请公布日 2017. 10. 10

(21)申请号 201611121516.7

(22)申请日 2016.12.08

(71)申请人 成都优途科技有限公司

地址 610000 四川省成都市高新区科技孵化园8号楼03层04号

(72)发明人 吴哲 王权泳 王文平

(74)专利代理机构 北京天盾知识产权代理有限公司 11421

代理人 葛宏

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

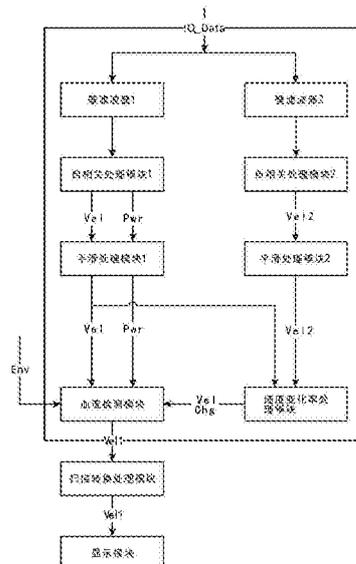
权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54)发明名称

一种多普勒超声血流检测系统及其检测方法

(57)摘要

本发明公开了一种多普勒超声血流检测系统,包括壁滤波器1、自相关处理模块1、壁滤波器2、自相关处理模块2、速度变化率处理模块、血流检测模块、扫描转换处理模块和显示模块。一种多普勒超声血流检测系统的检测方法,包括以下步骤,初步判定;速度变化率(Vel Chg)的测定;最终判定;血流信号扫描转换处理;血流和组织信号的合成显示。本发明初步判定为血流的情况下,需要进一步测定速度变化率(Vel Chg),血流检测模块通过速度变化率(Vel Chg)最终确定是血流还是组织,可以明显降低血流检测的误差率,又不会降低超声设备的血流检测灵敏度。



1. 一种多普勒超声血流检测系统,包括

壁滤波器1,用于衰减正交解调后的超声血流数据(IQ_Data)中低速运动的组织信号的能量;

自相关处理模块1,在每一个超声扫查的空间位置,使用壁滤波器1处理后的数据来测定平均速度(VeI)和能量(Pwr);

其特征在于,还包括

壁滤波器2,其截止频率与壁滤波器1不同,用于衰减正交解调后的超声血流数据(IQ_Data)中低速运动的组织信号的能量;

自相关处理模块2,使用壁滤波器2处理后的数据来测定平均速度(VeI2);

速度变化率处理模块:采用平均速度(VeI2)和平均速度(VeI),来测定不同截止频率的壁滤波器1和壁滤波器2处理后的速度变化率(VeI Chg);

血流检测模块,采用平滑处理后的平均速度(VeI)和能量(Pwr),以及B模式图像亮度(Env)和速度变化率(VeI Chg),来判定该位置是组织还是血流并测定血流速度值(VeI1),并输出表示组织的黑白信号和表示血流的彩色信号。

2. 根据权利要求1所述的多普勒超声血流检测系统,其特征在于,还包括

扫描转换处理模块,对表示组织的黑白信号和表示血流的彩色信号进行扫描转换处理,将这两种信号转换为直角坐标或极坐标系的信号。

3. 根据权利要求1所述的多普勒超声血流检测系统,其特征在于,还包括

显示模块,将扫描转换处理模块输出的表示组织和血流的信号重叠在一帧图像中显示。

4. 根据权利要求1所述的多普勒超声血流检测系统,其特征在于,还包括平滑处理模块1,对自相关处理模块1输出的平均速度(VeI)和能量(Pwr)进行空间和时间上的平滑处理,以去除其中的噪声;

平滑处理模块2,对自相关处理模块2输出的平均速度(VeI2)进行空间和时间上的平滑处理以去除噪声。

5. 根据权利要求1所述的多普勒超声血流检测系统,其特征在于,所述壁滤波器1和壁滤波器2均为高通滤波器。

6. 根据权利要求1或5所述的多普勒超声血流检测系统,其特征在于,所述壁滤波器2的截止频率大于壁滤波器1。

7. 一种多普勒超声血流检测系统的检测方法,包括以下步骤,

S1,初步判定:

通过壁滤波器1衰减正交解调后的超声血流数据(IQ_Data)中低速运动的组织信号的能量;

通过自相关处理模块1在每一个超声扫查的空间位置,使用壁滤波器1处理后的数据来测定平均速度(VeI)和能量(Pwr);

血流检测模块采用平滑处理后的平均速度(VeI)、能量(Pwr)和B模式图像亮度(Env),来判定该位置是组织还是血流,其判断逻辑如下

B模式图像亮度(Env),大于界定值为组织,小于界定值为血流;

平均速度(VeI),小于界定值为组织,大于界定值为血流;

能量 (Pwr), 小于界定值为组织, 大于界定值为血流;

在B模式亮度 (Env)、平均速度 (VeI) 和能量 (Pwr) 三个数值全部判定为组织或判定不一致时, 将该位置的血流速度值 (VeI1) 设为0, 并输出表示组织的黑白信号;

其特征在于, 还包括

S2, 速度变化率 (VeI Chg) 的测定:

在血流检测模块采用平滑处理后的平均速度 (VeI)、能量 (Pwr) 和B模式图像亮度 (Env) 均判定为血流时, 进行速度变化率 (VeI Chg) 的测定;

通过截止频率与壁滤波器1不同的壁滤波器2, 衰减正交解调后的超声血流数据 (IQ_Data) 中低速运动的组织信号的能量;

自相关处理模块2采用壁滤波器2处理后的数据来测定平均速度 (VeI2);

速度变化率处理模块采用平均速度 (VeI) 和平均速度 (VeI2), 来测定不同截止频率的壁滤波器1和壁滤波器2处理后的速度变化率 (VeI Chg), 其测定公式为

$$VelChg = \frac{|Vel2 - Vel|}{|Vel|} \times 100\% \quad S3, \text{ 最终判定:}$$

血流检测模块采用速度变化率 (VeI Chg) 最终判定是组织还是血流, 并测定血流速度值 (VeI1), 其判断逻辑如下,

速度变化率 (VeI Chg), 大于界定值为组织, 小于界定值为血流;

判定为组织时, 将该位置的血流速度值 (VeI1) 设为0, 并输出表示组织的黑白信号; 判定为血流时, 将该位置的血流速度值 (VeI1) 设为平滑处理后的平均速度 (VeI), 并输出表示血流的彩色信号。

8. 根据权利要求7所述多普勒超声血流检测系统的检测方法, 其特征在于, 还包括以下步骤,

S4, 血流信号扫描转换处理: 扫描转换处理模块对表示组织的黑白信号和表示血流的彩色信号进行扫描转换处理, 将这两种信号转换为直角坐标或极坐标系的信号。

9. 根据权利要求7所述多普勒超声血流检测系统的检测方法, 其特征在于, 还包括以下步骤,

S5, 血流和组织信号的合成显示: 显示模块将扫描转换处理模块输出的表示组织和血流的信号重叠在一帧图像中显示。

10. 根据权利要求7所述多普勒超声血流检测系统的检测方法, 其特征在于, 所述步骤S1中, 通过平滑处理模块1对平均速度 (VeI) 和能量 (Pwr) 进行空间和时间上的平滑处理, 以去除其中的噪声;

所述步骤S2中, 通过平滑处理模块2对平均速度 (VeI2) 进行空间和时间上的平滑处理以去除其中的噪声。

一种多普勒超声血流检测系统及其检测方法

技术领域

[0001] 本发明具体涉及一种多普勒超声血流检测系统及其检测方法。

背景技术

[0002] 通常的彩色多普勒超声成像的处理流程如图1所示。当取得正交解调后的超声血流数据后,将其送入壁滤波器,以衰减低速运动的组织信号的能量。壁滤波结束后进行自相关处理,在每一个超声扫查的空间位置,使用壁滤波后的数据来估算平均速度(VeI)和能量(Pwr)。在取得这两个超声血流相关参数后,分别对这些参数进行空间和时间上的平滑处理以去除噪声,然后送入血流检测模块使用血流相关参数以及B模式图像亮度(Env)来判断该位置是组织还是血流。如果是组织则将该点值设为0,如果是血流则设为血流速度值。然后,对表示组织的黑白信号和表示血流的彩色信号进行扫描转换处理,将这两种信号转换为直角坐标或极坐标系的信号。最后的显示模块将转换后的彩色和黑白信号在重叠在一帧图像中显示,如果是血流则根据血流速度显示彩色信号,如果是组织则根据B模式亮度显示黑白信号。

[0003] 在彩色多普勒超声的处理流程中,血流检测是一个很重要的模块,它很大程度影响着超声设备的血流灵敏度和彩色噪声水平。在通常的检测中,我们使用的血流的相关参数以及B模式图像亮度(Env)来判断当前位置是组织还是血流。现有的血流检测模块的判决逻辑为:

[0004] B模式图像亮度(Env)大于界定值,则该点为组织,否则为血流;

[0005] 平均速度(VeI)小于界定值,则该点为组织,否则为血流;

[0006] 能量(Pwr)小于界定值,则该点为组织,否则为血流;

[0007] 如果以上三个判断结果都为血流,那么该点最终会判定为血流。

[0008] 这样的逻辑组合能区分大部分情况下的组织和血流,但是当遇到一些特殊情况,则有可能检测错误。

[0009] 如图2所示,左侧为一种情况的功率谱图,能量高的部分为组织,低能量部分为血流,如果我们设置一个归一化截止频率为0.2的壁滤波器,那么自相关后我们能得到一个能量比较高的,归一化平均速度为0.4的信号。如果该位置处的B模式亮度(Env)和能量(Pwr)都满足判断为血流的条件,且血流速度的阈值为0.25的话,那么现有的血流检测模块会很自然的把当前点判断为血流。

[0010] 但是对于图2右侧的信号,由于壁滤波器的截止频率为0.2,所以会有一部分组织信号通过壁滤波器而到自相关的测定模块,这样也会得到一个能量比较高的,归一化平均速度为0.3的信号。在同样的检测阈值条件下,现有的血流检测模块仍然会把该点判断为血流,但实际上该点是一个组织运动信号,造成现有的血流检测模块做出了一个错误的判断。

发明内容

[0011] 本发明的目的在于克服现有技术的缺点,提供一种多普勒超声血流检测系统及其

检测方法,以解决在所述特殊情况下,现有的血流检测模块错误的将组织运动信号判断为血流的问题。

[0012] 为实现上述目的,本发明所采取的技术方案是:

[0013] 一方面,提供一种多普勒超声血流检测系统,包括

[0014] 壁滤波器1,用于衰减正交解调后的超声血流数据(IQ_Data)中低速运动的组织信号的能量;

[0015] 自相关处理模块1,在每一个超声扫查的空间位置,使用壁滤波器1处理后的数据来测定平均速度(VeI)和能量(Pwr);

[0016] 还包括

[0017] 壁滤波器2,其截止频率与壁滤波器1不同,用于衰减正交解调后的超声血流数据(IQ_Data)中低速运动的组织信号的能量;

[0018] 自相关处理模块2,使用壁滤波器2处理后的数据来测定平均速度(VeI2);

[0019] 速度变化率处理模块:采用平均速度(VeI2)和平均速度(VeI),来测定不同截止频率的壁滤波器1和壁滤波器2处理后的速度变化率(VeI Chg);

[0020] 血流检测模块,采用平滑处理后的平均速度(VeI)和能量(Pwr),以及B模式图像亮度(Env)和速度变化率(VeI Chg),来判定该位置是组织还是血流并测定血流速度值(VeI1),并输出表示组织的黑白信号和表示血流的彩色信号。

[0021] 作为优选,还包括

[0022] 扫描转换处理模块,对表示组织的黑白信号和表示血流的彩色信号进行扫描转换处理,将这两种信号转换为直角坐标或极坐标系的信号。

[0023] 作为优选,还包括

[0024] 显示模块,将扫描转换处理模块输出的表示组织和血流的信号重叠在一帧图像中显示。

[0025] 作为优选,还包括平滑处理模块1,对自相关处理模块1输出的平均速度(VeI)和能量(Pwr)进行空间和时间上的平滑处理,以去除其中的噪声;

[0026] 平滑处理模块2,对自相关处理模块2输出的平均速度(VeI2)进行空间和时间上的平滑处理以去除噪声。

[0027] 作为优选,所述壁滤波器1和壁滤波器2均为高通滤波器。

[0028] 作为优选,所述壁滤波器2的截止频率大于壁滤波器1。

[0029] 另一方面,提供一种多普勒超声血流检测系统的检测方法,包括以下步骤,

[0030] S1,初步判定:

[0031] 通过壁滤波器1衰减正交解调后的超声血流数据(IQ_Data)中低速运动的组织信号的能量;

[0032] 通过自相关处理模块1在每一个超声扫查的空间位置,使用壁滤波器1处理后的数据来测定平均速度(VeI)和能量(Pwr);

[0033] 血流检测模块采用平滑处理后的平均速度(VeI)、能量(Pwr)和B模式图像亮度(Env),来判定该位置是组织还是血流,其判断逻辑如下

[0034] B模式图像亮度(Env),大于界定值为组织,小于界定值为血流;

[0035] 平均速度(VeI),小于界定值为组织,大于界定值为血流;

[0036] 能量(Pwr),小于界定值为组织,大于界定值为血流;

[0037] 在B模式亮度(Env)、平均速度(VeI)和能量(Pwr)三个数值全部判定为组织或判定不一致时,将该位置的血流速度值(VeI1)设为0,并输出表示组织的黑白信号;

[0038] 还包括

[0039] S2,速度变化率(VeI Chg)的测定:

[0040] 在血流检测模块采用平滑处理后的平均速度(VeI)、能量(Pwr)和B模式图像亮度(Env)均判定为血流时,进行速度变化率(VeI Chg)的测定;

[0041] 通过截止频率与壁滤波器1不同的壁滤波器2,衰减正交解调后的超声血流数据(IQ_Data)中低速运动的组织信号的能量;

[0042] 自相关处理模块2采用壁滤波器2处理后的数据来测定平均速度(VeI2);

[0043] 速度变化率处理模块采用平均速度(VeI)和平均速度(VeI2),来测定不同截止频率的壁滤波器1和壁滤波器2处理后的速度变化率(VeI Chg),其测定公式为

$$VelChg = \frac{|Vel2 - Vel|}{|Vel|} \times 100\% ;$$

[0044] S3,最终判定:

[0045] 血流检测模块采用速度变化率(VeI Chg)最终判定是组织还是血流,并测定血流速度值(VeI1),其判断逻辑如下,

[0046] 速度变化率(VeI Chg),大于界定值为组织,小于界定值为血流;

[0047] 判定为组织时,将该位置的血流速度值(VeI1)设为0,并输出表示组织的黑白信号;判定为血流时,将该位置的血流速度值(VeI1)设为平滑处理后的平均速度(VeI),并输出表示血流的彩色信号。

[0048] 作为优选,还包括以下步骤,

[0049] S4,血流信号扫描转换处理:扫描转换处理模块对表示组织的黑白信号和表示血流的彩色信号进行扫描转换处理,将这两种信号转换为直角坐标或极坐标系的信号。

[0050] 作为优选,还包括以下步骤,

[0051] S5,血流和组织信号的合成显示:显示模块将扫描转换处理模块输出的表示组织和血流的信号重叠在一帧图像中显示。

[0052] 作为优选,所述步骤S1中,通过平滑处理模块1对平均速度(VeI)和能量(Pwr)进行空间和时间上的平滑处理,以去除其中的噪声;

[0053] 所述步骤S2中,通过平滑处理模块2对平均速度(VeI2)进行空间和时间上的平滑处理以去除其中的噪声。

[0054] 本发明的有益效果为:

[0055] 1、本发明在B模式图像亮度(Env)、平均速度(VeI)和能量(Pwr)三个数据均判定为血流的情况下,通过壁滤波器2、自相关处理模块2、平滑处理模块2和速度变化率处理模块测定速度变化率(VeI Chg),血流检测模块通过速度变化率(VeI Chg)最终确定是血流还是组织,可以明显降低血流检测的错误率,又不会降低超声设备的血流检测灵敏度。

[0056] 2、本发明的平滑处理模块1对平均速度(VeI)和能量(Pwr)进行空间和时间上的平滑处理,以去除其中的噪声,平滑处理模块2对平均速度(VeI2)进行空间和时间上的平滑处理以去除噪声,可进一步优化检测数据。

附图说明

- [0057] 图1为现有多普勒超声血流检测方法流程图；
[0058] 图2为设置了滤波器1后的超声功率谱图；
[0059] 图3为多普勒超声血流检测系统的原理框图；
[0060] 图4为设置了滤波器2后的超声功率谱图。

具体实施方式

[0061] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚，下面将结合本发明具体实施例及相应的附图对本发明技术方案进行清楚、完整地描述。

[0062] 实施例1

[0063] 参考图3,本实施例提供一种多普勒超声血流检测系统,包括

[0064] 壁滤波器1,用于衰减正交解调后的超声血流数据(IQ_Data)中低速运动的组织信号的能量;

[0065] 自相关处理模块1,在每一个超声扫查的空间位置,使用壁滤波器1处理后的数据来测定平均速度(VeI)和能量(Pwr);

[0066] 还包括

[0067] 壁滤波器2,其截止频率与壁滤波器1不同,用于衰减正交解调后的超声血流数据(IQ_Data)中低速运动的组织信号的能量;

[0068] 自相关处理模块2,使用壁滤波器2处理后的数据来测定平均速度(VeI2);

[0069] 速度变化率处理模块:采用平均速度(VeI2)和平均速度(VeI),来测定不同截止频率的壁滤波器1和壁滤波器2处理后的速度变化率(VeI Chg);

[0070] 血流检测模块,采用平滑处理后的平均速度(VeI)和能量(Pwr),以及B模式图像亮度(Env)和速度变化率(VeI Chg),来判定该位置是组织还是血流并测定血流速度值(VeI1),并输出表示组织的黑白信号和表示血流的彩色信号。

[0071] 还包括

[0072] 扫描转换处理模块,对表示组织的黑白信号和表示血流的彩色信号进行扫描转换处理,将这两种信号转换为直角坐标或极坐标系的信号。

[0073] 还包括

[0074] 显示模块,将扫描转换处理模块输出的表示组织和血流的信号重叠在一帧图像中显示。

[0075] 还包括平滑处理模块1,对自相关处理模块1输出的平均速度(VeI)和能量(Pwr)进行空间和时间上的平滑处理,以去除其中的噪声;

[0076] 平滑处理模块2,对自相关处理模块2输出的平均速度(VeI2)进行空间和时间上的平滑处理以去除噪声。

[0077] 所述壁滤波器1和壁滤波器2均为高通滤波器。

[0078] 所述壁滤波器2的截止频率大于壁滤波器1。

[0079] 实施例2

[0080] 参考图3,本实施例提供一种多普勒超声血流检测系统的检测方法,包括以下步

骤,

[0081] S1,初步判定:

[0082] 通过壁滤波器1衰减正交解调后的超声血流数据(IQ_Data)中低速运动的组织信号的能量;

[0083] 通过自相关处理模块1在每一个超声扫查的空间位置,使用壁滤波器1处理后的数据来测定平均速度(VeI)和能量(Pwr);

[0084] 血流检测模块采用平滑处理后的平均速度(VeI)、能量(Pwr)和B模式图像亮度(Env),来判定该位置是组织还是血流,其判断逻辑如下

[0085] B模式图像亮度(Env),大于界定值为组织,小于界定值为血流;

[0086] 平均速度(VeI),小于界定值为组织,大于界定值为血流;

[0087] 能量(Pwr),小于界定值为组织,大于界定值为血流;

[0088] 在B模式亮度(Env)、平均速度(VeI)和能量(Pwr)三个数值全部判定为组织时或判定不一致,将该位置的血流速度值(VeI1)设为0,并输出表示组织的黑白信号;

[0089] 还包括

[0090] S2,速度变化率(VeI Chg)的测定:

[0091] 在血流检测模块采用平滑处理后的平均速度(VeI)、能量(Pwr)和B模式图像亮度(Env)均判定为血流时,进行速度变化率(VeI Chg)的测定;

[0092] 通过截止频率与壁滤波器1不同的壁滤波器2,衰减正交解调后的超声血流数据(IQ_Data)中低速运动的组织信号的能量;

[0093] 自相关处理模块2采用壁滤波器2处理后的数据来测定平均速度(VeI2);

[0094] 速度变化率处理模块采用平均速度(VeI)和平均速度(VeI2),来测定不同截止频率的壁滤波器1和壁滤波器2处理后的速度变化率(VeI Chg),其测定公式为

$$VelChg = \frac{|Vel2 - Vel|}{|Vel|} \times 100\%$$

[0095] S3,最终判定:

[0096] 血流检测模块采用速度变化率(VeI Chg)最终判定是组织还是血流,并测定血流速度值(VeI1),其判断逻辑如下,

[0097] 速度变化率(VeI Chg),大于界定值为组织,小于界定值为血流;

[0098] 判定为组织时,将该位置的血流速度值(VeI1)设为0,并输出表示组织的黑白信号;判定为血流时,将该位置的血流速度值(VeI1)设为平滑处理后的平均速度(VeI),并输出表示血流的彩色信号。

[0099] 还包括以下步骤,

[0100] S4,血流信号扫描转换处理:扫描转换处理模块对表示组织的黑白信号和表示血流的彩色信号进行扫描转换处理,将这两种信号转换为直角坐标或极坐标系的信号。

[0101] 还包括以下步骤,

[0102] S5,血流和组织信号的合成显示:显示模块将扫描转换处理模块输出的表示组织和血流的信号重叠在一帧图像中显示。

[0103] 所述步骤S1中,通过平滑处理模块1对平均速度(VeI)和能量(Pwr)进行空间和时间上的平滑处理,以去除其中的噪声;

[0104] 所述步骤S2中,通过平滑处理模块2对平均速度 (VeI2) 进行空间和时间上的平滑处理以去除其中的噪声。

[0105] 对实施例1和2的说明:

[0106] 如图4所示,假如有与图2相同功率谱的两组超声多普勒数据,通过归一化截止频率为0.4的壁滤波器2。那么左侧信号的平均速度为0.5;而右侧因为滤波完了后都是噪声,所以能量会比较低,但平均速度 (VeI) 较高为0.65。如果使用常规的血流检测模块对这两种情况进行判定,左侧如果能量 (Pwr) 的界定值设置合理,是会正确判决为血流的,而右侧因为能量很低,所以也能正确判断为组织。但是如果只是单纯设置高截止频率的壁滤波器2,会将大部分的血流能量衰减掉(如图4左侧所示),这会导致超声设备的血流灵敏度明显减低。

[0107] 波线与横轴的闭合区的面积表示能量。

[0108] 对于左侧的信号,不同截止频率的壁滤波器2滤波后的速度变化率 (VeI Chg) 为:

[0109] $(0.5-0.4)/0.4=25\%$

[0110] 对于右侧信号,不同截止频率的壁滤波器2滤波后的速度变化率 (VeI Chg) 为:

[0111] $(0.65-0.3)/0.3=116.7\%$

[0112] 很明显,右侧的信号的速度变化率 (VeI Chg) 远大于左侧信号。在具体实施中,为速度变化率 (VeI Chg) 这个参数设置一个界定值,比如50%。对于使用常规的血流检测方法检测为血流的信号,计算其速度变化率 (VeI Chg),可然后同50%这个界定值比较,如果大于阈值,则判决为组织,如果小于阈值,则仍判决为血流。

[0113] 因此,该系统采用了速度变化率 (VeI Chg) 这个新参数,既可以增加检测的正确率,又不会降低超声设备的血流检测灵敏度。

[0114] 上述实施方式用来解释说明本发明,而不是对本发明进行限制,在本发明的精神和权利要求的保护范围内,对本发明做出的任何修改和改变,都落入本发明的保护范围。

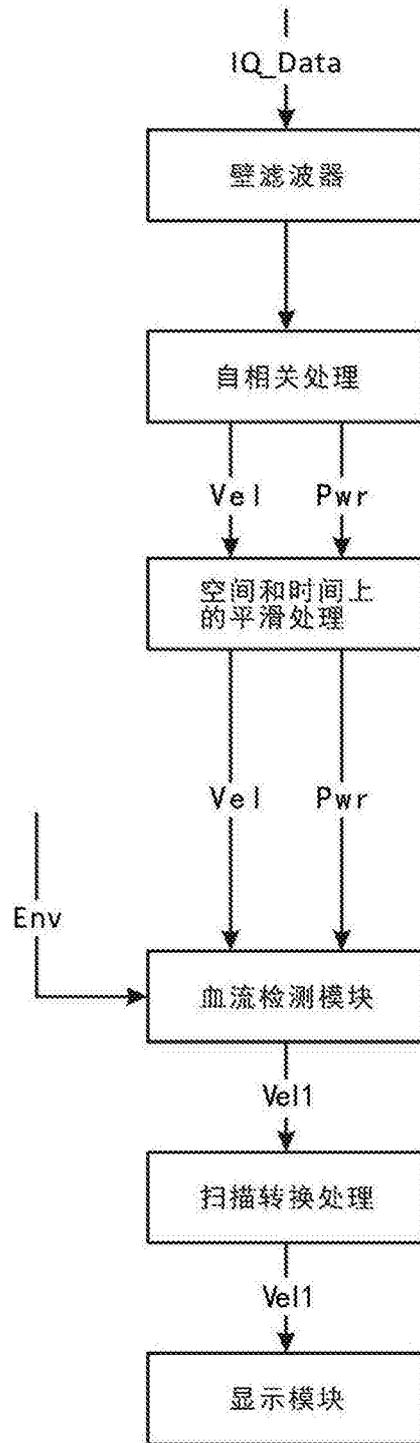


图1

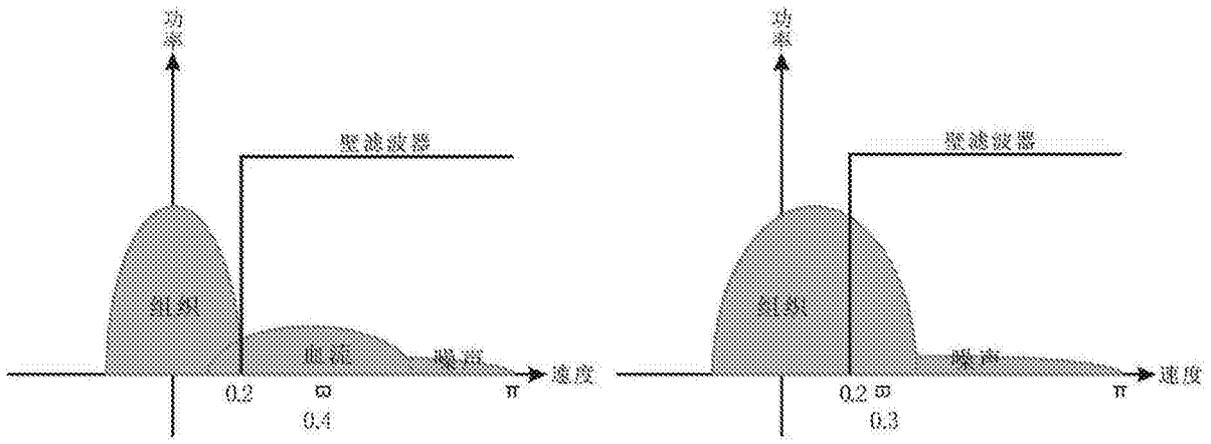


图2

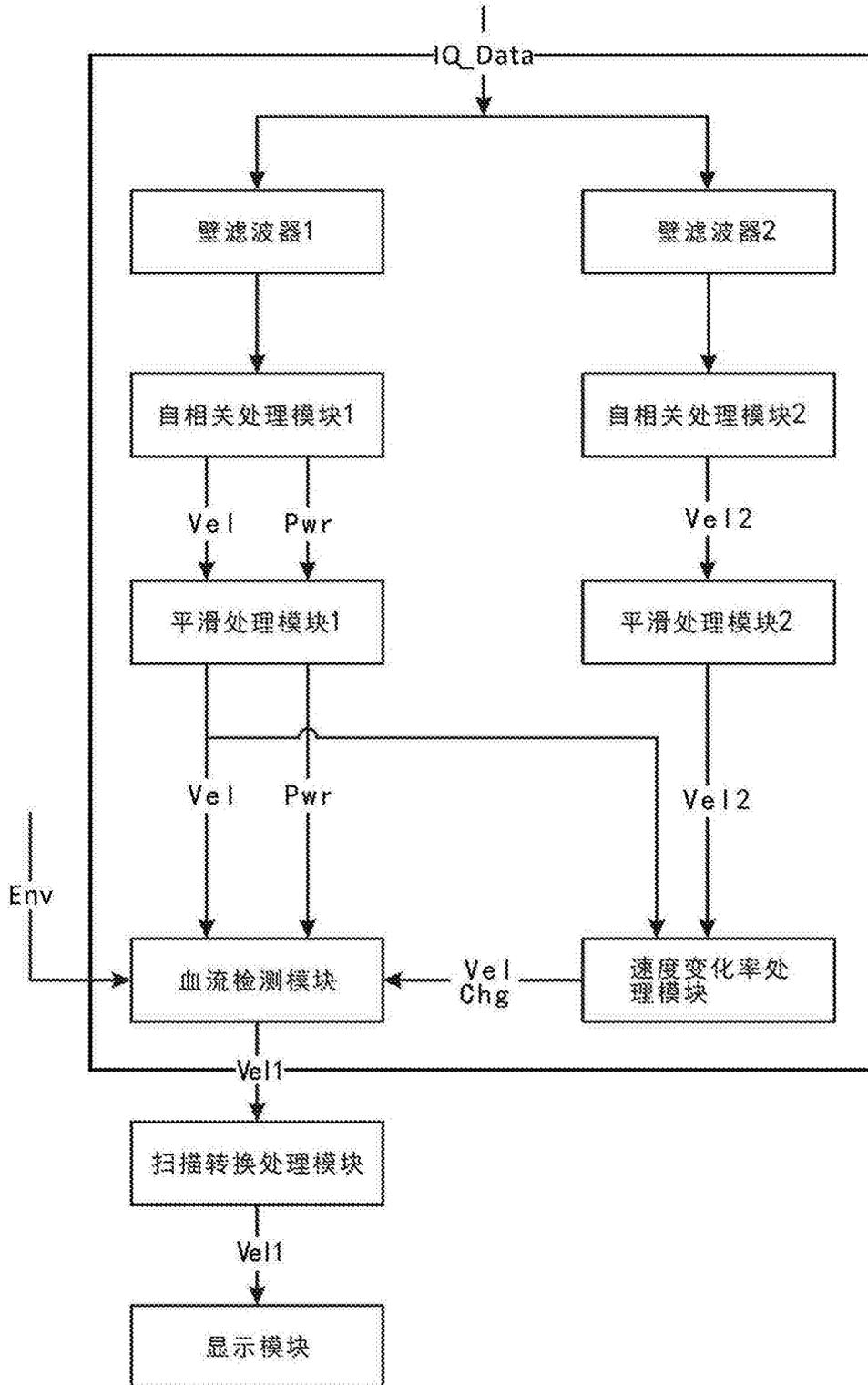


图3

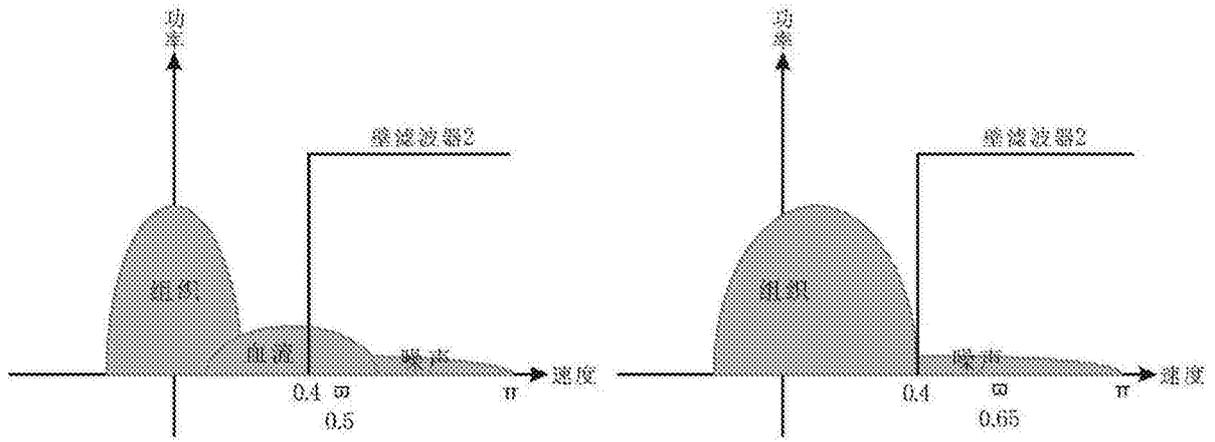


图4

专利名称(译)	一种多普勒超声血流检测系统及其检测方法		
公开(公告)号	CN107233109A	公开(公告)日	2017-10-10
申请号	CN201611121516.7	申请日	2016-12-08
[标]申请(专利权)人(译)	成都优途科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	成都优途科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	成都优途科技有限公司		
[标]发明人	吴哲 王权泳 王文平		
发明人	吴哲 王权泳 王文平		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/5269		
代理人(译)	葛宏		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种多普勒超声血流检测系统，包括壁滤波器1、自相关处理模块1、壁滤波器2、自相关处理模块2、速度变化率处理模块、血流检测模块、扫描转换处理模块和显示模块。一种多普勒超声血流检测系统的检测方法，包括以下步骤，初步判定；速度变化率(Vel Chg)的测定；最终判定；血流信号扫描转换处理；血流和组织信号的合成显示。本发明初步判定为血流的情况下，需要进一步测定速度变化率(Vel Chg)，血流检测模块通过速度变化率(Vel Chg)最终确定是血流还是组织，可以明显降低血流检测的错误率，又不会降低超声设备的血流检测灵敏度。

