



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 208693318 U

(45)授权公告日 2019. 04. 05

(21)申请号 201721605480.X

(22)申请日 2017.11.27

(73)专利权人 苏州掌声医疗科技有限公司

地址 215107 江苏省苏州市吴中区东山镇
洞庭路15号

(72)发明人 吴哲 王权泳

(74)专利代理机构 北京众元弘策知识产权代理
事务所(普通合伙) 11462

代理人 孙东风

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

(ESM)同样的发明创造已同日申请发明专利

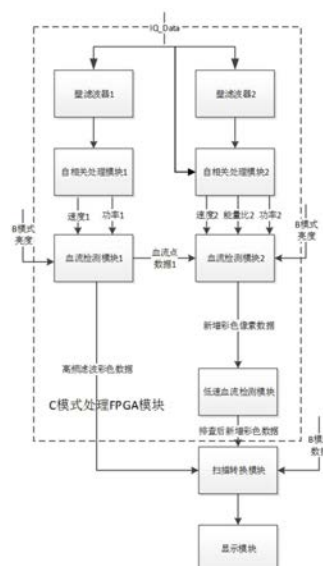
权利要求书1页 说明书6页 附图5页

(54)实用新型名称

一种通过壁滤波器检测低速血流多普勒信号的装置

(57)摘要

本实用新型公开了一种通过壁滤波器检测低速血流多普勒信号的装置,该装置包括两个壁滤波器、两个自相关处理模块、两个血流检测模块、一个低速血流检测模块和扫描转换模块。两壁滤波器采用的滤波级数不同,两壁滤波器对多普勒超声设备的检测信号进行壁滤波。本实用新型的装置能够根据新增的有效血流点比例自动调节壁滤波器级数,提高了对低速血流,例如静脉血流检测的准确度,对于多普勒超声设备操作者经验缺乏的时候尤其有意义,可以帮助操作者获得准确血流图像并有效避免误诊。



1. 一种通过壁滤波器检测低速血流多普勒信号的装置, 其特征在于, 包括两个壁滤波器、两个自相关处理模块、两个血流检测模块、一个低速血流检测模块和扫描转换模块; 两所述壁滤波器采用的滤波级数不同, 两所述壁滤波器对多普勒超声设备的检测信号进行壁滤波; 每个所述壁滤波器与一所述自相关处理模块和一所述血流检测模块依次进行电信号连接; 与采用高滤波级数的所述壁滤波器连接的所述血流检测模块与所述扫描转换模块连接; 与采用低滤波级数的所述壁滤波器连接的所述血流检测模块与所述低速血流检测模块连接; 所述低速血流检测模块与所述扫描转换模块连接; 两所述血流检测模块相互连接。

2. 根据权利要求1所述的通过壁滤波器检测低速血流多普勒信号的装置, 其特征在于, 还包括显示模块; 所述显示模块与所述扫描转换模块连接, 用于所述扫描转换模块处理后的信息通过图像显示出来。

一种通过壁滤波器检测低速血流多普勒信号的装置

技术领域

[0001] 本实用新型涉及超声医疗检测领域,特别涉及一种通过壁滤波器检测低速血流多普勒信号的装置。

背景技术

[0002] 超声检查是医疗影像检查中最常用的方法之一,它具有方便,无创,高性价比等优点,一直以来都为临床医生所倚重。而利用多普勒原理进行血流检测技术的成熟,则进一步提高了超声诊断的适用范围和重要性。彩色多普勒超声一般是用自相关技术进行多普勒信号处理,将获得的血流信号经彩色编码后实时地叠加在二维图像上,即形成彩色多普勒超声血流图像。因此它既具有二维超声结构图像的优点,又同时提供了血流动力学的丰富信息,所以在医学临床诊断中受到了广泛的重视和欢迎。

[0003] 彩色多普勒超声成像是利用多普勒原理检测彩色取样框内人体血流,并计算出其大小和方向,然后和黑白图像一起叠加经扫描转换后在显示屏幕上输出血流图像。首先将回波信号正交解调后形成超声血流数据(IQ_Data),然后将其分别送入B模式处理模块得到灰度图像以及送入C模式处理模块得到彩色图像。在C模式模块中,信号首先送入壁滤波器来滤掉非血流信号。多普勒超声检查时探头接收的信号除了来源于红细胞外,还混杂有血管壁及周围组织运动产生的反射性多普勒信号,这种信号的特点是频率低但回声强度比血流信号大,会对血流检测造成干扰。壁滤波器的作用就是把这些反射性多普勒信号滤掉,只让回声强度低但频率高的血流信号进入信号处理器。按信号被滤过的程度,仪器设有不同级数的滤波。级数大的滤波除了滤除非血流信号外,还会将低速血流信号也过滤掉。选择滤波应视检查对象而定,在腹部领域除非是检测腹主动脉那样高流速的大血管,滤波一般调节在偏小的级数上,特别是在检测静脉血流时。滤波级数越小,低速血流显示越充分。壁滤波结束后,将进行自相关处理。自相关处理是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血流速度(v)和血流能量(P)。在取得这两个关键的超声血流相关参数后,数据会送入血流检测模块,该模块会使用血流相关参数以及B模式图像的包络数据来区分该位置是血流还是组织。B模式的黑白图像提供的对照信息是亮度(E)。该模块将决定哪些点是血流点,哪些点是组织点或者血管壁。做完血流检测的速度信号会再进行扫描转换处理,将直角坐标系的超声血流信号转换为极坐标系的信号用于显示。最后的显示模块将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。从而得出最终的彩超二维图像。

[0004] 现有的超声设备多数都不是智能的,厂家事先设置好的默认参数只适合部分正常情况下使用,好多时候还是需要调节参数去得到更佳的彩色图像和频谱形态,避免参数设置不当造成的假象而导致误诊,如果操作者经验不足,这种图像不准确的情况是很容易发生的。在整个C模式数据处理步骤当中,壁滤波器是第一步,也是非常关键的一步,壁滤波级数的调节和操作者经验息息相关。如果我们测量的是低速的血流,比如静脉血流,那就应该设置较低的壁滤波级数,避免血流信号被滤掉导致信息缺失,从而造成错误的诊断,比

如误诊为血栓。

[0005] 现在随着便携式医疗设备的普及,很多基层诊所或者急救场合也都在使用多普勒超声设备,这样很多时候使用者不再是经验丰富的超声科医生,而是普通的医务工作者甚至非医务人员。考虑到他们经验缺乏,在超声诊断的时候可能会造成结果不够准确,所以,如果超声设备能够具备自动调节壁滤波器而改善对于低速血流的检测准确度的功能,将具有重大的临床意义。

实用新型内容

[0006] 为解决上述技术问题,本实用新型提供了一种通过壁滤波器检测低速血流多普勒信号的装置,能够根据图像数据来自动调整壁滤波器,从而改善对于低速血流的检测,解决了目前低速血流检测中血流信息缺失或者组织信号被误认为血流的问题。

[0007] 为达到上述目的,本实用新型的技术方案如下:一种通过壁滤波器检测低速血流多普勒信号的装置,包括两个壁滤波器、两个自相关处理模块、两个血流检测模块、一个低速血流检测模块和扫描转换模块;两所述壁滤波器采用的滤波级数不同,两所述壁滤波器对多普勒超声设备的检测信号进行壁滤波;每个所述壁滤波器与一所述自相关处理模块和一所述血流检测模块依次进行电信号连接;与采用高滤波级数的所述壁滤波器连接的所述血流检测模块与所述扫描转换模块连接;与采用低滤波级数的所述壁滤波器连接的所述血流检测模块与所述低速血流检测模块连接;所述低速血流检测模块与所述扫描转换模块连接;两所述血流检测模块相互连接。

[0008] 作为上述装置的一种优选方案,还包括显示模块;所述显示模块与所述扫描转换模块连接,用于所述扫描转换模块处理后的信息通过图像显示出来。

[0009] 一种通过壁滤波器检测低速血流多普勒信号的方法,采用权利要求1或2所述的通过壁滤波器检测低速血流多普勒信号的装置,包括以下步骤:

[0010] 步骤1,通过一所述壁滤波器,根据测量目标的不同,设定所述壁滤波器的初始级数,对多普勒超声设备的检测信号进行壁滤波;对壁滤波器后的信号经一所述自相关处理模块处理后得到速度和功率信息并由一所述血流检测模块结合B超的亮度信息E,判定出哪些点是血流点,并将相关血流信息传递给另一所述血流检测模块;

[0011] 步骤2,通过另一壁滤波器设定一更小的滤波级数,进行壁滤波,壁滤波后的信号将和壁滤波之前的信号一起传递给另一所述自相关处理模块,得到速度和功率信息以及壁滤波之后和之前的信号的能量比;再将信息传递给另一血流检测模块,结合B超的亮度信息E,判定出哪些点是血流点;

[0012] 步骤3,将步骤1给出的血流点和步骤2给出的血流点进行比较,把步骤2中新增的血流点集挑选出来,连同其他信息一并传递给低速血流检测模块;经低速血流检测模块的排查之后,排查出新增有效血流点。

[0013] 作为上述方法的一种优选方案,还包括步骤4,步骤3的新增有效血流点和步骤1的高频滤波的血流点数量进行对比,判定是否需要壁滤波器进行降级;步骤3的新增有效血流点和步骤1的高频滤波的血流点数量相除的比例C低于一定的阈值 C_0 ,即认为已经达到改善调节的效果,无需继续调节壁滤波级数;只需和步骤1的血流检测模块的信息合并进行转换显示即可;如果C依然超过阈值 C_0 ,则认定壁滤波器级数还不够低,需要继续降低;将已经

得到的血流信息保存下来,然后把步骤1中壁滤波器的级数更新为步骤2中壁滤波器的级数,将步骤2中壁滤波器的级数改为更低一级数,再次重复过程,直到新增有效血流点比例低于阈值为止。

[0014] 作为上述方法的一种优选方案,步骤3中通过低速血流检测模块排查新增有效血流点,采用设置新的亮度阈值来排查掉组织点;步骤1和步骤2中用来检测血流的亮度阈值 E_0 ,用步骤2给出的全部血流点做基数,来计算平均亮度值、标准差;计算公式为:

$$[0015] \quad \text{平均亮度值 } E_A = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N E_i$$

$$[0016] \quad \text{标准差 } \sigma = \sqrt{\sigma^2} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (E_i - E_A)^2}$$

[0017] 然后逐点比较,现在新的阈值 $E_{\text{new}} = E_A - \sigma$ 是一个比原来的 E_0 低的数值,如果 $E < E_{\text{new}}$,则认为是本轮排查后的有效血流点,否则,则判定为非血流点。

[0018] 作为上述方法的一种优选方案,步骤3中通过低速血流检测模块排查新增有效血流点,采用能量比继续进行排查;步骤2壁滤波之后和之前的信号的能量比 $R = P_2 / P_{2\text{original}}$, P_2 为步骤2壁滤波之后的信号自相关处理, $P_{2\text{original}}$ 为步骤2壁滤波之前的信号自相关处理,预设一个阈值 R_0 ,如果满足 $R > R_0$,那么则认为是有效血流点,否则,则判定为非血流点。

[0019] 作为上述方法的一种优选方案,步骤3中通过低速血流检测模块排查新增有效血流点,需要排除掉孤立点;以 $5 \times 5 = 25$ 个点的区域作为判定单元,最中间的点为目标点,周围共有24个邻点,其中包括4个最近邻点;区域共有5行5列,包括本行和本列,2个最近邻行和列,2个次近邻行和列;非孤立点需同时满足以下条件:

[0020] a. 4个最近邻位置至少有两个血流点;

[0021] b. 两个最近邻列最少有1个列有血流点而且连续列大于等于3;

[0022] c. 两个最近邻行最少有1个行有血流点而且连续行大于等于3;

[0023] d. 24个区域位置最少有9个彼此相邻血流点。

[0024] 通过上述技术方案,本实用新型技术方案的有益效果是:本实用新型的装置能够根据新增的有效血流点比例自动调节壁滤波器级数,提高了对低速血流,例如静脉血流检测的准确度,对于多普勒超声设备操作者经验缺乏的时候尤其有意义,可以帮助操作者获得准确血流图像并有效避免误诊。

附图说明

[0025] 为了更清楚地说明本实用新型实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本实用新型的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0026] 图1为本实用新型中实施例所述的多普勒超声的血流检测方法流程框图。

[0027] 图2为本实用新型中实施例所述的不同级数的壁滤波器的超声功率谱图。

[0028] 图3为本实用新型中实施例的壁滤波器2相对壁滤波器1而造成的血流点集改变的示意图。

- [0029] 图4为本实用新型中实施例所述的流程的总体框图。
- [0030] 图5为本实用新型中实施例所述的调整亮度阈值排查非血流点的算法流程图。
- [0031] 图6为本实用新型中实施例所述的根据能量比排查非血流点的算法流程图。
- [0032] 图7为本实用新型中实施例所述的定义区域孤立点排查例图。
- [0033] 图8为本实用新型中实施例所述的排查孤立点的算法流程图。

具体实施方式

[0034] 下面将结合本实用新型实施例中的附图,对本实用新型实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本实用新型一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本实用新型中的实施例,本领域普通技术人员在没有作出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本实用新型保护的范围。

[0035] 实施例

[0036] 本实用新型提出一种能够根据图像数据来自动调整壁滤波器,从而改善对于低速血流的检测,解决目前低速血流检测中血流信息缺失或者组织信号被误认为血流的问题,减少误诊几率的方法和装置。

[0037] 结合图1,C模式的壁滤波,自相关和血流检测都由FPGA处理模块来完成,最终检测达标的结果将输出到DSC扫描转换模块并显示出来。

[0038] 不同于常规的C模式处理方法的是,本实用新型设置了两个壁滤波器,第一个是常规的壁滤波器1,根据测量目标的不同,将初始级数设定为中级或中级偏小。壁滤波后的信号经自相关处理模块1处理后得到速度和功率信息并由血流检测模块1结合B超的亮度信息E,判定出哪些点是血流点,并将相关血流信息传递给血流检测模块2。

[0039] 同时本实用新型还设置了壁滤波器2,该壁滤波器设定为更小的滤波级数,也就是说,更多的信号将会被保留下来。壁滤波2后的信号将和壁滤波2之前的信号一起传递给自相关处理模块2,除了通常的速度和功率信息外,此处还多了一项数据,就是壁滤波之后和之前的信号的能量比,定义为 $R = P_2 / P_{2\text{original}}$,其中 P_2 来自壁滤波2之后的信号自相关处理, $P_{2\text{original}}$ 来自壁滤波2之前的信号自相关处理。因为壁滤波会滤掉大部分组织信号,所以组织信号的能量比会明显低于血流信号的能量比。

[0040] 以上信息传递给血流检测模块2,结合B超的亮度信息E,判定出哪些点是血流点。同时将与血流检测模块1给出的血流点进行比较,把新增的血流点集挑选出来,连同前边计算的速度,功率,能量比,B超信息等一并传递给低速血流检测模块。经低速血流检测模块的排查之后,部分点会被排查掉,依然被保留的血流点,则认为是降低壁滤波级数后的有效血流点,这里再次做一个判据,如果这部分新增有效血流点和血流检测模块1给出的高频滤波血流点的比例低于一定的阈值 $C < C_0$,我们就认为已经达到改善调节的效果,无需继续调节壁滤波级数。只需和血流检测模块1合并进行转换显示即可。如果C依然超过阈值 C_0 ,则认为壁滤波级数还不够低,需要继续降低。则将已经得到的血流信息保存下来,然后把壁滤波器1的级数调整为壁滤波器2的级数,壁滤波器2比原来更低一级数,再次重复上述运算,直到新增有效血流点比例低于阈值为止。不同级数的壁滤波器的超声功率谱图见图2。具体的实用新型流程图见图4。

[0041] 下面做一下具体的分析。图3是壁滤波器2相对壁滤波器1而造成的血流点集改变

的示意图。图3只有高速血流来自于血流检测模块1,也就是壁滤波器1的效果。降低壁滤波器级数带来了新的低速血流信息(有近邻原来血流的新血流信息,也有单独分离的新血流信息),但同时也带来组织信息(有靠近血管壁的,也有单独远离的),还有部分噪声干扰。这里边,噪声干扰通常比较孤立,造成的血流点较少且不集中。因为对于血流检测模块1和2,用来检测血流的亮度阈值 E_0 是统一的,所以过亮的组织早已经被排查掉,这里剩下的血流和组织在亮度上差异已经比较接近,但因为组织的回声比较强,所以相对而言,比较亮的基本都还是组织,比较暗的才是血流,也就是说原本的标准阈值 E_0 比较宽松,有进一步调整的空间。虽然新增点当中血流和组织的速度,功率和亮度都比较相近,但是在之前壁滤波2的时候,组织还是被滤掉了大部分的能量,才变得和血流能量接近。这样,就可以通过壁滤波器2前后能量比来进行进一步排查,从而最大程度的得到真正有效血流点。以上就是具体实施排查的原理。

[0042] 现在结合图4至图8解释一下具体的步骤。

[0043] 首先是设置新的亮度阈值来排查掉更多的组织点。用血流检测模块2给出的全部血流点做基数,来计算平均亮度值,标准差。计算公式为:

$$[0044] \quad E_A = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N E_i$$

$$[0045] \quad \sigma = \sqrt{\sigma^2} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (E_i - E_A)^2}$$

[0046] 然后逐点比较,现在新的阈值 $E_{\text{new}} = E_A - \sigma$ 是一个比原来的 E_0 低的数值,如果 $E < E_{\text{new}}$,则认为是本轮排查后的有效血流点,否则,则判定为非血流点。算法流程图见图5所示。

[0047] 接下来,对上一轮排查后剩余的血流点,调出之前保存的能量比来做新一轮排查。前边提到 $R = P_2/P_{2\text{original}}$,这里会预设一个阈值 R_0 ,如果满足 $R > R_0$,则认为是本轮排查后的有效血流点,否则,则判定为非血流点。算法流程图见图6所示。

[0048] 经过这两轮排查,组织点基本都已经排查掉了,剩下的如果是孤立存在的点基本是噪声干扰,即使有个别的血流和组织点,孤立存在对检查的判定意义也不大,所以下面用算法排查掉孤立点。算法流程图如图8所示。

[0049] 这里对孤立点的定义是,以 $5 \times 5 = 25$ 个点的区域作为判定单元,如图7所示,中间的大点是目标点,周围共有24个邻点,其中包括4个最近邻点。区域共有5行5列,包括本行和本列,2个最近邻行和列,2个次近邻行和列。

[0050] 非孤立点需同时满足以下条件:

[0051] a. 4个最近邻位置至少有两个血流点;

[0052] b. 两个最近邻列最少有1个列有血流点而且连续列大于等于3;

[0053] c. 两个最近邻行最少有1个行有血流点而且连续行大于等于3;

[0054] d. 24个区域位置最少有9个彼此相邻血流点。

[0055] 图7中的I、II、III是符合条件的非孤立点的例子,而IV、V、VI是不符合条件的孤立点的例子,其中IV不满足条件a,V不满足条件b,VI不满足条件d。

[0056] 图8是本轮排查的算法流程图。经此轮排查之后,孤立的噪声干扰被排除掉。

[0057] 三轮排查结束,和壁滤波器1相比,壁滤波器2带来的新增血流点被仔细检视排查,以确保留下的有效信息点基本上是真正的有效血流点。将排查后得到的新增有效血流点与血流检测模块1得到高频血流点合并,作为已经确认的有效血流点保存下来。

[0058] 如果这部分新增有效血流点数量太少,比例低于阈值,则认为再继续降低滤波器级数已经意义不大。如果新增有效血流点比例很高,则会将壁滤波器2继续降低一级,壁滤波器1则取壁滤波器2的级数,重新开始计算,以得到更多的低速有效血流点并与之前的有效血流点合并,直到自动调节完成,并输出改善后的低速血流检测图像为止。

[0059] 本实用新型提出的方法和装置,能够根据新增的有效血流点比例自动调节壁滤波器级数,提高了对低速血流,例如静脉血流检测的准确度,对于多普勒超声设备操作者经验缺乏的时候尤其有意义,可以帮助操作者获得准确血流图像并有效避免误诊。

[0060] 对所公开的实施例的上述说明,使本领域专业技术人员能够实现或使用本实用新型。对这些实施例的多种修改对本领域的专业技术人员来说将是显而易见的,本文中所定义的一般原理可以在不脱离本实用新型的精神或范围的情况下,在其它实施例中实现。因此,本实用新型将不会被限制于本文所示的这些实施例,而是要符合与本文所公开的原理和新颖特点相一致的最宽的范围。

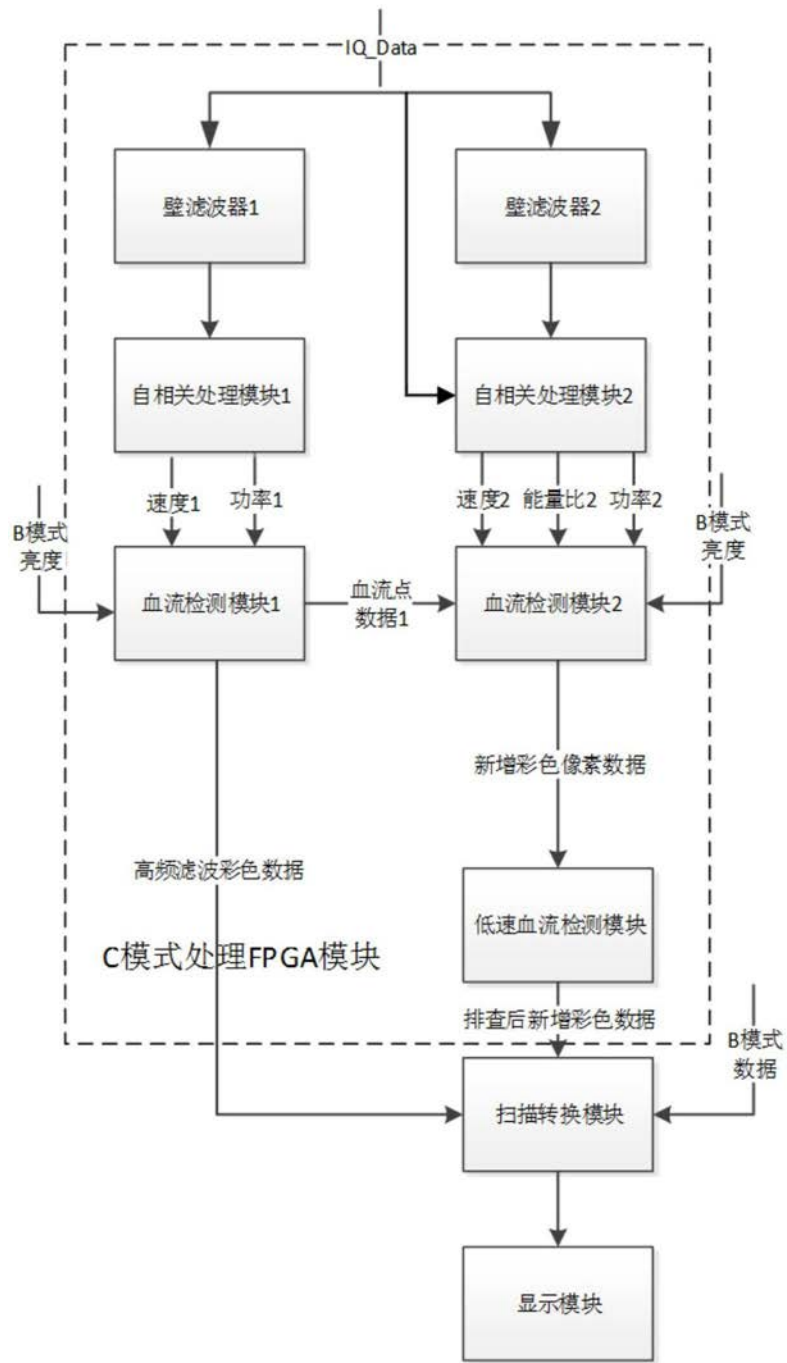


图1

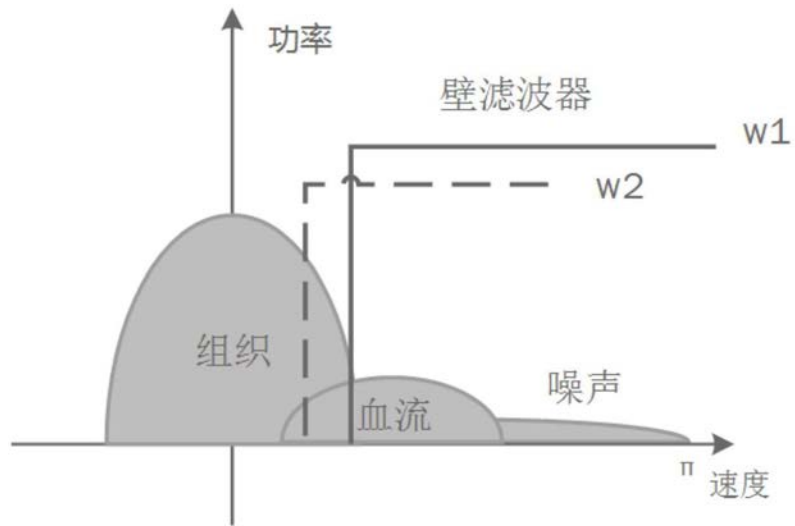


图2

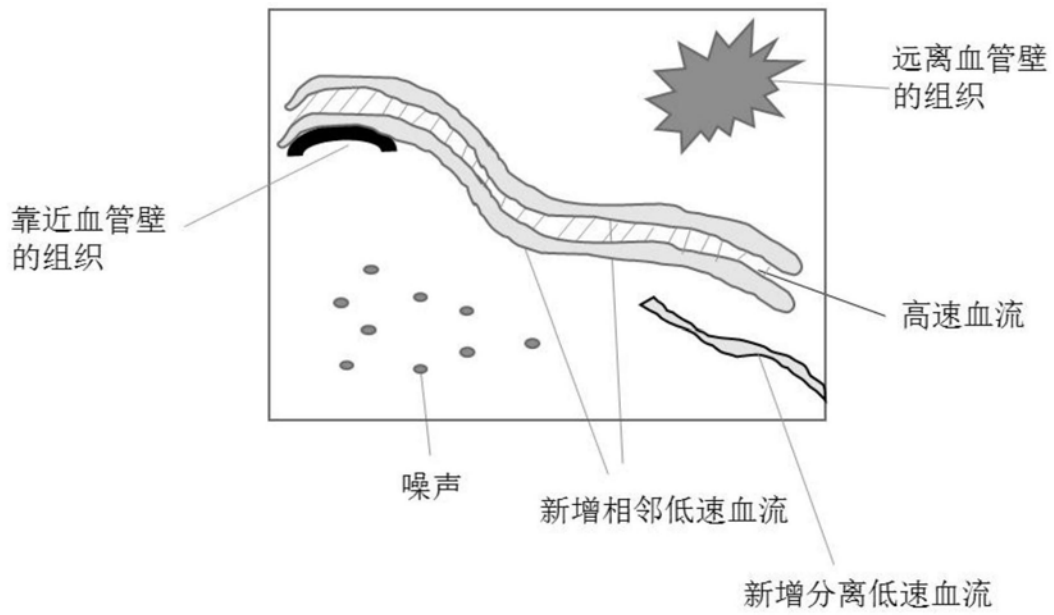


图3

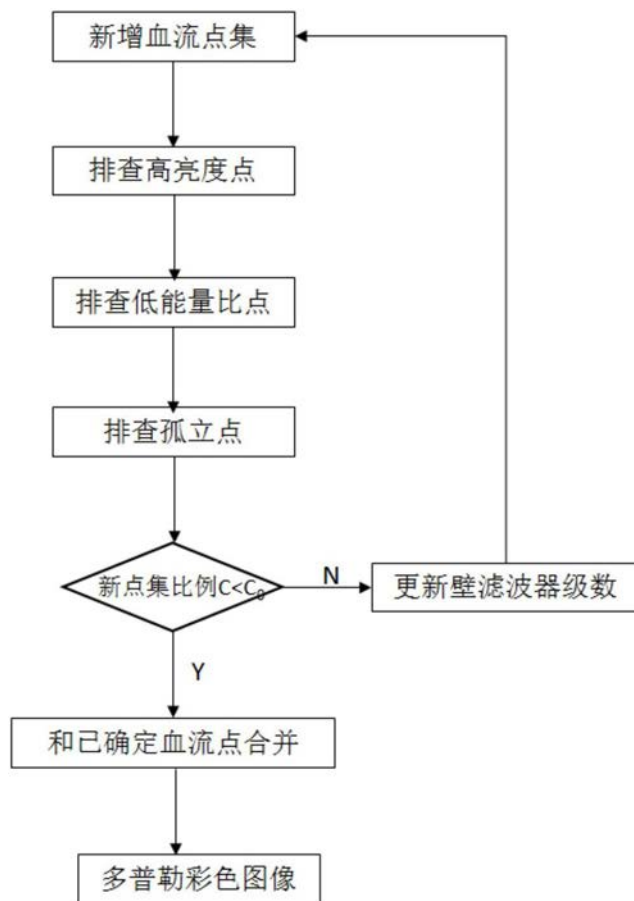


图4

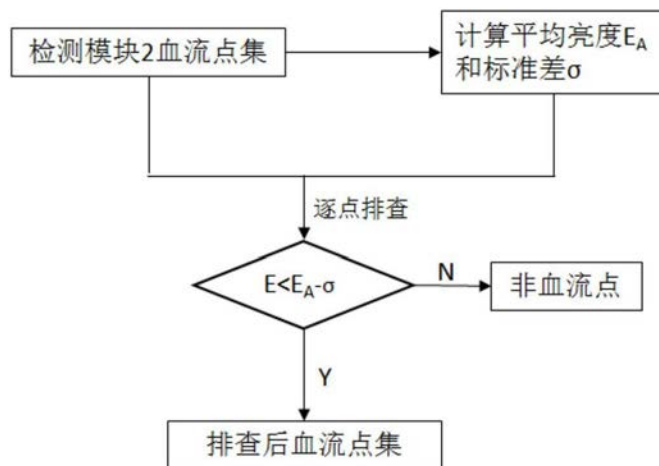


图5

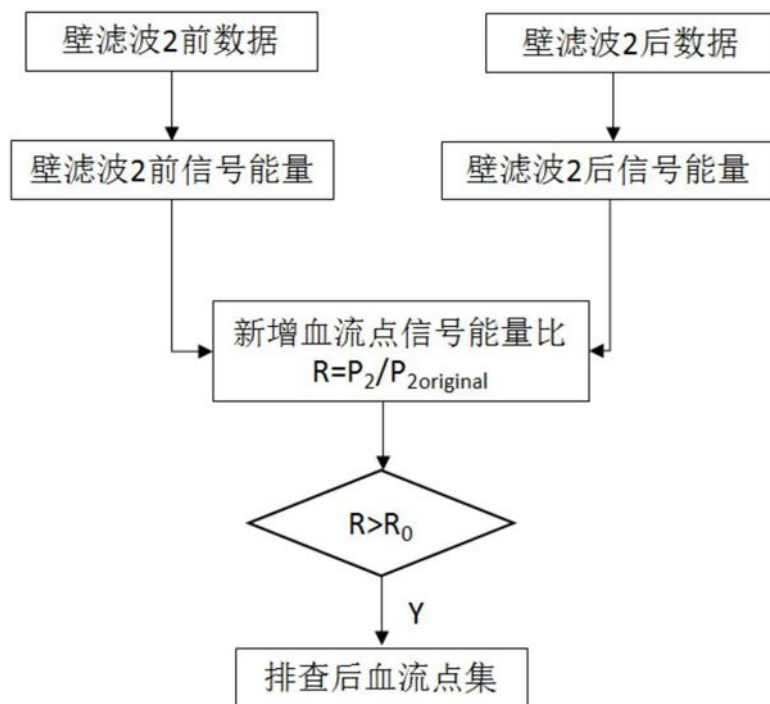


图6

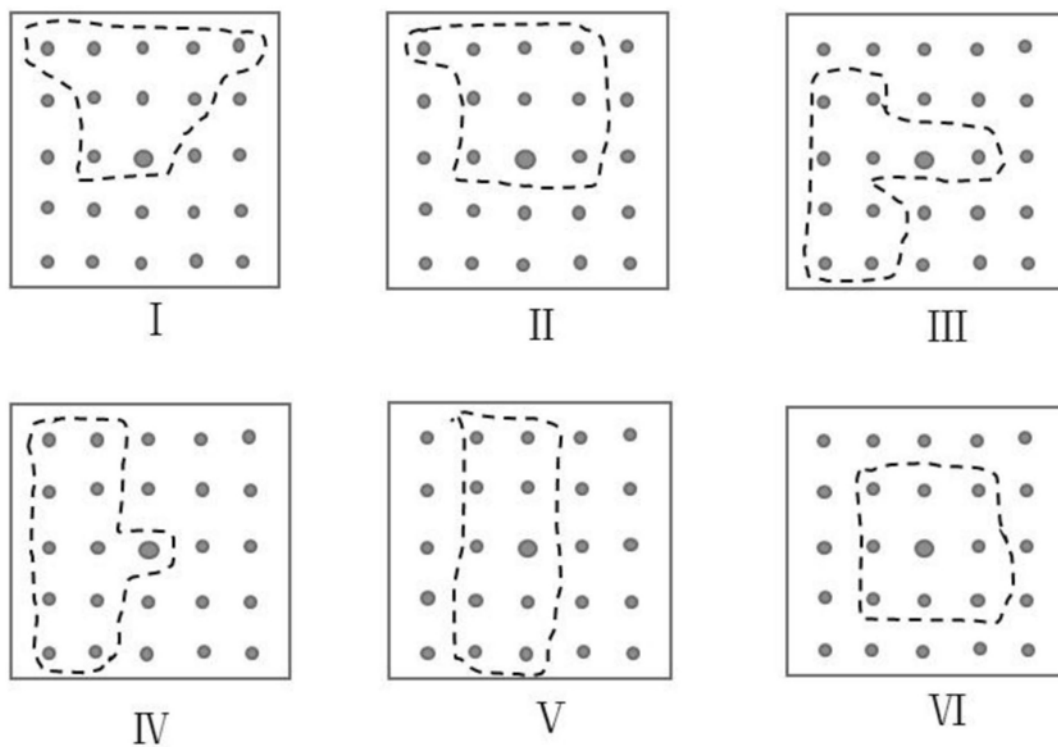


图7

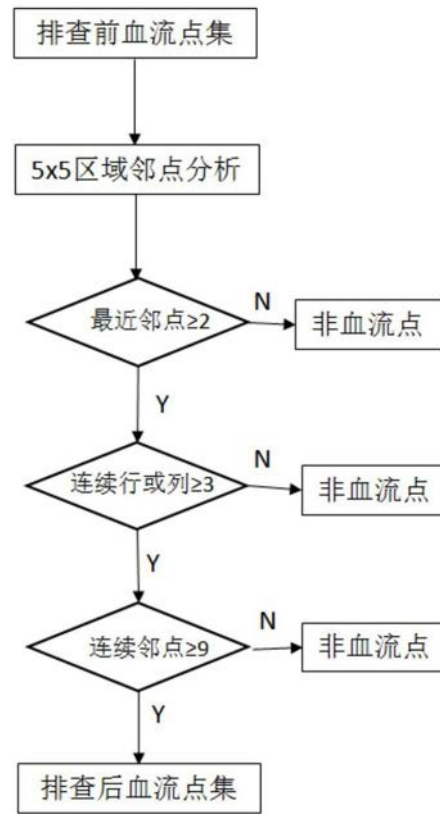


图8

专利名称(译)	一种通过壁滤波器检测低速血流多普勒信号的装置		
公开(公告)号	CN208693318U	公开(公告)日	2019-04-05
申请号	CN201721605480.X	申请日	2017-11-27
[标]发明人	吴哲 王权泳		
发明人	吴哲 王权泳		
IPC分类号	A61B8/06		
代理人(译)	孙东风		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本实用新型公开了一种通过壁滤波器检测低速血流多普勒信号的装置，该装置包括两个壁滤波器、两个自相关处理模块、两个血流检测模块、一个低速血流检测模块和扫描转换模块。两壁滤波器采用的滤波级数不同，两壁滤波器对多普勒超声设备的检测信号进行壁滤波。本实用新型的装置能够根据新增的有效血流点比例自动调节壁滤波器级数，提高了对低速血流，例如静脉血流检测的准确度，对于多普勒超声设备操作者经验缺乏的时候尤其有意义，可以帮助操作者获得准确血流图像并有效避免误诊。

