

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/06 (2006.01)

G06T 3/40 (2006.01)

G01S 7/52 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200510100147.9

[43] 公开日 2007 年 4 月 4 日

[11] 公开号 CN 1939223A

[22] 申请日 2005.9.29

[21] 申请号 200510100147.9

[71] 申请人 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 12 路迈瑞大厦

[72] 发明人 董永强

[74] 专利代理机构 深圳睿智专利事务所
代理人 陈鸿荫

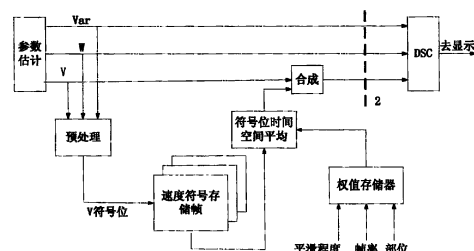
权利要求书 3 页 说明书 11 页 附图 4 页

[54] 发明名称

消除彩色血流图像中速度异常点的方法

[57] 摘要

一种消除彩色血流图像中速度异常点的方法，用于超声血流成像系统，包括步骤：设置血流速度异常点消除处理模块；接收分别对应血流能量和血流速度的信号；对所述信号作预处理来产生速度符号位实时信号；将该符号位信息按预定格式存储到存储器中；从所述存储器中按预定寻址方式读取多个符号位数据，进行加权平均处理；并根据该处理结果来确定该点血流速度的方向。所述读取存储器包括：在同一帧中读取预定形状和大小范围内的所有点，及在相邻若干连续帧中读取与待确定点空间坐标一致的点。采用本发明方法，可以最大程度地消除彩色血流速度图像中的反向速度点，从而提高血流方向检测的准确性和可靠性，提升彩色血流成像设备的临床诊断价值。



1. 一种消除彩色血流图像中速度异常点的方法，用于超声血流成像系统，包括步骤：

A. 在超声血流成像系统中设置血流速度异常点消除处理模块；

B. 所述处理模块接收分别对应血流能量和血流速度的信号；

C. 对所述接收信号作预处理，以产生速度符号位实时信号；

其特征在于，系统每生成血流速度图像中的一个像素点信号，还包括步骤：

D. 将所述血流速度符号位信息按照预定格式存储到存储器中的相应位置；

E. 从所述存储器中按预定寻址方式读取多个血流速度符号位数据，进行预定的加权平均处理；

F. 根据所述加权平均处理的结果来确定并输出该点血流速度的方向。

2. 根据权利要求1所述消除彩色血流图像中速度异常点的方法，其特征在于：

步骤A和B中，所述血流速度异常点消除处理模块或者被设置在图像域，接收来自参数估计模块或来自数字扫描变换处理模块的血流能量信号和血流速度信号；或者被设置在信号域，接收来自自相关处理模块的血流信号的零阶和一阶相关系数分量。

3. 根据权利要求1所述消除彩色血流图像中速度异常点的方法，其特征在于：

所述步骤C的预处理包括判决和线平均处理过程：预先设置比较门限；将预定血流信号与该比较门限进行比较；若满足预定条件，则直接输出该点的血流速度符号，否则该点输出的血流速度符号为经扫描线方向平均处理后的输出。

4. 根据权利要求3所述消除彩色血流图像中速度异常点的方法，其特征在于：

所述判决过程或者采用血流能量和能量门限作比较，以血流能量大于能量门限为条件；或者所述步骤B中还接收血流方差信号，从而采用血流方差和方差门限作比较，以血流方差小于方差门限为条件；或者所述步骤B中还接收血流方差信号，从而同时采用血流能量和血流方差信号进行联合判决。

5. 根据权利要求4所述消除彩色血流图像中速度异常点的方法，其特征在于：

所述联合判决的条件用查找表来设定。

6. 根据权利要求3所述消除彩色血流图像中速度异常点的方法，其特征在于：

所述扫描线方向平均处理包括过程：在扫描线上选择相邻的奇数个点；累计这些点的血流速度方向符号；用过半数点一致的速度方向符号作为该点的速度方向符号输出；其中，所述奇数至少为3。

7. 根据权利要求3所述消除彩色血流图像中速度异常点的方法，其特征在于：

所述扫描线方向平均处理包括过程：在扫描线上选择相邻的奇数个点；对各点与速度相关的信号量作中值滤波；将所述中值滤波结果对应的速度符号作为该点的速度符号输出；其中，所述奇数至少为3。

8. 根据权利要求1所述消除彩色血流图像中速度异常点的方法，其特征在于：

步骤D中，所述速度符号位或者依时间帧逐帧被连续存储；或者依预定间隔的时间帧被间断存储。

9. 根据权利要求1所述消除彩色血流图像中速度异常点的方法，其特征在于：

步骤E所述按预定寻址方式读取存储器包括：在存储器同一帧中读取包括待确定点的预定形状和大小范围内的所有点，及在相邻若干连续帧中读取与所述待确定点空间坐标一致的点。

10. 根据权利要求1所述消除彩色血流图像中速度异常点的方法，其特征在于，步骤E中，所述加权平均处理包括过程：

- a. 系统根据用户设定的预定参数和系统工作状态参数生成相应加权重值；
- b. 用所述权重对所述读取的多个数据进行加权求和。

11. 根据权利要求 10 所述消除彩色血流图像中速度异常点的方法, 其特征在于:

所述用户设定的预定参数包括平均程度、扫描部位; 系统工作状态参数包括帧率。

12. 根据权利要求 1、10 或 11 所述消除彩色血流图像中速度异常点的方法, 其特征在于:

所述加权权值是根据查找表来确定的。

13. 根据权利要求 10 所述消除彩色血流图像中速度异常点的方法, 其特征在于,

所述加权求和可以用 FPGA 来实现: 用读取到的速度符号序列来依次控制数据选择器, 所述数据选择器的一个输入端是 0, 另一个输入端接收从权值生成单元依次产生的权值; 该数据选择器的每次输出送往累加器累加。

14. 根据权利要求 1 所述消除彩色血流图像中速度异常点的方法, 其特征在于:

步骤 F 中是将所述加权平均处理的结果与一预定门限进行比较来确定所述点的血流速度方向。

消除彩色血流图像中速度异常点的方法

技术领域 本发明涉及医疗超声影像设备，特别涉及超声彩色血流成像设备，尤其涉及彩色血流成像处理中消除速度异常点的方法。

背景技术 彩色血流成像技术运用在彩色超声影像系统中，可以利用多普勒效应来测量人体内血流或者组织的运动状态和运动参数，包括血流的运动方向、运动速度，以及运动血流的能量和运动的紊乱程度。医生临床诊断时一般习惯在血流速度图像上以红色标示朝向探头方向运动的血流，以蓝色标示离开探头方向运动的血流。实际上往往因为各种原因会导致计算的血流速度方向出现异常，从而血流速度成像图在红色血流血管内出现蓝色血流像素，或在蓝色血流血管内出现红色血流像素（有湍流的现象除外），进而影响医生的临床诊断。

导致计算的血流速度方向出现异常的各种原因中，系统噪声被认为是最直观的一个。因为在超声回波信号中血流成份比组织成份的大小要低约 40 ~ 50db，随着探测区域的加深，放大器增益要不断增大以补偿深度衰减，但该不断增大的放大器增益引入的噪声将淹没微弱的血流信号，从而导致计算的血流速度方向出现异常。

斑点效应 (Speckle) 是超声组织图像的一个显著特点，也是导致计算的血流速度方向出现异常的原因之一。超声组织图像产生斑点的原因是，一个理论分辨距离单元内可以包含有非常多的散射点，来自这些点的散射回波在超声接收探头上叠加时其相位并不完全相同，因此超声图像上将形成该分辨单元特有的斑点格式 (Speckle pattern)。这种斑点格式可以被用来研究组织的运动。血流信号的回波同样也存在这种斑点格式，并被用来估计血流的运动矢量。所述斑点效应使得即使均匀血管内的血流中，不同分辨单元的回波强度也有所变化，当一分辨单元的回波强度小到不能满足自相关计算需要的信噪比时，计算出来的速度方向就会出现异常，从而导致血流速度图像中出现反向点。

另外一个引起血流速度方向估计错误的原因来自于血流成像处理本身，是信号处理过程中采用的组织回波抑制技术。采用该技术是基于多普勒原理和自相关计算处理的血流成像设备不可或缺的，并且多数商用设备系统采用该技术来成像时都会为高通滤波器选择一个固定截止频率作为可检测血流速度的下限。但因为在一幅二维的血流图中，不同二维分辨单元的组织缓慢变化程度是不一样的，当所述高通滤波器选择的截止频率不能适用于所有分辨单元的时候，来自若干分辨单元的信号经过组织回波抑制处理后就会产生杂波剩余，这些杂波剩余往往会导致血流速度方向的估计错误。在小血管速度成像中，这种现象会更明显。

造成血流速度方向估计错误的原因不限于上述几种，回波回响等因素也会导致这种错误。为了最大程度地消除血流速度图像中的反向异常点，前人作了很多工作。

针对所述系统噪声造成的血流速度估计异常问题，美国专利 US 5,042,491公开了一种使用自相关计算的能量和速度来判断血流方向的方案：当某一距离单元内自相关能量或者速度中的一个、或者两个同时高于一个门限时，认为该速度估计可信，输出该血流速度的符号；否则该速度估计不可信，使用该扫描线上的临近距离单元上速度方向多的速度方向为该点的速度方向。美国专利 US 5,483,964 公开了进一步的方案，是在自相关计算完后相关系数的实部上增加一个数值，以避免血流回波信号很小的距离单元计算速度时出现估计异常。美国专利 US 5,279,302 给出了另外一种解决方案，即在自相关计算完成后，存储多帧血流速度图，再根据这些血流速度图来判断出速度值最大的图像帧和速度值最小的图像帧，并计算出二者的差值；若该差值超过一预定幅度，视相应血流为动脉血流，从而显示红色，否则视为静脉血流、显示蓝色。

美国专利 US 6,277,075 和 US 5,246,006 也分别针对斑点效应和组织回波抑制造成的血流速度估计异常提供了相应的解决方案。

此外，美国专利 US 5,653,234 还提出了一种空间平均处理的方案，用来提高自相关系数或者时间采样点的信噪比，以增强速度估计的可靠性。该方案首先判断自相关系数或时间采样点的能量、信号的变化快慢、信号的绝对差异和（SAD-sum of absolute difference）；当这些指标中的任一个满足一定条件时，可以减少空间平滑的孔径，甚至不进行空间平滑，否则增大所述平滑孔径。

美国专利 US 5,515,852 首次提出了利用加权的二维空间平均来提高血流速度估计时的信噪比这一解决方案, 并还考虑到不同人体部位自相关估计的能量和速度分布会不同, 从而给出不同的加权方案。此后, 美国专利 US 5,860,928 公开的方案也是利用二维空间平均处理来提高检测信噪比, 不同的是, 它仅当血流的能量、速度超过一定门限时才实施平均处理。

美国专利 US 5,215,094 公开的方案首次在血流速度图像中考虑了时间上的平均处理, 它根据当前血流成像的帧率来选择相对固定的递归系数, 用时间递归平均来增强速度估计中的信噪比。美国专利 US 5,357,580 和 US 5,467,770 提出的是一种自适应的递归时间平均方法, 前者根据速度大小来选择递归系数, 而后者根据速度和帧率来选择递归系数。美国专利 US 5,897,502 公开的方案是在作时间平均的时候增加速度方向的判决和门限规则, 以提高对杂波剩余和系统噪声引起的速度方向异常进行校正的能力。而美国专利 US 5,860,930 公开了利用相邻两帧血流能量比来计算时间平均的系数来获得更好血流速度图像的方案。

上述现有方案毫无疑问都是为了更好地减少血流速度图像中系统噪声、斑点效应或组织回波抑制中的杂波剩余、回波回响等原因造成的血流速度检测异常现象, 所用的方法主要分成两大类: 空间平均和时间平均。空间平均处理方法被包括在早期的沿扫描线作一维平均的美国专利 US 5,042,491 和 US 5,653,234, 直至后来的二维平均 US 5,515,852 和 US 5,860,928 所公开的方案中; 时间平均处理方法则被包括在从固定递归系数的 US 5,215,094 到确定自适应递归系数的 US 5,357,580、US 5,467,770、US 5,860,930, 以及利用门限来消除速度方向异常的 US 5,897,502 所公开的方案中。这两大类方法都企图利用人体内血流状况的基本规律来消除速度估计异常现象, 从而提高血流速度图像的质量。

事实上由于现有技术不能从理论上完全消除产生这种现象的原因, 所以这种现象即使在高档的彩超设备里也依然存在。上述现有技术的不足之处在于:

- 1) 它们对时间和空间的平均处理基本上都是孤立完成的, 故无法保证在平均时 (尤其是在血流成像帧率较高的时候) 顾及血流的脉动性和周期性。若顾及血流的周期性, 系统需要更长时间内的血流图像帧来修正血流速度的异常。
- 2) 仅进行简单的一次二维空间平均处理不足以消除没有任何先验知识的速度方向异常。并且二维平均处理时, 有方向异常的距离单元的速度值本身就不可信 (若该速度值来

自对系统噪声的计算，则计算出来的速度值可能会非常大），用不可信的速度值参与二维空间平均处理，得到的结果可信度较差。

- 3) 实时成像系统若考虑使用足够的时间帧或进行更可信的多次二维空间平均处理，将因为存储容量要求过大而不可实现或实现成本太高。

发明内容 本发明要解决的技术问题是针对上述现有技术的不足，而提出一种方法，用于超声血流成像设备，可以最大程度消除彩色血流图像中的速度异常点，从而提高血流方向检测的准确性和可靠性。

为解决上述技术问题，本发明从现有技术出发，对人体内血流运动基本规律和多普勒检测原理的认识总结为以下几点：a. 人体内血流运动速度的大小和方向随心脏的收缩和舒张而具有一定的周期性和脉动性；b. 正常人体的血流方向在一个心动周期中的变化是有规律的，当探头和被测部位的几何结构确定下来后，不同人体部位的血流方向在一个心动周期中的变化呈现不同的规律，大多数血管的血流方向基本保持不变，少数血管血流方向会有正负交替的变化，比如股主动脉；c. 病变血流突然间的方向变化现象（湍流）主要表现在高速血流状况下，此时主要特征是对应距离单元的血流能量比较高，且在连续速度帧里能够保持同一方向；d. 血流速度的混叠现象是脉冲式超声检测系统固有的一个缺点，该现象基本在血管中部（也是血流速度较高的区域）出现，同样此时对应距离单元的血流能量比较高；因此，基于上述认识，本发明以基于血流速度符号位作时间空间平均判决的方法，来智能地判断血流的实际运动方向，从而修正因为系统噪声、杂波剩余、斑点效应等导致的血流速度方向异常错误。

作为实现本发明构思的技术方案是，提供一种消除彩色血流图像中速度异常点的方法，用于超声血流成像系统，包括步骤：

- A. 在超声血流成像系统中设置血流速度异常点消除处理模块；
- B. 所述处理模块接收分别对应血流能量和血流速度的信号；
- C. 对所述接收信号作预处理，以产生速度符号位实时信号；

其特征在于，系统每生成血流速度图像中的一个像素点信号，还包括步骤：

- D. 将所述血流速度符号位信息按照预定格式存储到存储器中的相应位置;
- E. 从所述存储器中按预定寻址方式读取多个血流速度符号位数据, 进行预定的加权平均处理;
- F. 根据所述加权平均处理的结果来确定并输出该点血流速度的方向。

上述方案中, 所述血流速度异常点消除处理模块或者被设置在图像域, 接收来自参数估计模块或来自数字扫描变换处理模块的血流能量信号和血流速度信号; 或者被设置在信号域, 接收来自自相关处理模块的血流信号的零阶和一阶相关系数分量。

上述方案中, 所述步骤 C 的预处理包括判决和线平均处理过程: 预先设置比较门限; 将预定血流信号与该比较门限进行比较; 若满足预定条件, 则直接输出该点的血流速度符号, 否则该点输出的血流速度符号为经扫描线方向平均处理后的输出。

上述方案步骤 D 中, 所述速度符号位或者依时间帧逐帧被连续存储; 或者依预定间隔的时间帧被间断存储。

上述方案步骤 E 所述按预定寻址方式读取存储器包括: 在存储器同一帧中读取包括待确定点的预定形状和大小范围内的所有点, 及在相邻若干连续帧中读取与所述待确定点空间坐标一致的点。

上述方案步骤 E 中, 所述加权平均处理包括过程:

- a. 系统根据用户设定的预定参数和系统工作状态参数生成相应加权重值;
- b. 用所述权重对所述读取的多个数据进行加权求和。

采用上述各技术方案, 可以最大程度地消除彩色血流速度图像中的反向速度点, 从而提高血流方向检测的准确性和可靠性, 提升彩色血流成像设备的临床诊断价值; 具体地说, 和现有技术相比, 本发明可以有如下优点:

1. 能够充分考虑人体内血流运动周期性和脉动性的基本规律, 从而可以根据不同人体部位的血流运动规律, 来更加灵活和合理地选择进行空间平均的点数、进行时间平均的时间长度, 及权重系数; 这样, 对血流速度的判决更科学、宏观和可靠。
2. 现有技术中空间平均会造成图像或信号空间分辨率降低, 本发明仅对速度符号位进行处理, 可以避免产生上述现象。本发明中的能量门限判决, 一方面可以在一定程度上

避免不可信的速度符号参与平均处理，另一方面，可以保留下来因为奈奎斯特采样引起的速度混叠的符号。

3. 本发明由于可以长时间地考虑血管中某一点的血流速度方向，从而比现有技术更能准确地判断反向速度是否由湍流引起（若是，所述反向速度在连续的时间帧里符号位应是保持一致的）。
4. 本发明主要对速度图像的符号位进行存储和处理，可以节省系统的存储资源；利用数据选择器来代替乘法器，可以大量节省乘法器处理需要的逻辑单元。这样，系统有可能实时处理并花更长时间进行血流观测以判断血流的运动方向。

附图说明

图 1 是现有彩色血流成像系统的原理框图

图 2 是系统应用本发明的示意图

图 3 是本发明血流速度异常点消除处理过程示意图

图 4 是本发明 3 点生成平均速度符号位的预处理过程示意图

图 5 是本发明参与速度符号位时间空间平均处理的空间点分布示意图

图 6 是本发明 FIR 滤波器实现速度符号位时间空间平均的示意框图

图 7 是本发明速度符号位时间空间平均处理的又一过程示意图

图 8 是本发明消除速度符号位异常点在信号域的处理示意图

图 9 是本发明信号域中一阶相关系数虚部对应的血流方向示意图

图 10 是重复使用本发明消除速度符号异常点处理方法示意图

具体实施方式

下面，结合附图所示之最佳实施例进一步阐述本发明。

图1框图示意的是现有超声彩色血流成像系统工作原理。系统通过探头向人体测试部位发射一系列相关脉冲串；这些脉冲串的回波信号被系统接收，经放大、滤波、模数转换和波束形成处理后分成两路，一路送往组织成像处理通道，另一路送往彩色血流成像处理通道；在组织成像处理通道内，信号经包络检测、对数压缩处理和坐标变换（数字扫描变换，Digital Scan Conversion，以下简称为DSC）后，生成送往显示单元的组织图像数据；在血流成像处

理通道内, 信号经正交解调、壁滤波处理、自相关处理、参数估计后, 产生血流的能量、速度和方差信号, 这些信号再经DSC变换生成送往显示单元的血流图像数据。

彩色血流成像时, 为了尽可能正确显示血流的流动方向, 现有技术可以对血流信号进行空间平均来提高信噪比, 一般在图示虚线1或虚线2处增加相应的空间平均处理模块; 也可以对血流信号进行时间平均处理来提高信噪比, 一般在虚线2处增加相应的处理模块(考虑到进行时间平均处理需要帧存储器, 为了节省系统的帧存储器, 相应的处理模块还可以被包括在DSC变换模块内同时完成)。

本发明消除彩色血流图像中速度异常点的方法, 用于所述超声血流成像系统, 包括步骤:

- A. 在超声血流成像系统中设置血流速度异常点消除处理模块;
- B. 所述处理模块接收分别对应血流能量和血流速度的信号;
- C. 对所述接收信号作预处理, 以产生包括血流速度符号位信息的实时信号;

其特征在于, 系统每生成血流速度图像中的一个像素点信号, 还包括步骤:

- D. 将所述血流速度符号位信息按照预定格式存储到存储器中的相应位置;
- E. 从所述存储器中按预定寻址方式读取多个血流速度符号位数据, 进行预定的加权平均处理;
- F. 根据所述加权平均处理的结果来确定并输出该点血流速度的方向。

本发明方法可以在图像域对符号位进行加权平均处理。例如图2和图3的具体处理流程所示, 将所述血流速度异常点消除处理模块设置在系统的参数估计模块和DSC变换处理模块之间, 另其接收所述参数估计模块输出的血流能量信号和血流速度信号, 甚至方差信号。所述血流速度异常点消除处理模块也可以被设置接在DSC变换处理模块之后, 因其信号处理与图2和图3类似, 故不在此另加图示。

本发明方法还可以在信号域对符号位进行加权平均处理。如图8所示, 将所述血流速度异常点消除处理模块设置在系统的自相关处理模块和参数估计模块之间, 另其接收自相关计算输出的血流信号的零阶和一阶相关系数分量, $R(0)$ 和 $R(1)$, 其中 $R(0)$ 信号对应血流能量, 如图9所示, $R(1)$ 信号的相角对应血流速度, $R(1)$ 信号的虚部代表血流的速度方向。

因为图3和图8对符号位进行加权平均的处理过程相同，我们将以图3为例作具体阐述。

在图3中，系统自相关处理模块输出的零阶和一阶自相关系数经参数估计模块输出血流能量信号W、速度信号V 和方差信号Var，其中能量信号和方差信号可以直接被送往数字扫描变换处理模块，或先经现有的常规时间（或空间）平均处理模块后再被送往数字扫描变换处理模块（因现有的常规时间或空间平均处理为可选用技术，故未加以图示，而且下面将不再提及，但同样在本发明的保护范围之内）。血流能量信号还和速度信号一起被送往预处理模块，进行判决和线平均处理，以确定该点血流速度符号位的输出数据。所述预处理模块可以用血流能量和预定的门限进行比较，若血流能量较大，则直接输出该点的血流速度符号，否则该点输出的血流速度符号为经扫描线方向平均处理后的输出。所述预定门限实际上是系统的噪声底线，是系统在发射电路关闭时由参数估计模块输出的能量曲线，该曲线随探头种类、发射波形和频率、以及人体部位的不同而不同，一般通过实验获得。

所述预处理模块还可以用血流方差和预定的方差门限进行比较，设置同时将血流方差信号送往该预处理模块，若所述血流方差较小，则直接输出该点的血流速度符号，否则该点输出的血流速度符号为经扫描线方向平均处理后的输出。还可以同时用所述血流能量和血流方差进行联合判决：例如，分别设定能量门限和方差门限，仅当血流能量大于能量门限和血流方差小于方差门限时，直接输出该点的血流速度符号，否则该点输出的血流速度符号为经扫描线方向平均处理后的输出。当然，还可以采用其它联合判决判决方式，例如设置查找表的方式，因现有技术多有借鉴，不在此赘述。

所述扫描线方向平均处理指的是用在扫描线上相邻若干点的血流速度方向的平均符号来代替该点血流速度符号的过程。为方便起见，一般选择奇数个点（例如但不限于 3、5 或 7 点）进行平均，从而过半数点（2、3 或 4）一致的速度方向即为该点的速度方向。该平均处理可以利用若干锁存器、加法器和比较器来实现，以 3 点平均为例，其实现电路如图 4 所示。实时接收的速度符号位（设 1 代表正向，0 代表反向）依次进入 3 个串联的锁存器，各锁存器的输出经加法器累加，再与门限（值为 2）进行比较，从而确定过半数点对应的速度方向。

所述扫描线方向平均处理还可以用扫描线上相邻奇数点的中值滤波结果来产生该点的速度符号位：对各点与速度相关的信号量作中值滤波，再将所述中值滤波结果对应的速度符号作为该点的速度符号输出。

所述预处理输出的速度符号位信息可以按扫描线号、距离单元和时间存入存储器，并以帧为单位分布。所述帧数可以是3~7，甚至更大。每一帧的符号单元数是扫描线数和距离单元数的乘积。以512条扫描线、每线1024个距离单元的系统为例，每一帧的存储容量为 $512 \times 1024\text{bits}$ 。在存储时，所述速度符号位可以依时间帧逐帧被连续存储；也可以依预定间隔的时间帧被间断存储，比如，系统可以定义间隔1个或2个时间帧对实时生成的速度符号位进行有选择的存储。

图3血流速度异常点消除处理模块的另一个重要功能是从所述存储器中按预定寻址方式读取符号位数据，并进行预定的加权平均处理。所述加权平均的权值来自权值生成单元，该单元接收用户设定的平均程度和扫描部位参数，以及系统工作的帧率等状态参数。其中平均程度主要影响参与速度符号位空间平均的点数（即空间平均的孔径）和时间平均的帧数；用户可以通过系统菜单的空间平均和时间平均项，或二者的组合项来设置该参数值。帧率主要影响参与速度符号位时间平均的帧数，帧率高时参与的帧数会多一些，否则会少一些。检测的扫描部位不同，参与空间平均的孔径和空间平均权值的大小，以及参与时间平均的帧数和时间平均权值大小也不同；以颈动脉和腹部肝脏血流成像为例，空间平均孔径可以较大，而对于肾脏这种动静脉血管较细、血管分布比较杂乱的部位成像，空间平均孔径则不宜太大；又如，对于股动脉成像，因为股动脉中的血流在一个心动周期中总有一段时间是反向血流，时间平均帧数就不能太大，因此时间平均的权值系数在整个权值系数中占的比重就较小。

本实施例中，时间平均和空间平均的权值是共同生成。而被读取来参与时间和空间平均的数据点在存储器中可以有多种分布情况，分别对应预定的存储器寻址方式。所以步骤E 读取存储器包括：在存储器同一帧中读取包括待确定点的预定形状和大小范围内的所有点，及在相邻若干连续帧中读取与所述待确定点空间坐标一致的点。为叙述简便起见，以图5待确定符号位的距离单元 $S(1, r)$ 为例，取参与空间平均的点数为前后左右和该点本身共5个点（见图5a），参与时间平均的点是存储器中连续3帧速度符号位和该点坐标位置相同的3个点（见图5b中的黑色标记），其中1代表扫描线号，r代表距离单元号；S代表速度符号位，0为正方向，1为负方向；则系统确定了参与时间空间平均的孔径之后，可以对应地生成权值：

$$W = (W_s(1), W_s(2), W_s(3), W_s(4), W_s(5), W_t(1), W_t(2), W_t(3))$$

其中, $W_s(1)$ 对应 $S(l, r-1)$, $W_s(2)$ 对应 $S(l-1, r)$, $W_s(3)$ 对应 $S(l, r)$, $W_s(4)$ 对应 $S(l+1, r)$, $W_s(5)$ 对应 $S(l, r+1)$, $W_l(1)$ 、 $W_l(2)$ 和 $W_l(3)$ 分别对应第1、2、3帧与该点对应的速度符号位, 第1、2帧对应速度符号位不妨设为 $S'(l, r+1)$ 、 $S''(l, r+1)$ 。所述 W 向量中的所有加权系数之和为1。这样加权求和可以计算如下:

$$S_v = W_s(1) * S(l, r-1) + W_s(2) * S(l-1, r) + W_s(3) * S(l, r) + W_s(4) * S(l+1, r) + W_s(5) * S(l, r+1) \\ + W_l(1) * S'(l, r) + W_l(2) * S''(l, r) + W_l(3) * S(l, r)$$

然后, 进行判决: (例如但不限于) 当 S_v 大等于0.5的门限值时, 设该点的血流速度方向符号为1, 表示血流离开探头; S_v 小于0.5时, 该点的符号位为0, 表示血流流向探头。

在所述 S_v 计算中, $S(l, r)$ 的符号位被使用了2次, 所以在进行判决时要相应提高门限值。在实际系统中, 可以将2个权系数叠加起来以减少乘法器的个数。

实现 S_v 的计算过程可以是一个典型的FIR滤波器滤波过程, 但因上述乘法器的乘数(速度符号)只是1位(bit)数据, 所以可以用数据选择器来代替乘法器。用FPGA(Field Programmable Gate Array, 现场可编程门阵列)来实现, 还可以省去很多乘法器, 如图6所示: 针对 (l, r) 处, 先读取如图5所示存储器中各对应点的速度符号位, 经锁存器送往各数据选择器的选择端; 当符号位为0时, 选择器输出0, 当符号位为1时, 选择器选择加权系数作为输出; 各选择器的输出送往加法器, 当所有参加空间时间平均的点被读出时, 该加法器的输出代表速度负方向的概率。最后进行速度符号判决: 若所述概率大于门限(例如0.5), 说明速度为负方向的可能性大, 使比较器输出1, 否则, 比较器输出0。

理论上讲, 所述 S_v 的计算也可以用乘法累加器来实现, 如图7所示, 同样用数据选择器来代替乘法器。用读取到的速度符号序列来依次控制数据选择器, 所述数据选择器的一个输入端是0, 另一个输入端接收从权值生成单元依次产生的权值; 该数据选择器的每次输出送往累加器累加。因为FPGA内部的数据读取和选择操作速度可以达到每秒几百兆次, 所以图6和图7所示结构允许参与时间空间平均的点数尽可能地多。实际限于现有技术存储和乘法器的速度, 目前能参与所述平均处理的点数并不很多。

所述加权平均处理过程中, 所述加权重值可以根据查找表来确定; 还可以用预定的计算

公式来确定；甚至用更简单的加权模式，例如若参加时间空间加权的点数为 N ，则另所有加权系数均为 $1/N$ ，可以使图6或图7描述的系统只需要锁存器、加法器和比较器，结构更简洁。

为了尽可能地提高彩色血流速度符号位判断的准确性，可以连续多次使用本发明方法，如图10所示，对血流符号位进行多次的空间和时间平均处理。为了简化处理，所述对符号位的空间和时间平均处理甚至可以进一步简化为仅进行空间平均，或时间平均。

本发明消除血流速度异常点方法经实验验证，比现有技术具有更好的效果。

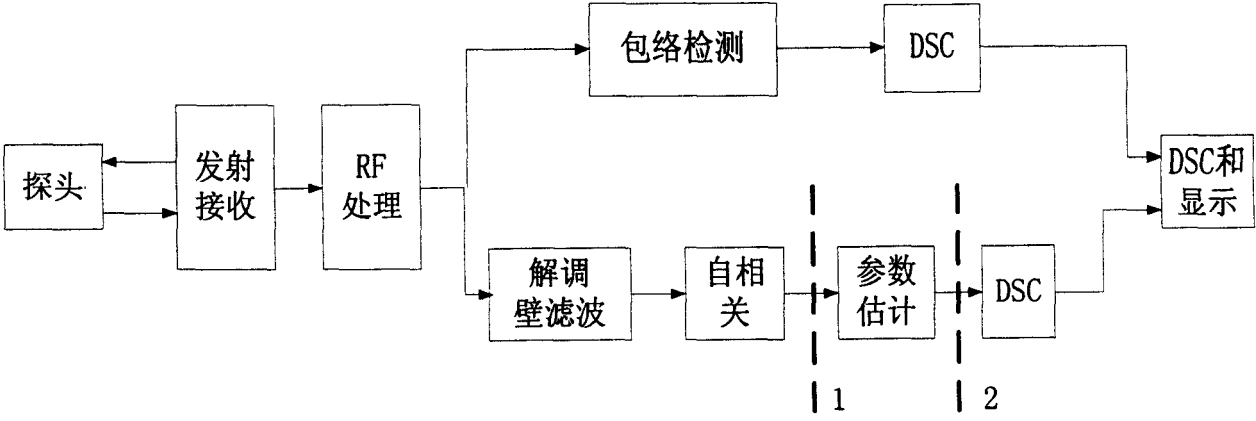


图 1

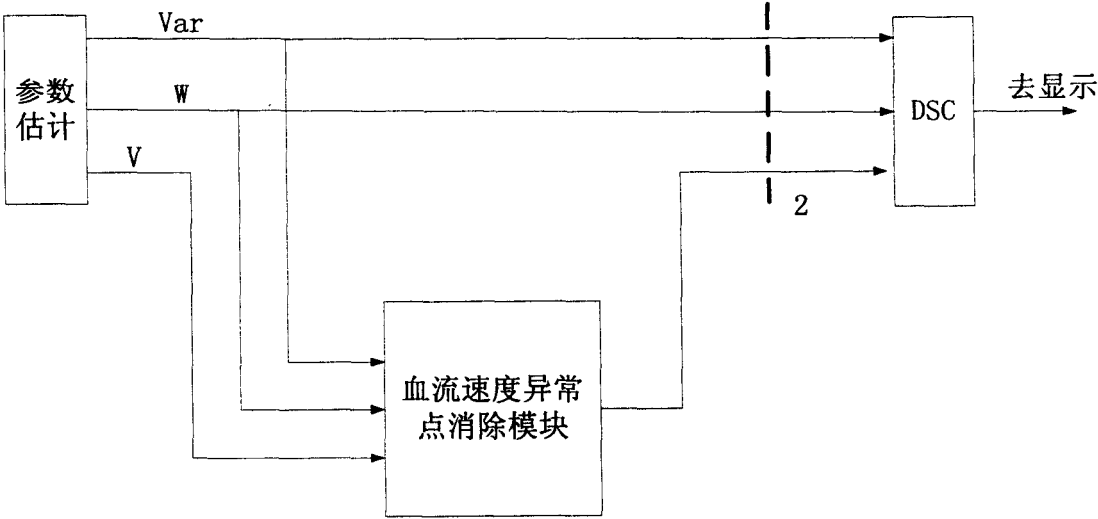


图 2

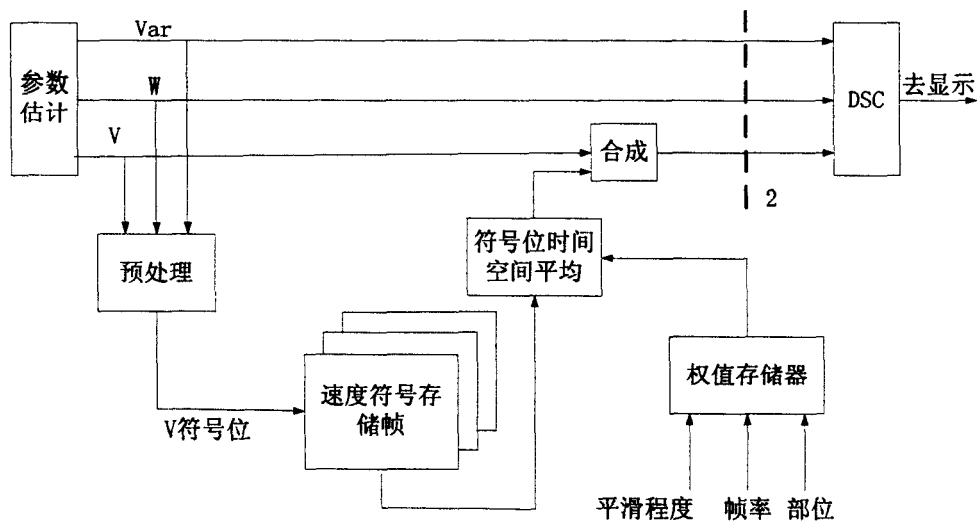


图 3

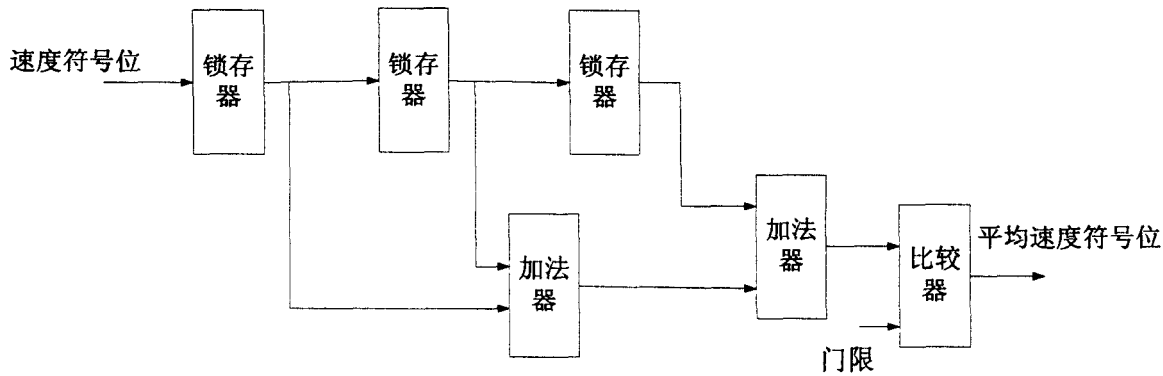


图 4

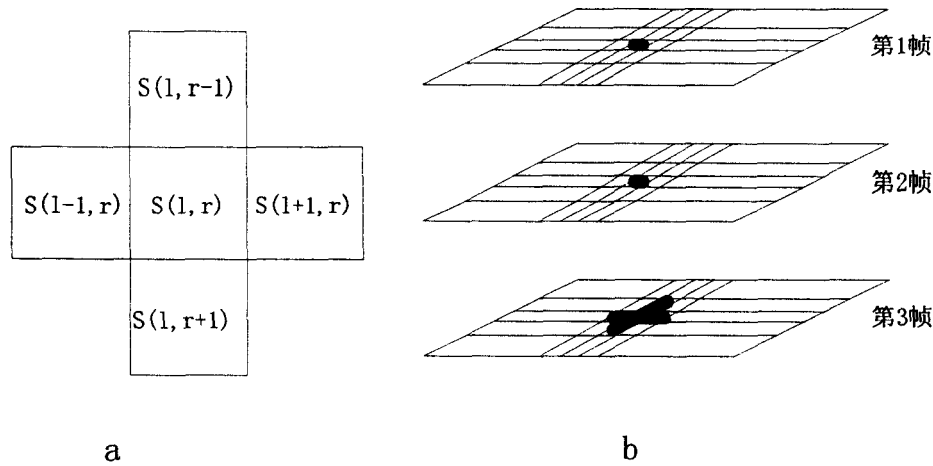


图 5

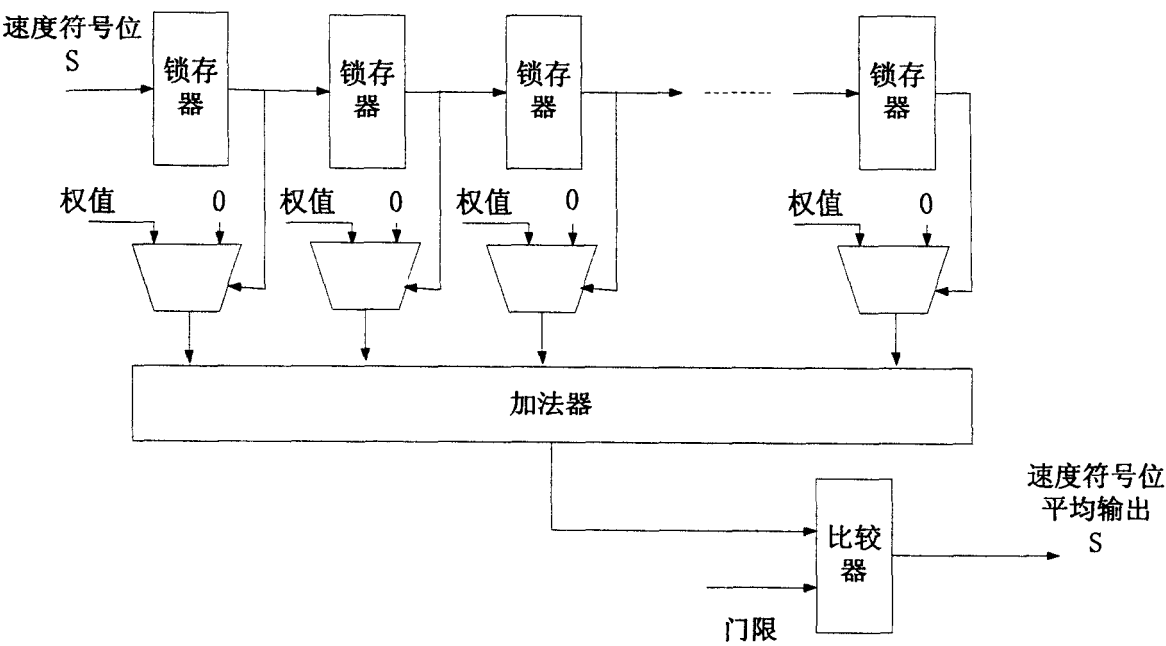


图 6

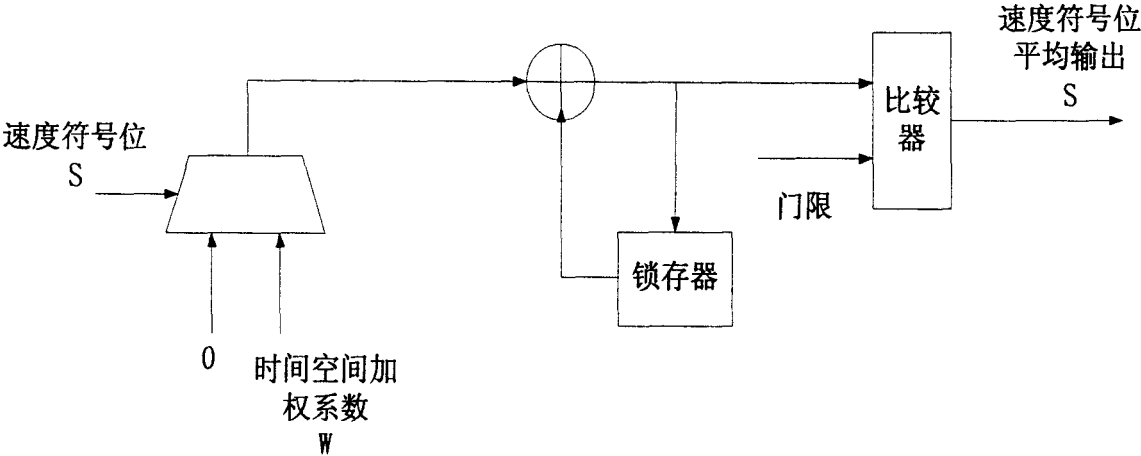


图 7

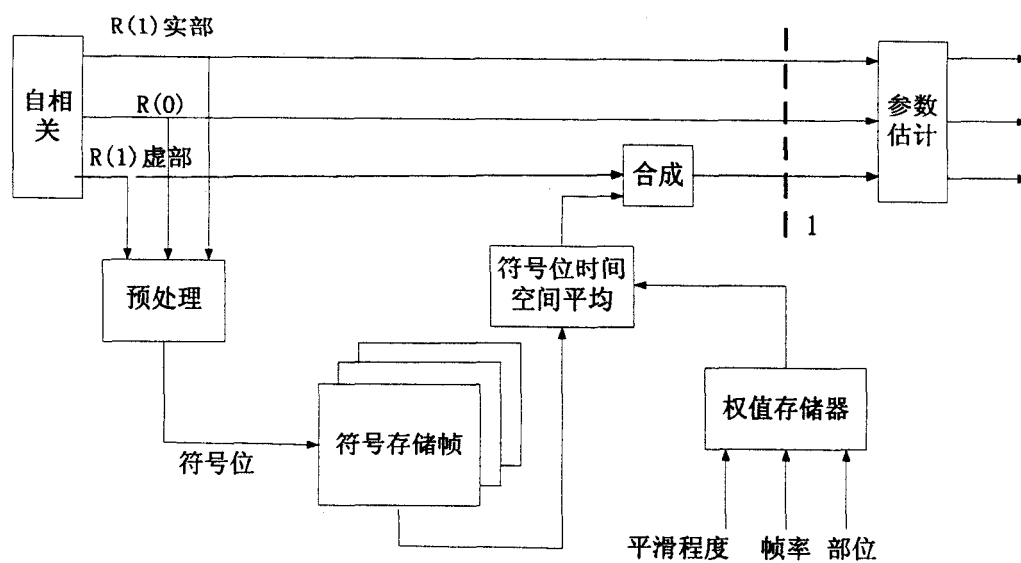


图 8

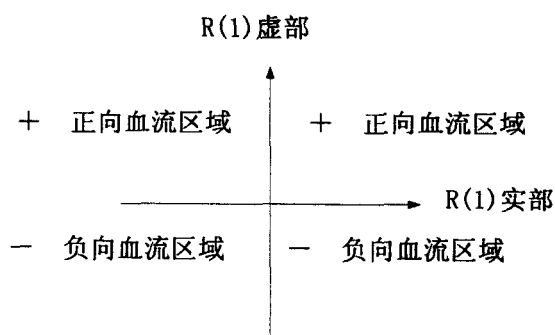


图 9

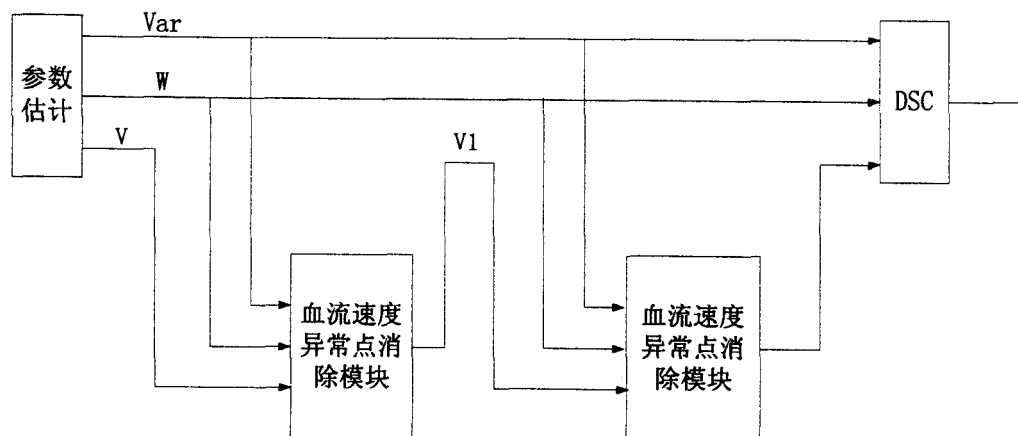


图 10

专利名称(译)	消除彩色血流图像中速度异常点的方法		
公开(公告)号	CN1939223A	公开(公告)日	2007-04-04
申请号	CN200510100147.9	申请日	2005-09-29
[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	董永强		
发明人	董永强		
IPC分类号	A61B8/06 G06T3/40 G01S7/52		
CPC分类号	A61B8/06		
其他公开文献	CN100469320C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种消除彩色血流图像中速度异常点的方法，用于超声血流成像系统，包括步骤：设置血流速度异常点消除处理模块；接收分别对应血流能量和血流速度的信号；对所述信号作预处理来产生速度符号位实时信号；将该符号位信息按预定格式存储到存储器中；从所述存储器中按预定寻址方式读取多个符号位数据，进行加权平均处理；并根据该处理结果来确定该点血流速度的方向。所述读取存储器包括：在同一帧中读取预定形状和大小范围内的所有点，及在相邻若干连续帧中读取与待确定点空间坐标一致的点。采用本发明方法，可以最大程度地消除彩色血流速度图像中的反向速度点，从而提高血流方向检测的准确性和可靠性，提升彩色血流成像设备的临床诊断价值。

