

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/06 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200710166607.7

[43] 公开日 2009 年 4 月 29 日

[11] 公开号 CN 101416885A

[22] 申请日 2007.10.22

[21] 申请号 200710166607.7

[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十二路迈瑞大厦

[72] 发明人 熊 伟 李 勇 王建永

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
代理人 张亚宁 陈景峻

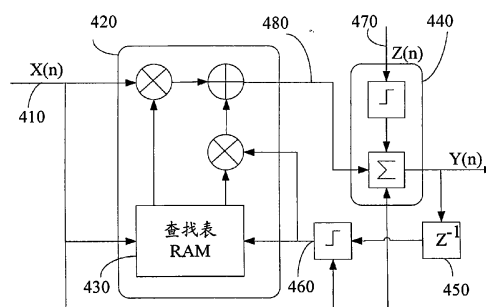
权利要求书 3 页 说明书 11 页 附图 6 页

[54] 发明名称

用于超声成像系统的帧平均电路

[57] 摘要

本发明提供一种用于在医学超声成像系统中实现彩色血流帧的帧平均处理的帧平均电路。该帧平均电路由两部分组成，迭代计算部分和非迭代部分。迭代计算部分采用 IIR 滤波器和查找表相结合，主要处理速度方向没有发生变化的情况。非迭代部分对彩色血流回波信号的速度、能量和壁滤波前的能量进行阈值判断，实现对速度方向发生变化的处理。通过本发明，能够有效地减弱回波数据中的闪烁点现象，减弱彩色血流图像中的噪声影响；能够判断血流速度的变化，较好地实时表现血流速度的变化；能够判断血流速度的混叠，表现真实的血流图像。



1. 一种用于超声成像系统的帧平均电路, 包括:

迭代计算部分, 用于对当前帧的血流速度和上一帧帧平均后的血流速度进行滤波; 和

非迭代部分, 用于进行关于所述当前帧的血流速度的判断并根据判断结果来输出所述当前帧的血流速度或所述迭代计算部分的输出值作为当前帧帧平均后的血流速度。

2. 如权利要求 1 所述的电路, 其特征在于, 所述迭代计算部分包括:

滤波器; 和

系数提供单元, 用于向所述滤波器提供系数。

3. 如权利要求 2 所述的电路, 其特征在于, 所述系数提供单元包括:

存储器, 用于存储查找表, 所述查找表用于存储所述滤波器的系数; 和

地址生成器, 用于通过组合所述当前帧的血流速度和所述上一帧帧平均后的血流速度来生成查找表地址,

根据所述查找表地址对所述存储器进行查表来获得所述滤波器的系数。

4. 如权利要求 2 或 3 所述的电路, 其特征在于, 所述滤波器是 IIR 滤波器。

5. 如权利要求 1 至 3 中任一项所述的电路, 其特征在于, 所述非迭代部分包括:

第一阈值比较器, 用于将当前帧的各个血流分量与对应的阈值进行比较, 如果所述当前帧的各个血流分量均大于所述对应的阈值, 则所述当前帧的血流速度有效, 否则, 所述当前帧的血流速度是噪声;

第二阈值比较器，用于将所述当前帧的血流速度和所述上一帧帧平均后的血流速度进行比较，以确定是否是以下情况之一：

所述上一帧帧平均后的血流速度发生混叠；

所述当前帧的血流速度是闪烁噪声；

第一组合器，用于将所述第一阈值比较器的输出结果和所述第二阈值比较器的输出结果进行组合；

第一选择器，用于根据所述第一组合器的输出值来选择是输出所述当前帧的血流速度还是输出所述迭代计算部分的输出值，如果所述当前帧的血流速度有效，并且是所述情况之一，或者如果所述当前帧的血流速度是噪声，则输出所述迭代计算部分的输出值，否则，输出所述当前帧的血流速度；

速度比较器，用于将所述当前帧的血流速度的绝对值和所述迭代计算部分的输出值的绝对值进行比较，如果所述当前帧的血流速度的绝对值大于所述迭代计算部分的输出值的绝对值，则所述当前帧的血流速度大于所述上一帧帧平均后的血流速度，否则，所述当前帧的血流速度小于所述上一帧帧平均后的血流速度；

第二选择器，用于根据所述速度比较器的输出值来选择是输出所述当前帧的血流速度还是输出所述迭代计算部分的输出值，如果所述当前帧的血流速度大于所述上一帧帧平均后的血流速度，则输出所述迭代计算部分的输出值，否则，输出所述当前帧的血流速度；

速度方向判断器，用于判断所述当前帧的血流速度的方向是否和所述上一帧帧平均后的血流速度的方向相同；和

第三选择器，用于根据所述速度方向判断器的输出值来选择是输出所述第一选择器的输出值还是输出所述第二选择器的输出值，如果方向相同，则输出所述第二选择器的输出值，否则，输出所述第一选择器的输出值。

6. 如权利要求 5 所述的电路，其特征在于，所述第一组合器是与门。

7. 如权利要求 5 所述的电路, 其特征在于, 所述第一阈值比较器包括:

速度阈值比较器, 用于将所述当前帧的血流速度与速度阈值进行比较;

第一能量阈值比较器, 用于将当前帧的能量与第一能量阈值进行比较;

第二能量阈值比较器, 用于将当前帧的壁滤波前的能量与第二能量阈值进行比较; 和

第二组合器, 用于将所述速度阈值比较器的输出值、所述第一能量阈值比较器的输出值和所述第二能量阈值比较器的输出值进行组合。

8. 如权利要求 7 所述的电路, 其特征在于, 所述第二组合器是与门。

9. 如权利要求 5 所述的电路, 其特征在于, 所述第二阈值比较器包括:

速度差阈值比较器, 用于将所述当前帧的血流速度和所述上一帧平均后的血流速度的差的绝对值与速度差阈值进行比较, 如果所述当前帧的血流速度和所述上一帧平均后的血流速度的差的绝对值大于所述速度差阈值, 则所述上一帧平均后的血流速度发生混叠;

速度绝对值比较器, 用于将所述当前帧的血流速度的绝对值和所述上一帧平均后的血流速度的绝对值进行比较, 如果所述当前帧的血流速度的绝对值小于所述上一帧平均后的血流速度的绝对值, 则所述当前帧的血流速度是闪烁噪声; 和

第三组合器, 用于将所述速度差阈值比较器的输出值和所述速度绝对值比较器的输出值进行组合。

10. 如权利要求 9 所述的电路, 其特征在于, 所述第三组合器是异或门。

用于超声成像系统的帧平均电路

技术领域

本发明涉及超声成像领域，并且更具体地，涉及一种用于超声成像系统的帧平均电路。

背景技术

对于医学超声系统成像，在 B 型成像时，二维剖面图中像素点的灰度代表超声回波数据的幅度；在彩色血流成像时，不同的颜色代表血管中红细胞的运动速度或者组织的运动速度。心脏和血管中的血流速度根据红细胞运动产生的多普勒效应来检测。超声成像系统通过计算超声回波信号的频率偏移来推算出血流的运动速度。超声回波信号的频率偏移正比于血管内红细胞的移动速度。频率的正向偏移表示血管内红细胞沿着探头扫描方向运动；频率的负向偏移表示血管内红细胞远离探头扫描方向运动。频率的偏移采用颜色编码后，形成二维彩色血流图。彩色血流图像通过颜色来表示血流速度的大小和方向。彩色血流图像一般是叠加在 B 型图像上一起显示，在血管外显示 B 型图像，在血管内显示血流图像，形成二维彩色图像。

如图 1 所示，医学超声成像系统一般由以下七部分组成：发射和接收模块 100、波束合成模块 200、信号处理模块 300、后处理模块 400、扫描显示控制模块 500、显示监视器 600 和系统控制模块 700。系统控制模块 700 是软硬件接口，包含软件控制器和硬件控制器。硬件控制器接收由软件写入的参数，进行相关处理，转换成以下模块的控制信号：波束合成模块 200、信号处理模块 300、后处理模块 400 和扫描显示控制模块 500。另外，系统控制模块 700 通过硬件控制和扫描控制总线，对整个系统的时序和运行进行总体控制。

数据流处理如下。发射和接收模块 100、如探头接收超声回波数据，接收的超声回波数据经过 A/D 转换后，进入到波束合成模块 200 中。波束合成模块 200 对超声回波数据进行处理。根据扫描模式的不同，分别生成两种不同类型的数据。一种和 B 型成像相关，另一种和彩色血流成像相关。与 B 型成像相关的超声回波数据进入到黑白信号处理模块 310 中；与彩色血流成像相关的超声回波数据进入到彩色信号处理模块 320 中。黑白信号处理模块 310 和彩色信号处理模块 320 根据系统参数和控制信号对输入的超声回波数据进行处理，然后将处理结果输出到后处理模块 400。后处理模块 400 的输出结果输入到扫描显示控制模块 500。扫描显示控制模块 500 将超声成像结果转换成为标准视频数据，然后输出到显示监视器 600 进行显示。

黑白信号处理模块 310 对波束合成数据进行对数压缩、包络信号检测和降采样等处理，并将和 B 型成像相关的超声回波数据处理成 8 比特的灰阶数据流。数据流中的每一个数据点表示扫描线上的采样点，数据大小表示该点对应的灰阶。

彩色信号处理模块 320 可以计算采样点上的速度、方差、能量和壁滤波前的能量。彩色信号处理模块 320 利用红细胞运动产生的多普勒效应，采用自相关算法计算出扫描剖面上血流的速度、方差、能量和壁滤波前的能量。这些数据分量分别采用 8 比特数据进行表示。

后处理模块 400 对来自黑白信号处理模块 310 的数据和来自彩色信号处理模块 320 的数据进行电影回放保存、帧平均和优先权编码等处理。处理完成后的结果输出到扫描显示控制模块 500。本发明的帧平均处理在后处理模块 400 中完成。

在超声成像系统中，传统上需要对图像进行帧平均处理，以减弱随机噪声对图像的影响。一般是采用 IIR 滤波器来实现帧平均处理功能。这种滤波器采用当前输入的图像数据和上一帧图像数据作为

输入数据来进行计算。滤波器函数如下：

$$Y(n) = A \times Y(n-1) + (1-A) \times X(n)$$

公式中， $Y(n)$ 是帧平均处理的结果， A 为常数值。 $Y(n-1)$ 为上一帧帧平均处理的结果， $X(n)$ 是当前新的一帧图像。在彩色血流成像时，该方法能够减少噪声和斑点，但是同时也对有效的速度信号在时间上进行了平均处理，从而不能检测出速度的微小变化和慢速血流。这种方法尤其是对速度方向的变化不敏感，而速度方向的变化对实际临床诊断有重要的帮助。同时，由于常数 A 使得速度衰减比较慢，所以不能够非常快地反映运动的变化。当探头已经离开移动物体后，由于帧平均的原因，仍然能够在血流图像中显示血流。

在美国专利“Adaptive Persistence Processing” US5595179 中，J.Nelson Wright 等人提出了一种帧平均结构。这种帧平均结构由两部分组成，一部分是迭代计算部分，另一部分是非迭代计算部分。迭代计算部分中 IIR 滤波器的系数为常数，非迭代计算部分采用 FIR 滤波器来实现，其系数通过查找表获得，实现相对简单。这种结构与传统结构相比有了很大改进，但是仍然有显而易见的缺点，不能处理速度方向快速变化的情况，特别是血流方向发生改变时的小速度血流信号。在血流速度出现混叠时，计算出的速度值和真实速度相差较大。

在美国专利“Persistence for Ultrasonic Flow Imaging” US5897502 中，Tommy King-Yuen Wong 等人提出了一种帧平均结构。在该结构中，IIR 滤波器采用简单固定的系数，没有根据不同情况来变化系数。该发明对回波速度进行阈值判断，根据对速度的阈值判断，决定是输出当前速度值，还是输出上一帧通过处理过后的值。但是，在该发明结构中，没有对速度混叠的情况进行任何处理。该方法对速度方向发生快速变化有很好的处理，但是在速度方向没有发生变化的情况下，处理结果不够理想，不能有效地消除回波数据中的噪声；同时，在速度快速减小的情况下，该结构不能反映出这种变化。

根据目前已有的专利，可以将帧平均处理结构划分为两个部分，迭代计算部分和非迭代计算部分，大部分专利都是在对迭代计算部分的查找表和非迭代计算部分的算法进行改进，以减少噪声、减少血流图像中的闪烁点、提高对速度方向变化的反应速度并减弱混叠对彩色血流图像的影响。目前，在超声血流图形处理中，存在如下几个问题：

1. 血流图像中存在闪烁点，影响图像质量；
2. 混叠现象对血流图像的影响；以及
3. 不能实时反映出实际的速度方向变化及血流形态。

因此，在超声成像系统中需要一种解决上述问题的帧平均电路。

发明内容

本发明主要针对上面的问题来改进帧平均处理。本发明提供一种用于超声成像系统的帧平均电路，包括：迭代计算部分，用于对当前帧的血流速度和上一帧帧平均后的血流速度进行滤波；和非迭代部分，用于进行关于当前帧的血流速度的判断并根据判断结果来输出当前帧的血流速度或迭代计算部分的输出值作为当前帧帧平均后的血流速度。

在本发明的一个实施例中，迭代计算部分包括：滤波器；和系数提供单元，用于向滤波器提供系数。

在本发明的一个实施例中，系数提供单元包括：存储器，用于存储查找表，查找表用于存储滤波器的系数；和地址生成器，用于通过组合当前帧的血流速度和上一帧帧平均后的血流速度来生成查找表地址。根据查找表地址对存储器进行查表来获得滤波器的系数。

在本发明的一个实施例中，滤波器是 IIR 滤波器。

在本发明的一个实施例中，非迭代部分包括：第一阈值比较器，用于将当前帧的各个血流分量与对应的阈值进行比较，如果当前帧的各个血流分量均大于对应的阈值，则当前帧的血流速度有效，否

则，当前帧的血流速度是噪声；第二阈值比较器，用于将当前帧的血流速度和上一帧帧平均后的血流速度进行比较，以确定是否是以下情况之一：上一帧帧平均后的血流速度发生混叠；当前帧的血流速度是闪烁噪声；第一组合器，用于将第一阈值比较器的输出结果和第二阈值比较器的输出结果进行组合；第一选择器，用于根据第一组合器的输出值来选择是输出当前帧的血流速度还是输出迭代计算部分的输出值，如果当前帧的血流速度有效，并且是情况之一，或者如果当前帧的血流速度是噪声，则输出迭代计算部分的输出值，否则，输出当前帧的血流速度；速度比较器，用于将当前帧的血流速度的绝对值和迭代计算部分的输出值的绝对值进行比较，如果当前帧的血流速度的绝对值大于迭代计算部分的输出值的绝对值，则当前帧的血流速度大于上一帧帧平均后的血流速度，否则，当前帧的血流速度小于上一帧帧平均后的血流速度；第二选择器，用于根据速度比较器的输出值来选择是输出当前帧的血流速度还是输出迭代计算部分的输出值，如果当前帧的血流速度大于上一帧帧平均后的血流速度，则输出迭代计算部分的输出值，否则，输出当前帧的血流速度；速度方向判断器，用于判断当前帧的血流速度的方向是否和上一帧帧平均后的血流速度的方向相同；和第三选择器，用于根据速度方向判断器的输出值来选择是输出第一选择器的输出值还是输出第二选择器的输出值，如果方向相同，则输出第二选择器的输出值，否则，输出第一选择器的输出值。

在本发明的一个实施例中，第一组合器是与门。

在本发明的一个实施例中，第一阈值比较器包括：速度阈值比较器，用于将当前帧的血流速度与速度阈值进行比较；第一能量阈值比较器，用于将当前帧的能量与第一能量阈值进行比较；第二能量阈值比较器，用于将当前帧的壁滤波前的能量与第二能量阈值进行比较；和第二组合器，用于将速度阈值比较器的输出值、第一能量阈值比较器的输出值和第二能量阈值比较器的输出值进行组合。

在本发明的一个实施例中，第二组合器是与门。

在本发明的一个实施例中，第二阈值比较器包括：速度差阈值比较器，用于将当前帧的血流速度和上一帧帧平均后的血流速度的差的绝对值与速度差阈值进行比较，如果当前帧的血流速度和上一帧帧平均后的血流速度的差的绝对值大于速度差阈值，则上一帧帧平均后的血流速度发生混叠；速度绝对值比较器，用于将当前帧的血流速度的绝对值和上一帧帧平均后的血流速度的绝对值进行比较，如果当前帧的血流速度的绝对值小于上一帧帧平均后的血流速度的绝对值，则当前帧的血流速度是闪烁噪声；和第三组合器，用于将速度差阈值比较器的输出值和速度绝对值比较器的输出值进行组合。

在本发明的一个实施例中，第三组合器是异或门。

与现有技术相比，本发明具有以下优点：

1. 有效地消除血流图像中的闪烁点；
2. 有效地减少回波数据中的噪声影响；
3. 可以减少回波数据的混叠现象对图像的影响；
4. 能够实时反映出血流的变化形态；以及
5. 能够及时反映出速度方向改变。

附图说明

通过结合以下附图，并且参考以下对具体实施方式的详细说明，可以对本发明有更透彻的理解：

图 1 是医学超声成像系统的结构框图；

图 2 是根据本发明的帧平均电路的结构框图；

图 3 是根据本发明的迭代计算部分的电路图；

图 4 是根据本发明的非迭代部分的结构框图；

图 5 是根据本发明的第一阈值比较器的电路图；

图 6 是根据本发明的第二阈值比较器的电路图；以及

图 7 是根据本发明的速度比较器的电路图。

具体实施方式

根据本发明的帧平均电路主要由两部分组成。一部分为迭代计算部分，采用查找表方式，对当前帧的血流速度和上一帧帧平均后的血流速度进行 IIR 滤波。滤波系数由查找表决定，查找表的输入为当前帧的血流速度和上一帧帧平均后的血流速度。该部分能够很好地处理同方向血流速度发生变化的情况。另一部分为非迭代部分，采用了能量、壁滤波前的能量和速度阈值来对当前帧的血流速度进行判断。该部分主要在血流速度方向发生变化后对血流速度的输出进行控制。

采用根据本发明的帧平均电路对血流速度进行处理后，输出的血流速度能够正确反映真实血流的变化。在根据本发明的帧平均电路中，对血流速度的同方向变化和反向变化都进行了处理。在同方向变化中，采用 IIR 滤波器能够减弱血流信号中噪声的影响。当速度方向发生变化时，通过非迭代部分的阈值判断处理，不但能够实时反映出血流速度的快速变化，而且能够减弱由于其他原因而导致的速度变化对图像的影响。

以下将结合附图对本发明进行详细说明。

本发明主要针对在医学超声成像系统的彩色血流信号处理中的帧平均处理。如图 2 所示，根据本发明的帧平均电路主要由以下两部分组成：迭代计算部分 420 和非迭代部分 440。当前帧的血流速度信号 $X(n)$ 410 分别进入迭代计算部分 420 的滤波器和非迭代部分 440 的选择器中。迭代计算部分 420 的滤波器有四个输入，其中两个是计算的数据，另外两个是系数。两个计算的数据分别为当前帧的血流速度值 $X(n)$ 410 和上一帧帧平均后的血流速度值 460。上一帧帧平均后的血流速度数据存储于 RAM 中。在当前帧的血流速度数据 $X(n)$ 410 进入迭代计算部分 420 的滤波器时，从 RAM 中读出上一帧帧平

均后的血流速度数据进行滤波计算。两个系数由迭代计算部分 420 的查找表 RAM 430 提供, 它们是当前帧的血流速度值和上一帧帧平均后的血流速度值的函数。非迭代部分 440 接收迭代计算部分的输出值 480 并进行相关阈值判断。当前帧的血流计算结果中的各个血流分量 $Z(n)$ 470 (包括能量、壁滤波前的能量和速度) 进入到非迭代部分 440 的阈值比较器中。阈值比较器将输入的数据进行比较, 输出比较结果。非迭代部分 440 的选择器根据比较结果并结合速度方向变化来控制帧平均电路的输出结果, 即决定帧平均电路是输出当前帧的血流速度值还是输出迭代计算部分 420 的滤波器处理后的速度值 (即迭代计算部分 420 的输出值)。延迟单元 450 通过插入一帧的延迟来允许使用上一帧帧平均后的血流速度。

如图 3 所示, 迭代计算部分由 IIR 滤波器和查找表组成。当新的一帧数据到来后, 系统控制模块中的硬件控制器根据新来帧的数据产生电影回放 RAM 的地址信号 $A(n)$, 从电影回放 RAM 中读出上一帧帧平均后的血流速度值 421。该血流速度值 421 经过阈值判断, 送出处理后的血流速度值 423。血流速度值 423 和经过寄存后的当前帧的血流速度值 425 组合, 生成查找表地址 424。根据查找表地址 424 从查找表 RAM 中找出相应的滤波器系数 $1-K$ 和 K , 分别和经过寄存后的当前帧的血流速度数据 426 和上一帧帧平均后的血流速度数据 422 进行乘法运算, 计算结果 427 和 428 再进行加法运算, 得到迭代计算部分的输出值 $V1(n)$ 。 $V1(n)$ 经过寄存后进入非迭代部分, 再进行相应的处理。通过该滤波器处理, 可以减弱彩色血流数据中噪声和其他干扰信号的影响, 保留血流数据中的有效成分。

非迭代部分原理如图 4 所示。硬件控制器通过节点 444 将各个阈值数据写入到第一阈值比较器 441 和第二阈值比较器 442 中。第一阈值比较器 441 主要是将当前输入的血流分量、如能量、速度和壁滤波前的能量等与对应的阈值进行比较, 将输出结果 445 送入到与门逻辑中。第二阈值比较器 442 主要是将连续两帧回波数据中的

血流速度进行比较, 比较结果 446 也送入到与门逻辑中。与门逻辑输出控制信号来控制第一选择器 451。速度比较器 443 将当前回波速度 $V(n)$ 和滤波器的输出 $V1(n)$ 进行比较, 比较结果 447 控制第二选择器 452。速度方向判断器 454 将当前回波速度的方向和上一帧帧平均后血流速度的方向进行比较, 输出比较结果来控制第三选择器 453。第三选择器最终输出帧平均处理后的结果 $Y(n)$ 。以下将详细描述第一阈值比较器、第二阈值比较器和速度比较器。

第一阈值比较器的电路如图 5 所示。在速度方向发生改变后, 第一阈值比较器对当前回波数据中的速度、能量和壁滤波前的能量进行阈值判断, 以判断出当前回波数据的各个分量是否同时满足要求。如果满足要求, 即如果当前回波数据中的速度 $V(n)$ 、能量 $P(n)$ 和壁滤波前的能量 $BW(n)$ 分别大于速度阈值 V_{th} 、第一能量阈值 P_{th} 和第二能量阈值 BW_{th} , 则说明发生的速度改变是有效的改变, 否则认为是噪声的影响。在噪声影响的情况下, 需要减弱噪声对图像的影响。

第二阈值比较器的电路如图 6 所示。在速度方向发生改变后, 第二阈值比较器利用当前帧的血流速度值 $V(n)$ 和上一帧帧平均后的血流速度值 $V(n-1)$ 进行比较。第二阈值比较器包括速度差阈值比较器、速度绝对值比较器和与或门。速度差阈值比较器将当前帧的血流速度 $V(n)$ 和上一帧帧平均后的血流速度 $V(n-1)$ 的差的绝对值与速度差阈值 V_{revth} 进行比较。如果当前帧的血流速度 $V(n)$ 和上一帧帧平均后的血流速度 $V(n-1)$ 的差的绝对值大于速度差阈值 V_{revth} , 则上一帧帧平均后的血流速度发生混叠。速度绝对值比较器将当前帧的血流速度 $V(n)$ 的绝对值和上一帧帧平均后的血流速度 $V(n-1)$ 的绝对值进行比较。如果当前帧的血流速度 $V(n)$ 的绝对值小于上一帧帧平均后的血流速度 $V(n-1)$ 的绝对值, 则当前帧的血流速度是闪烁噪声。与或门将速度差阈值比较器的输出值和速度绝对值比较器的输出值进行组合。通过速度差阈值比较器将连续两帧的血流速度值的

差的绝对值与速度差阈值进行比较,可以判断出是上一帧帧平均后的血流速度发生混叠还是速度方向发生了改变。通过速度绝对值比较器,可以区分速度是混叠还是闪烁噪声。闪烁噪声的血流速度值与正常的血流速度值相比相对较小。通过将当前帧的血流速度与上一帧帧平均后对应点的血流速度进行比较可以减弱噪声对图像的影响。

速度比较器的电路如图 7 所示。速度比较器将当前帧的血流速度 $V(n)$ 的绝对值和迭代计算部分的输出值 $V1(n)$ 的绝对值进行比较。如果当前帧的血流速度 $V(n)$ 的绝对值大于迭代计算部分的输出值 $V1(n)$ 的绝对值,则当前帧的血流速度 $V(n)$ 大于上一帧帧平均后的血流速度 $V(n-1)$, 否则, 当前帧的血流速度 $V(n)$ 小于上一帧帧平均后的血流速度 $V(n-1)$ 。显然, 该电路主要是用在速度方向没有发生变化的情况下对当前帧的血流速度值进行判断, 从而实现对低速血流的检测。如果当前回波速度 $V(n)$ 大于滤波器的输出 $V1(n)$, 则检测到的是加速血流, 否则, 检测到的是减速血流。

现在回到图 4, 如果当前帧的血流速度有效, 并且如果当前帧的血流速度是闪烁噪声或者如果上一帧帧平均后的血流速度发生混叠, 或者如果当前帧的血流速度是噪声, 则第一选择器 451 输出迭代计算部分的输出值, 否则, 第一选择器 451 输出当前帧的血流速度; 如果当前帧的血流速度大于上一帧帧平均后的血流速度, 则第二选择器 452 输出迭代计算部分的输出值, 否则, 第二选择器 452 输出当前帧的血流速度; 如果当前帧的血流速度的方向与上一帧帧平均后的血流速度的方向相同, 则第三选择器 453 输出第二选择器的输出值, 否则, 第三选择器 453 输出第一选择器的输出值。因此, 本发明的帧平均电路能够在保证减弱噪声影响的同时, 较好地实时表现血流速度的变化。本发明的帧平均电路对血流速度方向的变化和不变化分开进行处理。血流速度方向没有发生变化时, 采用一套专门的处理电路进行输出处理, 以减弱噪声的影响。当速度方向发

生变化后，采用另一套专门的处理电路，以判断速度方向变化是否是有效的变化，从而较好地实时表现血流速度的变化。

综上所述，本发明提供一种用于在医学超声成像系统中实现彩色血流帧的帧平均处理的帧平均电路。该帧平均电路由两部分组成，迭代计算部分和非迭代部分。迭代计算部分采用 IIR 滤波器和查找表相结合，主要处理速度方向没有发生变化的情况。非迭代部分对彩色血流回波信号的速度、能量和壁滤波前的能量进行阈值判断，实现对速度方向发生变化的处理。通过本发明，能够有效地减弱回波数据中的闪烁点现象，减弱彩色血流图像中的噪声影响；能够判断血流速度的变化，较好地实时表现血流速度的变化；能够判断血流速度的混叠，表现真实的血流图像。

本发明已经应用于商用彩超中，通过对彩色血流回波数据进行后处理，使显示的彩色血流图像能够更加逼真地反映血管中血流的变化，并且能够保留有效的彩色血流回波速度信号，消除血流图像中的闪烁点，减少血流图像中的自由噪声，同时还能在血流速度出现混叠时，仍然能够正确表现血流速度的形态，从而提高了血流图像的质量。

以上通过特定的实施例对本发明进行了详细的描述，但本发明并不限于上述实施例。在不脱离本发明范围的前提下，可以对本发明进行各种修改和变更。本发明的范围由所附权利要求书限定。在本发明的说明书和权利要求书中所用的诸如“第一”、“第二”和“第三”等词语仅仅是为了便于描述，而不具有任何限制意义。

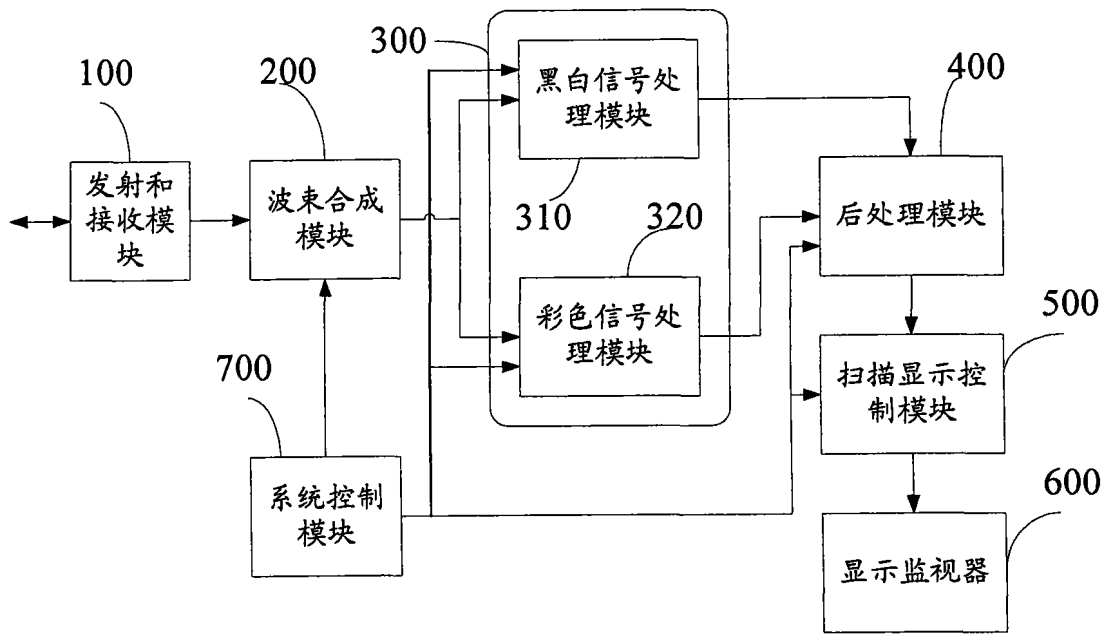


图 1

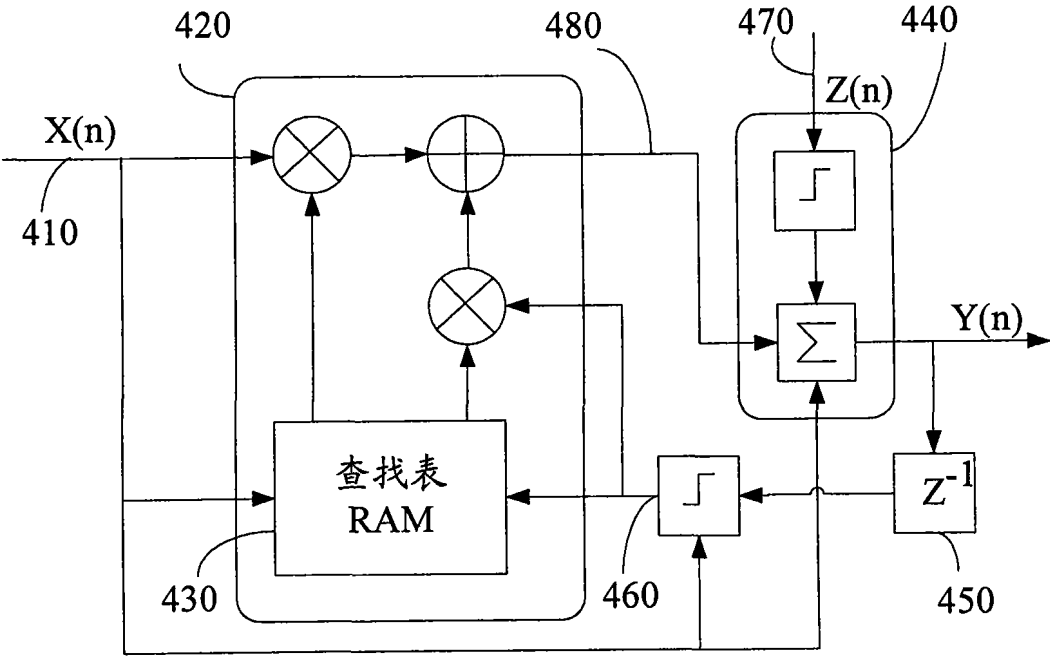


图 2

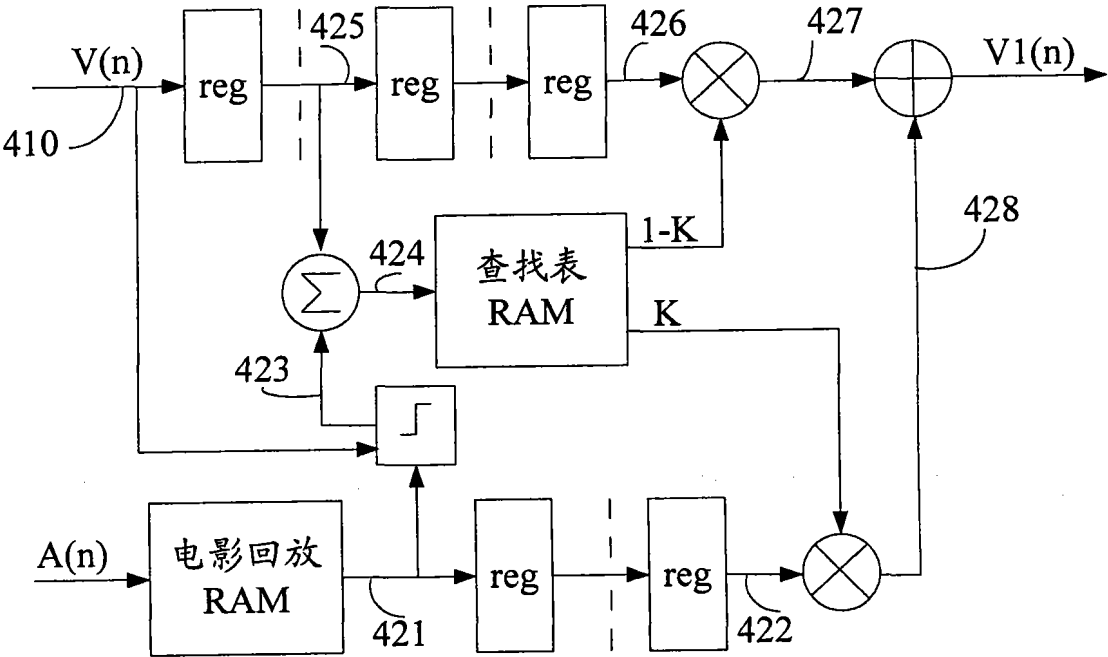


图 3

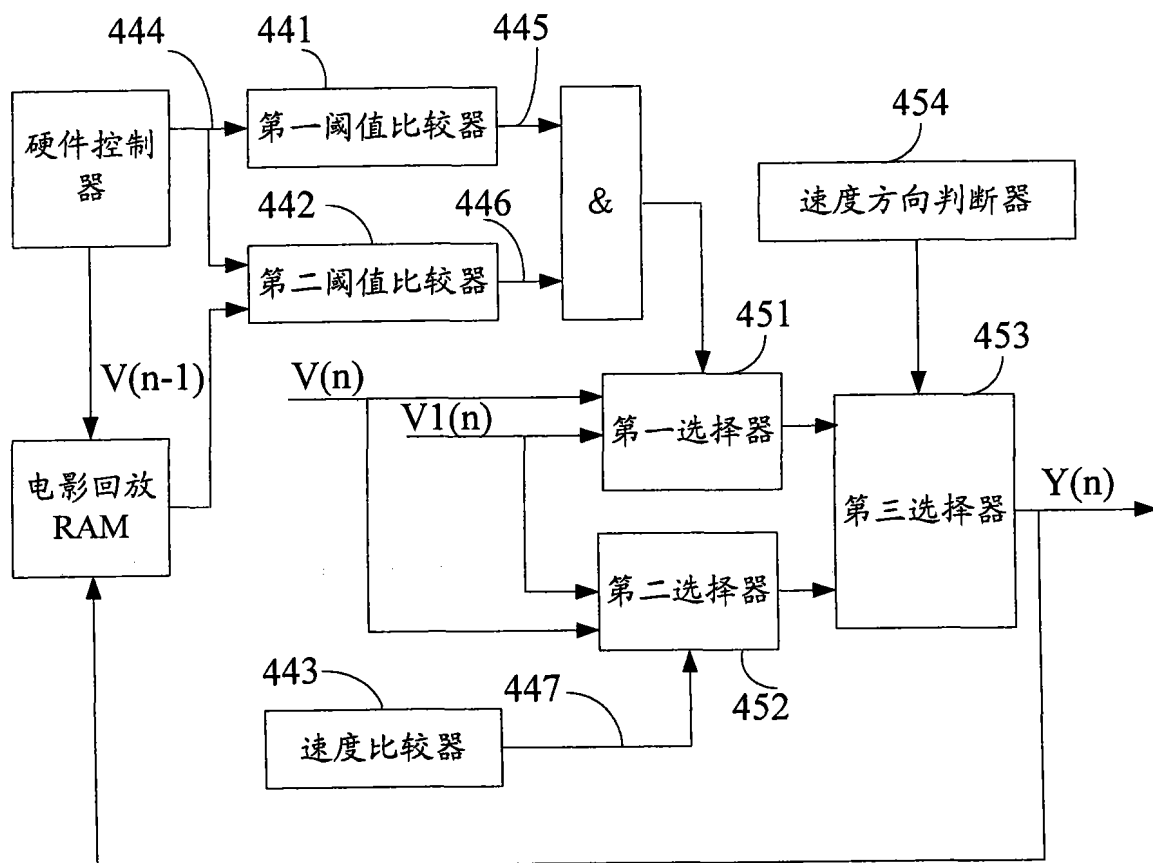


图 4

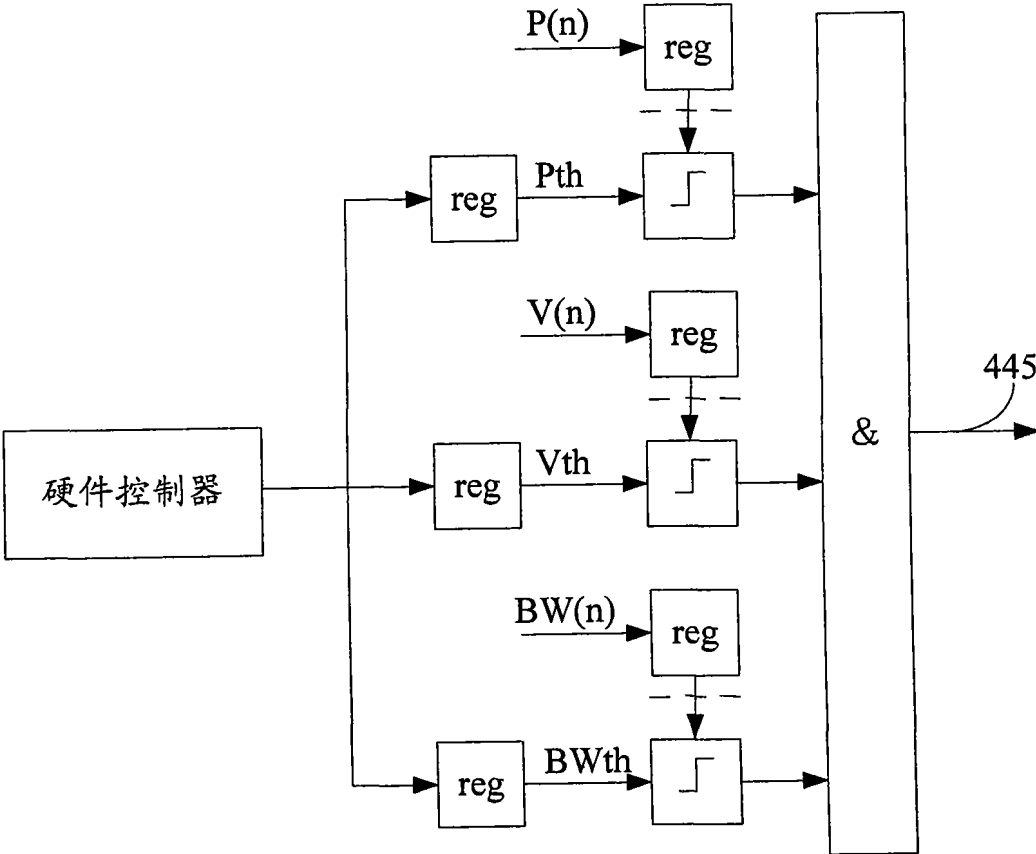


图 5

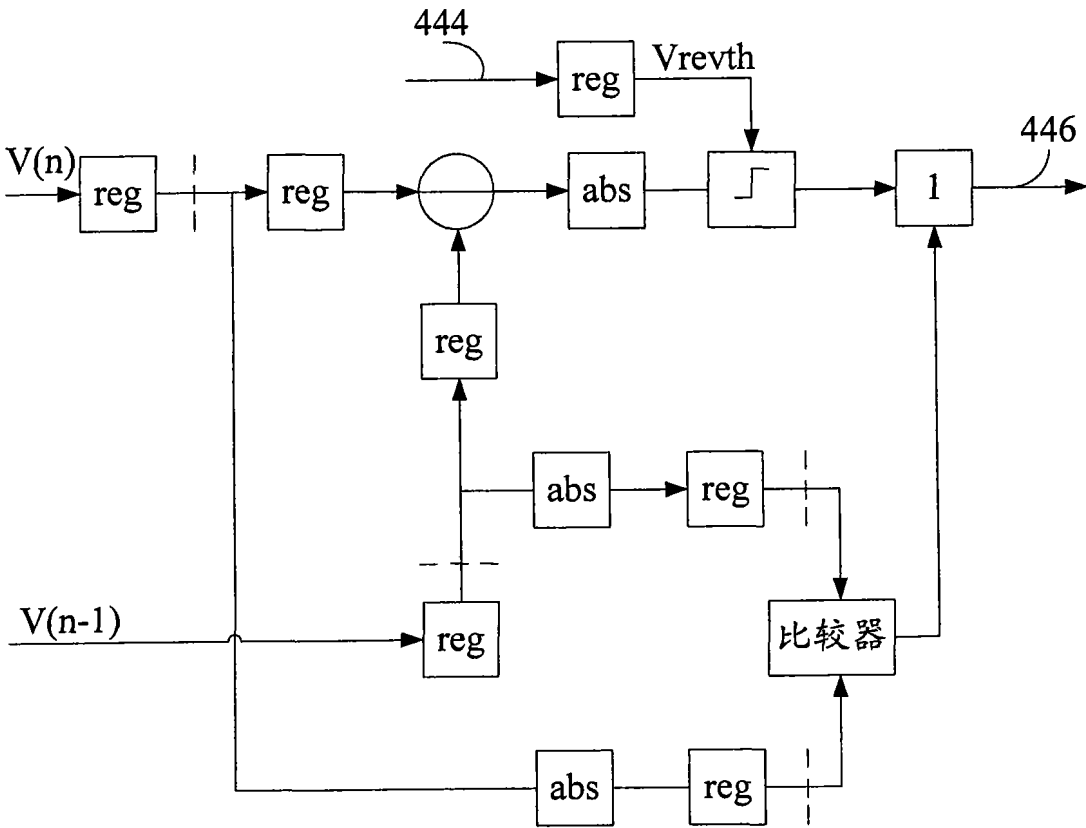


图 6

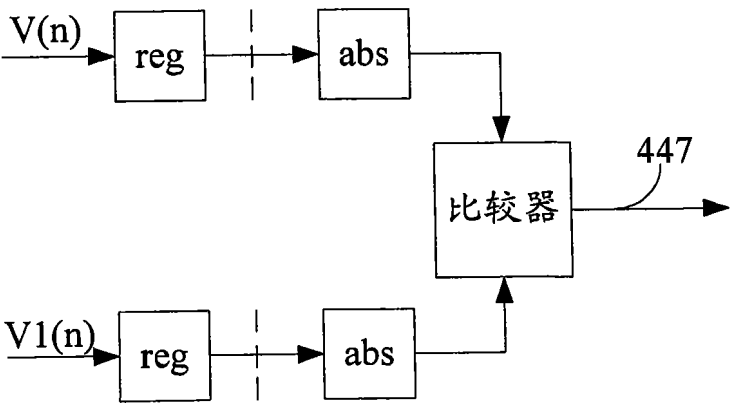


图 7

专利名称(译)	用于超声成像系统的帧平均电路		
公开(公告)号	CN101416885A	公开(公告)日	2009-04-29
申请号	CN200710166607.7	申请日	2007-10-22
[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	熊伟 李勇 王建永		
发明人	熊伟 李勇 王建永		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06		
代理人(译)	张亚宁		
其他公开文献	CN101416885B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种用于在医学超声成像系统中实现彩色血流帧的帧平均处理的帧平均电路。该帧平均电路由两部分组成，迭代计算部分和非迭代部分。迭代计算部分采用IIR滤波器和查找表相结合，主要处理速度方向没有发生变化的情况。非迭代部分对彩色血流回波信号的速度、能量和壁滤波前的能量进行阈值判断，实现对速度方向发生变化的处理。通过本发明，能够有效地减弱回波数据中的闪烁点现象，减弱彩色血流图像中的噪声影响；能够判断血流速度的变化，较好地实时表现血流速度的变化；能够判断血流速度的混叠，表现真实的血流图像。

