

1. 一种基于反向初始化 IIR 的彩色血流成像壁滤波方法,是在彩色多普勒超声血流成像系统中发射源(20)将信号传输到探头(10),探头(10)将超声波发射到扫描部位,再接收返回波,将其转换为电信号,然后经接收放大单元(30)、A/D 转换单元(40)、波束合成单元(50)、数字解调单元(70)处理之后,在壁滤波单元(100)中消除基带信号中组织回波,

其特征在于:所述方法包括步骤

- A. 在壁滤波单元(100)中的 IIR 壁滤波器(120)之前增设先进后出数据缓存器(110);将排序在后进入数据缓存器的采样数据先行送出;
- B. 之后,简化指数初始化计算取样,对于一个彩色血流计算点,在数据缓存器(110)送出的一个采样序列中只取 3~6 次采样进入壁滤波器(120)进行计算处理;
- C. 经壁滤波器(120)计算处理的数据再经由自相关估计单元(200)、数字扫描变换单元(300)处理后,由显示单元(400)显示。

2. 根据权利要求 1 所述的基于反向初始化 IIR 的彩色血流成像壁滤波方法,其特征在于:步骤 B 所述的数据进入壁滤波器(120)进行计算处理时,在壁滤波器(120)中增设中间变量计算单元(126),用于在步骤 B 的计算处理过程中根据阶跃初始化、指数初始化或是投影初始化要求确定中间变量。

3. 根据权利要求2所述的基于反向初始化IIR的彩色血流成像壁滤波方法,其特征在于:所述中间变量计算单元(126)包括中间变量计算器(127)和滤波器系数组存储器(128),所述滤波器系数组存储器(128)中存储包括阶跃初始化、指数初始化和投影初始化相应截止频率的壁滤波器系数,所述中间变量计算器(127)在不同的初始化时结合不同的系数进行计算。

4. 根据权利要求1所述的基于反向初始化IIR的彩色血流成像壁滤波方法,其特征在于:步骤A所述的将排序在后进入数据缓存器的采样数据先行送出是指将采样序列反序,使得第1个采样反序后成为最后一个采样,第2个采样反序后为后数第2个采样,而最后一个采样反序后为第1个采样,然后再由前到后依次送出。

5. 根据权利要求1所述的基于反向初始化IIR的彩色血流成像壁滤波方法,其特征在于:对于一个彩色血流计算点,一个采样序列中包括16个采样数据。

6. 一种基于反向初始化IIR的彩色血流成像壁滤波装置,接在彩色多普勒超声血流成像仪中数字解调单元(70)之后,输出接入自相关估计单元(200),包括壁滤波单元(100),该滤波单元(100)包括IIR壁滤波器(120),其特征在于:滤波单元(100)还包括先进后出数据缓存器(110),所述先进后出数据缓存器(110)包括一只以上的双口RAM(111、112),双口RAM(111、112)的输入端DATAin接数字解调单元(70)的输出,输

出经数据选择器(118)接IIR滤波器(120)。

7. 根据权利要求6所述的基于反向初始化IIR的彩色血流成像壁滤波装置,其特征在于:所述IIR壁滤波器(120)包括中间变量计算单元(126),所述中间变量计算单元(126)包括中间变量计算器(127)和滤波器系数组存储器(128),所述滤波器系数组存储器(128)中固化包括阶跃初始化、指数初始化和投影初始化相应截止频率的壁滤波器系数数据,其数据总线与中间变量计算器(127)的数据总线相连,所述中间变量计算器(127)的输出连接IIR壁滤波器(120)中间变量 $W(n)$ 的暂存单元。

8. 根据权利要求6所述的基于反向初始化IIR的彩色血流成像壁滤波装置,其特征在于:所述先进后出数据缓存器(110)在FPGA器件中设置。

9. 根据权利要求6所述的基于反向初始化IIR的彩色血流成像壁滤波装置,其特征在于:所述先进后出数据缓存器(110)在DSP器件中设置。

10. 根据权利要求6所述的基于反向初始化IIR的彩色血流成像壁滤波装置,其特征在于:所述先进后出数据缓存器(110)中双口RAM(111、112)采用独立芯片的U4、U5,先进后出数据缓存器(110)还包括加法计数器(113)、减法计数器(115)和数据选择器(118),所述U4、U5的数据输入端DATAin接数字解调单元(70)的输出,数据输出端DATAout经数据选择器(118)接IIR滤波器(120)。

基于反向初始化 IIR 的彩色血流成像壁滤波方法和装置

技术领域 本发明涉及利用超声波的反射成像测量血流量的方法和装置，特别涉及为了克服电源影响的彩色血流成像方法和装置，尤其涉及基于反向初始化 IIR（无限脉冲响应）的彩色血流成像壁滤波方法和装置。

背景技术 彩超中的彩色血流成像（CFM）处理需要检测人体组织内的血流并准确计算出血流速度的大小和方向。探头发射一系列的超声相干脉冲串，然后接收这些相干脉冲串遇到人体组织和血流后的回波，转换为电信号，该电信号经放大、AD 转换和波束合成，一路送到黑白信号处理模块，形成二维的组织图像，另一路送到 CFM 模块，形成血流图像。CFM 这一路要经过数字解调，提取出两路正交的基带信号，然后经过壁滤波器消除基带信号中的组织回波，再送到自相关估计器，估计出血流的速度、能量和方差三个参数，和黑白图像一起送到 DSC（数字扫描变换）模块，经过相关的坐标变换，将嵌入到组织图像中的血流图像送到显示器。

在整个 CFM 处理过程中，难度最大的是壁滤波处理，其原因有二，一是人体血流对于超声的反射比人体其它组织要低 40 - 60dB，对于浅表毛细血管和体内小血管，血流的超声反射比其周围的组织甚至要低 150 - 170dB，这就要求壁滤波器要有对组织回波很强的抑制能力；二是临床对彩色血流图像的帧率的要求，众所周知，CFM 处理利用了多普勒原理，要计算扫描平面内的任何一个点的血流速度，就必须向这个点发射 N 次脉冲，从血流估计理论上讲，如果 N 越大，估计的血流速度越准确，但是如果 N 太大，彩色图像的帧率就会更低，不能满足临床的要求。所以，在一般的产品中，N 一般保持在 6 - 16 次。相对于黑白 B 超来讲，彩色血流图像的帧率要降低很多。

虽然单从滤波器的种类上来讲，包括 FIR（有限脉冲响应）滤波器、IIR 滤波器、回归滤波器、自适应滤波器等等，但是 CFM 整体上对壁滤波器有几个要求：（1）截止频率可编程控制，用于抑制人体不同部位的慢动组织回波；（2）高的阻带抑制幅度；（3）窄的过渡带；（4）小的通带失真。

对于 FIR 滤波器来讲,要获得很窄的过渡带,则需要较高的滤波器阶数,对于点数不多的前端数据,不太合适。IIR 滤波器可以用较少的阶数获得较好的滤波器频谱特性,但是 IIR 滤波器最大的问题在于瞬态时间太长。回归滤波器和 IIR 滤波器相比,阶数可以作的更低,但是滤波器的系数对前端数据太敏感,另外回归滤波器的计算复杂度要比 IIR 滤波器高很多。自适应滤波器整体上来讲,滤波器性能是最好的,目前在高档彩超里面用的很多,其主要缺点也是计算复杂度高,设备成本太高,不适合在中、低档彩超中应用。

发明内容 本发明要解决的技术问题是为了避免现有技术的不足之处而提出一种基于反向初始化 IIR 的彩色血流成像壁滤波方法和装置。

在工程实际中,发射 B 模式脉冲和发射 C 模式脉冲的宽度是不同的,B 模式更强调分辨率故脉宽很窄,而 C 模式相对而言脉宽较宽。就使得 B、C 两种模式的发射电压差别较大。一般 B 模式发射电压最高可能达到上百伏特,而 C 模式一般大约几十伏特。程控电源的输出电压数值改变且稳定时,本身会有一定的延迟,这种延迟在电压上升的时候比电压下降的时候要来的慢,即使下降的时候,从上百伏特下降到几十伏特的时间基本上也是几百微秒的时间。如果电源本身性能不好,时间会更长,相当于好几次扫描的时间。也就是说,在现有技术发射接收模式下,B、C 之间有交叠的时候,发射电压是不稳定的。首先从一根扫描线的 C 模式发射转换到下一根扫描线的 B 模式发射的时候,会影响到 B 图像的质量。再转到 C 模式发射的时候,根据电源的切换速度,也会有几次 C 扫描的数据因发射电压不稳而不准确。如果用刚开始的第一个数据作阶跃初始化,或者用刚开始的几个数据作投影初始化,将影响到整体 N 个数据的输出。

本发明中的反向初始化就是克服这种因为电源的变化而造成的图像质量下降问题。另外,本发明提出的简化的指数初始化方法,降低了中低档彩超对指数初始化硬件的要求。

本发明解决上述技术问题可以通过采用以下技术方案来实现。

一种基于反向初始化 IIR 的彩色血流成像壁滤波方法,是在彩色多普勒超声血流成像系统中由发射源将信号传输到探头,探头将超声波发射到扫描部位再接收返回波,并将其转换为电信号,然后经接收放大单元、A/D 转换单元、波束合成单元、数字解调单

元处理之后,在壁滤波单元中消除基带信号中的组织回波,所述方法包括步骤:

- A. 在壁滤波单元中的 IIR 壁滤波器之前增设先进后出数据缓存器;将排序在后进入数据缓存器的采样数据先行送出;
- B. 之后,简化指数初始化计算取样,对于一个彩色血流计算点,在数据缓存器送出的一个采样序列中只取 3~6 次采样进入壁滤波器进行计算处理;
- C. 经壁滤波器计算处理的数据再经由自相关估计单元、数字信号处理器单元处理后,由显示单元显示。

步骤 B 所述的数据进入壁滤波器进行计算处理时,在壁滤波器中增设中间变量计算单元,用于在步骤 B 的计算处理过程中根据阶跃初始化、指数初始化或是投影初始化要求确定中间变量。

所述中间变量计算单元包括中间变量计算器和滤波器系数组存储器,所述滤波器系数组存储器中存储包括阶跃初始化、指数初始化和投影初始化相应截止频率的壁滤波器系数,所述中间变量计算器在不同的初始化时结合不同的系数进行计算。

步骤 A 所述的将排序在后进入数据缓存器的采样数据先行送出是指将采样序列反序,使得第 1 个采样反序后成为最后一个采样,第 2 个采样反序后为后数第 2 个采样等等,而最后一个采样反序后为第 1 个采样,然后由前到后依次送出。

对于一个彩色血流计算点,一个采样序列中包括 16 个采样数据。

本发明还可以通过以下的技术方案进一步得到实施:

设计制造一种基于反向初始化 IIR 的彩色血流成像壁滤波装置,接在彩色多普勒超声血流成像仪中数字解调单元之后,输出接入自相关估计单元,所述基于反向初始化 IIR 的彩色血流成像壁滤波装置包括壁滤波单元,该滤波单元包括 IIR 壁滤波器,尤其是还包括先进后出数据缓存器,所述先进后出数据缓存器包括一只以上的双口 RAM,双口 RAM 的输入端接数字解调单元的输出,输出经数据选择器接入 IIR 滤波器。

所述 IIR 壁滤波器包括中间变量计算单元,所述中间变量计算单元包括中间变量计算器和滤波器系数组存储器,所述滤波器系数组存储器中固化了包括阶跃初始化、指数初始化和投影初始化相应截止频率的壁滤波器系数数据,其数据总线与中间变量计算器的数据总线相连,所述中间变量计算器的输出连通 IIR 壁滤波器的中间变量暂存单元。

所述先进后出数据缓存器可以在 FPGA(现场可编程逻辑阵列)器件中设置,还可以在 DSP(数字信号处理)器件中通过中间存储和软件控制来实现,也可以采用独立芯片的双口 RAM 加辅助器件实现,此时,所述先进后出数据缓存器中双口 RAM 采用独立芯片,先进后出数据缓存器,还包括加法计数器、减法计数器和数据选择器,所述独立芯片的数据输入端接数字解调单元的输出,数据输出端经数据选择器接 IIR 滤波器。

与现有技术相比较,本发明解决了因为发射电源的性能造成 BC 模式交互时对 C 图像成像质量的影响,同时,简化指数初始化的技术措施,使得在检测不包括浅表毛细和体内弱小血管的部位时,能够以较少的硬件资源实现较高的技术指标。

附图说明 图 1 是本发明基于反向初始化 IIR 的彩色血流成像壁滤波装置在彩色多普勒超声血流成像仪系统中所处位置示意图;

图 2 是本发明所述方法和装置的原理方框图;

图 3 是本发明所述方法和装置中壁滤波的电原理图;

图 4 是黑白彩色扫描基本模式图;

图 5 是本发明在常规 IIR 壁滤波器前增加先进后出数据缓存器的示意图;

图 6 是 IIR 壁滤波器简化指数初始化计算取样的示意图;

图 7 是在 IIR 壁滤波器中增加中间变量计算单元的示意图。

具体实施方式 下面结合附图所示的最佳实施例对本发明做进一步详尽的描述。由图 1 可知,一种基于反向初始化 IIR 的彩色血流成像壁滤波方法,是在彩色多普勒超声血流成像系统中由发射源 20 将信号传输到探头 10,探头 10 将超声波发射到扫描部位,再接收返回波,将其转换为电信号,然后经接收放大单元 30、A/D 转换单元 40、波束合成单元 50、数字解调单元 70 处理之后,在壁滤波单元 100 中消除基带信号中的组织回波,如图 2 所示,所述方法包括步骤:

- A. 在壁滤波单元 100 中的 IIR 壁滤波器 120 之前增设先进后出数据缓存器 110;将排序在后进入数据缓存器 110 的采样数据先行送出;
- B. 之后,简化指数初始化计算取样,对于一个彩色血流计算点,在数据缓存器 110 送出的一个采样序列中只取 3~6 次采样进入壁滤波器 120 进行计算处理;
- C. 如图 1 所示,经壁滤波器 120 计算处理的数据再经由自相关估计单元 200、数字信号处理器单元 300 处理后,由显示单元 400 显示。

如图 7 所示, 步骤 B 所述的数据进入壁滤波器 120 进行计算处理时, 在壁滤波器 120 中增设中间变量计算单元 126, 用于在步骤 B 的计算处理过程中根据阶跃初始化、指数初始化或是投影初始化要求确定中间变量 $W(n)$ 。

所述中间变量计算单元 126 包括中间变量计算器 127 和滤波器系数组存储器 128, 所述滤波器系数组存储器 128 中存储包括阶跃初始化、指数初始化和投影初始化相应截止频率的壁滤波器系数, 所述中间变量计算器 127 在不同的初始化时结合不同的系数进行计算。

如图 4 所示, 步骤 A 所述的将排序在后进入数据缓存器的采样数据先行送出是指将采样序列反序, 使得第 1 个采样反序后成为最后一个采样, 第 2 个采样反序后为后数第 2 个采样等等, 而最后一个采样反序后为第 1 个采样, 然后由前到后依次送出。

对于一个彩色血流计算点, 一个采样序列中包括 16 个采样数据。

本发明还可以通过以下的技术方案进一步得到实施:

设计制造一种基于反向初始化 IIR 的彩色血流成像壁滤波装置, 如图 1 所示, 接在彩色多普勒超声血流成像仪中数字解调单元 70 之后, 输出接入自相关估计单元 200, 该装置包括壁滤波单元 100, 如图 2 所示, 所述滤波单元 100 包括 IIR 壁滤波器 120, 尤其是滤波单元 100 还包括先进后出数据缓存器 110, 所述先进后出数据缓存器 110 包括一只以上的双口 RAM111、112, 双口 RAM111、112 的输入端 DATAin 接数字解调单元 70 的输出, 输出经数据选择器 118 接 IIR 滤波器 120。

如图 7 所示, 所述 IIR 壁滤波器 120 包括中间变量计算单元 126, 所述中间变量计算单元 126 包括中间变量计算器 127 和滤波器系数组存储器 128, 所述滤波器系数组存储器 128 中固化包括阶跃初始化、指数初始化和投影初始化相应截止频率的壁滤波器系数数据, 其数据总线与中间变量计算器 127 的数据总线相连, 所述中间变量计算器 127 的输出连接 IIR 壁滤波器 120 中间变量 $W(n)$ 的暂存单元。

所述先进后出数据缓存器可以在 FPGA 器件中设置, 还可以在 DSP 器件中通过中间存储和软件控制来实现, 也可以采用独立芯片的双口 RAM 加辅助器件实现, 如图 3 所示, 此时, 所述先进后出数据缓存器 110 中双口 RAM 111、112 采用独立芯片的 U4、U5, 先进后出数据缓存器 110 还包括加法计数器 113、减法计数器 115 和数据选择器 118, 所

述 U4、U5 的数据输入端 DATAin 接数字解调单元 70 的输出, 数据输出端 DATAout 经数据选择器 118 接 IIR 滤波器 120。

如图 2 所示, 数字信号 DATAin 以写时钟 W_CLK 进入先进后出数据缓存器 110, 同时来的还有超声前端扫描线号的最低位 AB0。先进后出数据缓存器 110 的两个双口 RAM111、112 根据扫描线号的奇偶分别写入, 同时根据扫描线号的奇偶分别被读出。每片双口 RAM 中存储一条扫描线的一个采样序列 (一般是发射 4-16 次) 所有数据。当上一片双口 RAM 中写入数据的时候, 由逻辑非 114 反相, 下一片双口 RAM 的数据被读出。写入地址通过加法计数器 113 从小到大顺序写入, 而读出双口 RAM 的地址是按照从大到小的顺序读出。读出地址的生成是用一个减法计数器 115 生成, 地址减少到零的时候该计数器预置计数起始值, 待处理点数 116 为一个采样序列中所有点数目。这样, 数据就按照读时钟 R_CLK 117 被按照反方向读出。为了保证读出不丢失数据, 读出时钟 R_CLK 117 和写入时钟 W_CLK 113 的频率保持一致。被读出的数据经过数据选择器 118 再送到常规的、带有初始化的 IIR 滤波器 120 中。

如图 3 所示, 在本发明的实施例中, 所述双口 RAM 111、112 采用独立芯片 U4 和 U5 为主构成, 例如 70v24 及相关系列。加法计数器 113 由芯片 U1、U2、U3 组成, 型号可选用 74589。减法计数器 115 由芯片 U10、U11、U12 组成, 型号也可选用 74589。数据选择器 118 由 U6、U7、U8、U9 组成, 型号可选用 74157。逻辑非 114 选用 7404。

如图 5 所示, 本发明在壁滤波器 120 的前端增加了一个先进后出数据缓存器(FILO) 110, 其后端就是常规的 IIR 滤波器 120。先进后出数据缓存器 110 的功能就是将采样序列反序, 使得第 1 个采样反序后为第 N 个采样, 第 2 个采样反序后为第 N-2 个采样等等, 而第 N 个采样反序后为第 1 个采样。硬件具体实现可以用双口 RAM 实现, 写入双口 RAM 的地址用写入时钟通过正向计数器实现, 读出双口 RAM 的地址用写入数据时钟通过反向计数器读出。如果 FILO 用数字信号处理器 DSP 实现, 只要在进行壁滤波前反向寻址采样序列存放的存储区即可。图 5 中的 $x'(n)$ 为反序后的采样序列, $y(n)$ 为壁滤波器的输出, a_1 、 a_2 、 b_1 、 b_2 为壁滤波器的系数, 事先存放在滤波器系数组存储单元中。 $w_1(n)$ 、 $w_2(n)$ 为滤波器的中间状态变量, 初始化的目的就是要解决 0 时刻 $w_1(n)$ 、 $w_2(n)$ 的值。

可以看出,图5所示的IIR滤波器结构并没有解决IIR滤波器瞬态响应的影响。因此,我们变换图5中后端IIR滤波器的结构如图6,但是保持其转换函数不发生变化,变换的目的是改变滤波器的两个中间变量 $w_1(n)$ 、 $w_2(n)$ 和输入序列的关系,使中间值和输出 $y(n)$ 的以前的数值无关。下面一组公式就是图6所示的滤波器计算过程,从局部来看,可以将 $w_1(n)$ 和 $w_2(n)$ 看成是FIR滤波器:

$$w_1(n) = x'(n-1) + \alpha_1 x'(n-1) + \alpha_2 x(n-2) - \alpha_1 w_1(n-1) + \alpha_2 w_1(n-2)$$

$$w_2(n) = x'(n-2) - x'(n-1) - \alpha_1 w_2(n-1) + \alpha_2 w_2(n-2)$$

这样,整个壁滤波器的输出就为:

$$y(n) = w_2(n) - w_1(n) + x'(n)$$

在实际应用的时候,令:

$$x(-1) = x(-2) = x'(0)$$

$$w_1(-2) = w_1(-1) = x'(0)$$

$$w_2(-2) = w_2(-1) = 0$$

这样,图6的方案既解决了电源切换对C数据准确性的影响,又解决了IIR滤波器固有的瞬态响应时间长的问题。

为了进一步提高图6所示的IIR滤波器方案的初始化效果,我们在图6的方案上外加了可以进行投影初始化的中间变量计算单元126,如图7所示。其中的滤波器系数组存储器128存储了代表不同截止频率的壁滤波器系数,中间变量计算器127表示采用不同的方法计算中间变量的计算模块。计算方法既可以是图6所示的阶跃初始化方法、也可以是投影初始化方法和指数初始化方法。

实践证明,本发明解决了因为发射电源的性能造成BC模式交互时对C图像成像质量的影响。同时,简化指数初始化的技术措施,使得在检测不包括浅表毛细和体内弱小血管的部位时,能够以较少的硬件资源实现较高的技术指标。

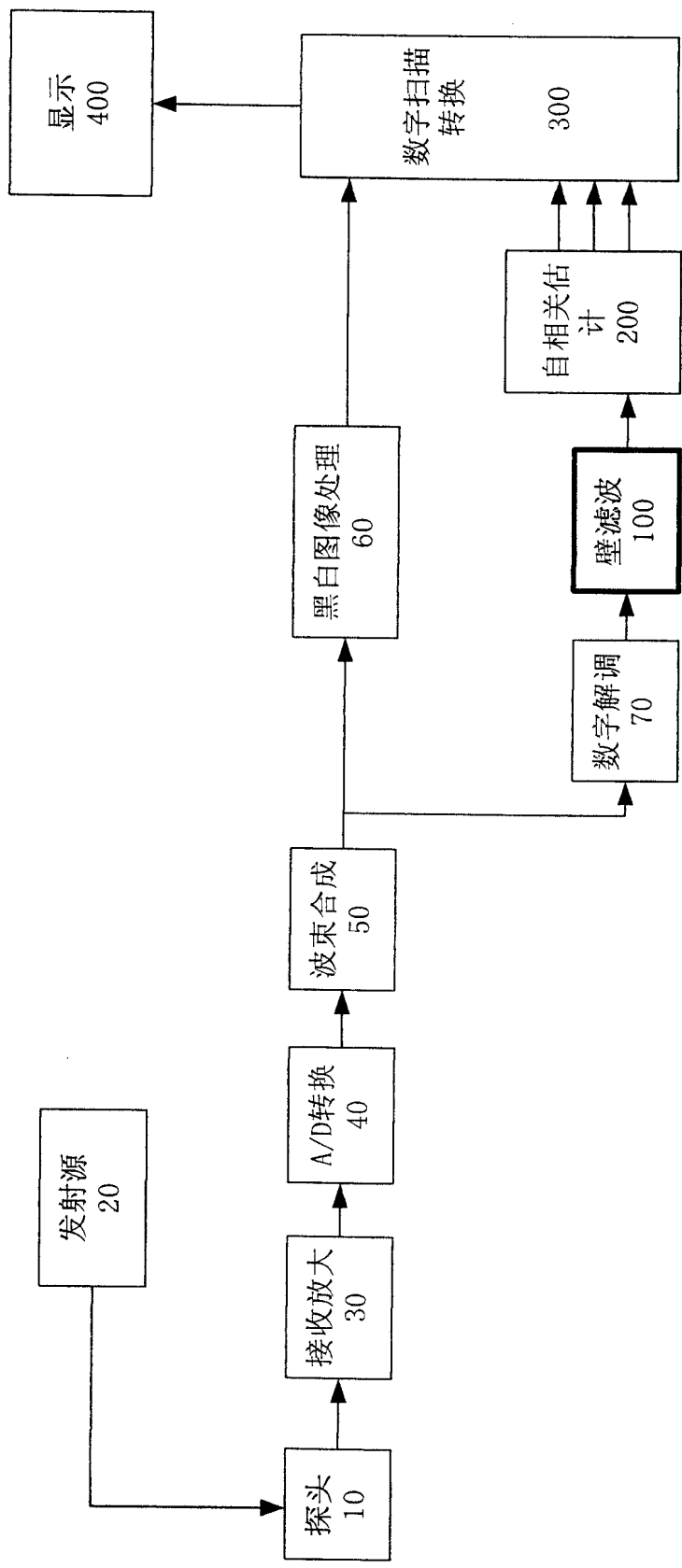


图1

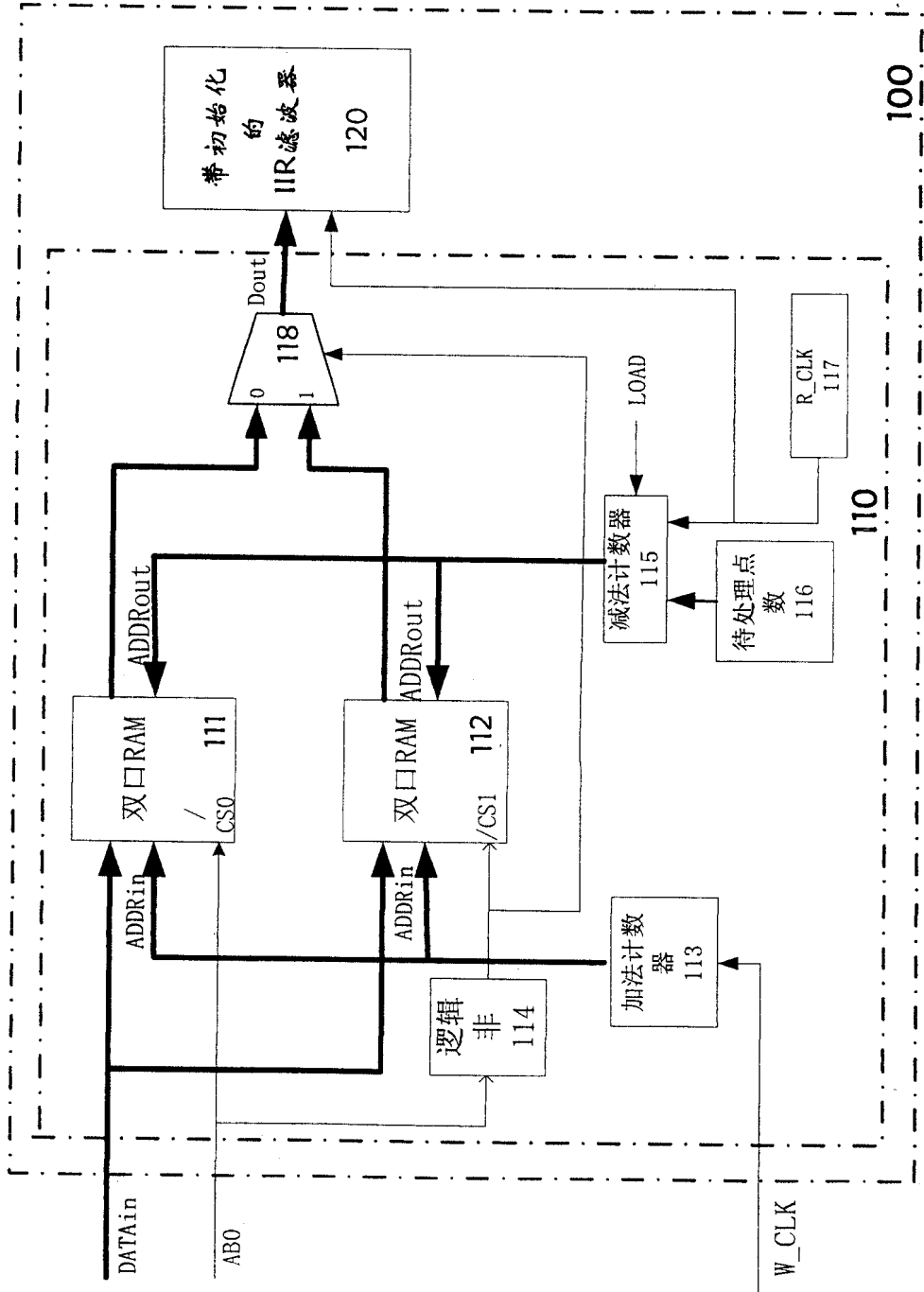


图2

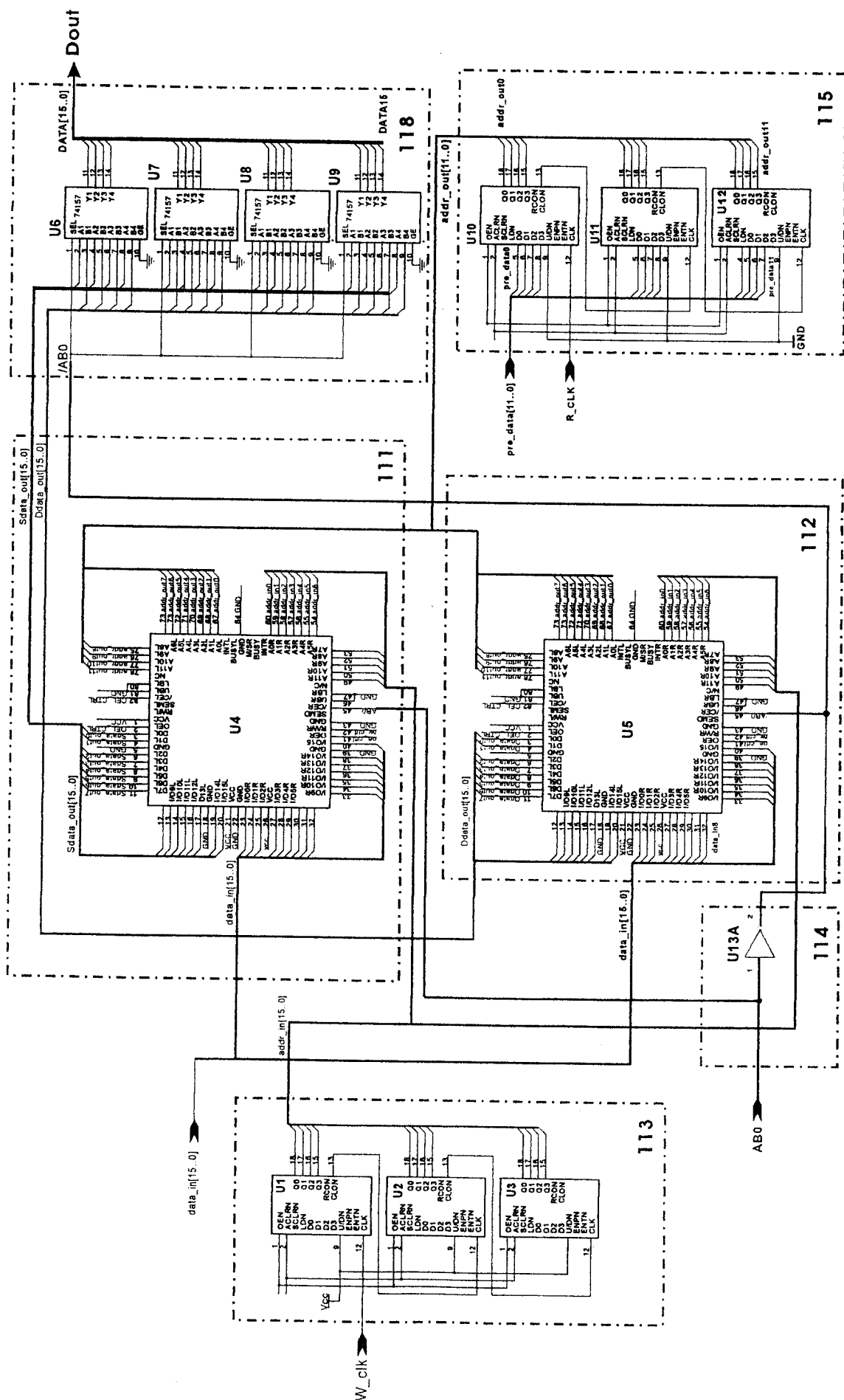


图 3

B1	B2	...	Bn	Cn, 1	Cn, 2	...	Cn, 16	Bn+1	Cn+1, 1	Cn+1, 2	...	Cn+1, 16	...	Bn+m	Bn+m+1	...	B256
----	----	-----	----	-------	-------	-----	--------	------	---------	---------	-----	----------	-----	------	--------	-----	------

图4

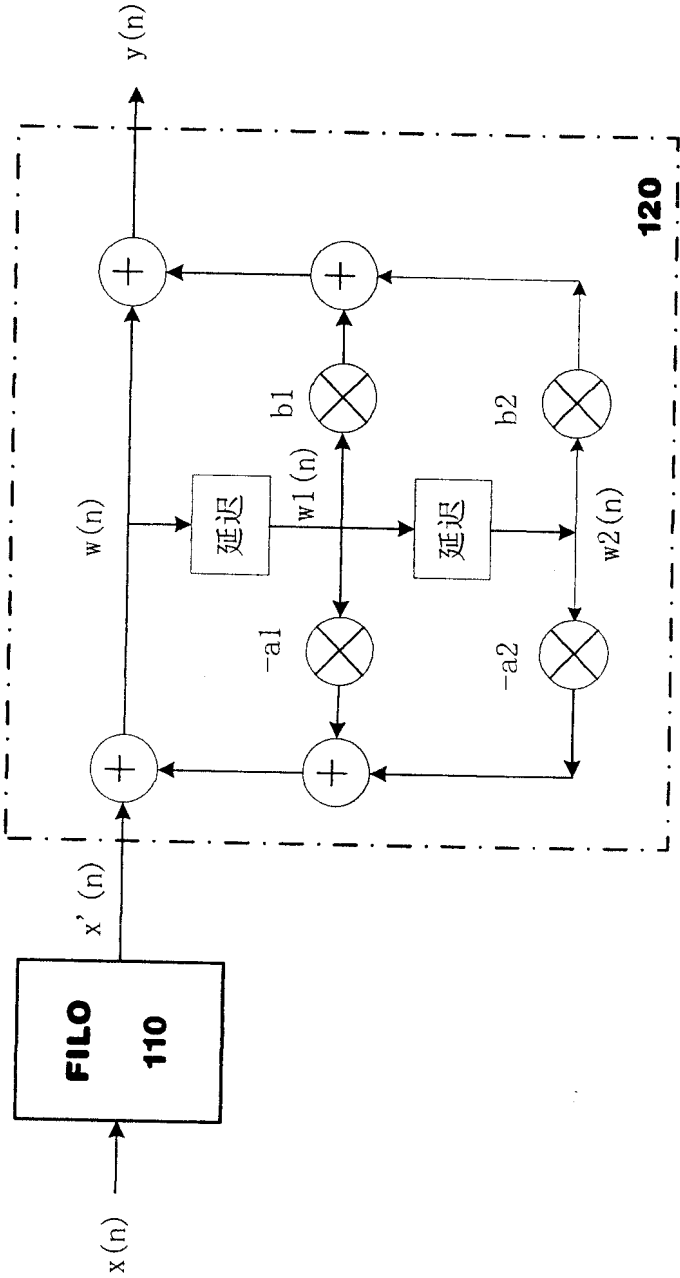


图5

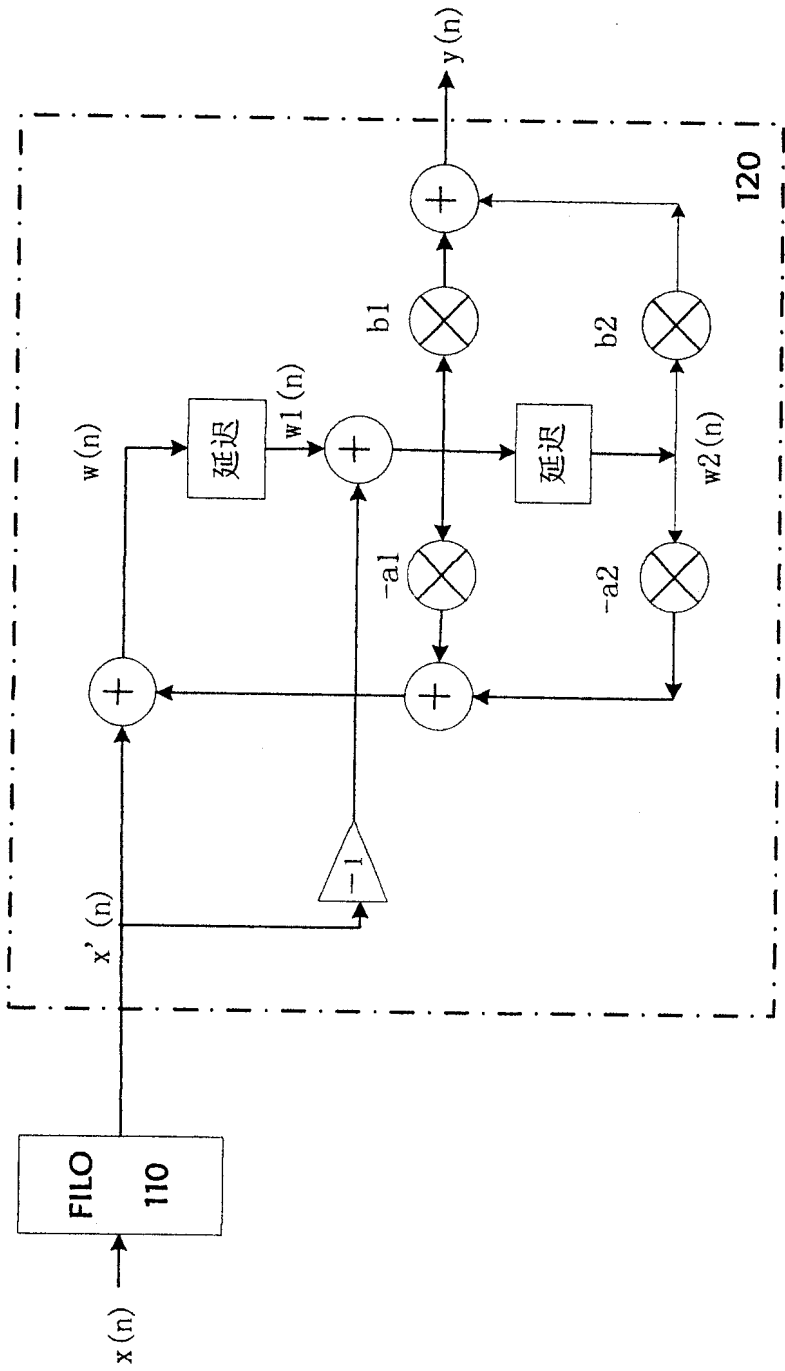


图6

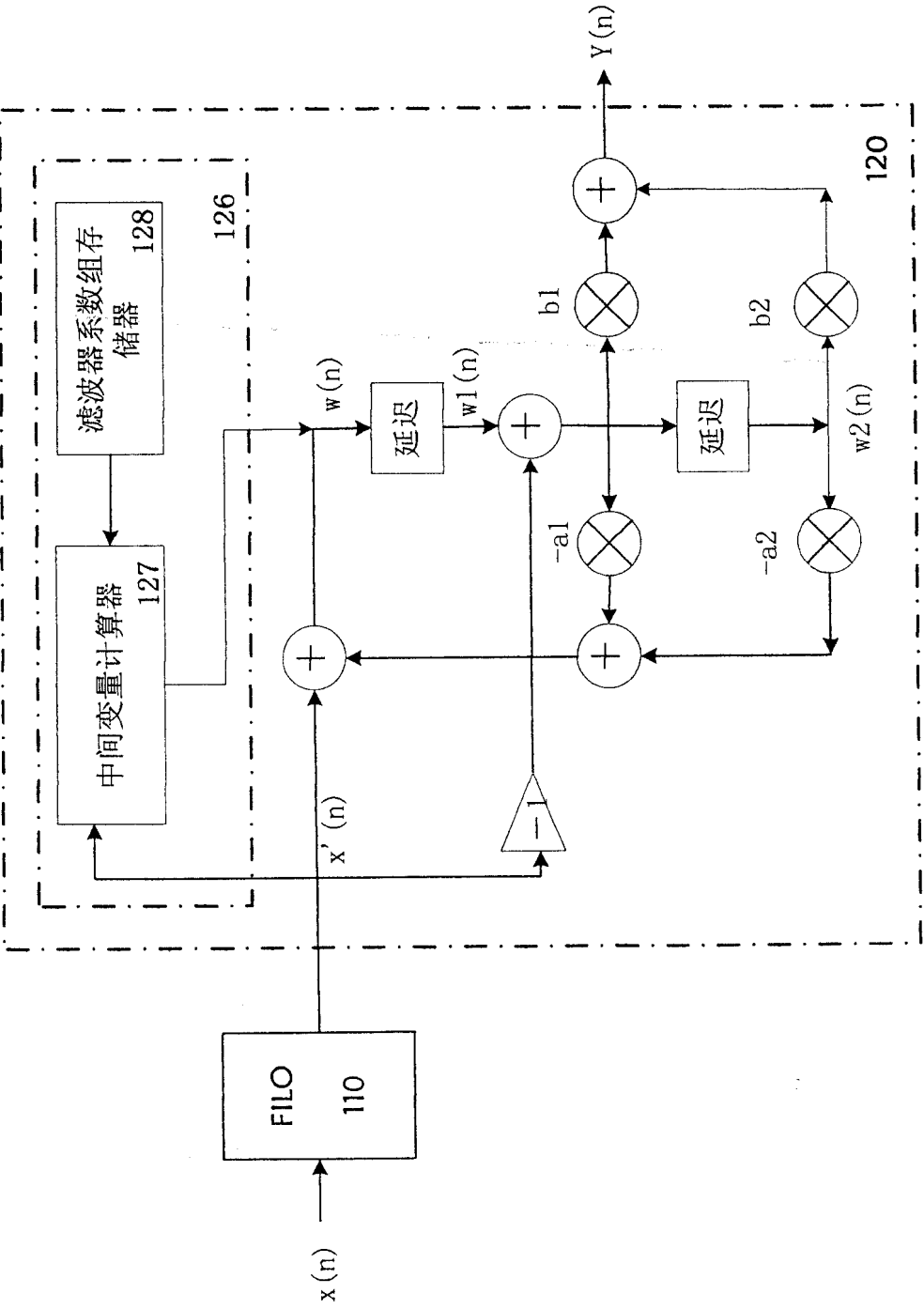


图7

专利名称(译)	基于反向初始化IIR的彩色血流成像壁滤波方法和装置		
公开(公告)号	CN100367915C	公开(公告)日	2008-02-13
申请号	CN200410026545.6	申请日	2004-03-15
[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 韩松		
发明人	董永强 韩松		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/13		
代理人(译)	朱晓光		
审查员(译)	熊茜		
其他公开文献	CN1561916A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

基于反向初始化IIR的彩色血流成像壁滤波方法和装置，是在彩色多普勒超声血流成像系统中，为了消除发射源在不同扫描模式切换时电压切换速度慢对系统中壁滤波模块性能的影响而采取的措施，所述方法包括步骤：1.在壁滤波单元中的IIR壁滤波器之前增设先进后出数据缓存器，将排序在后进入数据缓存器的采样数据先行送出；2.之后，简化指数初始化计算取样，对于一个彩色血流计算点，在数据缓存器送出的一个采样序列中只取3~6次采样进入壁滤波器进行计算处理；本发明能够以较少的硬件资源实现较高的技术指标。

