



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101879072 A

(43) 申请公布日 2010. 11. 10

(21) 申请号 200910107206. 3

(22) 申请日 2009. 05. 04

(71) 申请人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

地址 518057 中国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 皮兴俊 靳珊

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 张亚宁 徐予红

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

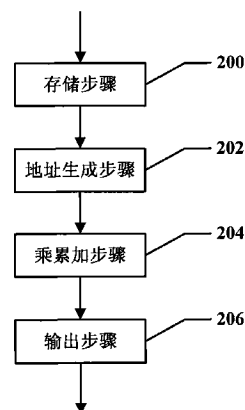
权利要求书 2 页 说明书 5 页 附图 5 页

(54) 发明名称

用于超声成像的抽取滤波方法与装置

(57) 摘要

本发明公开了一种用于超声成像的抽取滤波方法与装置,所述方法包括:存储步骤,用于存储预先计算并量化好的滤波系数;读取步骤,用于根据输入样点序号的 N 倍自累加对抽取因子 M 求模的余数产生读取地址,来逐级读取滤波系数;乘累加步骤,用于将读取的滤波系数与输入数据相乘后进行累加,并将累加后的结果再逐级累加;以及输出步骤,当输入样点的 N 倍自累加对抽取因子 M 求模后的余数位于抽取因子 M 与插值因子 N 之差及抽取因子 M 减1之间时,将逐级累加的结果作为滤波后的有效数据输出。按照本发明的方法和装置能够灵活更新、存储和读取滤波系数,将插值和抽取结合在一起来实现任意分数比值的抽取滤波。



1. 一种用于超声成像的抽取滤波方法,其特征在于,包括:
存储步骤,存储滤波系数;
地址生成步骤,根据输入样点的序号、插值因子 N 和抽取因子 M 产生读取所述存储的滤波系数的读取地址;
运算步骤,根据所述读取地址读取存储的滤波系数,并根据读取出来的滤波系数对输入样点的数据进行滤波计算。
2. 如权利要求 1 所述的抽取滤波方法,其特征在于,所述存储步骤中,滤波系数存储在 K 个存储区域中,每个存储区域中存储 M 个滤波系数,其中 K 等于滤波中用到的乘法器数量, M 为抽取因子。
3. 如权利要求 2 所述的抽取滤波方法,其特征在于,所述地址生成步骤中,根据输入样点的序号的 N 倍自累加对抽取因子 M 求模后的余数生成每个存储区域的读取地址,其中 N 为插值因子。
4. 如权利要求 1 所述的抽取滤波方法,其特征在于,所述地址生成步骤中,根据输入样点的序号的 N 倍自累加对抽取因子 M 求模后的余数加上 $m \times M$ 生成读取地址,其中 m 为 $[0, K-1]$ 范围内的整数,其中 K 等于滤波中用到的乘法器数量。
5. 如权利要求 1 至 4 中任意一项所述的抽取滤波方法,其特征在于,所述运算步骤包括:
乘累加步骤,将读取的滤波系数与输入数据相乘后进行累加,并将累加后的结果再逐级累加;以及
输出步骤,当输入样点的序号的 N 倍自累加对抽取因子 M 求模后的余值位于抽取因子 M 与插值因子 N 之差及抽取因子 M 减 1 之间时,将逐级累加的结果作为滤波后的有效数据输出。
6. 如权利要求 1 至 5 中任意一项所述的抽取滤波方法,其特征在于,还包括:
更新步骤,当滤波系数发生变化时,更新存储所述存储区域的滤波系数。
7. 一种超声成像方法,其特征在于,包括权利要求 1 至 6 中任一项所述的抽取滤波方法。
8. 一种用于超声成像的抽取滤波装置,其特征在于,包括:
存储单元,用于存储滤波系数;
地址生成单元,地址生成单元根据输入样点的序号、插值因子 N 和抽取因子 M 产生读取地址;
运算单元,根据所述读取地址读取存储的滤波系数,并根据读取出来的滤波系数对输入样点的数据进行滤波计算。
9. 如权利要求 8 所述的抽取滤波装置,其特征在于,所述存储单元包括 K 个存储区域,每个存储区域中存储 M 个滤波系数,其中 K 等于滤波器中用到的乘法器数量。
10. 如权利要求 9 所述的抽取滤波装置,其特征在于,所述地址生成单元根据输入样点的序号的 N 倍自累加对抽取因子 M 求模后的余数生成每个存储区域的读取地址,其中 N 为插值因子。
11. 如权利要求 8 所述的抽取滤波方法,其特征在于,所述地址生成单元根据输入样点的序号的 N 倍自累加对抽取因子 M 求模后的余数加上 $m \times M$ 生成读取地址,其中 m 为 $[0, K-1]$

范围内的整数,其中 K 等于滤波中用到的乘法器数量。

12. 如权利要求 8 至 11 中任意一项所述的抽取滤波装置,其特征在于,所述运算单元包括:

乘累加单元,将读取的滤波系数与输入数据相乘后进行累加,并将累加后的结果再逐级累加;以及

输出单元,当输入样点的序号的 N 倍自累加对抽取因子 M 求模后的余值位于抽取因子 M 与插值因子 N 之差及抽取因子 M 减 1 之间时,将逐级累加的结果作为滤波后的有效数据输出。

13. 如权利要求 8 至 12 中任意一项所述的抽取滤波方法,其特征在于,还包括:

更新单元,当滤波系数发生变化时,更新单元更新存储所述存储区域的滤波系数。

14. 一种超声成像系统,其特征在于,包括权利要求 8 至 12 中任一项所述的抽取滤波装置。

用于超声成像的抽取滤波方法与装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于超声成像的抽取滤波方法与装置。

背景技术

[0002] 在超声成像系统中,需要对不同深度的超身回波采样数据抽取最适当的样点数,使得抽取后的样点数目经过处理后刚好能显示在显示屏幕上。当采样数据为抽取的样点数的整数倍时,由于超身探测的深度不确定,会丢失一部分样点,或者抽取之后的样点数不够满屏显示。当采用合适的分数倍抽取滤波时,就使得采样的所有数据刚好能全部显示在显示屏中。

[0003] 对回波数据进行 AD 采样变换时,由于回波在人体中的速度基本不变,采样点数和探测的深度成正比。采样的方式为过采样,样点数目从几千到几万不等,而最后屏幕上显示的点数是一定的,比如纵向 480 点。因此,几千乃至几万个样点数必须经过抽取滤波后才能在屏幕上显示最后的 480 点,这样就要用到抽取滤波器来实现采样率的变换。假设 AD 采样后的点数为 A,在屏幕上显示的点数为 B,则抽取比率为 A/B。通常 A 不确定,而 B 则是一定的。假设取 A/B 的整数部分,则抽取比率为 2、3、4 等整数。虽然整数倍抽取实现方便,但无法得到相邻的两个整数抽取比率之间的图像。为了使得图像更细致地过渡,需要在相邻的整数抽取比率之间获得更多的图像等级,比如在抽取比率 1、2、3 之间获得 $3/2$ 、 $4/3$ 、 $5/3$ 、 $7/3$ 等抽取比率的图像。因此,需要用到分数倍抽取滤波器。

[0004] 现有技术中,通常采用固定比率的分数倍比率抽取滤波,结构不能适应任意分数比值抽取;另外,现有技术将插值和抽取分开,各用一套滤波资源来实现分数倍抽取滤波,未能将插值和抽取结合起来,用一套滤波设备完成分数比值抽取。

发明内容

[0005] 本发明的目的是为了克服现有技术存在的缺陷,提供一种对滤波系数灵活更新、存储和读取,将插值和抽取结合在一起来实现任意分数比值抽取滤波的方法与装置。为了实现这一目的,本发明所采取的技术方案如下。

[0006] 按照本发明实施例的第一方面,提供一种用于超声成像的抽取滤波方法,包括:存储步骤,存储滤波系数;地址生成步骤,根据输入样点的序号、插值因子 N 和抽取因子 M 产生读取所述存储的滤波系数的读取地址;运算步骤,根据所述读取地址读取存储的滤波系数,并根据读取出来的滤波系数对输入样点的数据进行滤波计算。

[0007] 按照本发明实施例的第二方面,提供一种超声成像方法,包括按照本发明实施例的第一方面的抽取滤波方法。

[0008] 按照本发明实施例的第三方面,提供一种用于超声成像的抽取滤波装置,包括:存储单元,用于存储滤波系数;地址生成单元,地址生成单元根据输入样点的序号、插值因子 N 和抽取因子 M 产生读取地址;运算单元,根据所述读取地址读取存储的滤波系数,并根据读取出来的滤波系数对输入样点的数据进行滤波计算。。

[0009] 按照本发明实施例的第四方面,提供一种超声成像系统,包括按照本发明实施例的第三方面的抽取滤波装置。

[0010] 按照本发明实施例的方法和装置能够实现任意分数倍比值的抽取滤波。

[0011] 下面将结合附图并通过具体的实施例对本发明进行进一步说明。

附图说明

[0012] 图 1 是变采样率滤波处理示意图;

[0013] 图 2 是按照本实施例的用于超声成像的抽取滤波方法的流程图;

[0014] 图 3 是按照本实施例的实现抽取滤波方法的滤波结构示意图;

[0015] 图 4 是按照本发明实施例的滤波系数存储结构示意图;

[0016] 图 5 是说明不必要的与零相乘的结构图;

[0017] 图 6 是按照本发明实施例的产生地址的时序图;

[0018] 图 7 是按照本发明实施例的段内累加以及段延时相加的结构示意图;

[0019] 图 8 是按照本发明实施例的滤波后输出有效信号使能时序图;

具体实施方式

[0020] 如图 1 所示,是变采样率滤波处理示意图。假设输入序列为 $x(n)$, 经过 M/N 的采样率抽取变换后,输出序列为 $y(n)$, 其中 M 为抽取因子, N 为插值因子, M 与 N 互质。首先,在每两个样点之间插入 $N-1$ 个零,完成采样率的升高;然后,通过一个截止角频率为 $1/N$ 的滤波器,滤除因补零产生的 $N-1$ 份镜像,再通过一个截止角频率为 $1/M$ 的抽取滤波器,防止因抽取产生频谱混叠;将滤波后的结果每 N 个取出一个,作为输出结果,完成下采样变换;最后,输出数据的采样率为输入数据采样率的 M/N 倍。实际上,两份滤波器可以合成一份,只需要使该滤波器的截止角频率既不会产生插值后的镜像,也不会使抽取后产生频率混叠。因此,取 M 和 N 中较大一个的倒数。在滤波的计算的过程中,将滤波器多相分解,同时应用 NOBEL 恒等式,可以减少滤波过程中的乘累加计算量。

[0021] 如图 2 所示,是按照本发明一个实施例的用于超声成像的抽取滤波方法的流程图,包括:存储步骤 200、地址生成步骤 202、乘累加步骤 204 和输出步骤 206,其中乘累加步骤 204 和输出步骤 206 可以合称为运算步骤。在存储步骤 200 中,存储预先计算并量化好的滤波系数;在地址生成步骤 202 中,根据输入样点的序号、插值因子 N 和抽取因子 M 产生读取所述存储的滤波系数的读取地址;在乘累加步骤 204 中,将读取的滤波系数与输入样点的数据相乘后进行累加,并将累加后的结果再逐级累加;以及在输出步骤 206 中,当输入样点的序号的 N 倍自累加对抽取因子 M 求模后的余数位于抽取因子 M 与插值因子 N 之差及抽取因子 M 减 1 之间时,将逐级累加的结果作为滤波后的有效数据输出。下面对按照本实施例的方法进行具体说明。

[0022] 假设滤波器用到的乘法器资源有限,为 K 个,那么该滤波器的阶数设为 $M*K-1$,即滤波系数个数为 $M*K$,不妨设为 $C_0, C_1, \dots, C_{M*K-1}$ 。用 K 份缓存来存储滤波系数,每个缓存存储的滤波系数为 M 个,则第一份缓存存储的滤波系数为 C_0 至 C_{M-1} ,第二份缓存存储的滤波系数为 C_M 至 C_{2M-1} ,最后一份第 K 份缓存存储的滤波系数为 $C_{(K-1)*M}$ 至 C_{K*M-1} ,如图 4 所示。当抽取因子 M 变化时,或者变化其它参数导致滤波系数发生变化时,按照上述规律重新写入滤

波系数。

[0023] 在升采样过程中,每两个采样数据之间补充了 $N-1$ 个零,如图 5 所示,其中的零和滤波系数相乘,其实是不必要的。从图 5 中可以看出,每隔 $N-1$ 个滤波系数,才轮到下一个相邻有效样点和滤波系数相乘。因此,在读取滤波系数的时候,可以每隔 $N-1$ 个滤波系数在每个缓存中读取一个,直到到达缓存中滤波系数存储区域的结束位置后,重新返回到滤波系数存储开始位置读取数据。其中,读取滤波系数的读取地址可以根据输入样点的序号、插值因子 N 和抽取因子 M 产生,使得产生的读取地址对应的滤波系数就是我们需要的对应有效样点而非对应补零的样点的滤波系数。

[0024] 具体实现时,对于每个输入的样点 $x(n)$,可以用输入样点的序号 n 的 N 倍自累加对 M 求模的余数作为每个存储滤波系数的缓存的读取地址,即用 $((n \times N) \bmod M)$ 所得的余数作为读取地址。 K 份缓存使用相同的地址,一次输出 K 个滤波系数到乘累加部分。如图 7 所示,读出 K 个滤波系数后,用 K 个乘法器将输出的 K 个滤波系数和输入的数据 $x(n)$ 同时相乘,得到 K 个相乘后的结果,并将此 K 个相乘后的结果与之前输入样点的 K 个乘累加结果分别累加,得到当前样点的 K 个乘累加结果,并将此 K 个乘累加结果再逐级累加。随着输入样点的增加,在 K 个缓存中读取滤波系数的地址将从缓存中滤波系数存储的开始位置逐渐向结束位置移动。当随着输入样点的增加,读取地址到达滤波系数存储结束的位置后,此时得到的逐级累加结果即为滤波后的有效数据。

[0025] 当当前输入样点的 N 倍自累加对 M 求模的余数位于区间 $[M-N, M-1]$ 时,即可以认为滤波系数已经到达结束位置。此时,将逐级累加结果作为滤波后的有效数据输出,并将累加器清零,然后重新累加乘法结果。

[0026] 滤波系数到达结束位置之后,下一个输入样点输入时,仍然用输入样点的序号的 N 倍自累加对 M 求模的余数作为每个存储滤波系数的缓存的读取地址,此时得到的读取地址将重新指向缓存区域的前端位置,然后随着后续输入样点的输入,读取地址将逐渐向缓存区域中滤波系数存储区域的结束位置移动。

[0027] 下面以几个具体的例子为例进行说明。

[0028] 假设 $M=8, N=3$,每份滤波系数缓存里存有 8 个滤波系数,则地址的产生顺序为: $0, 3, 6, 1, 4, 7, 2, 5, 0, 3, \dots$;再假设 $M=9, N=4$,每份滤波系数缓存里存有 9 个滤波系数,则地址的产生顺序为: $0, 4, 8, 3, 7, 2, 6, 1, 5, 0, 4, \dots$;如果 N 为 1,则逐个读取滤波系数,完成整数倍的抽取功能,比如 $M=4, N=1$,则地址的产生顺序为: $0, 1, 2, 3, 0, 1, 2, 3, \dots$;其地址发生的时序图如图 6 所示。 K 份缓存使用相同的地址,一次输出 K 个滤波系数到乘累加部分。

[0029] 比如,对于 $M=9, N=4$ 的情况,由于地址的产生顺序为: $0, 4, 8, 3, 7, 2, 6, 1, 5, 0, 4, \dots$,于是其中,

[0030] 第一段的累加值为: $x(0)C_0+x(1)C_4+x(2)C_8$;

[0031] 第二段的累加值为: $x(0)C_9+x(1)C_{9+4}+x(2)C_{9+8}$;

[0032] ...

[0033] 最后一段第 K 段的累加值为: $x(0)C_{(K-1)*9}+x(1)C_{(K-1)*9+4}+x(2)C_{(K-1)*9+8}$ 。

[0034] 当滤波系数重新回到起点时候,新的累加过程如下:

[0035] 第一段的累加值为: $x(3)C_3+x(4)C_7$;

[0036] 第二段的累加值为： $x(3)C_{9+3}+x(4)C_{9+7}$ ；

[0037] ...

[0038] 最后一段第 K 段的累加值为： $x(3)C_{(k-1)*9+3}+x(4)C_{(k-1)*9+7}$ 。

[0039] 因此，仅当当前输入样点的序号的 N 倍自累加对 M 求模的余数位于区间 $[M-N, M-1]$ 时，才输出 K 段累加值。将 K 段累加值的第一段延迟一个滤波系数轮换区间后和 K 段累加值中的第二段段内累加结果相加，将结果延迟一个滤波系数轮换区间后和 K 段累加值中的第三段当前累加结果相加；如此延时相加，直到和 K 段累加值中的第 K 段当前累加结果相加，得到抽取后的输出结果，段内累加以及段延时相加的结构如图 7 所示。

[0040] 由于采样率为 M/N ，即每 M 个输入样点才输出 N 个样点，经过上述滤波累加过程，当 N 不等于 1 时，输出的样点不是均匀输出。输出样点的使能与 M 和 N 的关系相关，仅当当前输入样点的序号的 N 倍自累加对 M 求模的余数位于区间 $[M-N, M-1]$ 时，才输出一个数据使能信号。图 8 分别对应着 $M=8, N=3$ ； $M=9, N=4$ 以及 $M=4, N=1$ 的输出使能信号，表明滤波后为有效输出。

[0041] 在本发明另外一个实施例中，滤波系数的存储可以不用 K 个缓存，而是用一个缓存， $M*K$ 个滤波系数 $C_0, C_1, \dots, C_{M*K-1}$ 存储在同一缓存中。此时，地址生成步骤中仍然可以根据输入样点的序号、插值因子 N 和抽取因子 M 产生读取存储的滤波系数的读取地址。例如，滤波系数读取地址可以通过“输入样点的序号的 N 倍自累加对 M 求模的余数 $+(m \times M)$ ”产生，其中 M 为抽取因子，m 为 $[0, K-1]$ 范围内的整数。对于每个输入样点，m 取值从 0 到 K-1，共 K 个值，对应即可得到 K 个读取地址，这 K 个读取地址对应的滤波系数即为与有效样点而非补零的样点对应的滤波系数。

[0042] 例如， $M=8, N=3$ 时，输入样点为 $x(0)$ 时，输入样点的序号的 N 倍自累加对 M 求模的余数为 0，读取地址为 0, 8, 16, 24, ..., $(0+8(K-1))$ ；输入样点为 $x(1)$ 时，输入样点的序号的 N 倍自累加对 M 求模的余数为 3，读取地址为 3, 11, 19, 27, ..., $(3+8(K-1))$ 。其它输入样点对应的读取地址类似可以生成。

[0043] 生成滤波系数读取地址后，本实施例中其它的步骤与前一实施例相同。

[0044] 同理可以看出，当滤波系数的存储方式发生变化时，还可以根据输入样点的序号、插值因子 N 和抽取因子 M 按照其它的方式生成滤波系数的读取地址，从而使得生成的读取地址对应的滤波系数为与有效样点而非补零的样点对应的滤波系数。

[0045] 如图 3 所示，是按照本发明的用于超声成像的抽取滤波装置的一个实施例的结构框图。其中存储单元用于存储系统配置的滤波系数，该滤波系数预先计算并量化好。每次变化采样率比值时，或者变化其它参数（如使用的乘法器个数 K 等）导致滤波系数发生变化时，系统可以更新存储器中存储的滤波系数，因此，本实施例中还可以包括更新单元（图中未示出）。

[0046] 地址生成单元根据输入样点的序号、插值因子 N 和抽取因子 M 产生读取所述存储的滤波系数的读取地址，本实施例中，可以根据输入样点的序号 n 的 N 倍自累加对 M 求模的余数生成滤波系数的读取地址；当滤波系数在一个缓存中存储时，也可以根据“输入样点的序号的 N 倍自累加对 M 求模的余数 $+mM$ ”生成滤波系数的读取地址。当然，当滤波系数的存储方式发生变化时，也可以根据输入样点的序号、插值因子 N 和抽取因子 M 按照其它的方式生成滤波系数的读取地址。

[0047] 运算单元包括乘累加单元和输出单元。乘累加单元根据地址生成单元生成的读取地址获取滤波系数,将当前输入样点的数据与当前读取的滤波系数分别相乘后进行累加,并将累加后的结果再逐级累加。输出单元中,判断输入样点的序号的 N 倍自累加对 M 求模的余数是否在区间 $[M-N, M-1]$ 中,如果该余数位于区间 $[M-N, M-1]$,则将当前的逐级累加结果作为滤波后的有效数据输出。

[0048] 按照本发明实施例的用于超声成像的抽取滤波方法和装置,可以通过硬件、软件、固件、或者其组合实现在超声成像系统中,从而使得超声成像系统可以采用按照本发明实施例的抽取滤波方法,或者包括按照本发明实施例的抽取滤波装置。按照本发明的上述教导,这种实现对于本领域普通技术人员来说是显而易见的,在此不做详细描述。

[0049] 以上通过具体的实施例对本发明进行了说明,但本发明并不限于这些具体的实施例。本领域技术人员应该明白,还可以对本发明做各种修改、等同替换、变化等等,例如将上述实施例中的一个步骤或单元分为两个或更多个步骤或单元来实现,或者相反,将上述实施例中的两个或更多个步骤或单元的功能放在一个步骤或单元中来实现。但是,这些变换只要未背离本发明的精神,都应在本发明的保护范围之内。另外,本申请说明书和权利要求书所使用的一些术语以及采用的符号并不是限制,仅仅是为了便于描述。

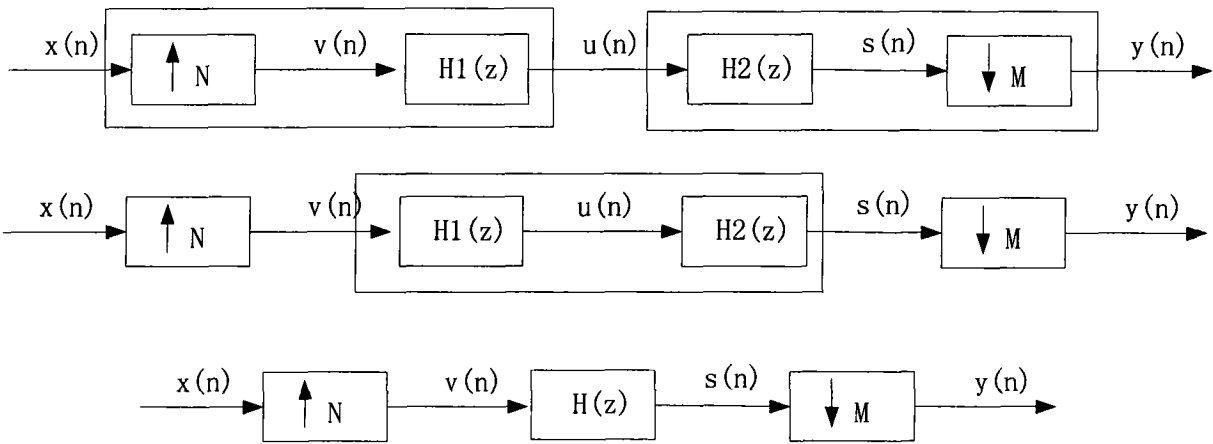


图 1

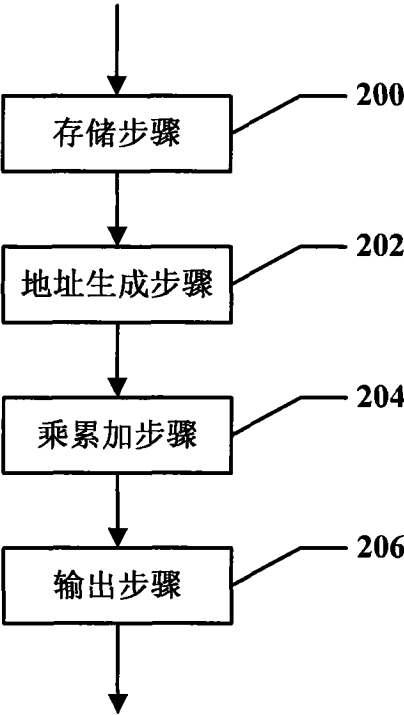


图 2

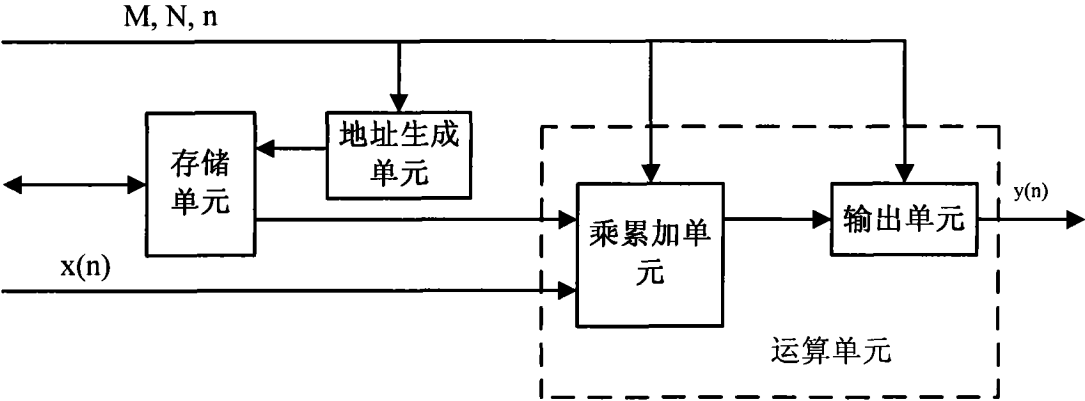


图 3

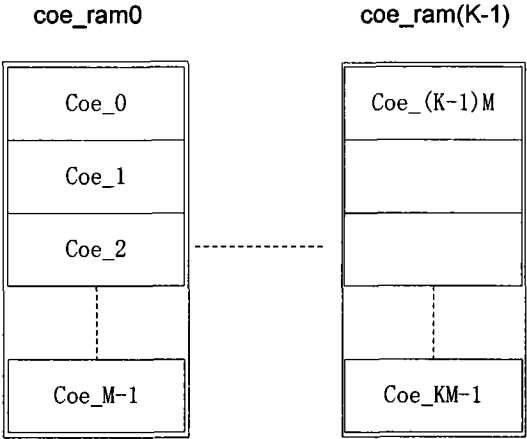


图 4

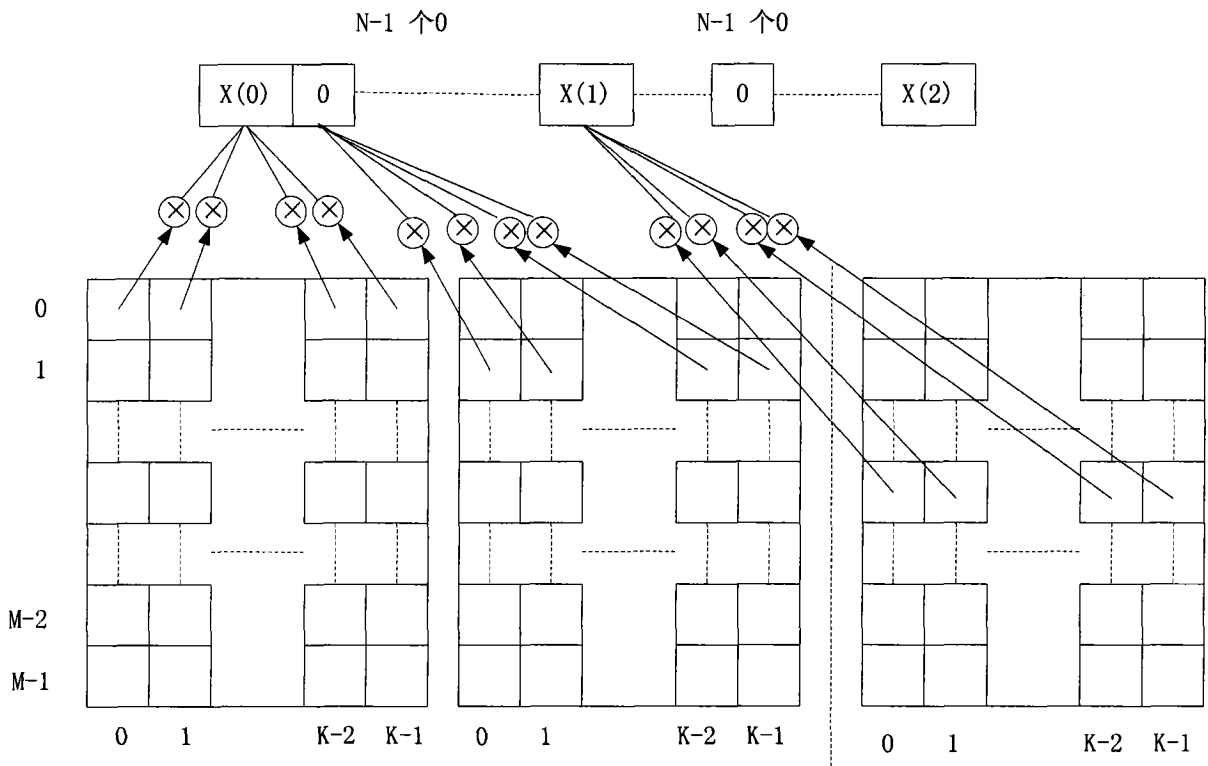


图 5

输入序列	X(0)	X(1)	X(2)	X(3)	X(4)	X(5)	X(6)	X(7)	X(8)	X(9)	X(10)	X(11)	X(12)	X(13)
N倍增	0	3	6	9	12	15	18	21	24	27	30	33	36	39
对M求模后地址	0	3	6	1	4	7	2	5	0	3	6	1	4	7

A. M=8, N=3的地址取值

输入序列	X(0)	X(1)	X(2)	X(3)	X(4)	X(5)	X(6)	X(7)	X(8)	X(9)	X(10)	X(11)	X(12)	X(13)
N倍增	0	4	8	12	16	20	24	28	32	36	40	44	48	52
对M求模后地址	0	4	8	3	7	2	6	1	5	0	4	8	3	7

B. M=9, N=4的地址取值

输入序列	X(0)	X(1)	X(2)	X(3)	X(4)	X(5)	X(6)	X(7)	X(8)	X(9)	X(10)	X(11)	X(12)	X(13)
N倍增	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
对M求模后地址	0	1	2	3	0	1	2	3	0	1	2	3	0	1

C. M=4, N=1的地址取值

图 6

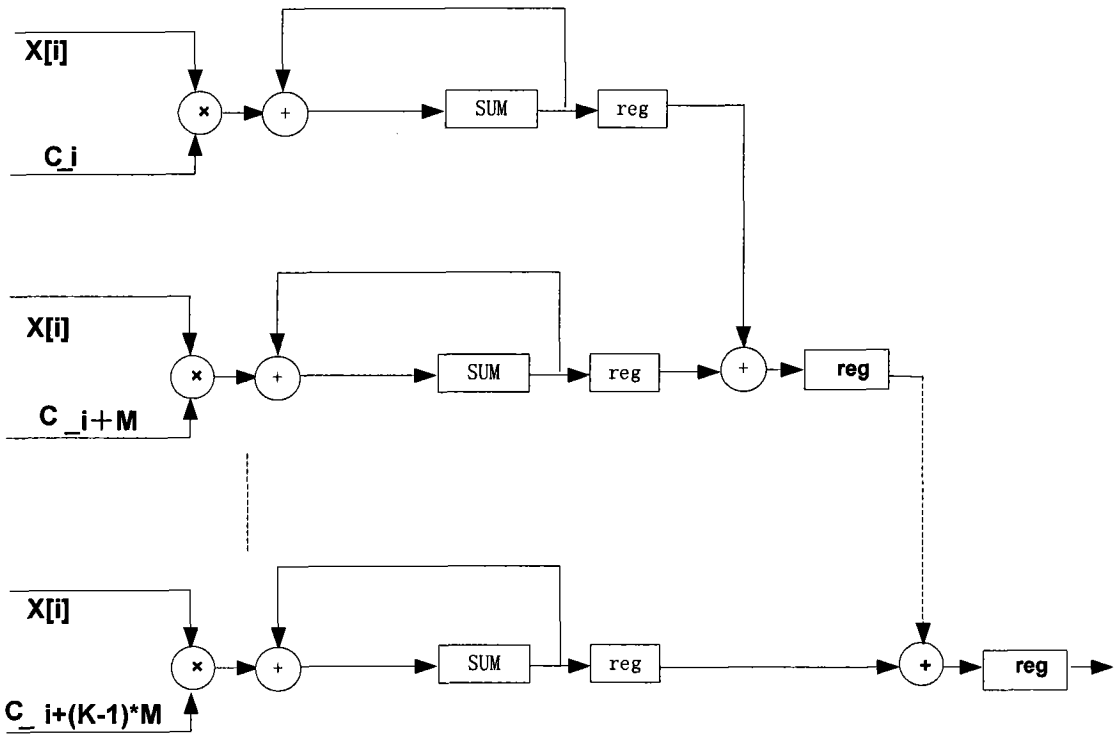


图 7

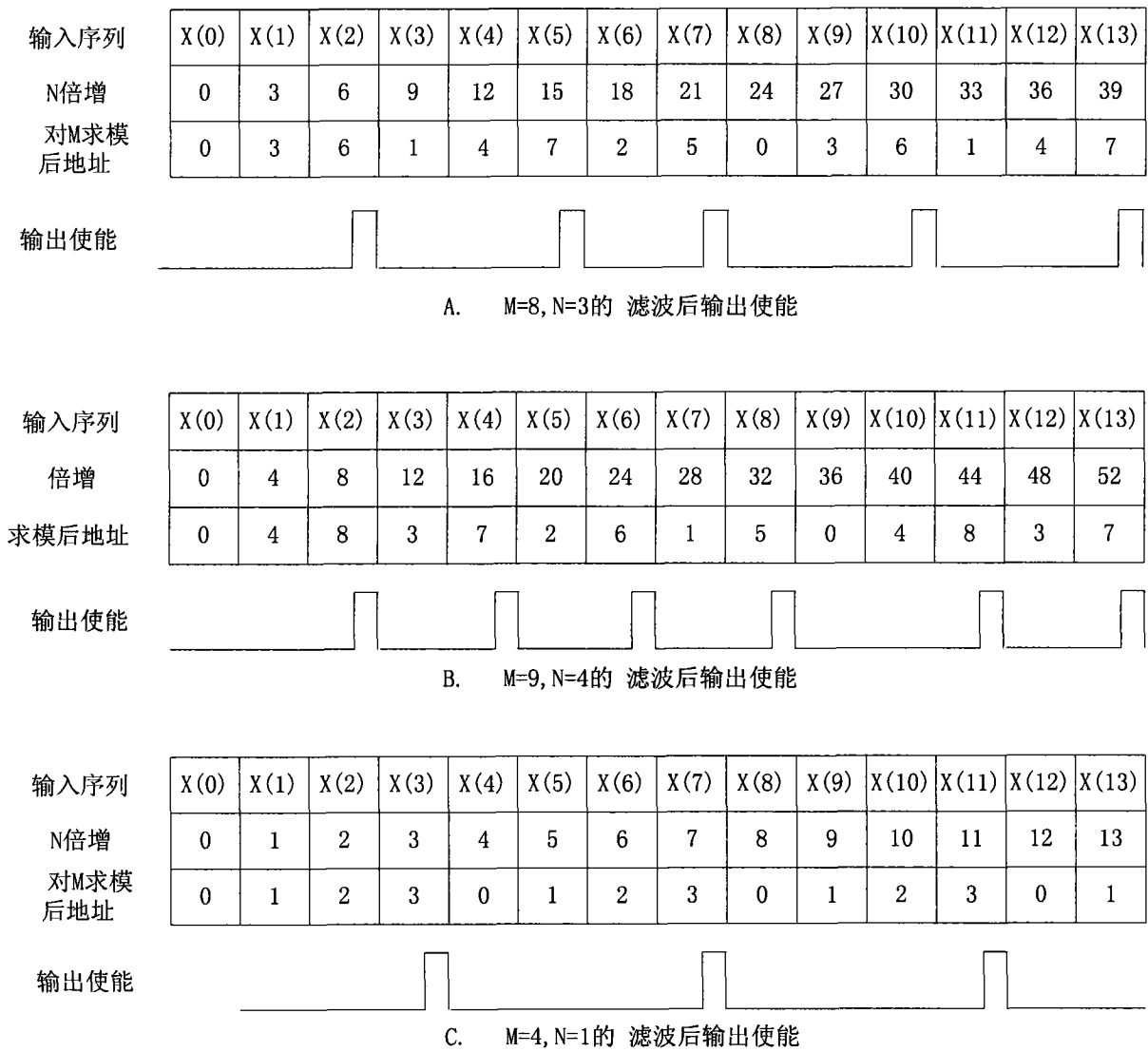


图 8

专利名称(译)	用于超声成像的抽取滤波方法与装置		
公开(公告)号	CN101879072A	公开(公告)日	2010-11-10
申请号	CN200910107206.3	申请日	2009-05-04
[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	皮兴俊 靳珊		
发明人	皮兴俊 靳珊		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	张亚宁		
其他公开文献	CN101879072B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种用于超声成像的抽取滤波方法与装置，所述方法包括：存储步骤，用于存储预先计算并量化好的滤波系数；读取步骤，用于根据输入样点序号的N倍自累加对抽取因子M求模的余数产生读取地址，来逐级读取滤波系数；乘累加步骤，用于将读取的滤波系数与输入数据相乘后进行累加，并将累加后的结果再逐级累加；以及输出步骤，当输入样点的N倍自累加对抽取因子M求模后的余数位于抽取因子M与插值因子N之差及抽取因子M减1之间时，将逐级累加的结果作为滤波后的有效数据输出。按照本发明的方法和装置能够灵活更新、存储和读取滤波系数，将插值和抽取结合在一起来实现任意分数比值的抽取滤波。

