



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101991437 A

(43) 申请公布日 2011.03.30

(21) 申请号 200910189727.8

(22) 申请日 2009.08.24

(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 皮兴俊

(74) 专利代理机构 深圳市君胜知识产权代理事务所 44268

代理人 杨宏

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006.01)

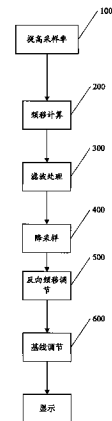
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 10 页

(54) 发明名称

一种信号处理方法和装置及多普勒超声系统

(57) 摘要

本发明公开了一种信号处理方法和装置及多普勒超声系统，其将 A/D 采样器件的原始数据采样率提高整数倍，使其工作在过采样状态，获得过采样信号，根据超声系统基线的自动调整频移量，对所述过采样信号进行频移计算，获得频移后的信号；进行滤波处理；从滤波结果中抽取部分信号，恢复原始数据采样率对应的频谱成分，获得降采样结果；对降采样结果进行反向频移调节。本发明可消除 AD 器件引起的频谱黑线，且去除过采样引起的噪声干扰。



1. 一种应用于超声系统的信号处理方法,其特征在于,包括:

将 A/D 采样器件的原始数据采样率提高整数倍,使其工作在过采样状态,获得过采样信号,

根据超声系统基线的自动调整频移量,对所述过采样信号进行频移计算,获得频移后的信号;

进行滤波处理;

从滤波结果中抽取部分信号,恢复原始数据采样率对应的频谱成分,获得降采样结果;

对降采样结果进行反向频移调节。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述频移计算采用如下方式进行:

$$x_shift_n = x_n \exp(-j2\pi a/k)$$

其中, x_shift_n 表示频移后的数据序列, x_n 表示频移前的数据序列, a 为基线频移量, k 为原始数据采样率被提高的倍数,且大于 1 的正整数。

3. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述滤波过程采用低通滤波,截止角频率为: π/k , 其中, k 为原始数据采样率被提高的倍数,且大于 1 的正整数。

4. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述抽取过程是从滤波后的数据序列中的每 k 个抽取一个, k 为原始数据采样率被提高的倍数,且大于 1 的正整数。

5. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述反向频移调节采用如下方式进行:

$$x_minus_n = x_fs_n \exp(j2\pi a)$$

其中, x_minus_n 表示反向频移后的数据序列, x_fs_n 表示降采样结果, a 为基线频移量。

6. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述方法还包括:对反向频移后的数据进行显示基线调节。

7. 一种应用于超声系统的信号处理装置,其特征在于,包括:

过采样模块,用于以 A/D 采样器件的原始数据采样率的整数倍来进行数据采集,获得过采样信号;

频移模块,用于根据超声系统基线的自动调整频移量,对所述过采样信号进行频移计算,获得频移后的信号;

滤波模块,用于对频移后的信号进行滤波处理;

降采样模块,用于从所述滤波模块的输出结果中抽取部分信号,恢复原始数据采样率对应的频谱成分,获得降采样结果;

反向频移调节模块,用于对降采样结果进行反向频移调节。

8. 根据权利要求 7 所述的装置,其特征在于,所述滤波模块采用低通滤波,截止角频率为: π/k , 其中, k 为原始数据采样率被提高的倍数,且大于 1 的正整数。

9. 根据权利要求 7 所述的装置,其特征在于,所述降采样模块包括:

用于对所述滤波模块的输出结果进行循环计数的单元,循环计数的最高值为 k , 其中, k 为原始数据采样率被提高的倍数,且大于 1 的正整数;

用于缓存 k 个数据结果的单元;

用于当单次计数到 k 时,从缓存数据中任意抽取一个数据的单元。

10. 一种多普勒超声系统,包括:显示器、AD 采样器件以及含有基线调节功能的数据处

理器,其特征在于,所述数据处理器包括:

过采样调节模块,用于将所述 A/D 采样器件的原始数据采样率提高整数倍;

频移模块,用于根据超声系统基线的自动调整频移量,对从所述 A/D 采样器件获得的过采样信号进行频移计算,获得频移后的信号;

滤波模块,用于对频移后的信号进行滤波处理;

降采样模块,用于从所述滤波模块的输出结果中抽取部分信号,恢复原始数据采样率对应的频谱成分,获得降采样结果;

反向频移调节模块,用于对降采样结果进行反向频移调节;

基线调节模块,用于对所述反向频移调节模块的输出结果进行基线调节后输出至显示器。

11. 根据权利要求 10 所述的系统,其特征在于,所述滤波模块采用低通滤波,截止角频率为: π/k , 其中, k 为原始数据采样率被提高的倍数,且大于 1 的正整数。

12. 根据权利要求 10 所述的系统,其特征在于,所述降采样模块包括:

用于对所述滤波模块的输出结果进行循环计数的单元,循环计数的最高值为 k , 其中, k 为原始数据采样率被提高的倍数,且大于 1 的正整数;

用于缓存 k 个数据结果的单元;

用于当单次计数到 k 时,从缓存数据中任意抽取一个数据的单元。

一种信号处理方法和装置及多普勒超声系统

技术领域

[0001] 本发明涉及超声系统信号处理技术领域,具体涉及的是一种应用于多普勒超声系统的信号处理方法和装置。

背景技术

[0002] 通常,采用连续波多普勒技术测量血流速度的超声诊断仪中,在应用连续波多普勒技术检查心脏等器官的高速血流时,A/D 采样器件得到所需的采样率数据,因 A/D 器件本身的频谱特性,当调节基线时,频谱图上会出现很明显的水平黑线。

[0003] 如图 1 所示,给出了传统的连续波超声多普勒频谱分析系统的基本信号处理流程。根据焦点位置以及发射频率计算不同通道的发射相位以及不同通道的接收相位,不同的通道获取发射相位后发射方波,同时送出所有通道的接收相位给解调器,通道的接收信号经过解调器后得到 IQ 分量,不同通道 IQ 分量直接合并,经过一系列的模拟处理后,AD 器件将模拟信号变为数字信号。然后经过壁滤波处理。壁滤波是一个高通滤波器,滤除因为静止或者慢速的组织运动引起的强回波。经过壁滤波处理后,将 IQ 两路分量送入谱估计模块。谱估计模块一般采用快速傅立叶变换 (FFT) 估算功率谱。快速傅立叶变换的点数可以是 128 点或者 256 点。由于估算出来的功率谱动态范围太大,每次估算出来的功率谱需要经过压缩处理,压缩到灰度显示范围。最后在屏幕上显示的多普勒频谱图是某段时间,不同频率偏移的强度。

[0004] A/D 器件本身包含模拟滤波的功能,根据输出的采样率,决定模拟域的截止角频率。图 2 所示为该滤波器的幅频特性,假设 $f_s = 96K$,该模拟滤波期的通带截止频率为 48K,通带以及阻带均为等纹波,过度带非常狭窄。图 3 给出了该滤波器的过渡带的频率衰减特性。

[0005] 假设无信号输入,频谱图输出全为噪声。从图 4 中可以看出在 $\pm f_s/2$ 的频率处很快衰减到 6dB,正常情况下 $\pm f_s/2$ 显示在屏幕的上下边,频谱显示区域以外为黑色,因此虽然 $\pm f_s/2$ 处的频谱衰减为黑色,但是和频谱图显示外沿合在一起,人眼并不敏感。大多数连续波多普勒超声设备包含调节基线的功能时,调节基线等同于将 FFT 的结果循环移位。循环移位的结果使得零频基线不在频谱图的正中间位置, $\pm f_s/2$ 频谱也不在频谱图的最上沿,最下沿显示,而是在谱图的中间显示,并且合在一起。如图 5 所示,假设循环移位了 K 点后的频谱图,从图中可以看出, $\pm f_s/2$ 的频谱值突然下降了 6dB,人眼一下就感觉到该处的灰度值比其它地方的灰度值低,为一黑点,分属不同竖直谱线的同一位置的黑点形成一条水平黑线。

[0006] 由上可知,当连续波多普勒采用带内等纹波,过度带窄的模拟滤波器的 AD 器件时,在调节基线后,若不采用特殊的处理技术,必然存在水平频谱黑线。

[0007] 现有技术中,通常按照实际采样率的 k 倍来提供 AD 采样时钟,其中 k 为大于 1 的正整数,然后在后处理中简单求和平均后降 k 倍采样。不妨假设 $k = 2$,当采样率为 $2f_s$ 时,6dB 衰减处为 $\pm f_s$,如图 6 所示,如果不采取进一步的处理措施,当调节基线时, $\pm f_s$ 的频率

点移到谱线的中间,同样会出现水平黑线。于是,对输入的 $2f_s$ 数据简单两点求和平均,然后间隔抽取一点,得到采样率为 f_s 的新的信号流。求和平均的转移函数为 $:0.5+0.5Z$,其幅频特性曲线如图 7 所示,通过求和平均滤波后的频谱如图 8 所示。将平均之后的数据样点每两个抽一个出来,抽取之后采样率变为 f_s ,从零频到 $\pm 0.5f_s$,幅频值逐渐减弱到 3dB,频谱显示如图 9 所示。当移动基线时, $\pm 0.5f_s$ 的频率点移到谱线的中间,如图 10 所示,和图 5 不同的是: $\pm 0.5f_s$ 处只有 3dB 的衰减,而且是从零频的 0dB 逐渐过度到 3dB 衰减。因为是逐渐过度,人眼不敏感。消除了突然过度到 6dB 衰减引起的黑线。但是对于图 11 所示的过采样信号频谱(采样率为 $2f_s$)来说,图中 $[f_s/2, f_s]$ 段的频谱在经过基线频移后要求能正确的显示出来。图 14 是简单求平均的情况,从图中可以看出,直接求和降采样时, $[f_s/2, f_s]$ 段的频谱失真严重;从 f_s 到 $2f_s$ 段属于负向频谱噪声,是要求被过滤掉的。但是,简单求和平均不能很好过滤掉该段的噪声干扰,如图 12 所示,在抽取时,未完全抑制的负向噪声会混叠到低频信号中。因此,此种方法仍然不能很好的解决频谱黑线的问题,从图 13 到 14 可以看出,频谱突然衰减而引起的黑线仍然比较突出,同时还引起了负向频谱噪声,所以需要进一步地改进现有技术,以解决现有技术存在的问题。

发明内容

[0008] 本发明的目的在于提供一种信号处理方法和装置及多普勒超声系统,其以过采样后和调基线相对应的频移,以及抽取滤波,反向频移相结合的方式,消除 AD 器件引起的频谱黑线,且去除过采样引起的噪声干扰。

[0009] 为了实现上述目的,本发明采用如下技术方案:

[0010] 本发明提供了一种应用于超声系统的信号处理方法,包括:

[0011] 将 A/D 采样器件的原始数据采样率提高整数倍,使其工作在过采样状态,获得过采样信号,

[0012] 根据超声系统基线的自动调整频移量,对所述过采样信号进行频移计算,获得频移后的信号;

[0013] 进行滤波处理;

[0014] 从滤波结果中抽取部分信号,恢复原始数据采样率对应的频谱成分,获得降采样结果;

[0015] 对降采样结果进行反向频移调节。

[0016] 同时,本发明还提供了一种应用于超声系统的信号处理装置,包括:过采样模块,用于以 A/D 采样器件的原始数据采样率的整数倍来进行数据采集,获得过采样信号;频移模块,用于根据超声系统基线的自动调整频移量,对所述过采样信号进行频移计算,获得频移后的信号;滤波模块,用于对频移后的信号进行滤波处理;降采样模块,用于从所述滤波模块的输出结果中抽取部分信号,恢复原始数据采样率对应的频谱成分,获得降采样结果;反向频移调节模块,用于对降采样结果进行反向频移调节。

[0017] 基于上述装置,本发明还提供了一种多普勒超声系统,包括:显示器、AD 采样器件以及含有基线调节功能的数据处理器,所述数据处理器包括:过采样调节模块,用于将所述 A/D 采样器件的原始数据采样率提高整数倍;频移模块,用于根据超声系统基线的自动调整频移量,对从所述 A/D 采样器件获得的过采样信号进行频移计算,获得频移后的信号;滤

波模块,用于对频移后的信号进行滤波处理;降采样模块,用于从所述滤波模块的输出结果中抽取部分信号,恢复原始数据采样率对应的频谱成分,获得降采样结果;反向频移调节模块,用于对降采样结果进行反向频移调节;基线调节模块,用于对所述反向频移调节模块的输出结果进行基线调节后输出至显示器。

[0018] 从上可见,针对连续波多普勒采用 AD 器件的缺陷以及上述解决方法的缺点,本发明采用一种改进的过采样以及频移,滤波,反频移的处理方法,来消除该水平黑线,而且实现方法简单,同时也抑制了负向噪声。本发明特别适用于多普勒超声系统。

附图说明

- [0019] 图 1 为连续波多普勒信号处理流程图;
- [0020] 图 2 为 AD 器件幅频特性图;
- [0021] 图 3 为 AD 器件过度带详细幅频特性图;
- [0022] 图 4 为基线位于频谱图正中的幅频特性图;
- [0023] 图 5 为基线不在频谱正中的幅频特性图;
- [0024] 图 6 为采样率提高两倍后的频谱图;
- [0025] 图 7 为两点求和平均滤波器的幅频特性曲线;
- [0026] 图 8 为求平均后的频谱特性;
- [0027] 图 9 为降采样后的频谱特性;
- [0028] 图 10 为移动基线后的频谱图;
- [0029] 图 11 为假设信号频谱;
- [0030] 图 12 为简单求和示意;
- [0031] 图 13 为频移后的信号频谱;
- [0032] 图 14 为低通滤波后的频谱;
- [0033] 图 15 为抽取后的信号频谱;
- [0034] 图 16 为反向频移以及调解显示基线后的频谱;
- [0035] 图 17 为本发明流程图;
- [0036] 图 18 为本发明应用于超声系统的信号处理装置;

具体实施方式

[0037] 以下将结合附图,对本发明方法及其系统的具体实现方式进行详细说明。针对现有技术方法的缺点,本发明提供了一种信号处理方法,如图 17 所示,其包括:

[0038] 步骤 100、将 A/D 采样器件的原始数据采样率提高整数倍,使其工作在过采样状态,获得过采样信号,比如以系统要求的最高采样率的整数倍来完成对输入模拟信号的采样;

[0039] 步骤 200、根据超声系统基线的自动调整频移量,对所述过采样信号进行频移计算,获得频移后的信号;

[0040] 步骤 300、进行滤波处理;

[0041] 步骤 400、从滤波结果中抽取部分信号,恢复原始数据采样率对应的频谱成分,获得降采样结果;

[0042] 步骤 500、对降采样结果进行反向频移调节。

[0043] 以下以具体实施例详细说明上述方法的实现过程。

[0044] 首先,假设原始数据采样率为 f_s ,那么将原始数据采样率提高为 k 倍 f_s , k 为大于 1 的正整数,进行数据采样后,获得信号序列为 x_n 。假设 $k = 2$,则信号频谱如图 11 所示,此时有用信号频谱位于 0 到 f_s 之间, f_s 到 $2f_s$ 之间的频谱成份为负频率噪声。

[0045] 然后,对信号序列 x_n 进行频移计算。对于降采样后的数据采样率 f_s 来说,基线频移量为 a , a 为一归一化因子, $-0.5 \leq a \leq 0.5$,当 a 为负时,表示负向频移,当 a 为正时,表示正向频移,最大频移量为 $:0.5f_s$;降采样之前相对于 kf_s 的归一化频移值为 $:a/k$,频移后的数据序列为 $:x_shift_n$

[0046] 则频移后的信号为

$$[0047] \quad x_shift_n = x_n \exp(-j2\pi a/k) \quad n = 0, 1, 2, \dots,$$

[0048] 频移后的信号频谱如图 13 所示。

[0049] 一般超声系统在显示前进行基线的自动调整,同时计算基线的频移量,将不同时间的显示频移量大小进行统计,生成旋转指数表,然后就可以直接按照该旋转指数表的内容,对过采样后的信号执行时序的调制,即频域的频移。

[0050] 其次,进行滤波处理,其目的是为了防止抽取混叠,另外还可以滤出如图 13 所示的在 $f_s/2$ 到 $3f_s/2$ 之间的频率噪声。因此,此过程的最佳方式是采用低通滤波处理,过滤有用信号的带外干扰。假设将实际的数据采样率由 kf_s 降到 f_s ,则低通滤波的截止角频率为 $:\pi/k$,滤波后的数据序列为 $:x_filter_n$,滤波后的信号频谱如图 14 所示,带外噪声被抑制了。图 14 中向下箭头指示为因低通滤波狭窄的过渡带引起的黑线位置。

[0051] 再次,从滤波后的数据序列 x_shift_n 中抽取部分信号,比如,对数据序列 x_filter_n 中的每 k 个抽取一个,恢复原始数据采样率对应的频谱成分,获得抽取后的数据序列为 $:x_fs_n$,信号频谱如图 15 所示,图中向下箭头为抽取后的黑线位置。

[0052] 最后,进行反向频移调节:对数据序列 x_fs_n 执行反向频移,归一化频移值为 $:a$,反向频移后的数据序列为 $:x_minus_n$,则

$$[0053] \quad x_minus_n = x_fs_n \exp(j2\pi a) \quad n = 0, 1, 2, \dots,$$

[0054] 反向频移以及调节显示基线后的信号频谱如图 16 所示。如图 17 所示,为了适应显示的要求,通常还要对反向频移后的数据进行步骤 600 的基线调节或频移的操作。图 16 为最终显示在屏幕上的图谱,从图中可以看出,不论调节基线还是不调节基线,频谱黑线始终位于谱图显示区域的最上最下边。

[0055] 从上述过程可以看出,本发明由过采样、频移、低通滤波、抽取、对应的反向频移后,使得显示基线始终位于谱图显示区域的最上最下边,如图 16 所示,从而保证了在进行数据显示时消除频谱黑线的作用,同时本发明还能避免频谱失真,以及消除频谱噪声,参见图 12 和图 14 比较结果,中间 $f_s/2$ 到 $3f_s/2$ 之间的频率噪声被消除了。

[0056] 基于上述方法,通过软件编程可以对超声系统内的数据处理控制芯片或者中央处理器进行内部功能的改进和重新设计,从而获得如图 18 所示的应用于超声系统的信号处理装置,其包括:

[0057] 过采样模块,用于以 A/D 采样器件的原始数据采样率的整数倍来进行数据采样,获得过采样信号;

[0058] 频移模块,用于根据超声系统基线的自动调整频移量,对所述过采样信号进行频移计算,获得频移后的信号;

[0059] 滤波模块,用于对频移后的信号进行滤波处理;

[0060] 降采样模块,用于从所述滤波模块的输出结果中抽取部分信号,恢复原始数据采样率对应的频谱成分,获得降采样结果;

[0061] 反向频移调节模块,用于对降采样结果进行反向频移调节。

[0062] 其中,所述滤波模块采用低通滤波,截止角频率为: π/k ,其中,k为原始数据采样率被提高的倍数,且大于1的正整数。

[0063] 其中,所述降采样模块包括:用于对所述滤波模块的输出结果进行循环计数的单元,循环计数的最高值为k,其中,k为原始数据采样率被提高的倍数,且大于1的正整数;用于缓存k个数据结果的单元;用于当单次计数到k时,从缓存数据中任意抽取一个数据的单元。

[0064] 将上述装置的设计构思应用于传统的多普勒超声系统上时,也可以通过软件编程对多普勒超声系统内部含有基线调节功能的数据处理器进行性能的改进,同时还能带来其内部构造的改进,从而获得如下所示的多普勒超声系统结构,其包括:显示器、AD采样器件以及含有基线调节功能的数据处理器,同时其数据处理器包括:

[0065] 过采样调节模块,用于将所述MD采样器件的原始数据采样率提高整数倍;

[0066] 频移模块,用于根据超声系统基线的自动调整频移量,对从所述A/D采样器件获得的过采样信号进行频移计算,获得频移后的信号;

[0067] 滤波模块,用于对频移后的信号进行滤波处理;

[0068] 降采样模块,用于从所述滤波模块的输出结果中抽取部分信号,恢复原始数据采样率对应的频谱成分,获得降采样结果;

[0069] 反向频移调节模块,用于对降采样结果进行反向频移调节;

[0070] 基线调节模块,用于对所述反向频移调节模块的输出结果进行基线调节后输出至显示器。

[0071] 上述各个功能模块所采用的结构和实现的方法可以参见上述相关说明,其与上述方法的对应步骤和上述应用于超声系统的信号处理装置的对应功能模块结构和实现方法相同。

[0072] 综上所述,本发明过采样模块按照系统要求的最高采样率的整数倍来完成对输入模拟信号的采样,频移模块按照显示频移的大小产生旋转指数表,对采样后的信号执行时序的调制,即频域的频移;为了防止抽取混叠,滤波模块过滤有用信号的带外干扰;完成抗混叠滤波器后,降低信号的采样率,完成整数倍的抽取,此时信号速率降为系统设计的采样率;根据频移值的大小,反向频移处理,恢复出信号原始的频谱成分;在显示时,按照频移的大小,将频谱分析后的数据移到合适的位置显示出来。

[0073] 本发明以过采样的方式来得到输入数据,根据降采样后基线频移量的大小,计算降采样前的频移量,然后对输入数据进行频移计算,抽取之前滤波,过滤掉带外干扰,抽取之后反向频移,以恢复原先信号的成分,该方法不仅抑制带外频谱成份混叠,同时保证不论是否调节基线,频谱黑线始终位于显示屏的上方以及下方,达到消除因调节基线产生的频谱黑线的目的。

[0074] 应当理解的是,对本领域普通技术人员来说,可以根据上述说明加以改进或变换,而所有这些改进和变换都本应属于本发明所附权利要求的保护范围。

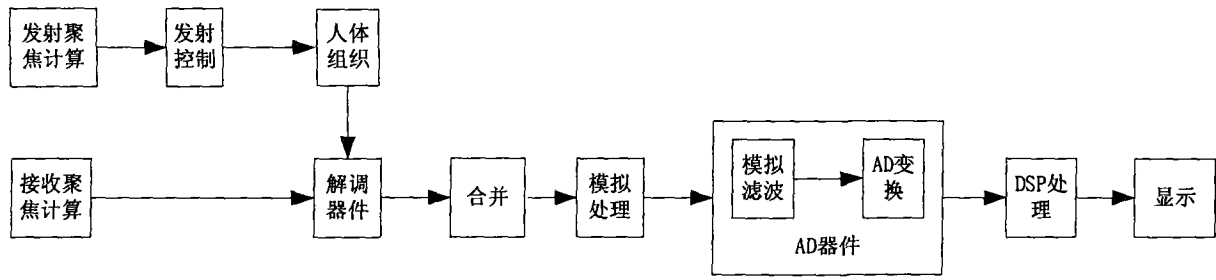


图 1

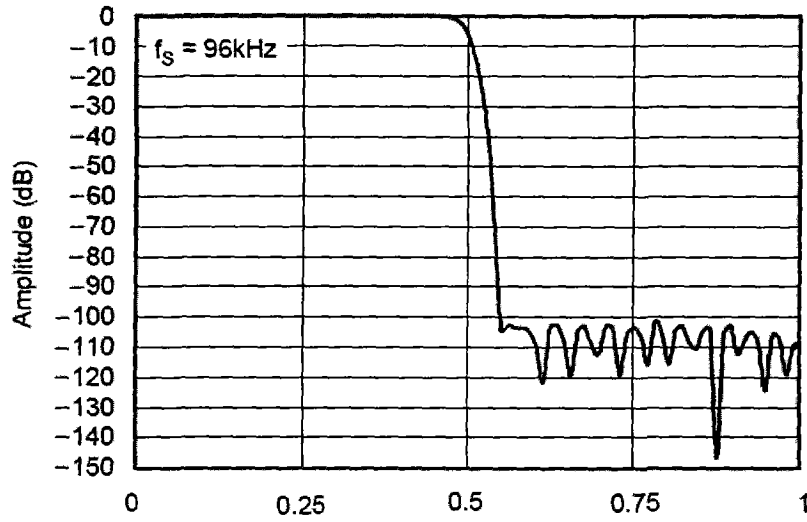


图 2

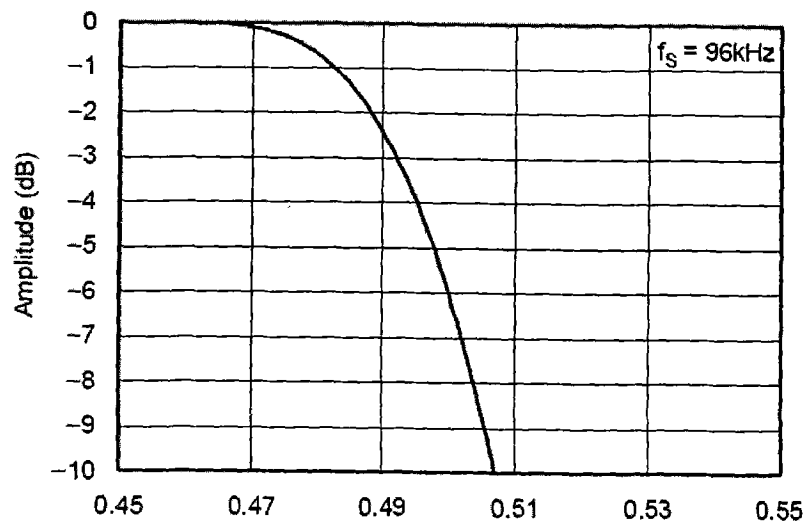


图 3

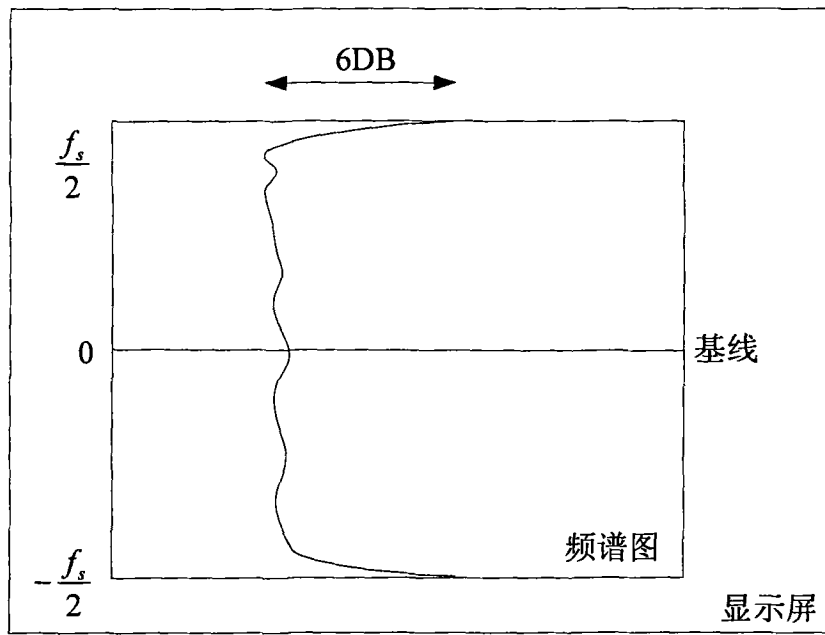


图 4

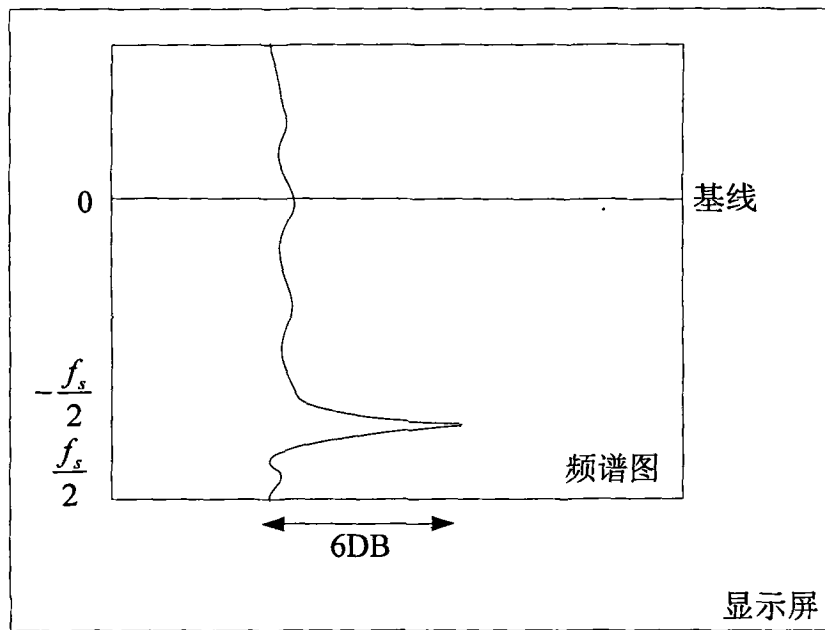


图 5

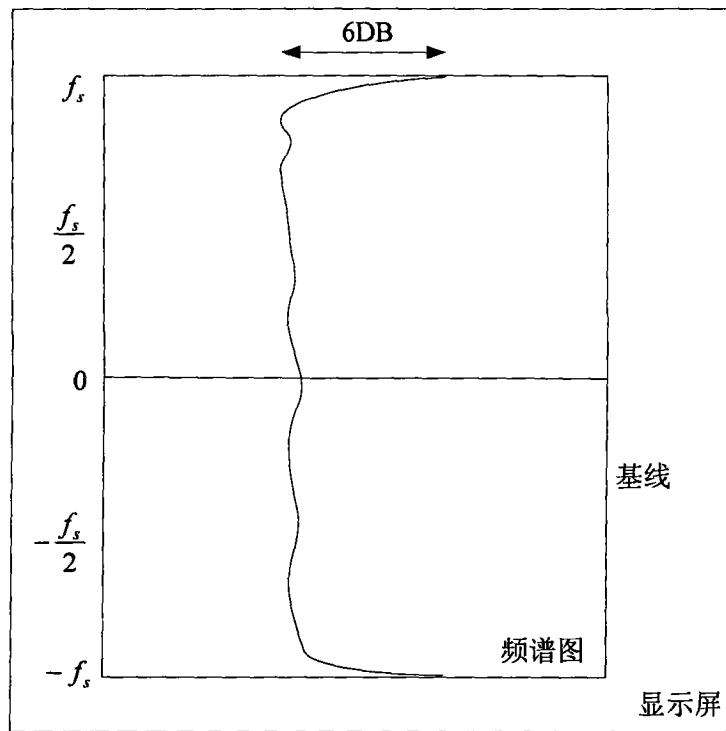


图 6

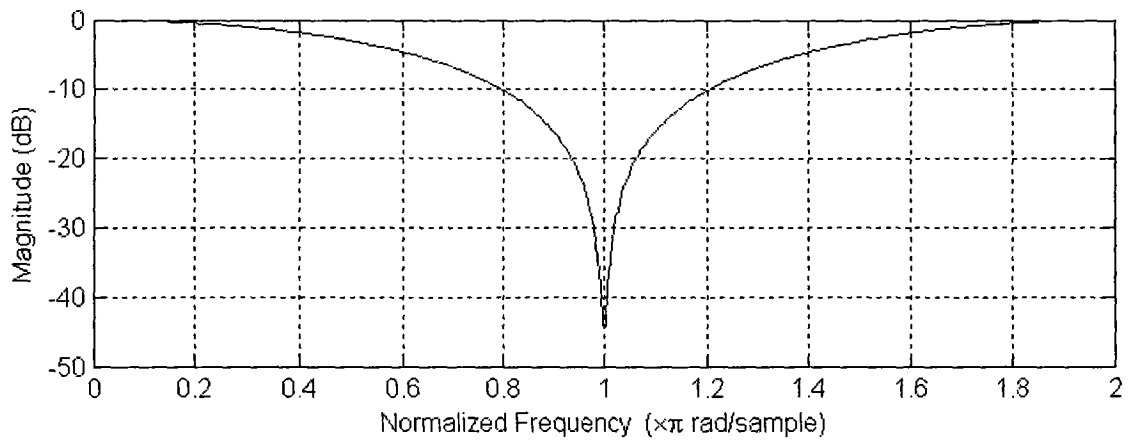


图 7

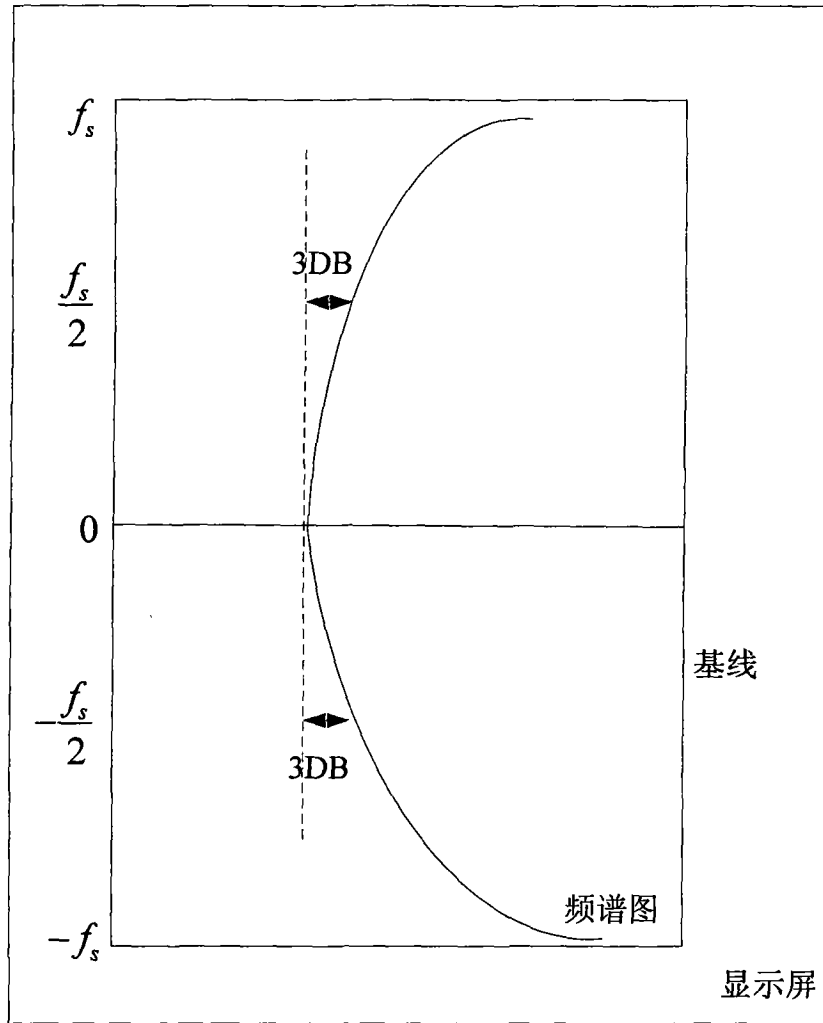


图 8

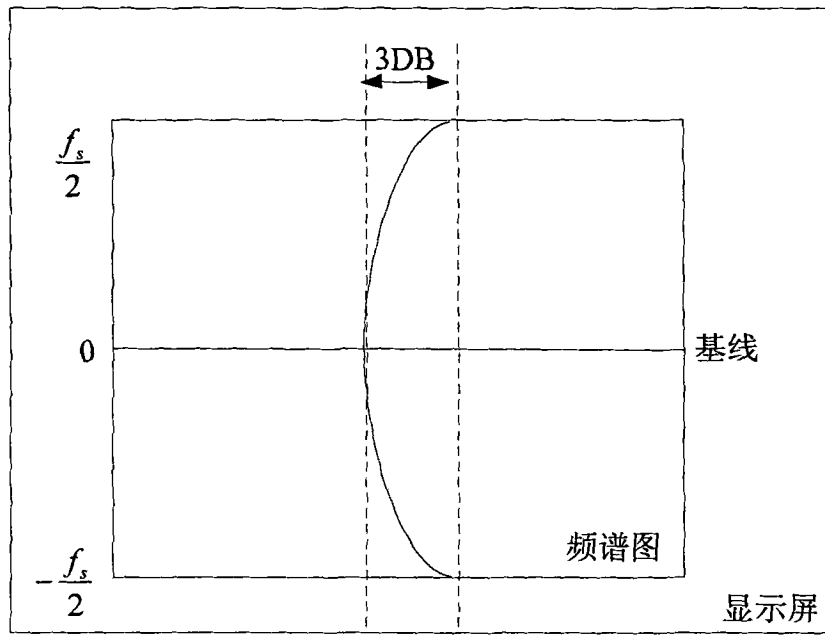


图 9

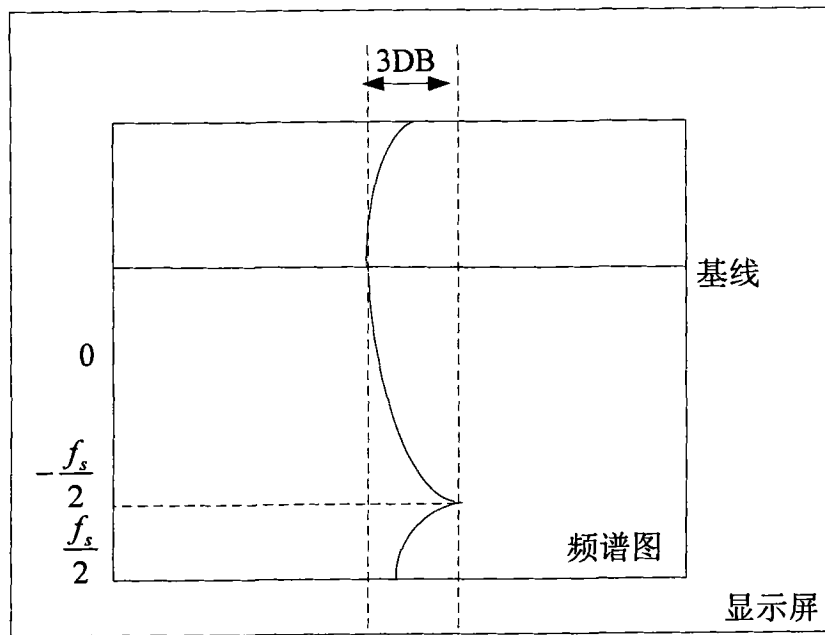


图 10

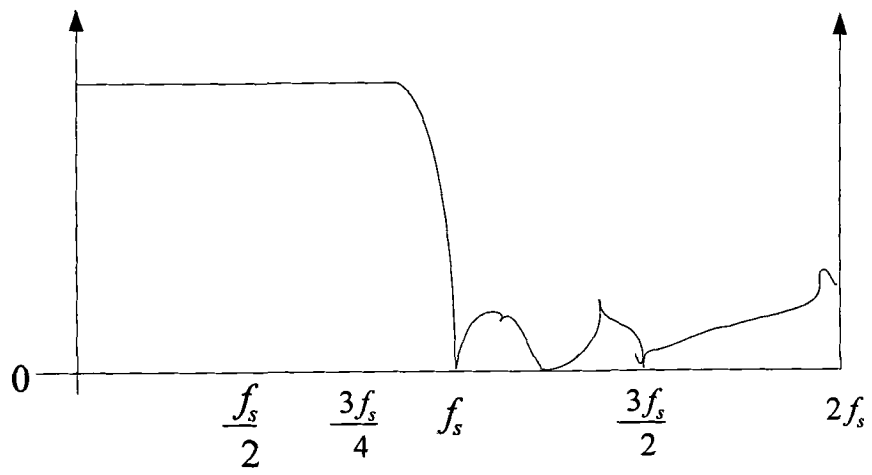


图 11

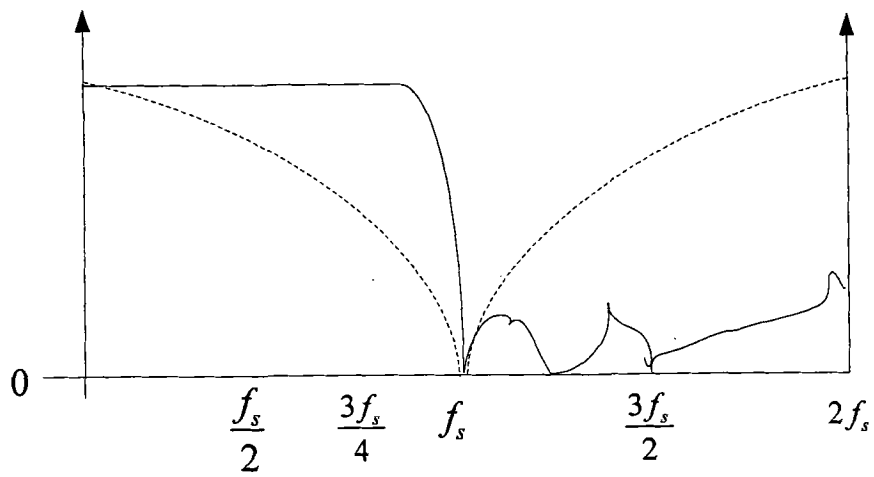


图 12

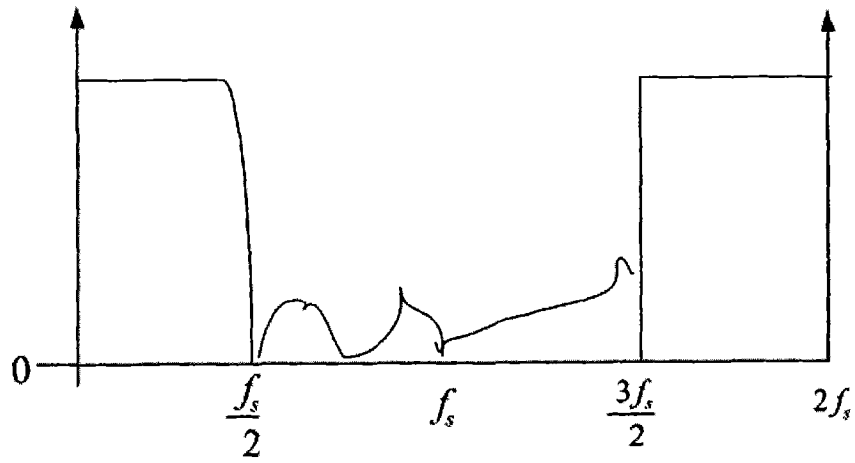


图 13

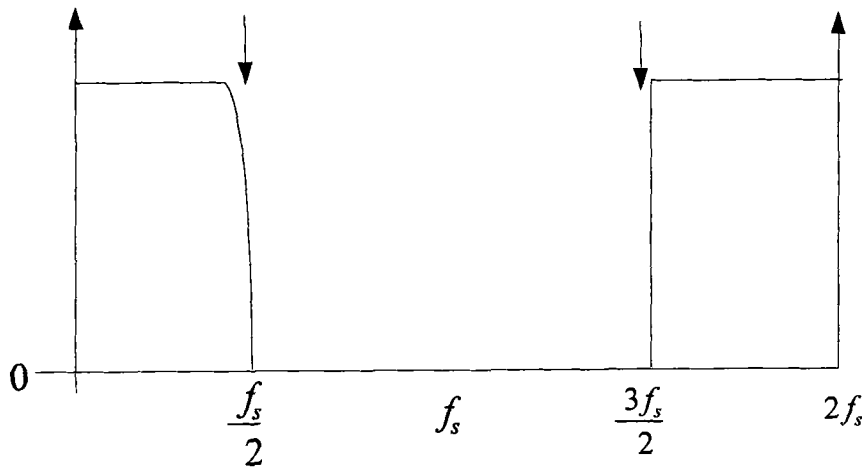


图 14

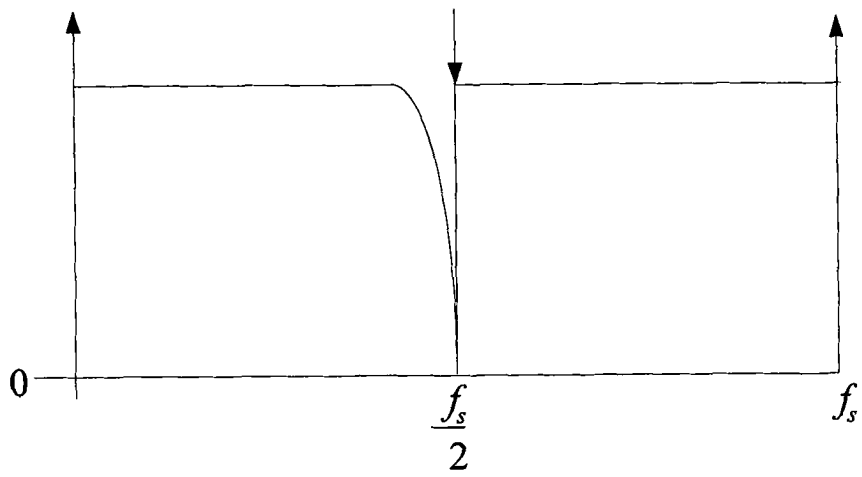


图 15

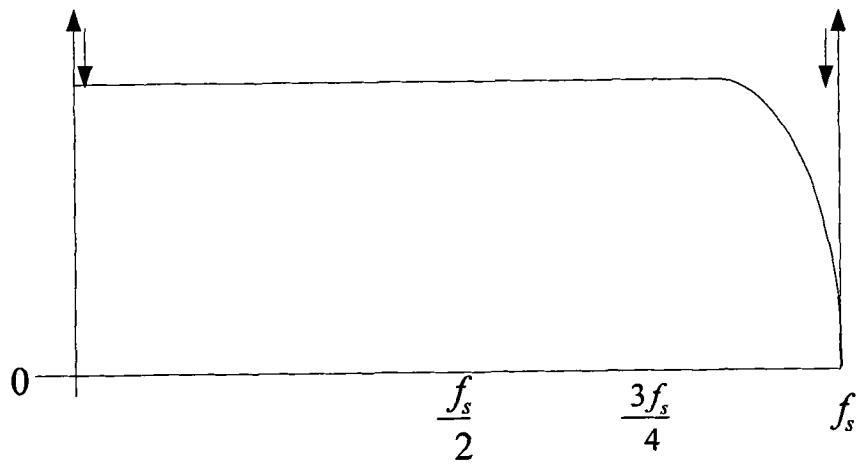


图 16

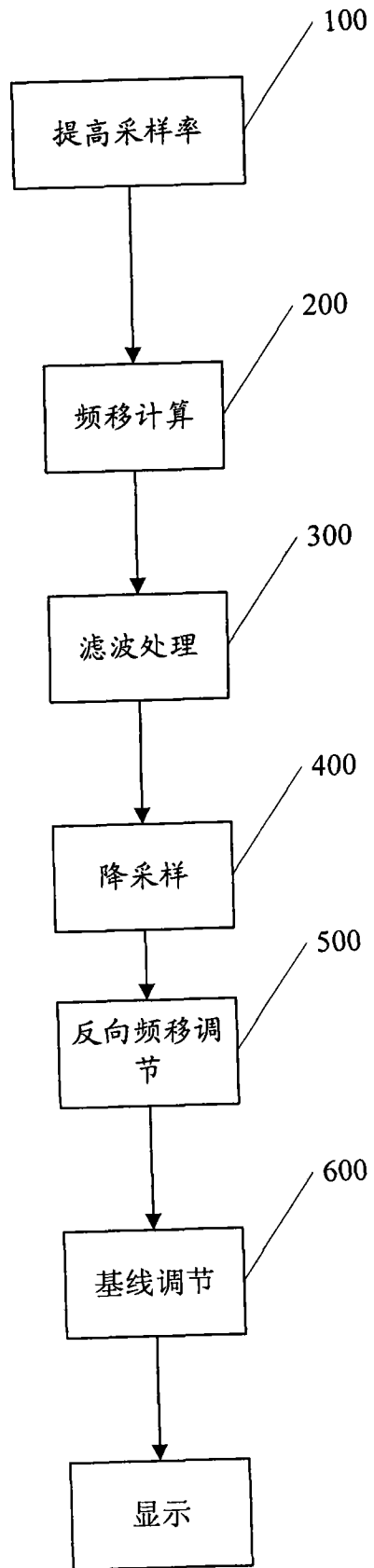


图 17

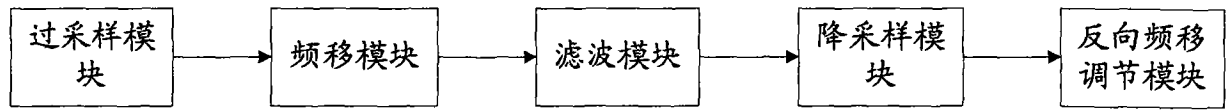


图 18

专利名称(译)	一种信号处理方法和装置及多普勒超声系统		
公开(公告)号	CN101991437A	公开(公告)日	2011-03-30
申请号	CN200910189727.8	申请日	2009-08-24
[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		
发明人	皮兴俊		
IPC分类号	A61B8/06		
代理人(译)	杨宏		
其他公开文献	CN101991437B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种信号处理方法和装置及多普勒超声系统，其将A/D采样器件的原始数据采样率提高整数倍，使其工作在过采样状态，获得过采样信号，根据超声系统基线的自动调整频移量，对所述过采样信号进行频移计算，获得频移后的信号；进行滤波处理；从滤波结果中抽取部分信号，恢复原始数据采样率对应的频谱成分，获得降采样结果；对降采样结果进行反向频移调节。本发明可消除AD器件引起的频谱黑线，且去除过采样引起的噪声干扰。

