



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101138507 B

(45) 授权公告日 2010.05.12

(21) 申请号 200610062498.X

(22) 申请日 2006.09.05

(73) 专利权人 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 张羽

(74) 专利代理机构 深圳市睿智专利事务所
44209

代理人 陈鸿荫 林青

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006.01)

G01S 7/52 (2006.01)

G01S 15/58 (2006.01)

(56) 对比文件

US 5935074 A, 1999.08.10, 全文.

US 6296612 B1, 2001.10.02, 全文.

JP 特開 2005-46194 A, 2005.02.24, 全文.

US 6577967 B2, 2003.06.10, 全文.

审查员 马薇

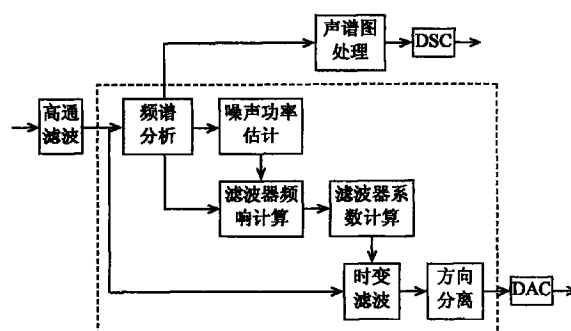
权利要求书 2 页 说明书 5 页 附图 3 页

(54) 发明名称

多普勒血流声音信号的处理方法及装置

(57) 摘要

一种多普勒血流声音信号的处理方法及装置,用于超声诊断系统中,对射频超声回波信号经处理后获得的正交多普勒信号进行降噪处理。所述方法包括步骤:对所述正交多普勒信号进行频谱分析,获得该信号的功率谱;由所述正交多普勒信号的功率谱估计噪声平均功率;设置噪声抑制数字滤波器,由所述功率谱和噪声平均功率来确定该滤波器的滤波器系数;利用所述噪声抑制滤波器对所述正交多普勒信号进行时变滤波降噪。为了提高处理的实时性,所述滤波器系数还可以是由根据所述功率谱和噪声平均功率确定的频率响应函数经降采样处理后求得的。采用本发明,便于取得较好的背景噪声实时抑制效果,并提高系统的实时性和鲁棒性。



1. 一种多普勒血流声音信号的处理方法,用于超声诊断系统中,对射频超声回波信号经处理后获得的正交多普勒信号 $x(t)$ 进行降噪处理,包括步骤:

A. 对所述正交多普勒信号 $x(t)$ 进行频谱分析,获得该信号的功率谱 $P_x(f)$;

其特征在于,还包括步骤:

B. 由所述信号功率谱 $P_x(f)$ 估计噪声平均功率 N ;

C. 设置噪声抑制数字滤波器,先由所述功率谱 $P_x(f)$ 和噪声平均功率 N 来确定所述噪声抑制数字滤波器的频率响应函数 $H(f)$,再根据该函数 $H(f)$ 通过反傅立叶变换来求该滤波器的滤波器系数 $h(n)$;所述频率响应函数 $H(f)$ 确定为:

$$H(f) = \frac{\max\{P_x(f) - kN, Th(f)\}}{P_x(f)}, \text{其中, } k \text{ 为预定的系数, } Th(f) \text{ 为预定的阈值};$$

D. 利用所述噪声抑制数字滤波器对所述正交多普勒信号 $x(t)$ 进行滤波降噪。

2. 根据权利要求1所述多普勒血流声音信号的处理方法,其特征在于,步骤B中对所述噪声平均功率 N 的估计是:

对于脉冲波多普勒系统,预先设定一个采样门宽度,检测无运动目标情况下的多普勒信号,并计算功率谱,该功率谱的均值即估计为所述噪声平均功率 N ;对于连续波多普勒系统,预先检测无运动目标情况下的多普勒信号,并计算功率谱,该功率谱的均值即估计为所述噪声平均功率 N ;

或者通过查找预先测量并设置的参数表来获得该噪声平均功率 N 。

3. 根据权利要求1所述多普勒血流声音信号的处理方法,其特征在于,步骤B中,对所述噪声平均功率 N 的估计包括步骤:

b1. 实时估计所述正交多普勒信号 $x(t)$ 的最大频率;

b2. 对大于该最大频率的功率谱分量求均值;

b3. 利用有限冲激响应滤波器或者无限冲激响应滤波器对同时刻的所述均值进行平滑,得到所述噪声平均功率 N 。

4. 根据权利要求1所述多普勒血流声音信号的处理方法,其特征在于:

所述阈值 $Th(f)$ 为所述功率谱 $P_x(f)$ 的函数。

5. 根据权利要求1所述多普勒血流声音信号的处理方法,其特征在于,所述滤波器系数 $h(n)$ 是由所述频率响应函数 $H(f)$ 经降采样处理后求得的,包括:

设置一个采样率,对所述频率响应函数 $H(f)$ 进行重采样的步骤;

对所述重采样后的频率响应函数进行反傅立叶变换,获得所述滤波器系数 $h(n)$ 的步骤。

6. 根据权利要求1所述多普勒血流声音信号的处理方法,其特征在于,还包括步骤:

E. 将滤波降噪后的正交多普勒信号 $x(t)$ 进行血流方向分离,分别获得正向和反向的多普勒血流信号,并送往扬声器。

7. 根据权利要求1所述多普勒血流声音信号的处理方法,其特征在于,

所述步骤A还包括:对所述正交多普勒信号 $x(t)$ 进行血流方向分离,以分别获得正向和反向的多普勒血流信号;

所述步骤C中的噪声抑制数字滤波器为两个具有实系数的滤波器,先由所述功率谱 $P_x(f)$ 和噪声平均功率 N 确定所述频率响应函数,分别对所述频率响应函数的正频率分量

和负频率分量经反傅立叶变换获得的复系数取实部得到所述两个实系数；

从而步骤 D 中,利用所述两个滤波器分别对所述正反向多普勒血流信号进行滤波降噪。

8. 一种多普勒血流声音信号的处理装置,用于超声诊断系统中,对射频超声回波信号经处理后获得的正交多普勒信号进行降噪处理,包括频谱分析单元,用于对所述正交多普勒信号进行频谱分析以获得信号的功率谱;其特征在于,还包括:

噪声功率估计单元,用于由所述功率谱来估计所述多普勒信号中的噪声平均功率;

时变数字滤波单元,用于对所述多普勒信号进行时变滤波降噪;

滤波器系数计算单元,用于由所述功率谱和噪声平均功率计算出所述时变数字滤波单元随时间变化的滤波器系数;

方向分离单元,用于将滤波降噪后的多普勒信号分解为正向和反向血流的多普勒声音信号;所述滤波器系数计算单元还包括滤波器频率响应函数计算单元,用于由所述功率谱和噪声平均功率按

$$H(f) = \frac{\max\{P_x(f) - kN, Th(f)\}}{P_x(f)}$$

来计算出频率响应函数 $H(f)$,进而由所述频率响应函

数 $H(f)$ 通过反傅立叶变换计算出所述滤波器系数;其中 $P_x(f)$ 代表所述功率谱, N 代表所述噪声平均功率, k 为预定的系数, $Th(f)$ 为预定的阈值。

多普勒血流声音信号的处理方法及装置

[0001] 技术领域本发明涉及超声技术,尤其涉及医疗超声扫描中的信号处理,特别是涉及多普勒血流声音信号处理的方法及装置。

[0002] 背景技术频谱多普勒技术被广泛用于血管内血流速度的无损检测和测量。射频电信号经超声发射换能器转变为声信号后,入射到人体内。超声信号遇到人体细胞(组织细胞或者血细胞)将发生散射,部分散射信号到达接收换能器,被该换能器转变为电信号。接收到的微弱信号经过低噪声放大、正交解调、低通滤波,得到两路音频正交多普勒信号。由于组织和血管壁回波具有比血细胞回波大得多的散射幅度,获得的正交多普勒信号往往要先通过一个高通滤波器(又称壁滤波器),以滤除频率极低的大量大幅度组织和管壁回波信号。对滤波后的多普勒信号进行傅立叶变换来计算该信号的功率谱,再由不同时刻多普勒信号的功率谱获得该多普勒信号的声谱图,送往显示系统进行显示处理。同时,所述正交多普勒信号还经过方向分离,以获得分别对应于正向血流和反向血流的音频多普勒信号,并分别送往立体声扬声器的左、右声道进行输出。另外,还可以在所述声谱图上提取平均频率曲线、最大频率曲线,并从中计算出一些重要的临床诊断参数。

[0003] 图1示意了包括上述多普勒处理单元的超声诊断成像系统框图。射频超声回波信号经过波束合成后进行正交解调获得I、Q正交多普勒信号。当系统同时工作在二维成像模式和频谱多普勒模式的时候,多普勒信号存在间隙,需经过间隙填充以获得连续的频谱显示和声音输出。高通滤波后的信号经过频谱分析获得多普勒信号的声谱图,由声谱图上提取最大频率、平均频率等曲线,并从中估计出一些重要的临床诊断参数,所述声谱图和最大频率曲线等参数经DSC扫描变换后送显示器实时显示。高通滤波后信号经血流方向分离而获得的正、反向血流多普勒信号,则经DAC的数模转换后送往扬声器。

[0004] 事实上,经放大电路处理后,系统在增大所述接收的血细胞散射回波信号幅度的同时,也引入了大量的噪声。该噪声在多普勒信号频带范围内往往被认为是白噪声。随着检测深度的增加,散射回波信号幅度降低,将降低声谱图的图像质量和音频多普勒信号的声音质量。其中对于声谱图显示,可以通过手动或者自适应调整噪声阈值,小于该阈值的谱分量不被显示,来实现显示优化;而对于声音信号则无法通过简单的时域高通或者低通滤波方法来去除背景噪声的干扰。

[0005] 在美国专利US 6,251,077中Mo等人提出了一种降低多普勒音频输出中噪声的方法和装置。其方法的基本原理是:对多普勒信号进行FFT(即,快速傅立叶变换)频谱分析,从获得的功率谱中提取出最大频率,再根据该最大频率设定一个频率作为低通滤波器的截止频率,对多普勒信号进行频域或者时域的低通滤波。分别对正频率分量和负频率分量进行IFFT(即,反傅立叶变换)重构,得出正、反向血流的多普勒信号,送往扬声器输出。该方法的不足之处在于,降噪效果对最大频率的估计精度具有很高依赖性,即当最大频率估计误差较大时,扬声器输出的声音会有较大的畸变。

[0006] 另外,在IEEE文献“Trans Ultrason Ferroelec Freq Contr”2001年第3卷709-716页《基于小波框架的多普勒超声信号降噪》,2003年第5卷561-564页《基于小波框架的正交多普勒信号降噪》,及2005年第10卷1861-1868页《利用基于Gabor变换的谱

减法对多普勒超声信号进行频谱增强处理》中,本发明人提出利用未降采样的小波变换,在时间尺度域进行噪声抑制的方法和利用 Gabor 变换和 Gabor 展开进行多普勒信号背景噪声抑制的方法。但所述方法不足之处在于实时应用时会存在一些问题,从而增加系统成本,实用性低。

[0007] 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多普勒血流声音信号的处理方法及装置,用于实时抑制多普勒声音信号中的背景噪声,增强系统的实时性和鲁棒性。

[0008] 本发明为解决上述技术问题而提出的技术方案是,提供一种多普勒血流声音信号的处理方法,用于超声诊断系统中,对射频超声回波信号经处理后获得的正交多普勒信号 $x(t)$ 进行降噪处理,包括步骤

[0009] A. 对所述正交多普勒信号 $x(t)$ 进行频谱分析,获得该信号的功率谱 $P_x(f)$;尤其是,还包括步骤:

[0010] B. 由所述信号功率谱 $P_x(f)$ 估计噪声平均功率 N ;

[0011] C. 设置噪声抑制数字滤波器,先由所述功率谱 $P_x(f)$ 和噪声平均功率 N 来确定所述噪声抑制数字滤波器的频率响应函数 $H(f)$,再根据该函数 $H(f)$ 通过反傅立叶变换来求该滤波器的滤波器系数 $h(n)$;所述频率响应函数 $H(f)$ 确定为:

$$[0012] \quad H(f) = \frac{\max\{P_x(f) - kN, Th(f)\}}{P_x(f)}, \text{其中, } k \text{ 为预定的系数, } Th(f) \text{ 为预定的阈值};$$

[0013] D. 利用所述噪声抑制数字滤波器对所述正交多普勒信号 $x(t)$ 进行滤波降噪。

[0014] 这样,可以满足不同时刻更有效的噪声抑制要求。

[0015] 上述方案中,所述滤波器系数 $h(n)$ 是由所述频率响应函数 $H(f)$ 经降采样处理后求得的,包括:设置一个采样率,对所述频率响应函数 $H(f)$ 进行重采样的步骤;对所述重采样后的频率响应函数进行反傅立叶变换,获得所述滤波器系数 $h(n)$ 的步骤。

[0016] 从而,便于提高系统数据处理的实时性。

[0017] 本发明为解决上述技术问题而提出的技术方案又是,提供一种多普勒血流声音信号的处理装置,用于超声诊断系统中,对射频超声回波信号经处理后获得的正交多普勒信号进行降噪处理,包括频谱分析单元,用于对所述正交多普勒信号进行频谱分析以获得信号的功率谱;尤其是,还包括噪声功率估计单元,用于由所述功率谱来估计所述多普勒信号中的噪声平均功率;时变数字滤波单元,用于对所述多普勒信号进行时变滤波降噪;滤波器系数计算单元,用于由所述功率谱和噪声平均功率计算出所述时变数字滤波单元随时间变化的滤波器系数;方向分离单元,用于将滤波降噪后的多普勒信号分解为正向和反向血流的多普勒声音信号;所述滤波器系数计算单元还包括滤波器频率响应函数计算单元,用于由所述功率谱和噪声平均功率按

$$[0018] \quad H(f) = \frac{\max\{P_x(f) - kN, Th(f)\}}{P_x(f)} \text{ 来计算出频率响应函数 } H(f), \text{进而由所述频率响}$$

应函数 $H(f)$ 通过反傅立叶变换计算出所述滤波器系数;其中 $P_x(f)$ 代表所述功率谱, N 代表所述噪声平均功率, k 为预定的系数, $Th(f)$ 为预定的阈值。

[0019] 采用上述各技术方案,便于取得较好的背景噪声抑制效果,并提高系统的实时性

和鲁棒性,同时使系统的实现具有低成本优势。

[0020] 附图说明图 1 是现有超声诊断成像系统的多普勒处理单元组成框图

[0021] 图 2 是本发明多普勒声音信号处理示意框图

[0022] 图 3 是本发明噪声抑制滤波器频率响应函数计算示意图

[0023] 图 4 是图 2 中的正反向血流信号分离方法示意图

[0024] 图 5 是本发明多普勒血流信号不同时刻噪声抑制试验效果示意图

[0025] 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。

[0026] 参考图 2,本发明多普勒声音信号处理过程包括步骤:

[0027] A. 对射频超声回波信号经处理后获得的正交多普勒信号 $x(t)$ 进行频谱分析,获得该信号的功率谱 $P_x(f)$;

[0028] B. 由所述信号功率谱 $P_x(f)$ 估计噪声平均功率 N ;

[0029] C. 设置噪声抑制数字滤波器,由所述功率谱 $P_x(f)$ 和噪声平均功率 N 来确定该滤波器的滤波器系数 $h(n)$;

[0030] D. 利用所述噪声抑制滤波器对所述正交多普勒信号 $x(t)$ 进行滤波降噪。

[0031] 其中,步骤 A 中的频谱分析可以采用传统的快速傅立叶变换 (FFT) 来计算,也可以采用一些现代谱估计方法,如自回归谱估计方法等,因其属于现有技术,不在此赘述。

[0032] 通常超声多普勒系统中存在的噪声被认为是高斯白噪声,且该噪声功率由前端放大器决定,因此对于同一系统的不同时刻,该噪声功率应具有基本相同的数值。因此,步骤 B 中的噪声平均功率 N 估计可以采用实际测量的方法:对于脉冲波 (PW) 多普勒系统,脉冲回波信号经过正交解调后进行距离累积,获得的信号除了可能存在由静止目标引起的一个直流电平外,基本上都是噪声信号,对该噪声信号进行功率谱计算,并计算该功率谱的均值就可以获得噪声平均功率的估计;因为距离累积的长度与采样门宽度成正比,距离累积相当于对噪声信号进行了平均,故随着采样门宽度增大,噪声的平均功率随之减小。对不同的采样门宽度可以获得不同的噪声平均功率。为此,临床检测时,可以根据实际需要预先设定一个采样门宽度,检测无运动目标情况下的脉冲回波信号,并计算功率谱的均值,估计为所述噪声平均功率 N 。对于连续波 (CW) 多普勒系统,由于不存在采样门和距离累积,预先检测无运动目标情况下的多普勒信号,并计算功率谱的均值,可以获得一个固定的噪声平均功率估计 N 。实际应用中为方便起见,系统可以在测量获得上述不同采样门宽度下噪声平均功率估计值的基础上,通过查表获得当前采样门宽度下的噪声平均功率。

[0033] 此外,所述噪声平均功率 N 估计还可以采用在线实时估计方法。因为多普勒血流信号最大频率对应着所检测到的血流最大流速,所以大于该频率的功率谱分量都是噪声频率分量。这样可以实时估计所述正交多普勒信号 $x(t)$ 的最大频率,对大于该最大频率的功率谱分量求均值,从而获得不同时刻的噪声平均功率估计。由于声谱图上不同时刻噪声频率点的个数不同,且数目较少,由此获得的估计值存在较大的随机性,因此利用 FIR(finite impulse response,有限冲击响应) 或者 IIR(infinite impulse response,无限冲击响应) 滤波器对不同时刻的所述均值进行平滑,即可以获得较准确的噪声平均功率估计 N 。其中声谱图上最大频率的实时估计方法可以选用现有的多种估计方法,如百分比法、过阈值法、几何法、自适应过阈值法,等等。

[0034] 由于血流信号和噪声通常认为是统计独立的,因此在获得噪声的平均功率估计值

后,可以先由所述功率谱 $P_x(f)$ 和噪声平均功率 N 确定所述噪声抑制滤波器的频率响应函数 $H(f)$;再根据该函数 $H(f)$ 来求所述滤波器系数 $h(n)$ 。

[0035] 其中,频率响应函数可以参照维纳滤波器的设计方法来获得。维纳滤波器的传递函数定义为

$$[0036] \quad H(f) = \frac{P_s(f)}{P_x(f)}$$

[0037] 其中 $P_s(f)$ 为不含噪声的多普勒信号功率谱, $P_x(f)$ 为带噪声的所述正交多普勒信号功率谱。对于未知系统的随机信号通常无法从理论求解上 $P_s(f)$,但当系统只存在白噪声时,在获得噪声平均功率估计后,可以估计出信号的功率谱为

$$[0038] \quad P_s(f) = P_x(f) - N$$

[0039] 其中 N 为噪声平均功率。类似于维纳滤波器的设计方法,本发明中用于噪声抑制的滤波器频率响应函数定义为

$$[0040] \quad H(f) = \frac{\max\{P_x(f) - kN, Th(f)\}}{P_x(f)}$$

[0041] 其中 k 为预定系数,该系数通常大于 1,用于表示噪声抑制的调节程度,即 k 越大,噪声抑制更多,同时信号也有可能损失更多,因此 k 可以根据实际信号的信噪比情况设定,信噪比较大时, k 可以取较大的数值,而信噪比较小时, k 需要选取较小的数值,对于多普勒血流信号的降噪, k 取 3 左右的数值一般就能满足实际应用要求; $Th(f)$ 为设定的阈值。这样当 $P_x(f) - kN$ 小于该预定阈值时,频率响应函数 $H(f)$ 等于 $Th(f)/P_x(f)$,否则 $H(f) = 1 - kN/P_x(f)$ 。为简单起见,阈值 $Th(f)$ 可定义为

$$[0042] \quad Th(f) = k' P_x(f)$$

[0043] 即该阈值与多普勒信号功率谱 $P_x(f)$ 成正比, k' 为大于 0 而小于 1 的一个系数。从而所述

$$[0044] \quad H(f) = \max\left\{\frac{P_x(f) - kN}{P_x(f)}, k'\right\}$$

[0045] 即噪声抑制滤波器频率响应函数的数值区间为 $[k', 1]$ 。由上述函数式可见,当信号功率远大于噪声功率时, $H(f)$ 接近 1,即认为此时信号幅度很大,包含的噪声可以忽略,因此信号分量基本不被抑制,幅度不失真的通过;当信号功率与噪声功率相当的时候, $H(f)$ 等于 k' 或者接近 k' 的一个小数,此时信号分量被衰减后输出。图 3 示意了不同信号的功率幅度所对应频率响应函数如上所述的输出情况。

[0046] 所述滤波器系数 $h(n)$ 可以根据所述频率响应函数 $H(f)$,利用反傅立叶变换 (IFFT) 来求得,此时得到的是一个 FIR 滤波器的复系数,且获得的滤波器抽头数与功率谱的长度相等(频谱分析的结果通常包含 256 个频率点),因而若直接利用该滤波器对多普勒信号进行滤波将会需要较大的计算量,而且当每次谱更新所用的数据量较少时,FIR 滤波器存在的暂态响应将影响噪声抑制的效果。为了减小上述影响,本发明方法还可以对获得的滤波器频率响应函数 $H(f)$ 进行降采样,例如经过 4 倍降采样来获得 64 点 FIR 滤波器的系数。实验证明,该滤波器的长度基本不影响噪声抑制的效果,暂态响应引起的干扰也可以忽略。因此步骤 C 还包括设置一个采样率,对所述频率响应函数 $H(f)$ 进行重采样的步骤,和对所述重采样后的频率响应函数进行反傅立叶变换,获得所述滤波器系数 $h(n)$ 的步骤。

[0047] 这样,系统利用上述方法获得时变 FIR 滤波器的复系数后,再对高通滤波后的正交多普勒信号进行滤波,滤波器的系数在每一次谱线计算后进行更新,就能根据当前血流信号的频率和幅度作出自适应的调整,从而对血流信号中的背景噪声进行有效的抑制。

[0048] 经过噪声抑制的信号可以进一步做血流方向分离,分别获得正向和反向的多普勒血流信号,并送到立体声扬声器的左右声道进行播放。血流方向分离的方法可以采用传统的 Hilbert 滤波的方法,如图 4 所示。因其属于现有技术,不在此赘述。

[0049] 作为对上述实施例的等同替换,所述滤波器系数 $h(n)$ 还可以采用实系数,即实施例之二是,设置两个具有实系数的噪声抑制数字滤波器,分别对正向和反向血流多普勒实信号进行时变滤波降噪后送往扬声器。所述实系数是在步骤 C 中,分别对所述频率响应的正频率分量和负频率分量经 IFFT 变换获得的复系数取实部而得。因此相应地,所述正交多普勒信号的方向分离处理(以获得正向和反向的血流信号)将在上述实系数计算处理之前进行。

[0050] 本发明方法可以利用软件来实现,也可以利用硬件例如 FPGA(Field Programmable Gate-Array 现场可编程门阵列)或 ASIC(Application Specific Integrate Circuit 专用集成电路)来实现,从而用于嵌入式系统的实时处理,具有较低的成本。基于这些硬件实现,本发明处理装置如图 2 所示,包括频谱分析单元,用于对所述正交多普勒信号进行频谱分析以获得信号的功率谱;噪声功率估计单元,用于由所述功率谱来估计所述多普勒信号中的噪声平均功率;时变数字滤波单元,用于对所述多普勒信号进行时变滤波降噪;滤波器系数计算单元,用于由所述功率谱和噪声平均功率计算出所述时变数字滤波单元随时间变化的滤波器系数;方向分离单元,用于将所述滤波降噪后的多普勒信号分解为正向和反向血流的多普勒声音信号。其中,所述滤波器系数计算单元还包括滤波器频率响应函数计算单元,用于由所述功率谱和噪声平均功率计算出频率响应函数,进而由所述频率响应函数计算出所述滤波器系数。

[0051] 本发明经试验验证,在彩色多普勒诊断系统中可以明显地改善多普勒声音信号的输出。图 5 是其效果示意图。其中横坐标为不同时刻谱线的索引(总共显示 265 根谱线),纵坐标为频率点的索引(声谱图计算的点数为 256 点,降采样后的噪声抑制滤波器频率响应为 64 点),可见,原始信号(图 5a)中存在的大量背景噪声,经依本发明方法获得的噪声抑制滤波器(图 5b,为该滤波器经 4 倍降采样后获得的频率响应函数)的降噪处理后,如图 5c 所示,信号分量基本保持不变,而噪声分量则被大幅度衰减。

[0052] 利用所述经过噪声抑制的信号,还可以再次进行频谱分析,进行声谱图计算,获得的声谱图中上将只剩下真正的血流信号分量,背景噪声基本被抑制,从而优化谱图显示。

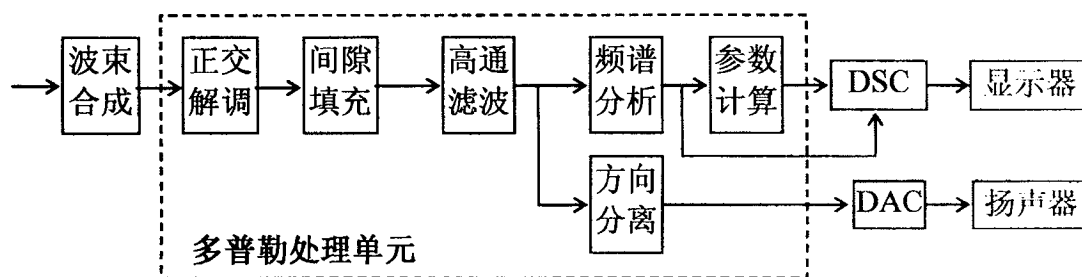


图 1

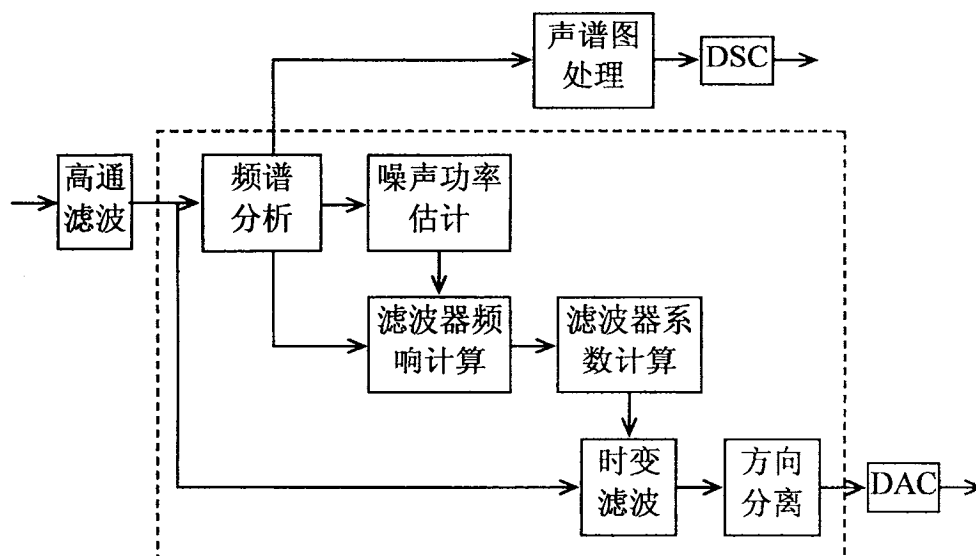


图 2

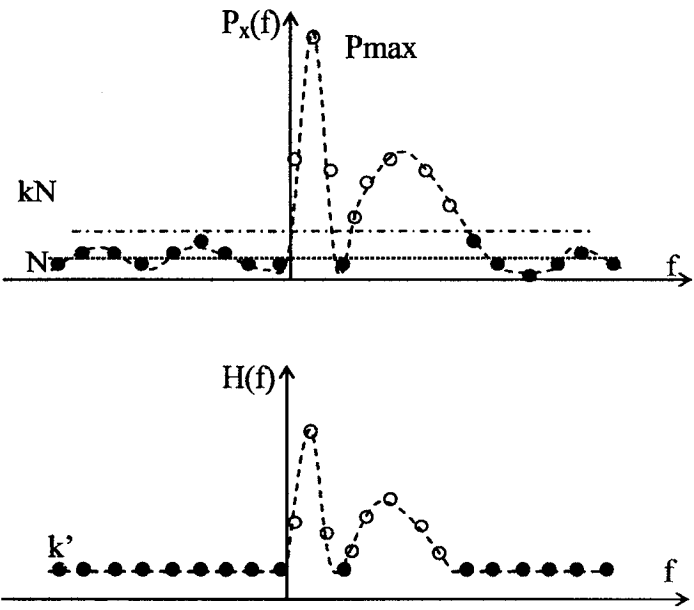


图 3

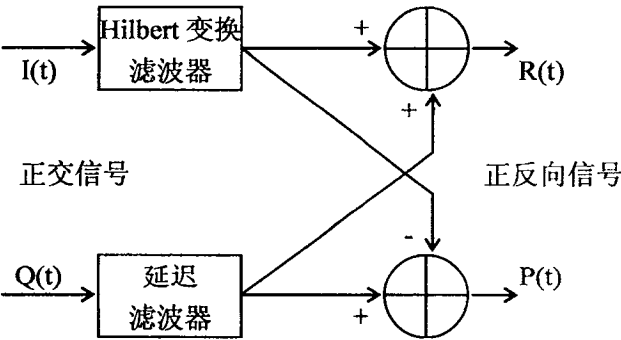


图 4

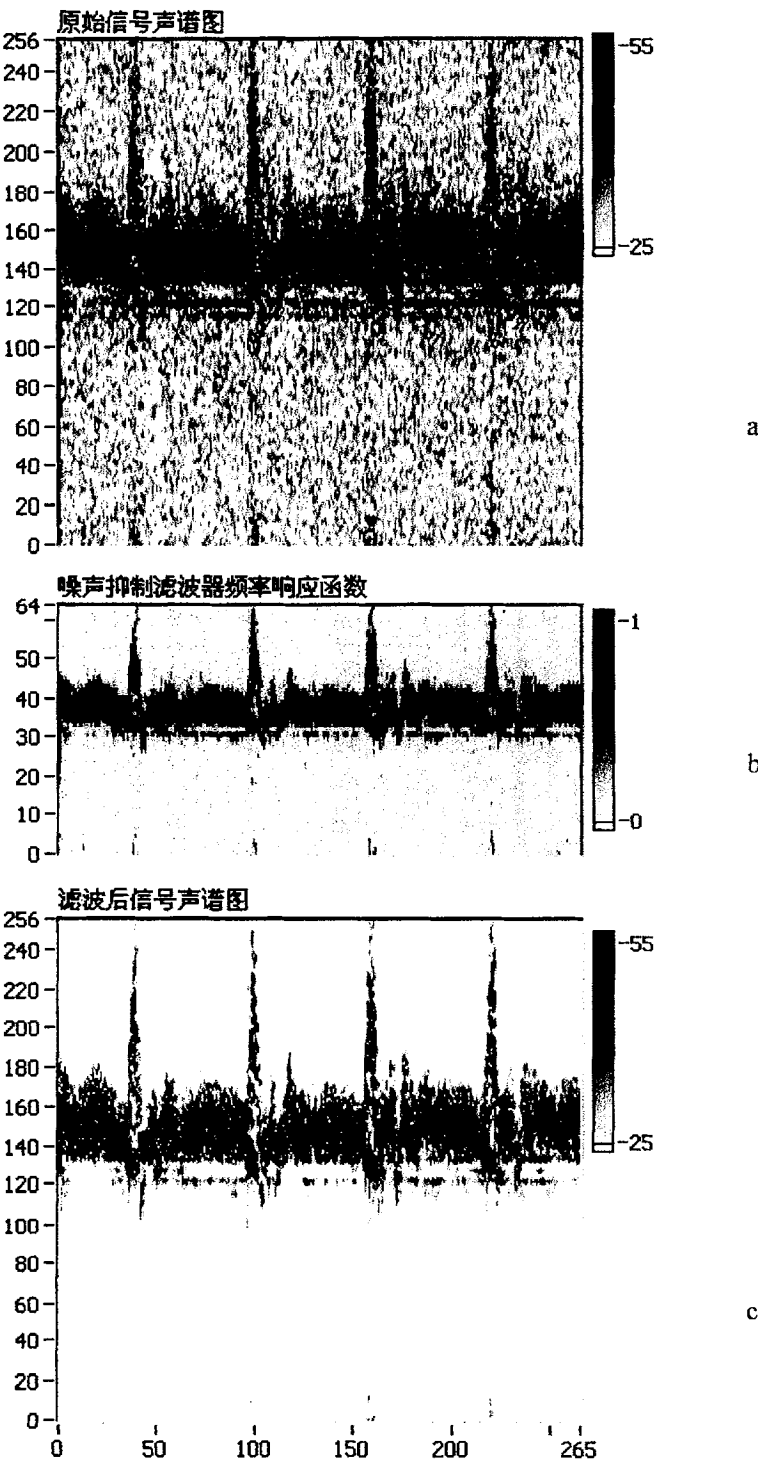


图 5

专利名称(译)	多普勒血流声音信号的处理方法及装置		
公开(公告)号	CN101138507B	公开(公告)日	2010-05-12
申请号	CN200610062498.X	申请日	2006-09-05
[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)	北京深迈瑞医疗电子技术研究院有限公司		
[标]发明人	张羽		
发明人	张羽		
IPC分类号	A61B8/06 G01S7/52 G01S15/58		
CPC分类号	G01S15/8979 G01S7/52077		
代理人(译)	林青		
审查员(译)	马薇		
其他公开文献	CN101138507A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种多普勒血流声音信号的处理方法及装置，用于超声诊断系统中，对射频超声回波信号经处理后获得的正交多普勒信号进行降噪处理。所述方法包括步骤：对所述正交多普勒信号进行频谱分析，获得该信号的功率谱；由所述正交多普勒信号的功率谱估计噪声平均功率；设置噪声抑制数字滤波器，由所述功率谱和噪声平均功率来确定该滤波器的滤波器系数；利用所述噪声抑制滤波器对所述正交多普勒信号进行时变滤波降噪。为了提高处理的实时性，所述滤波器系数还可以是由根据所述功率谱和噪声平均功率确定的频率响应函数经降采样处理后求得的。采用本发明，便于取得较好的背景噪声实时抑制效果，并提高系统的实时性和鲁棒性。

