



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101849841 B

(45) 授权公告日 2013. 03. 13

(21) 申请号 201010197977. 9

(22) 申请日 2010. 06. 10

(73) 专利权人 复旦大学

地址 200433 上海市邯郸路 220 号

(72) 发明人 汪源源 尤伟

(74) 专利代理机构 上海正旦专利代理有限公司

31200

代理人 陆飞 盛志范

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

G06F 19/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1044899 A, 1990. 08. 29, 全文.

CN 1056046 A, 1991. 11. 13, 全文.

WO 2005/115248 A1, 2005. 12. 08, 全文.

审查员 伍新中

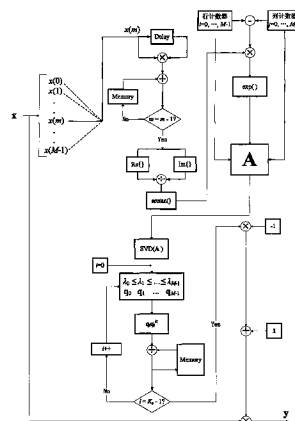
权利要求书 1 页 说明书 4 页 附图 3 页

(54) 发明名称

基于几何滤波器抑制超声彩色血流成像中杂波的方法

(57) 摘要

本发明属于超声彩色血流成像技术领域,具体为一种基于几何滤波器的杂波抑制方法。本方法先用自相关法估计出杂波运动速度;再根据杂波运动速度构造对应的高维空间椭圆表达式,并用解析几何的方法找出其主轴方向;最后用主轴方向构造杂波子空间,完成杂波抑制工作。本方法与传统的特征向量滤波器相比,无需构造自相关矩阵,且具有出色的空间自适应性能,能得到较完整的血流流速剖面,是彩色血流成像中一种高效实用的杂波抑制方法。



1. 一种基于几何滤波器抑制超声彩色血流成像中杂波的方法,其特征在于:先以自相关法估计杂波运动速度 ω_c ;接着用 ω_c 构造高维椭圆表达式的系数矩阵 A ;再利用奇异值分解找到 A 的特征向量,即为该高维椭圆的各主轴方向;最后可重建杂波子空间,得到滤波输出;其中:

所述以自相关法估计杂波运动速度 ω_c 的算式为:

$$\omega_c \approx \angle \left(\sum_{m=0}^{M-2} x^*(m)x(m+1) \right) \quad (1)$$

其中 $x(m)$ 为某一个采样容积内,解调后多普勒矢量信号的第 m 个采样值; M 为同一扫描线上的重复发射次数;上标 $*$ 表示共轭;符号 $\angle$ 表示取相角;

所述利用 ω_c 构造高维椭圆表达式的系数矩阵 A 的算式为:

$$A = \begin{bmatrix} M-1 & -\exp(-j\omega_c) & -\exp(-j2\omega_c) & \cdots & -\exp(-j(M-1)\omega_c) \\ -\exp(j\omega_c) & M-1 & -\exp(-j\omega_c) & \cdots & -\exp(-j(M-2)\omega_c) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots \\ -\exp(j(M-2)\omega_c) & \cdots & -\exp(j\omega_c) & M-1 & -\exp(-j\omega_c) \\ -\exp(j(M-1)\omega_c) & \cdots & -\exp(j2\omega_c) & -\exp(j\omega_c) & M-1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

其中 $\exp()$ 表示 e 指数函数; j 是虚数单位;

所述利用奇异值分解找到 A 的特征向量,并构造杂波子空间的算式为:

$$A = Q \Lambda Q^H$$

$$= \begin{bmatrix} | & | & & | \\ \mathbf{q}_0 & \mathbf{q}_1 & \cdots & \mathbf{q}_{M-1} \\ | & | & & | \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \lambda_0 & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & \lambda_1 & \ddots & \vdots \\ \vdots & \ddots & \ddots & 0 \\ 0 & \cdots & 0 & \lambda_{M-1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} | & | & & | \\ \mathbf{q}_0 & \mathbf{q}_1 & \cdots & \mathbf{q}_{M-1} \\ | & | & & | \end{bmatrix}^H \quad (3)$$

其中 Q 为特征向量矩阵,由 M 个特征向量 $\mathbf{q}_i$ 构成, $i = 0, 1, 2, \cdots, M-1$; Λ 为对角阵,对角线上的元素是 A 的 M 个特征值 λ_i , $i = 0, 1, 2, \cdots, M-1$;上标 H 表示共轭转置;

λ_0 至 λ_{M-1} 的顺序经过调整,其满足条件: $\lambda_0 \leq \lambda_1 \leq \cdots \leq \lambda_{M-1}$,且 $\mathbf{q}_0$ 至 $\mathbf{q}_{M-1}$ 的顺序应与其对应的特征值保持一致;

所述重建杂波子空间得到滤波输出的算式为:

$$\mathbf{y} = \mathbf{x} \left(\mathbf{I} - \sum_{i=0}^{K_c-1} \mathbf{q}_i \mathbf{q}_i^H \right) \quad (4)$$

其中矢量 $\mathbf{x}$ 和 $\mathbf{y}$ 分别为滤波器输入和输出; K_c 为人为设定的杂波子空间维数,取 1 或 2, $\mathbf{I}$ 为 $M \times M$ 的单位阵。

基于几何滤波器抑制超声彩色血流成像中杂波的方法

技术领域

[0001] 本发明属于超声彩色血流成像技术领域,具体为一种基于几何滤波器的杂波抑制方法。

背景技术

[0002] 超声彩色血流成像技术(CFI)能够显示待测剖面上的二维血流速度分布,具有实时、无损的特点,是临床诊断血管类病变的重要依据。CFI首先利用超声换能器沿某扫描线方向重复发射M次短脉冲(间隔为 T_{prf})。依次接收到的M段回波信号便携带了该扫描线上各深度处目标的速度信息。对回波信号进行解调等一系列处理后^[1]可得到该方向上的血流速度分布。最后将各条扫描线上的速度估计剖面按顺序排列,以伪彩色编码显示,就得到了整个二维剖面上的CFI图像。

[0003] 在接收的回波中除了红细胞的散射信号外,还包含了来自管壁和组织的反射信号(统称为杂波)。通常杂波功率要比血流功率高出40到100dB不等,这就给最终血流速度的正确估计带来很大的困难。所以有必要在流速估计前,采用高性能的杂波滤波器来抑制杂波的影响。

[0004] 在传统的连续波和脉冲波多普勒系统中,常采用高通滤波器(HPF)来抑制杂波。现代CFI系统出于帧率等原因,重复发射脉冲次数M受到了严格限制,所以不得不采用低阶的HPF。因此HPF的滤波性能难以得到保障。

[0005] 近几年来,基于特征的杂波滤波器(eigen-based filter)得到了广泛的关注。特征滤波器从实现原理上看可分为两大类:多数据集法(multi-ensemble approach)和单数据集法(single-ensemble approach)。前者需利用多个采样容积内的回波信号估计自相关矩阵,且要求杂波运动具有空间平稳性,其典型代表是特征向量滤波器(Eigenfilter);而单数据集法仅需单个采样容积内的回波信号即可进行滤波操作,且无空间平稳性要求,其唯一代表是Hankel-SVD滤波器。另外,递归的特征向量分解法(RED),结合了以上两类方法特点,也取得了较好的效果。

[0006] 本发明提出了一种新的单数据集杂波抑制方法:几何滤波器。本方法在简化的杂波运动模型基础上,从空间解析几何和线性代数的角度构造出独特的自相关矩阵,从而获得杂波子空间。在空间非平稳杂波情况下,本方法具有出色的空间自适应性能,是一种有效的杂波抑制方法。

发明内容

[0007] 本发明的目的在于提供一种空间自适应性强,效果好的抑制杂波的方法。

[0008] 本发明提出的抑制杂波方法是一种基于几何滤波器的杂波抑制方法。其具体步骤为:先以自相关法估计杂波运动速度 ω_c ;接着用 ω_c 构造高维椭圆表达式的系数矩阵A;再利用奇异值分解找到A的特征向量,即为该高维椭圆的各主轴方向;最后可重建杂波子空间,得到滤波输出;完成杂波抑制。下面对各步骤作进一步具体描述。

[0009] 设输入为长度为 M 的矢量信号 x , M 即为重复脉冲发射次数。假定认为 x 由杂波 c 、血流 b 和噪声 w 三个成分叠加而成：

$$[0010] \quad \mathbf{x} = \begin{bmatrix} x(0) \\ x(1) \\ \vdots \\ x(m) \\ \vdots \\ x(M-1) \end{bmatrix}^T = \mathbf{c} + \mathbf{b} + \mathbf{w} \quad (5)$$

[0011] 其中 $x(m)$ 可表示为：

$$[0012] \quad x(m) = c(m) + b(m) + w(m)$$

[0013] (6)

[0014]

$$= k_c \exp(j(\omega_c m + \varphi_c)) + k_b \exp(j(\omega_b m + \varphi_b)) + k_w w(m)$$

[0015] 变量 k_c 、 k_b 和 k_w 分别是杂波、血流和噪声成分的幅度权重系数； ω_c 为杂波速度； φ_c 和 φ_b 是随机相位，服从 $[0, 2\pi]$ 上的均匀分布。

[0016] 若杂波成分幅度远大于血流成分，即 k_c 远大于 k_b 和 k_w ，则 $x(m)$ 可近似为：

$$[0017] \quad x(m) \approx k_c \exp(j(\omega_c m + \varphi_c)), \quad m = 0, 1, \dots, M-1. \quad (7)$$

[0018] 当 $M = 2$ 时， $x(0)$ 与 $x(1)$ 之间只相差一个相位 ω_c 。若令横轴 $x = \operatorname{Re}\{x(0)\}$ ，纵轴 $y = \operatorname{Re}\{x(1)\}$ ，那么式 (7) 就表示了二维平面 x - y 上的一个椭圆（一种特殊情况下的李萨如图形）。

[0019] 当 $M > 2$ 时，一个 M 维椭圆可以用二次项形式统一表达^[2]：

$$[0020] \quad \sum_{i,j=0}^{M-1} a_{ij} x_i x_j = C \quad (8)$$

[0021] 其中 a_{ij} 是二项式系数， C 为常数。式 (6) 也可等价地表示成矩阵形式：

$$[0022] \quad \mathbf{x}^T \mathbf{A} \mathbf{x} = C \quad (9)$$

[0023] 其中矢量 $\mathbf{x}$ 等于 $[x_0, x_1, \dots, x_{M-1}]^T$ ；矩阵 $\mathbf{A}$ 第 i 行第 j 列元素即为 a_{ij} 。

[0024] 根据式 (7) 的定义，可以导出 $\mathbf{A}$ 的表达式：

[0025]

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} M-1 & -\exp(-j\omega_c) & -\exp(-j2\omega_c) & \cdots & -\exp(-j(M-1)\omega_c) \\ -\exp(j\omega_c) & M-1 & -\exp(-j\omega_c) & \cdots & -\exp(-j(M-2)\omega_c) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots \\ -\exp(j(M-2)\omega_c) & \cdots & -\exp(j\omega_c) & M-1 & -\exp(-j\omega_c) \\ -\exp(j(M-1)\omega_c) & \cdots & -\exp(j2\omega_c) & -\exp(j\omega_c) & M-1 \end{bmatrix} \quad (10)$$

[0026] 接着用线性代数方法找出系数矩阵 $\mathbf{A}$ 代表的 M 维椭圆的主轴方向。对 $\mathbf{A}$ 做奇异值分解 (SVD)：

$$[0027] \quad \mathbf{x}^T (\mathbf{Q} \mathbf{\Lambda} \mathbf{Q}^T) \mathbf{x} = C \quad (11)$$

[0028] 其中 $\mathbf{Q}$ 是 $\mathbf{A}$ 的特征向量矩阵，而 $\mathbf{\Lambda}$ 是 $\mathbf{A}$ 的特征值矩阵。 $\mathbf{\Lambda}$ 对角线上元素的平方根

的倒数就对应了该椭圆的各主轴长度^[3];Q的各列则对应了相应的主轴方向。

[0029] 最后,用找到的M维椭圆的主轴方向构造出杂波子空间,并获得滤波输出y:

$$[0030] \quad \mathbf{y} = \mathbf{x} \left(\mathbf{I} - \sum_{i=0}^{K_c-1} \mathbf{q}_i \mathbf{q}_i^H \right) \quad (12)$$

[0031] 其中 $\mathbf{q}_i$ 是矩阵Q的第i列; K_c 是人为确定的杂波空间维数,一般取1或2; $\mathbf{I}$ 为 $M \times M$ 的单位阵。注意:此处 Λ 对角线上的元素已重新排列,满足条件 $\lambda_0 \leq \lambda_1 \leq \dots \leq \lambda_{M-1}$ 。

[0032] 另外在实际应用中,杂波速度 ω_c 未知,需用自相关法估计得到:

$$[0033] \quad \omega_c \approx \angle \left(\sum_{m=0}^{M-2} \mathbf{x}^*(m) \mathbf{x}(m+1) \right) \quad (13)$$

[0034] 综上,本发明提出的几何滤波器的基本流程可以概括为:首先根据式(13)估计杂波运动速度 ω_c ;再按式(10)的定义构造矩阵A;接着对A做SVD,获得其特征向量和特征值;将特征向量按照特征值的升序重新排列;最后按式(12)构造杂波子空间并滤波输出。

附图说明

[0035] 图1、几何滤波器算法流程图。

[0036] 图2、(a)理想血流速度剖面 and 杂波速度剖面。(b)杂波血流功率比(CBR)剖面。

[0037] 图3、采样不同杂波滤波器后的血流速度剖面比较:(a)HPF(b)Hankel-SVD(c)RED(d)几何滤波器。

[0038] 图4、人体颈动脉彩色血流成像结果比较:(a)滤波前(b)HPF(c)Eigenfilter(d)RED(e)Hankel-SVD(f)几何滤波器。

具体实施方式

[0039] 图1给出了整个算法的流程框图。

[0040] 在PC上用MATLAB(R2010a)进行仿真实验,运行环境为Pentium Core Dual 1.8GHz。采用近期文献中介绍的仿真方法,对一条扫描线上的回波信号进行仿真。图2给出了理想流速剖面、杂波速度剖面 and 杂波血流功率比(CBR)剖面。

[0041] 用四种流行的杂波滤波器进行杂波抑制,对滤波后的信号再做自相关速度估计,实验结果在图3中给出。可见RED和几何滤波器的表现要比DM-HPF和Hankel-SVD更出色。RED由于初始化的需要,在起始若干点处的估计值发生了明显偏差,而几何滤波器的结果则没有此现象。

[0042] 图4为实际人体颈动脉信号的实验结果。从CFI成像结果可以看出几何滤波器与其他几种方法一样,都能有效地抑制杂波,提取出较为明显的血管区域轮廓。

[0043] 表1比较了五种杂波抑制方法的时间复杂度和运行速度。表中M为重复发射脉冲次数,N为纵向采样容积数。从单扫描线耗时来看,几何滤波器要优于Hankel-SVD和RED滤波器,但逊于HPF和Eigenfilter。

[0044] 表1时间复杂度和耗时比较

[0045]	杂波滤波器	类型	$O(M^3)$	$O(N^3)$	$O(M^3 N^3)$	单线耗时(秒)
	DM HPF	单数据集	M^2	N^1	$M^2 N^1$	1.84
	Eigenfilter	多数据集	M^3	N^1	$M^2 N^1$	0.16
	Hankel-SVD	单数据集	M^3	N^1	$M^3 N^1$	106
	RED	递归	M^3	N^1	$M^3 N^1$	16.5
	几何滤波器	单数据集	M^3	N^1	$M^3 N^1$	9.89

[0046] 由仿真和实验结果可见,几何滤波器能有效抑制杂波,相对完整地保留血流速度剖面,是一种有效的单数据集杂波抑制方法。

[0047] 参考文献

[0048] [1] J. A. Jensen, 超声测量血流速度的信号处理方法. 纽约:剑桥大学出版社, 1996.

[0049] [2] S. Levy, 微分几何:流型、曲线和曲面. 纽约:施普林格出版社, 1988.

[0050] [3] G. Strang, 线性代数导论. 马萨诸塞:威尔斯利-剑桥出版社第二版, 1997.

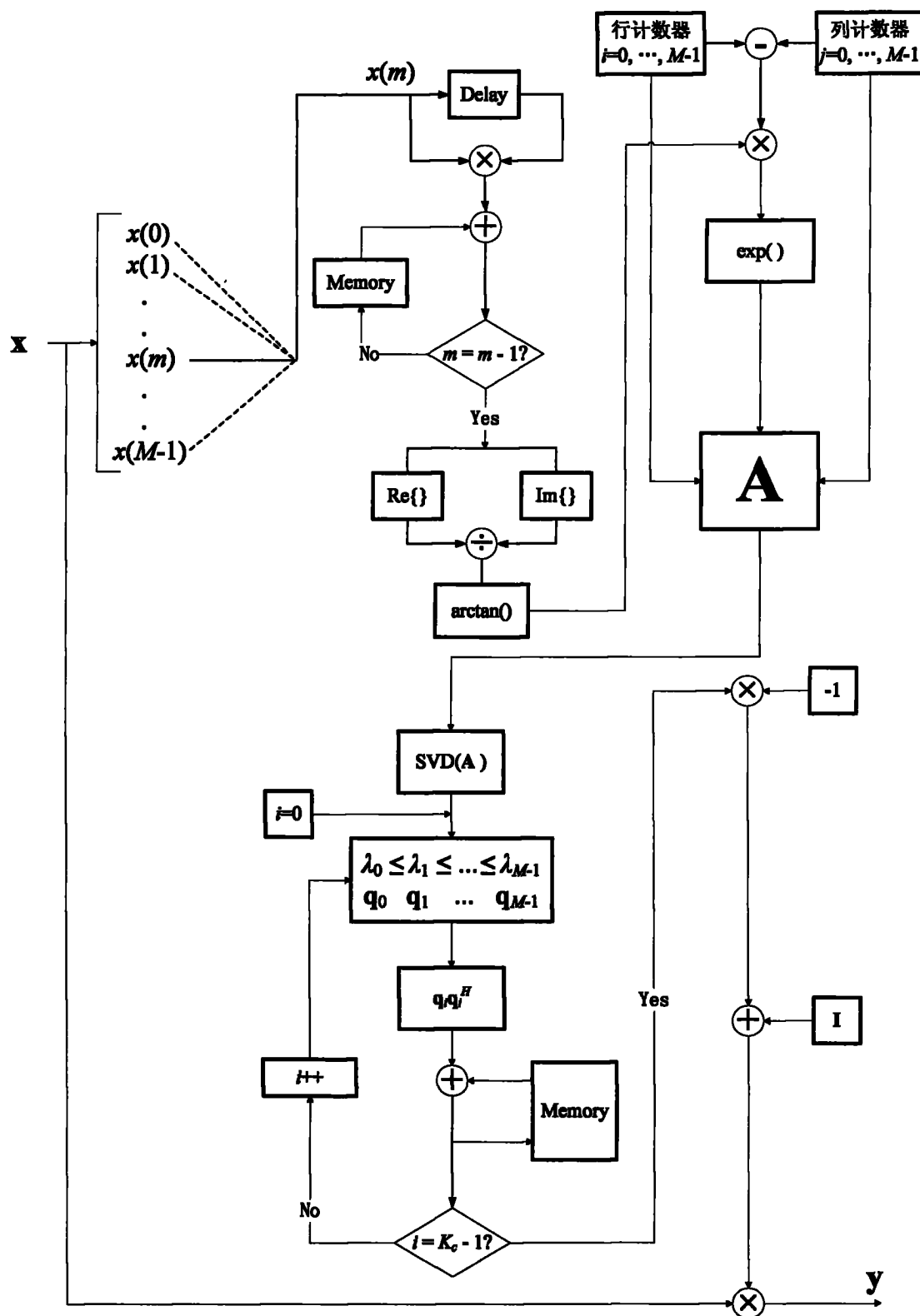


图 1

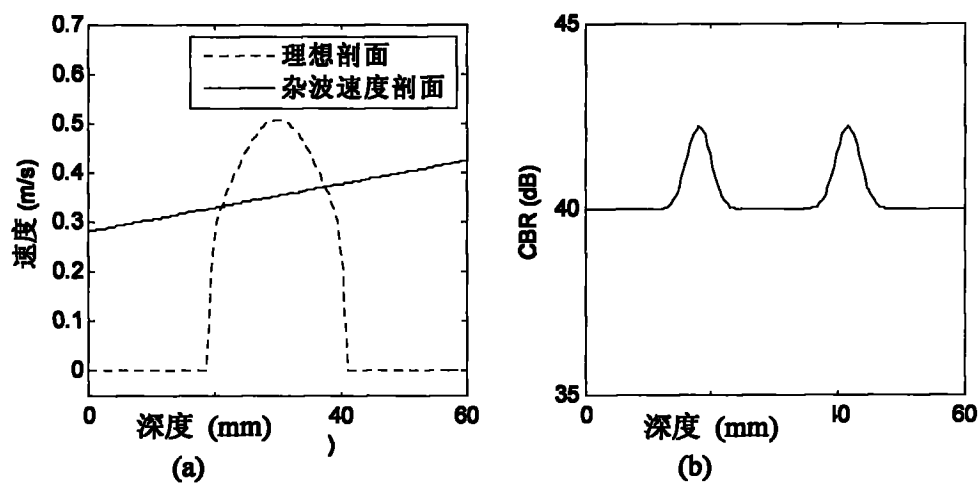


图 2

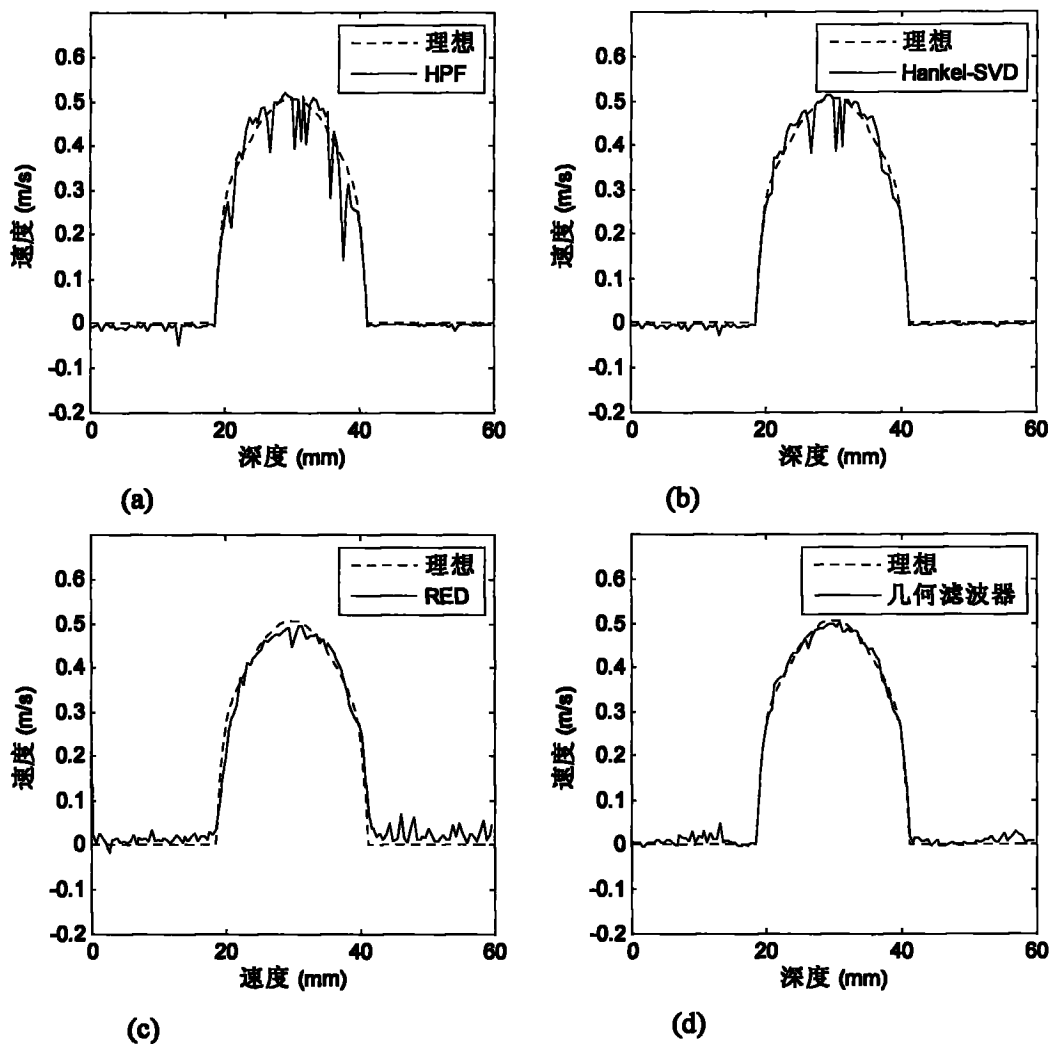


图 3

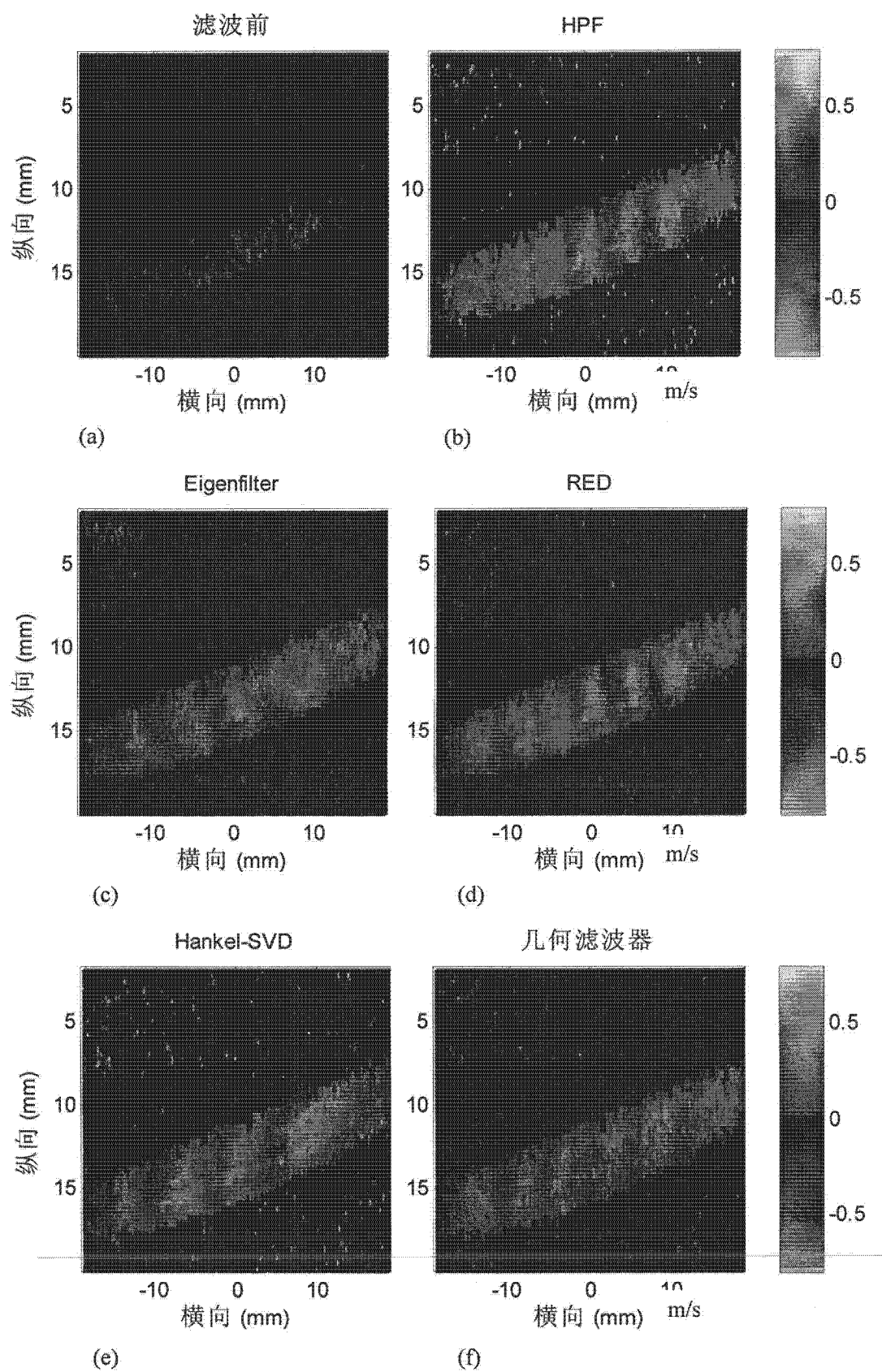


图 4

专利名称(译)	基于几何滤波器抑制超声彩色血流成像中杂波的方法		
公开(公告)号	CN101849841B	公开(公告)日	2013-03-13
申请号	CN201010197977.9	申请日	2010-06-10
[标]申请(专利权)人(译)	复旦大学		
申请(专利权)人(译)	复旦大学		
当前申请(专利权)人(译)	复旦大学		
[标]发明人	汪源源 尤伟		
发明人	汪源源 尤伟		
IPC分类号	A61B8/06 G06F19/00		
代理人(译)	陆飞		
其他公开文献	CN101849841A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明属于超声彩色血流成像技术领域，具体为一种基于几何滤波器的杂波抑制方法。本方法先用自相关法估计出杂波运动速度；再根据杂波运动速度构造对应的高维空间椭圆表达式，并用解析几何的方法找出其主轴方向；最后用主轴方向构造杂波子空间，完成杂波抑制工作。本方法与传统的特征向量滤波器相比，无需构造自相关矩阵，且具有出色的空间自适应性能，能得到较完整的血流流速剖面，是彩色血流成像中一种高效实用的杂波抑制方法。

