



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103479397 A

(43) 申请公布日 2014. 01. 01

(21) 申请号 201310479298. 4

(22) 申请日 2013. 10. 15

(71) 申请人 哈尔滨工业大学

地址 150001 黑龙江省哈尔滨市南岗区西大直街 92 号

(72) 发明人 沈毅 沈志远 冯乃章

(74) 专利代理机构 哈尔滨市松花江专利商标事务所 23109

代理人 岳泉清

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

G06F 19/00 (2011. 01)

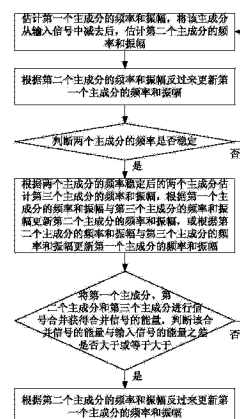
权利要求书2页 说明书7页 附图5页

(54) 发明名称

基于松弛算法的彩色超声参数化血流信号提取方法

(57) 摘要

基于松弛算法的彩色超声参数化血流信号提取方法, 本发明涉及基于松弛算法的彩色超声参数化血流信号提取方法。该方法为了解决由于软组织的散射强度远大于血红细胞, 因此在超声回波信号中包含的杂波与血流信号的能量比可能高达 40dB, 导致血流信号提取的准确性差的问题。该方法采用彩色超声检测仪对血流信号进行采集, 并发射至接收信号端; 接收信号端对接收到的超声回波信号建立仿射模型, 采用松弛算法估计仿射模型参数, 获得血流信号频率和振幅。本发明适用于超声彩色血流成像技术领域, 应用于各种心血管疾病研究中。



1. 基于松弛算法的彩色超声参数化血流信号提取方法,其特征在于:采用彩色超声检测仪对血流信号进行采集,并发射至接收信号端;接收信号端对接收到的超声回波信号建立仿射模型,采用松弛算法估计仿射模型参数,获得血流信号频率和振幅。

2. 根据权利要求1所述的基于松弛算法的彩色超声参数化血流信号提取方法,其特征在于:接收信号端对接收到的超声回波信号建立仿射模型的具体过程为:

将接收的超声回波信号 x 作为仿射模型:

$$x \approx P\alpha \quad (1)$$

其中, α 为振幅强度向量,

P 为特征矩阵:

$$P=[p(f_1)p(f_2)\cdots p(f_k)\cdots p(f_K)] \quad (2),$$

超声回波信号 x 的表达式:

$$x=[x(1) \quad x(2) \quad \cdots x(n) \quad \cdots x(N)]^T \quad (3)$$

其中, k 为主成分的个数, $k=1,2,\cdots,K$, k 和 K 均为正整数; $x(1)$ 表示第一个采样值, $x(2)$ 表示第二个采样值, $x(n)$ 表示第 n 个采样值, $x(N)$ 表示第 N 个采样值, $n=1,2,\cdots,N$, n 和 N 均为自然数; $p(f_k)=\begin{bmatrix} 1 & e^{j2\pi f_k} & e^{j2\pi 2f_k} & \cdots & e^{j2\pi(N-1)f_k} \end{bmatrix}^T$, $p(f_k)$ 表示第 k 个主成分的频率向量。

3. 根据权利要求1所述的基于松弛算法的彩色超声参数化血流信号提取方法,其特征在于:采用松弛算法估计仿射模型参数,获得血流信号频率和振幅的具体过程为:

步骤A、估计第一个主成分的频率和振幅,将该主成分从输入信号中减去后,估计第二个主成分的频率和振幅,执行步骤B;

步骤B、根据第二个主成分的频率和振幅反过来更新第一个主成分的频率和振幅;

步骤C、判断两个主成分的频率是否稳定,若是执行步骤D,若否执行步骤A;

步骤D、根据两个主成分的频率稳定后的两个主成分估计第三个主成分的频率和振幅,根据第一个主成分的频率和振幅与第三个主成分的频率和振幅更新第二个主成分的频率和振幅,或根据第二个主成分的频率和振幅与第三个主成分的频率和振幅更新第一个主成分的频率和振幅;

步骤E、将第一个主成分、第二个主成分和第三个主成分进行信号合并获得合并信号的能量,判断该合并信号的能量与输入信号的能量之差是否大于或等于大于 $1-\delta$, $\delta=10^{-2}$,若是,则选择三个主成分频率最大的作为血流信号的多普勒频率,若否执行步骤A。

4. 根据权利要求3所述的基于松弛算法的彩色超声参数化血流信号提取方法,其特征在于:步骤A所述的估计第一个主成分的频率和振幅,将该主成分从输入信号中减去后,估计第二个主成分的频率和振幅的具体过程为:

步骤一、初始化超声回波信号 x ,该超声回波信号包含 K 个主成分,设 $K=1$,将超声回波信号 x 代入公式(9)和(10)中,获得第1个特征成分频率的估计值 $\hat{f}_1$ 和第1个特征成分的振幅的估计值 $\hat{\alpha}_1$,执行步骤二;

$$\begin{aligned}\hat{f}_1 &= \arg \min_f \left\| \left[I - \frac{p(f)p(f)^H}{N} \right] x \right\|^2 \\ &= \arg \min_f \left| p(f)^H x \right|^2\end{aligned}\quad (9)$$

$$\hat{\alpha}_1 = \frac{p(f)^H x}{N} \Big|_{f=\hat{f}_1} \quad (10)$$

其中, f 为变量, 该变量的取值范围是 $[-f_s/2, f_s/2]$, f_s 为采样频率, 上角标 H 表示向量的共轭转置;

步骤二、令 $K_0=K_0+1$, 根据步骤一获得的第 1 个特征成分频率的估计值 $\hat{f}_1$ 和第 1 个特征成分的振幅的估计值 $\hat{\alpha}_1$, 根据公式 (11) 获得 x_1 ,

$$x_1 = x - \sum_{k=2}^K \hat{\alpha}_k p(\hat{f}_k) \quad (11),$$

采用公式 (12) 和 (13) 获得第 2 个特征成分频率的估计值 $\hat{f}_2$ 和第 2 个特征成分的振幅的估计值 $\hat{\alpha}_2$, 根据估计值 $\hat{f}_2$ 和 $\hat{\alpha}_2$ 采用公式 (14) 计算 x_2 ,

$$\begin{aligned}\hat{f}_2 &= \arg \min_f \left\| \left[I - \frac{p(f)p(f)^H}{N} \right] x_2 \right\|^2 \\ &= \arg \min_f \left| p(f)^H x_2 \right|^2\end{aligned}\quad (12)$$

$$\hat{\alpha}_2 = \frac{p(f)^H x_2}{N} \Big|_{f=\hat{f}_2} \quad (13)$$

$$x_2 = x - \sum_{k=1, k \neq 2}^K \hat{\alpha}_k p(\hat{f}_k) \quad (14)。$$

5. 根据权利要求 3 所述的基于松弛算法的彩色超声参数化血流信号提取方法, 其特征在于: 步骤 B 所述的根据第二个主成分的频率和振幅反过来更新第一个主成分的频率和振幅的具体过程为: 根据获得的 x_2 由公式 (9) 和 (10) 获得 $\hat{f}_1$ 和 $\hat{\alpha}_1$ 。

6. 根据权利要求 3 所述的基于松弛算法的彩色超声参数化血流信号提取方法, 其特征在于: 步骤 C 所述的判断两个主成分的频率是否稳定的具体过程为: 将估计值 $\hat{f}_1$ 与估计值 $\hat{f}_2$ 做差, 判断所获的差值的绝对值是否小于或等于 10^{-3} , 若小于或等于表示两个主成分的频率稳定, 若大于表示两个主成分的频率不稳定。

基于松弛算法的彩色超声参数化血流信号提取方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声彩色血流成像技术领域。

背景技术

[0002] 作为一种非介入式血流成像方法,超声彩色血流成像被广泛应用于各种心血管疾病研究中。由于血管壁和其周围软组织的缓慢运动产生的杂波信号会对待显示的血流精度造成较大的影响。如果不能提供准确的血流信息将会增加误诊的风险以及病人长期医疗检测的评价准确性的难度。在实际应用中,有如下两个原因使得血流流速估计的精度下降:

[0003] 其一,由于软组织的散射强度远大于血红细胞,因此在超声回波信号中包含的杂波与血流信号的能量比可能高达 40dB;这是因为杂波滤波器往往不能充分滤除杂波或者错误地滤除部分血流信号,从而造成血流估计误差。特别的,即使杂波在滤波阶段能够被充分的抑制,滤波后的残留在信号中的白噪声仍旧会对血流信号的多普勒频率的均值和方差估计造成误差;

[0004] 其二,在超声成像的实时性要求下,接收的多普勒信号的脉冲数有限,往往只持续 8-16 个脉冲时间。

发明内容

[0005] 本发明为了解决由于软组织的散射强度远大于血红细胞,因此在超声回波信号中包含的杂波与血流信号的能量比可能高达 40dB,导致血流信号提取的准确性差的问题,从而提出了基于松弛算法的彩色超声参数化血流信号提取方法。

[0006] 基于松弛算法的彩色超声参数化血流信号提取方法为:采用彩色超声检测仪对血流信号进行采集,接收信号端对接收到的超声回波信号建立仿射模型,采用松弛算法估计仿射模型参数,获得血流信号频率和振幅。

[0007] 接收信号端对接收到的超声回波信号建立仿射模型的具体过程为:

[0008] 将接收的超声回波信号 x 作为仿射模型:

[0009] $x \approx P \alpha$ (1)

[0010] 其中, α 为振幅强度向量,

[0011] P 为特征矩阵:

[0012] $P = [p(f_1) \ p(f_2) \ \cdots \ p(f_k) \ \cdots \ p(f_K)]$ (2),

[0013] 超声回波信号 x 的表达式:

[0014] $x = [x(1) \ x(2) \ \cdots \ x(n) \ \cdots \ x(N)]^T$ (3)

[0015] 其中, k 为主成分的个数, $k=1, 2, \cdots, K$, k 和 K 均为正整数; $x(1)$ 表示第一个采样值, $x(2)$ 表示第二个采样值, $x(n)$ 表示第 n 个采样值, $x(N)$ 表示第 N 个采样值, $n=1, 2, \cdots, N$, n 和 N 均为自然数;

$p(f_k) = [1 \ e^{j2\pi f_k} \ e^{j2\pi 2f_k} \ \cdots \ e^{j2\pi (N-1)f_k}]^T$, $p(f_k)$ 表示第 k 个主成分的频率向量。

[0016] 采用松弛算法估计仿射模型参数,获得血流信号频率和振幅的具体过程为:

[0017] 步骤A、估计第一个主成分的频率和振幅,将该主成分从输入信号中减去后,估计第二个主成分的频率和振幅,执行步骤B;

[0018] 步骤B、根据第二个主成分的频率和振幅反过来更新第一个主成分的频率和振幅;

[0019] 步骤C、判断两个主成分的频率是否稳定,若是执行步骤D,若否执行步骤A;

[0020] 步骤D、根据两个主成分的频率稳定后的两个主成分估计第三个主成分的频率和振幅,根据第一个主成分的频率和振幅与第三个主成分的频率和振幅更新第二个主成分的频率和振幅,或根据第二个主成分的频率和振幅与第三个主成分的频率和振幅更新第一个主成分的频率和振幅;

[0021] 步骤E、将第一个主成分、第二个主成分和第三个主成分进行信号合并获得合并信号的能量,判断该合并信号的能量与输入信号的能量之差是否大于或等于大于 $1-\delta$, $\delta=10^{-2}$,若是,则选择三个主成分频率最大的作为血流信号的多普勒频率,若否执行步骤A。

[0022] 步骤A所述的估计第一个主成分的频率和振幅,将该主成分从输入信号中减去后,估计第二个主成分的频率和振幅的具体过程为:

[0023] 步骤一、初始化超声回波信号 x ,该超声回波信号包含 K 个主成分,设 $K=1$,将超声回波信号 x 代公式 (9) 和 (10) 中,获得第 1 个特征成分频率的估计值 $\hat{f}_1$ 和第 1 个特征成分的振幅的估计值 $\hat{\alpha}_1$,执行步骤二;

$$\begin{aligned} \hat{f}_1 &= \arg \min_f \left\| \left[I - \frac{p(f)p(f)^H}{N} \right] x \right\|^2 \\ &= \arg \min_f \left| p(f)^H x \right|^2 \end{aligned} \quad (9)$$

$$\hat{\alpha}_1 = \frac{p(f)^H x}{N} \Big|_{f=\hat{f}_1} \quad (10)$$

[0026] 其中, f 为变量,该变量的取值范围是 $[-f_s/2, f_s/2]$, f_s 为采样频率,上角标 H 表示向量的共轭转置;

[0027] 步骤二、令 $K_0=K_0+1$,根据步骤一获得的第 1 个特征成分频率的估计值 $\hat{f}_1$ 和第 1 个特征成分的振幅的估计值 $\hat{\alpha}_1$,根据公式 (11) 获得 x_1 ,

$$x_1 = x - \sum_{k=2}^K \hat{\alpha}_k p(\hat{f}_k) \quad (11),$$

[0029] 采用公式 (12) 和 (13) 获得第 2 个特征成分频率的估计值 $\hat{f}_2$ 和第 2 个特征成分的振幅的估计值 $\hat{\alpha}_2$,根据估计值 $\hat{f}_2$ 和 $\hat{\alpha}_2$ 采用公式 (14) 计算 x_2 ,

$$\begin{aligned}
 \hat{f}_2 &= \arg \min_f \left\| \left[I - \frac{p(f)p(f)^H}{N} \right] x_2 \right\|^2 \\
 &= \arg \min_f \left| p(f)^H x_2 \right|^2
 \end{aligned} \tag{12}$$

$$\hat{\alpha}_2 = \frac{p(\hat{f}_2)^H x_2}{N} \tag{13}$$

$$x_2 = x - \sum_{k=1, k \neq 2}^K \hat{\alpha}_k p(\hat{f}_k) \tag{14}$$

[0033] 步骤 B 所述的根据第二个主成分的频率和振幅反过来更新第一个主成分的频率和振幅的具体过程为：根据获得的 x_2 由公式 (9) 和 (10) 获得 $\hat{f}_1$ 和 $\hat{\alpha}_1$ 。

[0034] 步骤 C 所述的判断两个主成分的频率是否稳定的具体过程为：将估计值 $\hat{f}_1$ 与估计值 $\hat{f}_2$ 做差，判断所获的差值的绝对值是否小于或等于 10^{-3} ，若小于或等于表示两个主成分的频率稳定，若大于表示两个主成分的频率不稳定。

[0035] 本发明不同于非参数化的血流信号提取方法，参数化的方法不需要设计杂波滤波器，而是直接的从超声回波信号中提取血流信号的多普勒频率。本发明对输入信号建立一种仿射模型，并利用松弛算法估计模型参数，提升了血流信号的多普勒频率的估计均值和估计方差，从而达到了提高了血流信号提取的准确性的目的，相比流行的参数化方法（多信号分类）在杂波与血流信号能量比在 40dB 下精度最大提升在 40%。

附图说明

[0036] 图 1 为松弛算法估计仿射模型参数的方法流程图；

[0037] 图 2 为松弛算法与参数化方法对于估计血流信号的多普勒频率在 C/S 为 40dB 时的比较曲线图；C 表示杂波 clutter；S 表示血流信号 Signal，

[0038] 图 3 为松弛算法与参数化方法对于估计血流信号的多普勒频率在 C/S 为 20dB 时的比较曲线图；

[0039] 图 4 为松弛算法与参数化方法对于估计结果的方差在 C/S 为 40dB 时的比较曲线图；

[0040] 图 5 为松弛算法与参数化方法对于估计结果的方差在 C/S 为 20dB 时的比较曲线图。

具体实施方式

[0041] 具体实施方式一、本实施方式所述的基于松弛算法的彩色超声参数化血流信号提取方法为：采用彩色超声检测仪对血流信号进行采集，接收信号端对接收到的超声回波信号建立仿射模型，采用松弛算法估计仿射模型参数，获得血流信号频率和振幅。

[0042] 本实施方式采用的彩色超声参数化血流信号提取方法假设输入信号为一个带有

未知参数的数学模型,而这些未知参数(例如频率,强度)是通过某种算法由实际接收的输入信号得到。最终血流信号的多普勒频率通过适当的选择由这些估计的参数而得到。参数化的方法的优点在于:它不仅可以有效地滤除杂波,而且能够排除白噪声的干扰,从而降低频率估计的方差,方差越大效果越差。因此彩色超声参数化血流信号提取方法对于估计血流流速在理论和实际上均存在优势。

[0043] 彩色超声参数化血流信号提取方法的主要基于如下两点考虑。第一,对信号的模型建立;第二,模型的参数估计。对于信号的建模,一种方式是经典的零极点模型。例如,自回归模型(Autoregressive, AR)是一种通过分析信号全极点来计算各个主成分的多普勒频率的方法。AR方法中,超声回波数据被表达为此信号过去采样和白噪声的线性组合。模型中的权重参数则通过Burg方法或者Yule-walker方法求解。AR模型没有考虑杂波的高强度特性,所以当杂波能量很强势,血流信号的估计出现较大误差。另外一种广泛使用的建模方式是特征成分模型,例如多重信号分类方法(Multiple signal classification, MUSIC)。MUSIC的方法起始于对输入信号的特征分解,并通过谱分析或者求根法计算出模型参数。MUSIC中需要计算信号的协方差,当输入信号的采样数较少时,计算精度不高

[0044] 本发明对输入信号建立一种仿射模型,并利用松弛算法估计模型参数,目的在于提升了血流信号的多普勒频率的估计均值和估计方差。

[0045] 具体实施方式二、本实施方式与具体实施方式一所述的基于松弛算法的彩色超声参数化血流信号提取方法的区别在于,接收信号端对接收到的超声回波信号建立仿射模型的具体过程为:

[0046] 将接收的超声回波信号 x 作为仿射模型:

[0047] $x \approx P\alpha$ (1)

[0048] 其中,

[0049] P 为特征矩阵:

[0050] $P = [p(f_1) \ p(f_2) \ \cdots \ p(f_k) \ \cdots \ p(f_K)]$ (2),

[0051] 超声回波信号 x 的表达式:

[0052] $x = [x(1) \ x(2) \ \cdots \ x(n) \ \cdots \ x(N)]^T$ (3)

[0053] 其中, k 为主成分的个数, $k=1, 2, \dots, K$, k 和 K 均为正整数; $x(1)$ 表示第一个采样值, $x(2)$ 表示第二个采样值, $x(n)$ 表示第 n 个采样值, $x(N)$ 表示第 N 个采样值, $n=1, 2, \dots, N$, N 表示信号长度, n 和 N 均为自然数; $p(f_k)$ 表示第 k 个主成分的频率向量。

[0054] $p(f_k)$ 的表达式为:

[0055] $p(f_k) = [1 \ e^{j2\pi f_k} \ e^{j2\pi 2f_k} \ \cdots \ e^{j2\pi(N-1)f_k}]^T$ (4)

[0056] 振幅强度向量 α 的表达式为:

[0057] $\alpha = [\alpha_1 \ \alpha_2 \ \cdots \ \alpha_k \ \cdots \ \alpha_K]$ (5)

[0058] 基于建立的仿射模型,血流信号的多普勒频率的计算问题就转化为一个参数估计问题。即在 $\mathbb{L}_2$ 的欧式范数下, K 个参数组参数 $\{f_k, \alpha_k, k=1, \dots, K\}$ 的估计结果可以由如下优化模型求解,如

[0059] $\{\hat{f}_k, \hat{\alpha}_k\}_{k=1}^K = \arg \min_{\{f_k, \alpha_k\}_{k=1}^K} \|x - P\alpha\|^2$ (6)

[0060] 其中, $\|\cdot\|$ 代表 $\mathcal{L}_2$ 的欧式范数。

[0061] 在求解公式 (5) 中描述的优化问题时, 首先不考虑主成分的频率 $\{f_k\}_{k=1}^K$ 而集中考虑振幅向量 α 。即假设 P 已知的情况下, 得到振幅向量 α 的最小二乘解,

$$[0062] \quad \hat{\alpha} = (P^H P)^{-1} P^H x \quad (7)$$

[0063] 接着, 利用得到振幅向量 α 通过如下目标函数计算频率向量 $f = [f_1 \ f_2 \ \dots \ f_K]^T$ 如

$$[0064] \quad \{f_k\}_{k=1}^K = \arg \min_{\{f_k\}_{k=1}^K} \left\| \left(I - P(P^H P)^{-1} P^H \right) x \right\|^2 \quad (8)$$

[0065] 其中 I 为单位矩阵。

[0066] 具体实施方式三、结合图 1 具体说明本实施方式, 本实施方式与具体实施方式一所述的基于松弛算法的彩色超声参数化血流信号提取方法的区别在于, 采用松弛算法估计仿射模型参数, 获得血流信号频率和振幅的具体过程为:

[0067] 步骤 A、估计第一个主成分的频率和振幅, 将该主成分从输入信号中减去后, 估计第二个主成分的频率和振幅, 执行步骤 B;

[0068] 步骤 B、根据第二个主成分的频率和振幅反过来更新第一个主成分的频率和振幅;

[0069] 步骤 C、判断两个主成分的频率是否稳定, 若是执行步骤 D, 若否执行步骤 A;

[0070] 步骤 D、根据两个主成分的频率稳定后的两个主成分估计第三个主成分的频率和振幅, 根据第一个主成分的频率和振幅与第三个主成分的频率和振幅更新第二个主成分的频率和振幅, 或根据第二个主成分的频率和振幅与第三个主成分的频率和振幅更新第一个主成分的频率和振幅;

[0071] 步骤 E、将第一个主成分、第二个主成分和第三个主成分进行信号合并获得合并信号的能量, 判断该合并信号的能量与输入信号的能量之差是否大于或等于大于 $1-\delta$, $\delta=10^{-2}$, 若是, 则选择三个主成分频率最大的作为血流信号的多普勒频率, 若否执行步骤 A。

[0072] 具体实施方式四、本实施方式与具体实施方式三所述的基于松弛算法的彩色超声参数化血流信号提取方法的区别在于, 步骤 A 所述的估计第一个主成分的频率和振幅, 将该主成分从输入信号中减去后, 估计第二个主成分的频率和振幅的具体过程为:

[0073] 步骤一、初始化超声回波信号 x , 该超声回波信号包含 K 个主成分, 设 $K=1$, 将超声回波信号 x 代入公式 (9) 和 (10) 中, 获得第 1 个特征成分频率的估计值 $\hat{f}_1$ 和第 1 个特征成分的振幅的估计值 $\hat{\alpha}_1$, 执行步骤二;

$$[0074] \quad \begin{aligned} \hat{f}_1 &= \arg \min_f \left\| \left[I - \frac{p(f)p(f)^H}{N} \right] x \right\|^2 \\ &= \arg \min_f \left| p(f)^H x \right|^2 \end{aligned} \quad (9)$$

$$[0075] \quad \hat{\alpha}_1 = \frac{p(f)^H x}{N} \Big|_{f=\hat{f}_1} \quad (10)$$

[0076] 其中, f 为变量, 该变量的取值范围是 $[-f_s/2, f_s/2]$, f_s 为采样频率, 上角标 H 表示向量的共轭转置; $\hat{f}_1$ 为周期谱函数 $|p(f)^H x|^2/N$ 所有峰值中最高峰值对应的横坐标值; 而 $\hat{\alpha}_1$ 可以由周期谱函数 $p(f)^H x/N$ 所有峰值中最高的峰值计算得到。

[0077] 步骤二、令 $K_0=K_0+1$, 根据步骤一获得的第 1 个特征成分频率的估计值 $\hat{f}_1$ 和第 1 个特征成分的振幅的估计值 $\hat{\alpha}_1$, 根据公式 (11) 获得 x_1 ,

$$[0078] \quad x_1 = x - \sum_{k=2}^K \hat{\alpha}_k p(\hat{f}_k) \quad (11),$$

[0079] 采用公式 (12) 和 (13) 获得第 2 个特征成分频率的估计值 $\hat{f}_2$ 和第 2 个特征成分的振幅的估计值 $\hat{\alpha}_2$, 根据估计值 $\hat{f}_2$ 和 $\hat{\alpha}_2$ 采用公式 (14) 计算 x_2 ,

$$[0080] \quad \begin{aligned} \hat{f}_2 &= \arg \min_f \left\| \left[I - \frac{p(f)p(f)^H}{N} \right] x_2 \right\|^2 \\ &= \arg \min_f \left| p(f)^H x_2 \right|^2 \end{aligned} \quad (12)$$

$$[0081] \quad \hat{\alpha}_2 = \frac{p(f)^H x_2}{N} \Big|_{f=\hat{f}_2} \quad (13)$$

$$[0082] \quad x_2 = x - \sum_{k=1, k \neq 2}^K \hat{\alpha}_k p(\hat{f}_k) \quad (14)。$$

[0083] 在本实施方式中可知

[0084] 具体实施方式五、本实施方式与具体实施方式三所述的基于松弛算法的彩色超声参数化血流信号提取方法的区别在于, 步骤 B 所述的根据第二个主成分的频率和振幅反过来更新第一个主成分的频率和振幅的具体过程为: 根据获得的 x_2 由公式 (9) 和 (10) 获得 $\hat{f}_1$ 和 $\hat{\alpha}_1$ 。

[0085] 具体实施方式六、本实施方式与具体实施方式三所述的基于松弛算法的彩色超声参数化血流信号提取方法的区别在于, 步骤 C 所述的判断两个主成分的频率是否稳定的具体过程为: 将估计值 $\hat{f}_1$ 与估计值 $\hat{f}_2$ 做差, 判断所获的差值的绝对值是否小于或等于 10^{-3} , 若小于或等于表示两个主成分的频率稳定, 若大于表示两个主成分的频率不稳定。

[0086] 具体算例:

[0087] 利用多普勒罩合成的仿真信号, 其中杂波成分具有相对低频的特性, 但信号的能量远远强于血流信号和热噪声。血流信号具有相对高频的特性, 信号的能量虽然明显低于杂波成分, 但还是强于热噪声。噪声是一个全频带的低能量成分, 仿真中可以用高斯白噪声

表示。

[0088] 为了验证所提出方法的广泛适应性,仿真中固定一些参数,而对于特别感兴趣的参数让其变动。表 1 列举了仿真用到的参数以及他们的数值。表 1 表示实验参数。

[0089] 表 1

超声传播速度	1540 m/s
脉冲周期频率	3.5 KHz
杂波中心频率	0.1 PRF
软杂波带宽	0.04 PRF
血流信号中心频率	0.05-0.5 PRF间隔 0.025PRF
血流信号带宽	0.1 PRF
杂波与血流信号强度比	40、20 dB
血流信号与噪声强度比	10 dB
采样的脉冲周期个数	16
实验重复次数	1024

[0091] 在仿真及其讨论中,所有与频率有关的数值的基本单位被标定位为脉冲发射频率(Pulse repetition frequency, PRF)。仿真中,杂波的中心频率为 0.1PRF。而血流中心频率从 0.05PRF 到 0.5PRF 变化,间隔为 0.025PRF。为满足超声成像实时性要求,所有测试其分别在 16 个脉冲周期下的杂波滤除效果。此外,为消除系统误差,对每一组仿真参数,进行 1024 次仿真。

[0092] 本发明与流行的两种参数化的血流信号估计方法:二阶自回归模型和基于求根法的二阶多重信号分类做了比较,结果在图 2 至图 5 所示。可以发现,本发明在血流信号的多普勒低于 0.45PRF 的所有情况下都显现出准确的估计结果。

[0093] 这是因为松弛算法首先从输入信号中估计出信号频率,由于杂波强度很大,此信号频率近似为杂波中心频率;接着,血流信号的多普勒频率从残留信号中被估计出来,如描述的算法步骤 A 所述。而估计的血流信号参数被反过来应用于更新杂波成分的参数,如步骤 B 所示。这个过程被重复,直到血流信号和杂波的多普勒频率保持稳定,即步骤 C 需求的连续两次估计值之间差距低于 10^{-3} PRF。此时计算估计的杂波和血流信号的和信号与输入信号的能量比,由于白噪声的存在,此时转入估计第三个主成分的参数,即返回步骤二。重复之前的步骤,直到三个主成分的频率稳定,如步骤 D 所示。最终,如步骤 E 所述,选择强度参数第二大的主成分对应的多普勒频率为血流信号的多普勒频率输出。

[0094] 从上述内容,准确估计杂波参数将导致残留信号中将包含更少的杂波成分,从而提高血流信号参数估计精度。反过来,准确地估计血流信号参数将提升杂波参数估计精度。这两种优势被反复叠加直到估计的参数趋于稳定。最终结果表明,本发明的这种对偶的参数估计方法同时实现了杂波和血流信号参数的准确估计,特别的,当血流信号的多普勒频率和杂波成分的中心频率比较接近时,本发明的估计效果明显优于其他两种参数化的血流信号提取方法。

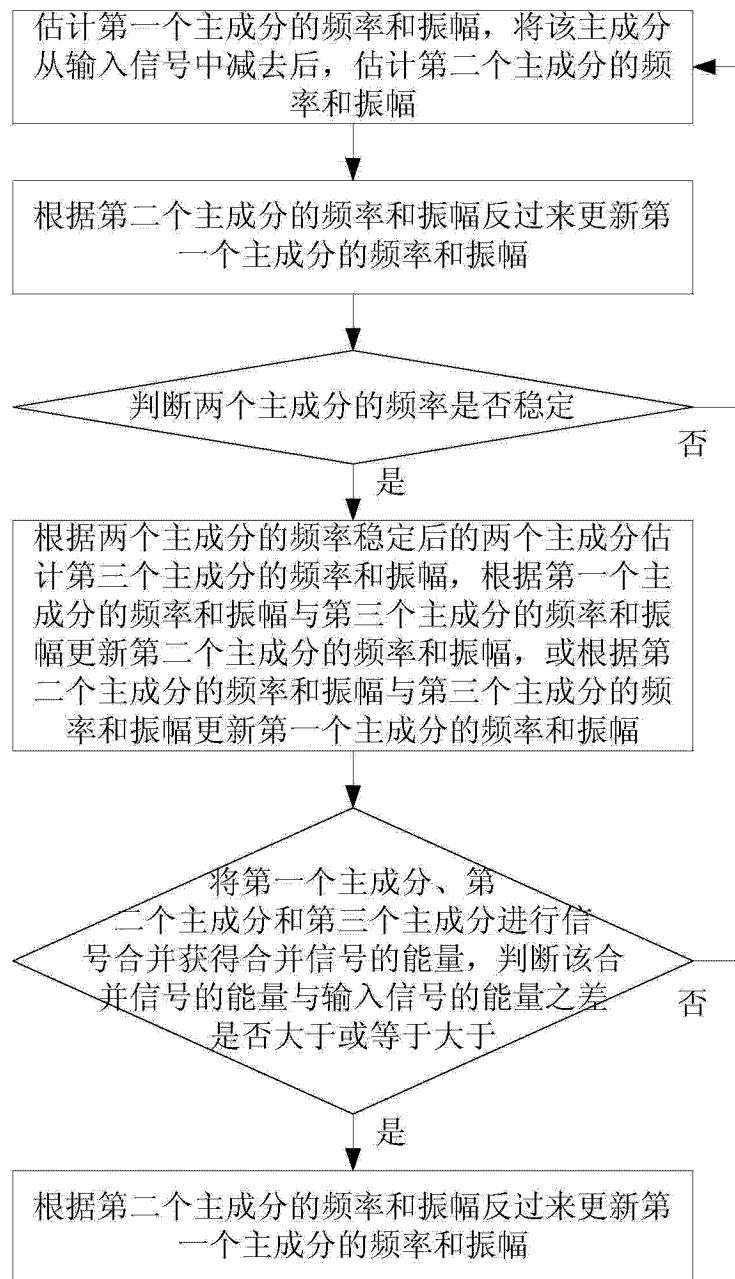


图 1

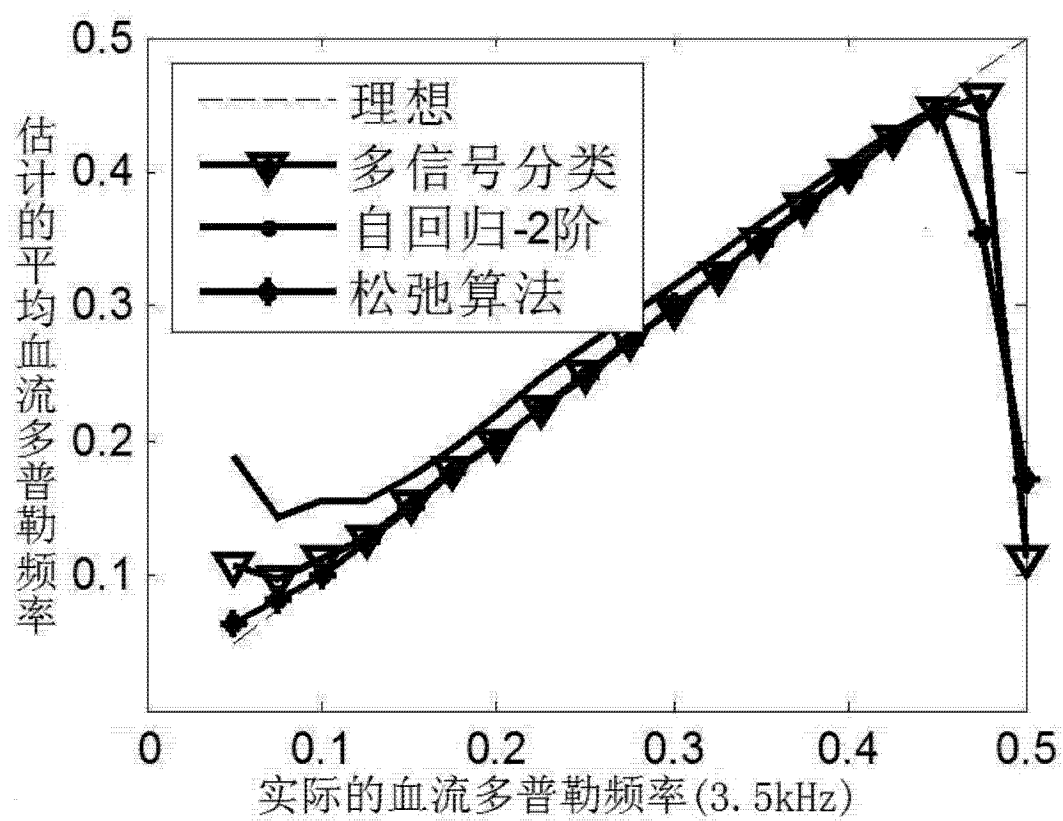


图 2

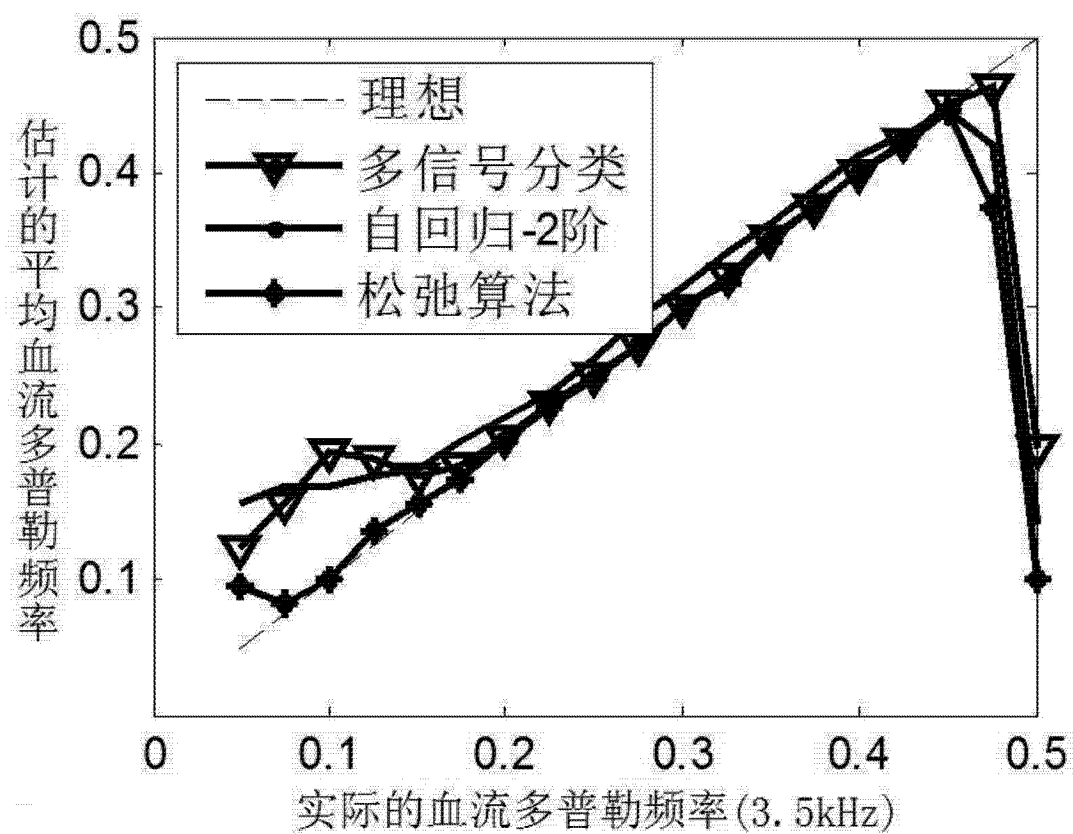


图 3

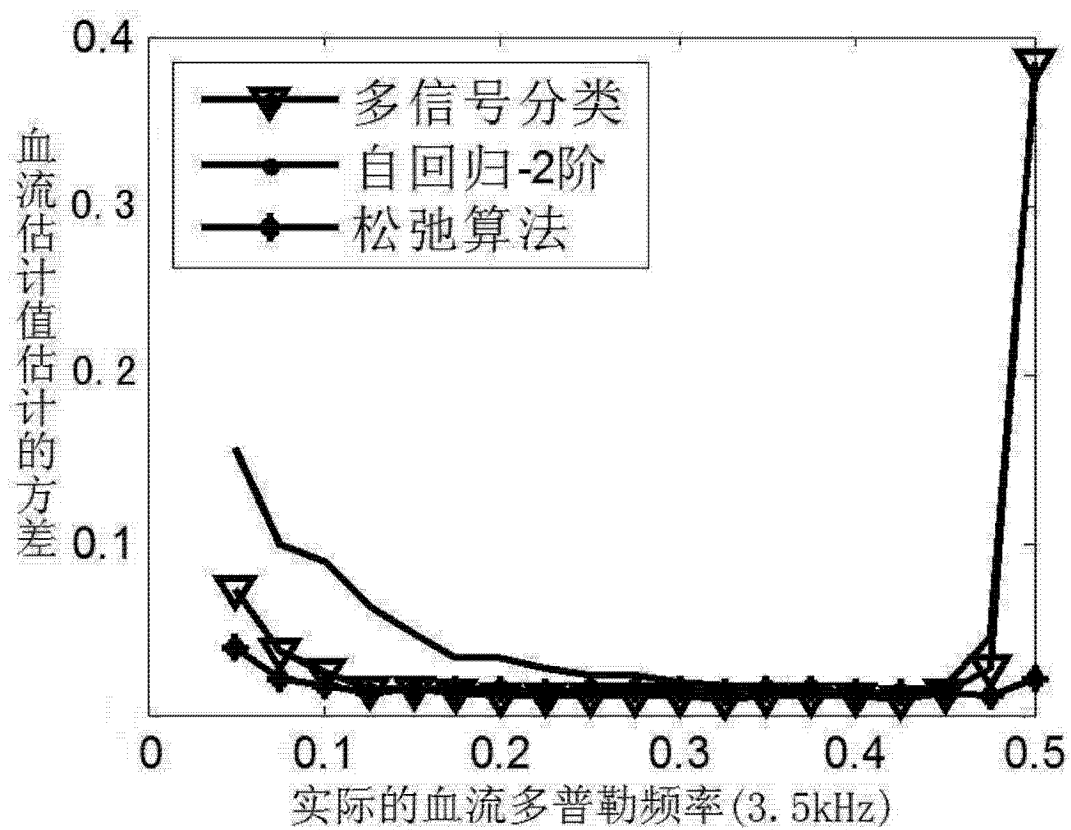


图 4

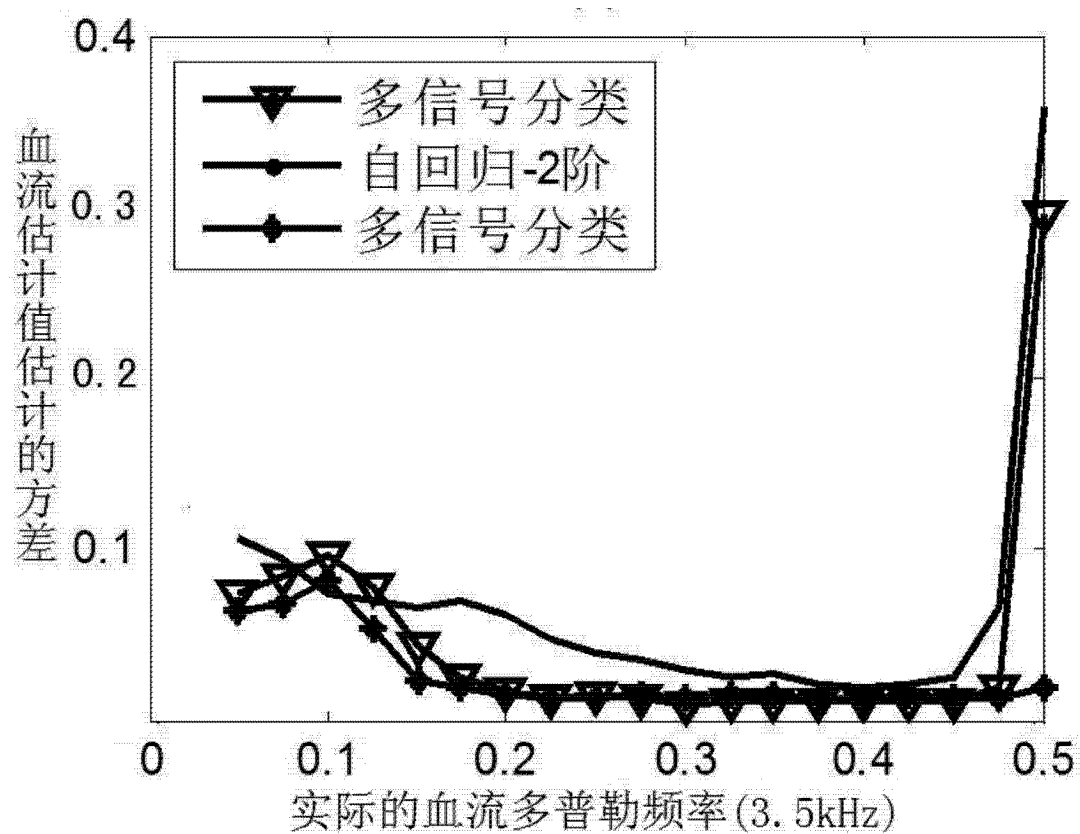


图 5

专利名称(译)	基于松弛算法的彩色超声参数化血流信号提取方法		
公开(公告)号	CN103479397A	公开(公告)日	2014-01-01
申请号	CN201310479298.4	申请日	2013-10-15
[标]申请(专利权)人(译)	哈尔滨工业大学		
申请(专利权)人(译)	哈尔滨工业大学		
当前申请(专利权)人(译)	哈尔滨工业大学		
[标]发明人	沈毅 沈志远 冯乃章		
发明人	沈毅 沈志远 冯乃章		
IPC分类号	A61B8/06 G06F19/00		
其他公开文献	CN103479397B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

基于松弛算法的彩色超声参数化血流信号提取方法，本发明涉及基于松弛算法的彩色超声参数化血流信号提取方法。该方法为了解决由于软组织的散射强度远大于血红细胞，因此在超声回波信号中包含的杂波与血流信号的能量比可能高达40dB，导致血流信号提取的准确性差的问题。该方法采用彩色超声检测仪对血流信号进行采集，并发射至接收信号端；接收信号端对接收到的超声回波信号建立仿射模型，采用松弛算法估计仿射模型参数，获得血流信号频率和振幅。本发明适用于超声彩色血流成像技术领域，应用于各种心血管疾病研究中。

