



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108186050 A

(43)申请公布日 2018.06.22

(21)申请号 201810005469.2

(22)申请日 2018.01.03

(71)申请人 声泰特(成都)科技有限公司
地址 610041 四川省成都市高新区高朋大道5号

(72)发明人 刘西耀 刘鑫 刘东权

(74)专利代理机构 四川力久律师事务所 51221
代理人 韩洋 刘童笛

(51)Int.Cl.
A61B 8/06(2006.01)
A61B 8/00(2006.01)

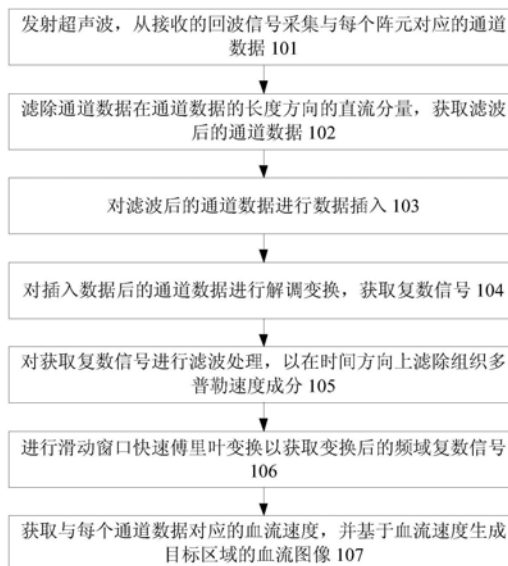
权利要求书3页 说明书6页 附图7页

(54)发明名称

一种基于超声通道数据的多普勒血流速度成像方法和系统

(57)摘要

本发明公开了一种基于超声通道数据的多普勒血流速度成像方法和系统,能够通过对不同阵元对应的通道数据,单独估算血流速度,而后通过角度相位对齐和叠加的方式,提高血流信号的信噪比,进而提高血流速度估计的准确性。所述方法包括:发射超声波,从接收的回波信号采集与每个阵元对应的通道数据;对每一个通道数据,进行解调变换,获取复数信号;进行滤波处理,以在时间方向上滤除组织多普勒速度成分;对滤除组织多普勒速度成分的复数信号进行滑动窗口快速傅里叶变换,以获取变换后的频域复数信号;基于每一个阵元扫描线方向与血管的角度,通过变换后的频域复数信号获取与每个通道数据对应的血流速度,并基于血流速度生成目标区域的血流图像。



1. 一种基于超声通道数据的多普勒血流速度成像方法,其特征在于,所述方法包括:

发射超声波,从接收的回波信号采集与每个阵元对应的通道数据;对每一个通道数据,进行解调变换,获取复数信号;对获取复数信号进行滤波处理,以在时间方向上滤除组织多普勒速度成分;对滤除组织多普勒速度成分的复数信号进行滑动窗口快速傅里叶变换,以获取变换后的频域复数信号;

基于每一个阵元扫描线方向与血管的角度,通过变换后的频域复数信号获取与每个通道数据对应的血流速度,并基于血流速度生成目标区域的血流图像。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述方法进一步包括:在进行解调变换之前,对每一个通道数据,滤除通道数据在通道数据的长度方向的直流分量,获取滤波后的通道数据;并对滤波后的通道数据进行数据插入,以保持插入数据后的通道数据的相位和信噪比不变。

3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述方法包括:

对于N个通道数据C中的第n个通道数据 C_n ,使用经典的巴特沃斯滤波器滤除直流分量,获取的滤波后的通道数据 \widehat{C}_n ,表示为:

$$\begin{aligned} \widehat{C}_n(m) = & (b(1) * C_n(m) + b(2) * C_n(m-1) + \dots + b(K+1) * C_n(m-K) \\ & - a(2) * \widehat{C}_n(m-1) - \dots - a(K+1) * \widehat{C}_n(m-K))/a(1), \quad m \\ & \in K+1, \dots, M-1 \end{aligned}$$

其中,K为时延参量,a,b为参数相量;M是根据超声探测的深度,通过延时接收获得的通道数据的长度。

4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,所述方法包括:

采用repmat函数将滤波后的通道数据 \widehat{C}_n 矩阵复制K块作为插入数据后的通道数据 C'_n 的元素,并通过式 $C'_n = [\widehat{C}_n; repmat(\widehat{C}_n, K, 1)]$,获取插入数据后的通道数据 C'_n 。

5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,所述方法包括:

使用希尔伯特变换对插入数据后的通道数据 C'_n 进行解调变换:

$$I_n(m) = C'_n(m) * \cos\left(-2\pi \frac{F_c}{F_s} m\right), \quad m \in 0, 1, \dots, M-1$$

$$Q_n(m) = C'_n(m) * \sin\left(-2\pi \frac{F_c}{F_s} m\right), \quad m \in 0, 1, \dots, M-1$$

其中,其中 F_c 是发射信号的中心频率, F_s 是系统的采样率;将第n个通道数据解调得到复数信号 I_n 和 Q_n 表示为 IQ_n 信号,将第n个通道在t时刻获得的 IQ_n 表示为 $IQ_{n,t}$,在连续时间段T,得到三维矩阵的复数信号 IQ ,其大小为 $M*N*T$,M是t时刻第n个通道数据的长度。

6. 根据权利要求5所述的方法,其特征在于,所述方法包括:

使用无限脉冲响应IIR高通滤波器,在时间方向上滤除组织多普勒速度成分,获取滤除组织多普勒速度成分的复数信号 \widehat{IQ} ;且

$$\begin{aligned} \widehat{IQ}_{m, n}(t) = & (b(1) * IQ_{m, n}(t) + b(2) * IQ_{m, n}(t-1) + \dots + b(Z+1) \\ & * IQ_{m, n}(t-Z) - a(2) * \widehat{IQ}_{m, n}(t-1) - \dots - a(z+1) * \widehat{IQ}_{m, n}(t \\ & - Z)) / a(1), \quad t \in Z+1, \dots, T-1 \end{aligned}$$

其中, Z 为时延参量, a, b 为参数向量。

7. 根据权利要求6所述的方法, 其特征在于, 所述方法包括:

对滤除组织多普勒速度成分的复数信号 \widehat{IQ} , 在时间方向, 进行滑动窗口快速傅里叶变换, 获取变换后的频域复数信号 \widehat{IQ}' ,

$$\widehat{IQ}'(u) = \sum_{t=0}^{U-1} \widehat{IQ}(t) * e^{-\frac{j2\pi tu}{U}}, \quad u = 0, 1, \dots, U-1$$

其中, U 是滑动窗口快速傅里叶变换的数据长度。

8. 根据权利要求7所述的方法, 其特征在于, 所述方法包括:

对于第 n 个通道数据获得的频域复数信号 \widehat{IQ}'_n , 阵元 n 扫描线方向与血管的夹角为 θ_n , 通过式 $V(x, y) = \sum_{m=x-k}^{x+k} \sum_{n=y-k}^{y+k} \omega(m, n) * |\widehat{IQ}'(m, n)| * \cos\theta(n)$

计算目标区域位于 x, y 处的血流速度 $V(x, y)$; 其中, k 是加权半径, ω 是权重函数。

9. 根据权利要求1所述的方法, 其特征在于, 所述方法包括:

沿着阵元的扫描线方向将血管平分为多个子采样门, 分别对每个子采样门中的复数信号进行空间域融合以获取空间融合复数信号; 分别对每个子采样门中的空间融合复数信号进行时间域融合以获取与每个子采样门对应的血流频谱数据; 分别对每个子采样门中的血流频谱数据在频域进行融合, 获取变换后的频域复数信号; 基于每一个阵元扫描线方向与血管的角度, 通过变换后的频域复数信号获取与每个子采样门对应的血流速度, 并基于血流速度生成目标区域的血流图像。

10. 一种基于超声通道数据的多普勒血流速度成像系统, 其特征在于, 所述系统包括: 具有多个阵元的换能器, 与换能器依次连接的回波信号处理器、通道数据处理器、复数信号处理器、血流速度处理器、图像编码处理器、存储器、以及显示器;

其中, 换能器, 用于发射超声波, 并接收回波信号;

回波信号处理器, 用于从接收的回波信号采集与每个阵元对应的通道数据;

通道数据处理器, 用于对每一个通道数据, 滤除通道数据在通道数据的长度方向的直流分量, 获取滤波后的通道数据; 并对滤波后的通道数据进行数据插入, 以保持插入数据后的通道数据的相位和信噪比不变;

复数信号处理器, 用于对插入数据后的通道数据进行解调变换, 获取复数信号; 对获取复数信号进行滤波处理, 以在时间方向上滤除组织多普勒速度成分; 并对复数信号进行滑动窗口快速傅里叶变换, 以获取变换后的频域复数信号;

血流速度处理器, 用于基于每一个阵元扫描线方向与血管的角度, 通过变换后的频域复数信号获取与每个通道数据对应的血流速度;

图像编码处理器,用于基于血流速度生成目标区域的血流图像。

一种基于超声通道数据的多普勒血流速度成像方法和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像技术领域,尤其涉及一种基于超声通道数据的多普勒血流速度成像方法和系统。

背景技术

[0002] 传统的超声多普勒成像系统通常基于超声多普勒现象来实现。例如,运动的组织或血流会造成超声频率发生偏移,通过对频率偏移的计算可以用以估计组织或血流运动的速度情况。典型的应用包括超声多普勒D模式成像、超声多普勒C模式成像等,这些成像模式的结果对心血管相关疾病有着重要的指导意义。现有的超声多普勒成像技术是通过超声换能器阵元发射超声波,接收对应的回波信号以获取通道数据,并对通道数据进行波束合成,然后获得采样线,用以估计血流的速度。传统成像技术需要进行波束合成,这意味着对于同一个位置的血流速度估计需要使用到不同位置的阵元发射出来的超声波累加获得,而在频域变化过程中,存在假设扫描方向与血流方向的唯一夹角为 θ 角度,这会明显的与物理的阵元发射实际夹角存在误差,从而导致血流速度估计不准确的问题。

发明内容

[0003] 本发明的目的之一至少在于,针对如何克服上述现有技术存在的问题,提供一种基于超声通道数据的多普勒血流速度成像方法和系统,能够通过对不同阵元对应的通道数据,单独估算血流速度,而后通过角度相位对齐和叠加的方式,提高血流信号的信噪比,进而提高血流速度估计的准确性。

[0004] 为了实现上述目的,本发明采用的技术方案包括以下各方面。

[0005] 一种基于超声通道数据的多普勒血流速度成像方法,其包括:

[0006] 发射超声波,从接收的回波信号采集与每个阵元对应的通道数据;对每一个通道数据,进行解调变换,获取复数信号;对获取复数信号进行滤波处理,以在时间方向上滤除组织多普勒速度成分;对滤除组织多普勒速度成分的复数信号进行滑动窗口快速傅里叶变换,以获取变换后的频域复数信号;

[0007] 基于每一个阵元扫描线方向与血管的角度,通过变换后的频域复数信号获取与每个通道数据对应的血流速度,并基于血流速度生成目标区域的血流图像。

[0008] 一种基于超声通道数据的多普勒血流速度成像系统,其包括:具有多个阵元的换能器,与换能器依次连接的回波信号处理器、通道数据处理器、复数信号处理器、血流速度处理器、图像编码处理器、存储器、以及显示器;

[0009] 其中,换能器,用于发射超声波,并接收回波信号;

[0010] 回波信号处理器,用于从接收的回波信号采集与每个阵元对应的通道数据;

[0011] 通道数据处理器,用于对每一个通道数据,滤除通道数据在通道数据的长度方向的直流分量,获取滤波后的通道数据;并对滤波后的通道数据进行数据插入,以保持插入数据后的通道数据的相位和信噪比不变;

[0012] 复数信号处理器,用于对插入数据后的通道数据进行解调变换,获取复数信号;对获取复数信号进行滤波处理,以在时间方向上滤除组织多普勒速度成分;并对复数信号进行滑动窗口快速傅里叶变换,以获取变换后的频域复数信号;

[0013] 血流速度处理器,用于基于每一个阵元扫描线方向与血管的角度,通过变换后的频域复数信号获取与每个通道数据对应的血流速度;

[0014] 图像编码处理器,用于基于血流速度生成目标区域的血流图像。

[0015] 综上所述,由于采用了上述技术方案,本发明至少具有以下有益效果:

[0016] 通过对每一个阵元对应的通道数据分别处理以获取对应的频域复数信号 \widehat{IQ}'_n ,然后根据每一个阵元不同的扫描角度,单独计算每一个通道对应的血流速度,最终融合每个通道的血流速度,以获得最终的血流图像,从而有效提高血流速度准确率并降低血流噪声。

附图说明

[0017] 图1是根据本发明实施例的基于超声通道数据的多普勒血流速度成像方法的流程图。

[0018] 图2是根据本发明实施例的通道数据 C_n 、滤波后的通道数据 \widehat{C}_n 、插入数据后的通道数据 C'_n 的频率响应曲线示意图。

[0019] 图3是传统的血流速度估计采用的阵元扫描线方向与血管夹角示意图。

[0020] 图4是根据本发明实施例的血流速度估计采用的阵元扫描线方向与血管夹角示意图。

[0021] 图5是传统的血流成像法得到的肾脏血流图像。

[0022] 图6是根据本发明实施例的方法获取的血流图像。

[0023] 图7是根据本发明实施例的基于超声通道数据的多普勒血流速度成像系统的结构示意图。

[0024] 图8是根据本发明实施例的沿着扫描线方向子采样门划分示意图。

[0025] 图9是根据本发明实施例的血管空间子采样门划分示意图。

[0026] 图10是根据本发明实施例的频率、空间融合示意图。

[0027] 图11是传统的血流成像法得到的血流频谱示意图。

[0028] 图12是根据本发明实施例的方法获取的血流频谱示意图。

具体实施方式

[0029] 下面结合附图及实施例,对本发明进行进一步详细说明,以使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白。应当理解,此处所描述的具体实施例仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0030] 下文结合图1对根据本发明实施例的基于超声通道数据的多普勒血流速度成像方法进行详细说明。

[0031] 步骤101:发射超声波,从接收的回波信号采集与每个阵元对应的通道数据

[0032] 具体地,可以使用具有N阵元的换能器发射超声波,从与每个阵元对应的N个接收通道从回波信号采集到N个通道数据C,用 C_n 表示其中的第n个通道数据。通道数据C为 $M*N$ 的

矩阵,其中,M是根据超声需要探测的深度,通过延时接收获得的通道数据的长度,即在深度方向上的长度;N代表了超声系统实际的物理通道的数量,N通常可以为16、32、64、128等等。

[0033] 步骤102:对每一个通道数据,滤除通道数据在通道数据的长度方向的直流分量,获取滤波后的通道数据

[0034] 由于直流分量是一种与时间无关的常数,区别于具有周期特性的信号,直流分量是无意义的信号杂讯,因此通过去除M方向的直流分量,可以提高后续计算的准确性。具体地,对于N个通道数据C中的第n个通道数据 C_n ,使用经典的巴特沃斯滤波器滤除直流分量,获取的滤波后的通道数据 \widehat{C}_n ,表示如下:

[0035]

$$\begin{aligned} \widehat{C}_n(m) = & (b(1) * C_n(m) + b(2) * C_n(m-1) + \dots + b(K+1) * C_n(m-K) \\ & - a(2) * \widehat{C}_n(m-1) - \dots - a(K+1) * \widehat{C}_n(m-K)) / a(1), \quad m \\ & \in K+1, \dots, M-1 \end{aligned}$$

[0036] 其中,K为时延参量,典型值为5,由此可得参数相量a,b的典型值分别为:

$$[0037] \quad a = \begin{bmatrix} 1.0000, & -3.98454312, & 6.43486709, \\ -5.25361517, & 2.16513291, & -0.35992825 \end{bmatrix}$$

$$[0038] \quad b = \begin{bmatrix} 0.000059795, & 0.000298978, & 0.000597957, \\ 0.000597957, & 0.000298978, & 0.000059795 \end{bmatrix}$$

[0039] 步骤103:对滤波后的通道数据进行数据插入,以保持插入数据后的通道数据的相位和信噪比不变

[0040] 由于滤波后的通道数据 \widehat{C}_n 相比滤波前的数据通道 C_n 数据长度减少K,这意味着数据的相位受到了篡改,其直接影响信号信噪比,需要重新对齐。本发明通过下述实施例的通道数据插入方法,可以有效的保持信号长度的同时,不篡改数据的相位,保持数据的信噪比。具体地,可以采用repmat函数将滤波后的通道数据 \widehat{C}_n 矩阵复制K块作为插入数据后的通道数据 C_n' 的元素, C_n' 由K个滤波后的通道数据 \widehat{C}_n 平铺而成,其表达式为 $C_n' = [\widehat{C}_n; repmat(\widehat{C}_n, K, 1)]$ 。

[0041] 图2中的曲线21、22、23分别示出了的第n个通道数据 C_n 、滤波后的通道数据 \widehat{C}_n 、插入数据后的通道数据 C_n' 的频率响应曲线。可以明显的观察到 C_n' 和 \widehat{C}_n 的在滤除直流分量后频率响应信噪比一致,且均高于 C_n 。

[0042] 步骤104:对插入数据后的通道数据进行解调变换,获取复数信号

[0043] 具体地,可以使用希尔伯特变换(Hilbert transform)对插入数据后的通道数据 C_n' 进行解调变换:

$$[0044] \quad I_n(m) = C_n'(m) * \cos\left(-2\pi \frac{F_c}{F_s} m\right), \quad m \in 0, 1, \dots, M-1$$

$$[0045] \quad Q_n(m) = C'_n(m) * \sin\left(-2\pi \frac{F_c}{F_s} m\right), \quad m \in 0, 1, \dots, M-1$$

[0046] 其中,其中 F_c 是发射信号的中心频率, F_s 是系统的采样率。

[0047] 将第 n 个通道数据解调得到复数信号 I_n 和 Q_n 表示为 IQ_n 信号,将第 n 个通道在 t 时刻获得的 IQ_n 表示为 $IQ_{n,t}$,在连续时间段 T ,得到三维矩阵的复数信号 IQ ,其大小为 $M*N*T$, M 是 t 时刻第 n 个通道数据的长度。

[0048] 步骤105:对获取复数信号进行滤波处理,以在时间方向上滤除组织多普勒速度成分

[0049] 采集到的 IQ 信号中包含了大量组织的运动速度,但由于组织多普勒成像和多普勒血流速度成像是两种不同的成像内容,在血流成像中可以将组织多普勒速度成分滤除,因此,本步骤105为优选实施例的可选步骤。以多普勒血流速度成像为例,使用无限脉冲响应IIR高通滤波器,在时间方向上滤除组织多普勒速度成分,其公式如下:

[0050]

$$\begin{aligned} \widehat{IQ}_{m,n}(t) = & (b(1) * IQ_{m,n}(t) + b(2) * IQ_{m,n}(t-1) + \dots + b(Z+1) \\ & * IQ_{m,n}(t-Z) - a(2) * \widehat{IQ}_{m,n}(t-1) - \dots - a(z+1) * \widehat{IQ}_{m,n}(t \\ & - Z))/a(1), \quad t \in Z+1, \dots, T-1 \end{aligned}$$

[0051] 其中, Z 为时延参量,一个典型的取值为3,对应的参数向量 a, b 的典型的取值为:

$$[0052] \quad a = [1.0000, -2.374094743709352, 1.929355669091215, -0.532075368312092]$$

$$[0053] \quad b = [0.729440722639082, -2.188322167917248, 2.188322167917248, -0.729440722639082]$$

[0054] 步骤106:对滤除组织多普勒速度成分的复数信号进行滑动窗口快速傅里叶变换,以获取变换后的频域复数信号

[0055] 具体地,对滤除组织多普勒速度成分的复数信号 \widehat{IQ} ,在时间方向,进行滑动窗口快速傅里叶变换(Sliding window FFT),其公式如下:

$$[0056] \quad \widehat{IQ}'(u) = \sum_{t=0}^{U-1} \widehat{IQ}(t) * e^{-\frac{j2\pi tu}{U}}, \quad u = 0, 1, \dots, U-1$$

[0057] 其中, U 是滑动窗口快速傅里叶变换的数据长度, \widehat{IQ}' 是变换后的频域复数信号。

[0058] 本实施例采用快速傅里叶变换(FFT),其复杂度为 $O(N \log(N)/2)$;在其他实施例中可以使用离散傅里叶变换DFT,其复杂度为 $O(N^2)$ 。更具体地,本实施例采用的是时域抽取的快速傅里叶变换,这种做法虽然需要为输入信号进行比特翻转(bit reverse)操作,但其输出信号为正序信号,却具有很大的意义(可以有效节约存储空间)。

[0059] 步骤107:基于每一个阵元扫描线方向与血管的角度,通过变换后的频域复数信号获取与每个通道数据对应的血流速度,并基于血流速度生成目标区域的血流图像

[0060] 通过对频域复数信号 \widehat{IQ}' 取模,可以得到血流的速度估计值。具体地,对于第 n 个通道数据获得的频域复数信号 \widehat{IQ}'_n ,阵元 n 扫描线方向与血管的夹角为 θ_n ,因此可以得到聚焦

点在t时刻的血流速度如下公式：

$$[0061] \quad V(x, y) = \sum_{m=x-k}^{x+k} \sum_{n=y-k}^{y+k} \omega(m, n) * |\widehat{IQ}'(m, n)| * \cos\theta(n)$$

[0062] 其中, $V(x, y)$ 是目标区域位于 x, y 处的血流速度, k 是加权半径, ω 是权重函数; 对于夹角 θ_n , 以 40mm 线阵 128 阵元为例, 阵元间距为 0.3125mm, 设中心位置深度为 D mm 的聚焦位置, 第 n 个阵元的扫描线方向与血管的夹角为 θ_n 为左右对称关系, $\theta_n = \pi/2 - \arctan(n * 0.3125/D)$ 。

[0063] 通过上式的计算, 可以准确地计算目标区域各个聚焦点的血流速度数据, 进而通过图像编码处理生成血流图像, 并可以通过显示器显示, 或者通过存储器存储。

[0064] 传统的血流速度估计如图 3 所示, 其假设阵元扫描线方向 31 唯一且与血管 32 之间存在夹角 θ , 因此是通过在 \widehat{IQ}' 的信号上乘以 $\cos(\theta)$, 最终得到估计的血流速度, 由于存在明显的夹角估计误差的, 导致血流速度估计误差较大。实际上, 如图 4 所示, 换能器中 N 个阵元的物理位置并不相同, 这会导致扫描线方向与血管的夹角并非一个固定的角度, 而是存在多个不同的角度。本发明上述实施例对每一个阵元对应的通道数据分别处理以获取对应的频域复数信号 \widehat{IQ}'_n , 然后根据每一个阵元不同的扫描角度, 单独计算每一个通道对应的血流速度, 最终融合每个通道的血流速度, 以获得最终的血流图像, 从而有效提高血流速度准确率并降低血流噪声。

[0065] 图 5 为传统血流成像法得到的肾脏血流图像, 其细节表达不准确, 且由于角度误差引起的不准确估计速度较多。图 6 为本发明根据本发明实施例提出的方法获取的血流图像, 可以明显的观察到, 血流速度准确, 小血管饱满充盈, 由于估计错误造成的血流噪声较少。

[0066] 图 7 示出了根据本发明实施例的基于超声通道数据的多普勒血流速度成像系统。该系统包括: 具有多个阵元的换能器, 与换能器依次连接的回波信号处理器、通道数据处理器、复数信号处理器、血流速度处理器、图像编码处理器、存储器、以及显示器。

[0067] 其中, 换能器, 用于发射超声波, 并接收回波信号;

[0068] 回波信号处理器, 用于从接收的回波信号采集与每个阵元对应的通道数据;

[0069] 通道数据处理器, 用于对每一个通道数据, 滤除通道数据在通道数据的长度方向的直流分量, 获取滤波后的通道数据; 并对滤波后的通道数据进行数据插入, 以保持插入数据后的通道数据的相位和信噪比不变;

[0070] 复数信号处理器, 用于对插入数据后的通道数据进行解调变换, 获取复数信号; 对获取复数信号进行滤波处理, 以在时间方向上滤除组织多普勒速度成分; 并对复数信号进行滑动窗口快速傅里叶变换, 以获取变换后的频域复数信号;

[0071] 血流速度处理器, 用于基于每一个阵元扫描线方向与血管的角度, 通过变换后的频域复数信号获取与每个通道数据对应的血流速度;

[0072] 图像编码处理器, 用于基于血流速度生成目标区域的血流图像。

[0073] 在本发明优选的实施例中, 对于上述实施例获取变换后的频域复数信号的步骤 106, 可以通过如下步骤来完成, 其通过划分子采样门并对子采样门中的复数信号进行空间、时间和频域融合来提高血流频谱的信噪比, 从而进一步提高血流图像中血流速度的准

确率和信噪比。

[0074] 步骤201:沿着阵元的扫描线方向将血管平分为多个子采样门,分别对每个子采样门中的复数信号进行空间域融合以获取空间融合复数信号

[0075] 如图8所示,可以沿着阵元的扫描线方向将血管平分为从1至N和1'至N'共 $N+N'$ 个子采样门(Sub-Gates),分别对每个子采样门中的复数信号 \widehat{IQ} 进行空间域融合。其中,通道数据长度为M的复数信号 \widehat{IQ} ,被平均分配至 $N+N'$ 个采样门中,每个采样门的大小为定义为 r_1 ,整个血管的半径定义为R,如图9所示。

[0076] 步骤202:分别对每个子采样门中的空间融合复数信号进行时间域融合以获取与每个子采样门对应的血流频谱数据

[0077] 具体地,可以对 $N+N'$ 个子采样门中的空间融合复数信号 \widehat{IQ} ,在时间方向做傅里叶变换,可以得到 $N+N'$ 个血流频谱数据。

[0078] 步骤203:分别对每个子采样门中的血流频谱数据在频域进行融合,获取变换后的频域复数信号

[0079] 如图10所示,对得到 $N+N'$ 个血流频谱在频率域再次融合,可以有效的抑制血流斑点噪声,提高血流信噪比。带滑动窗口的FFT强烈依赖于PRF(Pulse Repetition Frequency,脉冲重复频率),在血流分析中,PRF是一个非常重要的参数,一般可以选择 $PRF = 2\text{KHz}$ 或者 $PRF = 4\text{KHz}$ 。例如,可以使用 $\text{Jump} = 16$ 的滑动窗口,对64点复数信号 \widehat{IQ} 做128点基2时域抽取FFT,来获得一条频谱线,通过多次滑动计算,以获得一帧血流频谱。相比于图11所示的传统方法得到的血流频谱,通过本发明实施例获得的血流频谱如图12所示,其血流信噪比较高,受血流噪声影响小。

[0080] 步骤204:基于每一个阵元扫描线方向与血管的角度,通过变换后的频域复数信号获取与每个子采样门对应的血流速度,并基于血流速度生成目标区域的血流图像。

[0081] 以上所述,仅为本发明具体实施方式的详细说明,而非对本发明的限制。相关技术领域的技术人员在不脱离本发明的原则和范围的情况下,做出的各种替换、变型以及改进均应包含在本发明的保护范围之内。

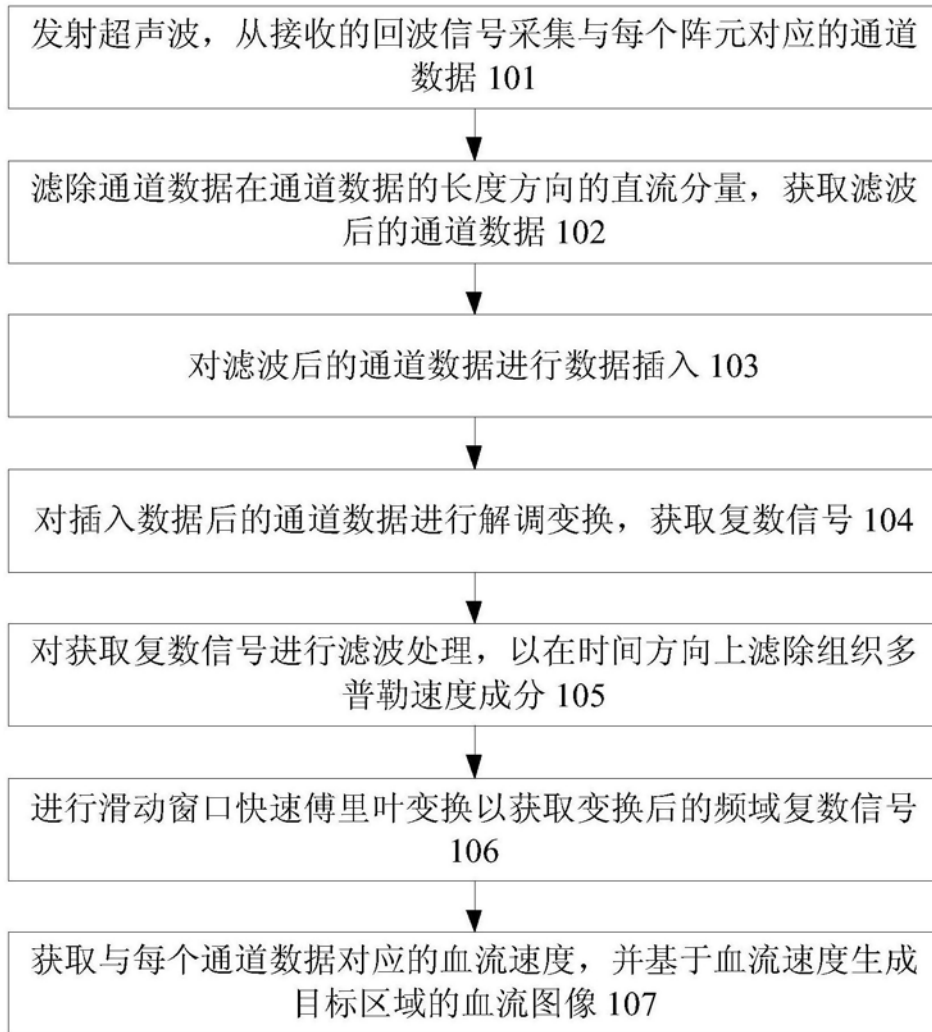


图1

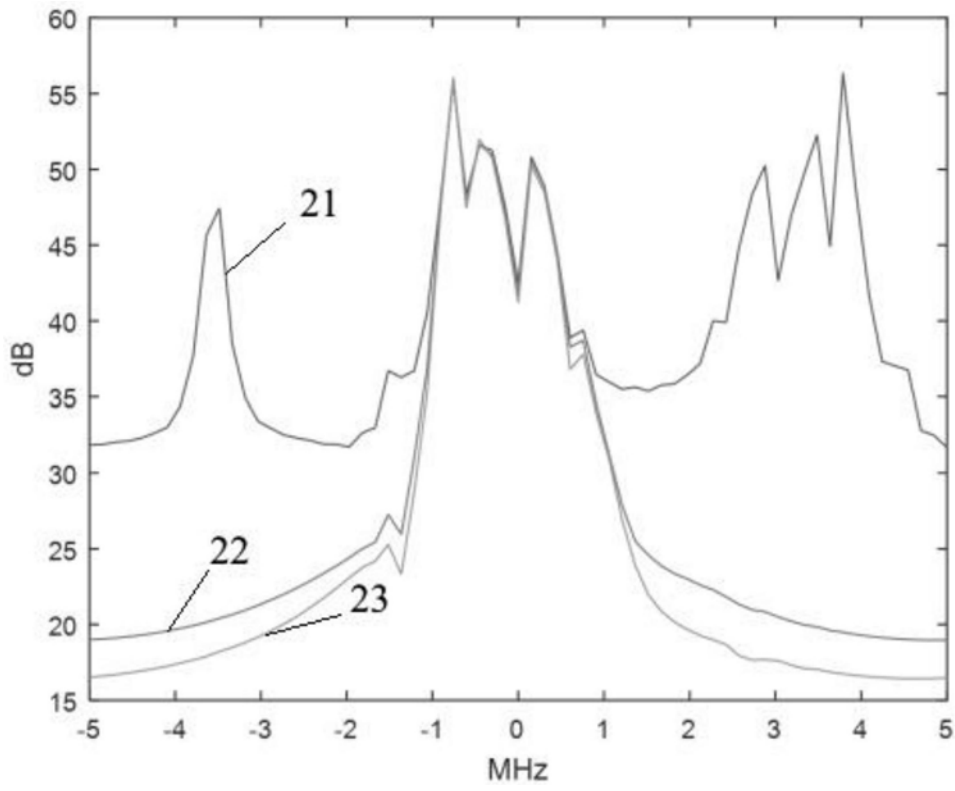


图2

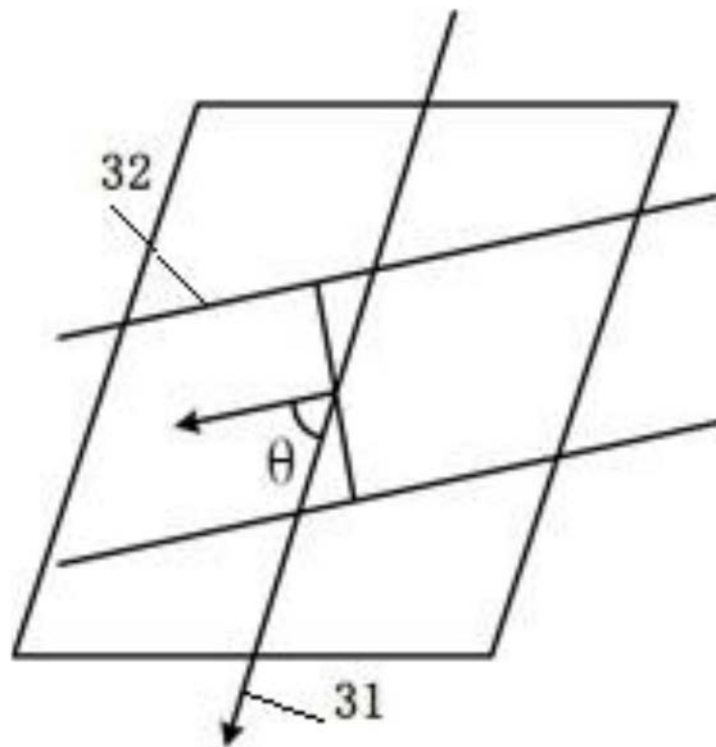


图3

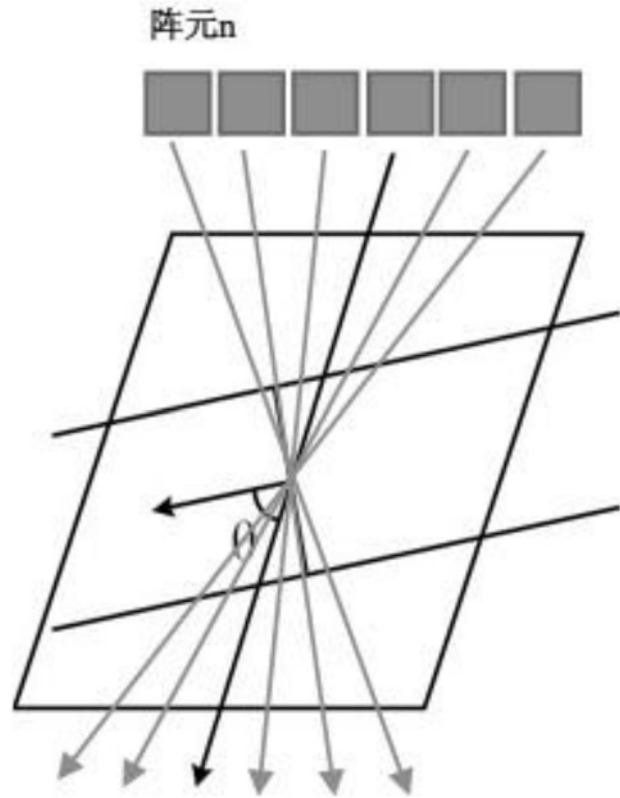


图4

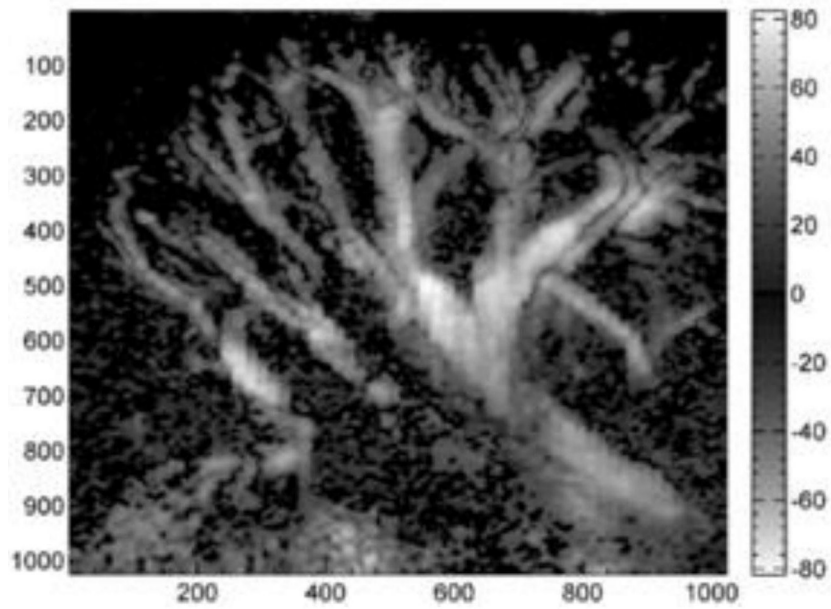


图5

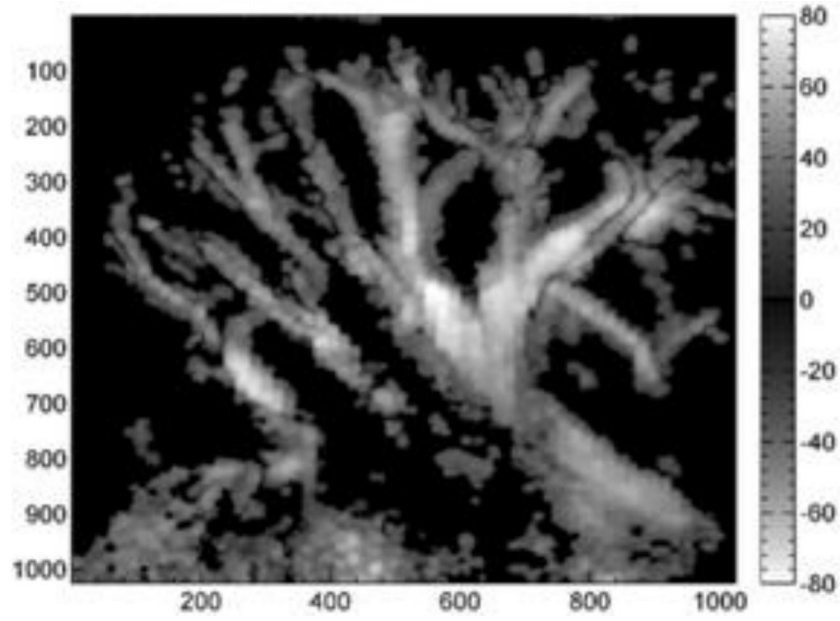


图6

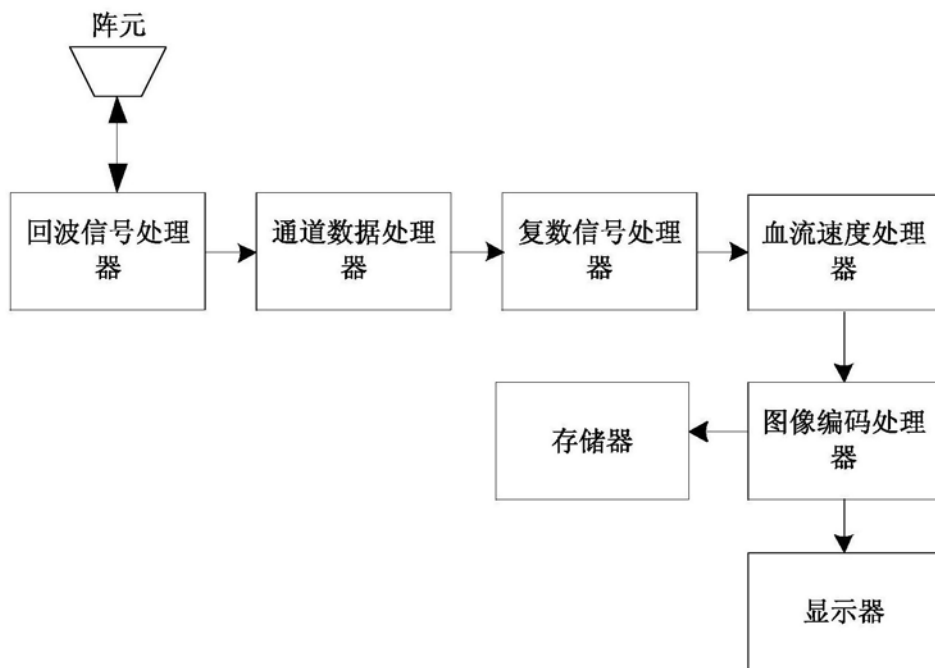


图7

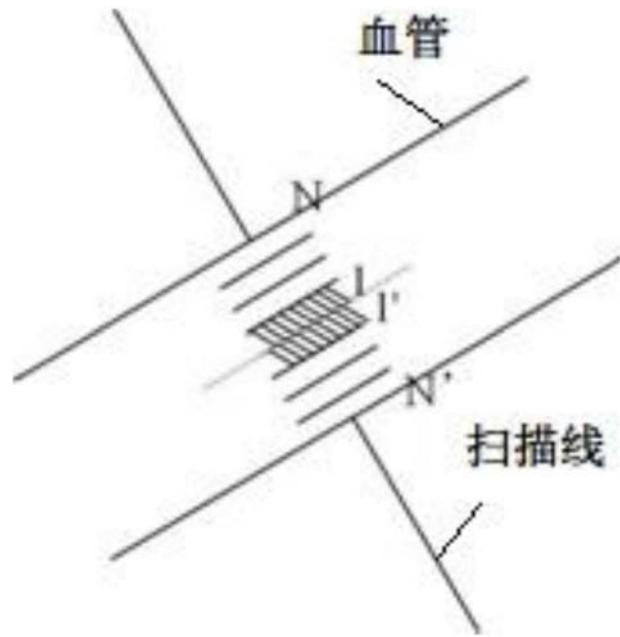


图8

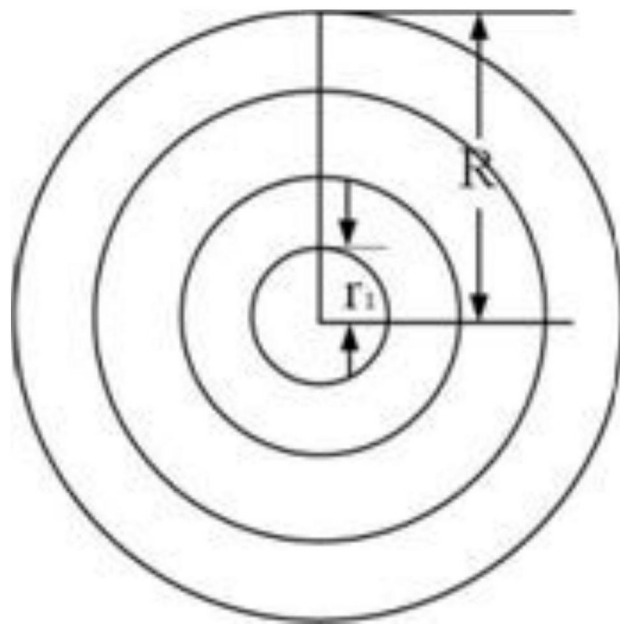


图9

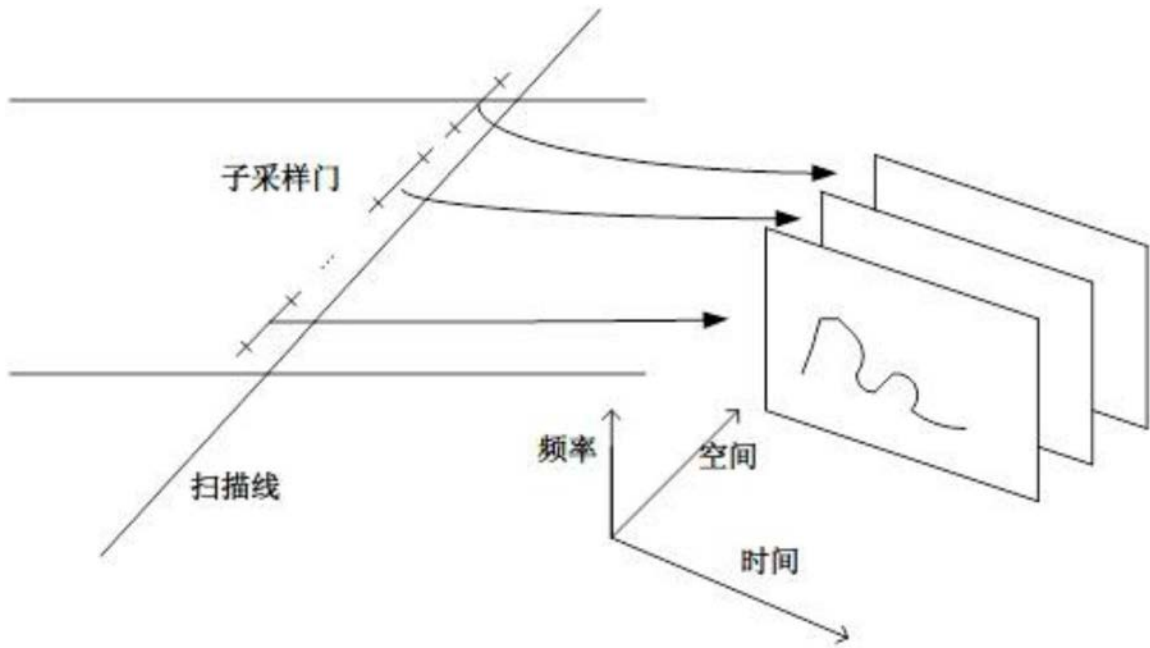


图10

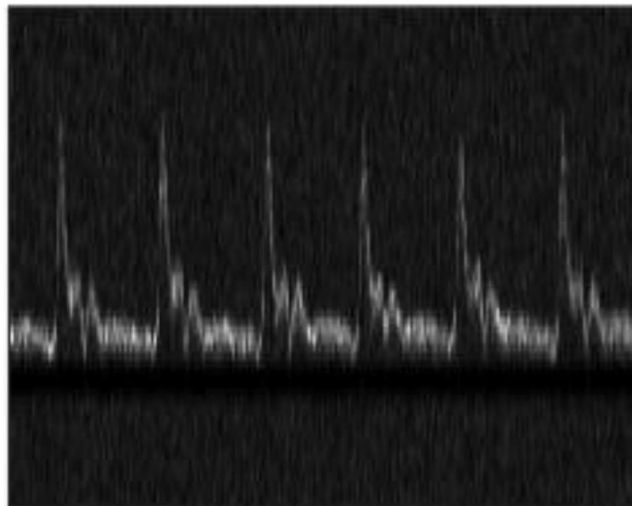


图11

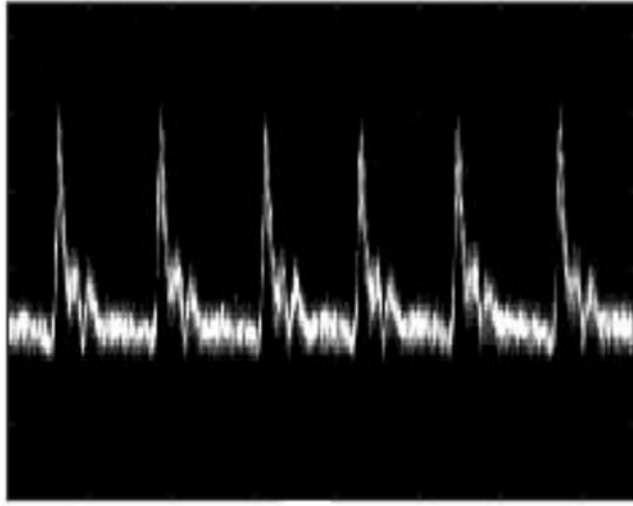


图12

专利名称(译)	一种基于超声通道数据的多普勒血流速度成像方法和系统		
公开(公告)号	CN108186050A	公开(公告)日	2018-06-22
申请号	CN201810005469.2	申请日	2018-01-03
[标]申请(专利权)人(译)	声泰特(成都)科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	声泰特(成都)科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	声泰特(成都)科技有限公司		
[标]发明人	刘西耀 刘鑫 刘东权		
发明人	刘西耀 刘鑫 刘东权		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/4483 A61B8/488 A61B8/52		
代理人(译)	韩洋		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于超声通道数据的多普勒血流速度成像方法和系统，能够通过对不同阵元对应的通道数据，单独估算血流速度，而后通过角度相位对齐和叠加的方式，提高血流信号的信噪比，进而提高血流速度估计的准确性。所述方法包括：发射超声波，从接收的回波信号采集与每个阵元对应的通道数据；对每一个通道数据，进行解调变换，获取复数信号；进行滤波处理，以在时间方向上滤除组织多普勒速度成分；对滤除组织多普勒速度成分的复数信号进行滑动窗口快速傅里叶变换，以获取变换后的频域复数信号；基于每一个阵元扫描线方向与血管的角度，通过变换后的频域复数信号获取与每个通道数据对应的血流速度，并基于血流速度生成目标区域的血流图像。

