



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108652666 A
(43)申请公布日 2018.10.16

(21)申请号 201810531393.7

(22)申请日 2018.05.29

(66)本国优先权数据

201711397026.4 2017.12.21 CN

(71)申请人 飞依诺科技(苏州)有限公司

地址 215123 江苏省苏州市工业园区新发
路27号A栋5楼、C栋4楼

(72)发明人 郭建军

(74)专利代理机构 苏州威世册知识产权代理事
务所(普通合伙) 32235

代理人 杨林洁

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

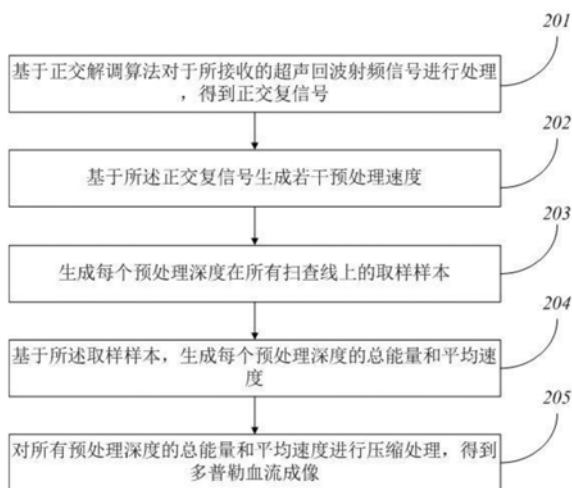
权利要求书2页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

一种多普勒血流成像的生成方法和装置

(57)摘要

本发明提供了一种多普勒血流成像的生成方法,包括以下步骤:基于正交解调算法对于所接收的超声回波射频信号进行处理,得到正交复信号;基于所述正交复信号生成若干预处理速度;生成每个预处理深度在所有扫查线上的取样样本;基于所述取样样本,生成每个预处理深度的总能量和平均速度;对所有预处理深度的总能量和平均速度进行压缩处理,得到多普勒血流成像,该生成方法具有高分辨率、且能够有效防止混叠的优点。



1. 一种多普勒血流成像的生成方法,其特征在于,包括以下步骤:

基于正交解调算法对于所接收的超声回波射频信号进行处理,得到正交复信号;

基于所述正交复信号生成若干预处理速度;

生成每个预处理深度在所有扫查线上的取样样本;

基于所述取样样本,生成每个预处理深度的总能量和平均速度;

对所有预处理深度的总能量和平均速度进行压缩处理,得到多普勒血流成像。

2. 根据权利要求1所述的生成方法,其特征在于,所述基于所述正交复信号生成若干预处理速度,包括:

基于 f_{prf} 、 v_0 和 f_0 得到最大可探测速度值 V_{max} , 所述若干预处理速度为,

$$V_Dis_Time(k) = -\frac{V_{max}}{2} + \frac{k}{N_d} * V_{max}, k=0, 1, 2 \dots N_d, \text{ 其中, } f_{prf} \text{ 为脉冲重复频率值, } v_0 \text{ 为}$$

超声波在血流中的传播速度值和 f_0 为发射波形的中心频率值。

3. 根据权利要求2所述的生成方法,其特征在于,所述基于 f_{prf} 、 v_0 和 f_0 得到最大可探测

速度值 V_{max} , 包括: $V_{max} = \frac{f_{prf}}{2} * \frac{v_0}{f_0}$ 。

4. 根据权利要求1所述的生成方法,其特征在于,所述生成每个预处理深度在所有扫查线上的取样样本,包括:

依据以下规则得到每个预处理深度在所有扫查线上的取样样本: 获取在所述扫查线上的与所述预处理深度相邻的若干深度值的IQ信号, 基于所述若干深度值的IQ信号得到所述预处理深度在所述扫查线上的取样样本。

5. 根据权利要求4所述的生成方法,其特征在于,所述基于所述若干深度值的IQ信号得到所述预处理深度在所述扫查线上的取样样本,包括:

所述若干深度值的IQ信号进行插值处理,得到所述预处理深度在所述扫查线上的取样样本。

6. 根据权利要求1所述的生成方法,其特征在于,所述基于所述取样样本,生成每个预处理深度的总能量,包括:

基于预设算法从所述取样样本获得有效目标采样值,基于所述有效目标采样值生成每个预处理深度的总能量。

7. 根据权利要求1所述的生成方法,其特征在于,所述生成每个预处理深度的总能量,

包括: $Power_d = \sum_{k=1}^{N_d} Power_v(k)$, $Power_v(k)$ 为预处理深度的能量。

8. 根据权利要求7所述的生成方法,其特征在于,所述生成每个预处理深度的平均速

度,包括: $V_d = \frac{\sum_{k=1}^{N_d} Power_v(k) * V_Dis_Time(k)}{Power_d}$, 其中, $V_Dis_Time(k)$ 为预设深度。

9. 一种多普勒血流成像的生成装置,其特征在于,包括以下模块:

信号获取模块,用于基于正交解调算法对于所接收的超声回波射频信号进行处理,得到正交复信号;

预处理速度生成模块,用于基于所述正交复信号生成若干预处理速度;

取样样本生成模块,用于生成每个预处理深度在所有扫查线上的取样样本;
总能量及平均速度生成模块,用于基于所述取样样本,生成每个预处理深度的总能量和平均速度;

图像生成模块,用于对所有预处理深度的总能量和平均速度进行压缩处理,得到多普勒血流成像。

10.一种超声扫描设备,其特征在于,安装有权利要求9所述的多普勒血流成像的生成装置。

一种多普勒血流成像的生成方法和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及超声扫描技术领域,尤其涉及一种多普勒血流成像的生成方法和装置。

背景技术

[0002] 多普勒血流成像是临床中常用的诊断手段,现有的多普勒血流成像通常都是基于自相关技术,自相关技术的理论基础是窄带信号模型,该自相关技术存在以下问题:

[0003] (1) 在多普勒效应中,由散射子运动导致的频移大小正比于发射信号频率和散射子运动速度的乘积,在现有的一维自相关技术中,由散射子的发射信号频率而导致的相位差,是依据超声回波信号在慢时间方向上的自相关来估算的,进而估算出散射子的运动速度;可以理解的是,该估计算法是建立在窄带信号模型的基础上,也就要求发射波形较长来保证符合窄带模型,其对快速运动的散射子的速度估计能力,随发射信号的带宽的增加而显著恶化;与此同时,当发射波形较长时,血流散射子的成像分辨率会下降。所以,对于传统的一维自相关血流成像技术,存在着上述不可调和的矛盾。

[0004] (2) 同样,由于采样定律的原因,传统的一维自相关技术可探测的最大血流速度受限于脉冲重复频率,所以如果组织内存在高于其最大可探速度的血流信号,会导致血流混叠。

[0005] 因此,设计出一种高分辨率、且能够有效防止混叠的多普勒血流成像的生成方法,就成为一个亟待解决的问题。

发明内容

[0006] 本发明的目的在于提供一种多普勒血流成像的生成方法和装置。

[0007] 为了实现上述发明目的之一,本发明一实施方式提供了一种多普勒血流成像的生成方法,包括以下步骤:基于正交解调算法对于所接收的超声回波射频信号进行处理,得到正交复信号;基于所述正交复信号生成若干预处理速度;生成每个预处理深度在所有扫查线上的取样样本;基于所述取样样本,生成每个预处理深度的总能量和平均速度;对所有预处理深度的总能量和平均速度进行压缩处理,得到多普勒血流成像。

[0008] 作为本发明一实施方式的进一步改进,所述基于所述正交复信号生成若干预处理速度,包括:基于 f_{prf} 、 v_0 和 f_0 得到最大可探测速度值 V_{max} ,所述若干预处理速度为,

$$V_{Dis_Time}(k) = -\frac{V_{max}}{2} + \frac{k}{N_d} * V_{max}, \quad k=0, 1, 2 \dots N_d$$
其中, f_{prf} 为脉冲重复频率值,

v_0 为超声波在血流中的传播速度值和 f_0 为发射波形的中心频率值。

[0009] 作为本发明一实施方式的进一步改进,所述基于 f_{prf} 、 v_0 和 f_0 得到最大可探测速度

值 V_{max} ,包括:
$$V_{max} = \frac{f_{prf}}{2} * \frac{v_0}{f_0}。$$

[0010] 作为本发明一实施方式的进一步改进,所述生成每个预处理深度在所有扫查线上

的取样样本,包括:依据以下规则得到每个预处理深度在所有扫查线上的取样样本:获取在所述扫查线上的与所述预处理深度相邻的若干深度值的IQ信号,基于所述若干深度值的IQ信号得到所述预处理深度在所述扫查线上的取样样本。

[0011] 作为本发明一实施方式的进一步改进,所述基于所述若干深度值的IQ信号得到所述预处理深度在所述扫查线上的取样样本,包括:所述若干深度值的IQ信号进行插值处理,得到所述预处理深度在所述扫查线上的取样样本。

[0012] 作为本发明一实施方式的进一步改进,所述基于所述取样样本,生成每个预处理深度的总能量,包括:基于预设算法从所述取样样本获得有效目标采样值,基于所述有效目标采样值生成每个预处理深度的总能量。

[0013] 作为本发明一实施方式的进一步改进,所述生成每个预处理深度的总能量,包括:

$$Power_d = \sum_{k=1}^{N_d} Power_v(k), Power_v(k) \text{ 为预处理深度的能量。}$$

[0014] 作为本发明一实施方式的进一步改进,所述生成每个预处理深度的平均速度,包括:

$$V_d = \frac{\sum_{k=1}^{N_d} Power_v(k) * V_Dis_Time(k)}{Power_d}, \text{ 其中, } V_Dis_Time(k) \text{ 为预设深度。}$$

[0015] 本发明实施例提供了一种多普勒血流成像的生成装置,包括以下模块:信号获取模块,用于基于正交解调算法对于所接收的超声回波射频信号进行处理,得到正交复信号;预处理速度生成模块,用于基于所述正交复信号生成若干预处理速度;取样样本生成模块,用于生成每个预处理深度在所有扫查线上的取样样本;总能量及平均速度生成模块,用于基于所述取样样本,生成每个预处理深度的总能量和平均速度;图像生成模块,用于对所有预处理深度的总能量和平均速度进行压缩处理,得到多普勒血流成像。

[0016] 本发明实施例提供了一种超声扫描设备,安装有上述的多普勒血流成像的生成装置。

[0017] 相对于现有技术,本发明的技术效果在于:本发明实施例提供了一种多普勒血流成像的生成方法,包括以下步骤:基于正交解调算法对于所接收的超声回波射频信号进行处理,得到正交复信号;基于所述正交复信号生成若干预处理速度;生成每个预处理深度在所有扫查线上的取样样本;基于所述取样样本,生成每个预处理深度的总能量和平均速度;对所有预处理深度的总能量和平均速度进行压缩处理,得到多普勒血流成像,该生成方法具有高分辨率、且能够有效防止混叠的优点。

附图说明

[0018] 图1是现有技术中的多普勒成像流程的示意图;

[0019] 图2是实施例中的多普勒血流成像的生成方法的流程示意图。

具体实施方式

[0020] 以下将结合附图所示的各实施方式对本发明进行详细描述。但这些实施方式并不限制本发明,本领域的普通技术人员根据这些实施方式所做出的结构、方法、或功能上的变换均包含在本发明的保护范围内。

[0021] 图1示出了多普勒成像流程,如图1所示,在超声系统工作时,超声系统中的探头模

块1会向人体组织发射超声波,人体组织会反射超声回波,从而探头模块1就可以接收到人体组织的超声回波,在通过前放模块2的放大,在由A/D(Analog/Digital模拟/数字转换)模块3转换为数字信号,各个不同基元的数字信号经过波束合成模块4合成为射频信号。射频信号经过固定频率的正交解调后,将正交解调结果IQ信号送入相应的处理模块(例如,B模式成像处理模块6、彩色模式成像处理模块7和多普勒模式成像处理模块8),最后得到超声扫描图像和相关参数,通过显示器9显示或通过喇叭10输出。

[0022] 本发明实施例提供了一种多普勒血流成像的生成方法,这里,该生成方法是由图1中的多普勒模式成像处理模块8来执行的,如图2所示,包括以下步骤:

[0023] 步骤201:基于正交解调算法对于所接收的超声回波射频(Radio Frequency,RF)信号进行处理,得到正交复信号;

[0024] 通常,一个扫查包里会包含M(M为大于1的自然数)根扫查线,且可以按照空间排列顺序将该M根扫查线排成一列,即可以使用i来表征扫查线在该列中的次序号,i为大于等于1且小于等于M的自然数。此外,在每个扫查线中都会包含有N(N为大于1的自然数)个不同的深度值,且可以按照数值大小将该N个不同的深度值排成一列,即可以使用j来表征深度值在该列中的次序号,j为大于等于1且小于等于N的自然数。

[0025] 这里,步骤201可以具体为:

[0026] 步骤2011:正交解调,对于一个扫查包里面的第i根扫查线的回波射频(Radio Frequency,RF)信号,正交解调后得到正交复信号,记为: $\{I_0(i,1), I_0(i,2), I_0(i,3), \dots, I_0(i,N)\}$, $i=1,2,\dots,M$;

[0027] 步骤2012:壁滤波,对于扫查包内的M根扫查线,在慢时间方向进行壁滤波,得到快时间方向(深度方向)的IQ(I为In-Phase,同相;Q为Quadrature,正交,与I相位差90度)信号:

[0028] $\{I_0(1,1), I_0(1,2), I_0(1,3), \dots, I_0(1,N)\}$

[0029] $\{I_0(2,1), I_0(2,2), I_0(2,3), \dots, I_0(2,N)\}$

[0030] …….

[0031] $\{I_0(M,1), I_0(M,2), I_0(M,3), \dots, I_0(M,N)\}$;

[0032] 步骤202:基于所述正交复信号生成若干预处理速度;

[0033] 优选的,所述基于所述正交复信号生成若干预处理速度,包括:基于 f_{prf} 、 v_0 和 f_0 得到最大可探测速度值 V_{max} ,所述若干预处理速度为,

$$V_{Dis_Time}(k) = -\frac{V_{max}}{2} + \frac{k}{N_d} * V_{max}[0,1], \quad k=0, 1, 2 \dots N_d,$$

[0034] 其中, f_{prf} 为脉冲重复频率值, v_0 为超声波在血流中的传播速度值和 f_0 为发射波形的中心频率值。

[0035] 优选的,所述基于 f_{prf} 、 v_0 和 f_0 得到最大可探测速度值 V_{max} ,包括:

$$V_{max} = \frac{f_{prf}}{2} * \frac{v_0}{f_0}.$$

[0036] 这里步骤202可以具体为:

[0037] 步骤2021:获取脉冲重复频率值 f_{prf} 、超声波在血流中的传播速度值 v_0 和发射波形的中心频率值 f_0 ;

[0038] 步骤2022:依据 f_{prf} 、 v_0 和 f_0 得到最大可探测速度值 V_{max} ,则最大可探头速度范围为 $[-\frac{V_{max}}{2}, \frac{V_{max}}{2}]$ 。

[0039] 这里,步骤2021和2022限制了最大可探头速度,从而极大的减少了血流混叠的可能性。

[0040] 步骤2023:将最大可探头速度范围划分为 N_d (N_d 自然数)个等长的范围, N_d 个分割点为: $V_Dis_Time(k) = -\frac{V_{max}}{2} + \frac{k}{N_d} * V_{max}$, $k=0, 1, 2 \dots N_d$,即 N_d 个预处理速度 $V_Dis_Time(k)$ 将最大可探头速度划分为 N_d 个等长的范围;

[0041] 步骤203:生成每个预处理深度在所有扫查线上的取样样本;

[0042] 优选的,所述生成每个预处理深度在所有扫查线上的取样样本,包括:依据以下规则得到每个预处理深度在所有扫查线上的取样样本:获取在所述扫查线上的与所述预处理深度相邻的若干深度值的IQ信号,基于所述若干深度值的IQ信号得到所述预处理深度在所述扫查线上的取样样本。

[0043] 优选的,所述基于所述若干深度值的IQ信号得到所述预处理深度在所述扫查线上的取样样本,包括:所述若干深度值的IQ信号进行插值处理,得到所述预处理深度在所述扫查线上的取样样本。

[0044] 步骤203可以具体为:

[0045] 步骤2031:计算每个预处理速度 $V_Dis_Time(k)$ 在相邻两条扫查线之间运动的偏移量为: $Shift_V(k) = \frac{-2 * V_Dis_Time(k) * fs}{f_{prf} * v_0}$,其中, $k=0, 1, 2 \dots N_d$, fs 为回波数据的采样频率, v_0 为超声波在血流中的传播速度值, f_{prf} 为脉冲重复频率值;

[0046] 步骤2032:对于速度 $V_Dis_Time(k)$ ($k=0, 1, 2 \dots N_d$),生成其同一个扫查包里每条扫查线上的移动偏移量: $D_Shift(i, d) = Shift_V(k) * (i - M/2)$,其中 i 代表同一个扫查包里的扫查线号 $i=1, 2, 3 \dots M$;

[0047] 步骤2033:取目标深度附近的相邻值:由于 $D_Shift(i, d)$ 一般非整数,需要插值,所以,取样样本的序号为 $d + D_Shift(i, d)$ 深度方向相邻的点来进行插值,即基于 $IQ(i, floor(d + D_Shift(i, d)))$ 和 $IQ(i, ceil(d + D_Shift(i, d)))$ 进行插值,其中 $floor()$ 和 $ceil()$ 分布表示向上取整和向下取整;

[0048] 利用上述两值分别进行模和相角的插值,获取 $V_Dis_Time(k)$ 在不同扫查线上的目标采样值: $IQ(i, d + d_shift(i, d))$,插值系数: $Coff_in = d + D_Shift(i, d) - floor(d + D_Shift(i, d))$,目标采样值的模如下进行如下插值: $R_IQ(d) = |IQ(i, floor(d + D_Shift(i, d)))| * (Coff_in) + |IQ(i, ceil(d + D_Shift(i, d)))| * Coff_in$,其中 $|$ 表示取模值, $i=1, 2, 3 \dots M$;

[0049] 步骤2034:目标采样值的相角如下进行如下插值:

[0050] $A_IQ(d) = Angle(IQ(i, floor(d + D_Shift(i, d)))) * (Coff_in) + Angle(IQ(i, ceil(d + D_Shift(i, d)))) * Coff_in$,其中 $Angle()$ 表示取复数相角,根据上面的模和相角,可获得目标采样值 $IQ(i, d + D_Shift(i, d))$;

[0051] 步骤2035:基于步骤2031-2034,可以得到 $V_Dis_Time(i)$ 的 M 个目标采样值: $IQ(1,$

$d+D_Shift(1,d)$), $IQ(2,d+D_Shift(2,d))$, ..., $IQ(M,d+D_Shift(M,d))$, 简化表示为: $IQ_v(1,k)$, $IQ_v(2,k)$, ..., $IQ_v(M,k)$, 其中 k 表示速度 $V_Dis_Time(k)$ 的索引, $k=0,1,2,\dots,N_d$ 。

[0052] 步骤204: 基于所述取样样本, 生成每个预处理深度的总能量和平均速度;

[0053] 优选的, 所述基于所述取样样本, 生成每个预处理深度的总能量, 包括: 基于预设算法从所述取样样本获得有效目标采样值, 基于所述有效目标采样值生成每个预处理深度的总能量。

[0054] 优选的, 所述基于所述取样样本, 生成每个预处理深度的总能量, 包括: 基于预设算法从所述取样样本获得有效目标采样值, 基于所述有效目标采样值生成每个预处理深度的总能量。

[0055] 这里, 步骤204可以具体为:

[0056] 步骤2041: 基于 $V_Dis_Time(k)$ 的 M 个目标采样值序列 (即, $IQ_v(1,k)$, $IQ_v(2,k)$, ..., $IQ_v(M,k)$) 得到 $V_Dis_Time(k)$ 的采样值序列模的加窗平均值:

$Power_{Avg}(k) = \left(\frac{1}{M} \right) * \sum_{m=1}^M (|IQ_v(m,k)|^2 * Win(m))$, 其中, $||$ 表示取模, $Win()$ 表示综合归一化的窗函数 (例如, 汉宁窗、汉明窗和三角窗等), $k=0,1,2,\dots,N_d$;

[0057] 步骤2042: 基于 $V_Dis_Time(k)$ 的 M 个目标采样值序列 (即, $IQ_v(1,k)$, $IQ_v(2,k)$, ..., $IQ_v(M,k)$) 从队列中间向左边直至队列结束, 寻找第一个满足如下要求的采样索引 K_l (即 K_l 的值从 $ceil(M/2)$ 开始递减): $Power(K_l) > Thr_Power_Max * Power_{Avg}$ 或者 $Power(K_l) > Thr_Power_Min * Power_{Avg}$, 其中 Thr_power_Max 和 Thr_Power_Min 为能量阈值, 其中 $k=0,1,2,\dots,N_d$;

[0058] 步骤2043: 基于 $V_Dis_Time(k)$ 的 M 个目标采样值序列 (即, $IQ_v(1,k)$, $IQ_v(2,k)$, ..., $IQ_v(M,k)$) 从队列中间向右边直至队列结束, 寻找第一个满足如下要求的采样索引 K_r (即 K_r 的值从 $ceil(M/2)$ 开始递增): $Power(K_r) > Thr_Power_Max * Power_{Avg}$ 或者 $Power(K_r) > Thr_Power_Min * Power_{Avg}$, 其中 Thr_power_Max 和 Thr_Power_Min 为能量阈值, 其中, $k=0,1,2,\dots,N_d$;

[0059] 步骤2044: 基于步骤2041-2043, 速度 $V_Dis_Time(k)$ 的有效目标采样序列为: $IQ_v(K_l,k)$, $IQ_v(K_l+1,k)$..., $IQ_v(K_r,i)$;

[0060] 步骤2045: 生成 $V_Dis_Time(k)$ 的能量:

[0061]

$Power_v(k) = \left(\frac{K_r - K_l + 1}{M} \right) * \left| \sum_{l=K_l}^{K_r} \left\{ IQ(l,k) * Win(l) * \exp \left[-j * W_v(k) * \left(l - \frac{M}{2} \right) \right] \right\} \right|^2$, 其中,

$W_v(k) = 2 * \pi * V_Dis_Time(k) * \frac{f_0}{C_0 * fprf}$, $fprf$ 是脉冲重复频率, v_0 是超声在血流中的传播速度, f_0 是发射波形的中心频率, $Win()$ 表示窗函数, $k=0,1,2,\dots,N_d$ 。

[0062]

步骤2046: 总能量 $Power_d = \sum_{k=1}^{N_d} Power_v(k)$ 平均速度: $V_d = \frac{\sum_{k=1}^{N_d} Power_v(k) * V_Dis_Time(k)}{Power_d}$;

[0063] 步骤205: 对所有预处理深度的总能量和平均速度进行压缩处理, 得到多普勒血流成像。

[0064] 本发明实施例还提供了一种多普勒血流成像的生成装置, 包括以下模块:

[0064] 本发明实施例还提供了一种多普勒血流成像的生成装置, 包括以下模块:

[0065] 信号获取模块,用于基于正交解调算法对于所接收的超声回波射频信号进行处理,得到正交复信号;

[0066] 预处理速度生成模块,用于基于所述正交复信号生成若干预处理速度;

[0067] 取样样本生成模块,用于生成每个预处理深度在所有扫查线上的取样样本;

[0068] 总能量及平均速度生成模块,用于基于所述取样样本,生成每个预处理深度的总能量和平均速度;

[0069] 图像生成模块,用于对所有预处理深度的总能量和平均速度进行压缩处理,得到多普勒血流成像。

[0070] 本发明实施例还提供了一种超声扫描设备,安装有上述的多普勒血流成像的生成装置。

[0071] 应当理解,虽然本说明书按照实施方式加以描述,但并非每个实施方式仅包含一个独立的技术方案,说明书的这种叙述方式仅仅是为清楚起见,本领域技术人员应当将说明书作为一个整体,各实施方式中的技术方案也可以经适当组合,形成本领域技术人员可以理解的其他实施方式。

[0072] 上文所列出一系列的详细说明仅仅是针对本发明的可行性实施方式的具体说明,它们并非用以限制本发明的保护范围,凡未脱离本发明技艺精神所作的等效实施方式或变更均应包含在本发明的保护范围之内。

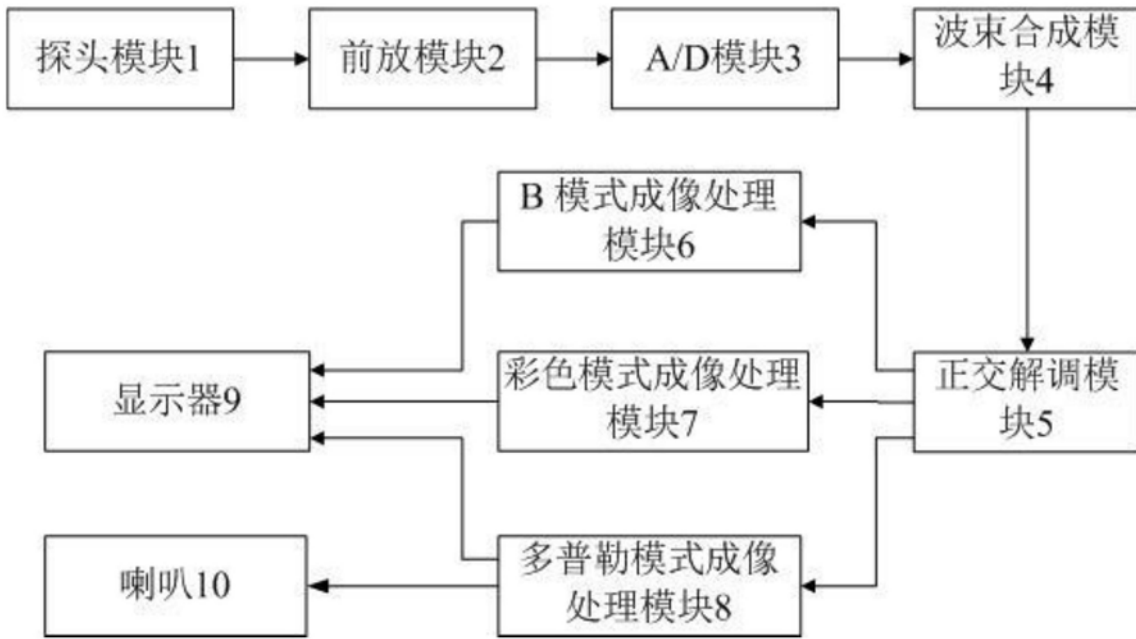


图1

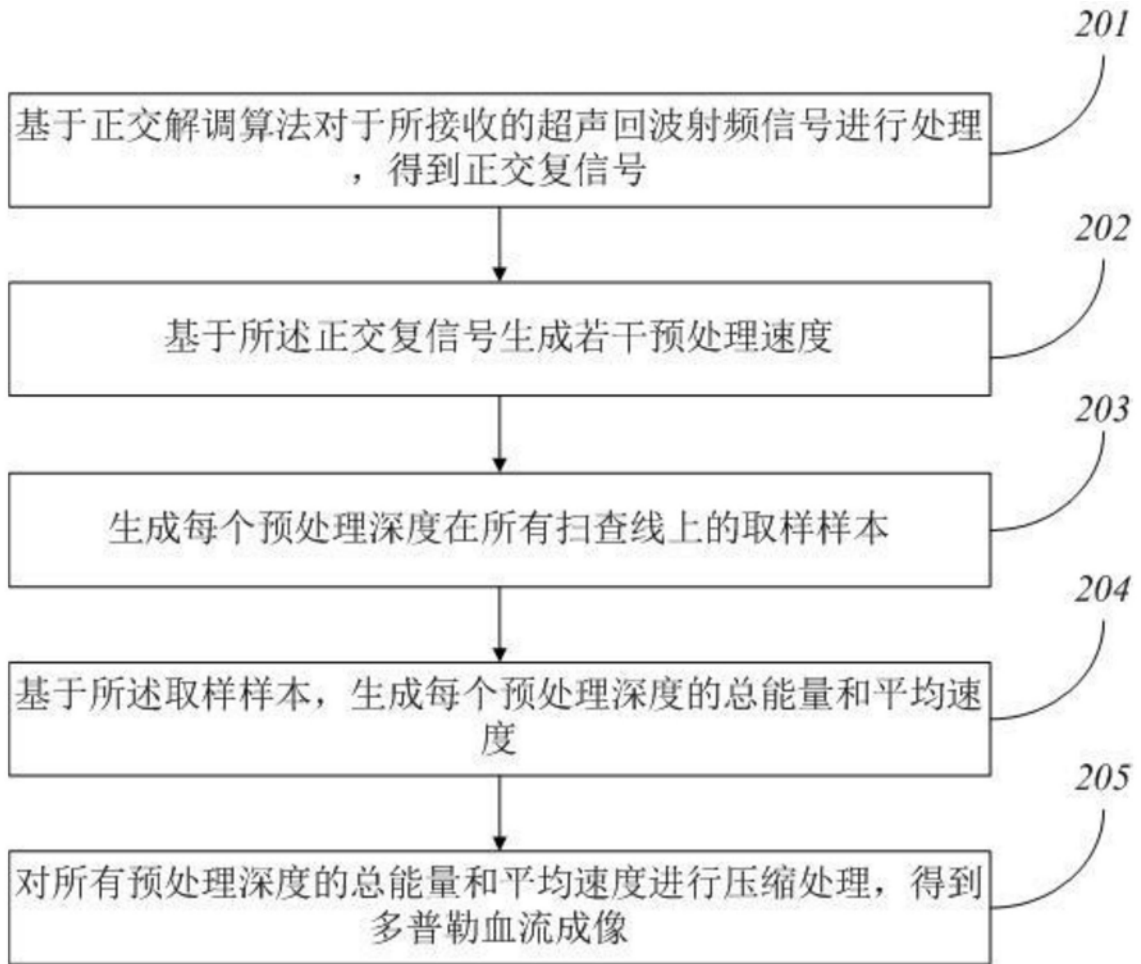


图2

专利名称(译)	一种多普勒血流成像的生成方法和装置		
公开(公告)号	CN108652666A	公开(公告)日	2018-10-16
申请号	CN201810531393.7	申请日	2018-05-29
[标]申请(专利权)人(译)	飞依诺科技(苏州)有限公司		
申请(专利权)人(译)	飞依诺科技(苏州)有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	飞依诺科技(苏州)有限公司		
[标]发明人	郭建军		
发明人	郭建军		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/488 A61B8/5207		
代理人(译)	杨林洁		
优先权	201711397026.4 2017-12-21 CN		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种多普勒血流成像的生成方法，包括以下步骤：基于正交解调算法对于所接收的超声回波射频信号进行处理，得到正交复信号；基于所述正交复信号生成若干预处理速度；生成每个预处理深度在所有扫查线上的取样样本；基于所述取样样本，生成每个预处理深度的总能量和平均速度；对所有预处理深度的总能量和平均速度进行压缩处理，得到多普勒血流成像，该生成方法具有高分辨率、且能够有效防止混叠的优点。

