



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102100567 B

(45) 授权公告日 2013. 12. 25

(21) 申请号 201010598546. 3

(56) 对比文件

(22) 申请日 2010. 12. 21

CN 101022765 A, 2007. 08. 22,

(30) 优先权数据

审查员 李尧

289634/2009 2009. 12. 21 JP

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 佐藤武史

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 夏斌 陈萍

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

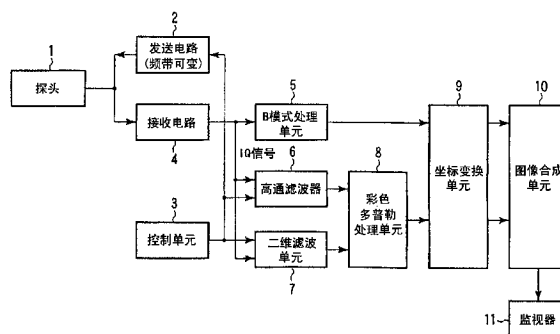
权利要求书2页 说明书7页 附图10页

(54) 发明名称

彩色多普勒超声波诊断装置

(57) 摘要

一种彩色多普勒超声波诊断装置。要解决的问题:收发宽频带超声波时杂波成分和血流成分的多普勒频带扩展而重叠,难以从血流成分中分离杂波成分,成为杂波成分多的血流图像。彩色多普勒超声波诊断装置具备:超声波探头;收发部,经由上述超声波探头在与被检体之间收发超声波;正交检波部,对收发部的输出进行正交检波;滤波单元,实施二维滤波,该二维滤波用于在深度方向上对正交检波部的输出进行第一正交变换,在整体方向上对第一正交变换的结果进行第二正交变换,从所得到的频率数据中提取血流成分,对二维滤波的输出进行第二正交变换的逆变换和第一正交变换的逆变换;及血流成分信息计算部,根据上述滤波单元的输出计算血流成分信息。



1. 一种彩色多普勒超声波诊断装置,其特征在于,具备:
超声波探头;
收发部,经由上述超声波探头在与被检体之间收发超声波;
正交检波部,对上述收发部的输出进行正交检波;
滤波单元,实施二维滤波,该二维滤波用于在深度方向上对上述正交检波部的输出进行第一正交变换而在深度方向上进行分解,在整体方向上对上述第一正交变换的结果进行第二正交变换,从所得到的频率数据中提取血流成分,并且该滤波单元对上述二维滤波的输出依次进行上述第二正交变换的逆变换和上述第一正交变换的逆变换;以及
血流成分信息计算部,根据上述滤波单元的输出计算血流成分信息。
2. 根据权利要求1所述的彩色多普勒超声波诊断装置,其特征在于,
上述第一正交变换和上述第二正交变换是离散傅立叶变换。
3. 根据权利要求1所述的彩色多普勒超声波诊断装置,其特征在于,
通过离散二维傅立叶变换和离散二维逆傅立叶变换,一次性地进行上述第一、第二正交变换和逆变换。
4. 根据权利要求1所述的彩色多普勒超声波诊断装置,其特征在于,
上述第一正交变换采用离散傅立叶变换,上述第二正交变换采用正交多项式。
5. 根据权利要求1所述的彩色多普勒超声波诊断装置,其特征在于,
上述第一正交变换采用离散傅立叶变换,上述第二正交变换采用离散余弦变换。
6. 根据权利要求1所述的彩色多普勒超声波诊断装置,其特征在于,
上述第一正交变换采用离散傅立叶变换,上述第二正交变换采用卡洛变换。
7. 一种彩色多普勒超声波诊断装置,其特征在于,具备:
超声波探头;
收发部,经由上述超声波探头在与被检体之间收发超声波;
正交检波部,对上述收发部的输出进行正交检波;
滤波单元,在深度方向上对上述正交检波部的输出进行正交变换,为了提取血流成分,在整体方向上按照每个距离对上述正交变换的结果实施滤波特性不同的时间轴上的滤波而在深度方向上进行分解,对上述滤波单元的输出进行上述正交变换的逆变换;以及
血流成分信息计算部,根据上述滤波单元的输出计算血流成分信息。
8. 一种彩色多普勒超声波诊断装置,其特征在于,具备:
超声波探头;
收发部,经由上述超声波探头在与被检体之间收发超声波;
正交检波部,对上述收发部的输出进行正交检波;
滤波单元,在深度方向上对上述正交检波部的输出实施带通滤波,为了从上述带通滤波的结果提取血流成分,在整体方向上按照每个距离实施滤波特性不同的时间轴上的滤波;以及
血流成分信息计算部,根据上述滤波单元的输出计算血流成分信息。
9. 一种彩色多普勒超声波诊断装置,其特征在于,具备:
超声波探头;
收发部,经由上述超声波探头在与被检体之间收发超声波;

正交检波部,对上述收发部的输出进行正交检波;

滤波单元,实施二维滤波,该二维滤波用于在深度方向上对上述正交检波部的输出进行第一正交变换,在整体方向上对上述第一正交变换的结果进行第二正交变换,从所得到的频率数据中提取血流成分,并且该滤波单元对上述二维滤波的输出进行上述第二正交变换的逆变换;以及

血流成分信息计算部,根据从上述滤波单元输出的基于上述第一正交变换的频率成分计算血流成分信息。

10. 一种彩色多普勒超声波诊断装置,其特征在于,具备:

超声波探头;

收发部,经由上述超声波探头在与被检体之间收发超声波;

正交检波部,对上述收发部的输出进行正交检波;

滤波单元,实施二维滤波,该二维滤波用于在深度方向上对上述正交检波部的输出进行第一正交变换,在整体方向上对上述第一正交变换的结果进行第二正交变换,从所得到的频率数据中提取血流成分,并且该滤波单元对上述二维滤波的输出进行上述第二正交变换的逆变换;以及

血流成分信息计算部,根据上述滤波单元的输出,对上述第一正交变换的成分推断包含速度、方差、功率在内的血流成分信息,并根据这些信息来推断最终的速度、方差、功率。

11. 根据权利要求 10 所述的彩色多普勒超声波诊断装置,其特征在于,

上述血流成分信息包含血流速度,上述血流速度为,通过最小二乘法根据每个傅立叶频率的速度值求出直线的斜度,并根据该斜度求出最终的速度。

12. 一种彩色多普勒超声波诊断装置,其特征在于,具备:

超声波探头;

收发部,经由上述超声波探头在与被检体之间收发超声波;

正交检波部,对上述收发部的输出进行正交检波;

滤波单元,在深度方向上对上述正交检波部的输出实施带通滤波,为了从上述带通滤波的结果提取血流成分,在整体方向上按照每个距离实施滤波特性不同的时间轴上的滤波;以及

血流成分信息计算部,根据上述滤波单元的输出,对各频带推断包括速度、方差、功率在内的血流成分信息,并根据这些信息来推断最终的速度、方差、功率。

彩色多普勒超声波诊断装置

[0001] 本申请基于 2009 年 12 月 21 日年在日本提交的申请号为 2009-289634 号的专利申请,要求该在先申请的优先权,且将其全部内容均引入本申请。

技术领域

[0002] 本发明涉及一种彩色多普勒超声波诊断装置。

背景技术

[0003] 超声波诊断中的彩色多普勒法为,在同一方向上对生物体多次照射超声波,通过基于多普勒效应的偏移频率来提取血流成分信息。血流成分信息包含血流速度、功率和方差。例如,如图 11 所示,在同一方向(同一光栅)上以 $1/PRF$ (PRF :重复频率)的周期照射 N 次超声波。在同一方向上将同一深度相对应的 N 个回波成分沿时间轴排列的数据列被称作整体(ensemble)方向或多普勒方向。深度方向也被称作距离方向。整体数据被进行傅立叶变换。由此求出多普勒频率。

[0004] 组织信号(杂波成分信号)的强度比血流成分的信号强度大 $40 \sim 100\text{dB}$ 左右。为了描绘在组织中流动的血流成分,必须抑制组织信号。被称作壁滤波器的高通滤波器抑制杂波成分。装置要求 100dB 以上的 S/N (信噪比)。

[0005] 生物体存在频率依存衰减。即使通过宽频带来发送超声波,回波信号的中心也成为低波频带。即使通过宽频带进行发送,在接收时也难以 S/N (信噪比)良好地利用其能量。因此,在要求较高的 S/N 的彩色多普勒中,通过窄频带来发送超声波。

[0006] 近年的装置实现了较高的 S/N 。即使是彩色多普勒,即使通过相当于 B 模式的宽频带来发送超声波,也能够微细地表现血流成分。宽频带化的距离分辨率优良。

[0007] 但是,在彩色多普勒模式中通过宽频带发送超声波时,发生如下问题。

[0008] 在设超声波的频率为 f_{RF} 、音速为 c ,反射体以一定速度 v 在朝向探头的方向上移动的情况下,所得到的多普勒位移的频率 f_{Dop} 由公式 (1) 表示。

$$[0009] \quad f_{Dop} = \frac{2v}{c} f_{RF} \quad (1)$$

[0010] 即,多普勒频率与超声波的发送频率成正比例,例如通过 2MHz 的超声波所得到的多普勒频率与通过 4MHz 的超声波所得到的多普勒频率差两倍。图 12 上的图表示超声波频率和多普勒频率的关系。横轴是多普勒频率,纵轴是超声波发送频率。在某个多普勒频率、超声波频率下的多普勒信号的振幅,用未图示的与上述 2 个轴正交的第三轴来表现。血流成分的多普勒频率和杂波成分的多普勒频率均与超声波频率成正比例。

[0011] 在现有技术中,仅对多普勒频率进行信号处理。因此,成为对于如下信号的处理,该信号为图 12 上方的频率轴被积分为一个而血流成分和杂波成分部分地重叠的信号。图 12 下方的图表的横轴是多普勒频率、纵轴是多普勒信号的振幅。即,即使血流成分和杂波成分被分离,在频率轴上血流成分和杂波成分的多普勒频率也重叠,并成为几乎不能分离。

[0012] 在一直使用的窄频带的收发(接收和发送)的情况下,仅存在于发送超声波的中心频率 f_0 的频率

附近,所以血流成分和杂波成分的多普勒频率不重叠。但是,当进行宽频带的收发时,有时血流成分和多普勒频率重叠。于是,产生的问题为,通过壁滤波器不能够分离杂波成分和血流成分,成为杂波成分较多的图像。

[0013] 并且,在通过中心频率 f_0 宽频带地进行了发送的情况下,实际的接收信号受到生物体中的频率依存衰减的影响,而如图 13 所示那样以比 f_0 低的频率 f_1 接收,但是一般不能够得知 f_1 。因此,将公式 (1) 变形,

$$[0014] \quad v = \frac{2 f_{RF}}{c f_{Dop}} \quad (2)$$

[0015] 在公式 (2) 中,由于 f_{RF} 不确定,所以不能够求出正确的速度 v 。在一直使用的窄频带的收发情况下,发送频率 f_0 和接收频率 f_1 几乎相同,所以没有这样的问题。

[0016] 另一方面,专利文献 1 公开了利用两种超声波收发频率的方法。在该专利文献中公开的方法为:使用不同的超声波收发频率,利用同一速度的血流成分的多普勒频率不同的情况,推断超过折返速度的速度。但是,没有提及从血流成分中分离杂波成分的情况。

[0017] 专利文献 1:日本特许第 2953083 号公报

发明内容

[0018] 本发明的目的在于解决如下技术问题:在对宽频带的超声波进行了收发的情况下,杂波成分的多普勒波频带和血流成分的多普勒波频带重叠,难以从血流成分中分离杂波成分,由此成为杂波成分较多的血流图像。

[0019] 本发明的彩色多普勒超声波诊断装置具备:超声波探头;收发部,经由上述超声波探头在与被检体之间收发超声波;正交检波部,对上述收发部的输出进行正交检波;滤波单元,实施二维滤波,该二维滤波用于在深度方向上对上述正交检波部的输出进行第一正交变换,在整体方向上对上述第一正交变换的结果进行第二正交变换,从所得到的频率数据中提取血流成分,并且该滤波单元对上述二维滤波的输出依次进行上述第二正交变换的逆变换和上述第一正交变换的逆变换;以及血流成分信息计算部,根据上述滤波单元的输出计算血流成分信息。

[0020] 即使在对宽频带的超声波进行了收发的情况下,也能够从血流成分中有效地分离杂波成分而得到抑制了杂波成分的血流图像。

附图说明

[0021] 图 1 是示出第一实施方式的彩色多普勒超声波诊断装置的结构图。

[0022] 图 2 是示出图 1 的二维滤波单元的处理步骤的图。

[0023] 图 3 是示出接收了从图 1 的接收电路输出的正交检波的复信号 (IQ 信号) 的二维频率特性的一个例子的图。

[0024] 图 4 是示出第一实施方式的第一变形例的处理步骤的流程图。

[0025] 图 5 是示出第一实施方式的第二变形例的处理步骤的流程图。

[0026] 图 6 是示出图 5 的 BPF 的三种通过频带的关系的图。

[0027] 图 7 是示出第二实施方式的二维滤波单元的处理步骤的流程图。

[0028] 图 8 是示出在图 7 中基于第一正交变换的傅立叶频率 f_n 和速度 V_n 的关系的图。

[0029] 图 9 是示出图 8 的折返解除后的速度 V_n 的图。

[0030] 图 10 是示出第一实施方式的第二变形例的二维滤波单元的结构图。

[0031] 图 11 是示出包的图。

[0032] 图 12 是示出在通过宽频带超声波进行了收发时的以往的带通滤波中不能够从血流成分中分离杂波成分的问题的图。

[0033] 图 13 是将生物体中的频率依存衰减的接收频率与发送频率一起示出的图。

[0034] 符号的说明：

[0035] 1 超声波探头；2 发送电路；3 控制单元；4 接收电路；5B 模式处理单元；6 高通滤波器；7 二维滤波单元；8 彩色多普勒处理单元；9 坐标变换单元；10 图像合成单元；11 监视器。

具体实施方式

[0036] 根据一个实施方式，彩色多普勒超声波诊断装置具备：超声波探头；收发部，经由超声波探头在与被检体之间收发超声波；正交检波部，对收发部的输出进行正交检波；滤波单元，实施二维滤波，该二维滤波用于在深度方向上对正交检波部的输出进行第一正交变换，在整体方向上对第一正交变换的结果进行第二正交变换，从所得到的频率数据中提取血流成分，对二维滤波的输出依次进行第二正交变换的逆变换和第一正交变换的逆变换；以及血流成分信息计算部，根据滤波单元的输出计算血流成分信息。

[0037] 下面，参照附图对本实施方式进行说明。

[0038] 图 1 示出第一实施方式的彩色多普勒超声波诊断装置的结构。超声波探头 1 具有多个压电振子。在压电振子的前侧配置有音响匹配层。在压电振子的背侧配置有背衬部件等。多个压电振子排列成二维或三维状，以便能够进行电气的二维或三维扫描。发送电路 2 对探头 1 的压电振子施加脉冲信号，由此产生超声波。超声波探头 1 的压电振子将来自被检体的超声波回波变换为电信号。

[0039] 发送电路 2 构成为，能够根据操作者的模式选择，在控制单元 3 的控制下，将发送超声波的频带在比较宽频带和比较窄频带之间切换。在 B 模式下选择比较宽频带的超声波。在第一彩色多普勒模式下选择比较窄频带的超声波。在第二彩色多普勒模式下选择比较宽频带的超声波。在第二彩色多普勒模式下使用的频带也可以比在 B 模式下使用的频带为宽频带。另外，在第一彩色多普勒模式下选择的频带与现有的彩色多普勒模式的频带等价。在第一彩色多普勒模式下，通过与现有相同的带通滤波器从血流成分中分离杂波成分。在第二彩色多普勒模式下，通过本实施方式中特征性的二维滤波从血流成分中分离杂波成分。详细情况将后述。

[0040] 在此，对超声波的宽频带化进行说明。发送频带 f_0 的倒数为发送周期 T_0 ，将具有超声波 1 个周期 T_0 的时间长度的超声波脉冲称作突发 1 波脉冲，将具有 2 个周期“ $2 \cdot T_0$ ”的时间长度的超声波脉冲称作突发 2 波脉冲，将具有 M 个周期“ $M \cdot T_0$ ”的时间长度的超声波脉冲称作突发 M 波脉冲，并将 1 波、2 波、 $\cdots M$ 波称作突发波数。对发送周期乘以突发波数而得到的值相当于脉冲长度。典型地说，宽频带通过发送频率为 f_0 、突发波数小于 3 的突发波数 M 的超声波来产生。窄频带通过发送频率为 f_0 、突发波数为 3 以上的突发波数 M 的超声波来产生。另外，宽频带不一定仅由突发波数小于 3 的脉冲来定义。例如，也可以由突发

波的包络线上的半值宽度 ΔW 和频率 T 之比“ $\Delta W/T$ ”来定义。在使用了该比的情况下,宽频带成为“ $\Delta W/T = 2.2$ 以下。此外,也可以由超声波的频谱的比频带 = $\Delta W/f_c$ (ΔW :半值宽度; f_c :频谱中心频率)来定义宽频带的范围。在该情况下,比频带 = $\Delta W/f_c = 0.3$ 以上相当于“宽频带”。

[0041] 从超声波探头 1 向被检体 P 发送的超声波,不断地被体内组织的声阻抗的非连续面反射。回波信号被超声波探头 1 接收。该回波的振幅依存于进行反射的非连续面的声阻抗之差。此外,在所发送的超声波脉冲被移动中的血流以及心脏壁等的表面反射时的回波,由于多普勒效应而依存于移动体的超声波发送方向的速度成分,而受到频率偏移。

[0042] 发送电路 2 具有脉冲产生器、发送延迟部和脉冲发生器。脉冲产生器为,以规定的速率频率 f_r Hz (周期: $1/f_r$ 秒) 重复发生用于生成发送超声波的速率脉冲。发送延迟部为,在每个波道将超声波聚焦为波束状,且将为了决定发送指向性所需的延迟时间赋予各波道的速率脉冲。脉冲发生器在基于速率脉冲的定时,在每个波道对探头 1 施加驱动脉冲。

[0043] 接收电路 4 具有前置放大器、A/D 变换器、接收延迟部、加法器以及正交检波电路。前置放大器在每个波道对经由探头 1 取入的回波信号进行放大。接收延迟部对所放大的回波信号赋予为了决定接收指向性所需的延迟时间,之后在加法器中进行加法处理。通过该加法,来自与回波信号的接收指向性相对应的方向的反射成分被强调,根据接收指向性和发送指向性而形成超声波收发的综合性波束。正交检波电路在第一、第二彩色多普勒模式下起作用。正交检波电路对回波信号混合与发送超声波同相的参照信号,并且对回波信号混合与发送超声波相差 $\pi/2$ 相位的参照信号。以下,将该正交检波信号称作 IQ 信号。

[0044] B 模式处理单元 5 通过对数放大、包络线检波处理等处理,从接收电路 4 的回波信号中产生 B 模式图像的数据。

[0045] 在接收电路 4 的输出上连接高通滤波器 6 和二维滤波单元 7。通过控制单元 3 的控制,在第一彩色多普勒模式下高通滤波器 6 起作用,在第二彩色多普勒模式下二维滤波单元 7 起作用。高通滤波器 6 通过与现有相同的被称作壁滤波器的时间轴上的一维高通滤波器来抑制杂波成分,提取血流成分。关于二维滤波单元 7 将后述。

[0046] 彩色多普勒处理单元 8 取出从高通滤波器 6 或二维滤波单元 7 接受的回波信号的基于多普勒效应的偏移频率,作为移动体主要提取血流成分,并对于多个点逐个地求出平均速度、方差、功率等血流数据。被称作数字扫描转换器 (DSC) 的坐标变换单元 9,将平均速度图像、方差图像、功率图像等血流图像的与超声波扫描顺序相对应的坐标系,变换为一般的正交坐标系。血流图像在图像合成单元 10 中被与 B 模式图像合成,并显示在监视器 11 上。

[0047] 以下,对二维滤波单元 7 进行详细说明。本实施方式的二维滤波单元 7 为,即使在选择了通过高通滤波器 6 不能够分离血流成分和杂波成分的程度的宽频带时,也实现血流成分和杂波成分的分离。高通滤波器 6 仅通过多普勒频率的一维进行观测,但当着眼于超声波频率和多普勒频率的二维滤波时,能够将通过高通滤波器 6 不能分离的血流成分和杂波成分也进行分离。

[0048] 在本实施方式中,实施如下的滤波:在深度方向上进行第一正交变换,在用于多普勒检测的包方向上进行第二正交变换,由此分割为二维正交空间,并在该二维空间上区分血流成分和杂波成分。作为第一正交变换,在乘以窗口函数之后进行离散傅立叶变换。

作为第二正交变换,进行离散傅立叶变换、向正交多项式空间的变换、离散余弦变换、卡洛(Karhunen-Loeve)变换等变换。在二维空间中实施了滤波之后,进行第二正交变换的逆变换,并且进行上述第一正交变换的逆变换,并在全部返回时间轴上之后,通过彩色多普勒处理单元 8 推断速度、功率、方差。彩色多普勒处理单元 8 的处理在第一、第二彩色模式下共通。还能够不进行第一正交变换的逆变换,而对超声波频率的每个频带推断速度、功率、方差,尤其关于速度利用与超声波频率成正比例的情况,而成为更高精度的值。

[0049] 在进行了宽频带的收发情况下的彩色多普勒超声波诊断装置中,在本实施方式中,通过增加称为超声波频率的又一个维,能够对从在一维方向上观察的多普勒频率中不能分离的血液成分和杂波成分进行分离,能够抑制在现有技术的方法中含有较多杂波成分的图像的杂波成分。

[0050] 并且,在进行了宽频带的收发情况下,由于存在生物体的频率依存衰减,所以一般难以得知接收中心频率,因此难以推断正确的速度值,但是在本实施方式中,由于分割为每个频率来求出速度值,所以能够推断正确的速度值。并且,能够推断比折返速度快的速度。

[0051] 如上所述,如图 3 所示那样,在接收电路 4 的正交检波电路中,对接收信号被以频率 f_0 混合而产生的 IQ 信号的杂波成分和血流成分进行分离。

[0052] 如图 2 所示,首先,在深度方向上进行第一正交变换(S1)。接着,对于进行了第一正交变换的结果在整体方向上进行第二正交变换(S2)。在第一及第二正交变换均为离散傅立叶变换的情况下,其结果如图 3 所示。在 RF 频率 f_0 即 IQ 频率为 0 下的壁滤波器的截止频率在多普勒频率上为 fc_0 的情况下,构成 IQ 频率 f 中的截止频率 $fc(f)$ 成为

$$[0053] \quad fc(f) = \frac{fc_0}{f_0} (|f| + f_0) \quad (3)$$

[0054] 的高通滤波器(S3)。即,在图 3 中,为将杂波部分切除的滤波。在此所说的滤波是在频率轴上的处理,所以对二维的各频率成分乘以适当的系数。接着,在返回时间区域时,首先进行第二正交变换的逆变换(S4),接着进行第一正交变换的逆变换(S5)。由此,信号成为除去了杂波成分的 IQ 信号,所以之后能够通过现有技术相同的方式,通过自相关法推断速度、方差、功率(S6)。

[0055] 在第一及第二正交变换为离散傅立叶变换的情况下,也可以代替分别进行一维变换,而进行二维离散傅立叶变换。逆变换也能够使用二维离散逆傅立叶变换。在离散傅立叶变换的情况下,在变换之前需要窗口函数,所以在乘以规定的窗口函数之后进行变换。

[0056] 在整体方向上通常仅存在 6 ~ 20 左右的数据。当针对这样较小的数据尺寸乘以窗口函数并进行离散傅立叶变换时,血流成分的灵敏度降低。此外,在离散傅立叶变换中,原理上不能够分离观测时间以上的低频成分,所以不能够充分除去由低频成分构成的杂波成分。

[0057] 因此,作为第二正交变换进行基于正交多项式空间的变换。所谓正交多项式是对勒让德(Le Gendre)多项式乘以适当的系数之后的多项式作为正交基底的多项式。利用正交多项式空间构成壁滤波器的方法,记载在以下的文献中。

[0058] Steinar Bjaerun, Hans Torp, "Clutter filter design for ultrasound color flow imaging", IEEE Transaction on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency

control, Vol. 49, No. 2, pp. 204-216, Feb., 2002

[0059] 正交多项式空间的优点是,不需要为频率函数,所以不需要窗口函数。并且,所谓一次系数是直线成分,所以在观测时间内能够检测出与具有某个斜度的直线能够近似的、较迟运动的杂波成分,所以能够除去这种较迟的杂波成分。该正交空间与傅立叶频率空间不同,所以不能够如图 6 那样表现,但正交多项式空间的频率(在此将正交变换后的结果称作频率。将通常意义上的频率记为傅立叶频率)在傅立叶空间具有怎样的频率,如果使用 Z 变换则能够简单地赋予对应。根据该对应,如果在“深度方向傅立叶频率+整体方向正交多项式频率”的二维空间中,实施在傅立叶频率轴上具有成为 $f_c(f)$ 的截止频率的滤波器,则能够实施有效地除去杂波成分的滤波。

[0060] 除此之外,作为第二正交变换,能够使用离散余弦变换。离散余弦变换也未假设周期函数,所以不需要窗口函数。此外,作为第二正交变换,能够使用卡洛(Karhunen-Loeve)变换。卡洛(Karhunen-Loeve)变换是根据信号的统计性质来分解为包含最大的主成分的正交成分的方法。由于正交变换一定存在逆变换,所以能够在正交空间的频率轴上实施了滤波之后进行逆变换,而返回到原来的时间轴。

[0061] 图 4 示出与第一实施方式相关的第一变形例的步骤。该第一变形例与第一实施方式的不同点在于,不进行第二正交变换(S2),而是对第一正交变换输出的各频率按照每个距离进行滤波,该滤波是在时间轴上进行与第二正交空间上的频率轴上的滤波等价的处理(S7、S8、S9)。在该方式中,第一正交变换是进行深度方向的离散傅立叶变换,并对各个频率,加上改变截止频率而实施了现有技术的壁滤波器(时间轴上的壁滤波器)后的输出(S10),之后进行离散逆傅立叶变换。第一实施方式和该第一变形例是数学上等价的处理。

[0062] 图 5 示出与第一实施方式相关的第二变形例的步骤。该第二变形例与第一实施方式的不同点在于,不进行第一、第二正交变换(S1、S2),而全部是时间轴的处理。如图 6、图 10 所示,由通过频带不同的多个带通滤波器(BPF),将 IQ 信号按照每个距离分割为第一正交变换的频带的组(S11、S12、S13)。对该分割后的信号,之后进行与第一实施方式的第一变形例相同的处理。图 6 在频率轴上示出了该情况。

[0063] (第二实施方式)

[0064] 本实施方式的结构与第一实施方式相同。图 7 示出本实施方式的二维滤波处理的步骤。到进行第二正交变换的逆变换(S1~S4)为止与第一实施方式相同。

[0065] 在进行了第二正交变换的逆变换之后,不实施第一正交变换的逆变换。保持在第一频率轴上的状态,在各个频率成分中推断速度、方差、功率(S21、S22、S23)。速度、方差、功率是多普勒频率轴上的参数,所以能够通过第一实施方式相同的处理来推断。

[0066] 在此,使第一正交变换为离散傅立叶变换。另外,不限定第二正交变换的方法,可以是任意的正交变换方法。在第一正交变换的傅立叶频率为 f_n 的情况下,假设能够得到速度 V_n 、方差 T_n 、功率 P_n 。其中, V_n 为将自相关函数的偏角标准化到 $-0.5 \sim +0.5$ 的范围内的速度。当将 f_n 和 V_n 描绘在图表上时,如图 8 所示产生折返。当将该折返解除(展开)时,成为如图 9 所示。当通过最小二乘法求图 9 的直线的斜度而得到了 a 这个值时,由于用 PRF 除公式(1)两边得到的值为标准化速度,且 $f_{RF} = f_0 + f_n$,所以

$$[0067] \quad v_n = \frac{2v}{c \cdot PRF} (f_0 + f_n) \quad (4)$$

[0068] 由此,图 10(b) 的直线的斜度 a 为

$$[0069] \quad a = \frac{2v}{c \cdot \text{PRF}} \quad (5)$$

[0070] 由此,通过以下公式求出速度 v 。

$$[0071] \quad v = \frac{a \cdot c \cdot \text{PRF}}{2} \quad (6)$$

[0072] 该速度 v 是通过最小二乘法根据将宽频带的接收回波分割为窄频带而得到的各多普勒频率求得的速度,与根据宽频带的多普勒信号直接求得的速度相比精度更高,同时能够得到折返速度以上的速度。即,关于最终的速度、方差、功率为,通过最小二乘法根据每个傅立叶频率的速度值来求得直线的斜度,并根据该斜度求得最终的速度。在图 8 中,在正确得到展开的程度为止能够正确得到较快的流速。

[0073] 作为与第二实施方式相关的第一、第二变形例,可以考虑分别在第一实施方式的第一、第二变形例中,将“实施利用了第二正交变换的时间轴上的滤波”的块之后置换为第二实施方式的“通过自相关法推断速度、方差、功率”之后的块的方法。

[0074] 虽然上面对特定的实施例进行了说明,但这些实施例仅为例子,而并不试图限定本发明的范围。以上说明的新实施方式能够通过各种其他方式来实施,进而在不脱离本发明的精神的范围内,能够对上面说明的实施方式中的方式进行各种省略、替代和变更。所附的申请范围和与其等同的技术方案覆盖这样的方式或变形例,其落入本发明的范围中。

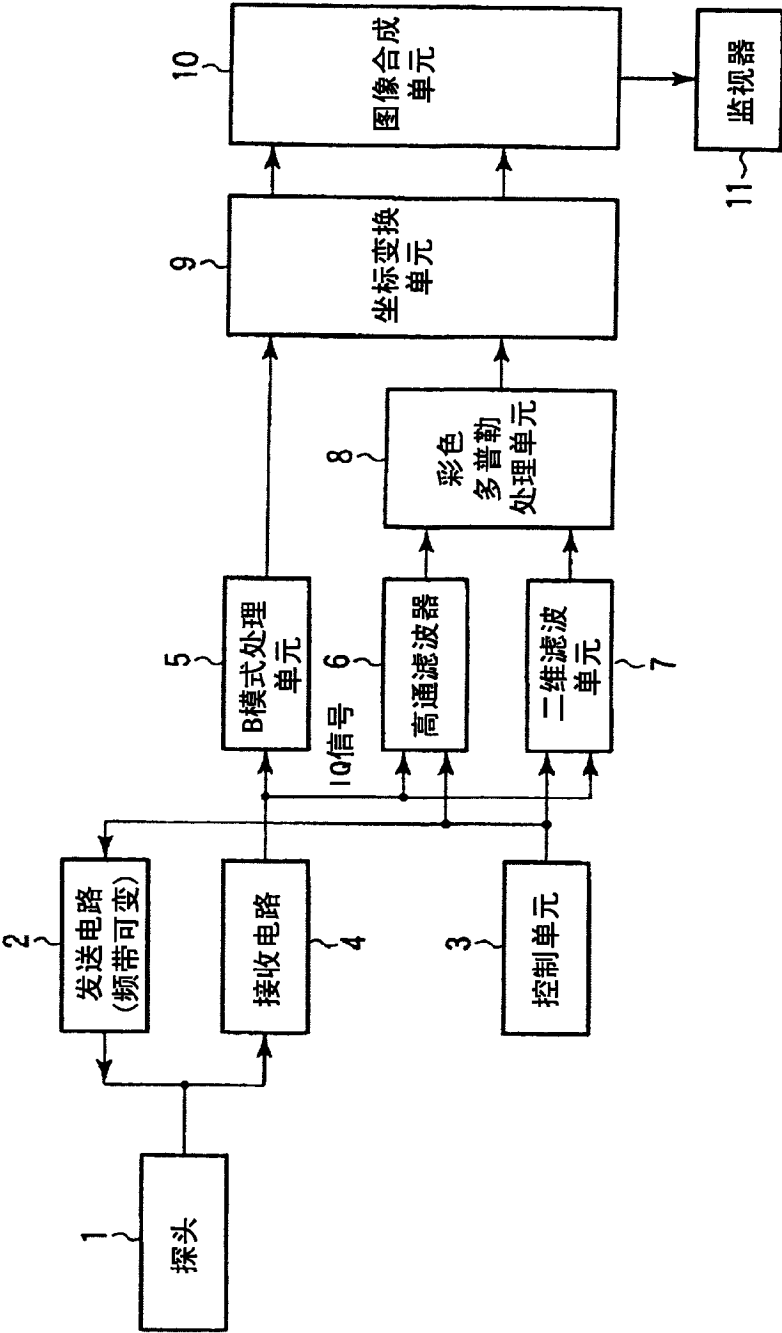


图 1

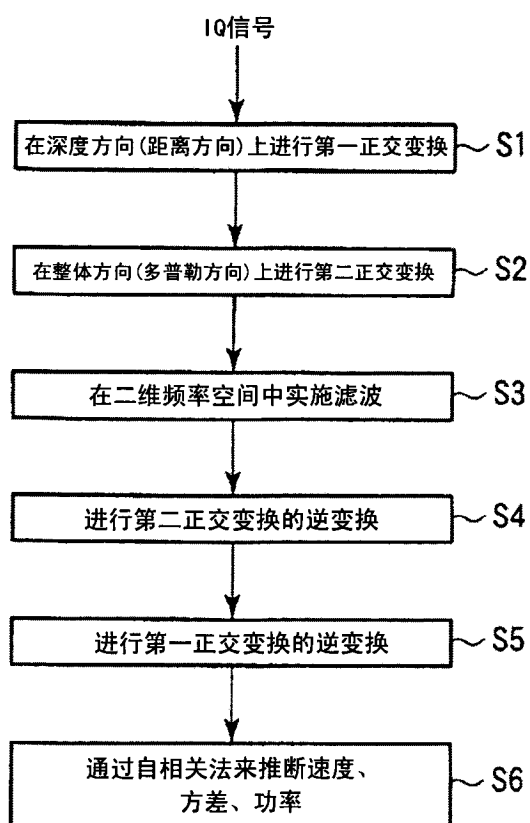


图 2

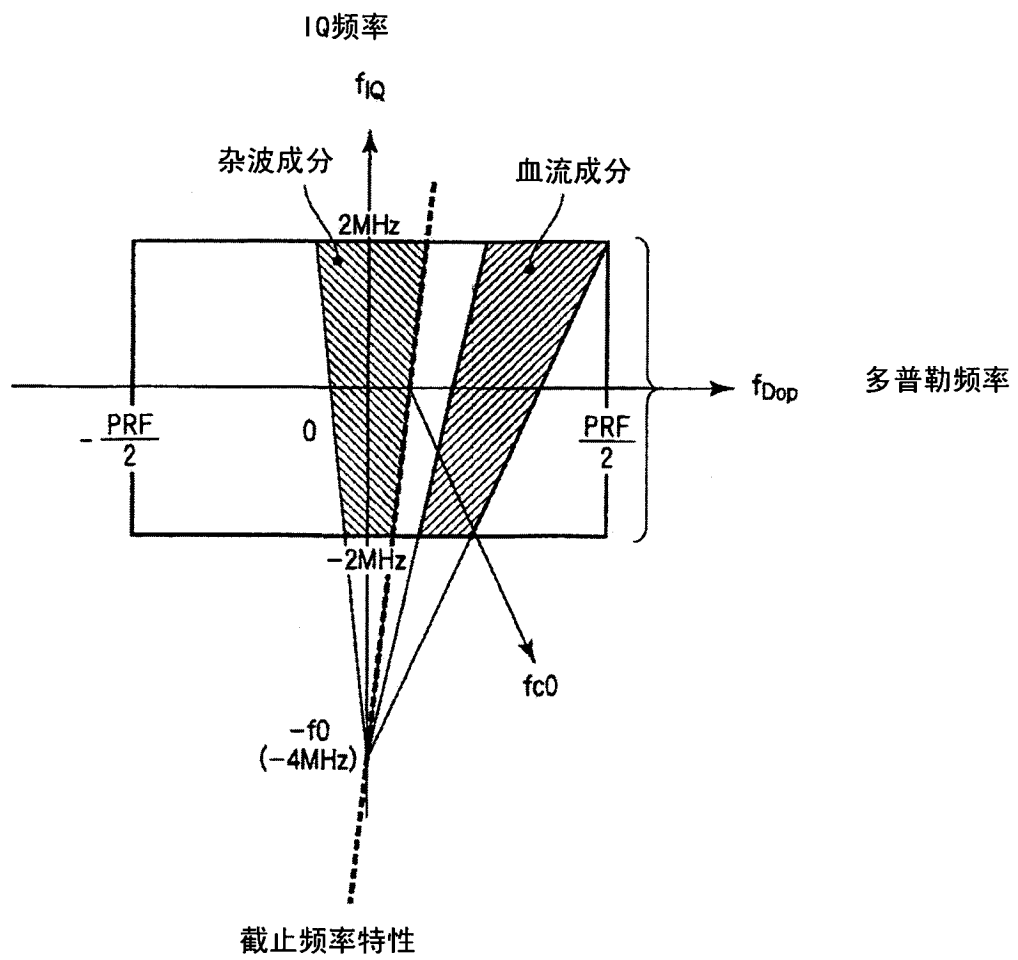


图 3

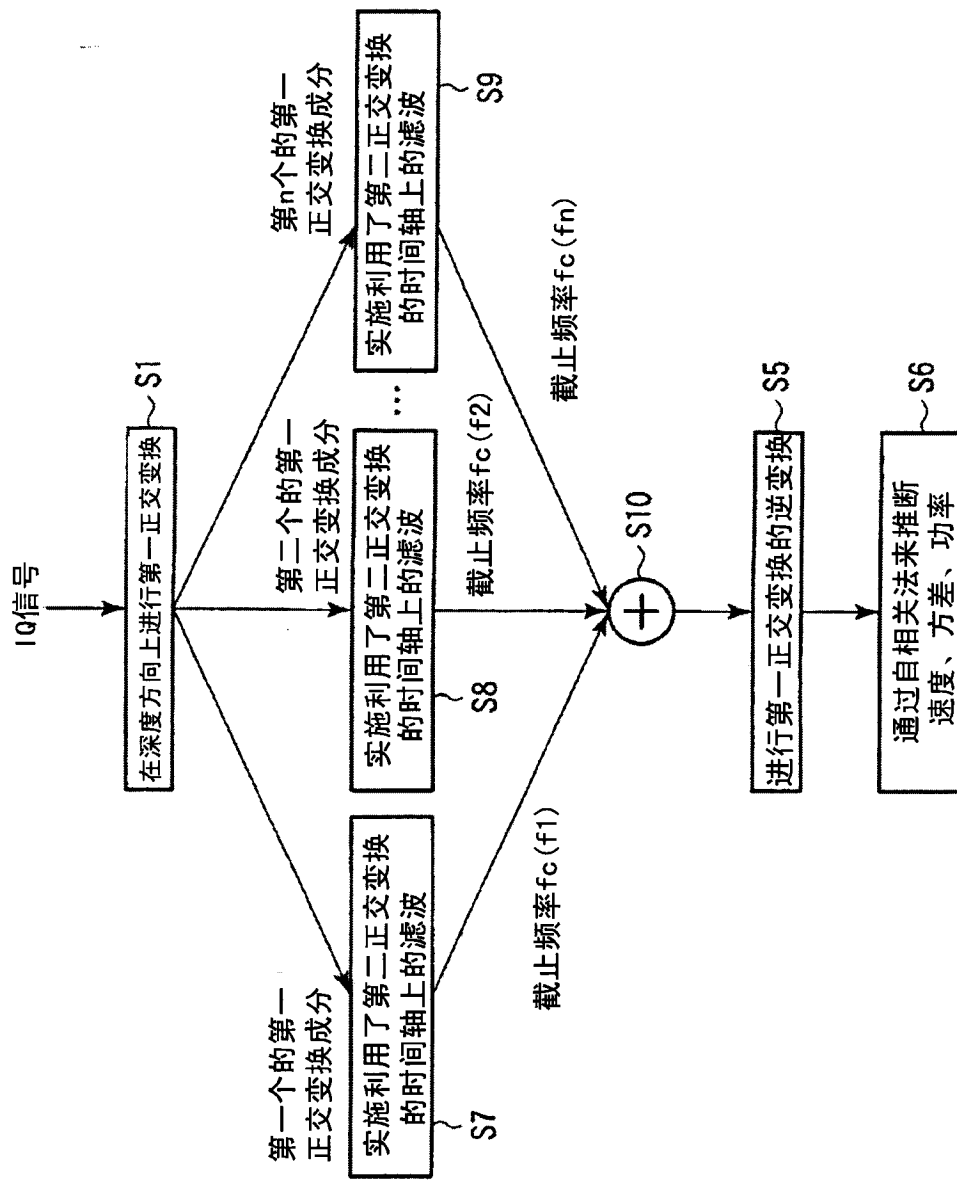


图 4

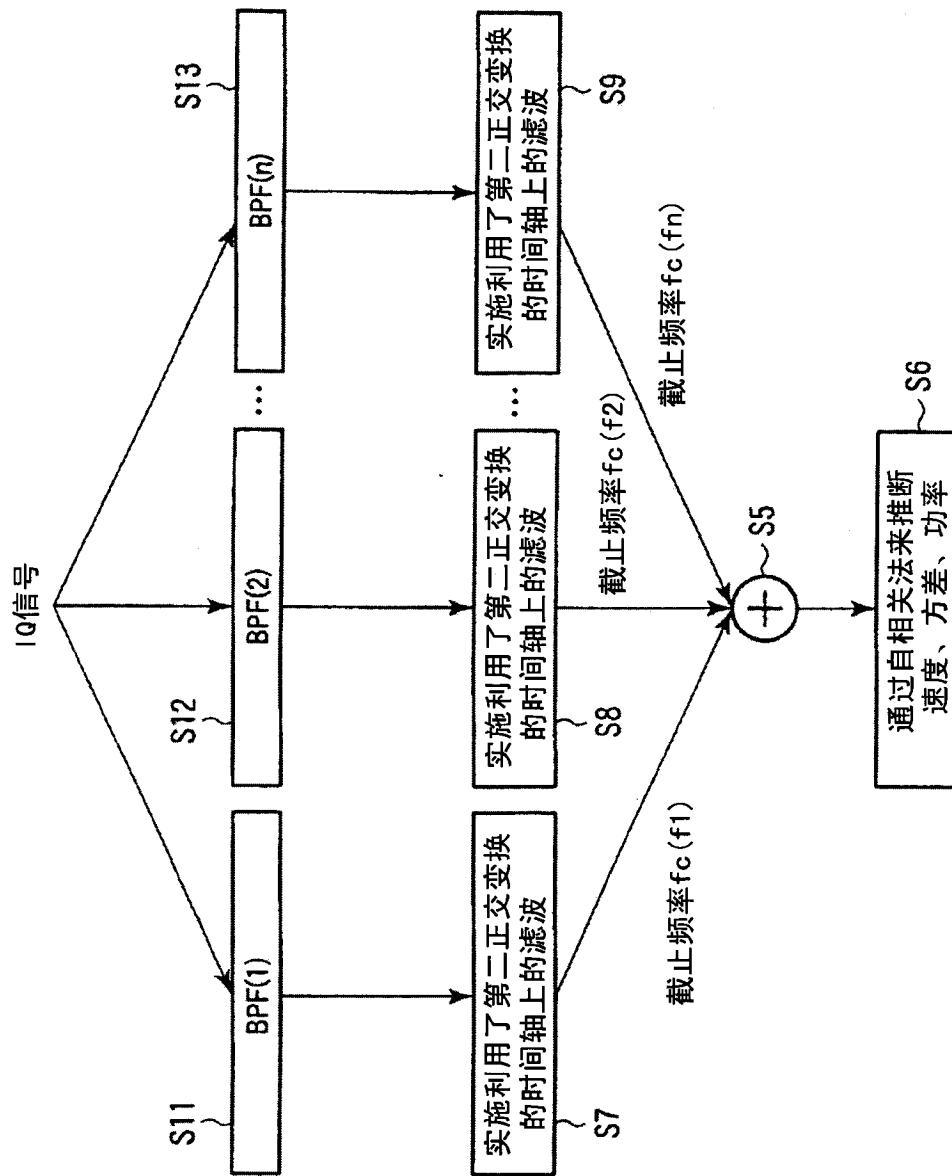


图 5

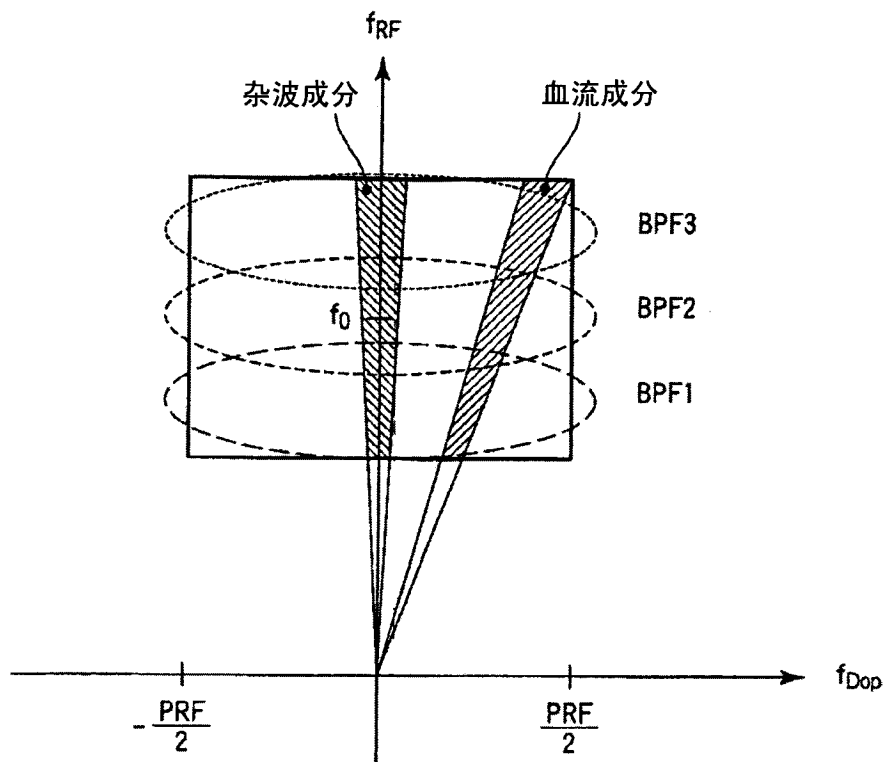


图 6

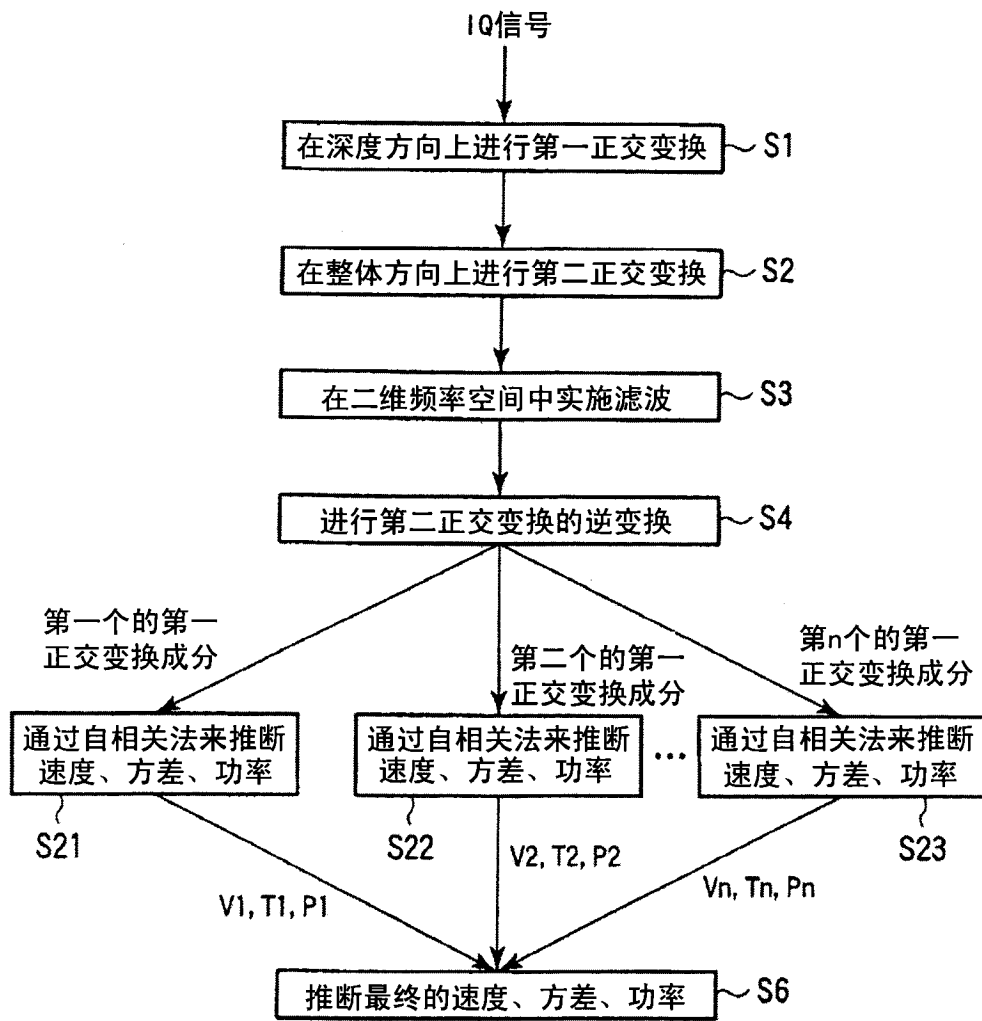


图 7

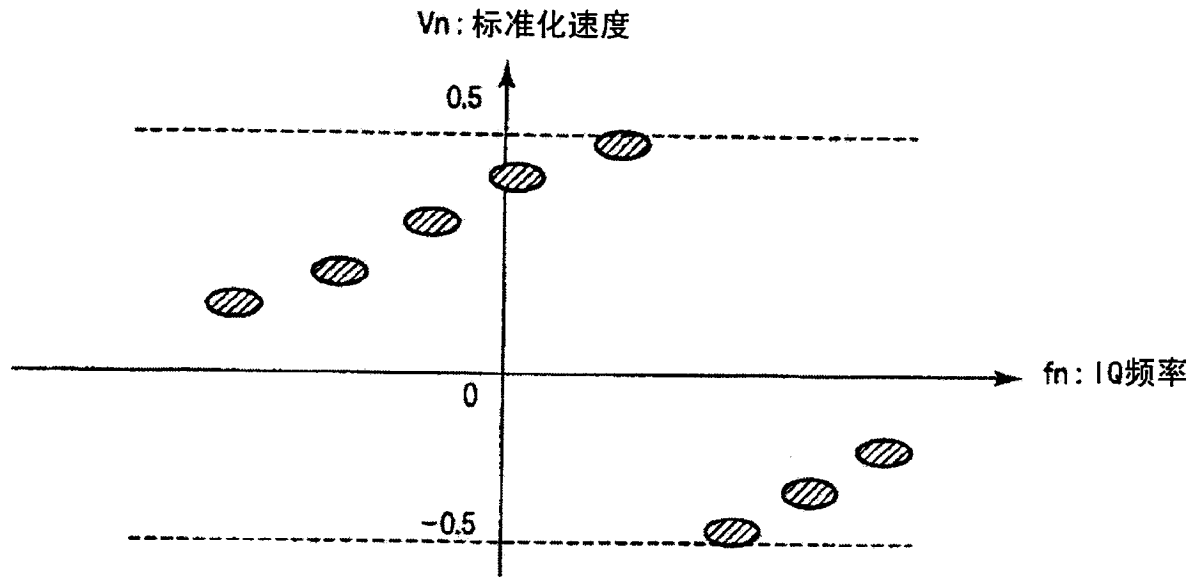


图 8

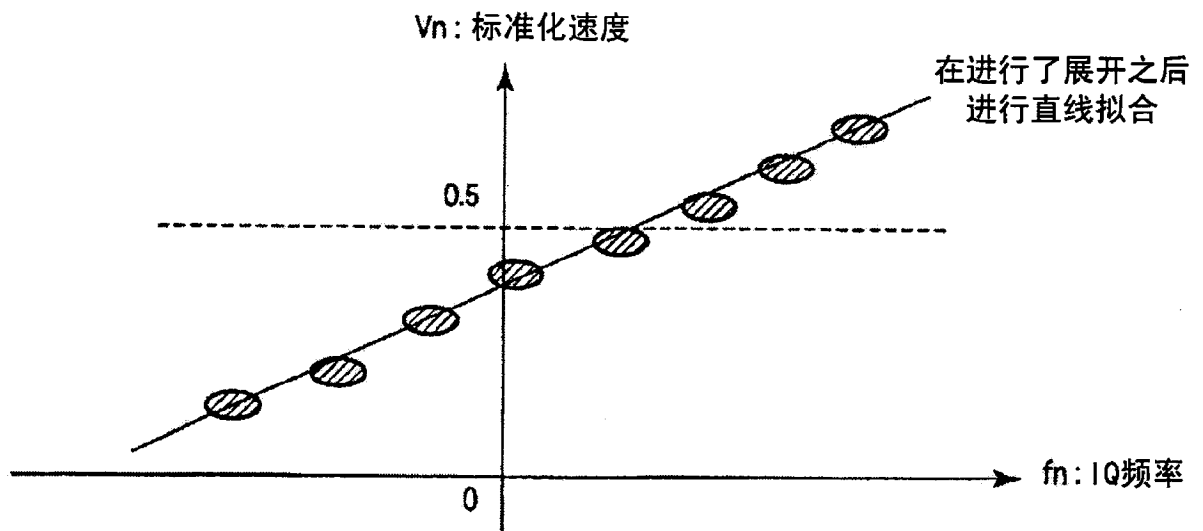


图 9

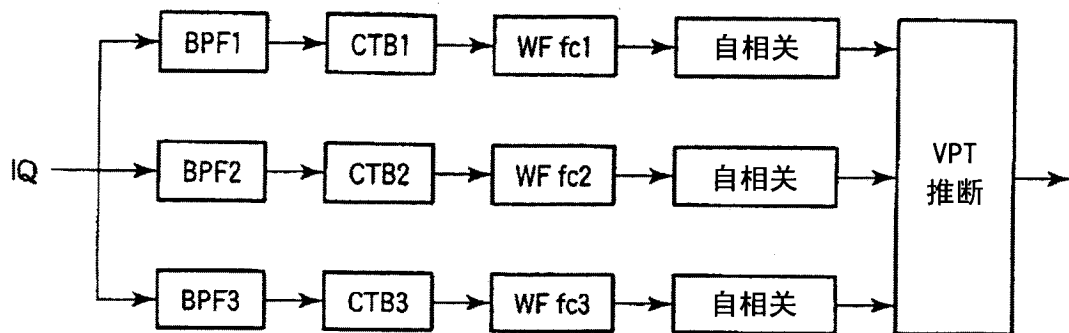


图 10

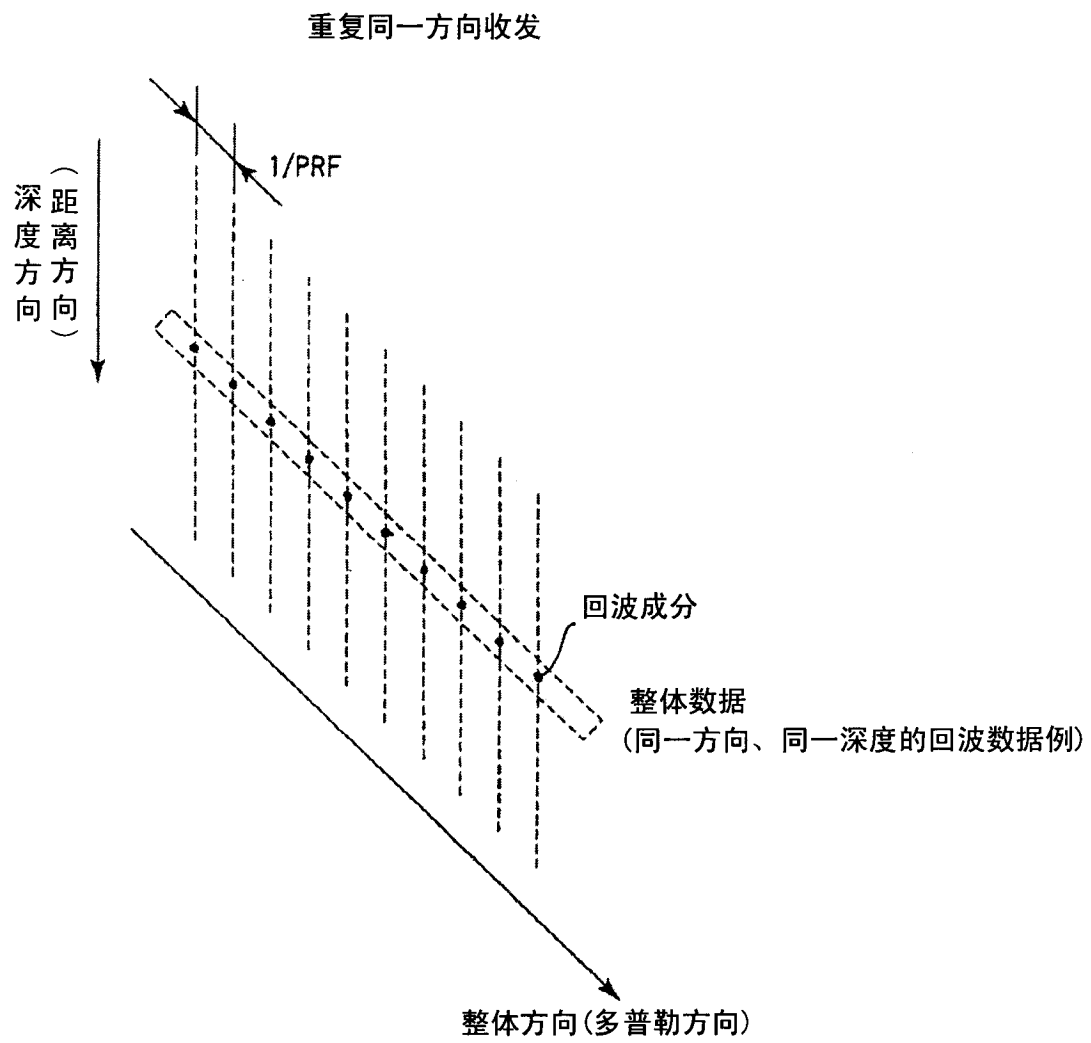


图 11

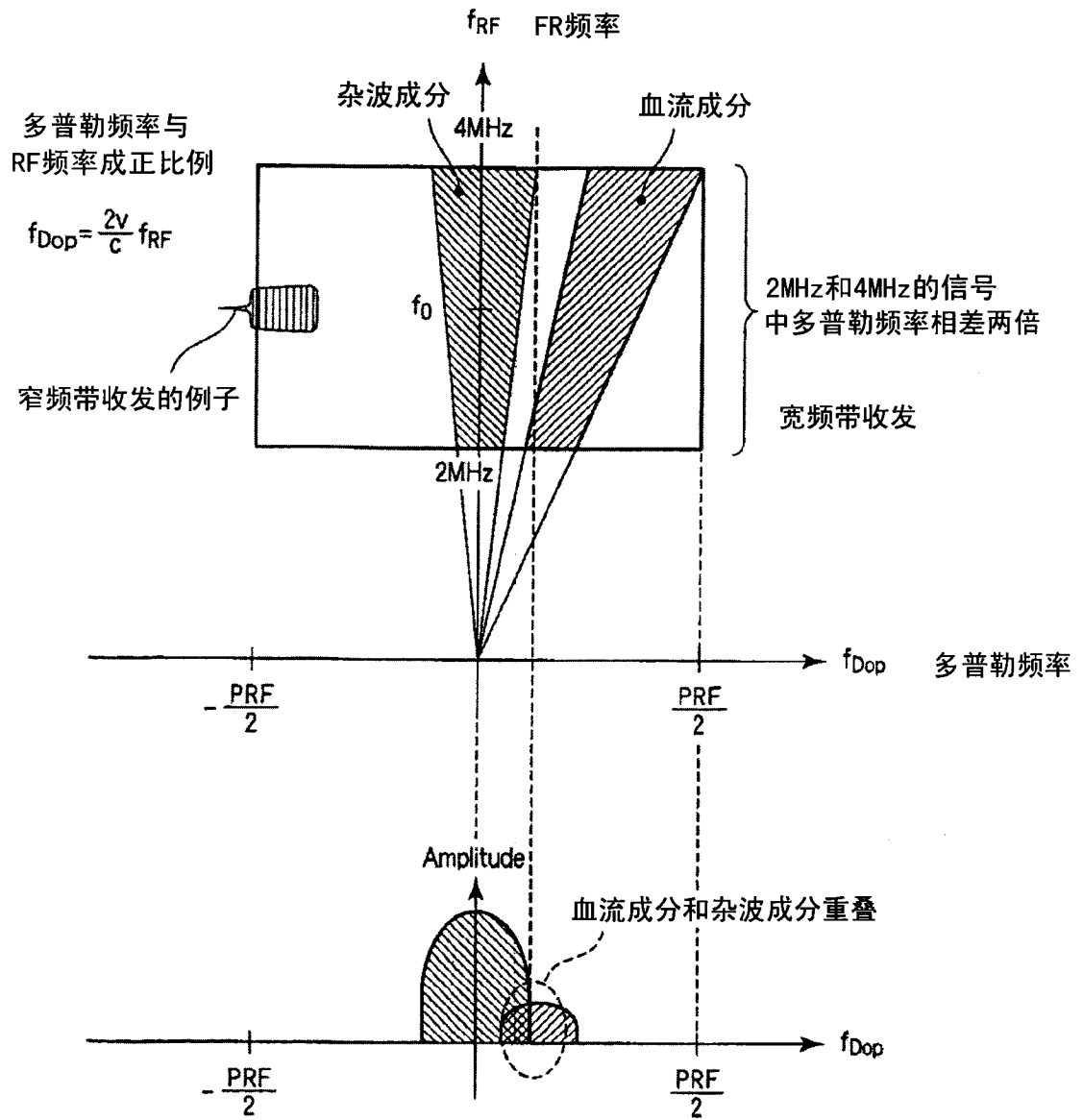


图 12

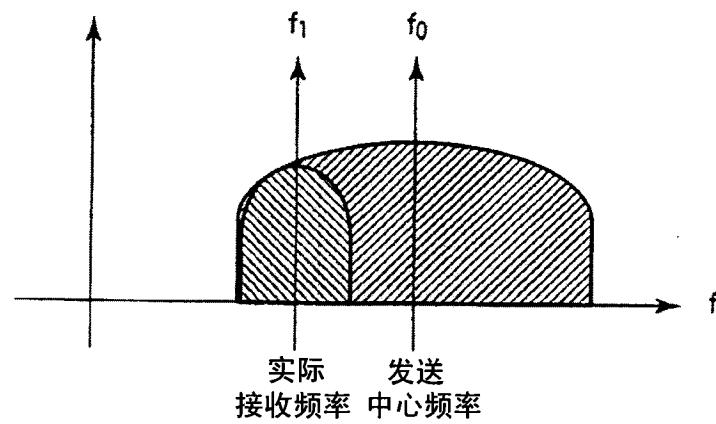


图 13

专利名称(译)	彩色多普勒超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN102100567B	公开(公告)日	2013-12-25
申请号	CN201010598546.3	申请日	2010-12-21
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	佐藤武史		
发明人	佐藤武史		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/488 A61B8/13 A61B8/06 A61B8/5238 A61B8/0891 A61B8/08		
代理人(译)	夏斌 陈萍		
审查员(译)	李尧		
优先权	2009289634 2009-12-21 JP		
其他公开文献	CN102100567A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种彩色多普勒超声波诊断装置。要解决的问题：收发宽频带超声波时杂波成分和血流成分的多普勒频带扩展而重叠，难以从血流成分中分离杂波成分，成为杂波成分多的血流图像。彩色多普勒超声波诊断装置具备：超声波探头；收发部，经由上述超声波探头在与被检体之间收发超声波；正交检波部，对收发部的输出进行正交检波；滤波单元，实施二维滤波，该二维滤波用于在深度方向上对正交检波部的输出进行第一正交变换，在整体方向上对第一正交变换的结果进行第二正交变换，从所得到的频率数据中提取血流成分，对二维滤波的输出进行第二正交变换的逆变换和第一正交变换的逆变换；及血流成分信息计算部，根据上述滤波单元的输出计算血流成分信息。

