(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国 际 局

(43) 国际公布日
2023 年 3 月 16 日 (16.03.2023)

WIPO | PCT

(10) 国际公布号
WO 2023/036201 A1

(51) 国际专利分类号:
*A61B 8/06* (2006.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2022/117632

(22) 国际申请日: 2022 年 9 月 7 日 (07.09.2022)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(30) 优先权:
202111056959.3 2021年9月9日 (09.09.2021) CN

(71) 申请人: 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司 (**SHENZHEN MINDRAY BIO-MEDICAL ELECTRONICS CO., LTD.**) [CN/CN]; 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。

(72) 发明人: 杜宜纲 (**DU, Yigang**); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。 董永强 (**DONG, Yongqiang**); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。

(74) 代理人: 北京磐华捷成知识产权代理有限公司 (**P. C. & ASSOCIATES**); 中国北京市朝阳区建国门外大街22号赛特大厦9层, Beijing 100022 (CN)。

(81) 指定国 (除另有指明，要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW。

(84) 指定国 (除另有指明，要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM,

(54) **Title:** ULTRASONIC BLOOD FLOW IMAGING METHOD AND ULTRASONIC IMAGING APPARATUS

(54) 发明名称: 超声血流成像方法及超声成像装置

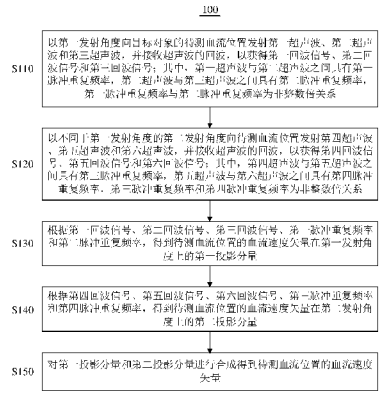



图 1

S110 Transmit, at a first transmitting angle, a first ultrasonic wave, a second ultrasonic wave, and a third ultrasonic wave to a blood flow position to be measured of a target object, and receive echoes of the ultrasonic waves to obtain a first echo signal, a second echo signal, and a third echo signal, wherein a first pulse repetition frequency is provided between the first ultrasonic wave and the second ultrasonic wave, a second pulse repetition frequency is provided between the second ultrasonic wave and the third ultrasonic wave, and a relationship between the first pulse repetition frequency and the second pulse repetition frequency is a non-integer multiple

S120 Transmit, at a second transmitting angle different from the first transmitting angle, a fourth ultrasonic wave, a fifth ultrasonic wave, and a sixth ultrasonic wave to said blood flow position, and receive echoes of the ultrasonic waves to obtain a fourth echo signal, a fifth echo signal, and a sixth echo signal, wherein a third pulse repetition frequency is provided between the fourth ultrasonic wave and the fifth ultrasonic wave, a fourth pulse repetition frequency is provided between the fifth ultrasonic wave and the sixth ultrasonic wave, and a relationship between the third pulse repetition frequency and the fourth pulse repetition frequency is a non-integer multiple

S130 Obtain a first projection component of a blood flow speed vector of said blood flow position on the first transmitting angle according to the first echo signal, the second echo signal, the third echo signal, the first pulse repetition frequency, and the second pulse repetition frequency

S140 Obtain a second projection component of the blood flow speed vector of said blood flow position on the second transmitting angle according to the fourth echo signal, the fifth echo signal, the sixth echo signal, the third pulse repetition frequency, and the fourth pulse repetition frequency

S150 Synthesize the first projection component and the second projection component to obtain the blood flow speed vector of said blood flow position

(57) **Abstract:** An ultrasonic blood flow imaging method and an ultrasonic imaging apparatus. The method comprises: transmitting, at a first transmitting angle, first to third ultrasonic waves to a blood flow position to be measured of a target object so as to obtain a first projection component of a blood flow speed vector of said blood flow position on the first transmitting angle, wherein a first pulse repetition frequency is provided between the first ultrasonic wave and the second ultrasonic wave, a second pulse repetition frequency is provided between the second ultrasonic wave and the third ultrasonic wave, and a relationship between the first pulse repetition frequency and the second pulse repetition frequency is a non-integer multiple; transmitting, at a second transmitting angle, fourth to sixth ultrasonic waves to said blood flow position so as to obtain a second projection component of the blood flow speed vector of said blood flow position on the second transmitting angle, wherein a third pulse repetition frequency is provided between the fourth ultrasonic wave and the fifth ultrasonic wave, a fourth pulse repetition frequency is provided between the fifth ultrasonic wave and the sixth ultrasonic wave, and a relationship between the third pulse repetition frequency and the fourth pulse repetition frequency is a non-integer multiple.

WO 2023/036201 A1

[见续页]

AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

本国际公布:

— 包括国际检索报告(条约第21条(3))。

**(57) 摘要**: 一种超声血流成像方法及超声成像装置，该方法包括：以第一发射角度向目标对象的待测血流位置发射第一到第三超声波以得到待测血流位置的血流速度矢量在第一发射角度上的第一投影分量，其中，第一超声波与第二超声波之间具有第一脉冲重复频率，第二超声波与第三超声波之间具有第二脉冲重复频率，第一脉冲重复频率与第二脉冲重复频率为非整数倍关系；以第二发射角度向待测血流位置发射第四到第六超声波以得到待测血流位置的血流速度矢量在第二发射角度上的第二投影分量，其中，第四超声波与第五超声波之间具有第三脉冲重复频率，第五超声波与第六超声波之间具有第四脉冲重复频率，第三脉冲重复频率和第四脉冲重复频率为非整数倍关系。

# 超声血流成像方法及超声成像装置

## 技术领域

本申请涉及超声成像技术领域，更具体地涉及一种超声血流成像方法及超声成像装置。

## 背景技术

对于基于多普勒原理的超声血流成像，如果实际血流速度超过了成像系统的最大可测量速度，测量结果将会发生混叠，使得到的测值不正确。提高脉冲重复频率（Pulse Repetition Frequency，简称为 PRF）和降低发射波形的中心频率可提高最大可测量速度。但 PRF 受到声速和成像深度的限制不能无限制的提高。超声矢量血流成像，当采用多个发射角度时，受到成像深度的限制，相同角度间用于计算速度的 PRF 则更低，更有可能发生混叠，导致测值错误。矢量血流成像更加侧重定量测量的精度，所以更应避免混叠的发生。

## 发明内容

为了解决上述问题而提出了本申请。根据本申请一方面，提供了一种超声血流成像方法，所述方法包括：以第一发射角度向目标对象的待测血流位置发射第一超声波、第二超声波和第三超声波，并接收超声波的回波，以获得第一回波信号、第二回波信号和第三回波信号；其中，所述第一超声波与所述第二超声波之间具有第一脉冲重复频率，所述第二超声波与所述第三超声波之间具有第二脉冲重复频率，所述第一脉冲重复频率与所述第二脉冲重复频率为非整数倍关系；以不同于所述第一发射角度的第二发射角度向所述待测血流位置发射第四超声波、第五超声波和第六超声波，并接收超声波的回波，以获得第四回波信号、第五回波信号和第六回波信号；其中，所述第四超声波与所述第五超声波之间具有第三脉冲重复频率，所述第五超声波与所述第六超声波之间具有第四脉冲重复频率，所述第三脉冲重复频率和所述

第四脉冲重复频率为非整数倍关系；根据所述第一回波信号、所述第二回波信号、所述第三回波信号、所述第一脉冲重复频率和所述第二脉冲重复频率，得到所述待测血流位置的血流速度矢量在所述第一发射角度上的第一投影分量；根据所述第四回波信号、所述第五回波信号、所述第六回波信号、所述第三脉冲重复频率和所述第四脉冲重复频率，得到所述待测血流位置的血流速度矢量在所述第二发射角度上的第二投影分量；对所述第一投影分量和第二投影分量进行合成得到所述待测血流位置的血流速度矢量。

根据本申请另一方面，提供了一种超声血流成像方法，所述方法包括：以第一发射角度向目标对象的待测血流位置发射第一超声波、第二超声波、第三超声波和第四超声波，并接收超声波的回波，以获得第一回波信号、第二回波信号、第三回波信号和第四回波信号；其中，所述第一超声波与所述第二超声波之间具有第一脉冲重复频率，所述第三超声波与所述第四超声波之间具有第二脉冲重复频率，所述第一脉冲重复频率与所述第二脉冲重复频率为非整数倍关系；以不同于所述第一发射角度的第二发射角度向所述待测血流位置发射第五超声波、第六超声波、第七超声波和第八超声波，并接收超声波的回波，以获得第五回波信号、第六回波信号、第七回波信号和第八回波信号；其中，所述第五超声波与所述第六超声波之间具有第三脉冲重复频率，所述第七超声波与所述第八超声波之间具有第四脉冲重复频率，所述第三脉冲重复频率和所述第四脉冲重复频率为非整数倍关系；根据所述第一回波信号、所述第二回波信号、所述第三回波信号、所述第四回波信号、所述第一脉冲重复频率和所述第二脉冲重复频率，得到所述待测血流位置的血流速度矢量在所述第一发射角度上的第一投影分量；根据所述第五回波信号、所述第六回波信号、所述第七回波信号、所述第八回波信号、所述第三脉冲重复频率和所述第四脉冲重复频率，得到所述待测血流位置的血流速度矢量在所述第二发射角度上的第二投影分量；对所述第一投影分量和第二投影分量进行合成得到所述待测血流位置的血流速度矢量。

根据本申请另一方面，提供了一种超声血流成像方法，所述方法包括：以第一发射角度向目标对象的待测血流位置发射第一超声波、第二超声波和第三超声波，并接收超声波的回波，以获得第一回波信号、第二回波信号和第三回波信号；其中，所述第一超声波与所述第二超声波之间具有第一脉冲

重复频率，所述第二超声波与所述第三超声波之间具有第二脉冲重复频率，所述第一脉冲重复频率与所述第二脉冲重复频率为非整数倍关系；以不同于所述第一发射角度的第二发射角度向所述待测血流位置发射第四超声波、第五超声波、第六超声波和第七超声波，并接收超声波的回波，以获得第四回波信号、第五回波信号、第六回波信号和第七回波信号；其中，所述第四超声波与所述第五超声波之间具有第三脉冲重复频率，所述第六超声波与所述第七超声波之间具有第四脉冲重复频率，所述第三脉冲重复频率和所述第四脉冲重复频率为非整数倍关系；根据所述第一回波信号、所述第二回波信号、所述第三回波信号、所述第一脉冲重复频率和所述第二脉冲重复频率，得到所述待测血流位置的血流速度矢量在所述第一发射角度上的第一投影分量；根据所述第四回波信号、所述第五回波信号、所述第六回波信号、所述第七回波信号、所述第三脉冲重复频率和所述第四脉冲重复频率，得到所述待测血流位置的血流速度矢量在所述第二发射角度上的第二投影分量；对所述第一投影分量和第二投影分量进行合成得到所述待测血流位置的血流速度矢量。

根据本申请再一方面，提供了一种超声成像装置，所述装置包括发射电路、接收电路、超声探头和处理器，其中：所述发射电路用于控制所述超声探头向目标对象的待测血流位置发射超声波；所述接收电路用于控制所述超声探头接收所述超声波的回波，并从所述超声波的回波获取回波信号；所述处理器用于基于所述回波信号进行超声血流成像；所述处理器还用于执行上述的超声血流成像方法。

根据本申请实施例的超声血流成像方法及超声成像装置以至少两个发射角度向目标对象的待测血流位置发射超声波，每个发射角度均采用非均匀的PRF发射超声波，能够实现更大的实际PRF，从而提高最大可测量速度，进而提高待测血流位置的血流速度矢量的测量精度。

## 附图说明

通过结合附图对本申请实施例进行更详细的描述，本申请的上述以及其他目的、特征和优势将变得更加明显。附图用来提供对本申请实施例的进一步理解，并且构成说明书的一部分，与本申请实施例一起用于解释本申请，并不构成对本申请的限制。在附图中，相同的参考标号通常代表相

同部件或步骤。

图 1 示出根据本申请一个实施例的超声血流成像方法的示意性流程图。

图 2 示出根据本申请实施例的超声血流成像方法中发射超声波的示例性示意图。

图 3 示出根据本申请实施例的超声血流成像方法中在非聚焦超声波之间发射聚焦超声波的示例性示意图。

图 4 示出根据本申请实施例的超声血流成像方法中将发射的超声波进行分组以对其各自的回波信号进行壁滤波的一个示例图。

图 5 示出根据本申请实施例的超声血流成像方法中将发射的超声波进行分组以对其各自的回波信号进行壁滤波的另一个示例图。

图 6 示出根据本申请实施例的超声血流成像方法中同一角度相同 PRF 连续发射多次的示例性示意图。

图 7 示出根据本申请另一个实施例的超声血流成像方法的示意性流程图。

图 8 示出根据本申请实施例的超声成像装置的示意性结构框图。

## 具体实施方式

为了使得本申请的目的、技术方案和优点更为明显，下面将参照附图详细描述根据本申请的示例实施例。显然，所描述的实施例仅仅是本申请的一部分实施例，而不是本申请的全部实施例，应理解，本申请不受这里描述的示例实施例的限制。基于本申请中描述的本申请实施例，本领域技术人员在没有付出创造性劳动的情况下所得到的所有其他实施例都应落入本申请的保护范围之内。

图 1 示出了根据本申请一个实施例的超声血流成像方法 100 的示意性流程图。如图 1 所示，超声血流成像方法 100 可以包括如下步骤：

在步骤 S110，以第一发射角度向目标对象的待测血流位置发射第一超声波、第二超声波和第三超声波，并接收超声波的回波，以获得第一回波信号、第二回波信号和第三回波信号；其中，第一超声波与第二超声波之间具有第一脉冲重复频率，第二超声波与第三超声波之间具有第二脉冲重复频率，第一脉冲重复频率与第二脉冲重复频率为非整数倍关系。

在步骤S120，以不同于第一发射角度的第二发射角度向待测血流位置发射第四超声波、第五超声波和第六超声波，并接收超声波的回波，以获得第四回波信号、第五回波信号和第六回波信号；其中，第四超声波与第五超声波之间具有第三脉冲重复频率，第五超声波与第六超声波之间具有第四脉冲重复频率，第三脉冲重复频率和第四脉冲重复频率为非整数倍关系；

在步骤S130，根据第一回波信号、第二回波信号、第三回波信号、第一脉冲重复频率和第二脉冲重复频率，得到待测血流位置的血流速度矢量在第一发射角度上的第一投影分量；

在步骤S140，根据第四回波信号、第五回波信号、第六回波信号、第三脉冲重复频率和第四脉冲重复频率，得到待测血流位置的血流速度矢量在第二发射角度上的第二投影分量；

在步骤S150，对第一投影分量和第二投影分量进行合成得到待测血流位置的血流速度矢量。

在本申请的实施例中，以至少两个发射角度向目标对象的待测血流位置发射超声波，每个发射角度发射的超声波之间具有至少两个脉冲重复频率（即PRF），且这至少两个PRF之间是非整数倍的关系，这意味着每个发射角度均采用非均匀的PRF发射超声波，这能够实现更大的实际PRF，从而提高最大可测量速度，进而提高待测血流位置的血流速度矢量的测量精度。下面来详细描述超声血流成像方法100能够提高最大可测量速度的原因。

首先，基于多普勒原理的血流速度计算公式，如下所示：

$$v_z = -\frac{cf_{PRF}}{4\pi f_0}\arctan\left(\frac{\Im\{R(1)\}}{\Re\{R(1)\}}\right) \quad (1)$$

其中：

$$R(1) = \frac{1}{N-1}\sum_{i=1}^{N-1} x(i)x(i+1) + y(i)y(i+1) + j[y(i+1)x(i) - x(i+1)y(i)]$$

在上述公式（1）中，$v_z$为沿超声传播方向所测得的血流速度分量，$f_0$为探头发射信号的中心频率，$f_{PRF}$为脉冲重复频率PRF（即相邻两次发射的时间间隔的倒数）；$R(1)$表达式中的$N$是同一位置的发射次数，$x(i)$表示第$i$次发射并接收处理后的信号的实部，$y(i)$表示第$i$次发射并接收处理后的信号的虚部；$\Im$是取虚部算子，$\Re$是取实部算子，j是虚数单位。

为表达方便，设 $A=\frac{\Im\{R(1)\}}{\Re\{R(1)\}}$，$\arctan(A)$的变化范围为$(-\pi\ \pi]$，则公式（1）的最大可测量速度（取绝对值）可以表示为：

$$v_{\max}=\frac{cf_{\mathrm{PRF}}}{4f_0}$$

公式（1）测速范围可以表示为$[-v_{\max}\ v_{\max})$。当实际速度大于$v_{\max}$或小于$-v_{\max}$时，测量结果将会发生混叠（注：这里的实际速度是指沿超声发射方向速度分量的实际值，测量的也是这个值）。正确的速度分量测值应该是：

$$v_{\mathrm{z-corr}}=-\frac{cf_{\mathrm{PRF}}}{4\pi f_0}\arctan(A)+2Mv_{\max} \quad (2)$$

当无混叠发生时，$M=0$，公式（2）等同于公式（1）。当发生混叠时，$M$为非零整数，包括正整数和负整数，例如，-3，-2，-1，1，2，3 等等。由于$M$是未知的，因此还需要更多信息才有可能得到$v_{\mathrm{z-corr}}$。

基于此，在本申请的实施例中，超声血流成像方法 100 以两个发射角度向目标对象的待测血流位置发射超声波，每个发射角度发射的超声波之间具有两个不同的 PRF。我们以第一发射角度的两个 PRF 为例来描述，将第一脉冲重复频率表示为$f_{\mathrm{PRF1}}$，将第二脉冲重复频率表示为$f_{\mathrm{PRF2}}$。基于此，可将公式（2）扩展为一组包含两个 PRF 的方程组：

$$v_{\mathrm{z-corr}}=-\frac{cf_{\mathrm{PRF1}}}{4\pi f_0}\arctan(A_1)+2Mv_{\max1} \quad (3)$$

$$v_{\mathrm{z-corr}}=-\frac{cf_{\mathrm{PRF2}}}{4\pi f_0}\arctan(A_2)+2Nv_{\max2} \quad (4)$$

公式（3）和公式（4）的两个方程虽然有三个未知数（即$v_{\mathrm{z-corr}}$、$M$和$N$），但由于$M$和$N$是整数，因此该方程组在某种情况下也是可解的。

首先，PRF 小的首先会出现混叠，因此，当$f_{\mathrm{PRF1}}>f_{\mathrm{PRF2}}$时，则$|M|\le|N|$；反之，当$f_{\mathrm{PRF1}}<f_{\mathrm{PRF2}}$时，则$|M|\ge|N|$。

为了进一步简化，设：

$B_1=-\frac{cf_{\mathrm{PRF1}}}{4\pi f_0}\arctan(A_1)$，$B_2=-\frac{cf_{\mathrm{PRF2}}}{4\pi f_0}\arctan(A_2)$，

则公式（3）和（4）进一步可以被表示为：

$$v_{\mathrm{z-corr}}=B_1+2Mv_{\max1} \quad (5)$$

$$v_{\mathrm{z-corr}}=B_2+2Nv_{\max2} \quad (6)$$

其中，$|B_1|\le v_{\max1}$，$|B_2|\le v_{\max2}$。合并（5）和（6），得到：

$$B_1-B_2=2(Nv_{\max2}-Mv_{\max1}) \quad (7)$$

在公式（7）中，$B_1$，$B_2$，$v_{\max1}$，$v_{\max2}$已知。可尝试不同$M$和$N$使公式（7）尽可能的成立，该操作可进一步公式化表示为：

$$\operatorname{argmin}_{M,N}|(B_1 - B_2) - 2(Nv_{\max2} - Mv_{\max1})| \quad (8)$$

$$\text{subject to} \quad M, N \in \mathbb{Z}$$

公式（8）中，$\mathbb{Z}$表示整数集合。可通过穷举法找到多组$M$和$N$的解，然后将绝对值最小的$M$或$N$代入公式（3）或（4）计算得到去混叠之后的实际速度。

由于公式（7）中有两个未知数，分别为$M$和$N$，使该等式成立，会有无穷多组解。因此，在计算时每一组$M$和$N$都对应一个测量结果，这样也就有无穷多个测值，也就是说这些测值都有可能是实际的血流速度。考虑到血流速度是不可能无限大的，一般认为绝对值最小的$M$或$N$对应的速度测值就是实际速度测值。当然，这属于一种假设，当实际测值大于这个绝对值最小的$M$或$N$对应的速度测值时，同样相当于发生了混叠。但是这种方式的最大可测量速度已经远高于传统方法了。

因此，根据本申请实施例的超声血流成像方法100以至少两个发射角度向目标对象的待测血流位置发射超声波，每个发射角度均采用非均匀的PRF发射超声波，能够实现更大的实际PRF，从而提高最大可测量速度，进而提高待测血流位置的血流速度矢量的测量精度。

此处，应注意，根据本申请实施例的超声血流成像方法100的步骤S110到步骤S150的顺序并不一定受其序号的限定，例如步骤S120也可以在步骤S130之后。

在本申请的实施例中，步骤S130所述的根据第一回波信号、第二回波信号、第三回波信号、第一脉冲重复频率和第二脉冲重复频率，得到待测血流位置的血流速度矢量在第一发射角度上的第一投影分量，可以包括：根据第一回波信号和第二回波信号得到第一血流速度，根据第二回波信号和第三回波信号得到第二血流速度；获取第一脉冲重复频率对应的第一最大可测量速度和第二脉冲重复频率对应的第二最大可测量速度；根据第一血流速度、第二血流速度、第一最大可测量速度和第二最大可测量速度确定满足第一预设条件的第一去混叠系数；基于第一去混叠系数对第一血流速度和/或第二血流速度进行去混叠处理，得到待测血流位置的血流速度矢

量在第一发射角度上的第一投影分量。

可结合前文的公式来理解该实施例中计算待测血流位置的血流速度矢量的第一投影分量的过程。其中，第一血流速度可以理解为前面公式(8)中的$B_1$，第二血流速度可以理解为前面公式（8）中的$B_2$；第一最大可测量速度可以理解为前面公式（8）中的$v_{max1}$，第二最大可测量速度可以理解为前面公式（8）中的$v_{max2}$；第一去混叠系数可以理解为前面公式（8）中 $M$ 和/或 $N$；第一预设条件可以理解为使公式（8）成立。

基于此，根据第一血流速度、第二血流速度、第一最大可测量速度和第二最大可测量速度确定满足第一预设条件的第一去混叠系数，可以包括：将第一血流速度与第二血流速度的差值，作为第一差值（即$B_1 - B_2$）；将 $N$ 倍的第二最大可测量速度与 $M$ 倍的第一最大可测量速度的差值的 2 倍，作为第二差值（即$2(Nv_{max2} - Mv_{max1})$），其中 $N$ 和 $M$ 均为整数；将第一差值与第二差值这两者的差值，作为第三差值（即$(B_1 - B_2) - 2(Nv_{max2} - Mv_{max1})$）；计算使第三差值的绝对值取得最小值的 $M$ 和 $N$ 的取值结果（即公式（8）），将取值结果中的 $M$ 和/或 $N$ 作为第一去混叠系数。

由于 $M$ 的取值结果对应于第一血流速度$B_1$，因此，当 $M$ 的取值结果作为第一去混叠系数时，基于第一去混叠系数对第一血流速度进行去混叠处理，得到待测血流位置的血流速度矢量在第一发射角度上的第一投影分量，即通过前文的公式（5）计算得到待测血流位置的血流速度矢量在第一发射角度上的第一投影分量。由于 $N$ 的取值结果对应于第一血流速度$B_2$，因此，当 $N$ 的取值结果作为第一去混叠系数时，基于第一去混叠系数对第二血流速度进行去混叠处理，得到待测血流位置的血流速度矢量在第一发射角度上的第一投影分量，即通过前文的公式（6）计算得到待测血流位置的血流速度矢量在第一发射角度上的第一投影分量。也可以将上述 $M$ 作为第一去混叠系数对第一血流速度进行去混叠处理得到的投影分量和上述 $N$ 作为第一去混叠系数对第一血流速度进行去混叠处理得到的投影分量进行平均，将平均后的结果作为最终的待测血流位置的血流速度矢量在第一发射角度上的第一投影分量。

在本申请的实施例中，当存在至少两组 $M$ 和 $N$ 的取值结果，使得前述第三差值的绝对值取得最小值时，可以将取值结果中绝对值最小的 $M$ 和

/或 $N$ 作为第一去混叠系数，稍后在下文中结合实例来描述。

在本申请的实施例中，步骤S140所述的根据第四回波信号、第五回波信号、第六回波信号、第三脉冲重复频率和第四脉冲重复频率，得到待测血流位置的血流速度矢量在第二发射角度上的第二投影分量，可以包括：根据第四回波信号和第五回波信号得到第三血流速度，根据第五回波信号和第六回波信号得到第四血流速度；获取第三脉冲重复频率对应的第三最大可测量速度和第四脉冲重复频率对应的第四最大可测量速度；根据第三血流速度、第四血流速度、第三最大可测量速度和第四最大可测量速度确定满足第二预设条件的第二去混叠系数；基于第二去混叠系数对第三血流速度和/或第四血流速度进行去混叠处理，得到待测血流位置的血流速度矢量在第二发射角度上的第二投影分量。

此处，计算待测血流位置的血流速度矢量的第二投影分量的方式与前文所述的计算第一投影分量的方式类似，只是计算时所用的数据不同。为了便于理解，设第三脉冲重复频率为$f_{\mathrm{PRF3}}$，第四脉冲重复频率为$f_{\mathrm{PRF4}}$，则前面的公式（5）到公式（8）分别可变换为：

$$v_{\mathrm{z-corr}} = B_3 + 2Mv_{\mathrm{max3}} \tag{9}$$

$$v_{\mathrm{z-corr}} = B_4 + 2Nv_{\mathrm{max4}} \tag{10}$$

$$B_3 - B_4 = 2(Nv_{\mathrm{max4}} - Mv_{\mathrm{max3}}) \tag{11}$$

$$\mathrm{argmin}_{M,N}|(B_3 - B_4) - 2(Nv_{\mathrm{max4}} - Mv_{\mathrm{max3}})| \tag{12}$$

因此，第三血流速度可以理解为前面公式（12）中的$B_3$，第四血流速度可以理解为前面公式（12）中的$B_4$；第三最大可测量速度可以理解为前面公式（12）中的$v_{\mathrm{max3}}$，第四最大可测量速度可以理解为前面公式（12）中的$v_{\mathrm{max4}}$；第二去混叠系数可以理解为前面公式（12）中 $M$ 和/或 $N$；第二预设条件可以理解为使公式（12）成立。其中公式（5）到公式（8）中的 $M$ 和 $N$ 与公式（9）到公式（12）中的 $M$ 和 $N$ 具有相同含义，只是基于不同的数据源会存在不同的取值结果，此处通过同一字母表征仅作示例性说明，并不表示两者一定相同。

基于此，根据第三血流速度、第四血流速度、第三最大可测量速度和第四最大可测量速度确定满足第二预设条件的第二去混叠系数，可以包括：将第三血流速度与第四血流速度的差值，作为第四差值（即$B_3 - B_4$）；将

$N$倍的第四最大可测量速度与$M$倍的第三最大可测量速度的差值的2倍，作为第五差值（即$2(Nv_{\max 4}-Mv_{\max 3})$），其中$N$和$M$均为整数；将第四差值与第五差值这两者的差值，作为第六差值（即$(B_3-B_4)-2(Nv_{\max 4}-Mv_{\max 3})$）；计算使第六差值的绝对值取得最小值的$M$和$N$的取值结果（即公式（12）），将取值结果中的$M$和/或$N$作为第二去混叠系数。

由于$M$的取值结果对应于第三血流速度$B_3$，因此，当$M$的取值结果作为第二去混叠系数时，基于第二去混叠系数对第三血流速度进行去混叠处理，得到待测血流位置的血流速度矢量在第二发射角度上的第二投影分量，即通过前文的公式（9）计算得到待测血流位置的血流速度矢量在第二发射角度上的第二投影分量。由于$N$的取值结果对应于第四血流速度$B_4$，因此，当$N$的取值结果作为第二去混叠系数时，基于第二去混叠系数对第四血流速度进行去混叠处理，得到待测血流位置的血流速度矢量在第二发射角度上的第二投影分量，即通过前文的公式（10）计算得到待测血流位置的血流速度矢量在第二发射角度上的第二投影分量。也可以将上述$M$作为第二去混叠系数对第三血流速度进行去混叠处理得到的投影分量和上述$N$作为第二去混叠系数对第四血流速度进行去混叠处理得到的投影分量进行平均，将平均后的结果作为最终的待测血流位置的血流速度矢量在第一发射角度上的第二投影分量。

在本申请的实施例中，当存在至少两组$M$和$N$的取值结果，使得第六差值的绝对值取得最小值时，将取值结果中绝对值最小的$M$和/或$N$作为第二去混叠系数。

现在以第一发射角度为例来描述根据本申请实施例的方法100的一些实例，应理解，以第二发射角度也是类似的情况。

在一个实例中，假定第一脉冲重复频率为3k（即3000 Hz），第二脉冲重复频率为4k（即4000 Hz），当声速$c$为1540m/s，探头发射信号的中心频率为5MHz时，第一脉冲重复频率和第二脉冲重复频率各自对应的最大可测量速度（取绝对值）分别为：

$$v_{\max 1}=\frac{cf_{\mathrm{PRF}}}{4f_0}=\frac{1540\times 3000}{4\times 5000000}=0.231\mathrm{m/s}$$

$$v_{\max 2}=\frac{cf_{\mathrm{PRF}}}{4f_0}=\frac{1540\times 4000}{4\times 5000000}=0.308\mathrm{m/s}$$

下面介绍当测量的实际速度超过这两个值时具体如何通过公式（8）

去混叠得到实际速度。例如，当前的实际速度为：$v = 0.5\text{m/s}$ 时，那么由于发生混叠，得到的$B_1$和$B_2$分别为：

$$B_1 = 0.5 - 2 \times 0.231 = 0.038\text{m/s}$$

$$B_2 = 0.5 - 2 \times 0.308 = -0.116\text{m/s}$$

将$B_1$和$B_2$，$v_{\max 1}$和$v_{\max 2}$全部代入公式（8）：

$$\underset{M,N}{\operatorname{argmin}} |(0.038 + 0.116) - 2(0.308N - 0.231M)|$$

$$\text{subject to} \quad M, N \in \mathbb{Z}$$

设$|(0.038 + 0.116) - 2(0.308N - 0.231M)|$为 $X$，以下通过表 1 示出不同 $M$ 和 $N$ 对应的 $X$：

表 1

| $M$ | $N$ | $X$ |
|---|---|---|
| 0 | 0 | 0.154 |
| 1 | 0 | 0.616 |
| 1 | 1 | 0 |
| -1 | 0 | -0.308 |
| -1 | -1 | 0.308 |
| -2 | -1 | -0.154 |
| -2 | -2 | 0.462 |
| 2 | 1 | 0.462 |
| 2 | 2 | -0.154 |
| 3 | 2 | 0.308 |
| 3 | 3 | -0.308 |
| 4 | 3 | 0.154 |
| 4 | 4 | -0.462 |
| 5 | 4 | 0 |
| 5 | 5 | -0.616 |
| 6 | 5 | -0.154 |

| | | |
|---|---|---|
| 6 | 6 | 0.77 |

由表 1 中数值可以看出，当 $M$ 和 $N$ 均为 1 时以及 $M$=5、$N$=4 时，均得到最小的 $X$。取绝对值相对较小的 $M$，将 $M$=1 代入公式（3）可得到最终值：

$$v_{\mathrm{z-corr}} = -\frac{cf_{\mathrm{PRF1}}}{4\pi f_0}\arctan(A_1) + 2Mv_{\mathrm{max1}} = B_1 + 2Mv_{\mathrm{max1}}$$

$$= 0.038 + 2 \times 0.231 = 0.5\mathrm{m/s}$$

不难看到，该方法测得的速度值与实际速度值相同，证明了本申请的方法能够精确测量血流速度在某个发射角度上的投影分量，进而能够精确测量血流速度矢量。

在另一个实例中，假定第一脉冲重复频率为 2k（即 2000 Hz），第二脉冲重复频率为 9k（即 9000 Hz），当声速 $c$ 为 1540m/s，探头发射信号的中心频率为 4MHz 时，第一脉冲重复频率和第二脉冲重复频率各自对应的最大可测量速度（取绝对值）分别为：

$$v_{\mathrm{max1}} = \frac{cf_{\mathrm{PRF}}}{4f_0} = \frac{1540\times2000}{4\times4000000} = 0.1925\mathrm{m/s}$$

$$v_{\mathrm{max2}} = \frac{cf_{\mathrm{PRF}}}{4f_0} = \frac{1540\times9000}{4\times4000000} = 0.86625\mathrm{m/s}$$

下面介绍当测量的实际速度超过这两个值时，具体如何通过公式（8）去混叠得到实际速度。例如，当前的实际速度为：$v = -1\mathrm{m/s}$ 时，那么由于发生混叠，得到的$B_1$和$B_2$分别为：

$$B_1 = -1 + 3 \times 2 \times 0.1925 = 0.155\mathrm{m/s}$$

$$B_2 = -1 + 2 \times 0.86625 = 0.7325\mathrm{m/s}$$

将$B_1$和$B_2$，$v_{\mathrm{max1}}$和$v_{\mathrm{max2}}$全部代入公式（8）：

$$\underset{M,N}{\operatorname{argmin}}|(0.155 - 0.7325) - 2(0.86625N - 0.1925M)|$$

$$\text{subject to } \; M, N \in \mathbb{Z}$$

设$|(0.155 - 0.7324) - (0.8662N - 0.1925M)|$为 $X$，以下通过表 2 示出不同 $M$ 和 $N$ 对应的 $X$：

表 2

| $M$ | $N$ | $X$ |
|---|---|---|

| | | |
|---|---|---|
| 0 | 0 | -0.5775 |
| 1 | 0 | -0.1925 |
| 1 | 1 | -1.925 |
| 2 | 1 | -1.54 |
| 2 | 0 | 0.1925 |
| 3 | 0 | 0.5775 |
| 3 | 1 | -1.155 |
| 4 | 1 | -0.77 |
| 6 | 1 | 0 |
| -1 | 0 | -0.9625 |
| -1 | -1 | 0.77 |
| -2 | 0 | -1.3475 |
| -3 | -1 | 0 |
| -3 | 0 | -1.7325 |
| -4 | -1 | -0.385 |
| -4 | -2 | 1.3475 |
| -5 | -3 | 2.695 |
| -12 | -3 | 0 |

由表 2 中数值可以看出，当 $M$=6、$N$=1 时，$M$=−3、$N$=−1 以及 $M$=−12、$N$=−3 时，均得到最小的 $X$。取绝对值相对较小的 $M$，将 $M$=−3 代入公式（3）可得到最终值：

$$v_{\mathrm{z-corr}} = -\frac{cf_{\mathrm{PRF1}}}{4\pi f_0}\arctan(A_1) + 2Mv_{\mathrm{max1}} = B_1 + 2Mv_{\mathrm{max1}}$$

$$= 0.155 - 3 \times 2 \times 0.1925 = -1\mathrm{m/s}$$

在该实例中，同样能够看到，该方法测得的速度值与实际速度值相同，证明了本申请的方法能够精确测量血流速度在某个发射角度上的投影分量，进而能够精确测量血流速度矢量。

在再一个实例中，假定第一脉冲重复频率为 3.5k（即 3500 Hz），第二

脉冲重复频率为 2k（即 2000 Hz），当声速 $c$ 为 1540m/s，探头发射信号的中心频率为 5MHz 时，第一脉冲重复频率和第二脉冲重复频率各自对应的最大可测量速度（取绝对值）分别为：

$$v_{\max 1}=\frac{cf_{\mathrm{PRF}}}{4f_0}=\frac{1540\times 3500}{4\times 5000000}=0.2695\mathrm{m/s}$$

$$v_{\max 2}=\frac{cf_{\mathrm{PRF}}}{4f_0}=\frac{1540\times 2000}{4\times 5000000}=0.154\mathrm{m/s}$$

下面介绍当测量的实际速度超过这两个值时具体如何通过公式（8）去混叠得到实际速度。例如，当前的实际速度为：$v=1.5\mathrm{m/s}$ 时，那么由于发生混叠，得到的$B_1$和$B_2$分别为：

$$B_1=1.5-3\times 2\times 0.2695=-0.117\mathrm{m/s}$$

$$B_2=1.5-5\times 2\times 0.154=-0.04\mathrm{m/s}$$

将$B_1$和$B_2$，$v_{\max 1}$和$v_{\max 2}$全部代入公式（8）：

$$\underset{M,N}{\operatorname{argmin}}\left|(-0.117+0.04)-2(0.154N-0.2695M)\right|$$

$$\text{subject to}\quad M,N\in\mathbb{Z}$$

设$|(-0.117+0.04)-2(0.154N-0.2695M)|$为 $X$，以下通过表 3 示出不同 $M$ 和 $N$ 对应的 $X$：

表 3

| $M$ | $N$ | $X$ |
|---|---|---|
| 0 | 0 | -0.077 |
| 0 | 1 | -0.385 |
| 1 | 1 | 0.154 |
| 1 | 2 | -0.154 |
| 2 | 2 | 0.385 |
| 0 | 2 | -0.693 |
| 1 | 3 | -0.462 |
| 2 | 3 | 0.077 |
| 3 | 3 | 0.616 |
| 3 | 4 | 0.308 |
| 3 | 5 | 0 |

| | | |
|---|---|---|
| 7 | 12 | 0 |
| -1 | -2 | 0 |
| -5 | -9 | 0 |

由表 3 中数值可以看出，当 $M$=3、$N$=5 时，$M$=7、$N$=12时，$M$=−1、$N$=−2以及 $M$=−5、$N$=−9 时，均得到最小的 $X$。取绝对值相对较小的 $M$，将 $M$=−1 代入公式（3）可得到最终值：

$$v_{\mathrm{z-corr}} = -\frac{cf_{\mathrm{PRF1}}}{4\pi f_0}\arctan(A_1) + 2Mv_{\mathrm{max1}} = B_1 + 2Mv_{\mathrm{max1}}$$
$$= -0.117 - 1 \times 2 \times 0.2695 = -0.656\mathrm{m/s}$$

在该实例中，可以看到，由于实际速度过大，采用这种方法依然无法得到正确的血流速度值。

只有将 $M$=3 代入公式（3）才能得到正确的速度值，即：

$$v_{\mathrm{z-corr}} = -\frac{cf_{\mathrm{PRF1}}}{4\pi f_0}\arctan(A_1) + 2Mv_{\mathrm{max1}} = B_1 + 2Mv_{\mathrm{max1}}$$
$$= -0.117 + 3 \times 2 \times 0.2695 = 1.5\mathrm{m/s}$$

但在未知实际速度的情况下，无法得知代入哪个 $M$ 的值才能得到实际速度值，这是本申请的非均匀 PRF 发射计算血流速度的局限，但相比传统方法，已经很大程度上提高了最大的可测量速度。

虽然在上述示例中描述第一发射角度和第二发射角度，但其仅是最为简单的示例，本申请旨在通过多角度发射（至少两个发射角度）的方式得到每个角度对应的速度分量（即前文中的投影分量），然后根据这些速度分量进行矢量重建得到血流速度矢量。此外，在上述示例中虽然描述第一发射角度发射第一到第三超声波，第二发射角度发射第四到第六超声波，但其仅是最简单的示例，本申请不限定在每个发射角度发射超声波的数量，其只要满足每个发射角度至少三个即可。另外，还可以采用多角度发射结合多角度接收的方式（即以一个或多个接收角度接收超声波的回波），得到多个不同角度的速度分量，然后根据这些速度分量进行矢量重建得到血流速度矢量，对血流速度矢量进行成像实现矢量血流成像。

在本申请的实施例中，第一发射角度和第二发射角度可以交替发射。在该实施例中，前述的第一超声波、第二超声波、第三超声波、第四超声

波、第五超声波、第六超声波的发射顺序可以为：第一超声波、第四超声波、第二超声波、第五超声波、第三超声波、第六超声波。两个发射角度交替发射使得不同角度之间的时间间隔短，合成的速度矢量更精确。在其他实施例中，同一发射角度也可以连续发射。例如，前述的第一超声波、第二超声波、第三超声波、第四超声波、第五超声波、第六超声波的发射顺序可以为：第一超声波、第二超声波、第四超声波、第五超声波、第三超声波、第六超声波；或者第一超声波、第二超声波、第三超声波、第四超声波、第五超声波、第六超声波。在其他实施例中，前述的第一超声波、第二超声波、第三超声波、第四超声波、第五超声波、第六超声波的发射顺序还可以为：第一超声波、第四超声波、第五超声波、第二超声波、第三超声波、第六超声波；或者第一超声波、第二超声波、第四超声波、第三超声波、第五超声波、第六超声波；或者第一超声波、第二超声波、第四超声波、第五超声波、第六超声波、第三超声波；或者第一超声波、第四超声波、第二超声波、第三超声波、第五超声波、第六超声波；或者第一超声波、第四超声波、第五超声波、第六超声波、第二超声波、第三超声波；或者第一超声波、第四超声波、第二超声波、第五超声波、第六超声波、第三超声波；或者第一超声波、第四超声波、第五超声波、第二超声波、第六超声波、第三超声波。下面结合图 2 来示例性地描述。

图 2 示出根据本申请实施例的超声血流成像方法中发射超声波的示例性示意图。如图 2 所示，在图 2 的示例中，以两个发射角度为例，箭头朝向左侧为第一发射角度，箭头朝向右侧为第二发射角度。其中，第一发射角度对应的两个 PRF 分别为 6k 和 5k，第二发射角度对应的两个 PRF 也分别为 6k 和 5k。在该示例中，当 $c$ 为 1540m/s，探头发射信号的中心频率为 3MHz 时，传统方法最大可测量速度为（取绝对值，PRF=6k 时）：

$$v_{\max}=\frac{cf_{\mathrm{PRF}}}{4f_0}=\frac{1540\times6000}{4\times3000000}=0.77\mathrm{m/s}$$

而本申请的方法对应的最大可测量速度为：

$$v_{\max-\mathrm{new}}=\frac{cf_{\mathrm{PRF}}}{4f_0}=\frac{1540\times30000}{4\times3000000}=3.85\mathrm{m/s}$$

很明显，本申请的方法能够提高最大可测量速度，其中根据本申请的方法获得最大可测量速度中采用的脉冲重复频率是两个 PRF（即 6k 和 5k）这两者的最小公倍数。也正因此，前文描述的第一脉冲重复频率和第二脉

冲重复频率之间是非整数倍关系，第三脉冲重复频率和第四脉冲重复频率之间是非整数倍关系，否则无法实现提高最大可测量速度。此外，也能看出，当第一脉冲重复频率与第二脉冲重复频率这两者彼此互质时，能够最大程度地提高第一发射角度下的最大可测量速度。类似地，当第三脉冲重复频率与第四脉冲重复频率这两者彼此互质时，能够最大程度地提高第二发射角度下的最大可测量速度。

在本申请的实施例中，第一脉冲重复频率、第二脉冲重复频率、第三脉冲重复频率与第四脉冲重复频率这四者中的最大值的倒数大于血流成像深度与超声波在待测血流中传播的声速的比值的两倍。每个脉冲重复频率的倒数均对应于两次发射超声波的时间间隔。因此，第一脉冲重复频率、第二脉冲重复频率、第三脉冲重复频率与第四脉冲重复频率这四者中的最大值的倒数最大值的倒数大于血流成像深度与超声波在待测血流中传播的声速的比值的两倍即表示：最小发射时间间隔大于血流成像深度与超声波在待测血流中传播的声速的比值的两倍，这可以确保发出的超声波均能够被接收到。

在本申请的实施例中，第一脉冲重复频率可以与第三脉冲重复频率相同，第二脉冲重复频率可以与第四脉冲重复频率相同。

对于高帧率的矢量血流成像，血流成像的扫描通常是非聚焦波，例如，平面波或发散波等等。这样一次扫描后，经过波束合成信号处理就可以得到整幅图像。但血流成像的同时还需要保证传统灰阶图像的图像质量。为了灰阶图像可有足够的空间分辨率，通常需要采用聚焦波发射。这样就需要聚焦波与非聚焦波交替发射扫描，才能同时实现高帧率的血流成像和高空间分辨率的灰阶 B 图成像。

基于此，在本申请的实施例中，前述的第一超声波、第二超声波、第三超声波、第四超声波、第五超声波以及第六超声波可以均为非聚焦超声波，方法 100 还可以包括（未示出）：向待测血流位置发射聚焦超声波，接收聚焦超声波的回波，以获得聚焦回波信号；基于聚焦回波信号生成待测血流位置的灰阶图像；基于待测血流位置的血流速度矢量生成血流速度矢量图；显示该灰阶图像并在灰阶图像上叠加显示血流速度矢量图。

其中，聚焦超声波可以在第一超声波、第二超声波、第三超声波、第

四超声波、第五超声波和第六超声波中的任意相邻两个之间发射。例如，第一脉冲重复频率、第二脉冲重复频率、第三脉冲重复频率与第四脉冲重复频率这四者中的最小值的倒数为最大发射时间间隔，聚焦超声波可以在最大发射时间间隔对应的两个超声波之间发射。

以下结合图 3 示例性地说明聚焦波与非聚焦波交替扫描。如图 3 所示，非聚焦波用于血流成像（带箭头的斜线），有两个不同的发射角度，每个发射角度对应两个不同的发射 PRF，分别为 7k 和 3k。聚焦波用于灰阶 B 图成像（无箭头的竖线）。在该示例中，当声速 $c$ 为 1540m/s，探头发射信号的中心频率为 3MHz 时，传统方法的最大可测量速度为（取绝对值，PRF=7k 时）：

$$v_{\max}=\frac{cf_{\mathrm{PRF}}}{4f_0}=\frac{1540\times7000}{4\times3000000}\approx0.9\mathrm{m/s}$$

而本申请的方法对应的最大可测量速度为：

$$v_{\max-\mathrm{new}}=\frac{cf_{\mathrm{PRF}}}{4f_0}=\frac{1540\times21000}{4\times3000000}\approx2.7\mathrm{m/s}$$

与此同时，扫描深度与传统矢量血流成像（PRF=7k 时）类似，并没有受到影响。因为相邻两次发射的最小时间间隔没有变化，均为 14k 的倒数。

在本申请的实施例中，方法 100 还可以包括：在第一回波信号、第二回波信号、第三回波信号、第四回波信号、第五回波信号以及第六回波信号组成的回波信号序列中，将具有相同发射角度且彼此之间具有相同发射时间间隔的回波信号作为一组信号，得到至少两组回波信号，并对每组回波信号分别进行壁滤波，壁滤波之后得到的回波信号用于计算得到第一血流速度、第二血流速度、第三血流速度和第四血流速度。

壁滤波是对信号进行滤波，滤掉不动的组织，得到运动血流的信号。壁滤波一般为高通滤波，传统壁滤波包括 FIR 或 IIR 滤波器。但这两种滤波器的输入信号一般为等间距信号，本申请采用了非均匀的发射 PRF，也就是相邻两次发射或相同角度相邻两次发射在不同时刻的时间间隔都是不同的。下面结合图 4 和图 5 来描述。

图 4 示出根据本申请实施例的超声血流成像方法中将发射的超声波进行分组以对其各自的回波信号进行壁滤波的一个示例图。如图 4 的上图所

示，两个发射角度均采用两个PRF，分别为6k和5k，相邻两次发射或相同角度相邻两次发射在不同时刻的时间间隔都是不同的。因此，为了确保正常使用壁滤波，壁滤波将采用以下方式进行：将具有相同发射角度且彼此之间具有相同发射时间间隔的回波信号作为一组信号，得到至少两组回波信号，并对每组回波信号分别进行壁滤波。如图4的下图所示，以不同颜色来区分不同组的信号，相同颜色的信号（即具有相同发射角度且彼此之间具有相同发射时间间隔的回波信号）为一组信号进行壁滤波。

图5示出根据本申请实施例的超声血流成像方法中将发射的超声波进行分组以对其各自的回波信号进行壁滤波的另一个示例图。如图5的上图所示，两个发射角度均采用两个PRF，分别为7k和3k，且非聚焦波发射间隔期间还发射有用于灰阶成像的聚焦波，与图4示例类似地，相邻两次发射或相同角度相邻两次发射在不同时刻的时间间隔都是不同的。因此，为了确保正常使用壁滤波，壁滤波将采用以下方式进行：将具有相同发射角度且彼此之间具有相同发射时间间隔的回波信号作为一组信号，得到至少两组回波信号，并对每组回波信号分别进行壁滤波。如图5的下图所示，以不同颜色来区分不同组的信号，相同颜色的信号（即具有相同发射角度且彼此之间具有相同发射时间间隔的回波信号）为一组信号进行壁滤波。

图2至图5中仅以同一发射角度中具有相同PRF的超声波发射一次为例作为说明，并非对其发射次数加以限定，实际过程中，同一发射角度中具有相同PRF的超声波也可以连续发射多次。例如前述第一超声波至第六超声波中的至少一个可以连续发射多次，即同一发射角度中具有相同PRF的超声波可以连续发射一次或多次。如图6所示，为同一角度相同PRF连续发射6次的情况。

在本申请的实施例中，还可以进行三维速度矢量的计算，方法100还可以包括：以不同于第一发射角度和第二发射角度的第三发射角度向待测血流位置发射第七超声波、第八超声波和第九超声波，并接收超声波的回波，以获得第七回波信号、第八回波信号和第九回波信号；其中，第七超声波与第八超声波之间具有第五脉冲重复频率，第八超声波与所述第九超声波之间具有第六脉冲重复频率，第五脉冲重复频率和第六脉冲重复频率为非整数倍关系；根据第七回波信号、第八回波信号、第九回波信号、第

五脉冲重复频率和第六脉冲重复频率，得到待测血流位置的血流速度矢量在所述第三发射角度上的第三投影分量；对第一投影分量和第二投影分量进行合成得到待测血流位置的血流速度矢量，包括：对第一投影分量、所述第二投影分量和第三投影分量进行合成得到待测血流位置的三维血流速度矢量。该实施例在方法 100 的基础上增加了另一个发射角度，相关说明可以参考前述步骤 S110~S150 进行理解，此处不再赘言。

以上示例性地示出了根据本申请一个实施例的超声血流成像方法 100。基于上面的描述，根据本申请实施例的超声血流成像方法 100 以至少两个发射角度向目标对象的待测血流位置发射超声波，每个发射角度均采用非均匀的 PRF 发射超声波，能够实现更大的实际 PRF，从而提高最大可测量速度，进而提高待测血流位置的血流速度矢量的测量精度。

下面结合图 7 描述根据本申请另一个实施例的超声血流成像方法 700 的示意性流程图。如图 7 所示，超声血流成像方法 700 可以包括如下步骤：

在步骤 S710，以第一发射角度向目标对象的待测血流位置发射第一超声波、第二超声波、第三超声波和第四超声波，并接收超声波的回波，以获得第一回波信号、第二回波信号、第三回波信号和第四回波信号；其中，第一超声波与第二超声波之间具有第一脉冲重复频率，第三超声波与第四超声波之间具有第二脉冲重复频率，第一脉冲重复频率与第二脉冲重复频率为非整数倍关系。

在步骤 S720，以不同于第一发射角度的第二发射角度向待测血流位置发射第五超声波、第六超声波、第七超声波和第八超声波，并接收超声波的回波，以获得第五回波信号、第六回波信号、第七回波信号和第八回波信号；其中，第五超声波与第六超声波之间具有第三脉冲重复频率，第七超声波与第八超声波之间具有第四脉冲重复频率，第三脉冲重复频率和第四脉冲重复频率为非整数倍关系。

在步骤 S730，根据第一回波信号、第二回波信号、第三回波信号、第四回波信号、第一脉冲重复频率和第二脉冲重复频率，得到待测血流位置的血流速度矢量在第一发射角度上的第一投影分量。

在步骤 S740，根据第五回波信号、第六回波信号、第七回波信号、第八回波信号、第三脉冲重复频率和第四脉冲重复频率，得到待测血流位置

的血流速度矢量在第二发射角度上的第二投影分量。

在步骤S750，对第一投影分量和第二投影分量进行合成得到待测血流位置的血流速度矢量。

根据本申请实施例的超声血流成像方法700与前文所述的超声血流成像方法100大体上类似，不同之处在于：超声血流成像方法100以两个不同的PRF控制同一发射角度下所有相邻两个超声波（即第一超声波与第二超声波之间具有第一PRF，第二超声波与第三超声波之间具有第二PRF）；相比之下，超声血流成像方法700以两个不同的PRF同一发射角度下部分相邻两个超声波（即第一超声波与第二超声波之间具有第一PRF，第三超声波与第四超声波之间具有第二PRF，第二超声波与第三超声波之间的PRF不限定）。基于此，超声血流成像方法100在计算血流速度时需要复用超声回波信号（即根据第一回波信号和第二回波信号得到第一血流速度，根据第二回波信号和第三回波信号得到第二血流速度，即复用了第二回波信号），而超声血流成像方法700在计算血流速度时无需复用超声回波信号（即根据第一回波信号和第二回波信号得到第一血流速度，根据第三回波信号和第四回波信号得到第二血流速度）。为了简洁，此处不再详细描述二者的相似之处，可以结合前文所述理解超声血流成像方法700的细节，此处仅简要描述其主要操作。

在本申请的实施例中，步骤S730的根据第一回波信号、第二回波信号、第三回波信号、第四回波信号、第一脉冲重复频率和第二脉冲重复频率，得到待测血流位置的血流速度矢量在第一发射角度上的第一投影分量，可以包括：根据第一回波信号和第二回波信号得到第一血流速度，根据第三回波信号和第四回波信号得到第二血流速度；获取第一脉冲重复频率对应的第一最大可测量速度和第二脉冲重复频率对应的第二最大可测量速度；根据第一血流速度、第二血流速度、第一最大可测量速度和第二最大可测量速度确定满足第一预设条件的第一去混叠系数；基于第一去混叠系数对第一血流速度和/或第二血流速度进行去混叠处理，得到待测血流位置的血流速度矢量在第一发射角度上的第一投影分量。

其中，根据第一血流速度、第二血流速度、第一最大可测量速度和第二最大可测量速度确定满足第一预设条件的第一去混叠系数，可以包括：

将第一血流速度与第二血流速度的差值，作为第一差值；将$N$倍的第二最大可测量速度与$M$倍的第一最大可测量速度的差值的2倍，作为第二差值，其中$N$和$M$均为整数；将第一差值与第二差值这两者的差值，作为第三差值；计算使第三差值的绝对值取得最小值的$M$和$N$的取值结果，将取值结果中的$M$和/或$N$作为第一去混叠系数；其中，当$M$的取值结果作为第一去混叠系数时，基于第一去混叠系数对第一血流速度进行去混叠处理，得到待测血流位置的血流速度矢量在第一发射角度上的第一投影分量；当$N$的取值结果作为第一去混叠系数时，基于第一去混叠系数对第二血流速度进行去混叠处理，得到待测血流位置的血流速度矢量在第一发射角度上的第一投影分量。也可以将上述$M$作为第一去混叠系数对第一血流速度进行去混叠处理得到的投影分量和上述$N$作为第一去混叠系数对第一血流速度进行去混叠处理得到的投影分量进行平均，将平均后的结果作为最终的待测血流位置的血流速度矢量在第一发射角度上的第一投影分量。

其中，当存在至少两组$M$和$N$的取值结果，使得第三差值的绝对值取得最小值时，将取值结果中绝对值最小的$M$和/或$N$作为第一去混叠系数。

在本申请的实施例中，步骤S740的根据第五回波信号、第六回波信号、第七回波信号、第八回波信号、第三脉冲重复频率和第四脉冲重复频率，得到待测血流位置的血流速度矢量在第二发射角度上的第二投影分量，可以包括：根据第五回波信号和第六回波信号得到第三血流速度，根据第七回波信号和第八回波信号得到第四血流速度；获取第三脉冲重复频率对应的第三最大可测量速度和第四脉冲重复频率对应的第四最大可测量速度；根据第三血流速度、第四血流速度、第三最大可测量速度和第四最大可测量速度确定满足第二预设条件的第二去混叠系数；基于第二去混叠系数对第三血流速度和/或第四血流速度进行去混叠处理，得到待测血流位置的血流速度矢量在第二发射角度上的第二投影分量。

其中，根据第三血流速度、第四血流速度、第三最大可测量速度和第四最大可测量速度确定满足第二预设条件的第二去混叠系数，可以包括：将第三血流速度与第四血流速度的差值，作为第四差值；将$N$倍的第三最大可测量速度与$M$倍的第四最大可测量速度的差值的2倍，作为第五差值，

其中 $N$ 和 $M$ 均为整数；将第四差值与第五差值这两者的差值，作为第六差值；计算使第六差值的绝对值取得最小值的 $M$ 和 $N$ 的取值结果，将取值结果中的 $M$ 和/或 $N$ 作为第二去混叠系数；其中，当 $M$ 的取值结果作为第二去混叠系数时，基于第二去混叠系数对第三血流速度进行去混叠处理，得到待测血流位置的血流速度矢量在第二发射角度上的第二投影分量；当 $N$ 的取值结果作为第二去混叠系数时，基于第二去混叠系数对第四血流速度进行去混叠处理，得到待测血流位置的血流速度矢量在第二发射角度上的第二投影分量。也可以将上述 $M$ 作为第二去混叠系数对第三血流速度进行去混叠处理得到的投影分量和上述 $N$ 作为第二去混叠系数对第四血流速度进行去混叠处理得到的投影分量进行平均，将平均后的结果作为最终的待测血流位置的血流速度矢量在第二发射角度上的第二投影分量。

其中，当存在至少两组 $M$ 和 $N$ 的取值结果，使得第六差值的绝对值取得最小值时，将取值结果中绝对值最小的 $M$ 和/或 $N$ 作为第二去混叠系数。

在本申请的实施例中，第一超声波、第二超声波、第三超声波、第四超声波、第五超声波、第六超声波、第七超声波、第八超声波的发射顺序可以为：第一超声波、第五超声波、第二超声波、第六超声波、第三超声波、第七超声波、第四超声波、第八超声波；或者第一超声波、第二超声波、第五超声波、第六超声波、第三超声波、第四超声波、第七超声波、第八超声波；或者第一超声波、第二超声波、第三超声波、第五超声波、第六超声波、第七超声波、第四超声波、第八超声波；或者第一超声波、第二超声波、第三超声波、第四超声波、第五超声波、第六超声波、第七超声波、第八超声波。类似的，参考前述实施例中的交替扫描顺序的描述，本申请实施例中第一至第八超声波的发射顺序不限于以上列举的几种，只需达到交替效果即可，此处不做穷举。

在本申请的实施例中，第一脉冲重复频率与第二脉冲重复频率这两者彼此互质，第三脉冲重复频率与第四脉冲重复频率这两者彼此互质。

在本申请的实施例中，第一脉冲重复频率、第二脉冲重复频率、第三脉冲重复频率与第四脉冲重复频率这四者中的最大值的倒数大于血流成像深度与超声波在待测血流中传播的声速的比值的两倍。

在本申请的实施例中，第一脉冲重复频率可以与第三脉冲重复频率相同，第二脉冲重复频率可以与第四脉冲重复频率相同。

在本申请的实施例中，接收超声波的回波，可以包括：以一个或多个接收角度接收超声波的回波。

在本申请的实施例中，第一超声波、第二超声波、第三超声波、第四超声波、第五超声波、第六超声波、第七超声波以及第八超声波可以均为非聚焦超声波，方法700还可以包括（未示出）：向待测血流位置发射聚焦超声波，接收聚焦超声波的回波，以获得聚焦回波信号；基于聚焦回波信号生成待测血流位置的灰阶图像；基于待测血流位置的血流速度矢量生成血流速度矢量图；显示该灰阶图像并在灰阶图像上叠加显示血流速度矢量图。

在本申请的实施例中，聚焦超声波可以在第一超声波、第二超声波、第三超声波、第四超声波、第五超声波、第六超声波、第七超声波以及第八超声波中的任意相邻两个之间发射。

在本申请的实施例中，第一脉冲重复频率、第二脉冲重复频率、第三脉冲重复频率与第四脉冲重复频率这四者中的最小值的倒数为最大发射时间间隔，聚焦超声波可以在最大发射时间间隔对应的两个超声波之间发射。

在本申请的实施例中，方法700还可以包括（未示出）：在第一回波信号、第二回波信号、第三回波信号、第四回波信号、第五回波信号、第六回波信号、第七回波信号以及第八回波信号组成的回波信号序列中，将具有相同发射角度且彼此之间具有相同发射时间间隔的回波信号作为一组信号，得到至少两组回波信号，并对每组回波信号分别进行壁滤波，壁滤波之后得到的回波信号用于计算得到第一血流速度、第二血流速度、第三血流速度和第四血流速度。

在本申请的实施例中，还可以进行三维速度矢量的计算，方法700还可以包括：以不同于第一发射角度和第二发射角度的第三发射角度向待测血流位置发射第九超声波、第十超声波、第十一超声波和第十二超声波，并接收超声波的回波，以获得第九回波信号、第十回波信号、第十一回波信号和第十二回波信号；其中，第九超声波与所述第十超声波之间具有第五脉冲重复频率，第十一超声波与所述第十二超声波之间具有第六脉冲重

复频率，第五脉冲重复频率和第六脉冲重复频率为非整数倍关系；根据第九回波信号、第十回波信号、第十一回波信号、第十二回波信号、第五脉冲重复频率和第六脉冲重复频率，得到待测血流位置的血流速度矢量在第三发射角度上的第三投影分量；对第一投影分量和第二投影分量进行合成得到待测血流位置的血流速度矢量，包括：对第一投影分量、第二投影分量和第三投影分量进行合成得到待测血流位置的三维血流速度矢量。该实施例在方法 700 的基础上增加了另一个发射角度，相关说明可以参考前述步骤 S710~S750 进行理解，此处不再赘言。

方法 100 和方法 700 还可以结合使用，在本申请的实施例中，超声血流成像方法可以包括：以第一发射角度向目标对象的待测血流位置发射第一超声波、第二超声波和第三超声波，并接收超声波的回波，以获得第一回波信号、第二回波信号和第三回波信号；其中，第一超声波与第二超声波之间具有第一脉冲重复频率，第二超声波与第三超声波之间具有第二脉冲重复频率，第一脉冲重复频率与所述第二脉冲重复频率为非整数倍关系；以不同于第一发射角度的第二发射角度向待测血流位置发射第四超声波、第五超声波、第六超声波和第七超声波，并接收超声波的回波，以获得第四回波信号、第五回波信号、第六回波信号和第七回波信号；其中，第四超声波与第五超声波之间具有第三脉冲重复频率，第六超声波与第七超声波之间具有第四脉冲重复频率，第三脉冲重复频率和第四脉冲重复频率为非整数倍关系；根据第一回波信号、第二回波信号、第三回波信号、第一脉冲重复频率和第二脉冲重复频率，得到待测血流位置的血流速度矢量在第一发射角度上的第一投影分量；根据第四回波信号、第五回波信号、第六回波信号、第七回波信号、第三脉冲重复频率和第四脉冲重复频率，得到待测血流位置的血流速度矢量在第二发射角度上的第二投影分量；对第一投影分量和第二投影分量进行合成得到待测血流位置的血流速度矢量。

本申请实施例的超声血流成像方法中的第一发射角度采用了与前文所述的超声血流成像方法 100 中第一发射角度对应的方案，第二发射角度采用了与前文所述的超声血流成像方法 700 中第二发射角度对应的方案。相关说明可以参考前述方法 100 和方法 700 中的内容进行理解，此处不再赘言。

下面结合图 8 描述根据本申请实施例的超声成像装置 800，超声成像装置 800。如图 8 所示，超声成像装置 800 包括超声探头 810、发射电路 820、接收电路 830 和处理器 830，其中：发射电路 820 用于控制超声探头 810 向目标对象的待测血流位置发射超声波；接收电路 830 用于控制超声探头 810 接收超声波的回波，并从超声波的回波获取回波信号；处理器 840 用于基于回波信号进行超声血流成像；处理器 840 还用于执行前文所述的根据本申请实施例的超声血流成像方法 100 或 700。可以结合前文所述理解超声成像装置 800 的结构和操作，为了简洁，此处不再赘述。

基于上面的描述，根据本申请实施例的超声血流成像方法和装置以至少两个发射角度向目标对象的待测血流位置发射超声波，每个发射角度均采用非均匀的 PRF 发射超声波，能够实现更大的实际 PRF，从而提高最大可测量速度，进而提高待测血流位置的血流速度矢量的测量精度。

尽管这里已经参考附图描述了示例实施例，应理解上述示例实施例仅仅是示例性的，并且不意图将本申请的范围限制于此。本领域普通技术人员可以在其中进行各种改变和修改，而不偏离本申请的范围和精神。所有这些改变和修改意在被包括在所附权利要求所要求的本申请的范围之内。

本领域普通技术人员可以意识到，结合本文中所公开的实施例描述的各示例的单元及算法步骤，能够以电子硬件、或者计算机软件和电子硬件的结合来实现。这些功能究竟以硬件还是软件方式来执行，取决于技术方案的特定应用和设计约束条件。专业技术人员可以对每个特定的应用来使用不同方法来实现所描述的功能，但是这种实现不应认为超出本申请的范围。

在本申请所提供的几个实施例中，应该理解到，所揭露的设备和方法，可以通过其他的方式实现。例如，以上所描述的设备实施例仅仅是示意性的，例如，所述单元的划分，仅仅为一种逻辑功能划分，实际实现时可以有另外的划分方式，例如多个单元或组件可以结合或者可以集成到另一个设备，或一些特征可以忽略，或不执行。

在此处所提供的说明书中，说明了大量具体细节。然而，能够理解，本申请的实施例可以在没有这些具体细节的情况下实践。在一些实例中，并未详细示出公知的方法、结构和技术，以便不模糊对本说明书的理解。

类似地，应当理解，为了精简本申请并帮助理解各个发明方面中的一个或多个，在对本申请的示例性实施例的描述中，本申请的各个特征有时被一起分组到单个实施例、图、或者对其的描述中。然而，并不应将该本申请的方法解释成反映如下意图：即所要求保护的本申请要求比在每个权利要求中所明确记载的特征更多的特征。更确切地说，如相应的权利要求书所反映的那样，其发明点在于可以用少于某个公开的单个实施例的所有特征的特征来解决相应的技术问题。因此，遵循具体实施方式的权利要求书由此明确地并入该具体实施方式，其中每个权利要求本身都作为本申请的单独实施例。

本领域的技术人员可以理解，除了特征之间相互排斥之外，可以采用任何组合对本说明书（包括伴随的权利要求、摘要和附图）中公开的所有特征以及如此公开的任何方法或者设备的所有过程或单元进行组合。除非另外明确陈述，本说明书（包括伴随的权利要求、摘要和附图）中公开的每个特征可以由提供相同、等同或相似目的的替代特征来代替。

此外，本领域的技术人员能够理解，尽管在此所述的一些实施例包括其他实施例中所包括的某些特征而不是其他特征，但是不同实施例的特征的组合意味着处于本申请的范围之内并且形成不同的实施例。例如，在权利要求书中，所要求保护的实施例的任意之一都可以以任意的组合方式来使用。

本申请的各个部件实施例可以以硬件实现，或者以在一个或者多个处理器上运行的软件模块实现，或者以它们的组合实现。本领域的技术人员应当理解，可以在实践中使用微处理器或者数字信号处理器（DSP）来实现根据本申请实施例的物品分析设备中的一些模块的一些或者全部功能。本申请还可以实现为用于执行这里所描述的方法的一部分或者全部的超声成像装置程序（例如，计算机程序和计算机程序产品）。这样的实现本申请的程序可以存储在计算机可读介质上，或者可以具有一个或者多个信号的形式。这样的信号可以从因特网网站上下载得到，或者在载体信号上提供，或者以任何其他形式提供。

应该注意的是上述实施例对本申请进行说明而不是对本申请进行限制，并且本领域技术人员在不脱离所附权利要求的范围的情况下可设计出替换

实施例。在权利要求中，不应将位于括号之间的任何参考符号构造成对权利要求的限制。单词“包含”不排除存在未列在权利要求中的元件或步骤。位于元件之前的单词“一”或“一个”不排除存在多个这样的元件。本申请可以借助于包括有若干不同元件的硬件以及借助于适当编程的计算机来实现。在列举了若干超声成像装置的单元权利要求中，这些超声成像装置中的若干个可以是通过同一个硬件项来具体体现。单词第一、第二、以及第三等的使用不表示任何顺序。可将这些单词解释为名称。

以上所述，仅为本申请的具体实施方式或对具体实施方式的说明，本申请的保护范围并不局限于此，任何熟悉本技术领域的技术人员在本申请揭露的技术范围内，可轻易想到变化或替换，都应涵盖在本申请的保护范围之内。本申请的保护范围应以权利要求的保护范围为准。

# 权利要求书

1、一种超声血流成像方法，其特征在于，所述方法包括：

以第一发射角度向目标对象的待测血流位置发射第一超声波、第二超声波和第三超声波，并接收超声波的回波，以获得第一回波信号、第二回波信号和第三回波信号；其中，所述第一超声波与所述第二超声波之间具有第一脉冲重复频率，所述第二超声波与所述第三超声波之间具有第二脉冲重复频率，所述第一脉冲重复频率与所述第二脉冲重复频率为非整数倍关系；

以不同于所述第一发射角度的第二发射角度向所述待测血流位置发射第四超声波、第五超声波和第六超声波，并接收超声波的回波，以获得第四回波信号、第五回波信号和第六回波信号；其中，所述第四超声波与所述第五超声波之间具有第三脉冲重复频率，所述第五超声波与所述第六超声波之间具有第四脉冲重复频率，所述第三脉冲重复频率和所述第四脉冲重复频率为非整数倍关系；

根据所述第一回波信号、所述第二回波信号、所述第三回波信号、所述第一脉冲重复频率和所述第二脉冲重复频率，得到所述待测血流位置的血流速度矢量在所述第一发射角度上的第一投影分量；

根据所述第四回波信号、所述第五回波信号、所述第六回波信号、所述第三脉冲重复频率和所述第四脉冲重复频率，得到所述待测血流位置的血流速度矢量在所述第二发射角度上的第二投影分量；

对所述第一投影分量和第二投影分量进行合成得到所述待测血流位置的血流速度矢量。

2、根据权利要求 1 所述的方法，其特征在于，所述根据所述第一回波信号、所述第二回波信号、所述第三回波信号、所述第一脉冲重复频率和所述第二脉冲重复频率，得到所述待测血流位置的血流速度矢量在所述第一发射角度上的第一投影分量，包括：

根据所述第一回波信号和所述第二回波信号得到第一血流速度，根据所述第二回波信号和所述第三回波信号得到第二血流速度；

获取所述第一脉冲重复频率对应的第一最大可测量速度和所述第二

脉冲重复频率对应的第二最大可测量速度；

根据所述第一血流速度、所述第二血流速度、所述第一最大可测量速度和所述第二最大可测量速度确定满足第一预设条件的第一去混叠系数；

基于所述第一去混叠系数对所述第一血流速度和/或所述第二血流速度进行去混叠处理，得到所述待测血流位置的血流速度矢量在所述第一发射角度上的第一投影分量；

所述根据所述第四回波信号、所述第五回波信号、所述第六回波信号、所述第三脉冲重复频率和所述第四脉冲重复频率，得到所述待测血流位置的血流速度矢量在所述第二发射角度上的第二投影分量，包括：

根据所述第四回波信号和所述第五回波信号得到第三血流速度，根据所述第五回波信号和所述第六回波信号得到第四血流速度；

获取所述第三脉冲重复频率对应的第三最大可测量速度和所述第四脉冲重复频率对应的第四最大可测量速度；

根据所述第三血流速度、所述第四血流速度、所述第三最大可测量速度和所述第四最大可测量速度确定满足第二预设条件的第二去混叠系数；

基于所述第二去混叠系数对所述第三血流速度和/或所述第四血流速度进行去混叠处理，得到所述待测血流位置的血流速度矢量在所述第二发射角度上的第二投影分量。

3、根据权利要求 2 所述的方法，其特征在于，

所述根据所述第一血流速度、所述第二血流速度、所述第一最大可测量速度和所述第二最大可测量速度确定满足第一预设条件的第一去混叠系数，包括：

将所述第一血流速度与所述第二血流速度的差值，作为第一差值；

将 N 倍的所述第二最大可测量速度与 M 倍的所述第一最大可测量速度的差值的 2 倍，作为第二差值，其中 N 和 M 均为整数；

将所述第一差值与所述第二差值这两者的差值，作为第三差值；

计算使所述第三差值的绝对值取得最小值的 M 和 N 的取值结果，将所述取值结果中的 M 和/或 N 作为所述第一去混叠系数；

其中，当 M 的取值结果作为所述第一去混叠系数时，基于所述第一去混叠系数对所述第一血流速度进行去混叠处理，得到所述待测血流位置的

血流速度矢量在所述第一发射角度上的第一投影分量；当 N 的取值结果作为所述第一去混叠系数时，基于所述第一去混叠系数对所述第二血流速度进行去混叠处理，得到所述待测血流位置的血流速度矢量在所述第一发射角度上的第一投影分量；

所述根据所述第三血流速度、所述第四血流速度、所述第三最大可测量速度和所述第四最大可测量速度确定满足第二预设条件的第二去混叠系数，包括：

将所述第三血流速度与所述第四血流速度的差值，作为第四差值；

将 N 倍的所述第三最大可测量速度与 M 倍的所述第四最大可测量速度的差值的 2 倍，作为第五差值，其中 N 和 M 均为整数；

将所述第四差值与所述第五差值这两者的差值，作为第六差值；

计算使所述第六差值的绝对值取得最小值的 M 和 N 的取值结果，将所述取值结果中的 M 和/或 N 作为所述第二去混叠系数；

其中，当 M 的取值结果作为所述第二去混叠系数时，基于所述第二去混叠系数对所述第三血流速度进行去混叠处理，得到所述待测血流位置的血流速度矢量在所述第二发射角度上的第二投影分量；当 N 的取值结果作为所述第二去混叠系数时，基于所述第二去混叠系数对所述第四血流速度进行去混叠处理，得到所述待测血流位置的血流速度矢量在所述第二发射角度上的第二投影分量。

4、根据权利要求 3 所述的方法，其特征在于，

当存在至少两组 M 和 N 的取值结果，使得所述第三差值的绝对值取得最小值时，将所述取值结果中绝对值最小的 M 和/或 N 作为所述第一去混叠系数；

当存在至少两组 M 和 N 的取值结果，使得所述第六差值的绝对值取得最小值时，将所述取值结果中绝对值最小的 M 和/或 N 作为所述第二去混叠系数。

5、根据权利要求 2 所述的方法，其特征在于，所述方法还包括：

在所述第一回波信号、所述第二回波信号、所述第三回波信号、所述第四回波信号、所述第五回波信号以及所述第六回波信号组成的回波信号序列中，将具有相同发射角度且彼此之间具有相同发射时间间隔的回波信

号作为一组信号，得到至少两组回波信号，并对每组回波信号分别进行壁滤波，壁滤波之后得到的回波信号用于计算得到所述第一血流速度、所述第二血流速度、所述第三血流速度和所述第四血流速度。

6、根据权利要求 1 所述的方法，其特征在于，所述第一超声波、所述第二超声波、所述第三超声波、所述第四超声波、所述第五超声波、所述第六超声波的发射顺序为：

所述第一超声波、所述第四超声波、所述第二超声波、所述第五超声波、所述第三超声波、所述第六超声波；或者

所述第一超声波、所述第二超声波、所述第四超声波、所述第五超声波、所述第三超声波、所述第六超声波；或者

所述第一超声波、所述第二超声波、所述第三超声波、所述第四超声波、所述第五超声波、所述第六超声波；或者

所述第一超声波、所述第四超声波、所述第五超声波、所述第二超声波、所述第三超声波、所述第六超声波；或者

所述第一超声波、所述第二超声波、所述第四超声波、所述第三超声波、所述第五超声波、所述第六超声波；或者

所述第一超声波、所述第二超声波、所述第四超声波、所述第五超声波、所述第六超声波、所述第三超声波；或者

所述第一超声波、所述第四超声波、所述第二超声波、所述第三超声波、所述第五超声波、所述第六超声波；或者

所述第一超声波、所述第四超声波、所述第五超声波、所述第六超声波、所述第二超声波、所述第三超声波；或者

所述第一超声波、所述第四超声波、所述第二超声波、所述第五超声波、所述第六超声波、所述第三超声波；或者

所述第一超声波、所述第四超声波、所述第五超声波、所述第二超声波、所述第六超声波、所述第三超声波。

7、根据权利要求 1 所述的方法，其特征在于，所述第一脉冲重复频率与所述第二脉冲重复频率这两者彼此互质，所述第三脉冲重复频率与所述第四脉冲重复频率这两者彼此互质。

8、根据权利要求 1 所述的方法，其特征在于，所述第一脉冲重复频

率、所述第二脉冲重复频率、所述第三脉冲重复频率与所述第四脉冲重复频率这四者中的最大值的倒数大于血流成像深度与超声波在所述待测血流中传播的声速的比值的两倍。

9、根据权利要求 1 所述的方法，其特征在于，所述第一脉冲重复频率与所述第三脉冲重复频率相同，所述第二脉冲重复频率与所述第四脉冲重复频率相同。

10、根据权利要求 1 所述的方法，其特征在于，所述接收超声波的回波，包括：以一个或多个接收角度接收超声波的回波。

11、根据权利要求 1-10 中的任一项所述的方法，其特征在于，所述第一超声波、所述第二超声波、所述第三超声波、所述第四超声波、所述第五超声波以及所述第六超声波均为非聚焦超声波，所述方法还包括：

向所述待测血流位置发射聚焦超声波，接收所述聚焦超声波的回波，以获得聚焦回波信号；

基于所述聚焦回波信号生成所述待测血流位置的灰阶图像；

基于所述待测血流位置的血流速度矢量生成血流速度矢量图；

显示所述灰阶图像并在所述灰阶图像上叠加显示所述血流速度矢量图。

12、根据权利要求 11 所述的方法，其特征在于，所述聚焦超声波在所述第一超声波、所述第二超声波、所述第三超声波、所述第四超声波、所述第五超声波和所述第六超声波中的任意相邻两个之间发射。

13、根据权利要求 11 所述的方法，其特征在于，所述第一脉冲重复频率、所述第二脉冲重复频率、所述第三脉冲重复频率与所述第四脉冲重复频率这四者中的最小值的倒数为最大发射时间间隔，所述聚焦超声波在所述最大发射时间间隔对应的两个超声波之间发射。

14、根据权利要求 1 所述的方法，其特征在于，所述方法还包括：

以不同于所述第一发射角度和所述第二发射角度的第三发射角度向所述待测血流位置发射第七超声波、第八超声波和第九超声波，并接收超声波的回波，以获得第七回波信号、第八回波信号和第九回波信号；其中，所述第七超声波与所述第八超声波之间具有第五脉冲重复频率，所述第八超声波与所述第九超声波之间具有第六脉冲重复频率，所述第五脉冲重复

频率和所述第六脉冲重复频率为非整数倍关系；

根据所述第七回波信号、所述第八回波信号、所述第九回波信号、所述第五脉冲重复频率和所述第六脉冲重复频率，得到所述待测血流位置的血流速度矢量在所述第三发射角度上的第三投影分量；

所述对所述第一投影分量和第二投影分量进行合成得到所述待测血流位置的血流速度矢量，包括：

对所述第一投影分量、所述第二投影分量和所述第三投影分量进行合成得到所述待测血流位置的三维血流速度矢量。

15、一种超声血流成像方法，其特征在于，所述方法包括：

以第一发射角度向目标对象的待测血流位置发射第一超声波、第二超声波、第三超声波和第四超声波，并接收超声波的回波，以获得第一回波信号、第二回波信号、第三回波信号和第四回波信号；其中，所述第一超声波与所述第二超声波之间具有第一脉冲重复频率，所述第三超声波与所述第四超声波之间具有第二脉冲重复频率，所述第一脉冲重复频率与所述第二脉冲重复频率为非整数倍关系；

以不同于所述第一发射角度的第二发射角度向所述待测血流位置发射第五超声波、第六超声波、第七超声波和第八超声波，并接收超声波的回波，以获得第五回波信号、第六回波信号、第七回波信号和第八回波信号；其中，所述第五超声波与所述第六超声波之间具有第三脉冲重复频率，所述第七超声波与所述第八超声波之间具有第四脉冲重复频率，所述第三脉冲重复频率和所述第四脉冲重复频率为非整数倍关系；

根据所述第一回波信号、所述第二回波信号、所述第三回波信号、所述第四回波信号、所述第一脉冲重复频率和所述第二脉冲重复频率，得到所述待测血流位置的血流速度矢量在所述第一发射角度上的第一投影分量；

根据所述第五回波信号、所述第六回波信号、所述第七回波信号、所述第八回波信号、所述第三脉冲重复频率和所述第四脉冲重复频率，得到所述待测血流位置的血流速度矢量在所述第二发射角度上的第二投影分量；

对所述第一投影分量和第二投影分量进行合成得到所述待测血流位置的血流速度矢量。

16、根据权利要求 15 所述的方法，其特征在于，所述根据所述第一

回波信号、所述第二回波信号、所述第三回波信号、所述第四回波信号、所述第一脉冲重复频率和所述第二脉冲重复频率，得到所述待测血流位置的血流速度矢量在所述第一发射角度上的第一投影分量，包括：

根据所述第一回波信号和所述第二回波信号得到第一血流速度，根据所述第三回波信号和所述第四回波信号得到第二血流速度；

获取所述第一脉冲重复频率对应的第一最大可测量速度和所述第二脉冲重复频率对应的第二最大可测量速度；

根据所述第一血流速度、所述第二血流速度、所述第一最大可测量速度和所述第二最大可测量速度确定满足第一预设条件的第一去混叠系数；

基于所述第一去混叠系数对所述第一血流速度和/或所述第二血流速度进行去混叠处理，得到所述待测血流位置的血流速度矢量在所述第一发射角度上的第一投影分量；

所述根据所述第五回波信号、所述第六回波信号、所述第七回波信号、所述第八回波信号、所述第三脉冲重复频率和所述第四脉冲重复频率，得到所述待测血流位置的血流速度矢量在所述第二发射角度上的第二投影分量，包括：

根据所述第五回波信号和所述第六回波信号得到第三血流速度，根据所述第七回波信号和所述第八回波信号得到第四血流速度；

获取所述第三脉冲重复频率对应的第三最大可测量速度和所述第四脉冲重复频率对应的第四最大可测量速度；

根据所述第三血流速度、所述第四血流速度、所述第三最大可测量速度和所述第四最大可测量速度确定满足第二预设条件的第二去混叠系数；

基于所述第二去混叠系数对所述第三血流速度和/或所述第四血流速度进行去混叠处理，得到所述待测血流位置的血流速度矢量在所述第二发射角度上的第二投影分量。

17、根据权利要求 16 所述的方法，其特征在于，

所述根据所述第一血流速度、所述第二血流速度、所述第一最大可测量速度和所述第二最大可测量速度确定满足第一预设条件的第一去混叠系数，包括：

将所述第一血流速度与所述第二血流速度的差值，作为第一差值；

将 N 倍的所述第二最大可测量速度与 M 倍的所述第一最大可测量速度的差值的 2 倍，作为第二差值，其中 N 和 M 均为整数；

将所述第一差值与所述第二差值这两者的差值，作为第三差值；

计算使所述第三差值的绝对值取得最小值的 M 和 N 的取值结果，将所述取值结果中的 M 和/或 N 作为所述第一去混叠系数；

其中，当 M 的取值结果作为所述第一去混叠系数时，基于所述第一去混叠系数对所述第一血流速度进行去混叠处理，得到所述待测血流位置的血流速度矢量在所述第一发射角度上的第一投影分量；当 N 的取值结果作为所述第一去混叠系数时，基于所述第一去混叠系数对所述第二血流速度进行去混叠处理，得到所述待测血流位置的血流速度矢量在所述第一发射角度上的第一投影分量；

所述根据所述第三血流速度、所述第四血流速度、所述第三最大可测量速度和所述第四最大可测量速度确定满足第二预设条件的第二去混叠系数，包括：

将所述第三血流速度与所述第四血流速度的差值，作为第四差值；

将 N 倍的所述第三最大可测量速度与 M 倍的所述第四最大可测量速度的差值的 2 倍，作为第五差值，其中 N 和 M 均为整数；

将所述第四差值与所述第五差值这两者的差值，作为第六差值；

计算使所述第六差值的绝对值取得最小值的 M 和 N 的取值结果，将所述取值结果中的 M 和/或 N 作为所述第二去混叠系数；

其中，当 M 的取值结果作为所述第二去混叠系数时，基于所述第二去混叠系数对所述第三血流速度进行去混叠处理，得到所述待测血流位置的血流速度矢量在所述第二发射角度上的第二投影分量；当 N 的取值结果作为所述第二去混叠系数时，基于所述第二去混叠系数对所述第四血流速度进行去混叠处理，得到所述待测血流位置的血流速度矢量在所述第二发射角度上的第二投影分量。

18、根据权利要求 17 所述的方法，其特征在于，

当存在至少两组 M 和 N 的取值结果，使得所述第三差值的绝对值取得最小值时，将所述取值结果中绝对值最小的 M 和/或 N 作为所述第一去混叠系数；

当存在至少两组 M 和 N 的取值结果，使得所述第六差值的绝对值取得最小值时，将所述取值结果中绝对值最小的 M 和/或 N 作为所述第二去混叠系数。

19、根据权利要求 16 所述的方法，其特征在于，所述方法还包括：

在所述第一回波信号、所述第二回波信号、所述第三回波信号、所述第四回波信号、所述第五回波信号、所述第六回波信号、所述第七回波信号以及所述第八回波信号组成的回波信号序列中，将具有相同发射角度且彼此之间具有相同发射时间间隔的回波信号作为一组信号，得到至少两组回波信号，并对每组回波信号分别进行壁滤波，壁滤波之后得到的回波信号用于计算得到所述第一血流速度、第二血流速度、第三血流速度和第四血流速度。

20、根据权利要求 15 所述的方法，其特征在于，所述第一超声波、所述第二超声波、所述第三超声波、所述第四超声波、所述第五超声波、所述第六超声波、所述第七超声波、所述第八超声波的发射顺序为：

所述第一超声波、所述第五超声波、所述第二超声波、所述第六超声波、所述第三超声波、所述第七超声波、所述第四超声波、所述第八超声波；或者

所述第一超声波、所述第二超声波、所述第五超声波、所述第六超声波、所述第三超声波、所述第四超声波、所述第七超声波、所述第八超声波；或者

所述第一超声波、所述第二超声波、所述第三超声波、所述第五超声波、所述第六超声波、所述第七超声波、所述第四超声波、所述第八超声波；或者

所述第一超声波、所述第二超声波、所述第三超声波、所述第四超声波、所述第五超声波、所述第六超声波、所述第七超声波、所述第八超声波。

21、根据权利要求 15 所述的方法，其特征在于，所述第一脉冲重复频率与所述第二脉冲重复频率这两者彼此互质，所述第三脉冲重复频率与所述第四脉冲重复频率这两者彼此互质。

22、根据权利要求 15 所述的方法，其特征在于，所述第一脉冲重复

频率、所述第二脉冲重复频率、所述第三脉冲重复频率与所述第四脉冲重复频率这四者中的最大值的倒数大于血流成像深度与超声波在所述待测血流中传播的声速的比值的两倍。

23、根据权利要求 15 所述的方法，其特征在于，所述第一脉冲重复频率与所述第三脉冲重复频率相同，所述第二脉冲重复频率与所述第四脉冲重复频率相同。

24、根据权利要求 15 所述的方法，其特征在于，所述接收超声波的回波，包括：以一个或多个接收角度接收超声波的回波。

25、根据权利要求 15-24 中的任一项所述的方法，其特征在于，所述第一超声波、所述第二超声波、所述第三超声波、所述第四超声波、所述第五超声波、所述第六超声波、所述第七超声波以及所述第八超声波均为非聚焦超声波，所述方法还包括：

向所述待测血流位置发射聚焦超声波，接收所述聚焦超声波的回波，以获得聚焦回波信号；

基于所述聚焦回波信号生成所述待测血流位置的灰阶图像；

基于所述待测血流位置的血流速度矢量生成血流速度矢量图；

显示所述灰阶图像并在所述灰阶图像上叠加显示所述血流速度矢量图。

26、根据权利要求 25 所述的方法，其特征在于，所述聚焦超声波在所述第一超声波、所述第二超声波、所述第三超声波、所述第四超声波、所述第五超声波、所述第六超声波、所述第七超声波以及所述第八超声波中的任意相邻两个之间发射。

27、根据权利要求 25 所述的方法，其特征在于，所述第一脉冲重复频率、所述第二脉冲重复频率、所述第三脉冲重复频率与所述第四脉冲重复频率这四者中的最小值的倒数为最大发射时间间隔，所述聚焦超声波在所述最大发射时间间隔对应的两个超声波之间发射。

28、根据权利要求 15 所述的方法，其特征在于，所述方法还包括：

以不同于所述第一发射角度和所述第二发射角度的第三发射角度向所述待测血流位置发射第九超声波、第十超声波、第十一超声波和第十二超声波，并接收超声波的回波，以获得第九回波信号、第十回波信号、第

十一回波信号和第十二回波信号；其中，所述第九超声波与所述第十超声波之间具有第五脉冲重复频率，所述第十一超声波与所述第十二超声波之间具有第六脉冲重复频率，所述第五脉冲重复频率和所述第六脉冲重复频率为非整数倍关系；

根据所述第九回波信号、所述第十回波信号、所述第十一回波信号、所述第十二回波信号、所述第五脉冲重复频率和所述第六脉冲重复频率，得到所述待测血流位置的血流速度矢量在所述第三发射角度上的第三投影分量；

所述对所述第一投影分量和第二投影分量进行合成得到所述待测血流位置的血流速度矢量，包括：

对所述第一投影分量、所述第二投影分量和所述第三投影分量进行合成得到所述待测血流位置的三维血流速度矢量。

29、一种超声血流成像方法，其特征在于，所述方法包括：

以第一发射角度向目标对象的待测血流位置发射第一超声波、第二超声波和第三超声波，并接收超声波的回波，以获得第一回波信号、第二回波信号和第三回波信号；其中，所述第一超声波与所述第二超声波之间具有第一脉冲重复频率，所述第二超声波与所述第三超声波之间具有第二脉冲重复频率，所述第一脉冲重复频率与所述第二脉冲重复频率为非整数倍关系；

以不同于所述第一发射角度的第二发射角度向所述待测血流位置发射第四超声波、第五超声波、第六超声波和第七超声波，并接收超声波的回波，以获得第四回波信号、第五回波信号、第六回波信号和第七回波信号；其中，所述第四超声波与所述第五超声波之间具有第三脉冲重复频率，所述第六超声波与所述第七超声波之间具有第四脉冲重复频率，所述第三脉冲重复频率和所述第四脉冲重复频率为非整数倍关系；

根据所述第一回波信号、所述第二回波信号、所述第三回波信号、所述第一脉冲重复频率和所述第二脉冲重复频率，得到所述待测血流位置的血流速度矢量在所述第一发射角度上的第一投影分量；

根据所述第四回波信号、所述第五回波信号、所述第六回波信号、所述第七回波信号、所述第三脉冲重复频率和所述第四脉冲重复频率，得到

所述待测血流位置的血流速度矢量在所述第二发射角度上的第二投影分量；

对所述第一投影分量和第二投影分量进行合成得到所述待测血流位置的血流速度矢量。

30、根据权利要求 29 所述的方法，其特征在于，所述根据所述第一回波信号、所述第二回波信号、所述第三回波信号、所述第一脉冲重复频率和所述第二脉冲重复频率，得到所述待测血流位置的血流速度矢量在所述第一发射角度上的第一投影分量，包括：

根据所述第一回波信号和所述第二回波信号得到第一血流速度，根据所述第二回波信号和所述第三回波信号得到第二血流速度；

获取所述第一脉冲重复频率对应的第一最大可测量速度和所述第二脉冲重复频率对应的第二最大可测量速度；

根据所述第一血流速度、所述第二血流速度、所述第一最大可测量速度和所述第二最大可测量速度确定满足第一预设条件的第一去混叠系数；

基于所述第一去混叠系数对所述第一血流速度和/或所述第二血流速度进行去混叠处理，得到所述待测血流位置的血流速度矢量在所述第一发射角度上的第一投影分量；

所述根据所述第四回波信号、所述第五回波信号、所述第六回波信号、所述第七回波信号、所述第三脉冲重复频率和所述第四脉冲重复频率，得到所述待测血流位置的血流速度矢量在所述第二发射角度上的第二投影分量，包括：

根据所述第四回波信号和所述第五回波信号得到第三血流速度，根据所述第六回波信号和所述第七回波信号得到第四血流速度；

获取所述第三脉冲重复频率对应的第三最大可测量速度和所述第四脉冲重复频率对应的第四最大可测量速度；

根据所述第三血流速度、所述第四血流速度、所述第三最大可测量速度和所述第四最大可测量速度确定满足第二预设条件的第二去混叠系数；

基于所述第二去混叠系数对所述第三血流速度和/或所述第四血流速度进行去混叠处理，得到所述待测血流位置的血流速度矢量在所述第二发射角度上的第二投影分量。

31、根据权利要求 30 所述的方法，其特征在于，

所述根据所述第一血流速度、所述第二血流速度、所述第一最大可测量速度和所述第二最大可测量速度确定满足第一预设条件的第一去混叠系数，包括：

将所述第一血流速度与所述第二血流速度的差值，作为第一差值；

将 N 倍的所述第二最大可测量速度与 M 倍的所述第一最大可测量速度的差值的 2 倍，作为第二差值，其中 N 和 M 均为整数；

将所述第一差值与所述第二差值这两者的差值，作为第三差值；

计算使所述第三差值的绝对值取得最小值的 M 和 N 的取值结果，将所述取值结果中的 M 和/或 N 作为所述第一去混叠系数；

其中，当 M 的取值结果作为所述第一去混叠系数时，基于所述第一去混叠系数对所述第一血流速度进行去混叠处理，得到所述待测血流位置的血流速度矢量在所述第一发射角度上的第一投影分量；当 N 的取值结果作为所述第一去混叠系数时，基于所述第一去混叠系数对所述第二血流速度进行去混叠处理，得到所述待测血流位置的血流速度矢量在所述第一发射角度上的第一投影分量；

所述根据所述第三血流速度、所述第四血流速度、所述第三最大可测量速度和所述第四最大可测量速度确定满足第二预设条件的第二去混叠系数，包括：

将所述第三血流速度与所述第四血流速度的差值，作为第四差值；

将 N 倍的所述第三最大可测量速度与 M 倍的所述第四最大可测量速度的差值的 2 倍，作为第五差值，其中 N 和 M 均为整数；

将所述第四差值与所述第五差值这两者的差值，作为第六差值；

计算使所述第六差值的绝对值取得最小值的 M 和 N 的取值结果，将所述取值结果中的 M 和/或 N 作为所述第二去混叠系数；

其中，当 M 的取值结果作为所述第二去混叠系数时，基于所述第二去混叠系数对所述第三血流速度进行去混叠处理，得到所述待测血流位置的血流速度矢量在所述第二发射角度上的第二投影分量；当 N 的取值结果作为所述第二去混叠系数时，基于所述第二去混叠系数对所述第四血流速度进行去混叠处理，得到所述待测血流位置的血流速度矢量在所述第二发射角度上的第二投影分量。

32、根据权利要求 31 所述的方法，其特征在于，

当存在至少两组 M 和 N 的取值结果，使得所述第三差值的绝对值取得最小值时，将所述取值结果中绝对值最小的 M 和/或 N 作为所述第一去混叠系数；

当存在至少两组 M 和 N 的取值结果，使得所述第六差值的绝对值取得最小值时，将所述取值结果中绝对值最小的 M 和/或 N 作为所述第二去混叠系数。

33、根据权利要求 30 所述的方法，其特征在于，所述方法还包括：

在所述第一回波信号、所述第二回波信号、所述第三回波信号、所述第四回波信号、所述第五回波信号、所述第六回波信号以及所述第七回波信号组成的回波信号序列中，将具有相同发射角度且彼此之间具有相同发射时间间隔的回波信号作为一组信号，得到至少两组回波信号，并对每组回波信号分别进行壁滤波，壁滤波之后得到的回波信号用于计算得到所述第一血流速度、第二血流速度、第三血流速度和第四血流速度。

34、根据权利要求 29 所述的方法，其特征在于，所述方法还包括：

以不同于所述第一发射角度和所述第二发射角度的第三发射角度向所述待测血流位置发射第八超声波、第九超声波和第十超声波，并接收超声波的回波，以获得第八回波信号、第九回波信号和第十回波信号；其中，所述第八超声波与所述第九超声波之间具有第五脉冲重复频率，所述第九超声波与所述第十超声波之间具有第六脉冲重复频率，所述第五脉冲重复频率和所述第六脉冲重复频率为非整数倍关系；

根据所述第八回波信号、所述第九回波信号、所述第十回波信号、所述第五脉冲重复频率和所述第六脉冲重复频率，得到所述待测血流位置的血流速度矢量在所述第三发射角度上的第三投影分量；

所述对所述第一投影分量和第二投影分量进行合成得到所述待测血流位置的血流速度矢量，包括：

对所述第一投影分量、所述第二投影分量和所述第三投影分量进行合成得到所述待测血流位置的三维血流速度矢量。

35、根据权利要求 29 所述的方法，其特征在于，所述方法还包括：

以不同于所述第一发射角度和所述第二发射角度的第三发射角度向

所述待测血流位置发射第八超声波、第九超声波、第十超声波和第十一超声波，并接收超声波的回波，以获得第八回波信号、第九回波信号、第十回波信号和第十一回波信号；其中，所述第八超声波与所述第九超声波之间具有第五脉冲重复频率，所述第十超声波与所述第十一超声波之间具有第六脉冲重复频率，所述第五脉冲重复频率和所述第六脉冲重复频率为非整数倍关系；

根据所述第八回波信号、所述第九回波信号、所述第十回波信号、所述第十一回波信号、所述第五脉冲重复频率和所述第六脉冲重复频率，得到所述待测血流位置的血流速度矢量在所述第三发射角度上的第三投影分量；

所述对所述第一投影分量和第二投影分量进行合成得到所述待测血流位置的血流速度矢量，包括：

对所述第一投影分量、所述第二投影分量和所述第三投影分量进行合成得到所述待测血流位置的三维血流速度矢量。

36、一种超声成像装置，其特征在于，所述装置包括发射电路、接收电路、超声探头和处理器，其中：

所述发射电路用于控制所述超声探头向目标对象的待测血流位置发射超声波；

所述接收电路用于控制所述超声探头接收所述超声波的回波，并从所述超声波的回波获取回波信号；

所述处理器用于基于所述回波信号进行超声血流成像；

所述处理器还用于执行权利要求 1-35 中的任一项所述的超声血流成像方法。

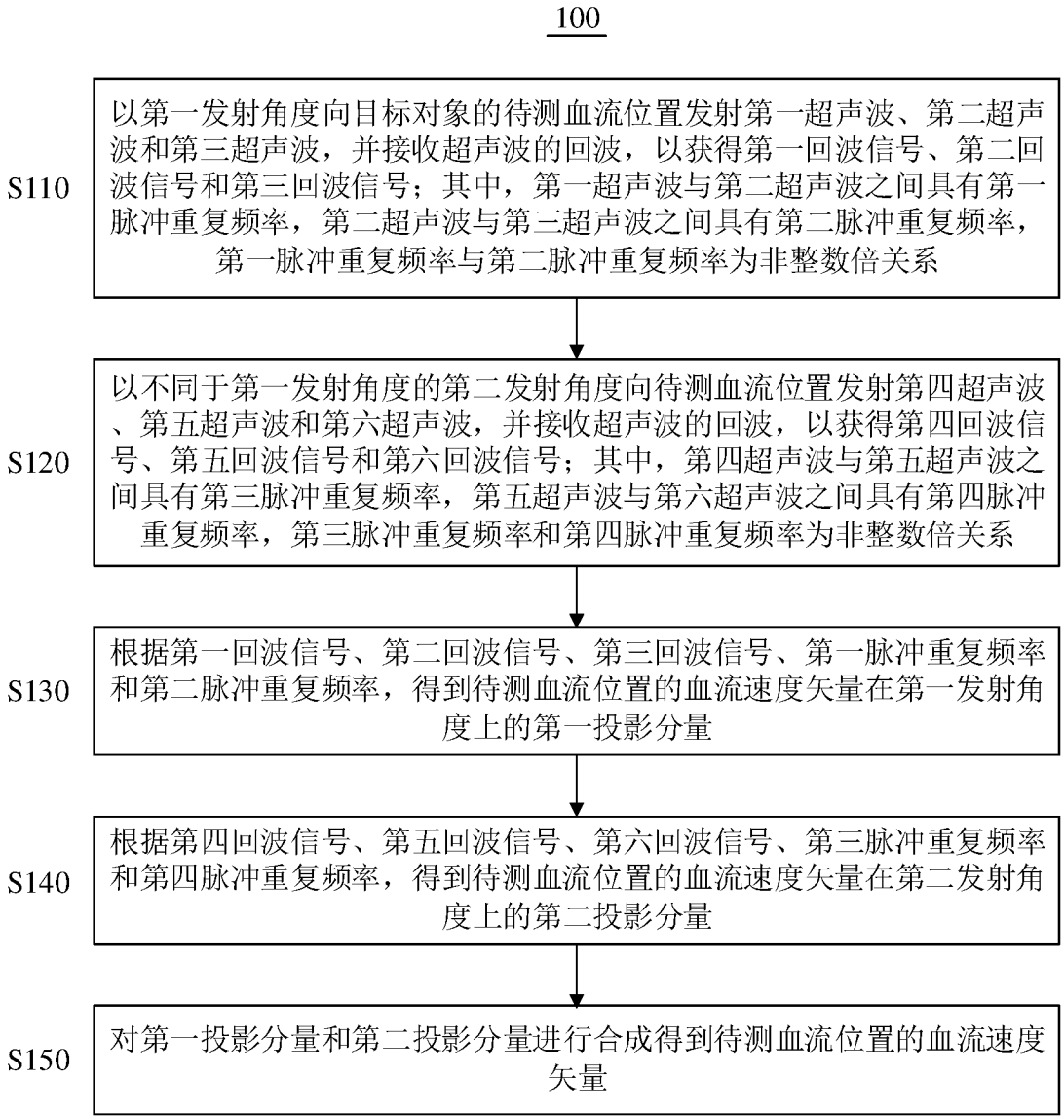

100
S110
以第一发射角度向目标对象的待测血流位置发射第一超声波、第二超声波和第三超声波，并接收超声波的回波，以获得第一回波信号、第二回波信号和第三回波信号；其中，第一超声波与第二超声波之间具有第一脉冲重复频率，第二超声波与第三超声波之间具有第二脉冲重复频率，第一脉冲重复频率与第二脉冲重复频率为非整数倍关系
S120
以不同于第一发射角度的第二发射角度向待测血流位置发射第四超声波、第五超声波和第六超声波，并接收超声波的回波，以获得第四回波信号、第五回波信号和第六回波信号；其中，第四超声波与第五超声波之间具有第三脉冲重复频率，第五超声波与第六超声波之间具有第四脉冲重复频率，第三脉冲重复频率和第四脉冲重复频率为非整数倍关系
S130
根据第一回波信号、第二回波信号、第三回波信号、第一脉冲重复频率和第二脉冲重复频率，得到待测血流位置的血流速度矢量在第一发射角度上的第一投影分量
S140
根据第四回波信号、第五回波信号、第六回波信号、第三脉冲重复频率和第四脉冲重复频率，得到待测血流位置的血流速度矢量在第二发射角度上的第二投影分量
S150
对第一投影分量和第二投影分量进行合成得到待测血流位置的血流速度矢量

图 1

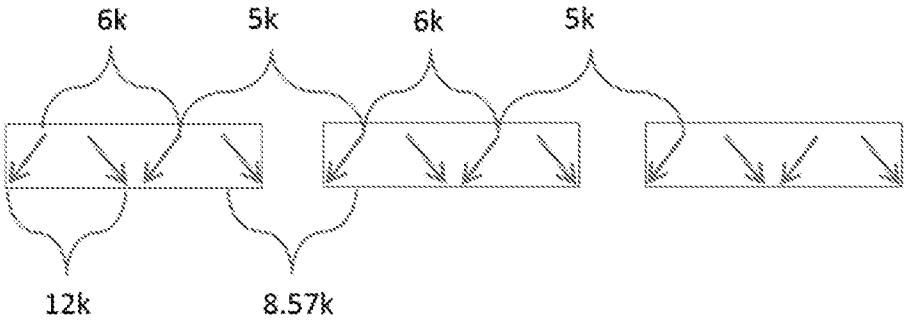



图 2

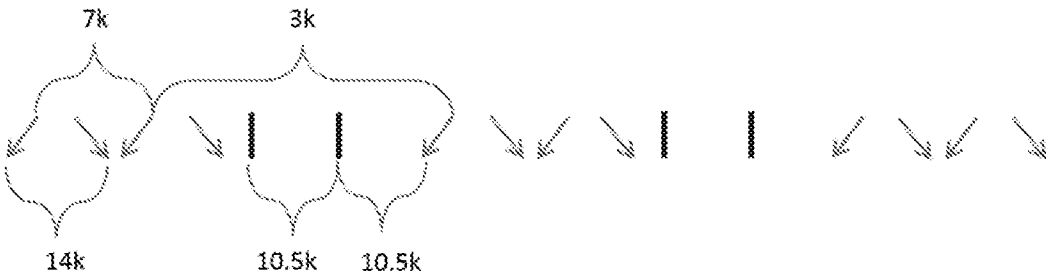



图 3

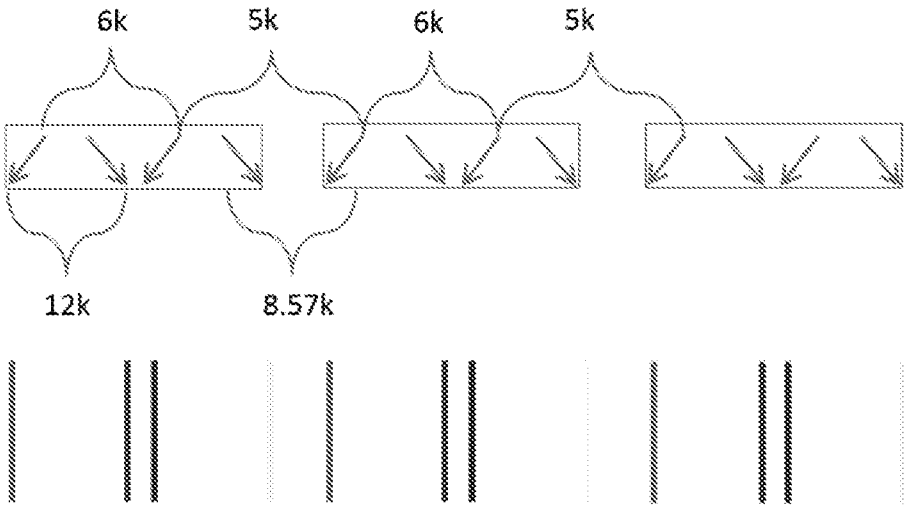



图 4

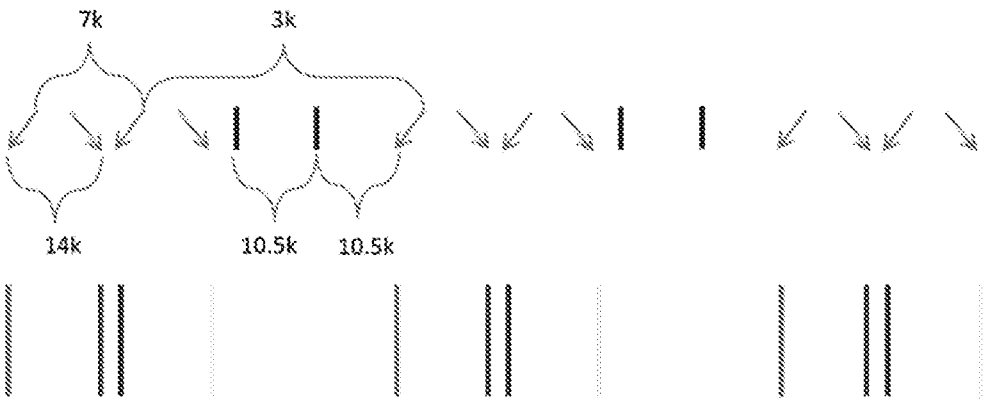



图 5

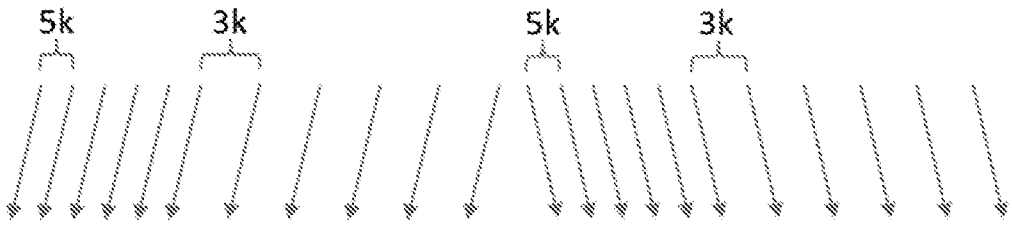

5k
3k
5k
3k

图 6

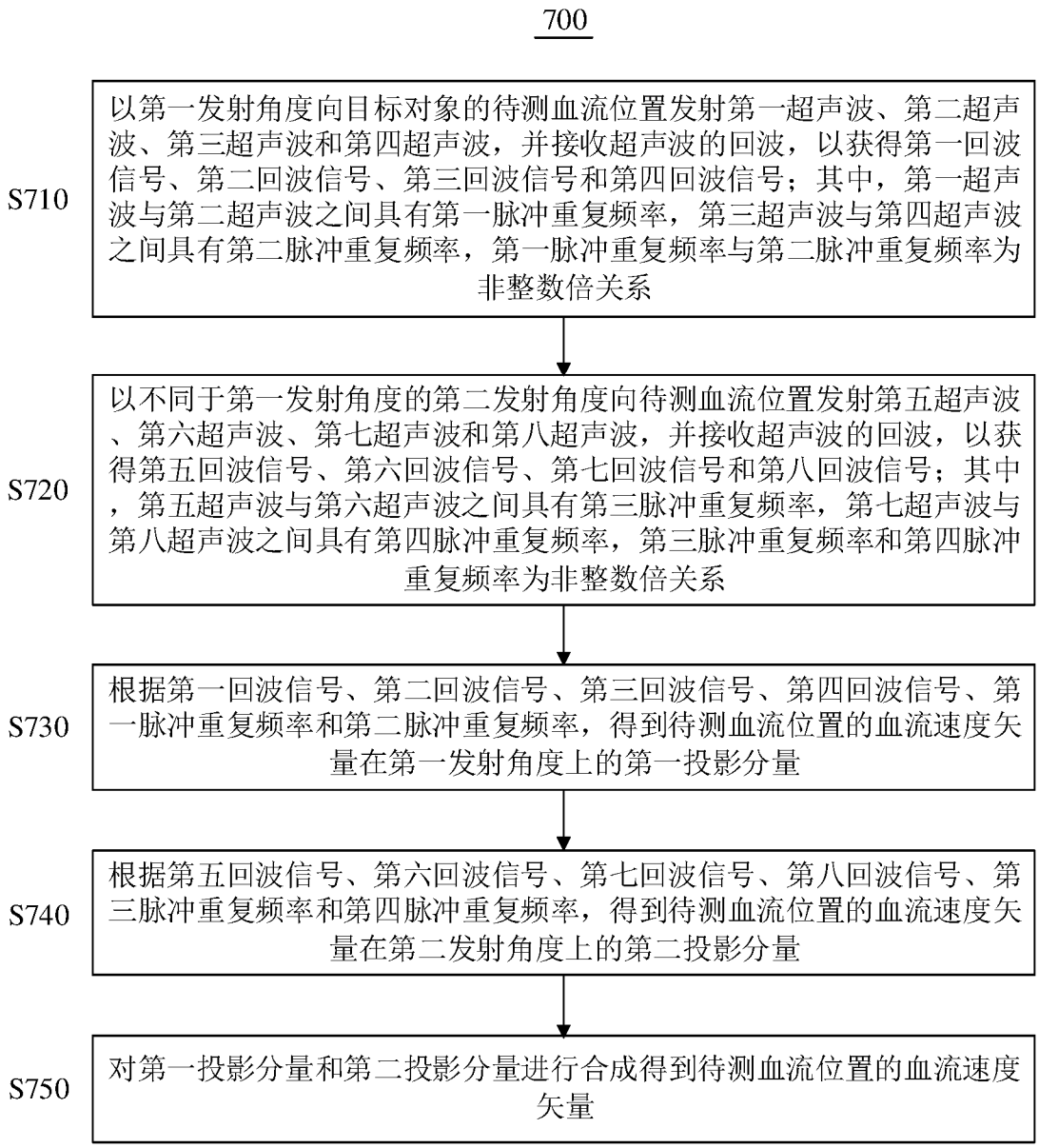

700
S710
以第一发射角度向目标对象的待测血流位置发射第一超声波、第二超声波、第三超声波和第四超声波，并接收超声波的回波，以获得第一回波信号、第二回波信号、第三回波信号和第四回波信号；其中，第一超声波与第二超声波之间具有第一脉冲重复频率，第三超声波与第四超声波之间具有第二脉冲重复频率，第一脉冲重复频率与第二脉冲重复频率为非整数倍关系
S720
以不同于第一发射角度的第二发射角度向待测血流位置发射第五超声波、第六超声波、第七超声波和第八超声波，并接收超声波的回波，以获得第五回波信号、第六回波信号、第七回波信号和第八回波信号；其中，第五超声波与第六超声波之间具有第三脉冲重复频率，第七超声波与第八超声波之间具有第四脉冲重复频率，第三脉冲重复频率和第四脉冲重复频率为非整数倍关系
S730
根据第一回波信号、第二回波信号、第三回波信号、第四回波信号、第一脉冲重复频率和第二脉冲重复频率，得到待测血流位置的血流速度矢量在第一发射角度上的第一投影分量
S740
根据第五回波信号、第六回波信号、第七回波信号、第八回波信号、第三脉冲重复频率和第四脉冲重复频率，得到待测血流位置的血流速度矢量在第二发射角度上的第二投影分量
S750
对第一投影分量和第二投影分量进行合成得到待测血流位置的血流速度矢量

图 7

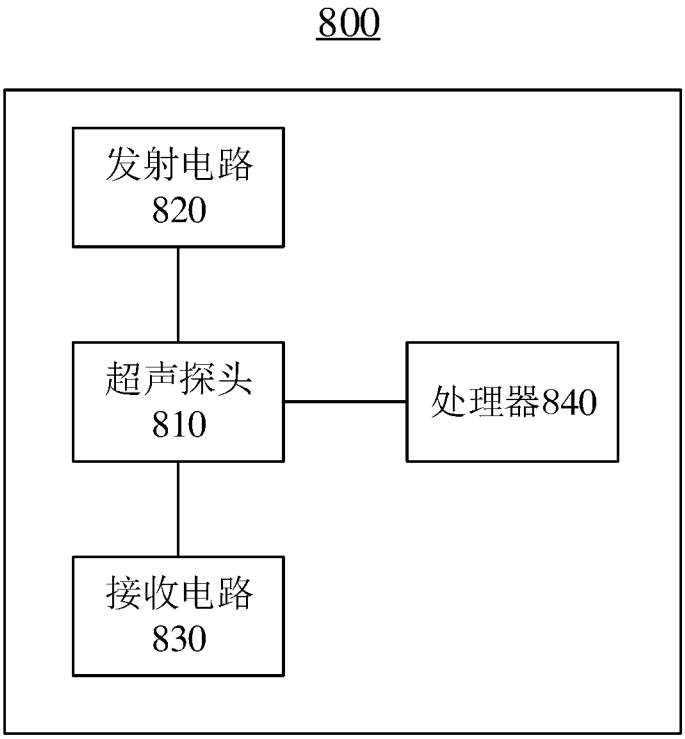



图 8

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
**PCT/CN2022/117632**

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 8/06(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

CNABS, CNTXT, CNKI, CJFD: 超声, 血流, 角度, 速度, 脉冲重复频率, 混叠, 不同, 非均匀; DWPI, EPTXT, USTXT, VEN, WOTXT: ultrasound, ultrasonic, blood, flow, angle, velocity, PRF, pulse repetition frequency

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
|---|---|---|
| Y | CN 106102587 A (SHENZHEN MINDRAY BIO-MEDICAL ELECTRONICS CO., LTD.) 09 November 2016 (2016-11-09)<br>description, paragraphs 61-111 and 264-286 | 1, 6-15, 20-29, 34-36 |
| Y | CN 110613477 A (SHENZHEN MINDRAY BIO-MEDICAL ELECTRONICS CO., LTD.) 27 December 2019 (2019-12-27)<br>description, paragraphs 58-111 | 1, 6-15, 20-29, 34-36 |
| A | US 2018085087 A1 (KONICA MINOLTA, INC.) 29 March 2018 (2018-03-29)<br>entire document | 1-36 |
| A | CN 106580372 A (VINNO TECHNOLOGY (SUZHOU) CO., LTD.) 26 April 2017 (2017-04-26)<br>entire document | 1-36 |

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☑ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

| Date of the actual completion of the international search | Date of mailing of the international search report |
|---|---|
| **07 November 2022** | **25 November 2022** |
| Name and mailing address of the ISA/CN<br>**China National Intellectual Property Administration (ISA/CN)**<br>**No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao, Haidian District, Beijing 100088, China**<br>Facsimile No. **(86-10)62019451** | Authorized officer<br><br>Telephone No. |

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**
**Information on patent family members**

International application No.
**PCT/CN2022/117632**

| Patent document cited in search report | | | Publication date (day/month/year) | Patent family member(s) | | | Publication date (day/month/year) |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| CN | 106102587 | A | 09 November 2016 | CN | 110013274 | A | 16 July 2019 |
| | | | | CN | 110013272 | A | 16 July 2019 |
| | | | | US | 2018146952 | A1 | 31 May 2018 |
| | | | | CN | 110013273 | A | 16 July 2019 |
| | | | | WO | 2016172890 | A1 | 03 November 2016 |
| | | | | CN | 106102587 | B | 14 June 2019 |
| | | | | CN | 110013274 | B | 22 April 2022 |
| CN | 110613477 | A | 27 December 2019 | | None | | |
| US | 2018085087 | A1 | 29 March 2018 | JP | 2018050925 | A | 05 April 2018 |
| | | | | US | 11234671 | B2 | 01 February 2022 |
| | | | | JP | 6720806 | B2 | 08 July 2020 |
| CN | 106580372 | A | 26 April 2017 | | None | | |

# 国际检索报告

国际申请号
PCT/CN2022/117632

A. 主题的分类

A61B 8/06(2006.01)i

按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和IPC两种分类

B. 检索领域

检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号)

A61B8

包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献

在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称，和使用的检索词（如使用））

CNABS,CNTXT,CNKI,CJFD:超声，血流，角度，速度，脉冲重复频率，混叠，不同，非均匀； DWPI,EPTXT,USTXT,VEN,WOTXT:ultrasound,ultrasonic,blood,flow,angle,velocity, PRF,pulse repetition frequency

C. 相关文件

| 类 型* | 引用文件，必要时，指明相关段落 | 相关的权利要求 |
|---|---|---|
| Y | CN 106102587 A (深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司) 2016年11月9日 (2016-11-09)<br>说明书第61-111、264-286段 | 1、6-15、20-29、34-36 |
| Y | CN 110613477 A (深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司) 2019年12月27日 (2019-12-27)<br>说明书第58-111段 | 1、6-15、20-29、34-36 |
| A | US 2018085087 A1 (KONICA MINOLTA INC) 2018年3月29日 (2018-03-29)<br>全文 | 1-36 |
| A | CN 106580372 A (飞依诺科技苏州有限公司) 2017年4月26日 (2017-04-26)<br>全文 | 1-36 |

☐ 其余文件在C栏的续页中列出。

☑ 见同族专利附件。

* 引用文件的具体类型：

“A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件

“E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利

“L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件，或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件（如具体说明的）

“O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件

“P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件

“T” 在申请日或优先权日之后公布，与申请不相抵触，但为了理解发明之理论或原理的在后文件

“X” 特别相关的文件，单独考虑该文件，认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性

“Y” 特别相关的文件，当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时，要求保护的发明不具有创造性

“&” 同族专利的文件

| 国际检索实际完成的日期 | 国际检索报告邮寄日期 |
|---|---|
| 2022年11月7日 | 2022年11月25日 |
| ISA/CN的名称和邮寄地址<br>中国国家知识产权局(ISA/CN)<br>中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088<br>传真号 (86-10)62019451 | 受权官员<br>许流芳<br>电话号码 86-(20)-28950588 |

# 国际检索报告
## 关于同族专利的信息

国际申请号
PCT/CN2022/117632

| 检索报告引用的专利文件 | | | 公布日<br>(年/月/日) | 同族专利 | | | 公布日<br>(年/月/日) |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| CN | 106102587 | A | 2016年11月9日 | CN | 110013274 | A | 2019年7月16日 |
| | | | | CN | 110013272 | A | 2019年7月16日 |
| | | | | US | 2018146952 | A1 | 2018年5月31日 |
| | | | | CN | 110013273 | A | 2019年7月16日 |
| | | | | WO | 2016172890 | A1 | 2016年11月3日 |
| | | | | CN | 106102587 | B | 2019年6月14日 |
| | | | | CN | 110013274 | B | 2022年4月22日 |
| CN | 110613477 | A | 2019年12月27日 | | 无 | | |
| US | 2018085087 | A1 | 2018年3月29日 | JP | 2018050925 | A | 2018年4月5日 |
| | | | | US | 11234671 | B2 | 2022年2月1日 |
| | | | | JP | 6720806 | B2 | 2020年7月8日 |
| CN | 106580372 | A | 2017年4月26日 | | 无 | | |