



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106132311 A

(43)申请公布日 2016.11.16

(21)申请号 201580017722.0

(22)申请日 2015.03.12

(30)优先权数据

2014-079533 2014.04.08 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.09.29

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2015/057347 2015.03.12

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/156081 JA 2015.10.15

(71)申请人 株式会社日立制作所

地址 日本东京都

(72)发明人 关佳德

(74)专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司 11021

代理人 韩丁

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

A61B 8/14(2006.01)

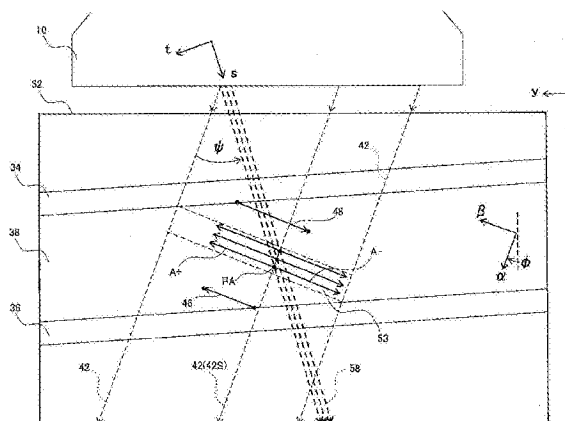
权利要求书2页 说明书14页 附图15页

(54)发明名称

超声波诊断装置

(57)摘要

本发明的目的在于通过简单的处理来求取血流速度的各分量。在副波束法中,作为主波束的多普勒测量用超声波波束(42)被扫描,基于从各多普勒测量用超声波波束方向接收的超声波,测量各多普勒测量分量。并且,对形成具有与多普勒测量用超声波波束方向交叉的方向的副波束(58)的超声波进行收发,对多普勒测量用超声波波束(42)与副波束(58)的交点处的副波束方向分量进行多普勒测量。进一步地,将该交点设为积分开始位置,沿着与各多普勒测量用超声波波束(42)交叉的路径执行基于质量守恒定律的积分运算,求取交叉路径方向分量。积分的初始值是朝向积分开始位置PA处的交叉路径方向的分量,是基于积分开始位置处的多普勒测量分量以及副波束方向分量而求取的。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

收发部,其收发超声波;

主波束控制部,其控制所述收发部,对所述收发部收发的超声波所形成的主波束进行扫描;

主多普勒测量部,其基于由所述收发部从各主波束方向接收的超声波,针对各主波束方向,对血流速度的主波束方向分量进行多普勒测量;

运算部,其基于与各主波束方向交叉的交叉路径上的血流速度的各主波束方向分量,针对所述交叉路径上的位置,求取血流速度的交叉路径方向分量;

副波束控制部,其使所述收发部收发形成副波束的超声波,该副波束通过所述交叉路径上的点;和

副多普勒测量部,其基于由所述收发部从副波束方向接收的超声波,针对所述交叉路径上的所述副波束的通过点,对血流速度的副波束方向分量进行多普勒测量,

所述副波束具有与通过所述通过点的所述主波束的方向不同的方向,

所述运算部使用所述通过点处的血流速度的副波束方向分量,求取血流速度的交叉路径方向分量。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述运算部针对所述交叉路径上的血流速度的各主波束方向分量,求取朝向各个主波束方向的变化量即主波束方向变化量,执行沿着所述交叉路径对各主波束方向变化量进行积分的积分运算,

所述运算部基于所述通过点处的血流速度的副波束方向分量的交叉路径方向分量,求取所述积分运算的初始条件。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述通过点是所述交叉路径的一端的点,

所述运算部将所述一端的位置设为所述积分运算的初始条件,执行沿着所述交叉路径的所述积分运算。

4. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述通过点是所述交叉路径的中途点,

所述运算部具备:

第1积分部,其将所述中途点的位置设为初始条件,沿着相对于所述中途点靠一侧的所述交叉路径执行所述积分运算;

第2积分部,其将所述中途点的位置设为初始条件,沿着相对于所述中途点靠另一侧的所述交叉路径执行所述积分运算;和

合成部,其基于所述第1积分部以及所述第2积分部所得到的各运算结果,求取血流速度的交叉路径方向分量。

5. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述副波束控制部使所述收发部收发作为所述副波束而分别形成第1副波束和第2副波束的超声波,该第1副波束将所述交叉路径的一端作为所述通过点,该第2副波束将所述交叉路径的另一端作为所述通过点,

所述运算部具备:

第1积分部,其将所述一端的位置设为所述积分运算的初始条件,执行沿着所述交叉路径的所述积分运算;

第2积分部,其将所述另一端的位置设为所述积分运算的初始条件,执行沿着所述交叉路径的所述积分运算;和

合成部,其基于所述第1积分部以及所述第2积分部的各运算结果,求取血流速度的交叉路径方向分量。

6.根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

该超声波诊断装置具备:

B模式控制部,其控制所述收发部,对所述收发部收发的超声波所形成的B模式波束进行扫描;

断层图像生成部,其基于由所述收发部从各B模式波束方向接收的超声波,生成断层图像数据;和

速度运算部,其基于随着时间经过而生成的多个断层图像数据,求取所述交叉路径的一端处的血流速度的交叉路径方向分量,

所述运算部具备:第1积分部,其将所述一端处的血流速度的交叉路径方向分量以及所述一端的位置设为初始条件,执行沿着所述交叉路径的所述积分运算,

所述通过点是所述交叉路径的另一端的点,

所述运算部具备:

第2积分部,其将所述另一端的位置设为所述积分运算的初始条件,执行沿着所述交叉路径的所述积分运算;和

合成部,其基于所述第1积分部以及所述第2积分部的各运算结果,求取血流速度的交叉路径方向分量。

7.根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述副波束控制部使所述收发部收发形成追加副波束的超声波,该追加副波束通过所述通过点,

所述副多普勒测量部基于由所述收发部从所述追加副波束方向接收的超声波,针对所述通过点,求取血流速度的追加副波束方向分量,

所述追加副波束具有与通过所述通过点的所述主波束以及所述副波束的各方向不同的方向,

所述运算部使用血流速度的副波束方向分量以及追加副波束方向分量,求取所述通过点处的血流速度的交叉路径方向分量。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置,特别地,涉及测量血流速度的装置。

背景技术

[0002] 通过多普勒法来测量被检体的血流速度的超声波诊断装置被广泛使用。在这样的超声波诊断装置中,通过利用箭头等将作为向量的血流速度重叠在断层图像上进行显示,进行血管、心脏等循环器官的诊断。在执行这样的VFM(vector flow mapping,血流向量成像)的超声波诊断装置中,血流速度是使用多普勒法来测量的。在多普勒法中,血流速度的分量之中,仅超声波的收发方向的分量被测量,因此难以测量与超声波的收发方向正交的方向的分量。因此,作为求取血流速度的2个分量的技术,考虑专利文献1以及2所述的技术。

[0003] 专利文献1中记载了如下技术:利用多普勒法来测量血流速度的超声波波束方向的分量,通过运算来求取与超声波波束正交的方向的分量(正交方向分量)。图15中示意性地表示了专利文献1所述的速度检测处理。该处理根据连续式来求取血流速度的正交方向分量 V_θ 。首先,针对各超声波波束方向,通过多普勒法来测量血流速度的超声波波束方向分量 V_r 。然后,在与超声波波束正交的正交路径C上,使用波束方向分量 V_r 来求取朝向正交方向分量 V_θ 的正交路径方向的变化量,进一步地,通过沿着正交路径C对变化量进行积分,求取正交方向分量 V_θ 。积分开始位置P是心脏、血管等的循环器官的壁面W上的位置,积分的初始值是积分开始位置P的运动速度的正交路径方向分量 V_w 。

[0004] 专利文献2中记载了如下的超声波诊断装置:分别针对将超声波波束的扫描面偏移了的2个扫描条件进行超声波波束的扫描,基于对各扫描条件进行了多普勒测量的各超声波波束方向分量,求取血流速度。在该超声波诊断装置中,基于通过第1扫描条件来测量的超声波波束方向分量和通过第2扫描条件来测量的超声波波束方向分量,求取共用的正交坐标上的血流速度。由于2个扫描条件各自的扫描面偏移,因此基于第1扫描条件的超声波波束的方向和基于第2扫描条件的超声波波束的方向在正交坐标上的各点具有不同的方向。由此,基于各超声波波束方向分量来进行向量运算,求取血流速度的各轴方向分量。

[0005] 在先技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献1:日本特开2013-192643号公报

[0008] 专利文献2:日本特开2013-165922号公报

发明内容

[0009] -发明要解决的课题-

[0010] 在专利文献1所述的超声波诊断装置中,正交路径C上的积分开始位置P被设为循环器官的壁面W上的位置,积分的初始值被设为积分开始位置P的运动速度的正交路径方向分量 V_w 。积分开始位置P是基于断层图像来求得的,积分的初始值是基于随着时间经过而依次取得的多个断层图像来求得的。具体而言,基于随着时间经过而取得的多个断层图像数

据彼此的图案匹配,进行循环器官的壁面的图案的跟踪,求取针对多个断层图像数据得到的各积分开始位置的运动速度,从而求取积分的初始值。但是,根据循环器官的形状、测定状态的良好度等,存在不能得到积分开始位置P、难以求出血流速度的正交方向分量的情况。

[0011] 在对比文献2所述的超声波诊断装置中,在求取血流速度的各分量的全部区域,进行基于2个扫描条件的2个超声波波束扫描。因此,测量处理的负担可能加重。

[0012] 本发明的目的在于,通过简单的处理来求取血流速度的各分量。

[0013] -解决课题的手段-

[0014] 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:收发部,其收发超声波;主波束控制部,其控制所述收发部,对所述收发部收发的超声波所形成的主波束进行扫描;主多普勒测量部,其基于由所述收发部从各主波束方向接收的超声波,针对各主波束方向,对血流速度的主波束方向分量进行多普勒测量;运算部,其基于与各主波束方向交叉的交叉路径上的血流速度的各主波束方向分量,针对所述交叉路径上的位置,求取血流速度的交叉路径方向分量;副波束控制部,其使所述收发部收发形成通过所述交叉路径上的点的副波束的超声波;和副多普勒测量部,其基于由所述收发部从副波束方向接收的超声波,针对所述交叉路径上的所述副波束的通过点,对血流速度的副波束方向分量进行多普勒测量,所述副波束具有与通过所述通过点的所述主波束的方向不同的方向,所述运算部使用所述通过点处的血流速度的副波束方向分量,求取血流速度的交叉路径方向分量。

[0015] 在本发明中,被收发的超声波所形成的主波束被扫描,基于从各主波束方向接收的超声波,血流速度的主波束方向分量被进行多普勒测量。一般地,在多普勒测量中,难以求取与超声波波束交叉的方向的血流速度分量。因此,在本发明中,基于交叉路径上的血流速度的各主波束方向分量,针对交叉路径上的位置,求取血流速度的交叉路径方向分量。将这样求出的主波束方向分量以及交叉路径方向分量合并而成的分量被求取为血流速度。在求取血流速度的交叉路径方向分量时,交叉路径上的副波束的通过点处的副波束方向分量被进行多普勒测量,副波束方向分量被使用。副波束也可以在交叉路径上的一个通过点与主波束交叉。

[0016] 优选所述运算部针对所述交叉路径上的血流速度的各主波束方向分量,求取朝向各个主波束方向的变化量即主波束方向变化量,执行沿着所述交叉路径对各主波束方向变化量进行积分的积分运算,基于所述通过点处的血流速度的副波束方向分量的交叉路径方向分量,求取所述积分运算的初始条件。

[0017] 优选所述通过点是所述交叉路径的一端的点,所述运算部将所述一端的位置设为所述积分运算的初始条件,执行沿着所述交叉路径的所述积分运算。

[0018] 根据本发明,交叉路径上的主波束方向的变化量被沿着交叉路径进行积分。由此,执行基于质量守恒定律的积分,求取血流速度的路径方向分量。基于质量守恒定律的积分基于表示流入某个微小区域的血液的流量与从该微小区域流出的血液的流量相等的连续式。基于质量守恒定律的积分的初始条件例如是根据随着时间经过而得到的多个断层图像数据来求得的。但是,根据循环器官的形状、测定状态的良好度,存在难以根据多个断层图像数据得到初始条件的情况。在本发明中,基于交叉路径上的副波束的通过点处的副波束方向分量,求取积分运算的初始条件。由此,即使不使用断层图像数据也能够得到积分运算

的初始条件。

[0019] 优选所述通过点是所述交叉路径的中途点,所述运算部具备:第1积分部,该第1积分部将所述中途点的位置设为初始条件,由所述中途点沿着一侧的所述交叉路径执行所述积分运算;第2积分部,该第2积分部将所述中途点的位置设为初始条件,由所述中途点沿着另一侧的所述交叉路径执行所述积分运算;和合成部,该合成部基于所述第1积分部以及所述第2积分部所得到的各运算结果,求取血流速度的交叉路径方向分量。

[0020] 优选所述副波束控制部使所述收发部收发作为所述副波束而分别形成第1副波束和第2副波束的超声波,该第1副波束将所述交叉路径的一端作为所述通过点,该第2副波束将所述交叉路径的另一端作为所述通过点,所述运算部具备:第1积分部,该第1积分部将所述一端的位置设为所述积分运算的初始条件,执行沿着所述交叉路径的所述积分运算;第2积分部,该第2积分部将所述另一端的位置设为所述积分运算的初始条件,执行沿着所述交叉路径的所述积分运算;和合成部,该合成部基于所述第1积分部以及所述第2积分部的各运算结果,求取血流速度的交叉路径方向分量。

[0021] 优选该超声波诊断装置具备:B模式控制部,该B模式控制部控制所述收发部,对所述收发部收发的超声波所形成的B模式波束进行扫描;断层图像生成部,该断层图像生成部基于由所述收发部从各B模式波束方向接收的超声波,生成断层图像数据;和速度运算部,该速度运算部基于随着时间经过生成的多个断层图像数据,求取所述交叉路径的一端处的血流速度的交叉路径方向分量,所述运算部具备:第1积分部,该第1积分部将所述一端处的血流速度的交叉路径方向分量以及所述一端的位置设为初始条件,执行沿着所述交叉路径的所述积分运算,所述通过点是所述交叉路径的另一端的点,所述运算部具备:第2积分部,该第2积分部将所述另一端的位置设为所述积分运算的初始条件,执行沿着所述交叉路径的所述积分运算;和合成部,该合成部基于所述第1积分部以及所述第2积分部的各运算结果,求取血流速度的交叉路径方向分量。

[0022] 根据本发明,基于第1积分部以及第2积分部的各运算结果,求取血流速度的交叉路径方向分量。由此,将2个积分结果反映到血流速度,与基于一个积分结果的情况相比,求出的血流速度的信赖度提高。

[0023] 优选所述副波束控制部使所述收发部收发形成通过所述通过点的追加副波束的超声波,所述副多普勒测量部基于由所述收发部从所述追加副波束方向接收的超声波,针对所述通过点,求取血流速度的追加副波束方向分量,所述追加副波束具有与通过所述通过点的所述主波束以及所述副波束的各方向不同的方向,所述运算部使用血流速度的副波束方向分量以及追加副波束方向分量,求取所述通过点处的血流速度的交叉路径方向分量。

[0024] 根据本发明,除了血流速度的副波束方向分量,还使用追加副波束方向分量,来求出交叉路径上的副波束的通过点处的血流速度的交叉路径方向分量。由此,基于多个副波束的测量结果被反映到血流速度,与基于一个副波束的情况相比,求出的血流速度的信赖度提高。

[0025] -发明效果-

[0026] 根据本发明,能够通过简单的处理来求取血流速度的各分量。

附图说明

- [0027] 图1是表示超声波诊断装置的构成的图。
- [0028] 图2是示意性地表示断层图像与多普勒测量分量的关系的图。
- [0029] 图3是示意性地表示基于质量守恒定律的积分中的处理的图。
- [0030] 图4是表示不完全区域的图。
- [0031] 图5是对副波束法进行说明的图。
- [0032] 图6是表示各向量的关系的图。
- [0033] 图7是对两端波束法进行说明的图。
- [0034] 图8是对单一副波束法进行说明的图。
- [0035] 图9是表示仅通过副波束法来求取血管内腔的血流速度的例子的图。
- [0036] 图10是表示将副波束法与壁面法组合来求取血管内腔的血流速度的例子的图。
- [0037] 图11是表示在各区域中求取2个 β 轴方向分量的例子的图。
- [0038] 图12是表示在各区域中求取2个 β 轴方向分量的例子的图。
- [0039] 图13是示意性地表示基于扇区扫描的断层图像以及多普勒测量用超声波波束的图。
- [0040] 图14是不完全区域附近的放大图。
- [0041] 图15是示意性地表示在先技术所涉及的速度检测处理的图。

具体实施方式

- [0042] 图1中表示本发明的实施方式所涉及的超声波诊断装置。超声波诊断装置扫描对被检体收发的超声波的波束,基于接收到的超声波显示断层图像,并且测量并显示被检体的循环器官内的血流速度。血流速度是具有方向以及大小的向量,通过箭头等图形、颜色以及亮度的组合、或者2个分量值来显示。
- [0043] 在测量中,探测器10被设为与被检体的表面接触的状态。探测器10具备多个超声波谐振器。收发电路12基于控制部14所进行的控制,将发送信号发送给探测器10的各超声波谐振器。由此,从探测器10发送超声波。若在被检体内反射的超声波被探测器10的各超声波谐振器接收,则各超声波谐振器将电信号输出到收发电路12。收发电路12对从各超声波谐振器输出的电信号进行电平调整等并且进行调相相加。
- [0044] 超声波诊断装置通过如下的B模式测量来显示断层图像。收发电路12根据基于控制部14的控制,在探测器10形成发送超声波波束,并对被检体扫描该发送超声波波束。此外,收发电路12根据基于控制部14的控制,对从探测器10的各超声波谐振器输出的电信号进行调相相加并生成B模式测量用的接收信号,输出给断层图像数据生成部16。由此,在探测器10形成接收超声波波束,与该接收超声波波束相应的接收信号作为B模式测量用的接收信号而被从收发电路12输出到断层图像数据生成部16。
- [0045] 断层图像数据生成部16基于针对各超声波波束方向得到的接收信号生成断层图像数据,输出到信号处理部20。信号处理部20将基于断层图像数据的断层图像显示于显示部30。
- [0046] 超声波诊断装置通过如下的多普勒测量来求取血流速度,并重叠到断层图像上来

将血流速度显示在显示部30。B模式测量用的超声波的收发和多普勒测量用的超声波的收发被时分地进行，B模式测量以及多普勒测量被时分地进行。

[0047] 控制部14控制收发电路12，对在探测器10形成的发送超声波波束进行扫描，向各发送超声波波束方向发送多普勒测量用的超声波。扫描多普勒测量用的超声波波束的区域设为扫描B模式测量用的超声波波束的区域内。收发电路12按照由控制部14进行的控制，对从探测器10的各超声波谐振器输出的电信号进行调相相加并生成多普勒测量用的接收信号，输出到多普勒测量部18。由此，在探测器10形成接收超声波波束，与该接收超声波波束相应的接收信号作为多普勒测量用的接收信号而被从收发电路12输出到多普勒测量部18。

[0048] 多普勒测量部18解析针对各超声波波束方向得到的接收信号的多普勒偏移频率，求取各超声波波束上的各位置处的血流速度的超声波波束方向分量(以下，设为多普勒测量分量)。多普勒测量部18例如进行接收信号之中测量位置的波束方向深度所对应的时间范围的信号区间与发送信号的相关运算，求取超声波波束上的各位置处的多普勒偏移频率，基于各位置处的多普勒偏移频率来求取多普勒测量分量。多普勒测量部18将多普勒测量分量输出到信号处理部20。

[0049] 图2中示意性地表示断层图像32与多普勒测量分量40的关系。在本例中，由探测器10形成的多普勒测量用超声波波束42相对于x轴正向倾斜角度 Φ ，在y轴方向对超声波波束42进行线性扫描。在断层图像32显现血管的前壁34以及后壁36的像。被前壁34以及后壁36夹着的区域是血管内腔38。多普勒测量用超声波波束42被设为相对于血管的长边方向不垂直的方向，沿着血管的长边方向被线性扫描。图2中，通过多普勒测量求出的各多普勒测量分量40由箭头示意性地表示。

[0050] 图1的多普勒测量部18虽然求取多普勒测量分量，但不能求取与多普勒测量用超声波波束正交的方向的分量。因此，信号处理部20通过以下所说明的基于质量守恒定律的积分，基于随着时间经过而从断层图像数据生成部16依次输出的多个断层图像数据和各位置处的多普勒测量分量，求取血流速度的与多普勒测量用超声波波束正交的方向的分量。

[0051] 图3中示意性地表示基于质量守恒定律的积分中的处理。在基于质量守恒定律的积分中，在多普勒测量用超声波波束方向规定 α 轴，在与多普勒测量用超声波波束正交的方向规定 β 轴。图3所示的例子中，多普勒测量用超声波波束方向相对于x轴方向(纵向)倾斜角度 Φ 。

[0052] 血流速度的与多普勒测量用超声波波束正交的方向的分量(以下，设为 β 轴方向分量。) V_β 通过将多普勒测量分量 V_α 的 α 轴方向的变化量($\partial V_\alpha / \partial \alpha$) 在 β 轴方向进行积分来求得。也就是说，点Q处的 β 轴方向分量 $V_\beta(Q)$ 被表示为以下的(式1)。

[0053] [式1]

$$[0054] \quad V_\beta(Q) = - \int_P^Q \frac{\partial V_\alpha}{\partial \alpha} d\beta + V_\beta(P)$$

[0055] (式1)是根据流入到纵横的长度分别是 $d\alpha$ 以及 $d\beta$ 的微小区域的血液的流量与从该微小区域流出的血液的流量相等这一质量守恒定律而导出的。也就是说，(式1)是通过针对 β 将血流速度的扩散($\text{div} V \rightarrow$)为0的式子积分而得到的，被称为连续式。积分开始位置P是前壁面上或者后壁面上的位置。在能够将前壁面上的位置设为积分开始位置的情况下，将前

壁面上的点设为积分开始位置P,在能够将后壁面上的位置设为积分开始位置的情况下,将后壁面上的点设为积分开始位置P即可。虽然(式1)的右边被表示为偏微分以及积分,但实际的运算是通过对积分路径上的各位置处的 V_a 的差分进行相加合计而进行的。

[0056] 例如,图3的点Q1处的 β 轴方向分量 $V_\beta(Q1)$ 是通过将后壁面上的位置P1设为积分开始位置,沿着直至点Q1的 β 轴正向的积分路径46,对多普勒测量分量 V_a 的 α 轴方向的变化量进行积分来求取的。此外,点Q2处的 β 轴方向分量 $V_\beta(Q2)$ 是通过将前壁面上的位置P2设为积分开始位置,沿着直至点Q2的 β 轴负向的积分路径48,对多普勒测量分量 V_a 的 α 轴方向的变化量进行积分来求取得的。

[0057] 在图1的信号处理部20求取这些积分值时,需要将积分开始位置P处的运动速度的 β 轴方向分量 $V_\beta(P)$ 设为积分的初始值。因此,信号处理部20基于随着时间经过从断层图像数据生成部16依次输出的多个断层图像数据,将积分开始位置P的运动速度的 β 轴方向分量求取为积分的初始值。然后,使用求出的积分的初始值来进行基于质量守恒定律的积分,求取血管内腔的各位置Q处的 β 轴方向分量 $V_\beta(Q)$ 。

[0058] 对信号处理部20基于质量守恒定律的积分求取血流速度,将断层图像以及血流速度在显示部30进行图形显示的具体的处理进行说明。作为该处理的前提,控制部14、收发电路12、探测器10以及断层图像数据生成部16反复执行通过B模式测量来生成断层图像数据的处理。由此,断层图像数据生成部16随着时间经过而将多个断层图像数据依次输出到信号处理部20。

[0059] 信号处理部20基于从断层图像数据生成部16依次输出的断层图像数据,将断层图像作为动态图像来显示于显示部30。此外,信号处理部20也可以基于一个断层图像数据,将断层图像作为静止图像来显示于显示部30。

[0060] 运动检测部22从多个断层图像数据所示的各断层图像提取血管壁面的图案,基于分别从多个断层图像提取的血管壁面的图案,求取血管壁面的运动速度。也就是说,运动检测部22执行针对追溯到过去的多个图像的多个断层图像数据的图案识别处理,提取各断层图像中的血管壁面的图案。运动检测部22在血管壁面的图案上设定积分开始位置,基于对各断层图像设定的积分开始位置,将积分开始位置的运动速度的 β 轴方向分量求取为积分的初始值。该处理例如通过如下方式进行:基于按照时间前后生成的2个断层图像数据彼此的图案匹配,进行血管壁面的图案的跟踪,求取分别针对多个断层图像数据得到的积分开始位置的运动速度。速度运算部24使用求出的积分的初始值来进行基于质量守恒定律的积分,求取积分路径上的各位置处的 β 轴方向分量。

[0061] 运动检测部22分别沿着前壁面以及后壁面设定多个积分开始位置,速度运算部24从各积分开始位置起进行基于质量守恒定律的积分。由此,求取血管内腔的各位置处的 β 轴方向分量。

[0062] 在血管内腔,存在求取基于以前壁面上的点为积分开始位置的积分而求出的 β 轴方向分量 V_F 、以及基于以后壁面上的点为积分开始位置的积分而求出的 β 轴方向分量 V_B 这2个 β 轴方向分量的位置。在该情况下,也可以与专利文献1所示的处理同样地,基于根据以下的(式2)的加权相加(加权合成)来求取 β 轴方向分量 V_β 。

[0063] [式2]

[0064] $V_\beta = \omega(\beta)V_F + [1 - \omega(\beta)]V_B$

[0065] 这里, $\omega(\beta)$ 是加权函数。 $\omega(\beta)$ 例如是与 β 有关的增加函数, 设为在后壁面上的积分开始位置具有 0 的值、在前壁面上的积分开始位置具有 1 的值的函数。

[0066] 通过这样的处理, 针对血管内腔的各位置, 求取通过多普勒测量分量以及 β 轴方向分量来表示的血流速度。

[0067] 另外, 针对多普勒测量用超声波波束不通过的区域, 不求取血流速度。此外, 即使是多普勒测量用超声波波束通过的区域, 基于质量守恒定律的积分的积分开始位置不被规定, 针对积分路径不通过的区域, 不求取 β 轴方向分量, 不求取血流速度。也就是说, 如图 4 所示, 在由前壁面、积分路径 54 以及右端的多普勒测量用超声波波束 42R 包围的上侧的大致三角形的区域求取血流速度。同样地, 在由后壁面、积分路径 56 以及左端的多普勒测量用超声波波束 42L 包围的下侧的大致三角形的区域也求取血流速度。但是, 针对由积分路径 54、积分路径 56、左端的多普勒测量用超声波波束 42L 以及右端的多普勒测量用超声波波束 42R 包围的不完全区域 53, 虽然多普勒测量用超声波波束通过, 但基于质量守恒定律的积分的路径不通过, 因此不求取血流速度。

[0068] 因此, 超声波诊断装置通过以下说明的副波束法, 求取不完全区域 53 中的血流速度。副波束法通过与作为主波束的多普勒测量用超声波波束分别地, 对形成副波束的超声波进行收发, 从而得到基于质量守恒定律的积分的初始条件, 求取不完全区域中的血流速度。

[0069] 图 5 中表示对副波束法的原理进行说明的图。在探测器 10, 与多普勒测量用超声波波束 42 独立地, 对形成方向一致排列的多个副波束 58 的超声波进行收发。各副波束 58 具有与多普勒测量用超声波波束 42 的方向不同的方向, 并通过不完全区域 53。这里, 多普勒测量用超声波波束 42 与副波束所成的角度是 ψ 。此外, 将与各副波束 58 的方向同一方向的坐标轴设为 s 轴, 将与 s 轴正交的方向的坐标轴设为 t 轴。

[0070] 在副波束法中, 在多个副波束 58 与多个多普勒测量用超声波波束 42 之中的一个即积分开始位置波束 42S 的各交点, 设定积分开始位置 PA。此外, 基于形成各副波束 58 的超声波的收发, 对各积分开始位置 PA 处的副波束方向分量进行多普勒测量。进一步地, 从各积分开始位置 PA 起沿着朝向 β 轴正向的积分路径 A+, 对多普勒测量分量 V_a 的 α 轴方向的变化量进行积分。通过该基于质量守恒定律的正向积分运算 (第 1 积分运算), 求取积分路径 A+ 上的各点处的 β 轴方向分量。此外, 从积分开始位置 PA 起沿着朝向 β 轴负向的积分路径 A-, 对多普勒测量分量 V_a 的 α 轴方向的变化量进行积分。通过该基于质量守恒定律的负向积分运算 (第 2 积分运算), 求取积分路径 A- 上的各点处的 β 轴方向分量。

[0071] 正向积分运算以及负向积分运算的各自的初始值是积分开始位置 PA 处的 β 轴方向分量。该 β 轴方向分量是基于积分开始位置 PA 处的多普勒测量分量以及副波束方向分量, 如下求取的。

[0072] 在图 6 的右侧, 表示 α 轴以及 β 轴所对应的单位向量 $\alpha \rightarrow$ 以及 $\beta \rightarrow$ 、 s 轴以及 t 轴所对应的单位向量 $s \rightarrow$ 以及 $t \rightarrow$ 。在图 6 的左侧, 表示基于多普勒测量用超声波波束而测量的多普勒测量分量 $V_a \alpha \rightarrow$ 、以及基于副波束而测量的副波束方向分量 $V_s s \rightarrow$ 。进一步地, 作为未知的向量分量, 表示 β 轴方向分量 $V_\beta \beta \rightarrow$ 以及副波束正交方向分量 $V_t t \rightarrow$ 。各分量 V_a 、 V_β 、 V_s 以及 V_t 之间存在以下 (式 3) 所示的关系。

[0073] [式 3]

$$[0074] \quad \begin{pmatrix} V_{\alpha} \\ V_{\beta} \end{pmatrix} = [T] \begin{pmatrix} V_s \\ V_t \end{pmatrix}$$

[0075] 这里,矩阵[T]是将st坐标系中的值变换为αβ坐标系中的值的坐标变换矩阵(旋转角ψ的旋转矩阵)。其中,st坐标系以及αβ坐标系的原点是积分开始位置,是共用的。坐标变换矩阵[T]是已知量,多普勒测量分量 V_{α} 以及副波束方向分量 V_s 是通过多普勒测量来求取的。因此,通过针对β轴方向分量 V_{β} 求解(式3),从而求取β轴方向分量 V_{β} 作为正向积分运算以及负向积分运算的各自的初始值。

[0076] 根据图6的左侧的图来对此进行说明如下。首先,通过多普勒测量来求取多普勒测量分量 $V_{\alpha} \rightarrow$ 以及副波束方向分量 $V_{s \rightarrow}$ 。然后,使用多普勒测量分量 $V_{\alpha} \rightarrow$ 以及副波束方向分量 $V_{s \rightarrow}$,求取使得 $V \rightarrow = V_{\alpha} \rightarrow + V_{\beta} \rightarrow$ 与 $V \rightarrow = V_{s \rightarrow} + V_{t \rightarrow}$ 相等的 $V_{\beta} \rightarrow$ 以及 $V_{t \rightarrow}$,从而作为初始值,求取β轴方向分量 V_{β} 。

[0077] 通过这样的处理,针对不完全区域内的各点求取了β轴方向分量。将针对不完全区域内的各点求取的多普勒测量分量与β轴方向分量合并而成的分量为各点处的血流速度。

[0078] 返回到图1来对超声波诊断装置基于副波束法求取不完全区域的血流速度的处理进行说明。首先,超声波诊断装置基于形成B模式测量用超声波波束以及多普勒测量用超声波波束的超声波的收发,对不完全区域外的区域的各位置,通过上述的处理来求取血流速度。

[0079] 控制部14通过与形成多普勒测量用超声波波束的处理同样的处理,控制收发电路12,形成基于从探测器10发送的超声波的多个副波束。该多个副波束是方向一致排列的波束,因此也可以通过对一个副波束进行线性扫描来形成。此外,收发电路12根据基于控制部14的控制来生成对各副波束方向的接收信号,并输出到多普勒测量部18。多普勒测量部18解析针对各副波束方向得到的各接收信号的多普勒偏移频率,并求取各副波束与积分开始位置波束的交点即积分开始位置处的副波束方向分量。多普勒测量部18将各积分开始位置处的副波束方向分量输出到信号处理部20。

[0080] 副波束法运算部26基于副波束法,对不完全区域内的各点求取血流速度。也就是说,副波束法运算部26基于各积分开始位置处的多普勒测量分量以及副波束方向分量,针对各积分开始位置,将β轴方向分量求取为初始值。然后,对各积分开始位置执行正向积分运算以及负向积分运算,针对不完全区域内的各点求取β轴方向分量。副波束法运算部26将针对不完全区域内的各点先求出的多普勒测量分量与通过副波束法而对各点求出的β轴方向分量合并,设为各点处的血流速度。

[0081] 显示图像形成部28生成通过箭头等图形来显示血管内腔的各位置处的血流速度的血流速度数据,将在断层图像上重叠了表示血流速度的图形的图像显示于显示部30。

[0082] 接下来,对应用了副波束法的两端波束法进行说明。该方法是将右端以及左端的2个多普勒测量用超声波波束作为积分开始位置波束。如图7所示,在两端波束法中,形成与右端的积分开始位置波束64R交叉的多个第1副波束60。多个第1副波束60方向一致地排列。在多个第1副波束60与右端的积分开始位置波束64R的各交点,设定积分开始位置PB。此外,基于形成各第1副波束60的超声波的收发,对各积分开始位置PB处的第1副波束方向分量进行多普勒测量。然后,从各积分开始位置PB起沿着朝向β轴正向的积分路径B+,对多普勒测

量分量 V_{α} 的 α 轴方向的变化量进行积分。通过该基于质量守恒定律的正向积分运算,求取积分路径 $B+$ 上的各点处的 β 轴方向分量。

[0083] 正向积分运算的初始值是积分开始位置PB处的 β 轴方向分量。该 β 轴方向分量是基于积分开始位置PB处的多普勒测量分量以及第1副波束方向分量,通过参照图6而说明的向量运算来求取的。

[0084] 在两端波束法中,进一步地,形成与左端的积分开始波束64L交叉的多个第2副波束62。多个第2副波束62方向一致地排列。在多个第2副波束62与左端的积分开始位置波束64L的各交点,设定积分开始位置PC。此外,基于形成各第2副波束62的超声波的收发,对各积分开始位置PC处的第2副波束方向分量进行多普勒测量。进一步地,从各积分开始位置PC起沿着朝向 β 轴负向的积分路径 $C-$,对多普勒测量分量 V_{α} 的 α 轴方向的变化量进行积分。通过该基于质量守恒定律的负向积分运算,求取积分路径 $C-$ 上的各点处的 β 轴方向分量。

[0085] 负向积分运算的初始值是积分开始位置PC处的 β 轴方向分量。该 β 轴方向分量是基于积分开始位置PC处的多普勒测量分量以及第2副波束方向分量,通过参照图6而说明的向量运算来求取的。

[0086] 在被左右的积分开始位置波束夹着的区域内,存在基于正向积分运算而求出的 β 轴方向分量 $V_{\beta+}$ 和基于负向积分运算而求出的 β 轴方向分量 $V_{\beta-}$ 这2个 β 轴方向分量被求取的位置。在该情况下,也可以与专利文献1所示的处理同样地,基于根据以下(式4)的加权相加来求取 β 轴方向分量 V_{β} 。

[0087] [式4]

$$[0088] \quad V_{\beta} = \omega(\beta)V_{\beta-} + [1 - \omega(\beta)]V_{\beta+}$$

[0089] 这里, $\omega(\beta)$ 是加权函数。 $\omega(\beta)$ 例如设为与 β 有关的增加函数,是在右端的积分开始位置波束64R上的积分开始位置PB具有0的值、在左端的积分开始位置波束64L上的积分开始位置PC具有1的值的函数。

[0090] 通过这样的处理,针对被左右的积分开始位置波束夹着的区域内的各点,求取 β 轴方向分量。将针对该区域内的各点求出的多普勒测量分量与 β 轴方向分量合并而成的分量,为各点处的血流速度。

[0091] 根据两端波束法,可以不将血管壁面设为基于质量守恒定律的积分的积分开始位置。因此,能够在不进行基于断层图像数据的血管壁面的图案的跟踪等的情况下,求取基于质量守恒定律的积分的初始条件。

[0092] 超声波诊断装置基于两端波束法来执行的处理与参照图5而说明的副波束法相同。也就是说,探测器10、收发电路12、控制部14以及多普勒测量部18进行基于各第1副波束以及各第2副波束的多普勒测量,副波束法运算部26对在各积分开始位置波束上设定的各积分开始位置,执行基于质量守恒定律的积分。

[0093] 上述中说明了使用多个副波束的实施方式,但副波束也可以是一个。图8中表示对使用一个副波束58的单一副波束法的原理进行说明的图。

[0094] 在单一副波束法中,在多普勒测量用超声波波束42被扫描的区域内,在副波束58与多个多普勒测量用超声波波束42的各交点设定积分开始位置PD。此外,基于形成副波束58的超声波的收发,针对副波束58上的各积分开始位置PD测量副波束方向分量。

[0095] 从各积分开始位置PD起,沿着朝向 β 轴正向的积分路径 $D+$,对多普勒测量分量 V_{α} 的

α 轴方向的变化量进行积分。通过该基于质量守恒定律的正向积分运算,求取积分路径D+上的各点处的 β 轴方向分量。此外,从积分开始位置PD起沿着朝向 β 轴负向的积分路径D-,对多普勒测量分量 V_a 的 α 轴方向的变化量进行积分。通过该基于质量守恒定律的负向积分运算,求取积分路径D-上的各点处的 β 轴方向分量。

[0096] 正向积分运算以及负向积分运算的各自的初始值是积分开始位置PD处的 β 轴方向分量。 β 轴方向分量是通过针对积分开始位置PD处的多普勒测量分量以及副波束方向分量进行向量运算而求取的。

[0097] 通过这样的处理,针对血管内腔的各点求取血流速度的 β 轴方向分量。将针对血管内腔的各点求出的多普勒测量分量与 β 轴方向分量合并而成的结果,成为各点处的血流速度。

[0098] 这样,在各副波束法中,作为主波束的多普勒测量用超声波波束被扫描,基于从各多普勒测量用超声波波束方向接收到的超声波,对各多普勒测量分量(主波束方向分量)进行多普勒测量。进一步地,在与多普勒测量用超声波波束方向交叉的方向,设定基于质量守恒定律的积分的路径。形成通过该交叉积分路径的副波束的超声波被收发,基于从副波束方向接收的超声波,针对交叉积分路径上的副波束的通过点,对副波束方向分量进行多普勒测量。副波束具有与通过了通过点的上述主波束的方向不同的方向,通过点被设为积分开始位置。基于质量守恒定律的积分的初始值是朝向血流速度的交叉路径方向的分量,是基于通过点处的多普勒测量分量以及副波束方向分量来求取的。

[0099] 副波束的数量、即积分路径的数量也可以根据所需的处理速度来决定。例如,在更多的点处求取血流速度的情况下,使用更多的副波束,在要求更高速的处理的情况下,减少副波束的数量即可。

[0100] 交叉积分路径上的副波束的通过点是交叉积分路径的一端、另一端或者中途点。基于质量守恒定律的积分从作为积分开始位置的通过点起沿着交叉积分路径进行。在该通过点是交叉积分路径的中途点的情况下,在从中途点起沿着交叉积分路径远离的一个方向上进行积分,并且在从中途点起沿着交叉积分路径远离的另一个方向上进行积分。

[0101] 如上所述,本发明所涉及的超声波诊断装置执行以循环器官的壁面为积分开始位置的壁面法、和以积分开始位置波束上的点为积分开始位置的副波束法。

[0102] 如图5、图7以及图8所示例那样,本发明所涉及的超声波诊断装置能够通过单独使用壁面法或者副波束法的任意一种或者将这些组合,来针对各种循环器官的形状,求取该循环器官内的血流速度。这里,对上述未举例的其他例子进行说明。

[0103] 图9中表示了仅通过副波束法来求取血管内腔的血流速度的例子。多普勒测量用超声波波束42被设为相对于血管65的长边方向不垂直的方向,沿着血管65的长边方向进行线性扫描。表示积分开始位置波束42S的直线之中,血管内腔的部分即线段GH与方向一致地排列的多个副波束(未图示)交叉,线段GH与多个副波束的各交点被设定为积分开始位置。从各积分开始位置,在 β 轴正向执行正向积分运算,在 β 轴负向执行负向积分运算。由此,从点G起向 β 轴负向延伸的假想直线66与从点H起向 β 轴正向延伸的假想直线68之间夹着的区域中的 β 轴方向分量被求取。

[0104] 表示左端的积分开始位置波束42SL的直线之中,在通过血管内腔的、比假想直线68更靠左侧的部分即线段IJ,设定副波束法中的多个积分开始位置。从各积分开始位置起,

在 β 轴负向执行负向积分运算。由此,由线段IJ、假想直线68以及后壁面包围的区域中的 β 轴方向分量被求取。

[0105] 表示右端的积分开始位置波束42SR的直线之中,在通过血管内腔的、比假想直线66更靠右侧的部分即线段KL,设定副波束法中的多个积分开始位置。从各积分开始位置起,在 β 轴正向执行正向积分运算。由此,由线段KL、假想直线66以及前壁面包围的区域中的 β 轴方向分量被求取。

[0106] 将这样求出的血管内腔的 β 轴方向分量与通过多普勒测量用超声波波束42来求出的多普勒测量分量合并,来求取血管内腔的血流速度。

[0107] 另外,由于多普勒测量用超声波波束与血管交叉的角度、血管内腔的粗度等,产生不能仅通过副波束法来求取血流速度的不完全区域。在该情况下,存在通过组合壁面法,能够求取不完全区域中的血流速度的情况。

[0108] 图10中表示了将副波束法与壁面法组合来求取血管内腔的血流速度的例子。表示积分开始位置波束42S的直线之中,在作为血管内腔的部分的线段GH,设定副波束法中的多个积分开始位置。从各积分开始位置起,在 β 轴正向执行正向积分运算,在 β 轴负向执行负向积分运算。由此,从点G起向 β 轴负向延伸的假想直线70与从点H起向 β 轴正向延伸的假想直线72之间夹着的区域中的 β 轴方向分量被求取。

[0109] 表示左端的积分开始位置波束42SL的直线之中,在作为血管内腔的部分的线段MN,设定副波束法中的多个积分开始位置。从各积分开始位置起,在 β 轴负向执行负向积分运算。由此,由从点M起向 β 轴负向延伸的假想直线74、线段MN以及后壁面包围的区域中的 β 轴方向分量被求取。

[0110] 表示右端的积分开始位置波束42SR的直线之中,在作为血管内腔的部分的线段RU,设定副波束法中的多个积分开始位置。从各积分开始位置起,在 β 轴正向执行正向积分运算。由此,由从点U起向 β 轴正向延伸的假想直线76、线段RU以及前壁面包围的区域中的 β 轴方向分量被求取。

[0111] 针对被假想直线72以及假想直线74夹着的区域,在后壁面设定壁面法中的多个积分开始位置。从各积分开始位置起,在 β 轴正向执行正向积分运算。由此,被假想直线72以及假想直线74夹着的区域中的 β 轴方向分量被求取。

[0112] 针对被假想直线70以及假想直线76夹着的区域,在前壁面设定壁面法中的多个积分开始位置。从各积分开始位置起,在 β 轴负向执行负向积分运算。由此,被假想直线70以及假想直线76夹着的区域中的 β 轴方向分量被求取。

[0113] 将这样求出的血管内腔中的 β 轴方向分量与通过多普勒测量用超声波波束42来求出的多普勒测量分量合并,求取血管内腔中的血流速度。

[0114] 在图11所示的例子中,在各区域中求出2个 β 轴方向分量,基于(式2)或者(式4)来对2个 β 轴方向分量进行加权相加,求取 β 轴方向分量。

[0115] 在由从点M起向 β 轴负向延伸到后壁面的假想直线Mj、线段MN以及后壁面包围的区域,基于分别针对线段MN上的多个积分开始位置的负向积分运算和分别针对后壁面上的多个积分开始位置的正向积分运算,求取2个 β 轴方向分量。线段MN上的各积分开始位置是基于副波束法的积分开始位置,后壁面上的各积分开始位置是基于壁面法的积分开始位置。

[0116] 此外,在由从点U起向 β 轴正向延伸到前壁面的假想直线Ui、线段RU以及前壁面包

围的区域,基于分别针对线段RU上的多个积分开始位置的正向积分运算和分别针对前壁面上的多个积分开始位置的负向积分运算,求取2个 β 轴方向分量。线段RU上的各积分开始位置是基于副波束法的积分开始位置,前壁面上的各积分开始位置是基于壁面法的积分开始位置。

[0117] 进一步地,在由假想直线Mj以及假想直线Ui夹着的区域,基于分别针对前壁面上的多个积分开始位置的负向积分运算和分别针对后壁面上的多个积分开始位置的正向积分运算,求取2个 β 轴方向分量。各积分开始位置是基于壁面法的积分开始位置。

[0118] 将这样求出的血管内腔的 β 轴方向分量与通过多普勒测量用超声波波束42来求出的多普勒测量分量合并,求取血管内腔中的血流速度。

[0119] 在图12所示的例子中,也在各区域求取2个 β 轴方向分量,基于(式2)或者(式4)来对2个 β 轴方向分量进行加权相加,求取 β 轴方向分量。

[0120] 在由从点M起向 β 轴负向延伸到线段RU的假想直线Mh、线段Rh以及前壁面包围的区域,基于分别针对线段Rh上的多个积分开始位置的正向积分运算和分别针对前壁面上的多个积分开始位置的负向积分运算,求取2个 β 轴方向分量。线段Rh上的各积分开始位置是基于副波束法的积分开始位置,前壁面上的各积分开始位置是基于壁面法的积分开始位置。

[0121] 此外,在由从点U起向 β 轴正向延伸到线段MN的假想直线Ug、线段gN以及后壁面包围的区域,基于分别针对线段gN上的多个积分开始位置的负向积分运算和分别针对后壁面上的多个积分开始位置的正向积分运算,求取2个 β 轴方向分量。线段gN上的多个积分开始位置是基于副波束法的积分开始位置,后壁面上的多个积分开始位置是基于壁面法的积分开始位置。

[0122] 进一步地,在由假想直线Mh以及假想直线Ug夹着的区域,基于分别针对线段Mg上的多个积分开始位置的负向积分运算和分别针对线段hU上的多个积分开始位置的正向积分运算,求取2个 β 轴方向分量。各积分开始位置是基于副波束法的积分开始位置。

[0123] 将这样求出的血管内腔的 β 轴方向分量与通过多普勒测量用超声波波束42来求出的多普勒测量分量合并,求取血管内腔中的血流速度。

[0124] 上述中,说明了针对一个积分开始位置波束与一个副波束的交点设定一个积分开始位置的实施方式。除了这样设定积分开始位置,也可以使用在被设为积分开始位置的点相交叉的2个以上的副波束。该2个以上的副波束的各方向与多普勒测量用超声波波束(主波束)的方向以及与血管的长边方向垂直的方向的任意方向不同。例如,在使用2个副波束的情况下,对第1副波束与积分开始位置波束的交点设定积分开始位置。并且,基于该积分开始位置处的多普勒测量分量和朝向第1副波束的方向的血流速度分量,求取基于质量守恒定律的积分的第1临时初始值。进一步地,基于该积分开始位置处的多普勒测量分量和朝向追加的第2副波束的方向的血流速度分量,求取基于质量守恒定律的积分的第2临时初始值。基于质量守恒定律的积分的初始值可以通过第1临时初始值以及第2临时初始值的平均值、或者考虑了各临时初始值的重要度的加权平均值等来求取。

[0125] 由于副波束、积分开始位置波束以及积分路径的角度关系,有时积分开始位置处的初始值的误差可能变大。通过使用在被设为积分开始位置的点相交叉的2个以上的副波束,能够减少这样的误差。

[0126] 接下来,说明对超声波波束进行扇区扫描的实施方式。扇区扫描是使超声波波束

摆动,来使超声波波束方向变化的扫描方式。图13中示意性地表示基于扇区扫描的断层图像78以及多普勒测量用超声波波束80。该断层图像78表示心脏的左心房84以及左心室82。左心室82的壁面之中由虚线表示的部分是由于测定条件不好而不能得到像的部分。在图13中,多普勒测量用超声波波束80的方向被设为r轴方向,与多普勒测量用超声波波束80正交的方向被设为 θ 轴方向。

[0127] B模式测量用超声波波束(未图示)通过扇区扫描来以收发点O为中心进行摆动。而且,基于从B模式测量用超声波波束的各方向接收的超声波来生成断层图像数据。多普勒测量用超声波波束80也通过扇区扫描来以收发点O为中心进行摆动,基于从多普勒测量用超声波波束80的各方向接收的超声波,求取多普勒测量用超声波波束80上的各位置处的多普勒测量分量 V_r (r轴方向分量)。超声波波束80上的各位置处的 θ 轴方向分量 V_θ 通过基于沿着 θ 轴方向的质量守恒定律的积分来求取。该积分的积分开始位置被设定在心脏壁面上的多个位置。图13的点P表示多个积分开始位置之中的一个。此外,积分的初始值能够通过基于随着时间经过依次得到的断层图像数据,求取各积分开始位置的运动速度来得到。将这样求出的多普勒测量分量 V_r 与 θ 轴方向分量 V_θ 合并而成的分量设为血流速度。

[0128] 另外,针对左心室82的壁面之中被由于测定条件不好而不能得到像的部分夹着的不完全区域86,基于使用了从收发点O'起延伸的多个副波束88的副波束法,求取血流速度。

[0129] 对超声波诊断装置通过超声波波束的扇区扫描来求取血流速度的处理进行说明。图1所示的控制部14控制收发电路12,在探测器10时分地形成B模式测量用超声波波束以及多普勒测量用超声波波束,针对被检体,对各超声波波束进行扇区扫描。

[0130] 断层图像数据生成部16基于根据B模式测量用超声波波束的扇区扫描而从收发电路12输出的接收信号,生成断层图像数据,并输出到信号处理部20。多普勒测量部18基于根据多普勒测量用超声波波束的扇区扫描而从收发电路12输出的接收信号,求取各多普勒测量用超声波波束上的各位置处的多普勒测量分量,并输出到信号处理部20。

[0131] 多普勒测量用超声波波束上的各位置处的 θ 轴方向分量 V_θ 是通过基于质量守恒定律的积分来求取的。运动检测部22执行针对追溯到过去的多个图像的多个断层图像数据的图案识别处理,提取各断层图像上的心脏壁面的图案,在心脏壁面的图案上设定多个积分开始位置。运动检测部22基于对各断层图像设定的积分开始位置,将积分开始位置的运动速度的 θ 轴方向分量作为积分的初始值进行求取。

[0132] 如图13所示,速度运算部24针对积分开始位置,在 θ 轴方向进行基于质量守恒定律的积分,求取积分路径90上的点Q处的 θ 轴方向分量 $V_\theta(Q)$ 。具体而言,点Q处的 θ 轴方向分量 $V_\theta(Q)$ 通过以下(式5)来表示。

[0133] [式5]

$$[0134] \quad V_\theta(Q) = - \int_P^Q \frac{\partial(rV_r)}{\partial r} d\theta + V_\theta(P) = - \int_P^Q \left(V_r + r \frac{\partial V_r}{\partial r} \right) d\theta + V_\theta(P)$$

[0135] (式5)是将由正交坐标系表示的(式1)以极坐标系进行表示的情况。该基于质量守恒定律的积分的初始值 $V_\theta(P)$ 是积分开始位置P的运动速度的 θ 轴方向分量,如上所述,通过运动检测部22来求取。虽然(式5)的中央式以及右边被表示为偏微分以及积分,但实际的运算通过对积分路径90上的各位置处的 $(r \cdot V_r)$ 的差分进行加法合计来进行。

[0136] 虽然在不完全区域86中,多普勒测量用超声波波束80通过,但由于基于质量守恒定律的积分的路径不通过,因此不能求取 θ 轴方向分量。因此,如以下所说明那样,超声波诊断装置执行基于副波束法的处理。

[0137] 图1所示的控制部14控制收发电路12,形成基于从探测器10发送的超声波的多个副波束。收发电路12根据基于控制部14的控制来生成针对各副波束方向的接收信号,并输出到多普勒测量部18。

[0138] 多普勒测量部18解析针对各副波束方向得到的接收信号的多普勒偏移频率,求取不完全区域内的各副波束上的规定位置处的副波束方向分量。多普勒测量部18将各位置处的副波束方向分量输出到信号处理部20。

[0139] 图13所示的各副波束88具有与多普勒测量用超声波波束80的方向不同的方向,从与收发点0不同的收发点0'点起延伸并通过不完全区域86。各副波束80从同一收发点0'起延伸,因此也可以通过以收发点0'为中心的扇区扫描来形成各副波束。在副波束法运算部中,执行如下说明的基于副波束法的处理。

[0140] 图14中表示了不完全区域86附近的放大图。在副波束法中,在多个副波束88与多个多普勒测量用超声波波束80之中的一个即积分开始位置波束80S的各交点没定积分开始位置PF。并且,针对各积分开始位置PF,基于多普勒测量分量以及副波束方向分量,求取血流速度的 θ 轴方向分量来作为初始值。进一步地,针对各积分开始位置PF,执行沿着 θ 轴正向的正向积分运算以及沿着 θ 轴负向的负向积分运算,针对不完全区域86内的各点,求取血流速度的 θ 轴方向分量。将针对不完全区域86内的各点求出的多普勒测量分量与 θ 轴方向分量合并而成的结果作为各点处的血流速度。

[0141] 通过这样的处理,对左心房以及左心室的各位置求取血流速度。图1的显示图像形成部28生成通过箭头等图形来显示左心房以及左心室的各位置处的血流速度的血流速度数据,将在断层图像上层叠了表示血流速度的图形的图像显示于显示部30。

[0142] 上述中,针对正交坐标系以及极坐标系,对(式1)进行坐标变换,从而在适合于循环器官的形状的任意的坐标系能够进行基于质量守恒定律的积分。在该情况下,使用积分开始位置处的多普勒测量分量以及副波束方向分量,求取该任意的坐标系中的积分的初始条件。由此,能够根据具有与循环器官的形状相适合的形状的积分路径,进行基于质量守恒定律的积分。

[0143] -符号说明-

[0144] 10探测器,12收发电路,14控制部,16断层图像数据生成部,18多普勒测量部,20信号处理部,22运动检测部,24速度运算部,26副波束法运算部,28显示图像形成部,30显示部,32、78断层图像,34前壁,36后壁,38血管内腔,40多普勒测量分量,42,80多普勒测量用超声波波束,42S、42SR、42SL、64R、64L积分开始位置波束,46、48、54、56、90、A+、A-、B+、C-、D+、D-积分路径,53、86不完全区域,58、88副波束,60第1副波束,62第2副波束,66、68、70、72、76假想直线,82左心室,84左心房,PA、PB、PC、PD、PF积分开始位置。

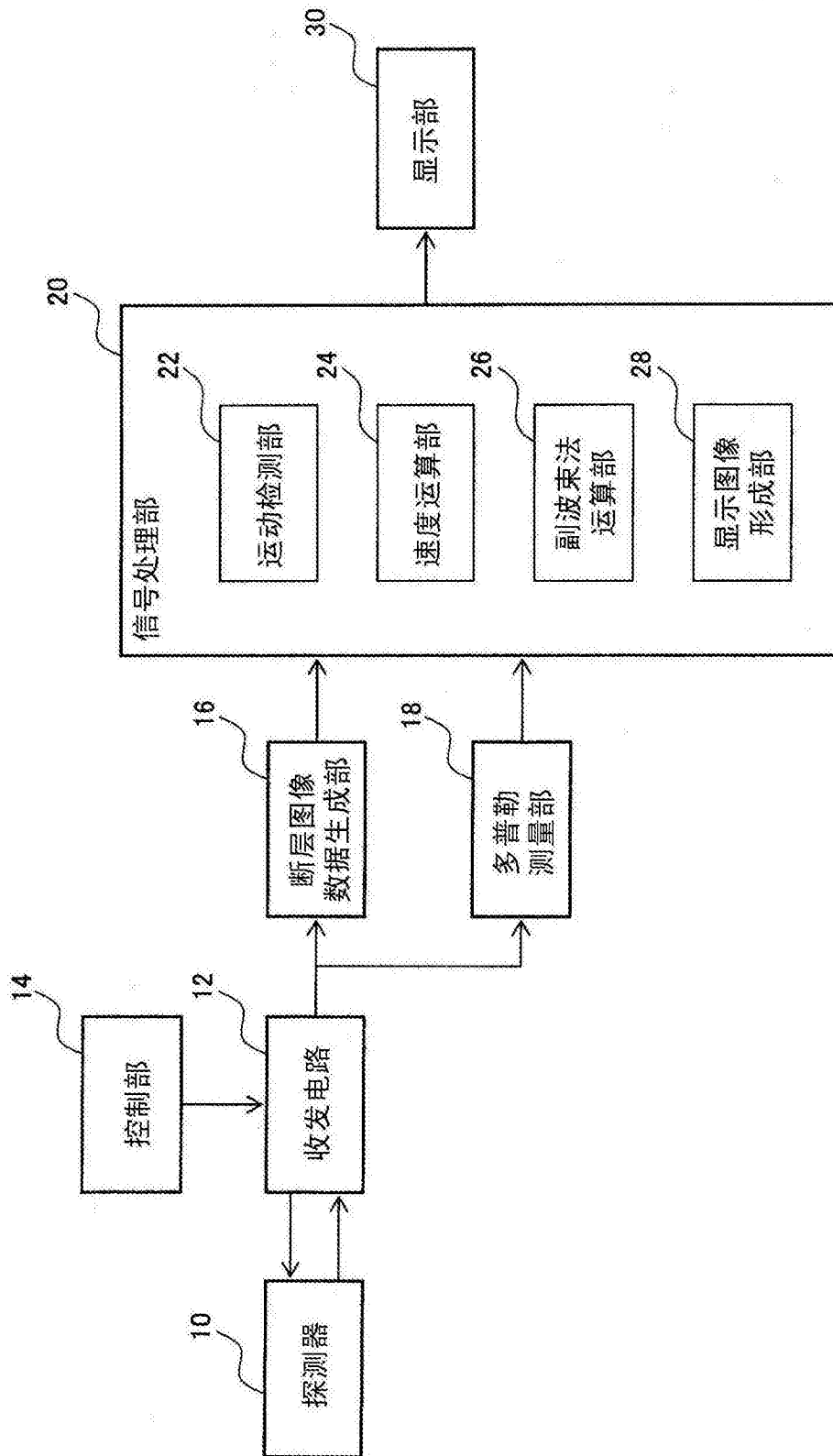


图1

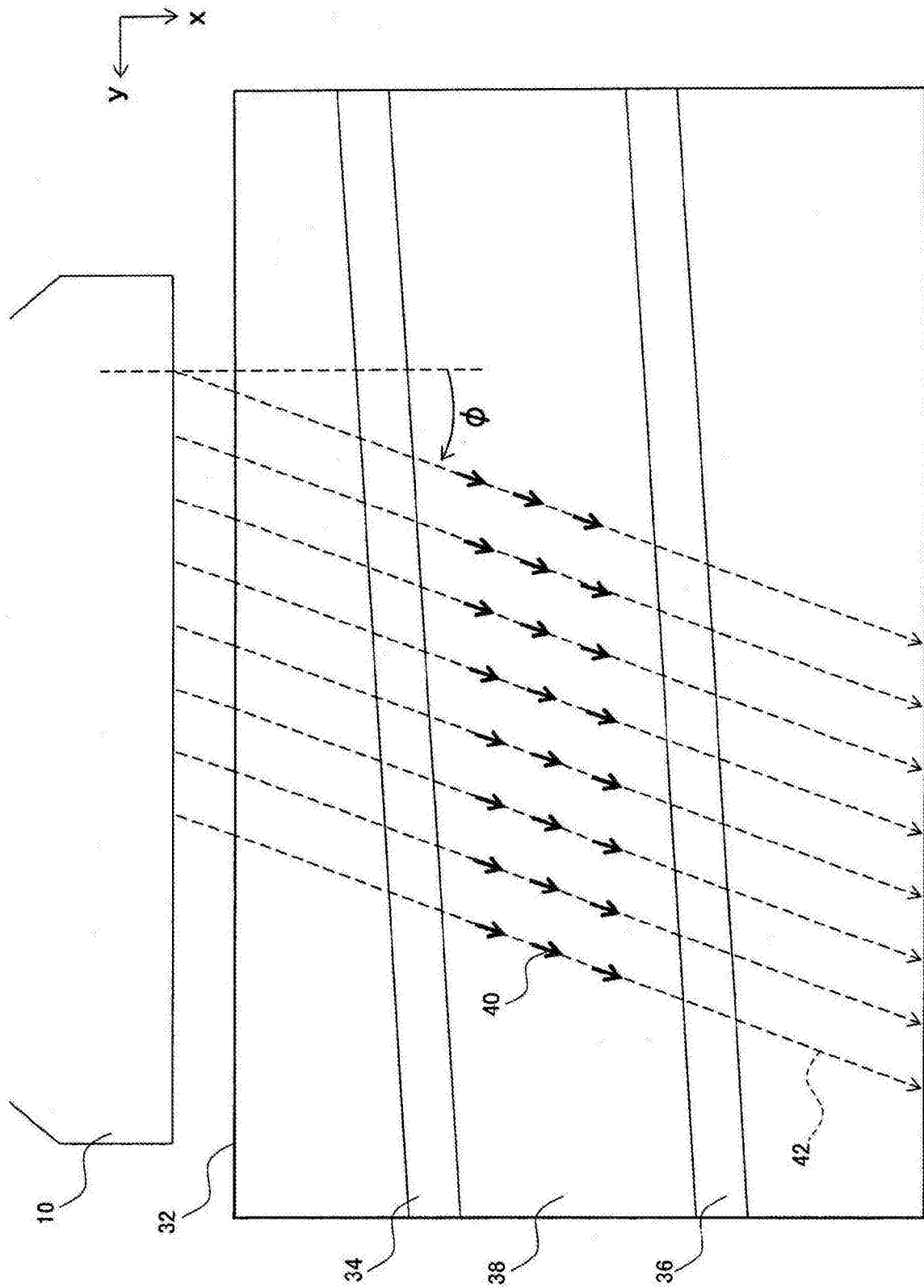


图2

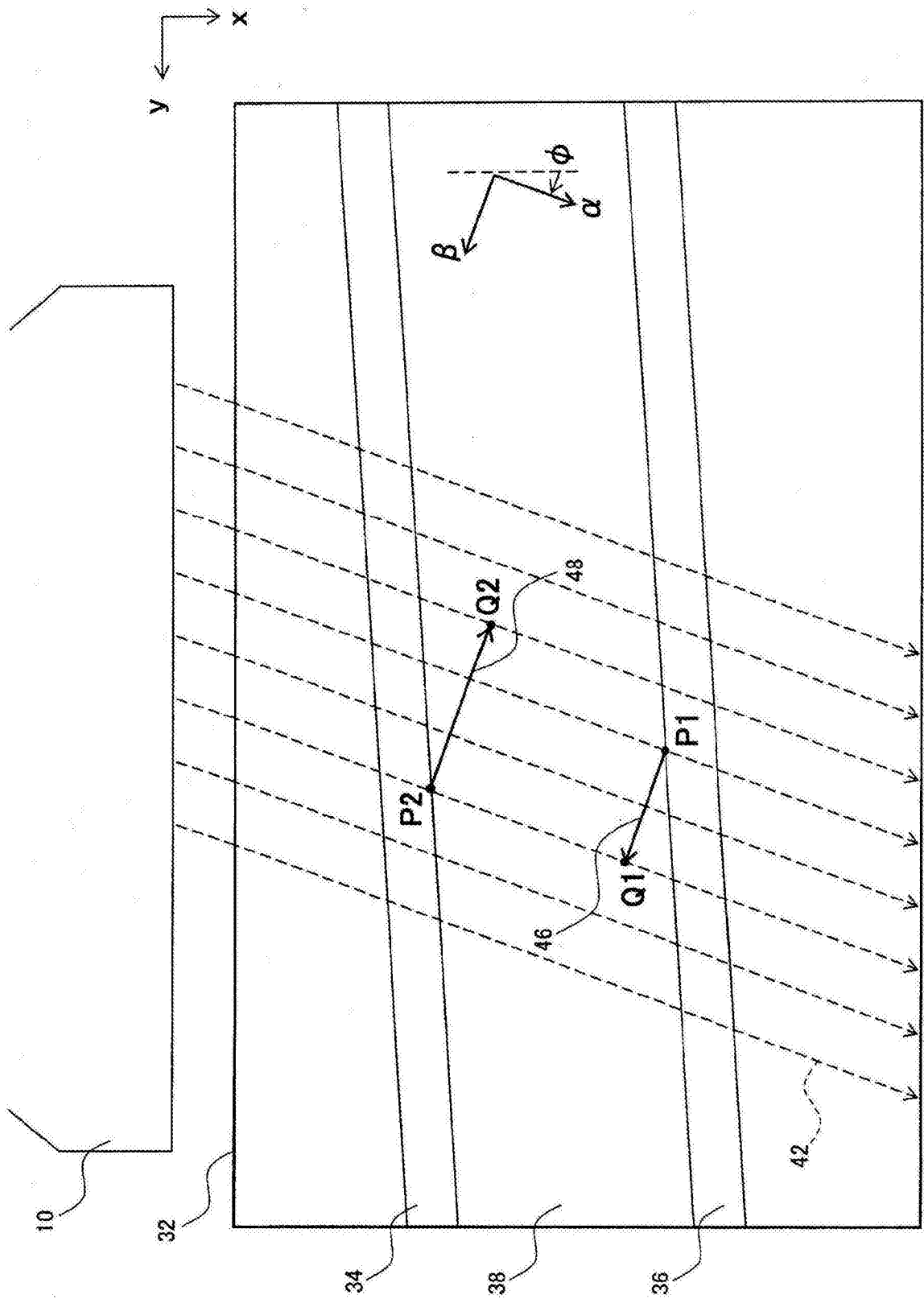


图3

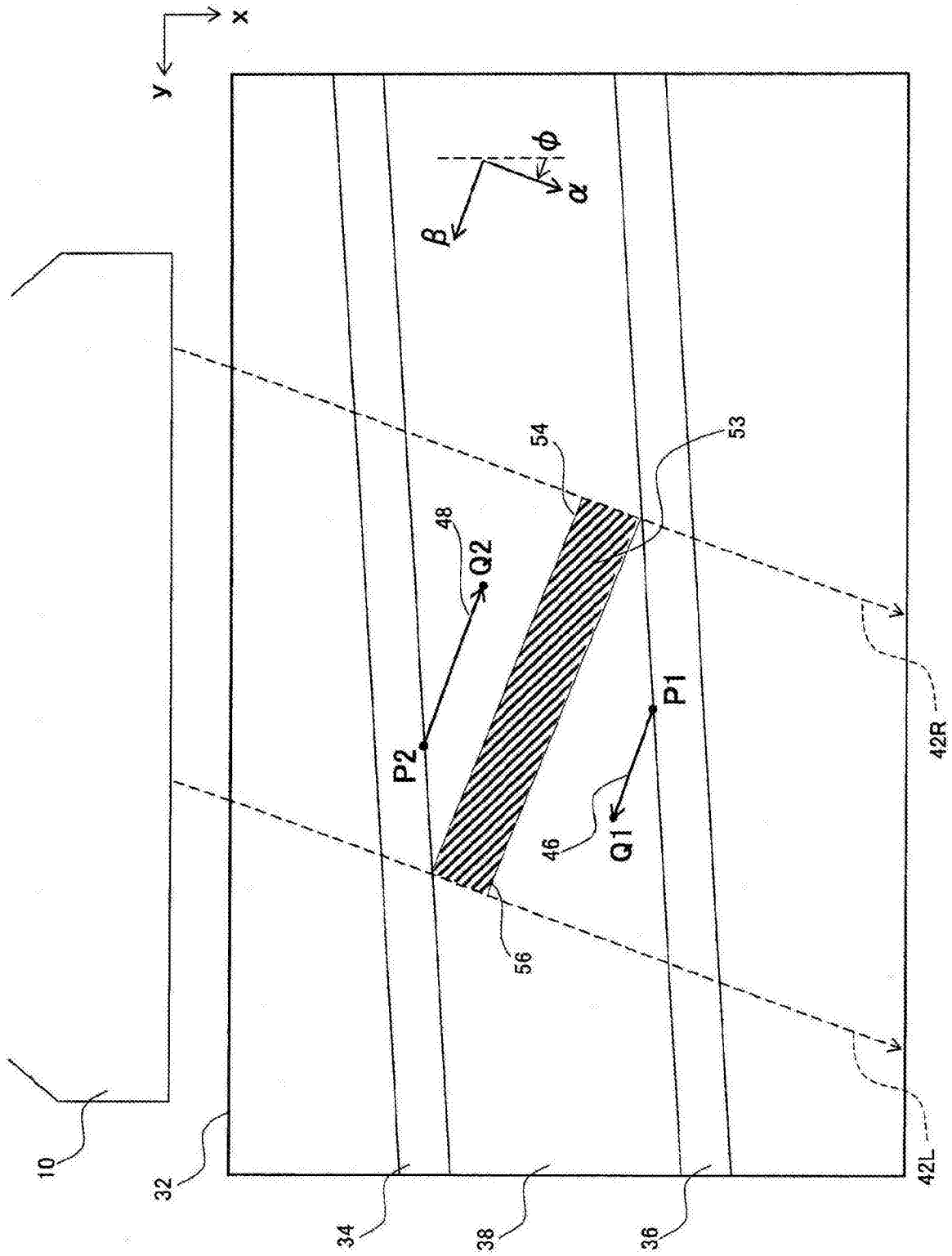


图4

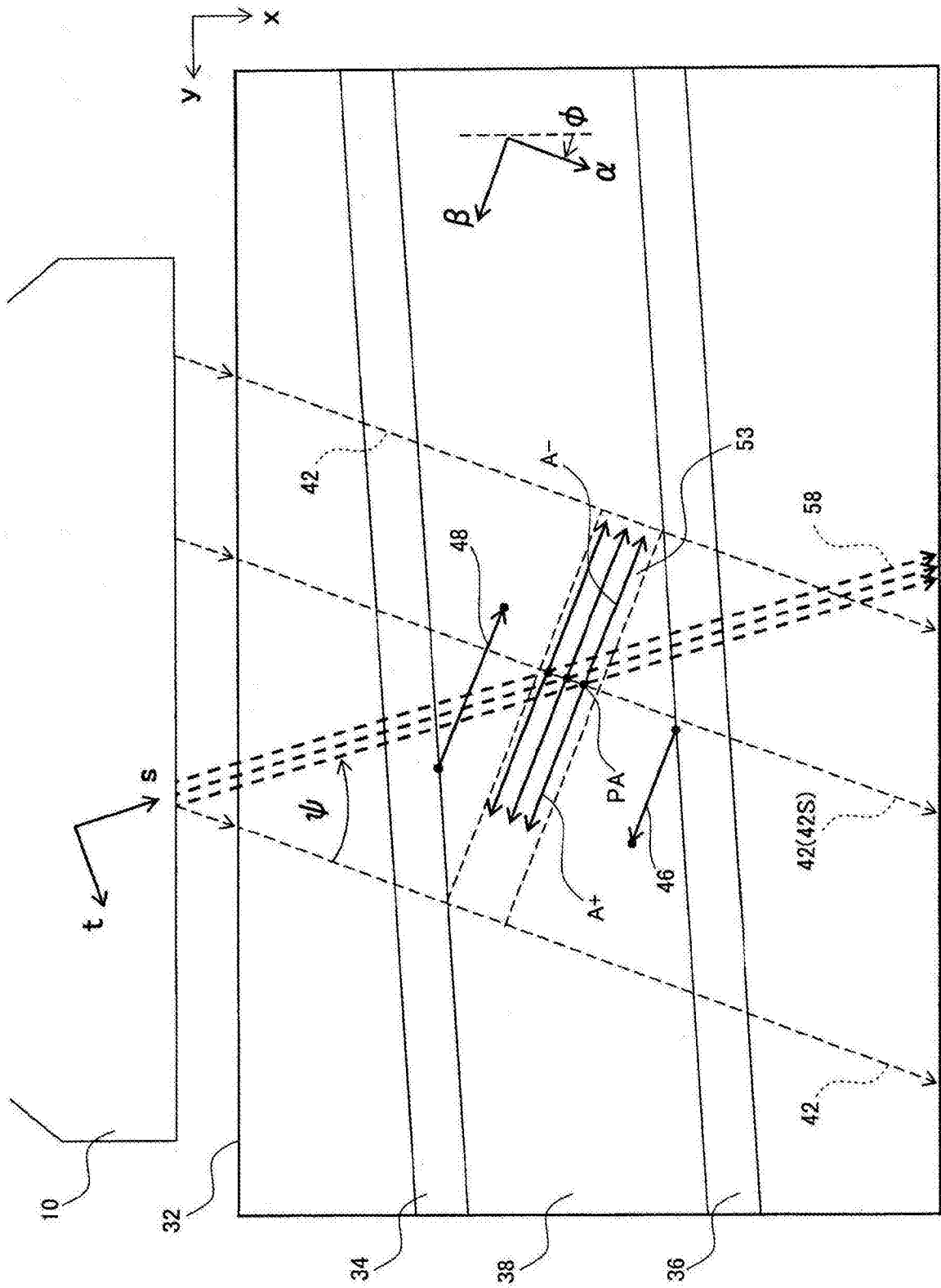


图5

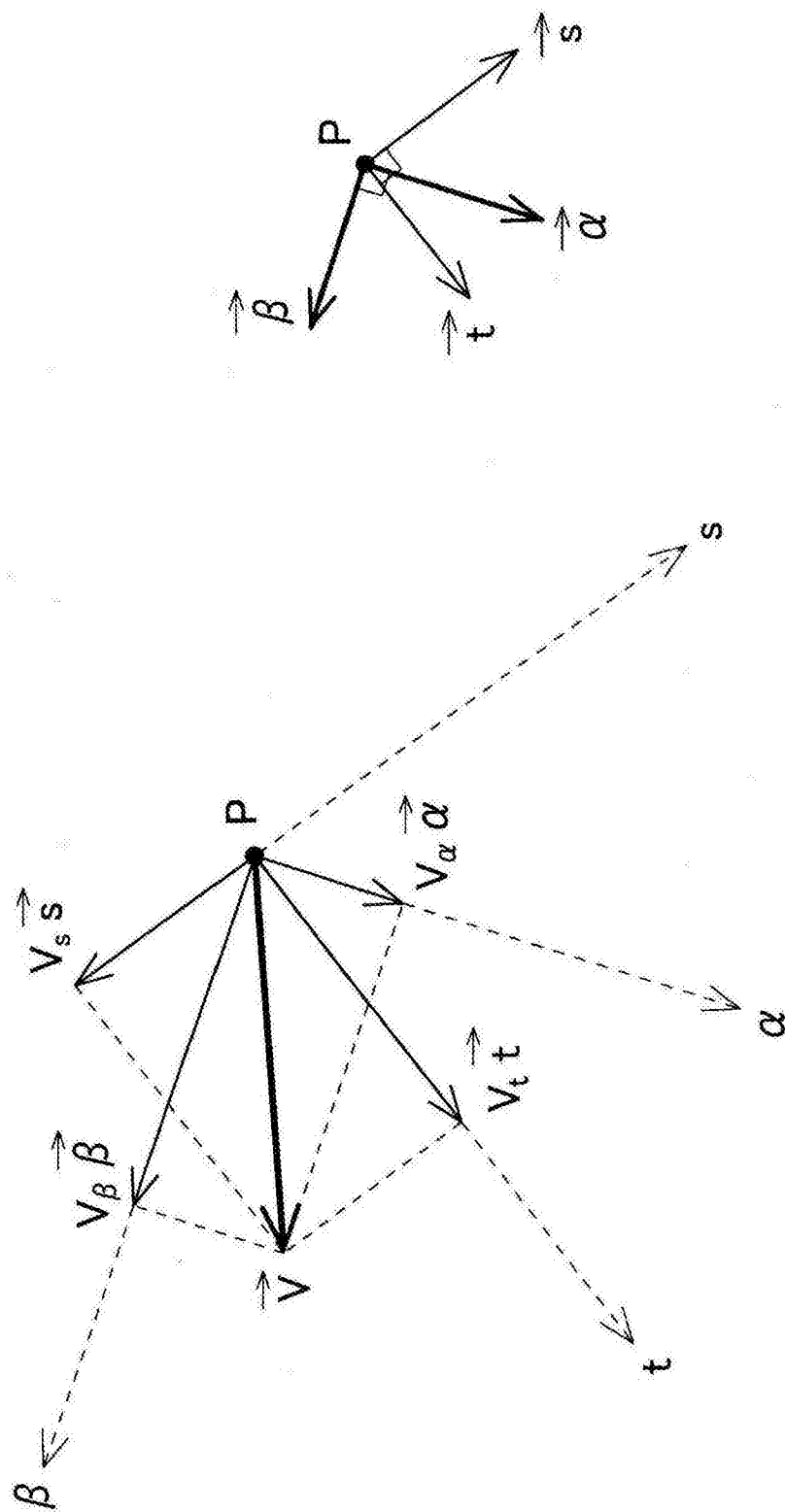


图6

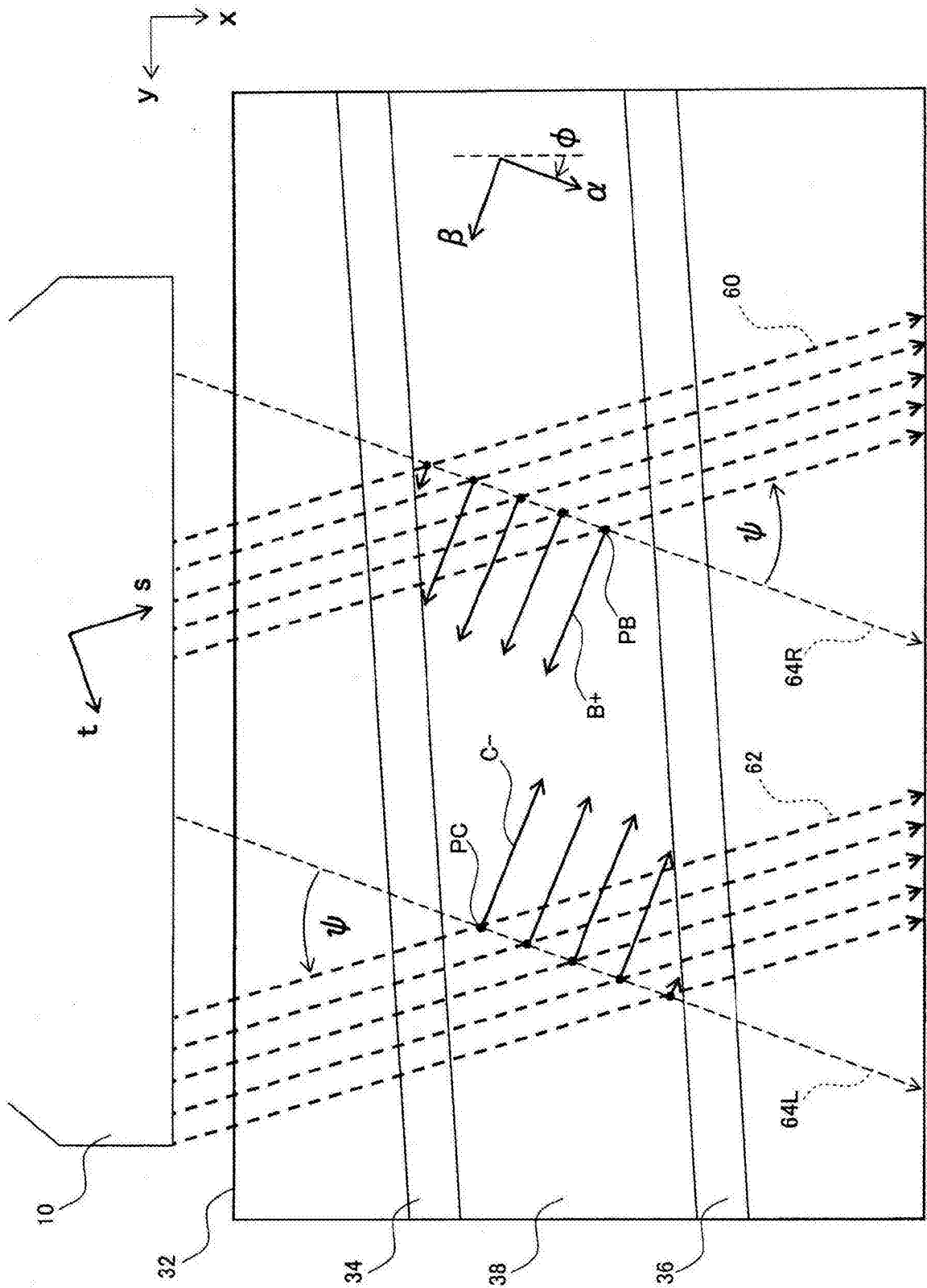


图7

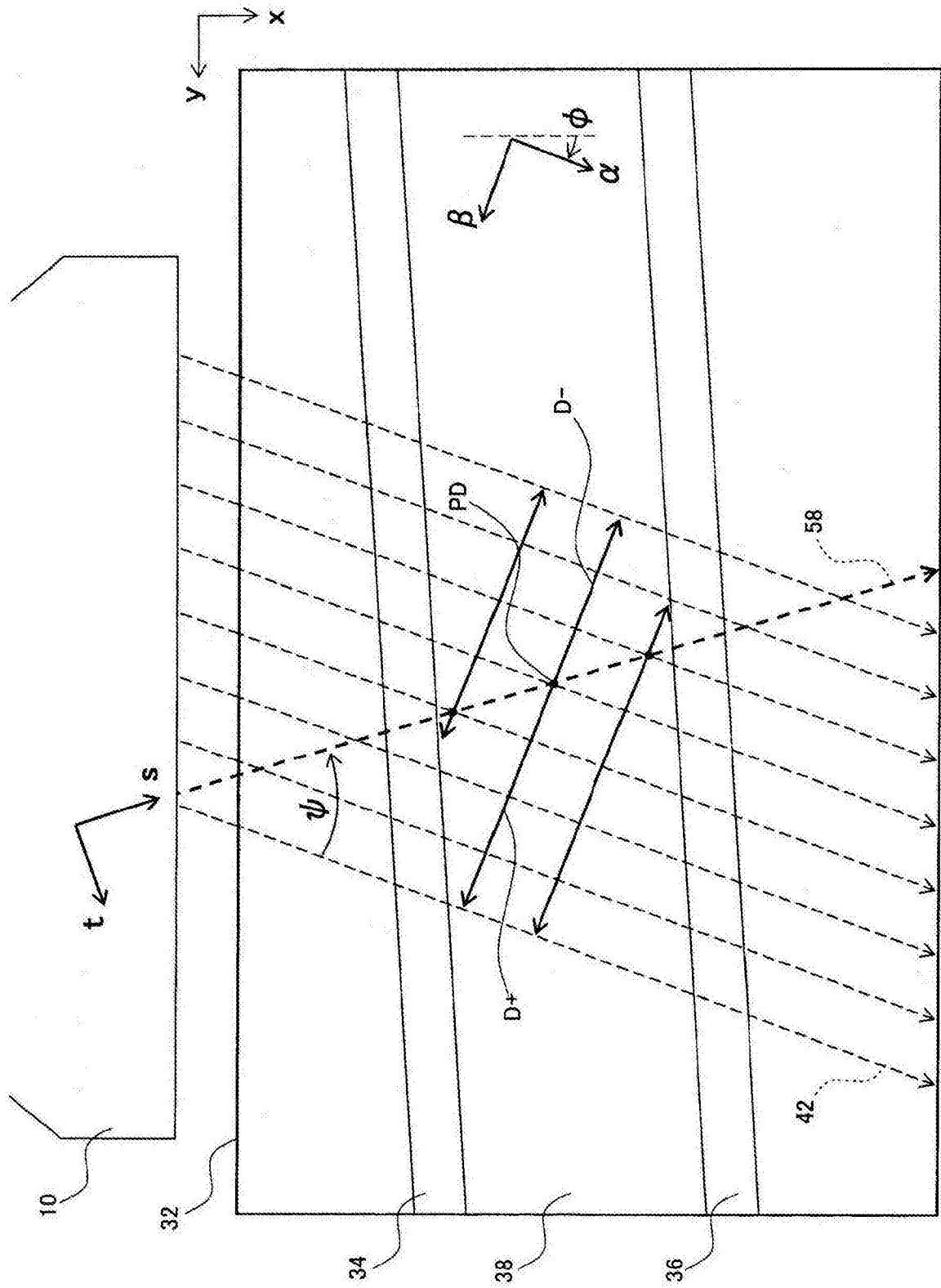


图8

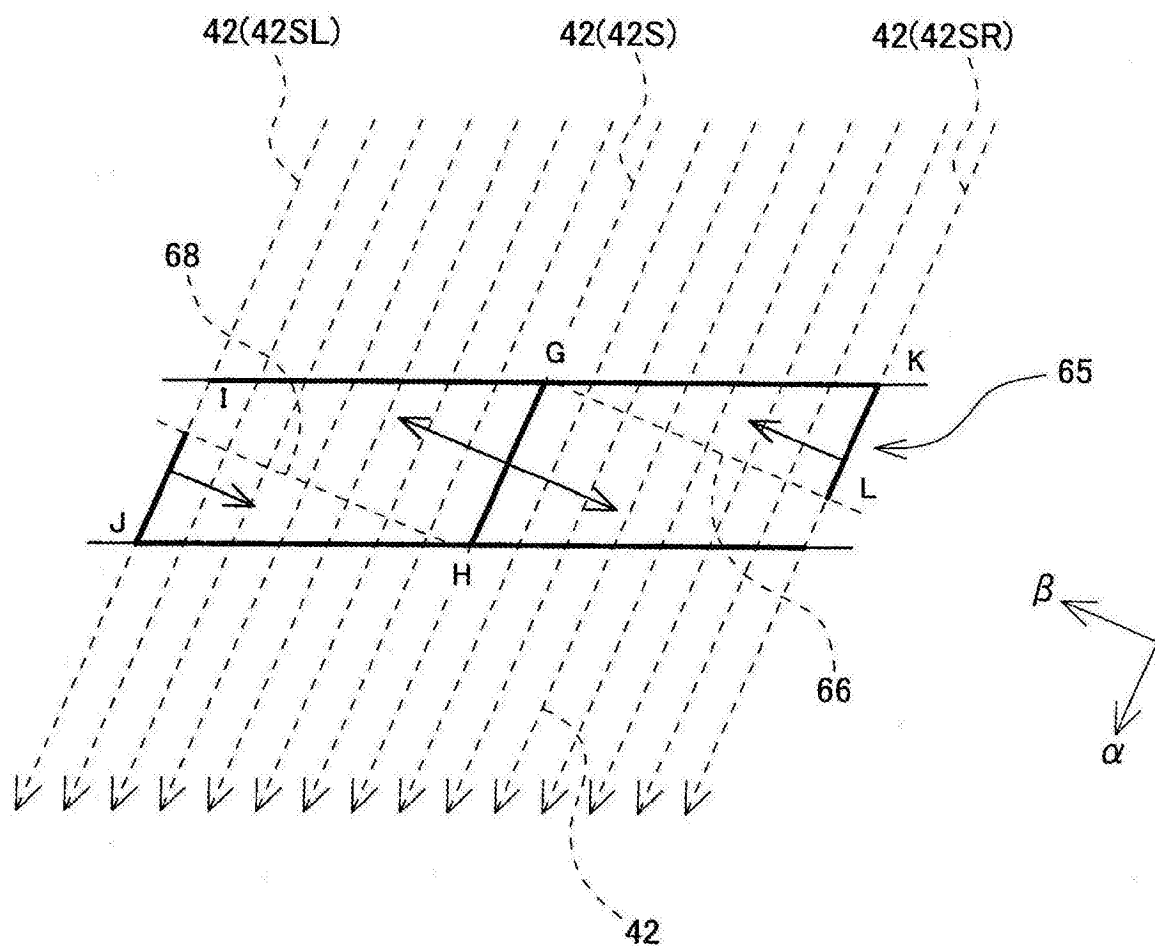


图9

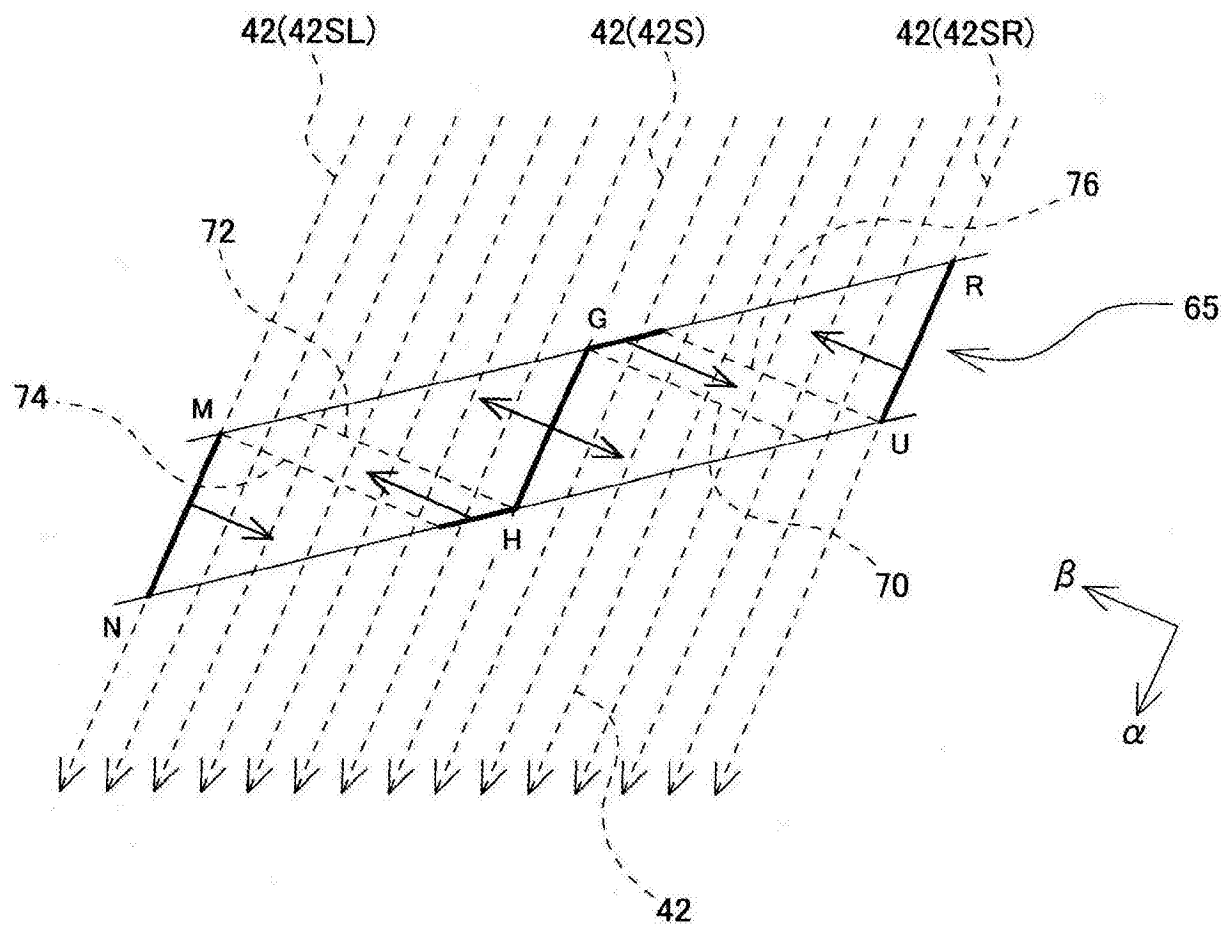


图10

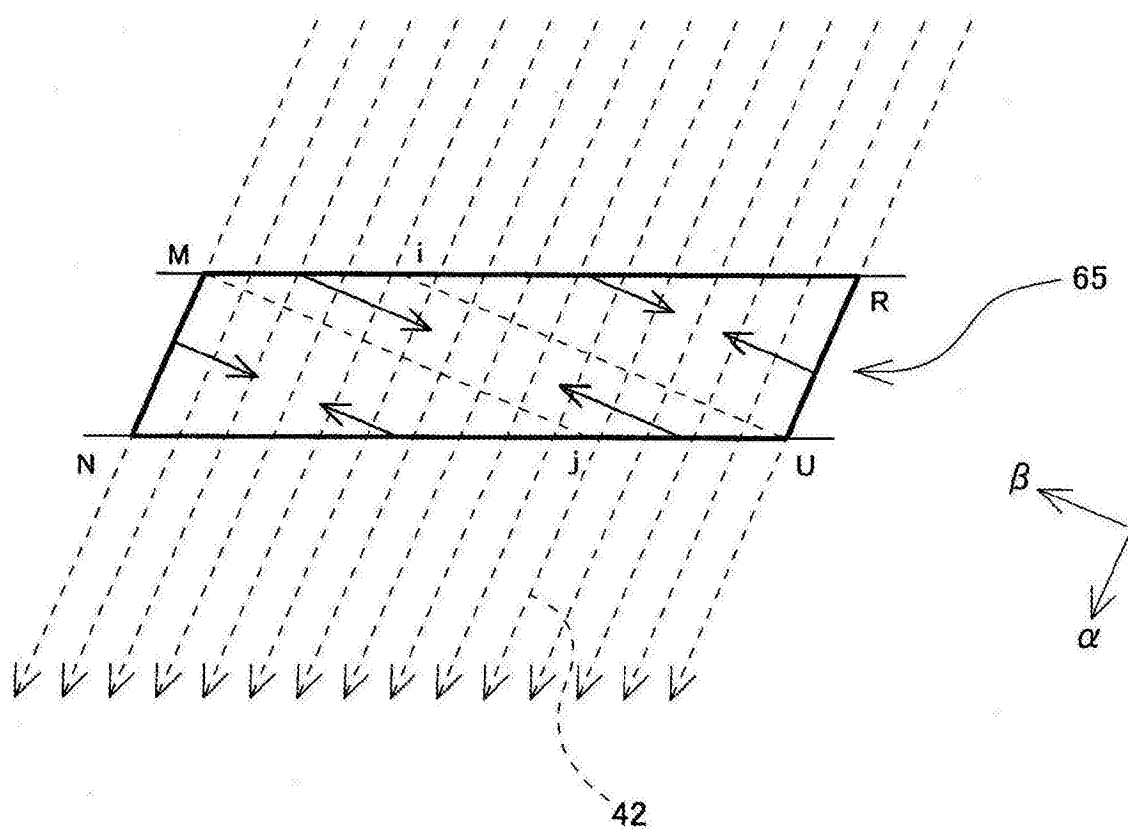


图11

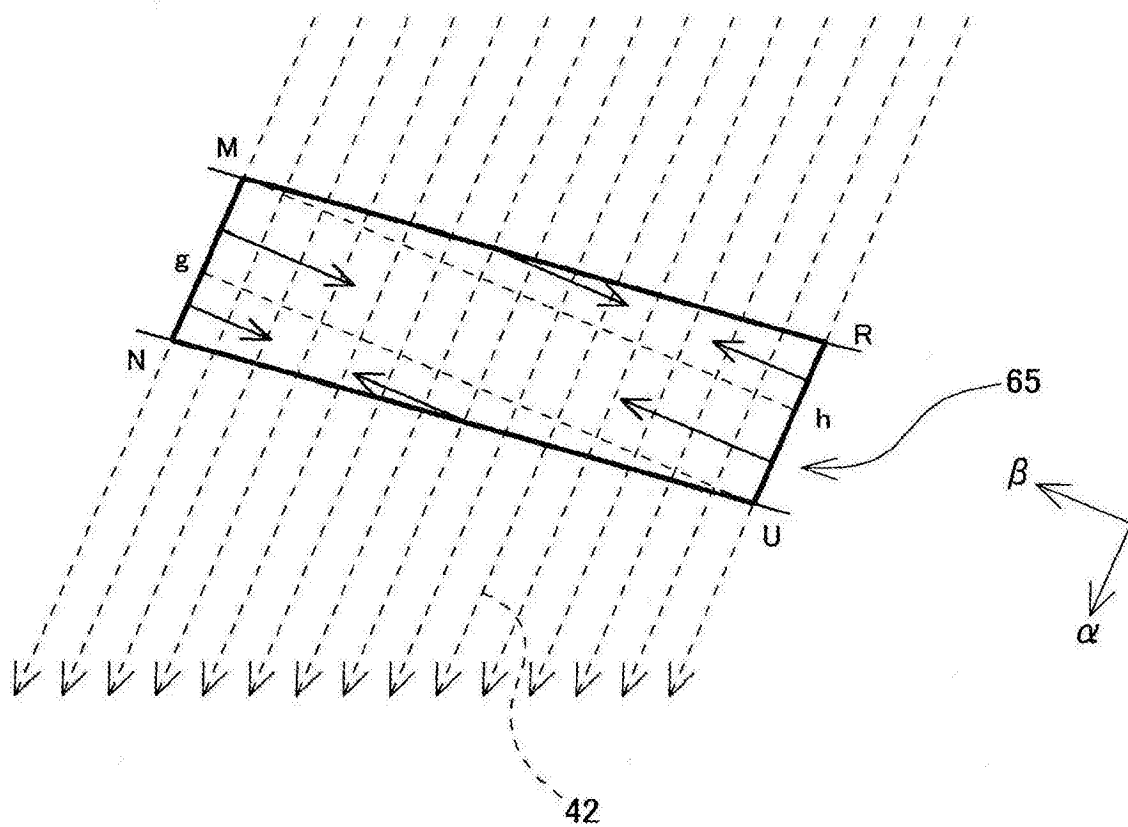


图12

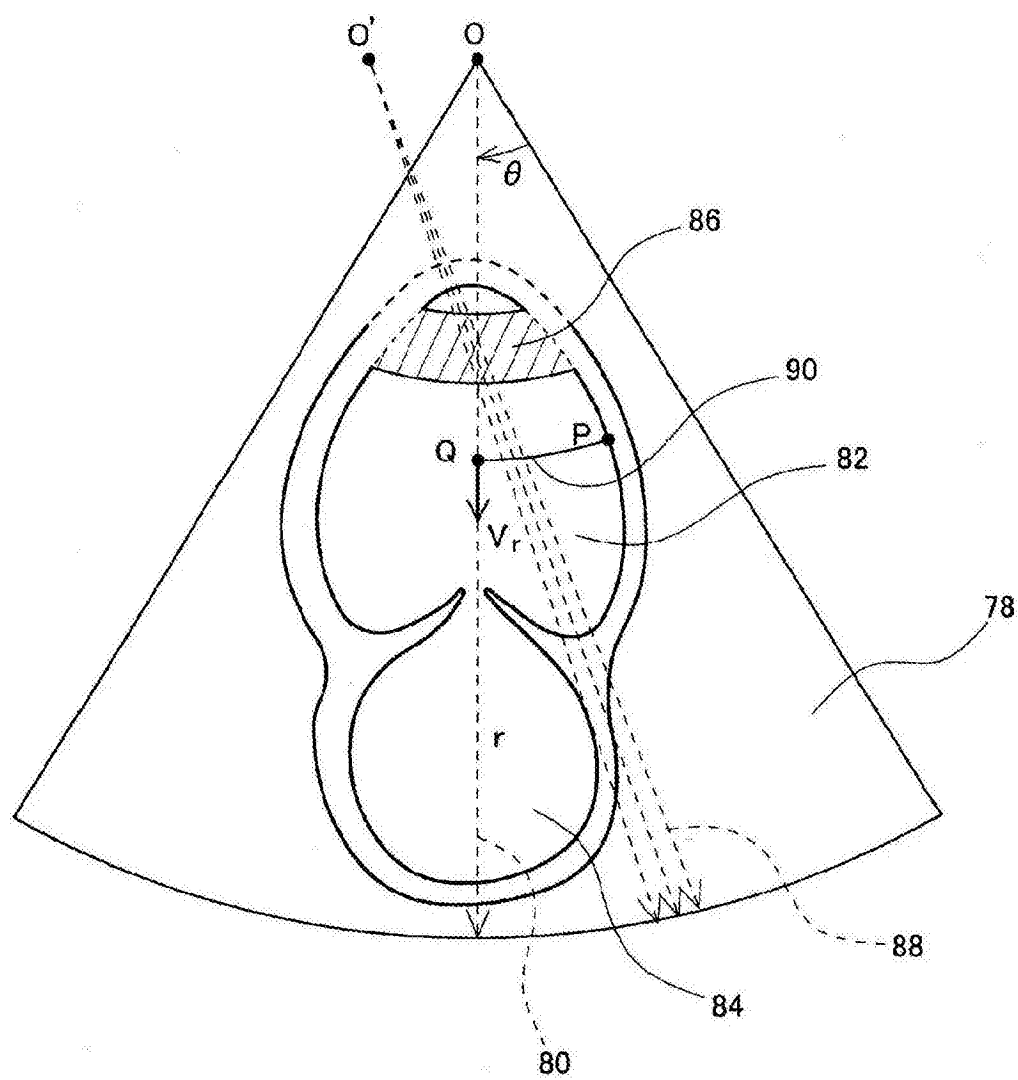


图13

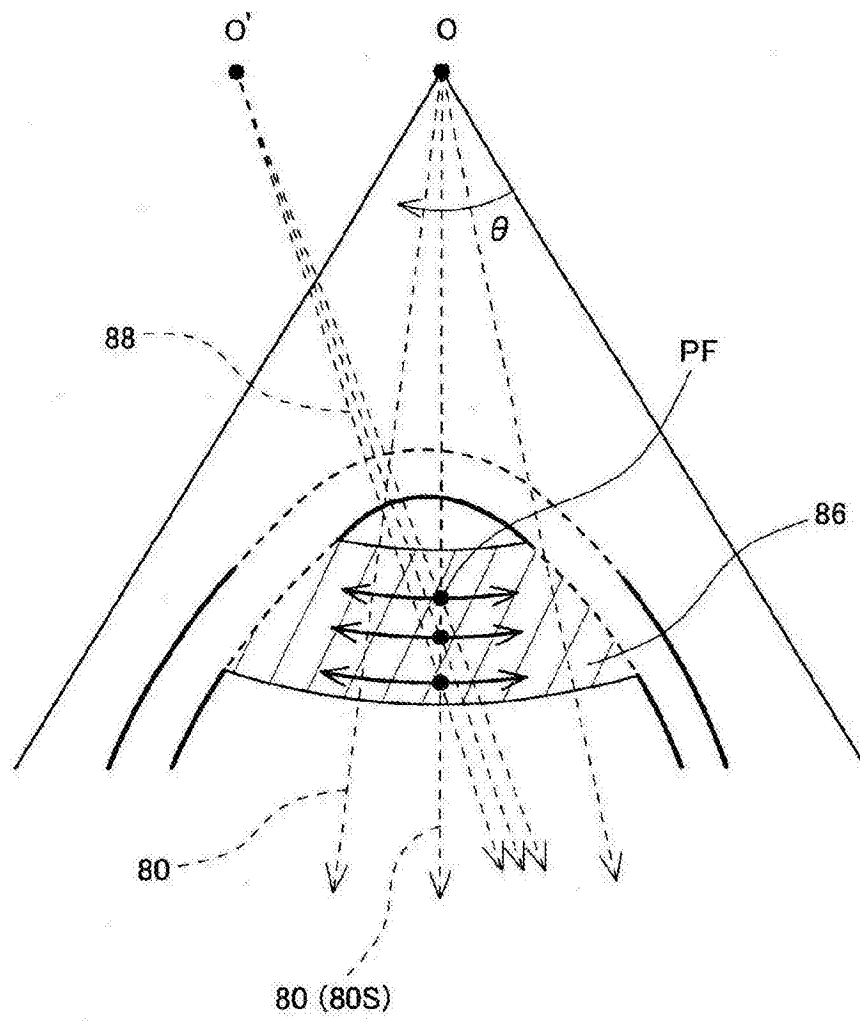


图14

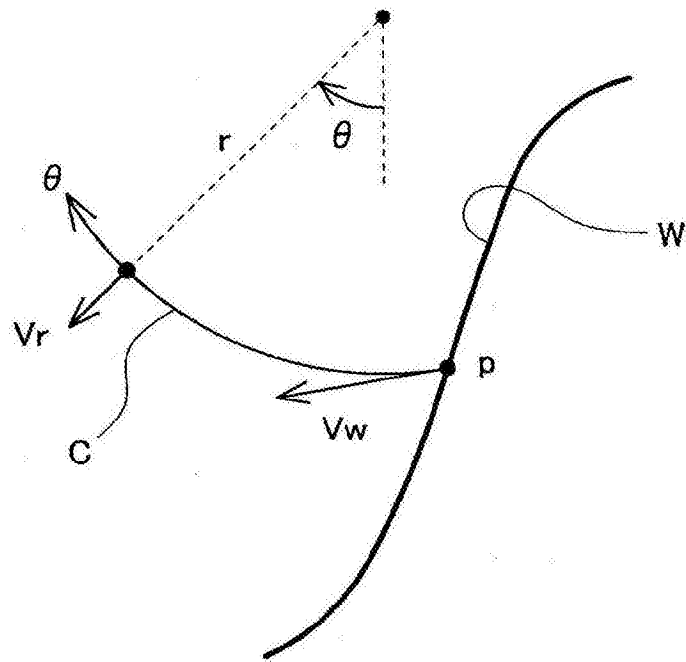


图15

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN106132311A	公开(公告)日	2016-11-16
申请号	CN201580017722.0	申请日	2015-03-12
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	关佳德		
发明人	关佳德		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/14 A61B8/4444 A61B8/461 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/54		
代理人(译)	韩丁		
优先权	2014079533 2014-04-08 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的目的在于通过简单的处理来求取血流速度的各分量。在副波束法中，作为主波束的多普勒测量用超声波波束(42)被扫描，基于从各多普勒测量用超声波波束方向接收的超声波，测量各多普勒测量分量。并且，对形成具有与多普勒测量用超声波波束方向交叉的方向的副波束(58)的超声波进行收发，对多普勒测量用超声波波束(42)与副波束(58)的交点处的副波束方向分量进行多普勒测量。进一步地，将该交点设为积分开始位置，沿着与各多普勒测量用超声波波束(42)交叉的路径执行基于质量守恒定律的积分运算，求取交叉路径方向分量。积分的初始值是朝向积分开始位置PA处的交叉路径方向的分量，是基于积分开始位置处的多普勒测量分量以及副波束方向分量而求取的。

