



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106456119 A

(43)申请公布日 2017. 02. 22

(21)申请号 201580033786.X

(74)专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司 11021

(22)申请日 2015.05.29

代理人 刘慧群

(30)优先权数据

2014-131999 2014.06.27 JP

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.12.22

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2015/065613 2015.05.29

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/198794 JA 2015.12.30

(71)申请人 株式会社日立制作所

地址 日本东京都

(72)发明人 宫地鉴 板谷庆一 西山知秀

坂下肇 关佳德

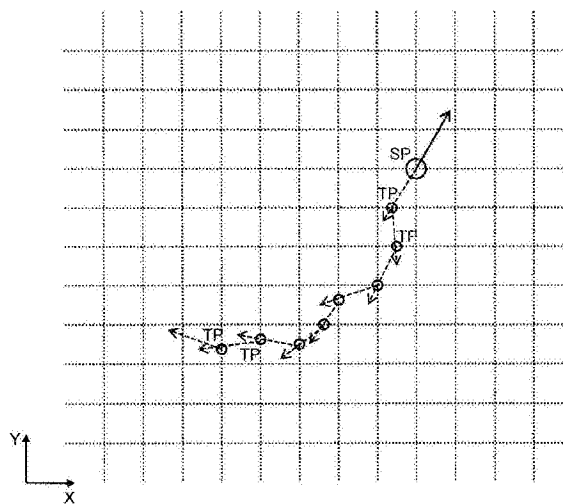
权利要求书2页 说明书7页 附图6页

(54)发明名称

超声波诊断装置

(57)摘要

多普勒处理部(30)基于超声波的接收信号获得生物体内的多普勒信息。速度矢量运算部(40)基于生物体内的多普勒信息获得生物体内的血流的速度矢量的分布。流线形成部(50)在基于速度矢量的分布来形成表示血流的流动的流线时,从初始开始点向速度矢量的反方向对血流的流动进行反向追踪来搜索适当开始点,形成从适当开始点延伸的流线。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于具有:
探头,其收发超声波;
收发部,其控制探头而从生物体内得到超声波的接收信号;
多普勒处理部,其基于超声波的接收信号,得到生物体内的多普勒信息;
矢量运算部,其基于生物体内的多普勒信息,得到生物体内的流体的运动矢量的分布;
和
流线形成部,其在基于运动矢量的分布来形成表示流体的流动的流线时,从初始开始点向运动矢量的反方向对流体的流动进行反向追踪来搜索适当开始点,形成从适当开始点延伸的流线。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述流线形成部从初始开始点一个接一个地追溯位于运动矢量的反方向上的追踪点来对流体的流动进行反向追踪。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述流线形成部将满足了反向追踪的结束条件的追踪点设为适当开始点。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述流线形成部通过从适当开始点向运动矢量的方向追踪流体的流动,从而形成从适当开始点延伸的流线。

5. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述流线形成部通过从适当开始点向运动矢量的方向追踪流体的流动,从而形成从适当开始点延伸的流线。

6. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述流线形成部通过从适当开始点向运动矢量的方向追踪流体的流动,从而形成从适当开始点延伸的流线。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述流线形成部通过从初始开始点向运动矢量的反方向对流体的流动进行反向追踪而形成从初始开始点起到适当开始点为止的上流侧的流线,通过从初始开始点向运动矢量的方向追踪流体的流动而从初始开始点起形成下流侧的流线,通过连接上流侧的流线和下流侧的流线,从而形成从适当开始点通过初始开始点朝向下流侧延伸的流线。

8. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述流线形成部通过从初始开始点向运动矢量的反方向对流体的流动进行反向追踪而形成从初始开始点起到适当开始点为止的上流侧的流线,通过从初始开始点向运动矢量的方向追踪流体的流动而从初始开始点起形成下流侧的流线,通过连接上流侧的流线和下流侧的流线,从而形成从适当开始点通过初始开始点朝向下流侧延伸的流线。

9. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述流线形成部通过从初始开始点向运动矢量的反方向对流体的流动进行反向追踪而形成从初始开始点起到适当开始点为止的上流侧的流线,通过从初始开始点向运动矢量的方向追踪流体的流动而从初始开始点起形成下流侧的流线,通过连接上流侧的流线和下流侧的流线,从而形成从适当开始点通过初始开始点朝向下流侧延伸的流线。

10. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

通过针对由所述流线形成部形成的流线实施与该流线上的流动方向对应的显示处理，从而形成流线的显示图像。

11. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置，其特征在于，
通过针对由所述流线形成部形成的流线实施与该流线上的流动方向对应的显示处理，从而形成流线的显示图像。

12. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置，其特征在于，
通过针对由所述流线形成部形成的流线实施与该流线上的流动方向对应的显示处理，从而形成流线的显示图像。

13. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，
通过针对由所述流线形成部形成的流线实施与该流线上的流速对应的显示处理，从而形成流线的显示图像。

14. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置，其特征在于，
通过针对由所述流线形成部形成的流线实施与该流线上的流速对应的显示处理，从而形成流线的显示图像。

15. 一种流体信息处理装置，其特征在于，具有：
矢量运算部，其基于利用超声波而得到的生物体内的多普勒信息，获得生物体内的流体的运动矢量的分布；和

流线形成部，其在基于运动矢量的分布来形成表示流体的流动的流线时，从初始开始点向运动矢量的反方向对流体的流动进行反向追踪来搜索适当开始点，形成从适当开始点延伸的流线。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置,尤其涉及形成表示流体的流动的流线的技术。

背景技术

[0002] 已知一种从对血流等流体收发超声波而得到的接收信号获得与流体相关的诊断信息的技术。例如,在专利文献1中记载了如下技术:基于对生物体内的流体收发超声波而得到的接收信号(回波数据),关于观测面内的多个点获得与流体相关的二维的速度矢量。根据观测面内的多个点处的二维的速度矢量的分布,能够获得表示流体的流动的流线等诊断信息,例如,可以期待对心脏等的诊断的应用。

[0003] 现有技术文献

[0004] 专利文献

[0005] 专利文献1:JP特开2013-192643号公报

发明内容

[0006] 发明要解决的课题

[0007] 鉴于上述的背景技术,本申请的发明人对于利用超声波来获得与血流等流体相关的诊断信息的技术反复进行了研究开发。尤其关注了形成表示流体的流动的流线的技术。

[0008] 本发明是在该研究开发的过程中形成的发明,其目的在于提供一种对于利用超声波形成表示流体的流动的流线的改良技术。

[0009] 用于解决课题的手段

[0010] 实现上述目的的优选的超声波诊断装置的特征在于具有:探头,其收发超声波;收发部,其控制探头而从生物体内得到超声波的接收信号;多普勒处理部,其基于超声波的接收信号,得到生物体内的多普勒信息;矢量运算部,其基于生物体内的多普勒信息,得到生物体内的流体的运动矢量的分布;和流线形成部,其在基于运动矢量的分布来形成表示流体的流动的流线时,从初始开始点向运动矢量的反方向对流体的流动进行反向追踪来搜索适当开始点,形成从适当开始点延伸的流线。

[0011] 在上述装置中,所谓运动矢量,是与流体的运动相关的矢量信息,具体而言,包括表示流体内的各部分的速度和方向的速度矢量、表示各部分的移动量和方向的移动矢量等。运动矢量的分布,例如,能够利用专利文献1所记载的技术(二维的速度矢量的分布)来获得,但也可以利用其它公知技术来获得运动矢量的分布。

[0012] 上述装置从初始开始点向运动矢量的反方向对流体的流动进行反向追踪来搜索适当开始点,形成从适当开始点延伸的流线。也就是说,从初始开始点向运动矢量的反方向,即向流动的上流侧搜索适当开始点,例如,形成以适当开始点为起点的流线。与上述装置不同,若从初始开始点仅在下流侧形成流线并进行显示,则由于从初始开始点在上流侧没有流线,所显示为流线在初始开始点中断。与此相对,根据上述装置,由于从初始开始点在上流侧也搜索适当开始点,形成从适当开始点延伸的流线,因此能够从初始开始点的上

流侧形成连续且自然的流线。

[0013] 在优选的具体例中,特征在于,所述流线形成部从初始开始点一个接一个地追溯位于运动矢量的反方向上的追踪点来对流体的流动进行反向追踪。

[0014] 在优选的具体例中,特征在于,所述流线形成部将满足了反向追踪的结束条件的追踪点设为适当开始点。

[0015] 在优选的具体例中,特征在于,所述流线形成部通过从适当开始点向运动矢量的方向追踪流体的流动,从而形成从适当开始点延伸的流线。

[0016] 在优选的具体例中,特征在于,所述流线形成部通过从初始开始点向运动矢量的反方向对流体的流动进行反向追踪而形成从初始开始点到适当开始点为止的上流侧的流线,通过从初始开始点向运动矢量的方向追踪流体的流动而从初始开始点起形成下流侧的流线,通过连接上流侧的流线和下流侧的流线,从而形成从适当开始点通过初始开始点朝向下流侧延伸的流线。

[0017] 在优选的具体例中,特征在于,通过针对由所述流线形成部形成的流线实施与该流线上的流动方向对应的显示处理,从而形成流线的显示图像。

[0018] 在优选的具体例中,其特征不在于,通过针对由所述流线形成部形成的流线实施与该流线上的流速对应的显示处理,从而形成流线的显示图像。

[0019] 此外,实现上述目的的适当的流体信息处理装置的特征在于具有:矢量运算部,其基于利用超声波而得到的生物体内的多普勒信息,获得生物体内的流体的运动矢量的分布;和流线形成部,其在基于运动矢量的分布来形成表示流体的流动的流线时,从初始开始点向运动矢量的反方向对流体的流动进行反向追踪来搜索适当开始点,形成从适当开始点延伸的流线。

[0020] 上述流体信息处理装置例如能够由计算机来实现。也就是说,能够通过使计算机实现矢量运算功能和流线形成功能的程序,使计算机作为上述流体信息处理装置发挥功能,所述矢量运算功能是如下功能:基于利用超声波而得到的生物体内的多普勒信息,获得生物体内的流体的运动矢量的分布,所述流线形成功能是如下功能:在基于运动矢量的分布来形成表示流体的流动的流线时,从初始开始点向运动矢量的反方向对流体的流动进行反向追踪来搜索适当开始点,形成从适当开始点延伸的流线。另外,该程序既可以例如存储在盘、存储器等计算机可读的存储介质中,通过该存储介质来提供给计算机,也可以通过因特网等电信线路来提供给计算机。

[0021] 发明效果

[0022] 根据本发明,能够提供一种关于利用超声波来形成表示流体的流动的流线的改良技术。例如,根据本发明的优选的方式,在初始开始点的上流侧也搜索适当开始点,并形成从适当开始点延伸的流线,因此能够从初始开始点的上流侧形成连续且自然的流线。

附图说明

[0023] 图1是本发明的实施中优选的超声波诊断装置的整体构成图。

[0024] 图2是用于说明对流体的流动进行追踪的处理的具体例的图。

[0025] 图3是用于说明对流体的流动进行反向追踪的处理的具体例的图。

[0026] 图4是用于说明通过反向追踪来决定追踪点的具体例的图。

- [0027] 图5是表示从适当开始点延伸的流线的具体例的图。
- [0028] 图6是表示流线的显示图像的具体例的图。
- [0029] 图7是表示与流动方向相应的显示处理的具体例的图。
- [0030] 图8是表示示出了流线上的流动方向的显示图像的具体例的图。

具体实施方式

[0031] 图1是本发明的实施中优选的超声波诊断装置的整体构成图。图1的超声波诊断装置具备形成表示生物体内的流体的流动的流线的功能,能够形成在血管内或者其他脏器内流动的血流等的流线。作为诊断对象,心脏内的血流特别适宜。因此,在以下的说明中,将作为生物体内的流体的适当的一例的心脏内的血流作为诊断对象。

[0032] 探头10是对包括生物体内的心脏在内的区域收发超声波的超声波探测器。探头10具备多个振动元件,多个振动元件被电子地扫描控制,在包括心脏的空间内扫描超声波波束。探头10,例如由医生等用户(检查者)把持并抵接于被检者的体表面上来使用。另外,探头10也可以是插入被检者的体腔内来使用的探测器,还可以是组合了电子式扫描和机械式扫描的探测器。

[0033] 收发部12具备作为发送波束形成器以及接收波束形成器的功能。也就是说,收发部12通过对探头10具备的多个振动元件的每一个输出发送信号从而形成发送波束,进而对从多个振动元件得到的多个接收波信号实施整相加法处理等来形成接收波束。据此,超声波波束(发送波束和接收波束)在扫描面内被扫描,按照超声波波束形成接收信号。另外,在获得超声波的接收信号时,既可以在三维空间内立体地扫描超声波波束,也可以利用发送孔径合成等技术。

[0034] 图像形成处理部20基于从扫描面内得到的超声波的接收信号来形成超声波图像用的数据(图像数据)。图像形成处理部20例如通过对超声波的接收信号实施检波处理、滤波处理、AD变换处理等,从而形成B模式图像用的帧数据。当然,也可以形成B模式图像以外的公知的超声波图像所涉及的图像数据。

[0035] 图像形成处理部20在与超声波的扫描对应的扫描坐标系中,例如在基于与波束的深度方向对应的 r 方向和与波束的扫描方向对应的 θ 方向的 $r\theta$ 坐标系中,形成图像数据。在扫描坐标系(例如 $r\theta$ 坐标系)中所得到的图像数据例如通过数字扫描变换器来实施坐标变换处理等,从而变换为显示坐标系(例如 xy 正交坐标系)的图像数据。例如图像形成处理部20或者显示处理部60具备数字扫描变换器的功能。

[0036] 多普勒处理部30测量按照超声波波束得到的接收信号中包含的多普勒偏移量。多普勒处理部30例如通过公知的多普勒处理,对因血流而在超声波的接收信号内产生的多普勒偏移量(多普勒移频)进行测量,得到关于血流的速度信息。

[0037] 速度矢量运算部40根据关于血流的速度信息,形成扫描面内的二维的速度矢量的分布。速度矢量运算部40,例如像专利文献1(日本特开2013-192643号公报)所说明的那样,利用关于血流的速度信息和心脏壁的运动信息,得到扫描面内的各位置处的血流的二维速度矢量。

[0038] 另外,在根据沿着超声波波束方向的一维的速度信息来形成扫描面内的二维的速度矢量的分布时,能够利用公知的各种方法。当然,也可以形成方向相互不同的2个超声波

波束,从2个超声波波束的每一个获得速度信息,来形成二维的速度矢量。

[0039] 速度矢量运算部40在与超声波的扫描对应的扫描坐标系(例如 $r\theta$ 坐标系)中针对多个采样点按各采样点得到速度矢量从而形成二维的速度矢量的分布。此外,速度矢量运算部40根据在扫描坐标系(例如 $r\theta$ 坐标系)中所得到的二维的速度矢量的分布,通过坐标变换处理、插值处理,得到显示坐标系(例如 xy 正交坐标系)中的二维的速度矢量的分布。另外,与二维的速度矢量的分布相关的坐标变换处理、插值处理,也可以由流线形成部50进行。

[0040] 流线形成部50基于在速度矢量运算部40中得到的二维的速度矢量的分布,形成对作为流体的具体例的心脏内的血流的流动进行表示的流线。对于流线形成部50中的具体的处理,在后面详细叙述。

[0041] 显示处理部60基于由图像形成处理部20形成的超声波图像的图像数据、在速度矢量运算部40中得到的速度矢量的分布、和在流线形成部50中形成的流线,形成显示图像。在显示处理部60中形成的显示图像显示于显示部62。

[0042] 控制部70对图1所示的超声波诊断装置内进行整体控制。另外,优选图1的超声波诊断装置期望具备例如鼠标、键盘、跟踪球、触摸面板、操纵杆等操作设备。而且,在控制部70所进行的整体控制中,还反映通过操作设备等从用户受理的指示。

[0043] 图1所示的构成(赋予了符号的各部分)中的收发部12、图像形成处理部20、多普勒处理部30、速度矢量运算部40、流线形成部50、显示处理部60的各部分,例如能够利用电气电子电路、处理器等硬件来实现,在该实现中根据需要也可以利用存储器等设备。此外,与上述各部分对应的功能,可以通过CPU、处理器、存储器等硬件与规定CPU、处理器的动作的软件(程序)的协作来实现。显示部62的优选的具体例是液晶显示器等。控制部70例如能够通过CPU、处理器、存储器等硬件和规定CPU、处理器的动作的软件(程序)的协作来实现。

[0044] 图1的超声波诊断装置的概要如上所述。接下来,详细叙述由图1的超声波诊断装置实现的功能的具体例。另外,对于图1所示的构成(赋予了符号的各部分),在以下的说明中利用图1的符号。

[0045] 图2是用于说明对流体的流动进行追踪的处理的具体例的图。流线形成部50在得到与血流相关的二维的速度矢量的分布的平面内,对血流的流动进行追踪。流线形成部50针对多个开始点SP,按各开始点SP,以该开始点SP(优选后面说明的适当开始点)为起点,按照二维的速度矢量的分布来追踪流体的流动。图2中,作为代表例,仅图示了一个开始点SP。

[0046] 流线形成部50从开始点SP向该开始点SP的位置处的速度矢量(图2中的箭头)的方向前进搜索追踪点TP。追踪点TP例如在由虚线所示的格子状的运算网络上进行搜索。若搜索到运算网络上的追踪点TP,则参考该追踪点TP的位置处的速度矢量,向该速度矢量的方向前进搜索下一追踪点TP。

[0047] 另外,在追踪点TP的位置处没有速度矢量的情况下,例如,基于在该追踪点TP的附近已经计算出的多个速度矢量,通过例如插值处理等而得到的插值矢量,作为该追踪点TP处的速度矢量。

[0048] 如此,如图2所示,将以一个开始点SP为起点来按照速度矢量的分布一个接一个地搜索追踪点TP,追踪血流的流动。流线形成部50例如在对心脏的心腔所设定的关心区域内,执行追踪处理直到追踪的结果到达关心区域的边界为止。另外,流线形成部50也可以在追

踪的过程中在速度矢量成为下限基准值以下的时点结束追踪,还可以在追踪的长度(距离)达到上限值的时点结束追踪。

[0049] 若追踪结束,则流线形成部50针对各开始点SP和由该开始点SP得到的多个追踪点TP,将相邻的点彼此用直线或曲线连接,由此形成折线状或者曲线状的流线。

[0050] 若以各开始点SP为起点仅通过向速度矢量的方向的追踪(正向追踪)来形成流线,则从该开始点SP(后面进行说明的初始开始点)向下流侧形成流线,而从该开始点SP向上流侧不形成流线。因此,显示为流线在该开始点SP中断。例如,若在心腔内未形成流线的上流侧,则形成不连续且不自然的流线。

[0051] 因此,流线形成部50在当初的开始点SP(初始开始点)的上流侧搜索适当的开始点(适当开始点),形成以适当开始点为起点的流线。在搜索适当开始点时,流线形成部50对血流的流动进行反向追踪(Backtrace,回溯)。

[0052] 图3是用于说明对流体的流动进行反向追踪的处理的具体例的图。流线形成部50在成为诊断对象的关心区域内例如心脏的心腔内的整个区域,离散地配置多个初始开始点SP,针对所配置的各初始开始点SP,以该初始开始点SP为起点按照二维的速度矢量的分布对流体的流动进行反向追踪。图3中,作为代表例,仅图示了一个初始开始点SP。

[0053] 流线形成部50从初始开始点SP向该初始开始点SP的位置处的速度矢量(实线箭头)的反方向(虚线箭头)前进搜索追踪点TP。追踪点TP,例如在格子状的运算网格上进行搜索。若搜索到运算网格上的追踪点TP,则参考该追踪点TP的位置处的速度矢量,向该速度矢量的反方向(虚线箭头)前进搜索下一追踪点TP。

[0054] 另外,在追踪点TP的位置处没有速度矢量的情况下,例如基于在该追踪点TP的附近已经计算出的多个速度矢量,通过例如插值处理等而得到的插值矢量,被作为该追踪点TP处的速度矢量,对该速度矢量的反方向加以利用。

[0055] 如此,如图3所示,以一个初始开始点SP为起点一个接一个地搜索位于速度矢量的反方向的追踪点TP,相继地追溯(原文:辿つて)多个追踪点TP从而反向追踪流体的流动。而且,流线形成部50将满足了反向追踪的结束条件的时点的追踪点TP作为适当的开始点(适当开始点)。

[0056] 流线形成部50例如在对心脏的心腔所设定的关心区域内执行反向追踪的处理,将反向追踪的结果到达关心区域的边界的时点的追踪点TP作为适当开始点。另外,流线形成部50也可以将在反向追踪的过程中速度矢量成为下限基准值以下的时点的追踪点TP作为适当开始点,还可以将反向追踪的长度(距离)达到上限值的时点的追踪点TP作为适当开始点。而且,也可以通过对多个结束条件进行了组合的复合的结束条件来决定适当开始点。

[0057] 流线形成部50在成为诊断对象的关心区域内例如心脏的心腔内的整个区域,例如在格子状的运算网格的交点处配置多个初始开始点SP,按各初始开始点SP通过反向追踪来搜索各适当开始点。

[0058] 图4是用于说明通过反向追踪来决定追踪点的具体例的图。流线形成部50从初始开始点SP一个接一个地追溯位于运动矢量(速度矢量)的反方向的追踪点TP来对流体的流动进行反向追踪,而在该反向追踪中,能够利用反转方式(A)和选择方式(B)。

[0059] 在反转方式(A)中,参考初始开始点SP(或者已经得到的追踪点TP)处的速度矢量(实线箭头),从该初始开始点SP(或者追踪点TP)向速度矢量的反转矢量(虚线箭头)的方向

前进,例如在格子状的运算网格上搜索追踪点TP。流线形成部50也可以取代反转方式(A)或者与反转方式(A)组合,来利用选择方式(B)。

[0060] 在选择方式(B)中,例如,在初始开始点SP(或者已经得到的追踪点TP)的附近,参考运算网格上的多个速度矢量(实线箭头),选择这多个速度矢量当中的朝向初始开始点SP(或者已经得到的最后的追踪点TP)的一个速度矢量,将该速度矢量的起点(运算网格上的点)作为追踪点TP。

[0061] 若通过反向追踪搜索到适当开始点,则流线形成部50形成从适当开始点延伸的流线。

[0062] 图5是表示从适当开始点延伸的流线的具体例的图。流线形成部50将初始开始点设为虚拟开始点,从虚拟开始点通过回溯运算,即,通过利用图3说明的反向追踪的处理,来搜索适当的开始点(适当开始点)。

[0063] 若搜索到适当的开始点(适当开始点),则流线形成部50通过使用了本来的矢量分量的正向追踪运算,即,通过利用图2说明的追踪的处理,从适当的开始点一个接一个地追踪多个追踪点,针对适当的开始点和多个追踪点将相邻的点彼此用直线或者曲线进行连接,由此形成折线状或者曲线状的流线。

[0064] 另外,流线形成部50也可以从初始开始点(虚拟开始点),通过使用了本来的矢量分量的正向追踪运算来追踪多个追踪点,针对初始开始点和多个追踪点,将相邻的点彼此用直线或者曲线进行连接,由此从初始开始点起形成下流侧的流线,进而,针对从初始开始点通过反向追踪而得到的多个追踪点和适当开始点,将相邻的点彼此用直线或者曲线进行连接,由此形成从初始开始点起到适当开始点为止的上流侧的流线,通过连接上流侧的流线和下流侧的流线,从而形成从适当开始点通过初始开始点朝向下流侧延伸的流线。

[0065] 若在流线形成部50中形成流线,则显示处理部60形成流线的显示图像。

[0066] 图6是表示流线的显示图像的具体例的图。显示处理部60基于由图像形成处理部20形成的超声波图像的图像数据和在流线形成部50中形成的流线,形成例如在映出了心脏内腔的B模式图像内示出了多个流线的显示图像。

[0067] 图6的比较例是示出了从多个初始开始点延伸的多个流线的显示图像的具体例。也就是说,在比较例中,未搜索到适当开始点,并未从初始开始点起形成上流侧的流线。因此,存在从在关心区域内即在心脏内腔的内部所设定的初始开始点延伸的流线,流线在初始开始点处中断,看起来流线在初始开始点处涌出。此外,越向下流侧,流线的数量越增加,越向下流侧,流线的密度越增加。

[0068] 对此,图6的显示例是示出了从多个适当开始点延伸的多个流线的显示图像的具体例。在图6的显示例中,例如,将到达对心脏内腔所设定的关心区域的边界作为结束条件来搜索多个适当开始点,形成了从多个适当开始点延伸的多个流线。因此,在关心区域内即在心脏内腔的内部,几乎没有流线中断(理想的是完全没有),而且,几乎没有越向下流侧流线的密度越增加的现象(理想的是完全没有),能够形成连续的且自然的流线。

[0069] 此外,显示处理部60也可以针对由流线形成部50形成的流线,实施与该流线上的流动方向对应的显示处理来形成流线的显示图像。作为该显示处理,优选表示流动方向的图形(三角形等)、记号(箭头等)。

[0070] 图7是表示与流动方向对应的显示处理的具体例的图。具体例(A)是根据流线上彼

此相邻的2个追踪点形成三角形的具体例。例如沿着通过彼此相邻的2个追踪点的直线,形成沿从上流侧的追踪点朝向下流侧的追踪点的方向延伸的等腰三角形。当然,也可以形成从上流侧的追踪点朝向下流侧的追踪点的箭头等。据此,能够显示彼此相邻的2个追踪点间的局部的流动方向。

[0071] 另一方面,具体例(B)是在流线上从成为等腰三角形的顶端的追踪点朝向上流侧追溯几个追踪点,将相距数点的追踪点的位置作为底边的等腰三角形的具体例。据此,能够显示彼此分离的2个追踪点间的平均的流动方向。当然,也可以形成从与底边对应的追踪点朝向成为顶端的追踪点的箭头等。

[0072] 显示处理部60例如通过具体例(A)或者具体例(B),从而在各流线上的多个位置形成与流动方向对应的显示。当然,也可以构成为医生等用户能够选择具体例(A)或者具体例(B)。

[0073] 图8是表示示出了流线上的流动方向的显示图像的具体例的图。显示处理部60针对多个流线,在各流线上的多个位置形成与流动方向对应的三角形(或者箭头)。例如,既可以在各流线上按一定间隔形成三角形(或者箭头),也可以在流动方向发生了较大变化的位置形成三角形(或者箭头)。当然,还可以在医生等用户指定的位置形成三角形等。

[0074] 此外,显示处理部60也可以针对各流线实施与该流线上的流速对应的显示处理来形成流线的显示图像。例如,可以在各流线上的多个位置,实施与各位置处的速度矢量的大小对应的着色处理,形成颜色根据流速而局部不同的流线的显示图像。

[0075] 进而,显示处理部60也可以与流线一起或者取代流线,用箭头等来表示各速度矢量,由此来显示速度矢量的分布图像。

[0076] 以上,对本发明的实施中优选的超声波诊断装置进行了说明,但是例如,也可以通过计算机来实现图1所示的速度矢量运算部40、流线形成部50和显示处理部60中的至少一个,使该计算机作为流体信息处理装置发挥功能。

[0077] 另外,上述的实施方式在所有方面都仅是例示,不限定本发明的范围。本发明在不脱离其本质的范围内包含各种变形方式。

[0078] 符号说明

[0079] 10 探头、12 收发部、20 图像形成处理部、30 多普勒处理部、40 速度矢量运算部、50 流线形成部、60 显示处理部、70 控制部。

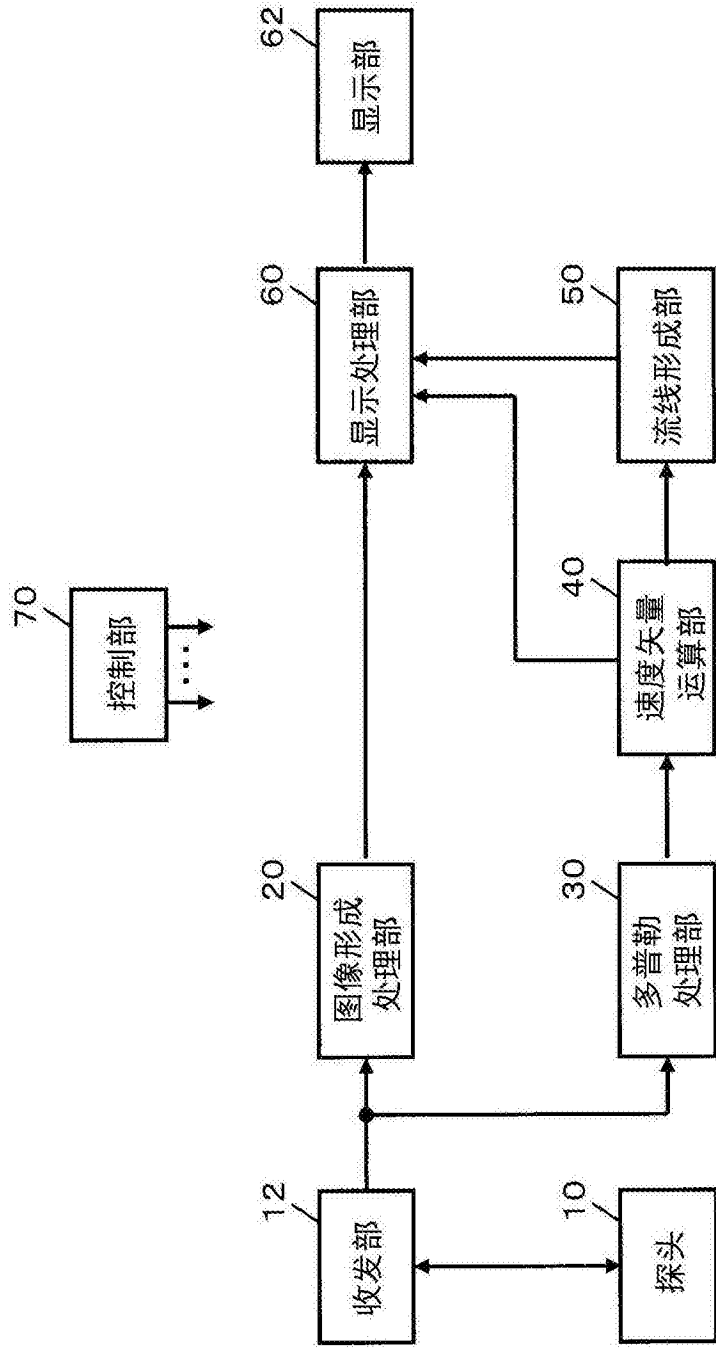


图1

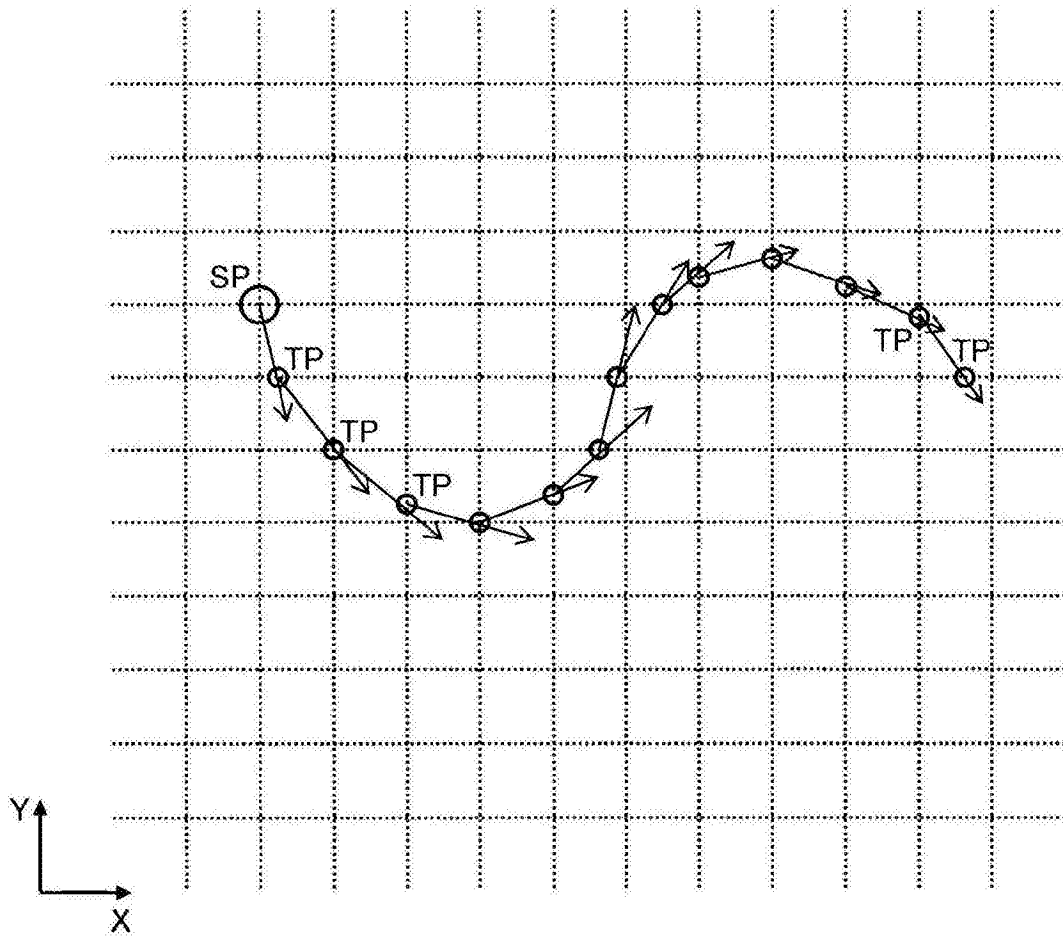


图2

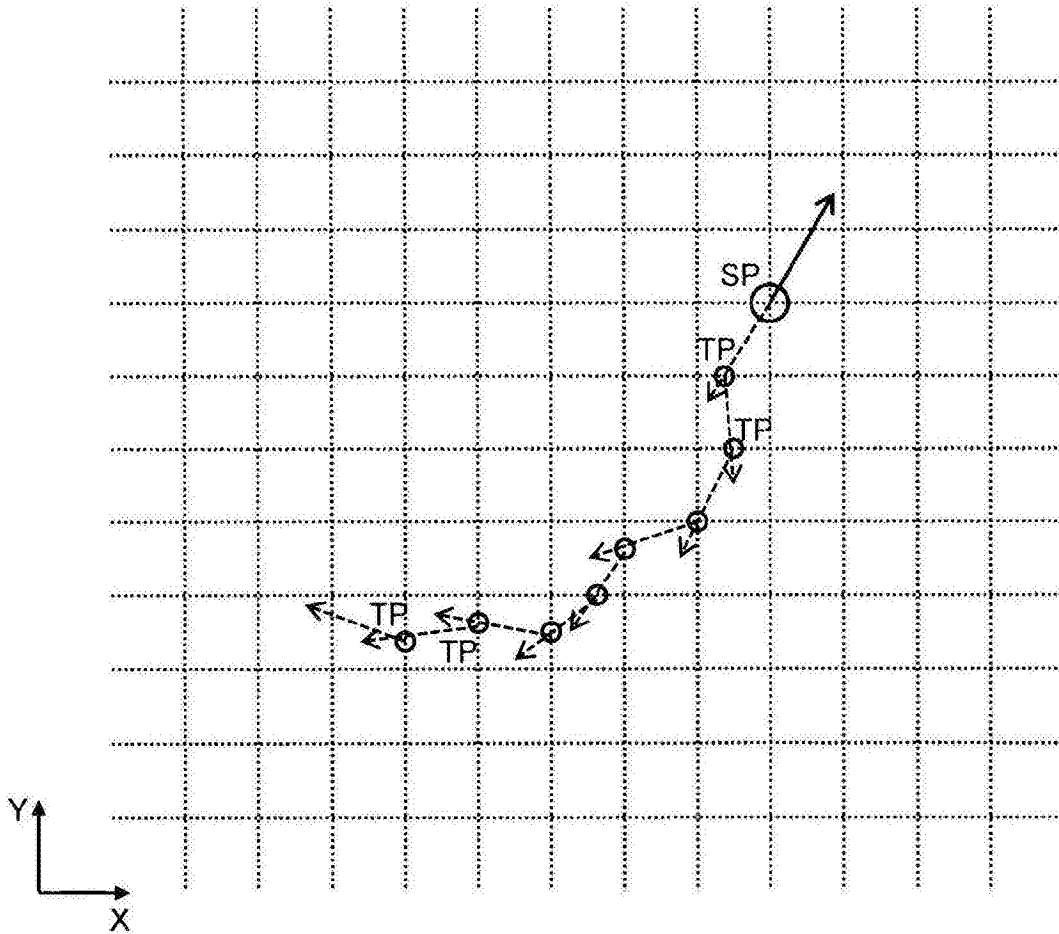


图3

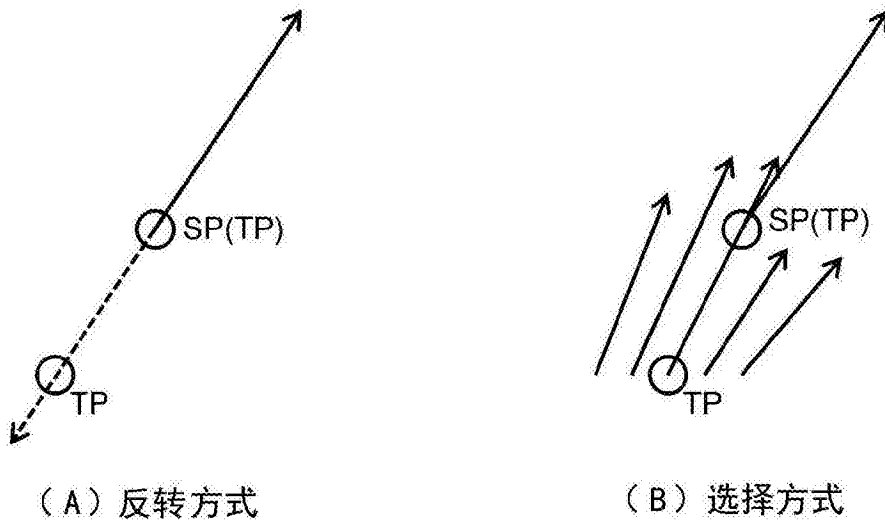


图4

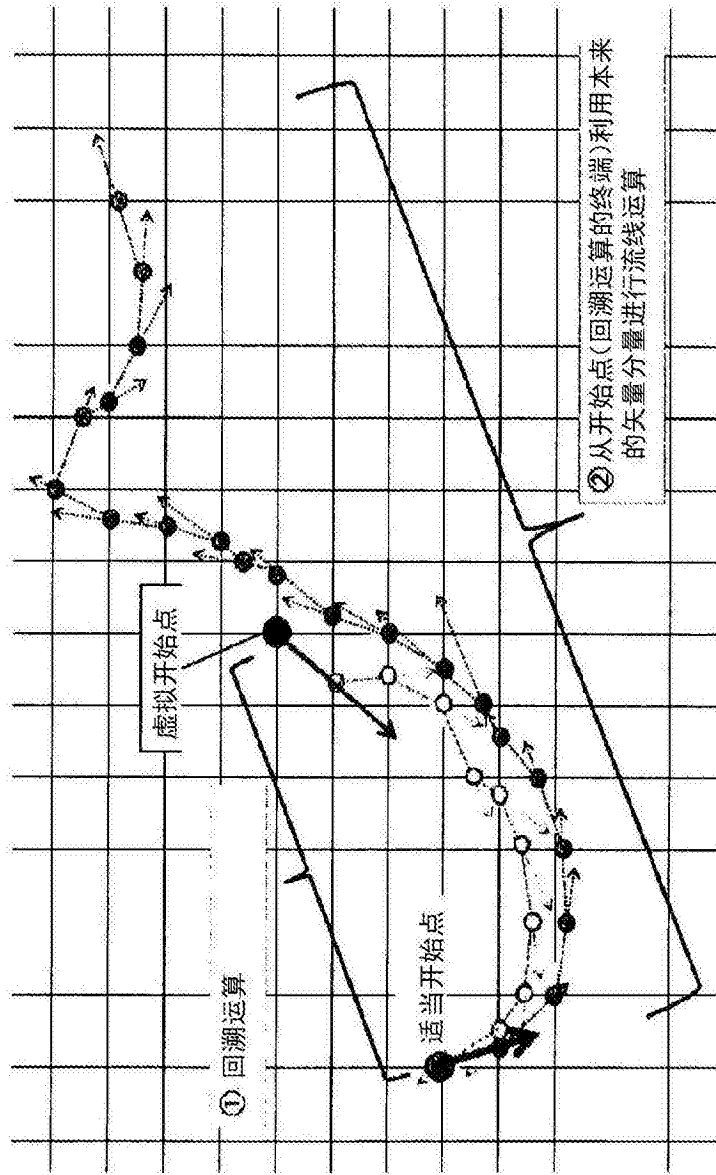


图5

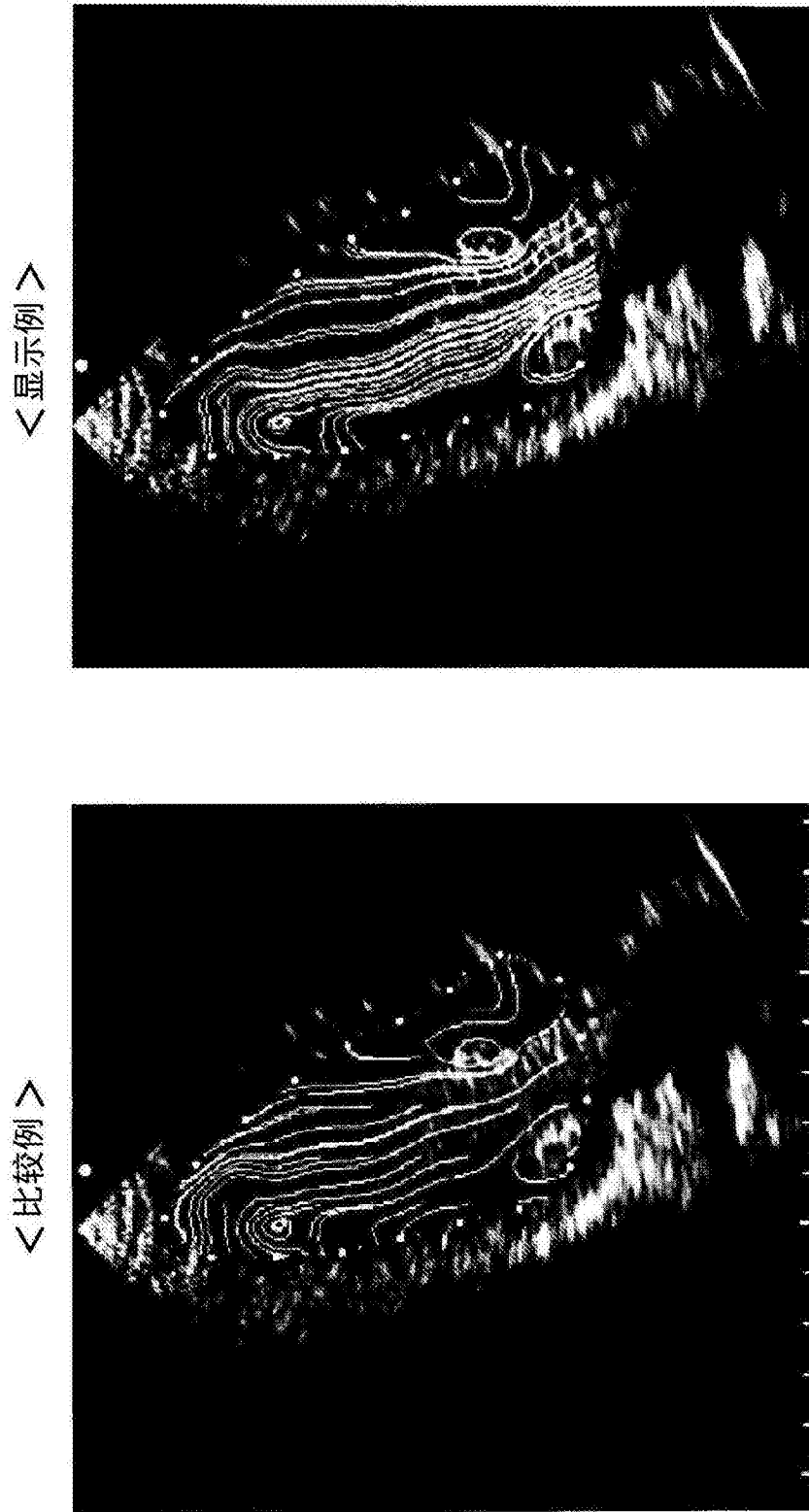


图6

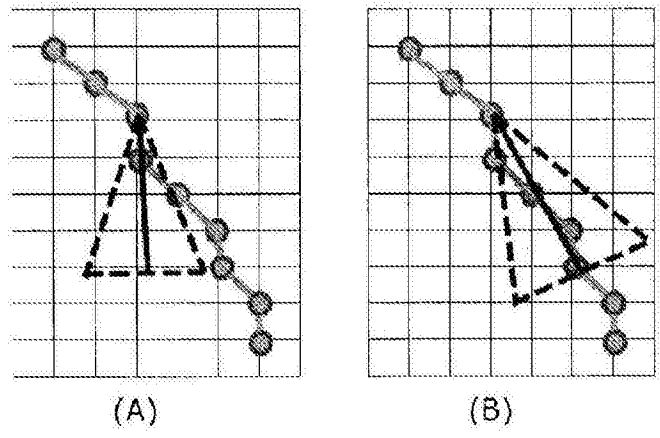


图7

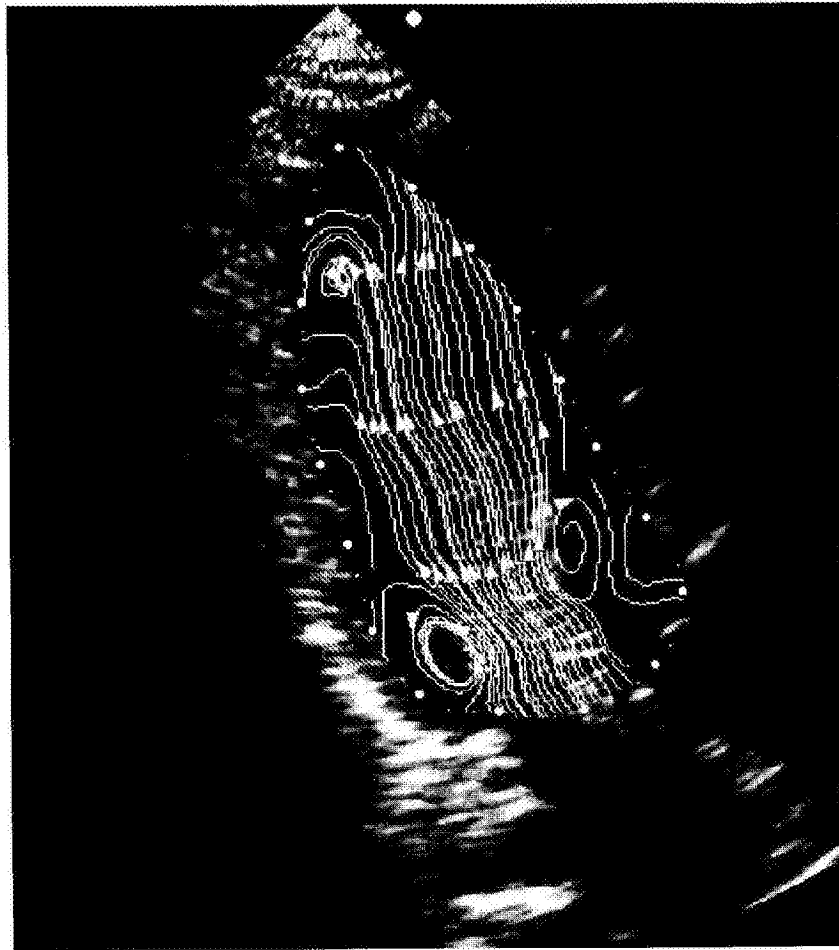


图8

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN106456119A	公开(公告)日	2017-02-22
申请号	CN201580033786.X	申请日	2015-05-29
[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	宫地鉴 板谷庆一 西山知秀 坂下肇 关佳德		
发明人	宫地鉴 板谷庆一 西山知秀 坂下肇 关佳德		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/463 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5215		
代理人(译)	刘慧群		
优先权	2014131999 2014-06-27 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

多普勒处理部(30)基于超声波的接收信号获得生物体内的多普勒信息。速度矢量运算部(40)基于生物体内的多普勒信息获得生物体内的血流的速度矢量的分布。流线形成部(50)在基于速度矢量的分布来形成表示血流的流动的流线时，从初始开始点向速度矢量的反方向对血流的流动进行反向追踪来搜索适当开始点，形成从适当开始点延伸的流线。

