



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106232015 A

(43)申请公布日 2016.12.14

(21)申请号 201580022451.8

(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 2015.04.09

代理人 刘慧群

(30)优先权数据

2014-092525 2014.04.28 JP

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.10.26

A61B 8/14(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2015/061097 2015.04.09

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/166778 JA 2015.11.05

(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 坂下肇

西山知秀

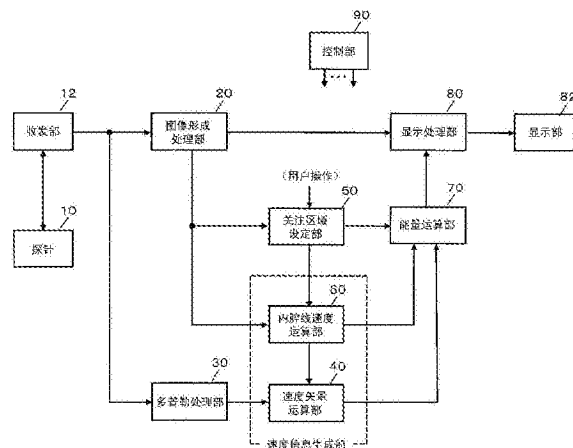
权利要求书2页 说明书10页 附图7页

(54)发明名称

超声波诊断装置

(57)摘要

图像形成处理部(20)根据超声波的接收信号来形成生物体内的图像数据。多普勒处理部(30)根据超声波的接收信号来生成生物体内的多普勒信息。速度矢量运算部(40)根据生物体内的多普勒信息来生成血流的速度信息(速度矢量)。关注区域设定部(50)在图像数据内设定与心脏内腔对应的关注区域。能量运算部(70)根据与心脏内腔对应的关注区域内的血流的速度信息,计算在心脏内腔的血流内失去的能量的损失量。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具有:
探针,其发送和接收超声波;
收发部,其对探针进行发送控制来从生物体内获取超声波的接收信号;
多普勒处理部,其根据超声波的接收信号来获取生物体内的多普勒信息;
速度信息生成部,其根据生物体内的多普勒信息来获取血流的速度信息;
图像形成处理部,其根据超声波的接收信号来获取生物体内的图像数据;
关注区域设定部,其在图像数据内设定与心脏内腔对应的关注区域;
能量运算部,其根据与心脏内腔对应的关注区域内的血流的速度信息,来计算在心脏内腔的血流内失去的能量的损失量;以及
显示处理部,其形成表示所计算出的能量的损失量的显示图像。
2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述能量运算部针对与心脏内腔对应的关注区域内的多个样本点,按每个样本点来计算所述损失量。
3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述显示处理部对于生物体内的图像数据,按关注区域内的每个所述样本点来实施与该样本点的所述损失量相应的显示处理,由此形成表示所述损失量在心脏内腔的分布状态的显示图像。
4. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述能量运算部根据与心脏内腔对应的关注区域内的多个样本点处的所述损失量,计算该关注区域内的所述损失量的总和。
5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述显示处理部形成跨多个时相来表示按每个时相计算的所述损失量的总和的曲线图。
6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述关注区域设定部在图像数据内将由被设定为心脏内腔的外缘的内腔线围成的区域设为所述关注区域。
7. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述关注区域设定部在图像数据内,将由流入线路、流出线路以及所述内腔线围成的区域设定为所述关注区域,所述流入线路被设定为向心脏内腔流入的血流的流路,所述流出线路被设定为从心脏内腔流出的血流的流路,所述内腔线被设定为心脏内腔的外缘。
8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述能量运算部根据与被设定为向心脏内腔流入的血流的流路的流入线路对应的血流的速度信息来计算流入能量,并根据与被设定为从心脏内腔流出的血流的流路的流出线路对应的血流的速度信息来计算流出能量,所述流入能量是向心脏内腔流入的血流的运动能量,所述流出能量是从心脏内腔流出的血流的运动能量,
所述显示处理部形成跨多个时相来表示按每个时相计算的流入能量和流出能量中的至少一者的曲线图。
9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述关注区域设定部在图像数据内,将由流入线路、流出线路以及所述内腔线围成的

区域设定为所述关注区域,所述流入线路被设定为向心脏内腔流入的血流的流路,所述流出线路被设定为从心脏内腔流出的血流的流路,所述内腔线被设定为心脏内腔的外缘,

所述能量运算部根据与所述流入线路对应的血流的速度信息来计算流入能量,并根据与所述流出线路对应的血流的速度信息来计算流出能量,所述流入能量是向心脏内腔流入的血流的运动能量,所述流出能量是从心脏内腔流出的血流的运动能量。

10. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述速度信息生成部根据生物体内的多普勒信息和图像数据中的至少一者,生成血流和心肌中的至少一者在内腔线上的速度信息,所述内腔线被设定为心脏内腔的外缘,

所述能量运算部根据所述内腔线上的速度信息,来计算影响到心脏内腔的运动能量。

11. 根据权利要求10所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述速度信息生成部针对所述内腔线上的多个样本点,按每个样本点来生成血流或者心肌的速度信息,

所述能量运算部根据所述内腔线上的多个样本点处的速度信息,来计算影响到心脏内腔的运动能量的总量。

12. 根据权利要求11所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述能量运算部根据所述内腔线上的多个样本点处的速度信息,计算基于朝向心脏内腔的内侧的速度信息的运动能量的总量、以及基于朝向心脏内腔的外侧的速度信息的运动能量的总量。

13. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述关注区域设定部在图像数据内将由被设定为心脏内腔的外缘的内腔线围成的区域设为所述关注区域,

所述速度信息生成部根据生物体内的多普勒信息和图像数据中的至少一者,生成血流和心肌中的至少一者在所述内腔线上的速度信息,

所述能量运算部根据所述内腔线上的速度信息,来计算影响到心脏内腔的运动能量。

14. 根据权利要求13所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述能量运算部根据所述内腔线上的多个样本点处的速度信息,计算基于朝向心脏内腔的内侧的速度信息的运动能量的总量、以及基于朝向心脏内腔的外侧的速度信息的运动能量的总量。

15. 一种信息处理装置,其特征在于,具有:

速度信息生成部,其根据利用超声波而得到的生物体内的多普勒信息,来得到血流的速度信息;

关注区域设定部,其在利用超声波而得到的涉及生物体的图像数据内,设定与心脏内腔对应的关注区域;以及

能量运算部,其根据与心脏内腔对应的关注区域内的血流的速度信息,计算在心脏内腔的血流内失去的能量的损失量。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置,尤其涉及获取心脏的诊断信息的技术。

背景技术

[0002] 根据向血流等流体发送和接收超声波而得到的接收信号来获取流体所涉及的诊断信息的技术是公知的。例如,在专利文献1中记载有如下技术:根据对生物体内的流体发送和接收超声波而得到的接收信号(回波数据),在观测面内的多个点获取与流体有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,能得到表示流体的流动的流线等诊断信息,例如,期待应用到心脏等的诊断。

[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] 鉴于上述背景技术,本申请的发明者针对利用超声波来获取心脏的诊断信息的技术不断进行了研究开发。

[0008] 本发明是在研究开发的过程中形成的,其目的在于,提供一种利用超声波来获得心脏的诊断信息的改良技术。

[0009] 用于解决课题的手段

[0010] 合乎上述目的的超声波诊断装置的特征在于,具有:探针,其发送和接收超声波;收发部,其对探针进行发送控制来从生物体内获取超声波的接收信号;多普勒处理部,其根据超声波的接收信号来获取生物体内的多普勒信息;速度信息生成部,其根据生物体内的多普勒信息来获取血流的速度信息;图像形成处理部,其根据超声波的接收信号来获取生物体内的图像数据;关注区域设定部,其在图像数据内设定与心脏内腔对应的关注区域;能量运算部,其根据与心脏内腔对应的关注区域内的血流的速度信息,来计算在心脏内腔的血流内失去的能量的损失量;以及显示处理部,其形成表示所计算出的能量的损失量的显示图像。

[0011] 在上述装置中,血流的速度信息是指,与针对血流的部分或整体的运动有关的信息,具体而言,包括表示血流内的各处的速度和方向的速度矢量、表示各处的移动量和方向的移动矢量等。此外,关于血流的速度矢量、移动矢量的导出,例如优选利用专利文献1所记载的技术(二维的速度矢量的分布),但也可以利用其他公知的技术来得到速度矢量等。

[0012] 另外,血流内失去的能量的损失量,例如是指由于血流内的摩擦等而转换成热能等丢失的运动能量等的损失量,被期待成为评价心脏或血管的功能时的一个评价价值。例如,血流在心脏内腔的运动能量会与心脏内腔的血流内失去的能量的损失量相应地下降,因此为了维持血流的流量,会从心脏对血流提供较大的运动能量,能够预想心脏的负担(心负

荷)较大。另外,若向心脏内腔流入的血流的运动能量、从心脏内腔流出的血流的运动能量较小,则可以预想不能维持血流的流量。

[0013] 根据上述装置,能够计算出在心脏内腔的血流内失去的能量的损失量,并设为在评价心脏或血管的功能时的一个评价价值。因此,能根据能量的损失量来评价心脏或血管的功能,进而优选地,通过将向心脏内腔流入的血流的运动能量、从心脏内腔流出的血流的运动能量等追加为评价价值,从而能够针对心脏或血管的功能进行基于多个评价价值的综合诊断。

[0014] 在优选的具体例中,特征在于,所述能量运算部针对与心脏内腔对应的关注区域内的多个样本点,按每个样本点来计算所述损失量。

[0015] 在优选的具体例中,特征在于,所述显示处理部对于生物体内的图像数据,按关注区域内的所述每个样本点来实施与该样本点的所述损失量相应的显示处理,由此形成表示所述损失量在心脏内腔的分布状态的显示图像。

[0016] 在优选的具体例中,特征在于,所述能量运算部根据与心脏内腔对应的关注区域内的多个样本点处的所述损失量,计算该关注区域内的所述损失量的总和,所述显示处理部形成跨多个时相来表示按每个时相计算的所述损失量的总和的曲线图。

[0017] 在优选的具体例中,特征在于,所述关注区域设定部在图像数据内将由被设定为心脏内腔的外缘的内腔线围成的区域设为所述关注区域。

[0018] 在优选的具体例中,特征在于,所述关注区域设定部在图像数据内,将由流入线路、流出线路以及所述内腔线围成的区域设定为所述关注区域,所述流入线路被设定为向心脏内腔流入的血流的流路,所述流出线路被设定为从心脏内腔流出的血流的流路,所述内腔线被设定为心脏内腔的外缘。

[0019] 在优选的具体例中,特征在于,所述能量运算部根据与被设定为向心脏内腔流入的血流的流路的流入线路对应的血流的的速度信息来计算流入能量,并根据与被设定为从心脏内腔流出的血流的流路的流出线路对应的血流的的速度信息来计算流出能量,所述流入能量是向心脏内腔流入的血流的运动能量,所述流出能量是从心脏内腔流出的血流的运动能量,所述显示处理部形成跨多个时相来表示按每个时相计算的流入能量和流出能量中的至少一者的曲线图。

[0020] 在优选的具体例中,特征在于,所述速度信息生成部根据生物体内的多普勒信息和图像数据中的至少一者,生成血流和心肌中的至少一者在内腔线上的速度信息,所述内腔线被设定为心脏内腔的外缘,所述能量运算部根据所述内腔线上的速度信息,来计算影响到心脏内腔的运动能量。

[0021] 在优选的具体例中,特征在于,所述速度信息生成部针对所述内腔线上的多个样本点,按每个样本点来生成血流或者心肌的速度信息,所述能量运算部根据所述内腔线上的多个样本点处的速度信息,来计算影响到心脏内腔的运动能量的总量。

[0022] 在优选的具体例中,特征在于,所述能量运算部根据所述内腔线上的多个样本点处的速度信息,计算基于朝向心脏内腔的内侧的速度信息的运动能量的总量、以及基于朝向心脏内腔的外侧的速度信息的运动能量的总量。

[0023] 另外,合乎上述目的的信息处理装置的特征在于,具有:速度信息生成部,其根据利用超声波而得到的生物体内的多普勒信息,来得到血流的的速度信息;关注区域设定部,其

在利用超声波而得到的涉及生物体的图像数据内,设定与心脏内腔对应的关注区域;以及能量运算部,其根据与心脏内腔对应的关注区域内的血流的速度信息,计算在心脏内腔的血流内失去的能量的损失量。

[0024] 上述信息处理装置能通过计算机等来实现。通过使计算机实现例如以下功能的程序,来使计算机作为上述信息处理装置发挥功能。即:根据利用超声波获得的生物体内的多普勒信息来获取血流的速度信息的速度信息生成功能、在利用超声波获得的涉及生物体的图像数据内设定与心脏内腔对应的关注区域的关注区域设定功能、以及根据与心脏内腔对应的关注区域内的血流的速度信息来计算在心脏内腔的血流内失去的能量的损失量的能量运算功能。此外,该程序例如既可以存储到磁盘或存储器等计算机可读取的存储介质,通过该存储介质而被提供给计算机,也可以经由互联网等电气通信线路而被提供给计算机。

[0025] 发明效果

[0026] 根据本发明,提供一种利用超声波来获取心脏的诊断信息的改良技术。例如,根据本发明的优选形态,能够计算在心脏内腔的血流内失去的能量的损失量,并设为在对心脏或血管的功能进行评价时的一个评价价值。因此,能够根据能量的损失量来评价心脏或血管的功能,进而优选地,通过将向心脏内腔流入的血流的运动能量、从心脏内腔流出的血流的运动能量等追加为评价价值,从而能够针对心脏或血管的功能进行基于多个评价价值的综合诊断。

附图说明

[0027] 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。

[0028] 图2是表示与心脏内腔对应的关注区域的具体例的图。

[0029] 图3是用于说明流入能量和流出能量的计算例的图。

[0030] 图4是表示用于呈示能量损失等的经时变化的曲线图的具体例的图。

[0031] 图5是表示能量损失的分布所涉及的显示图像的具体例的图。

[0032] 图6是表示根据内腔线来计算运动能量的具体例的图。

[0033] 图7是表示用于呈示运动能量总量的经时变化的曲线图的具体例的图。

具体实施方式

[0034] 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生成心脏所涉及的诊断信息的功能,尤其能计算在心脏内腔的血流内失去的能量的损失量等。

[0035] 探针10是向生物体内的包含心脏的区域发送和接收超声波的超声波探头。探针10具备多个振动元件,多个振动元件被电子式扫描控制,在包含心脏的空间内扫描超声波束。探针10例如由医师等用户(检查者)握持而抵接在被检者的身体表面上来使用。此外,探针10既可以是插入被检者的体腔内进行使用的探头,也可以是对电子式扫描与机械式扫描进行了组合的探头。

[0036] 收发部12具备作为发送波束赋形器以及接收波束赋形器的功能。也就是,收发部12通过对探针10所具备的多个振动元件的每一个输出发送信号来形成发送波束,进而,对从多个振动元件得到的多个受波信号实施调相加法处理等来形成接收波束。由此,超声波

波束(发送波束和接收波束)在扫描面内被扫描,沿超声波波束形成接收信号。此外,在获得超声波的接收信号时,既可以在三维空间内立体扫描超声波波束,也可以利用发送孔径合成等技术。

[0037] 图像形成处理部20根据从扫描面内获得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、滤波器处理、AD变换处理等,来形成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。

[0038] 多普勒处理部30对沿着超声波波束得到的接收信号所包含的多普勒频移量进行计测。多普勒处理部30例如通过公知的多普勒处理来对因血流而在超声波的接收信号内产生的多普勒频移进行计测,从而获得关于血流的速度信息。

[0039] 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例如如专利文献1(JP特开2013-192643号公报)所说明的那样,除了利用关于血流的速度信息以外,还利用心脏壁的运动信息,来获得扫描面内的各位置上的血流的二维速度矢量。

[0040] 此外,在根据沿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之际,能利用公知的各种方法。当然,也可以形成方向彼此不同的2条超声波波束,从2条超声波波束分别获取速度信息来形成二维的速度矢量。

[0041] 速度矢量运算部40针对与被发送和接收超声波的空间对应的运算用坐标系中多个样本点,按每个样本点来获取速度矢量。例如,将运算用坐标系以xyz正交坐标系来表征,在与超声波的扫描面对应的xy平面内,按每个样本点获取速度矢量来形成二维的速度矢量的分布。此外,也可以在与超声波的扫描对应的扫描坐标系中,例如在基于波束的深度方向r和波束的扫描方向 θ 的r θ 坐标系中形成二维的速度矢量的分布。

[0042] 关注区域设定部50在通过图像形成处理部20的处理而得到的图像数据内,设定与心脏内腔对应的关注区域。关注区域设定部50在图像数据内将由内腔线、流入线路以及流出线路所围成的区域设为关注区域,该内腔线被设定为心脏内腔的外缘,该流入线路被设定为向心脏内腔流入的血流的流路,该流出线路被设定为从心脏内腔流出的血流的流路。关于关注区域设定部50的处理以及关注区域的具体例,在后面详细叙述。

[0043] 内腔线速度运算部60根据在图像形成处理部20中形成的图像数据,生成心肌(心脏壁)在内腔线上的速度信息。内腔线速度运算部60针对内腔线上的多个样本点,按每个样本点来生成心肌的速度信息。

[0044] 内腔线速度运算部60例如在跨多个帧而得到的图像数据的帧间,通过利用基于图像数据的像素值(亮度值等)的相关运算等的模式匹配,从而按内腔线上的每个样本点,跨多个帧地在二维平面内追踪该样本点的移动位置。由此,按每个样本点来获得二维的移动信息,例如,根据帧间的移动量和帧间的时间,来计算二维的速度矢量。若图像数据为与xy正交坐标系对应的数据,则计算xy正交坐标系下的速度矢量,若图像数据为与r θ 坐标系对应的数据,则计算r θ 坐标系下的速度矢量。

[0045] 此外,在速度矢量运算部40中通过专利文献1中所说明的方法来获得血流的二维速度矢量的情况下,利用心脏壁的运动信息,但在此情况下,作为心脏壁的运动信息,也可以利用在内腔线速度运算部60中计算出的内腔线上的各样本点处的速度矢量。

[0046] 如此,速度矢量运算部40和内腔线速度运算部60作为速度信息生成部而发挥功能,生成心脏心腔内的血流的速度信息(速度矢量)或心肌(心脏壁)的速度信息(速度矢量)。

[0047] 能量运算部70根据与心脏内腔对应的关注区域内的血流的速度信息,计算在心脏内腔的血流内失去的能量的损失量。另外,能量运算部70根据与被设定成向心脏内腔流入的血流的流路的流入线路对应的血流的速度信息,来计算流入能量,该流入能量是向心脏内腔流入的血流的运动能量,并根据与被设定成从心脏内腔流出的血流的流路的流出线路对应的血流的速度信息,来计算流出能量,该流出能量是从心脏内腔流出的血流的运动能量。进而,能量运算部70根据内腔线上的速度信息,计算会影响到心脏内腔的运动能量。关于能量运算部70中的处理的具体例在后面详述。

[0048] 显示处理部80根据从图像形成处理部20得到的超声波图像的图像数据、和从能量运算部70得到的能量所涉及的计算值等,形成显示图像。在显示处理部80中形成的显示图像显示于显示部82。

[0049] 控制部90对图1所示的超声波诊断装置内进行整体控制。此外,图1的超声波诊断装置例如优选具备鼠标、键盘、轨迹球、触控面板、控制杆等操作设备。而且,经由操作设备等而从用户受理的指示也反映在控制部90所执行的整体的控制中。

[0050] 在图1所示的构成(赋予标号的各部)当中,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、关注区域设定部50、内腔线速度运算部60、能量运算部70、显示处理部80的各部例如能利用电气电子电路、处理器等硬件来实现,在其实现时可以根据需要而利用存储器等设备。另外,与上述各部对应的功能可以通过CPU、处理器、存储器等硬件与用于规定CPU、处理器的动作的软件(程序)的协作来予以实现。显示部82的优选的具体例是液晶显示器等。控制部90例如能通过CPU、处理器、存储器等硬件与用于规定CPU、处理器的动作的软件(程序)的协作来予以实现。

[0051] 图1的超声波诊断装置的概要如上所述。接下来,详述由图1的超声波诊断装置实现的功能的具体例。此外,针对图1所示的构成(赋予标号的各部),在以下的说明中利用图1的标号。

[0052] 图2是表示与心脏内腔对应的关注区域的具体例的图。在图2中图示了在图像形成处理部20获得的图像数据22的具体例,在图2的图像数据22内含有周围被心肌、心瓣包围的心脏内腔。

[0053] 关注区域设定部50在图像数据22内将由被设定成心脏内腔的外缘的内腔线52、被设定成向心脏内腔流入的血流的流路的流入线路54、以及被设定成从心脏内腔流出的血流的流路的流出线路56所围成的区域设为关注区域。

[0054] 内腔线52是根据与心脏内腔的外缘对应的多个追踪点而形成的。例如,与图像数据22对应的显示图像显示于显示部82,医师等用户在观察该显示图像的同时利用操作设备等,在心脏内腔与心肌的边界上或者边界附近设定多个追踪点。然后,根据由用户设定的多个追踪点,例如以通过插值处理等连接多个追踪点的方式,形成内腔线52。此外,也可以通过图像数据22的二值化处理等图像处理,来确定心脏内腔与心肌的边界,并沿该边界来形成内腔线52。

[0055] 流入线路54和流出线路56由医师等用户设定。例如,通过在观察与图像数据22对

应的显示图像的同时由医师等用户指定起点S和终点E的位置,来设定流入线路54和流出线路56。

[0056] 若由用户对流入线路54和流出线路56进行初始设定,则关注区域设定部50修正流入线路54使得连接内腔线52与流入线路54,并修正流出线路56使得连接内腔线52与流出线路56,进而,连接流入线路54与流出线路56。

[0057] 例如,关注区域设定部50将流入线路54的起点S移动至离该起点S最近的内腔线52上的样本点的位置。另外,关注区域设定部50将流出线路56的终点E移动至离该终点E最近的内腔线52上的样本点的位置。进而,关注区域设定部50形成对流入线路54的终点E与流出线路56的起点S进行连结的直线或者曲线。

[0058] 如此,关注区域设定部50形成由内腔线52、流入线路54和流出线路56围成的区域,并将该区域设定为关注区域。

[0059] 若与心脏内腔对应的关注区域被设定,则能量运算部70根据与心脏内腔对应的关注区域内的血流的速度信息,计算在心脏内腔的血流内失去的能量的损失量。

[0060] 能量运算部70针对关注区域内的多个样本点,根据下式,按每个样本点来计算能量损失,进而,计算关注区域内的多个样本点处的能量损失的总和。

[0061] [数式1]

$$[0062] \quad \mu \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_i} + \frac{\partial u_j}{\partial x_j} \right)^2 \quad \dots \dots \text{各样本点的能量损失}$$

$$[0063] \quad \int \mu \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_i} + \frac{\partial u_j}{\partial x_j} \right)^2 dv \quad \dots \dots \text{关注区域内的能量损失的总和}$$

[0064] μ : 血液粘性系数

[0065] δu_i : i方向流速变化

[0066] δu_j : j方向流速变化

[0067] δx_i : i方向距离变化

[0068] δx_j : j方向距离变化

[0069] 若为利用xy座标系的运算,则在数式1中,例如i方向成为x方向,j方向成为y方向。另外,若为利用r θ 座标系的运算,则例如i方向成为r方向,j方向成为 θ 方向。此外,在利用r θ 座标系的运算中,也可以将数式1变更为适合r θ 座标系的数式。

[0070] 能量运算部70例如根据数式1,跨多个时相地,按每个时相来计算能量损失的总和。

[0071] 另外,能量运算部70根据与流入线路54对应的血流的速度信息来计算流入能量,该流入能量是向心脏内腔流入的血流的运动能量,并根据与流出线路56对应的血流的速度信息来计算流出能量,该流出能量是从心脏内腔流出的血流的运动能量。

[0072] 图3是用于说明流入能量和流出能量的计算例的图。在计算流入能量时,能量运算部70首先将流入线路54分割为多条样本直线(长度dL)。各样本直线的长度dL例如优选为图像数据的1像素程度的大小。

[0073] 接下来,能量运算部70按每条样本直线来获取该样本直线上的速度矢量V。例如,

将各样本直线上的1个样本点例如样本直线的中心点上的速度矢量V设为该样本直线的速度矢量V。当然,也可以根据各样本直线上的多个样本点,例如将多个样本点上的速度矢量V的矢量均值作为该样本直线的速度矢量V。

[0074] 进而,能量运算部70按每条样本直线,根据该样本直线的速度矢量V,通过下式来计算运动能量。

[0075] [数式2]

$$[0076] \quad \frac{1}{2} m V^2 \quad \dots \quad \text{各样本直线的运动能量}$$

$$[0077] \quad m = \rho \times dL \times V$$

[0078] V:速度矢量的大小

[0079] ρ :血液密度

[0080] dL:样本直线的长度

$$[0081] \quad \rho = 1060 \text{Kg/m}^3$$

[0082] 然后,能量运算部70计算针对构成流入线路54的多条样本直线的运动能量的总和,并将该总和设为流入能量。能量运算部70跨多个时相地,按每个时相来计算流入能量。

[0083] 另外,能量运算部70在计算流出能量时,将流出线路56分割为多条样本直线(长度dL),通过与在流入能量的情况下同样的处理来计算流出能量。也就是,能量运算部70按流出线路56的每条样本直线,通过数式2来计算运动能量,并计算针对构成流出线路56的多条样本直线的运动能量的总和,将该总和设为流出能量。能量运算部70跨多个时相地,按每个时相来计算流出能量。

[0084] 此外,也可以仅设定流入线路54并仅计算流入能量,还可以仅设定流出线路56并仅计算流出能量。

[0085] 若在能量运算部70中得到能量损失、流入能量和流出能量的计算值,则显示处理部80形成表示这些计算值的显示图像。显示处理部80例如形成表示能量损失等的经时变化的曲线图作为显示图像。

[0086] 图4是表示用于呈示能量损失等的经时变化的曲线图的具体例的图。在图4中图示了以横轴为时间轴且在纵轴上表示计算值的曲线图。

[0087] 显示处理部80形成跨多个时相地表示按每个时相而计算的能量损失的计算值(关注区域内的总和)的曲线图。由此,得到图4中以实线表示的能量损失的波形。

[0088] 另外,显示处理部80形成跨多个时相地表示按每个时相计算的流入能量的计算值(流入线路上的总和)的曲线图以及跨多个时相地表示按每个时相计算的流出能量的计算值(流出线路上的总和)的曲线图。由此,得到图4中以单点划线表示的流入能量的波形和以虚线表示的流出能量的波形。

[0089] 此外,关于流入能量、流出能量和能量损失的波形,优选彼此对齐时间轴,也就是,使与相同的时相对应计算值彼此与相同的时相建立对应地进行显示。当然,流入能量、流出能量和能量损失的波形也可以分别单独显示。

[0090] 另外,显示处理部80也可以对与心脏内腔有关的超声波图像的图像数据,按关注区域内的每个样本点实施与该样本点的能量损失相应的显示处理,从而形成表示能量损失在心脏内腔的分布状态的显示图像。

[0091] 图5是表示能量损失的分布所涉及的显示图像的具体例的图。在图5<A>中图示了如下显示图像,即,对于与设定了关注区域的心脏内腔有关的超声波图像(B模式图像),针对关注区域内的多个样本点,按每个样本点通过与该样本点处的能量损失值相应的色调来实施着色处理而得到的显示图像。

[0092] 显示处理部80例如对能量损失值较大的各样本点的图像部分实施以黄色为基调的着色处理,对能量损失值较小的各样本点的图像部分实施以红色为基调的着色处理,从而形成图5<A>的显示图像。当然,还可以以与黄色和红色不同的颜色为基调来表现能量损失值的大小,也可以通过亮度的大小、图案的变化等来表现能量损失值的大小。

[0093] 另外,显示处理部80也可以根据关注区域内的多个样本点上的速度矢量,来形成表示血流的流动的流线,并通过在图5<A>所示的图像上重叠显示流线,来形成图5所示的显示图像。

[0094] 此外,流线例如能通过如下方式得到:针对多个开始点,按每个开始点,以该开始点为起点按照二维的速度矢量的分布来追踪血流的流动。例如,从各开始点起,向该开始点的位置上的血流的速度矢量的方向前进来搜索追踪点,进而,参照该追踪点的位置上的血流的速度矢量,向该速度矢量的方向前进来搜索下一个追踪点。如此,按每个开始点依照血流的速度矢量的分布来一个接一个地搜索追踪点TP,从而形成血流的流线。由此,如图5所示,能形成与多个开始点对应的多个流线。

[0095] 接下来,说明影响到心脏内腔的运动能量。能量运算部70根据内腔线上的速度信息,来计算影响到心脏内腔的运动能量。

[0096] 图6是表示根据内腔线52计算运动能量的具体例的图。在运动能量的计算中利用内腔线52上的多个追踪点P。另外,将对彼此相邻的2个追踪点(P1,P2)进行连结的直线设为运算线,设定以运算线的中点(xh,yh)为起点而相对于运算线正交的法线矢量(xd,yd)。然后,按每个运算线,通过下式来计算运动能量。

[0097] [数式3]

[0098]
$$\frac{1}{2} \rho \sum (U^2 + V^2) \cdot \dots \cdot \text{各运算线上的运动能量总量}$$

————— Q
样本总数

[0099] $\rho = 1060 \text{Kg/m}^3$

[0100] ρ : 血液密度

[0101] U: 各样本点的速度矢量的U方向分量

[0102] V: 各样本点的速度矢量的V方向分量

[0103] 面积变化 $Q = (x_d \times w_U) + (y_d \times w_V)$

[0104] w_U : 中点的速度矢量的U方向分量

[0105] w_V : 中点的速度矢量的V方向分量

[0106] (运动能量的单位 : $\text{密度} \cdot \text{速度平方} \cdot \text{速度} \cdot \text{距离} = \frac{\text{Kg} \cdot \text{m}^3}{\text{m}^3} \cdot \frac{\text{m}^2}{\text{s}^2} \cdot \frac{\text{m}}{\text{s}} \cdot \text{m} = \frac{\text{Kg} \cdot \text{m}^6}{\text{s}^4} = \frac{\text{Kg} \cdot \text{m}^6}{\text{s}^4} = \frac{\text{N} \cdot \text{m}}{\text{m}}$)

[0107] 在数式3中,针对运算线上的多个样本点,按每个样本点,根据速度矢量(U,V)来计算运动能量,将针对运算线上的多个样本点的运动能量的总和除以样本总数,进而乘以面积变化Q。面积变化Q是通过运算线上的中点处的流速矢量(wU,wV)与法线矢量(xd,yd)的内

积 $((x_d \times w_u) + (y_d \times w_v))$ 而得到的。

[0108] 此外,运算线上的各样本点的速度矢量 (U, V) 既可以通过利用运算线上(内腔线52上)的图像数据的模式匹配来计算,也可以根据运算线上的附近的血流的速度矢量来计算。

[0109] 能量运算部70针对内腔线52内的多个运算线,按每个运算线,根据数式3来计算运动能量。然后,例如计算从多个运算线(优选为全部的运算线)得到的运动能量的总和,并将该总和设为影响到心脏内腔的运动能量的总量。能量运算部70跨多个时相地按每个时相来计算运动能量的总量。

[0110] 图7是表示用于呈示运动能量总量的经时变化的具体例的图。在图7中,图示了以横轴为时间轴且在纵轴上表示计算值的曲线图。

[0111] 显示处理部80形成跨多个时相地表示按每个时相所计算的运动能量的总量的曲线图。由此,得到图7中虚线所示的运动能量的波形。此外,显示处理部80也可以形成跨多个时相地表示按每个时相所计算的能量损失的计算值的曲线图,如图7所示,使能量损失的波形(实线)与运动能量的波形(虚线)一起显示。当然,也可以仅单独显示运动能量的波形。另外,也可以计算能量损失与运动能量的比率(能量损失/运动能量),将其作为评价心脏的负荷状态的指标值来显示。

[0112] 回到图6,能量运算部70在计算运动能量的总量时,也可以计算基于朝向心脏内腔的内侧的速度信息的运动能量的总量、以及基于朝向心脏内腔的外侧的速度信息的运动能量的总量。

[0113] 例如,可以对在数式3中面积变化 Q 为正(plus)的针对多个运算线的运动能量的总和、与面积变化 Q 为负(minus)的针对多个运算线的运动能量的总和分别单独计算。另外,在形成运动能量的波形时,可以按每个时相,从面积变化 Q 为正的总运动能量和以及面积变化 Q 为负的总运动能量当中选择绝对值大的一方,来形成跨多个时相的运动能量波形。当然,也可以按每个时相,针对面积变化 Q 为正的总运动能量和以及面积变化 Q 为负的总运动能量,计算2个总和的合计值或差分值,并形成合计值或差分值的波形。

[0114] 通过利用图1的超声波诊断装置,例如能根据流入能量和流出能量来诊断血流的流量是否充分,进而,根据能量损失来诊断心脏的负担(心负荷)是否较大等。

[0115] 例如,若流入能量、流出能量较大,例如大于基准值,则预想在被检测体的体内维持着充分的血流的流量。另外,在维持充分的血流的流量的基础上,若心脏内腔的血流内的能量损失较小,例如小于基准值,则心脏正常的可能性较高。但是,即使维持着充分的血流的流量,若心脏内腔的血流内的能量损失较大,例如大于基准值时,则为了维持充分的血流的流量,心脏也会向血流提供大的运动能量,可以预想心脏的负担(心负荷)较大。

[0116] 此外,上述诊断例终究只是一例。另外,利用图1的超声波诊断装置的诊断应该在医师等专业人员的指导下慎重进行,这是不言自明的。

[0117] 尽管以上说明了本发明的实施中优选的超声波诊断装置,但例如也可以将图1所示的速度矢量运算部40、关注区域设定部50、内腔线速度运算部60、能量运算部70和显示处理部80当中的至少一者通过计算机实现,并使该计算机作为本发明所涉及的信息处理装置而发挥功能。

[0118] 此外,上述实施方式在所有方面只不过是例示,并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形态。

[0119] 标号说明

[0120] 10 探针、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 关注区域设定部、60 内腔线速度运算部、70 能量运算部、80 显示处理部、82 显示部、90 控制部。

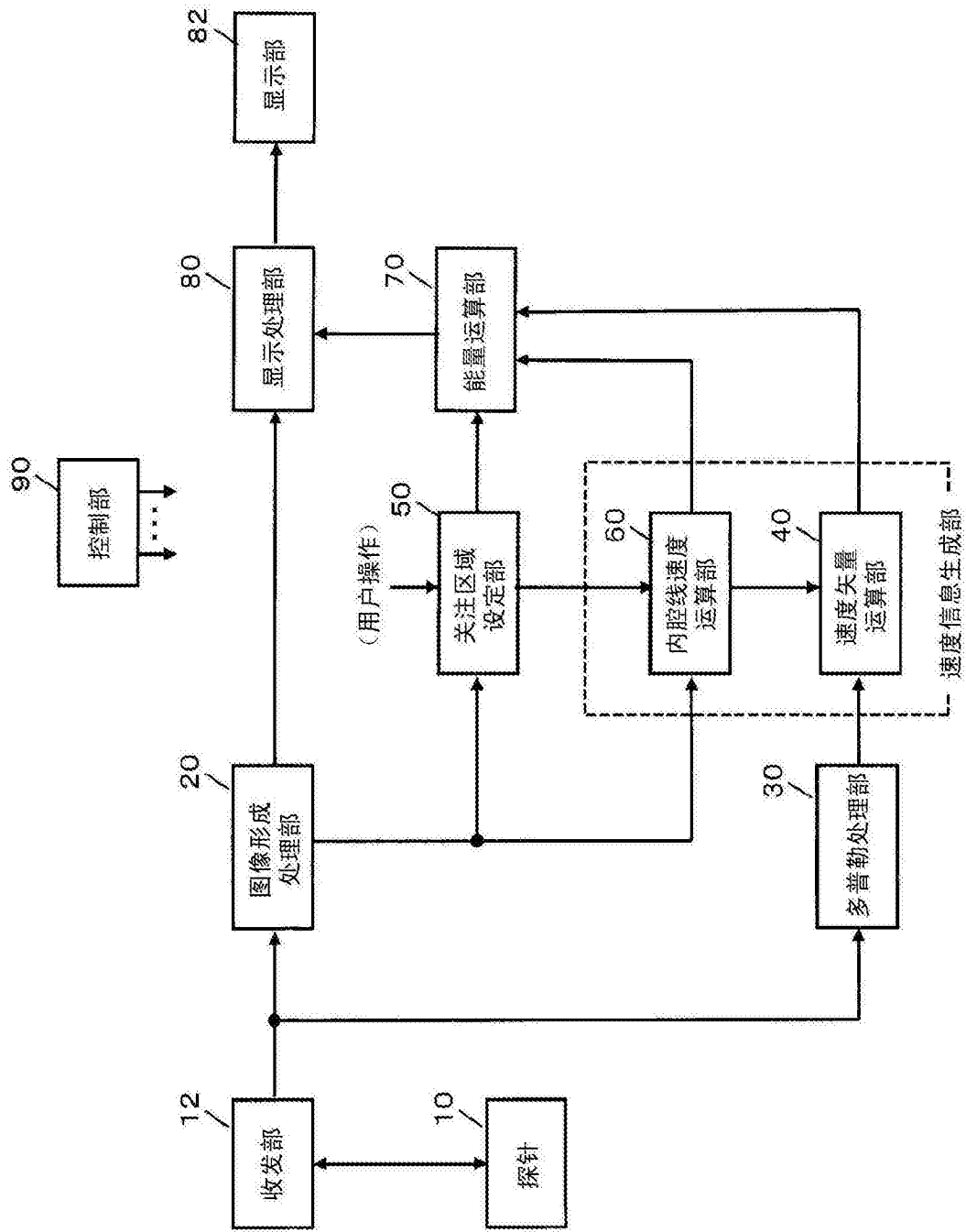


图1

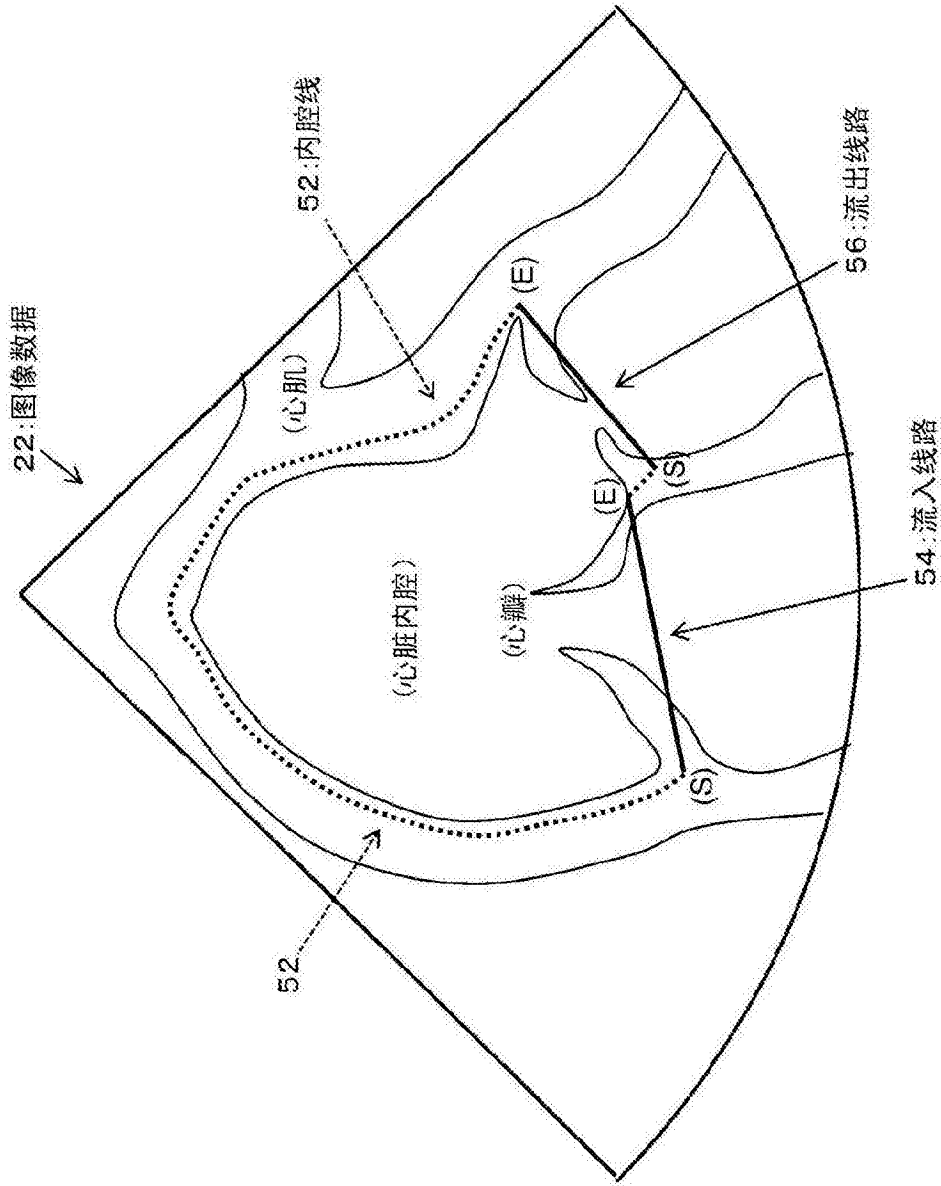


图2

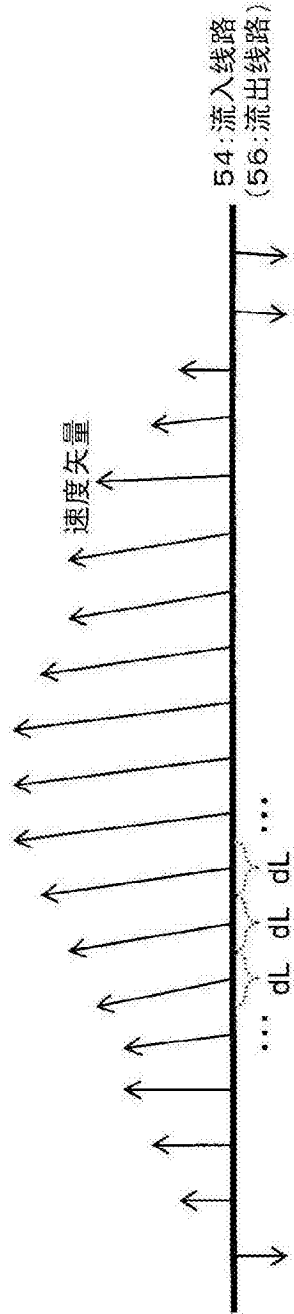


图3

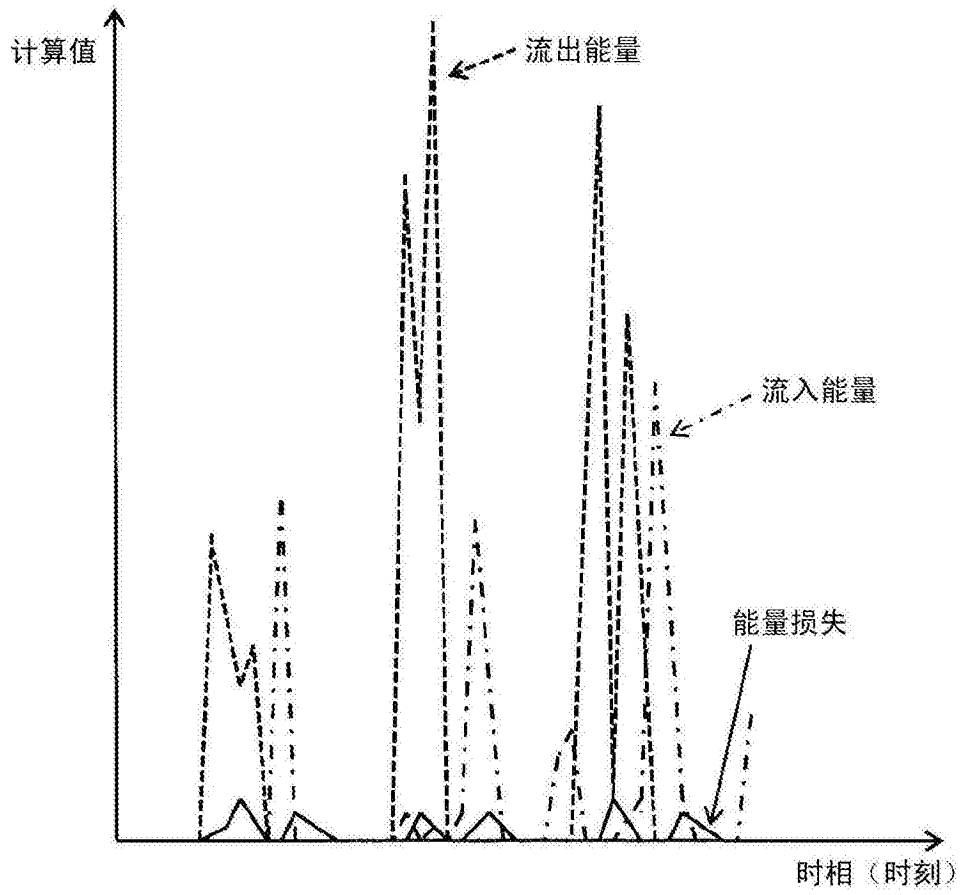


图4

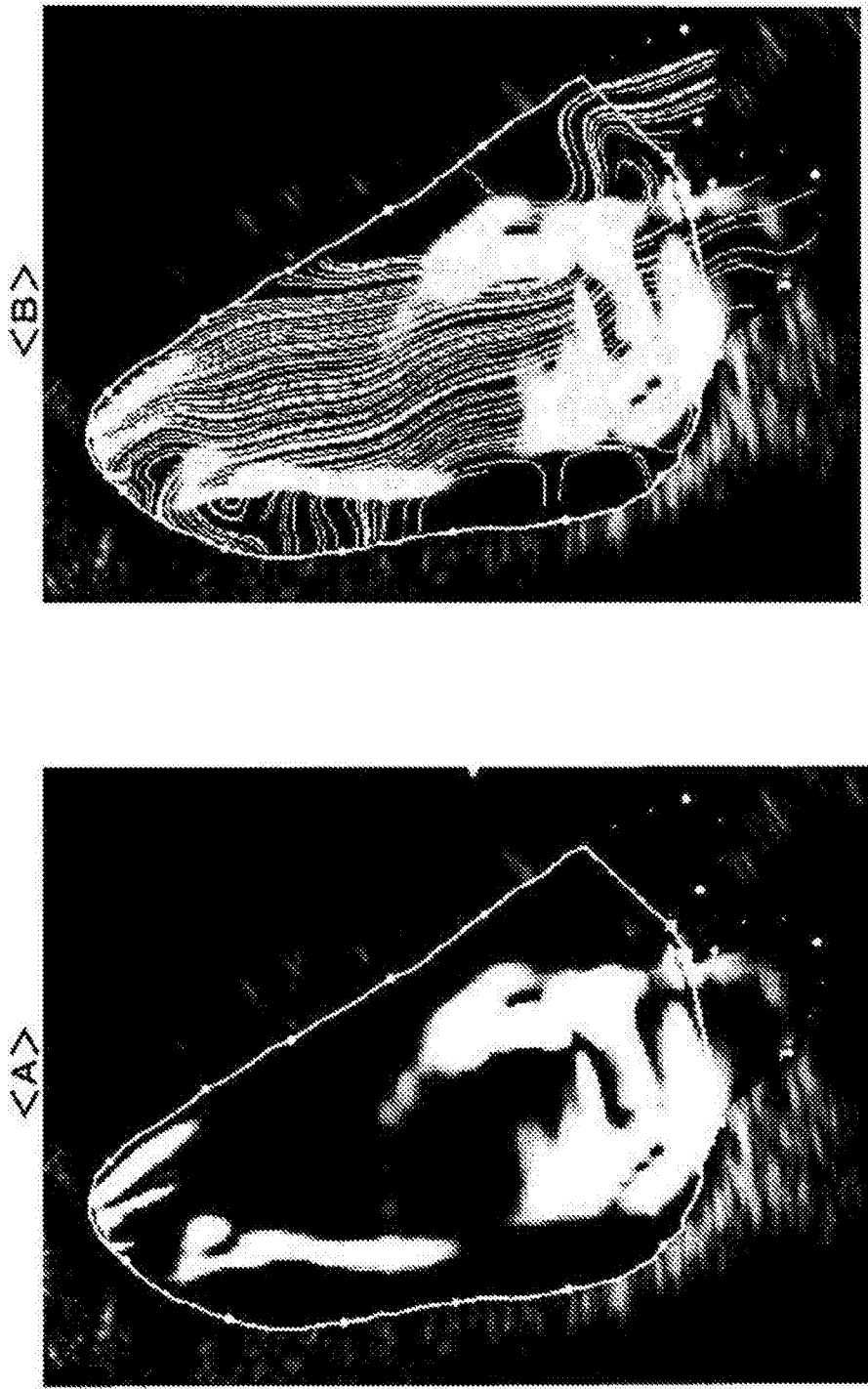


图5

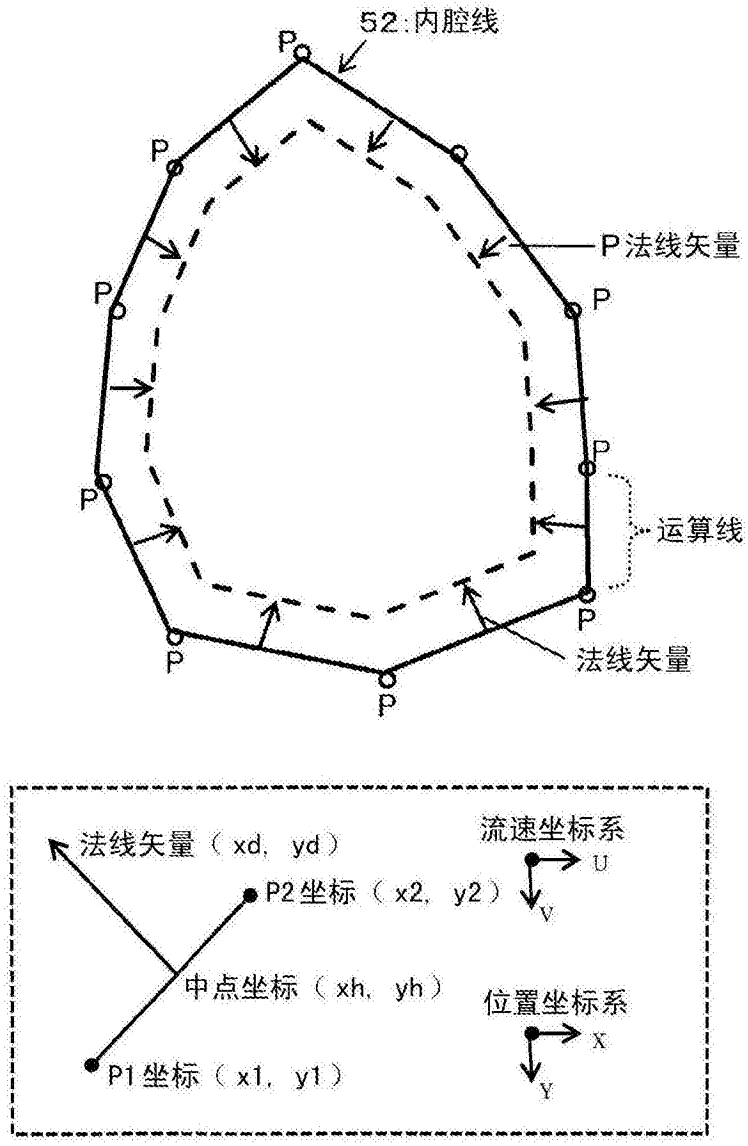


图6

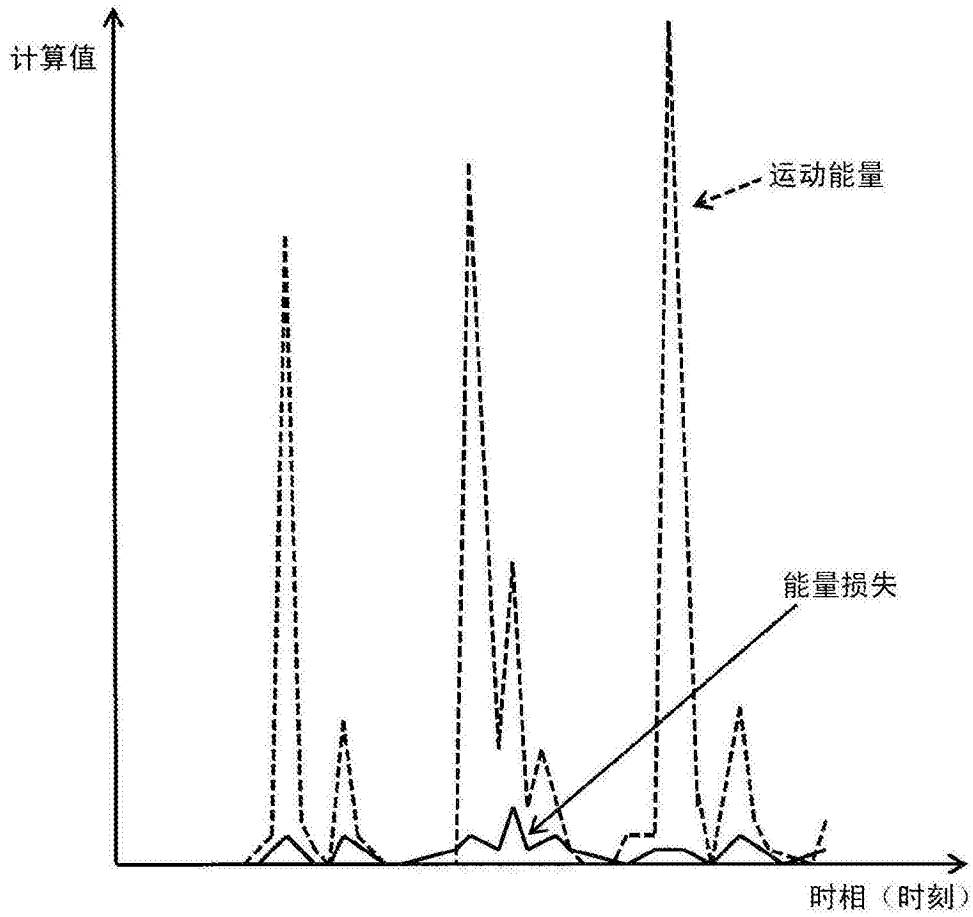


图7

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN106232015A	公开(公告)日	2016-12-14
申请号	CN201580022451.8	申请日	2015-04-09
[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 坂下肇 西山知秀		
发明人	宫地鉴 板谷庆一 坂下肇 西山知秀		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/065 A61B8/0883 A61B8/461 A61B8/467 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5223 G16H50/30 A61B8/06		
代理人(译)	刘慧群		
优先权	2014092525 2014-04-28 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

图像形成处理部(20)根据超声波的接收信号来形成生物体内的图像数据。多普勒处理部(30)根据超声波的接收信号来生成生物体内的多普勒信息。速度矢量运算部(40)根据生物体内的多普勒信息来生成血流的速度信息(速度矢量)。关注区域设定部(50)在图像数据内设定与心脏内腔对应的关注区域。能量运算部(70)根据与心脏内腔对应的关注区域内的血流的速度信息，计算在心脏内腔的血流内失去的能量的损失量。

