



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106028948 A

(43)申请公布日 2016. 10. 12

(21)申请号 201580009862.3

(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 2015.01.19

代理人 刘慧群

(30)优先权数据

2014-038538 2014.02.28 JP

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.08.22

A61B 8/14(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2015/051281 2015.01.19

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/129336 JA 2015.09.03

(71)申请人 株式会社日立制作所

地址 日本东京都

(72)发明人 田中智彦 冈田孝

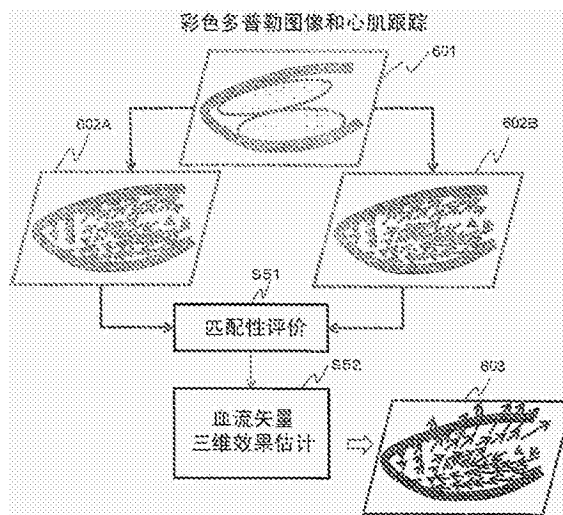
权利要求书2页 说明书15页 附图12页

(54)发明名称

超声波摄像装置以及方法

(57)摘要

本发明提供一种超声波摄像装置以及方法，利用由彩色多普勒法得到的血流的速度信息来估计血流的三维效果，从而能够提示反映了三维效果的诊断信息。本发明的超声波摄像装置具备：超声波探头，其向检查对象发送超声波，并且接收从所述检查对象反射的回波信号；和信号处理部，其对由所述超声波探头接收到的回波信号进行处理，所述信号处理部基于根据所述回波信号并利用第一方法而估计出的血流速度、和利用与所述第一方法不同的第二方法而估计出的血流速度之差，估计所述血流速度中的三维效果，并且反映该三维效果来生成诊断信息。



1. 一种超声波摄像装置,其特征在于,具备:  
超声波探头,其向检查对象发送超声波,并且接收从所述检查对象反射的回波信号;和  
信号处理部,其对由所述超声波探头接收到的回波信号进行处理,  
所述信号处理部基于根据所述回波信号并利用第一方法而估计出的血流速度、和利用与  
所述第一方法不同的第二方法而估计出的血流速度之差,估计所述血流速度中的三维效果,并且反映该三维效果来生成诊断信息。
2. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于,  
所述信号处理部具备:  
血流速度运算部,其根据所述回波信号来算出血流速度;和  
三维效果估计部,其基于由所述血流速度运算部算出的血流速度来估计三维效果。
3. 根据权利要求2所述的超声波摄像装置,其特征在于,  
所述血流速度运算部具备:  
组织速度运算部,其算出检查对象的组织速度;和  
多普勒速度运算部,  
所述血流速度运算部利用由所述组织速度运算部算出的组织血流边界速度和由所述多普勒速度运算部算出的多普勒速度来算出摄像面内的血流速度。
4. 根据权利要求2所述的超声波摄像装置,其特征在于,  
所述三维效果估计部具备:空间变化率运算部,其算出与摄像面正交的方向上的血流速度的空间变化率、以及根据该空间变化率导出的各个量,来作为所述三维效果。
5. 根据权利要求4所述的超声波摄像装置,其特征在于,  
所述空间变化率运算部具有所述空间变化率的分布模型,利用所述分布模型并根据所述血流速度的差,针对射束角度不同的多个点中的每一个点来算出所述血流速度的空间变化率。
6. 根据权利要求2所述的超声波摄像装置,其特征在于,  
所述超声波摄像装置还具有:诊断信息生成部,其利用由所述三维效果估计部估计出的三维效果来生成诊断信息。
7. 根据权利要求6所述的超声波摄像装置,其特征在于,  
所述诊断信息生成部利用由所述三维效果估计部估计出的三维效果来生成两点间的压力较差。
8. 根据权利要求6所述的超声波摄像装置,其特征在于,  
所述诊断信息生成部利用由所述三维效果估计部估计出的三维效果来算出摄像区域中的物理量的残存量。
9. 根据权利要求8所述的超声波摄像装置,其特征在于,  
所述物理量为从质量、运动量、运动能量、热量、物质的浓度中选择的一种以上的物理量。
10. 根据权利要求8所述的超声波摄像装置,其特征在于,  
所述物理量为所述摄像区域中的运动量,  
所述诊断信息生成部利用运动量的残存量而算出组织血流相互作用力来作为诊断信息。

11. 根据权利要求2所述的超声波摄像装置,其特征在于,所述超声波摄像装置还具备显示部,其显示所述诊断信息。
12. 根据权利要求11所述的超声波摄像装置,其特征在于,所述显示部与断层像图像以及/或者血流矢量的显示一起,将所述诊断信息作为曲线图或者数值来显示。
13. 根据权利要求11或12所述的超声波摄像装置,其特征在于,所述显示部显示所述诊断信息随时间经过的改变。
14. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于,所述超声波摄像装置还具备:输入部,其输入来自外部的心搏信息或者心电信息,所述信号处理部基于从所述输入部输入的心搏信息或者心电信息来生成多个心周期的诊断信息。
15. 一种超声波摄像装置,其特征在于,具备:
  - 超声波探头,其向检查对象发送超声波,并且接收从所述检查对象反射的回波信号;和
  - 信号处理部,其对由所述超声波探头接收到的回波信号进行处理,所述信号处理部具备:
    - 血流速度运算部,其根据所述回波信号来算出血流速度;和
    - 空间变化率运算部,其基于由所述血流速度运算部利用不同的方法算出的血流速度的匹配性,来算出与摄像面正交的方向上的血流速度的空间变化率。
16. 一种利用由超声波摄像装置得到的回波信号来生成与检查对象有关的诊断信息的方法,其特征在于,包括:
  - 根据所述回波信号而针对相同的位置利用两种方法来算出血流速度的处理;
  - 对利用所述两种方法算出的血流速度的匹配性进行评价的处理;
  - 利用所述血流速度的匹配性来估计摄像区域中的血流的三维效果的处理;和
  - 利用估计出的血流的三维效果来生成包括两点间的压力较差、血流量以及组织血流相互作用力这三者中的任一者在内的诊断信息的处理。

## 超声波摄像装置以及方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医疗用的超声波摄像装置,涉及在能够根据彩色多普勒法的信息来估计血流的速度矢量的超声波摄像装置中具有估计血流速度的三维效果的功能的超声波摄像装置。

### 背景技术

[0002] 彩色多普勒法仅能直接测量超声波射束方向的速度分量。不能显示在断层内血流在哪个方向上流动,即不能显示流动方向。因而,提出了根据组织的边界的速度和二维流的质量守恒的式子来估计超声波射束方向和正交方向的速度分量,并根据超声波射束方向和正交方向的速度分量来求出速度矢量的方法(Vector Flow Mapping:VFM)(例如专利文献1)。在VFM中,没有以在流动中具有三维性作为前提,而是假设均不会从摄像面内漏出的二维流来构筑的。因此,在VFM中,不能得到如实际的血流那样的通过摄像面的流动场的血流信息、例如血流的压力场等。

[0003] 在超声波摄像装置中,公知进行三维测量而从任意的视点得到三维图像的方法(例如专利文献2),但难以根据利用三维测量而得到的三维图像来估计血流矢量的三维性(三维的血流动态)。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:JP特开2000-342585号公报

[0007] 专利文献2:JP特开平11-313824号公报

### 发明内容

[0008] 发明所要解决的课题

[0009] 为了检查三维的心脏或肿瘤的血流的动态,三维的血流的解析比较重要,但如上述那样,假设二维流来构筑的VFM中存在限度,除了摄像面内的二维的血流动态,还需要估计通过摄像面的流动场的三维的效果。

[0010] 本发明的课题在于,提供一种利用由彩色多普勒法得到的血流的速度信息来估计血流的三维效果,并能够将血流的三维效果反映到诊断信息中来进行提示的超声波诊断装置。

[0011] 用于解决课题的手段

[0012] 解决上述课题的本发明的超声波摄像装置,基于彩色多普勒法的信息,利用多个方法来进行血流速度的估计,基于它们的匹配性来估计血流的三维效果,并反映到诊断信息中。

[0013] 即,本发明的超声波摄像装置具备:超声波探头,向检查对象发送超声波,并且接收从所述检查对象反射的回波信号;和信号处理部,对由所述超声波探头接收到的回波信号进行处理,所述信号处理部基于根据所述回波信号并利用第一方法而估计出的血流速

度、和利用与所述第一方法不同的第二方法而估计出的血流速度之差,估计所述血流速度中的三维效果,并且反映该三维效果来生成诊断信息。

[0014] 此外,三维效果是指:在将实际上以三维规定的血流矢量在二维空间中进行了规定的情况即进行了二维流假定的情况下,在与该二维空间正交的方向上的血流速度分量所具有的效果,包括作为该血流速度分量的空间速度变化率、由此导出的各个量。

[0015] 发明效果

[0016] 根据本发明,能够提供对三维的血流动态的检查起作用的诊断信息。

## 附图说明

[0017] 图1为表示本发明的超声波摄像装置的实施方式的整体框图。

[0018] 图2为表示第一实施方式的信号处理部的动作的流程图。

[0019] 图3(a)为组织图像中的坐标系的说明图,图3(b)为组织速度计算的说明图。

[0020] 图4为血流矢量计算的说明图。

[0021] 图5为说明基于不同方法的血流矢量计算的图。

[0022] 图6为表示三维效果估计部的处理的图。

[0023] 图7(a)、图7(b)分别为物理量守恒的示意图。

[0024] 图8(a)、图8(b)分别为说明诊断信息的计算的图。

[0025] 图9为表示第二实施方式的信号处理部的动作的图。

[0026] 图10为显示的实施方式的说明图。

[0027] 图11为显示的实施方式的说明图。

[0028] 图12为显示的实施方式的说明图。

[0029] 图13为显示的实施方式的说明图。

[0030] 图14为显示的实施方式的说明图。

## 具体实施方式

[0031] 本实施方式的超声波诊断装置具备:向检查对象(3)发送超声波并且接收从所述检查对象反射的回波信号的超声波探头(2);和对由所述超声波探头接收到的回波信号进行处理的信号处理部(15),信号处理部(15)具备:根据回波信号来算出血流速度的血流速度运算部(154);和基于血流速度运算部所算出的血流速度来估计三维效果的三维效果估计部(155)。

[0032] 血流速度运算部(154)具备算出检查对象的组织速度的组织速度运算部(152)、和多普勒速度运算部(153),并利用由组织速度运算部算出的组织血流边界速度和由多普勒速度运算部算出的多普勒速度来算出摄像面内的血流速度。

[0033] 三维效果估计部(155)具备空间变化率运算部(158),该空间变化率运算部算出与摄像面正交的方向上的血流速度的空间变化率、以及根据该血流速度的空间变化率导出的各个量来作为三维效果。此外具有利用由三维效果估计部估计出的三维效果来生成诊断信息的诊断信息生成部(159)。

[0034] 以下,基于附图对本发明的实施方式进行说明。

[0035] 图1为表示本发明的超声波摄像装置的装置结构例的框图,如图1所示,本实施方

式的超声波摄像装置具有装置主体1和超声波探头2。

[0036] 装置主体1被用于控制超声波探头2且生成超声波图像,具备输入部10、控制部11、超声波信号产生器12、超声波接收电路13、显示部14以及信号处理部15。

[0037] 超声波探头2按照由超声波信号产生器12生成的信号,与生物体(被检查者)3接触,对照射区域30照射超声波,并接收照射区域30的反射波回波信号。超声波探头2根据扫描方式而产生连续波或者脉冲波。

[0038] 说明装置主体1的各构成要素。输入部10具备键盘或指向器,该键盘或指向器用于由操作超声波摄像装置的检查者对控制部11设定超声波摄像装置的动作条件。此外,在检查中利用心电图等来自外部仪器的信息的情况下,也可作为外部信号输入部发挥功能。

[0039] 控制部11为基于由输入部10设定的超声波摄像装置的动作条件来控制超声波信号产生器12、超声波接收电路13、显示部14以及信号处理部15的部件,例如计算机系统的CPU。

[0040] 超声波信号产生器12具备产生规定的频率的信号的振荡器,并将驱动信号发送到超声波探头2。超声波接收电路13对由超声波探头2接收到的反射回波信号进行放大或调相等信号处理。超声波接收电路13包括接收电路、包络线检波单元、进行Log压缩的单元。显示部14输出由信号处理部15得到的信息。信号处理部15具有根据来自超声波探头2的反射回波信号生成超声波图像的功能。其详细情况在后面叙述。

[0041] 此外,虽然没有图示,但装置主体1具备扫描变换器、A/D变换器。扫描变换器也可包括在超声波接收电路13中,也可安装在信号处理部15的后级。在超声波接收电路13包括扫描变换器的情况下,具有由信号处理部15处理的数据量减少的优点。此外,在超声波接收电路13中不包括扫描变换器的情况下,能够由信号处理部15处理较多的数据,从而能够实现精度高的测量装置。A/D变换器被安装于信号处理部15的前级。其采样的频率通常设为20MHz到50MHz之间。

[0042] 接下来,说明信号处理部15的详细的构成要素。信号处理部15作为主要的要素,具有断层图像形成部151、组织速度运算部152、多普勒速度运算部153、血流矢量运算部154、三维效果估计部155、显示图像形成部156以及存储器157。

[0043] 断层图像形成部151根据从超声波接收电路13输出的反射回波信号形成例如B模式像、即利用了超声波照射对象的平面的摄像法的二维的组织形状图像、或者利用了立体的摄像法的三维的组织形状图像。此外,断层图像形成部151通过组织形状图像来提取组织位置信息。组织速度运算部152从组织形状信息提取组织的运动信息。多普勒速度运算部153根据从超声波接收电路13输出的反射回波信号提取例如彩色多普勒模式的血流速度信息、即利用了超声波照射对象的平面的摄像法的二维的多普勒血流速度信息、或者利用了立体的摄像法的三维的多普勒血流速度信息。血流矢量运算部154根据多普勒血流速度信息并利用物理定律来估计血流矢量。

[0044] 三维效果估计部155估计血流矢量的三维效果,利用该三维效果来生成诊断信息。血流矢量的三维效果是指:针对由血流矢量运算部154算出的血流矢量,具有与规定该血流矢量的面(二维空间)正交的方向上的血流速度分量的效果。

[0045] 三维效果估计部155中具备:空间变化率运算部158,其算出与摄像面正交的血流的速度空间变化率、根据该血流的速度空间变化率导出的各个量来作为三维效果;和诊断

信息生成部159,其利用三维效果来生成诊断信息。此外,三维效果估计部155具体地由运算装置构筑,通过执行组装到运算装置中的程序来实现包括空间变化率运算部158以及诊断信息生成部159的功能在内的三维效果估计部155的功能。

[0046] 显示图像形成部156形成在显示部14中显示的显示图像,按照预先决定的形式或从输入部10输入的指示,对由断层图像形成部151形成的断层图像、由多普勒测量得到的多普勒波形、由三维效果估计部155算出的各个量等形成显示图像。

[0047] 存储器157存储反射回波信号、在信号处理部15的运算中所必需的信息、信号处理部15的处理结果。

[0048] 基于以上所说明的装置的结构,说明超声波诊断装置的动作的实施方式。

[0049] <第一实施方式>

[0050] 参照图2所示的处理流程来说明本实施方式。图2中,作为具体的例子,说明照射区域30(图1)为包括左心室的部位的情况,但照射区域30也可为检查者所期望的血管或其他心腔。

[0051] 如图2所示,在本实施方式中进行:形成组织形状图像并算出组织速度的处理(S1)、算出血流速度的处理(S3)、利用这些组织速度和血流速度来算出血流矢量的处理(S4)、利用由两种方法算出的血流矢量(血流速度)来估计血流矢量的三维效果的处理(S5)、利用估计出的三维效果来生成诊断信息的处理(S6)以及显示诊断信息的处理(S7)。也可省略生成诊断信息的处理,进行显示在S7中估计出的三维效果的处理。以下,详细地说明各处理的内容。

[0052] <步骤S1>

[0053] 首先,为了算出照射区域(左心室)的组织速度,进行用于得到照射区域的形态信息(B模式图像)的摄像。B模式像的超声波频率设为能摄像的1MHz到20MHz的范围。此外,帧速率设为能够捕捉根据心搏而变动的心脏的运动的范围。具体地设为15Hz以上。断层图像形成部151根据从超声波接收电路13输出的反射回波来形成例如B模式像。超声波生物体图像可以为利用了平面的摄像法的二维的图像或者利用了立体的摄像法的三维的图像中的任一个,按时间序列来取得数据。

[0054] 在图3(a)中表示由步骤S1得到的形状信息的一例。图3为对于超声波探头2而利用进行扇形扫描的扇形探头,并将摄像对象设为左心室31的图。图中, $r$ 为超声波的射束方向(深度方向)、 $\theta$ 为摄像面内的射束角度方向。在扇形扫描的情况下,深度方向为 $r$ 方向,扫描方向为 $\theta$ 方向。

[0055] <步骤S2>

[0056] 组织速度运算部152首先根据断层图像形成部151在步骤S1中形成的超声波生物体图像来取得组织的位置信息。组织的位置信息也可通过对组织内壁进行图像处理来检测,还可通过检查者经由输入部10指定组织内壁来取得。具体地,在超声波图像中组织被识别为高亮度值,因此将高亮度值部设为心脏组织,取得二维或者三维的心脏组织位置。或者,也可通过检查者经由在输入部10中安装的指向器对作为血液和组织的边界面的组织内壁进行指定来提供位置。将该方法统一称作心肌跟踪。

[0057] 接下来,组织速度运算部152算出组织血流边界速度。组织血流边界速度为组织壁和血液之间的边界的速度,流体力学上在该界面处血液的速度和组织的速度相等。关于

组织血流边界速度的算出方法,可以利用两幅在时间上连续的图像的模式匹配,也可追踪如上述那样决定的组织的位置信息随时间经过的改变即组织的移动。作为模式匹配的运算方法,可以利用例如互相关法、SAD(sum of absolute difference)法、SSD(sum of squared difference)法、KLT(Kanade-Lucas-Tomai)法。通过用由这些方法得到的组织的移动量除以图像的摄像间隔来算出组织血流边界速度。

[0058] 作为组织血流边界速度,例如如图3(b)所示,算出左侧组织的组织血流边界速度511和同一深度的右侧组的组织血流边界速度512。

[0059] <步骤S3>

[0060] 与步骤S1的用于得到形态信息的摄像不同,针对与在步骤1中进行了摄像的照射区域相同的照射区域进行多普勒法的测量,得到血流速度分布信息。多普勒法可以为连续波多普勒法、脉冲波多普勒法的任一个,但在此利用作为通用的方法的彩色多普勒法。这种情况下,多普勒速度运算部153关注于由断层图像形成部151所取得的超声波生物体图像中的血流部,通过自相关法取得血流速度分布信息。在此所得到的血流速度分布为血流速度中超声波射束的射束方向(r方向)的分量。

[0061] <步骤S4>

[0062] 血流矢量运算部154利用由组织速度运算部152算出的组织血流边界速度和由多普勒速度运算部153取得的血流速度分布信息,估计血流矢量。参照图4说明血流矢量的估计方法。在摄像面流动的血流的速度具有三维的速度分量。利用了多普勒效应的速度测量仅能求得三维的速度分量中超声波射束方向分量,但通过利用物理定律(质量守恒定律)能估计射束垂直方向的速度分量。

[0063] 具体而言,表示极坐标系中的流体的质量守恒定律的连续的式子,如式(1)那样记述。

[0064] [数学式1]

$$[0065] \quad \frac{v_r}{r} + \frac{\partial v_r}{\partial r} + \frac{1}{r} \frac{\partial v_\theta}{\partial \theta} + \frac{\partial v_z}{\partial z} = 0 \quad (1)$$

[0066] 式中,r为超声波射束的深度方向, $\theta$ 为超声波射束的扇形扫描的方向, $v_r$ 、 $v_\theta$ 、 $v_z$ 分别为r方向、 $\theta$ 方向以及与摄像面垂直的方向上的血流的速度分量。

[0067] 在此,在忽略垂直地通过摄像面的血流速度 $v_z$ 的影响的情况下,质量守恒的式(1)由下式(2)、(3)来表示。

[0068] [数学式2]

$$[0069] \quad \frac{v_r}{r} + \frac{\partial v_r}{\partial r} + \frac{1}{r} \frac{\partial v_\theta}{\partial \theta} = 0 \quad (2)$$

[0070] [数学式3]

$$[0071] \quad \frac{\partial v_z}{\partial z} = 0 \quad (3)$$

[0072] 式(2)能够如式(4)那样改写。

[0073] [数学式4]

$$[0074] \quad \frac{\partial v_{\theta}}{\partial \theta} = -v_r - r \frac{\partial v_r}{\partial r} \quad (4)$$

[0075] 根据式(4), $\theta$ 方向的血流速度 $v_{\theta}(r, \theta)$ 能够通过式(5)求得。

[0076] [数学式5]

$$[0077] \quad v_{\theta}(r, \theta) = v_{\theta r}(r) + \int \left( -v_r(r, \theta) - r \frac{\partial v_r(r, \theta)}{\partial r} \right) d\theta \quad (5)$$

[0078] 式(5)中, $v_{\theta r}(r)$ 为通过组织速度运算部152算出的、深度 $r$ 处的组织血流边界速度的与射束方向正交的方向上的速度分量。式(5)的右边的第2项的积分为深度 $r$ 处的 $\theta$ 方向上的积分。

[0079] 根据由式(5)求得的与射束正交的方向的速度分量 $v_{\theta}(r, \theta)$ 和通过彩色多普勒求得的超声波射束方向上的速度分量 $v_r(r, \theta)$ ,如图4所示,求得摄像面中的速度矢量 $V(r, \theta)$ 。图4中,仅表示了单点的矢量 $V$ ,但能够在成为VFM的对象的期望的区域中包括的多个点算出矢量。

[0080] 如式(3)所示,如上那样算出的速度矢量 $V$ 未考虑垂直地通过摄像面的血流的影响。因而,在以下的步骤中,为了估计垂直地通过摄像面的血流的影响、即血流矢量的三维效果,血流矢量运算部154针对相同的位置利用其他的方法(研究)来算出速度矢量 $V$ 。

[0081] 作为一例,如图5所示,如果设为组织血流边界(左右的心肌)的点 $a$ 至点 $b$ ,则采用将式(5)的 $\theta$ 方向上的积分从左向右进行积分来算出速度矢量的方法(第1方法)、和将式(5)的 $\theta$ 方向上的积分从右向左进行积分来算出速度矢量的方法(第2方法)。

[0082] 在第1方法中,式(5)成为式(6)。

[0083] [数学式6]

$$[0084] \quad v_{\theta}^{(1)}(r, \theta) = v_{\theta a}^T(r) + \int_a^{\theta} \left( -v_r(r, \theta) - r \frac{\partial v_r(r, \theta)}{\partial r} \right) d\theta \quad (6)$$

[0085] 在此,式(6)的右边第1项的速度为针对在心肌跟踪中决定的点 $a$ 而由组织速度运算部152算出的 $\theta$ 方向的速度分量。

[0086] 第2方法中,式(5)成为式(7)。

[0087] [数学式7]

$$[0088] \quad v_{\theta}^{(2)}(r, \theta) = v_{\theta b}^T(r) - \int_{\theta}^b \left( -v_r(r, \theta) - r \frac{\partial v_r(r, \theta)}{\partial r} \right) d\theta \quad (7)$$

[0089] 在此,式(7)的右边第1项的速度为针对在心肌跟踪中决定的点 $b$ 而由组织速度运算部152算出的 $\theta$ 方向的速度分量。

[0090] <步骤S5>

[0091] 三维效果估计部155利用在上述步骤S4中由两种方法算出的血流速度矢量的结果,首先评价结果的匹配性,并基于评价出的匹配性来估计血流矢量三维流效果。图6中表示三维效果估计部155的估计处理的详细内容。

[0092] 如图6所示,在步骤S1~S3中,得到了通过彩色多普勒图像和心肌跟踪而确定的组

织血流边界的信息601。此外,在步骤S4中,算出通过两种方法求得的血流矢量场602A、602B。这些血流矢量场602A、602B是在摄像断面的二维流假定的条件下得到的。

[0093] 如式(8)所示,三维效果估计部155取得利用两种方法求得的血流矢量场的差分来评价匹配性(S51)。

[0094] [数学式8]

$$[0095] \quad D(r) \equiv v_{\theta}^{(2)}(r, \theta) - v_{\theta}^{(1)}(r, \theta) \quad (8)$$

[0096] 由式(8)求得的D(r)不依赖于角度,在积分路径上是恒定的,因此成为深度的函数。关于算出D(r)时的角度 $\theta$ 的选择,只要是成为对象的VFM的区域则该角度 $\theta$ 的选择是任意的,不限于组织血液边界,能利用积分路径上的任意的点计算。此外,在式(8)中,作为取得差分的血流矢量场,利用 $\theta$ 方向上的血流速度分量 $v_{\theta}$ ,但也可利用根据 $\theta$ 方向的速度分量 $v_{\theta}$ 和射束方向的速度分量 $v_r$ 求得的血流矢量V。

[0097] 在此,如果测量对象为二维流,则式(9)成立,式(8)的D(r)成为0。

[0098] [数学式9]

$$[0099] \quad v_{\theta}^{(1)}(r, \theta) = v_{\theta}^{(2)}(r, \theta) \quad (9)$$

[0100] 但是,心脏的左室那样的流动为三维流,严格地来说式(3)不能成立。同样,式(8)也不成立。

[0101] 因而,利用D(r)( $\neq 0$ )来估计血流矢量三维效果603(S52)。在由步骤S4算出的血流矢量中,除了由于血流矢量三维效果引起的误差之外还包括测量精度等各种误差,但由于血流矢量三维效果以外的误差大部分在进行差分的双方的血流矢量中作为具有相同大小且相同符号的误差来包含,因此会通过进行差分而被除去。因此,可认为D(r)不为零的主要原因为血流的二维流假定的失败。

[0102] 三维效果估计部155基于该前提,如式(10)所示,将D(r)定义为被离散化的积分路径中的各个血流矢量三维效果的相加,计算各个三维效果。

[0103] [数学式10]

$$[0104] \quad D(r) \equiv r \Delta \theta \sum_{i=1}^N \left. \frac{\partial v_i}{\partial z} \right| \quad (10)$$

[0105]  $\left. \frac{\partial v_i}{\partial z} \right|$ 为积分路径中第i个血流矢量的通过摄像面的方向上的速度空间变化率。

[0106] 在式(10)中,N为某深度r的积分路径上的血流矢量的数目, $\Delta \theta$ 为射束角度间隔。此外,血流矢量的数目N为依赖于超声波射束的数目的各个量,能够改称为积分路径上的采样点数。

[0107] D(r)为积分路径中的总和,因此不能从式(10)导出每个三维效果。因而,三维效果估计部155(速度空间变化率运算部158)设定每个血流矢量的速度空间变化率的分布模型,根据D(r)估计每个血流矢量的速度空间变化率。模型只要不违反物理定律则可以是任意的。说明几个模型的例子和利用了该模型的速度空间变化率的算出方法。

[0108] 作为最简单的情况,在积分路径中,举出设摄像面垂直方向上的速度空间变化率均等的模型。如果使用该模型,则每个(各采样点)的速度空间变化率如式(11)那样。

[0109] [数学式11]

$$[0110] \quad \frac{\partial v_z}{\partial z} = \frac{D(r)}{Nr\Delta\theta} \quad (11)$$

[0111] 作为第二模型,如式(12)所示,表示设速度空间变化率与射束方向速度具有比例关系的模型。该模型以速度较大的一方的流体通过摄像面的概率也高的可能性较大为前提。

[0112] [数学式12]

$$[0113] \quad \frac{\partial v_z}{\partial z} = c_2 v_r \quad (12)$$

[0114] 在此, $c_2$ 为比例常数。如果将式(12)的右边代入到式(10),则得到式(13),通过将式(13)的右边代入到式(12),从而通过式(14)求得各个空间变化率。

[0115] [数学式13]

$$[0116] \quad c_2 = \frac{D(r)}{r\Delta\theta \sum_{i=1}^N (v_r)_i} \quad (13)$$

[0117] [数学式14]

$$[0118] \quad \frac{\partial v_z}{\partial z} = \frac{D(r)}{r\Delta\theta \sum_{i=1}^N (v_r)_i} v_r \quad (14)$$

[0119] 作为第三模型,如式(15)那样,表示与摄像面垂直方向上的速度空间变化率与射束方向上的速度空间变化率具有比例关系的模型。该模型也以速度较大的一方的流体通过摄像面的概率也高的可能性较大为前提。

[0120] [数学式15]

$$[0121] \quad \frac{\partial v_z}{\partial z} = c_3 \frac{\partial v_r}{\partial r} \quad (15)$$

[0122] 在此, $c_3$ 为比例常数。

[0123] 每个空间变化率与第二模型同样地通过将式(15)的右边代入到式(12)而得到的式(16)求得。

[0124] [数学式16]

$$[0125] \quad \frac{\partial v_z}{\partial z} = \frac{D(r)}{r\Delta\theta \sum_{i=1}^N \left( \frac{\partial v_r}{\partial r} \right)_i} \frac{\partial v_r}{\partial r} \quad (16)$$

[0126] 此外,第二以及第三模型为速度空间变化率与射束方向速度或者射束方向上的速度空间变化率具有比例关系的模型,但也可代替这种情况,为基于速度空间变化率与射束垂直方向血流速度、绝对血流速度、射束方向的速度空间变化率、或者其绝对值的关系的模型。

[0127] 作为第四模型,式(17)中表示设为摄像面垂直方向上的速度空间变化率依赖于距心壁的距离的模型的例子。在此,假设为距心壁的距离远的一方速度空间变化率大。但是,也可不是正比例而是反比例。

[0128] [数学式17]

$$[0129] \quad \left. \frac{\partial v_z}{\partial z} \right|_i = c_4 \left( \frac{N}{2} - \left| i - \frac{N}{2} \right| \right) \quad (17)$$

[0130] 式中,N与式(10)中定义的N相同。

[0131] 利用了该模型的情况下的每个空间变化率由式(18)表示。

[0132] [数学式18]

$$[0133] \quad \frac{\partial v_z}{\partial z} = \frac{D(r)}{r \Delta \theta \sum_{i=1}^N \left( \frac{N}{2} - \left| i - \frac{N}{2} \right| \right)} \left( \frac{N}{2} - \left| i - \frac{N}{2} \right| \right) \quad (18)$$

[0134] 以上,说明了利用某深度r的积分路径中的D(r)来计算该积分路径上的每个三维效果的情况,通过以各种深度进行该计算,能够在所有期望的VFM区域(左室内)中估计摄像面垂直方向上的速度空间变化率。即,得到与VFM对应的速度空间变化率的映射。

[0135] 三维效果估计部155可以将如上那样估计的速度空间变化率直接在空间上进行映射,也可进而创建其他的指标。例如可以基于随时间经过而测量的反射回波信号以时间序列得到三维效果,计算关注部位的三维效果(速度空间变化率)的时间变化。此外,为了表示速度空间变化率在摄像面中的空间上的变化,也可计算以规定的位置的速度空间变化率为基准的比、比例或者其组合。进而,还能够预先存储以时间序列得到的三维效果或者在不同时间得到的三维效果来计算其最大血流矢量三维效果(最大值)、最低血流矢量三维效果(最小值)、平均血流矢量三维效果(平均值)。

[0136] 以上各个量能够用作在与摄像面垂直的方向上估计流动加速或者减速的状态的指标。

[0137] <步骤S6>

[0138] 三维效果估计部155(诊断信息生成部159)能够利用在步骤S5中算出的三维效果即与摄像面正交的方向上的速度空间分布,对基于二维流假设算出的诊断信息进行校正等来生成新的诊断信息。

[0139] 作为诊断信息的一例对压力较差的算出进行说明。

[0140] 一般,在计算血流那样的非压缩性的流体的压力分布的手法中,具有利用了Navier-Stokes式的方法(NSE法)和利用了压力Poisson式的方法(PPE法)这两个方法。在此,说明应用与NSE法相比具有计算成本低、通过采用充分的边界条件而可不需要时间信息地求得压力场这样的优点的PPE法的情况。为了便于说明,利用正交坐标系,但当然也可以利用极坐标系。

[0141] PPE法的方程式在张量表示中如式(19)那样记述。

[0142] [数学式19]

$$\begin{aligned}
 [0143] \quad & \frac{1}{\rho} \frac{\partial^2 p}{\partial x_1 \partial x_1} + \frac{1}{\rho} \frac{\partial^2 p}{\partial x_2 \partial x_2} + \frac{1}{\rho} \frac{\partial^2 p}{\partial x_3 \partial x_3} = - \left( \frac{\partial u_1}{\partial x_1} \right)^2 - \left( \frac{\partial u_2}{\partial x_2} \right)^2 - \left( \frac{\partial u_3}{\partial x_3} \right)^2 \\
 & - 2 \frac{\partial u_1}{\partial x_2} \frac{\partial u_2}{\partial x_1} - 2 \frac{\partial u_1}{\partial x_3} \frac{\partial u_3}{\partial x_1} - 2 \frac{\partial u_2}{\partial x_3} \frac{\partial u_3}{\partial x_2} \quad (19)
 \end{aligned}$$

[0144] 在此,p为压力,u为速度,下标为方向,1为深度方向,2为摄像面内与1的方向正交的方向,3为摄像面垂直方向(以下相同)。

[0145] 在步骤S4中算出的血流矢量为二维的测量,因此不能取得式(19)的所有的项。在设置了朝向面外方向的失真率的影响为零这样的假设的二维测量的情况下,式(19)成为式(20)。

[0146] [数学式20]

$$[0147] \quad \frac{1}{\rho} \frac{\partial^2 p}{\partial x_1 \partial x_1} + \frac{1}{\rho} \frac{\partial^2 p}{\partial x_2 \partial x_2} = - \left( \frac{\partial u_1}{\partial x_1} \right)^2 - \left( \frac{\partial u_2}{\partial x_2} \right)^2 - 2 \frac{\partial u_1}{\partial x_2} \frac{\partial u_2}{\partial x_1} \quad (20)$$

[0148] 在此,式(20)为被简化的式子,因此不能说信息充分。例如如左室早期扩张期那样,在非常短的时间中流入等情况下,通过摄像面的速度的变化的影响大,仅仅由式(20)表示的PPE法不能表现。但是,在PPE法中,在利用了时间空间分辨率充分的三维矢量场时,能够反映根据断面间的边界条件得到的时间加速度项,由此信息的精度提高。在此,在本实施方式中,如下式(21)中表示步骤S5中算出的血流矢量的三维效果那样,添加校正项C,提高由PPE法算出的压力分布的精度。

[0149] [数学式21]

$$[0150] \quad \frac{1}{\rho} \frac{\partial^2 p}{\partial x_1 \partial x_1} + \frac{1}{\rho} \frac{\partial^2 p}{\partial x_2 \partial x_2} = - \left( \frac{\partial u_1}{\partial x_1} \right)^2 - \left( \frac{\partial u_2}{\partial x_2} \right)^2 - 2 \frac{\partial u_1}{\partial x_2} \frac{\partial u_2}{\partial x_1} + C \quad (21)$$

[0151] 在此,C由式(22)表示。

[0152] [数学式22]

$$[0153] \quad C = \frac{\partial}{\partial t} \left( \frac{\partial u_3}{\partial x_3} \right) + u_1 \frac{\partial}{\partial x_1} \left( \frac{\partial u_3}{\partial x_3} \right) + u_2 \frac{\partial}{\partial x_2} \left( \frac{\partial u_3}{\partial x_3} \right) \quad (22)$$

[0154] 根据式(22)可知,C由在步骤S5中算出的与摄像面(二维的面)正交的方向上的速度空间变化率的时间微分以及空间微分的项构成。这些项能够通过根据存储器157中保存的三维效果估计部155在时间上、空间上的计算结果来读出时间信息而算出。

[0155] 式(21)的解法与基于PPE法的式(20)的解法同样,通过将血流矢量的各方向分量在各点处对式(21)进行离散化,从而构筑被离散化的式(21)的方程式,进而建立与矢量的数目相同数量的联立方程式,能够作为相反问题来求解。离散化的方法有利用中心差分、前方差分、后方差分、或者交错格子的方法等多种方法,并不特别限定,但优选利用最有代表性的交错格子。此外,关于相反问题的求解方法,存在多个公知的解法,因此这里省略说明。

[0156] 此外,作为边界条件,可以赋予微分型的诺依曼型边界条件,也可以是赋予数值的狄利克雷(Dirichlet)型的边界条件。还可以在边界条件中附加根据Navier-Stoke式求得

的压力较差信息。这些情况为公知技术因此没有详细地记载。

[0157] PPE法中,需要在算出压力分布时指定单点的基准压力。在如本实施方式那样将左心室设为对象的情况下,能够指定心尖部附近、心基部、左房内等检查者期望的部位的基准压力。基准压力能够利用由与超声波摄像不同的测量方法所测定的值,并能够经由输入部10进行设定。

[0158] 如上那样通过在PPE法中作为校正项添加三维效果,能够正确地掌握通过摄像面的速度的变化的影响,从而得到更准确的压力分布。

[0159] 此外,校正项C不仅是上述的例子,也可为考虑了面外的影响的根据二维信息得到的速度场、速度微分、或者其组合。此外,也可按照需要进行简化。

[0160] 进而,也能通过考虑面外方向的运动量守恒式来估计面外的速度的失真分量。在这种情况下,加入了校正项的式子可如下式(23)那样记述。

[0161] [数学式23]

$$\begin{aligned}
 [0162] \quad & \frac{1}{\rho} \frac{\partial^2 p}{\partial x_1 \partial x_1} + \frac{1}{\rho} \frac{\partial^2 p}{\partial x_2 \partial x_2} = -2 \frac{\partial}{\partial t} \left( \frac{\partial u_3}{\partial x_3} \right) - 2u_1 \frac{\partial}{\partial x_1} \left( \frac{\partial u_3}{\partial x_3} \right) - 2u_2 \frac{\partial}{\partial x_2} \left( \frac{\partial u_3}{\partial x_3} \right) \\
 & - \frac{\partial u_2}{\partial x_1} \frac{\partial u_1}{\partial x_2} - \frac{\partial u_1}{\partial x_2} \frac{\partial u_2}{\partial x_1} + 2 \frac{\partial u_1}{\partial x_1} \frac{\partial u_2}{\partial x_2} \quad (23)
 \end{aligned}$$

[0163] 接下来,作为三维效果估计部155所生成的诊断信息的其他例子,参照图7,说明对被摄像的检查体积中的通量(flux)进行估计的手法。通量是在针对检查体积来应用物理量守恒侧时成为未知的通量(flux),三维效果估计部155利用在步骤S5中估计的三维效果来估计通量。

[0164] 图7(a)为表示平面的心脏摄像的样子的图,在照射区域30中拍摄了左心室。在此,为了简便,表示2维的平面摄像的例子,但在平面摄像时也在摄像平面中如虚线所示那样存在厚度 $\Delta z$ 。因此,具有该厚度的摄像区域为对通量进行估计的对象的检查体积。

[0165] 如果关注于该体积中的规定的物理量A,则一般地物理量A的守恒定律如图7(b)所示,由检查体积内的物理量A的生成G、消散D、流入检查体积的流入通量 $F_{in}$ 、流出通量 $F_{out}$ 、依赖于物理量的外因E来决定。守恒定律中所需的是作为流入通量 $F_{in}$ 与流出通量 $F_{out}$ 的差分的物理量A的残存量(flux)。诊断信息生成部159利用通过薄片状的检查体积的血流的速度空间变化率来算出物理量的残存量。算出方法与具体的物理量的例示一起在后面叙述。

[0166] 算出中所需的检查体积的厚度 $\Delta z$ 为照射区域的厚度、即厚度方向的射束宽度,可根据照射位置来决定,也可为最大、最小、或者平均的射束宽度。此外在算出中成为必需的生物体密度 $\rho$ 为 $1000 \sim 1100 \text{ kg/m}^3$ 之间的常数,每个组织的值可通过文献得知。可根据这些文献值而按组织来选择代表性的值。关于粘性也可同样地根据文献值来提取代表性的值。

[0167] 物理量A为任意的物理量,可为质量、运动量、运动能量、循环、热量、造影剂等物质的浓度等中的任一个。

[0168] 以下,作为物理量A的一例,利用图8(a)说明运动能量的残存量的计算例。运动能量K能够通过对各格子点(正交坐标中,x方向的采样行和y方向的采样列相交的点),利用各点的血流矢量信息 $u_1$ 、 $u_2$ ,根据式(24)求得。

[0169] [数学式24]

$$[0170] \quad K = \frac{1}{2}(u_1^2 + u_2^2) \quad (24)$$

[0171] 在图8(a)的左侧中所示的分布图521为这样求得的运动能量的分布图。如图8(a)所示,通过将该运动能量521与步骤S5中算出的z方向(与摄像面正交的方向)的速度空间变化率522在每个算出点(格子点)相乘来求得积,从而能够求得运动能量的残存量523。具体而言,运动能量的残存量(flux)F能通过下式(25)求得。

[0172] [数学式25]

$$[0173] \quad F = K \frac{\partial v_z}{\partial z} \quad (25)$$

[0174] 进而,如式(26)所示,由于运动能量的生成G和消散E能利用所测量得到的速度矢量信息算出,因此研究在检查体积内的运动能量守恒式的详细情况,能研究心脏喷出血流时对心肌的负荷的影响、心脏的喷出效率。当然也可关注于能量守恒式的各项。

[0175] [数学式26]

$$[0176] \quad \frac{dK}{dt} = G + F - E \quad (26)$$

[0177] 作为物理量A的其他例子,利用在运动能量计算中参照的图8(a)和图8(b)来说明运动量的计算例。其中,在图8(a)中,分布图521可视为运动量的分布图,残存量523可视为运动量的残存量。与运动能量同样地,x方向或者y方向的运动量的平面的分布图能利用速度矢量信息算出。此外,在运动量的情况下,分布成为矢量信息。残存量也与运动能量同样地,通过求取步骤S5中算出的z方向速度空间变化率522与运动量分布521在每个算出点的积而求得。进而,如图8(b)所示,通过对运动量的时间变化分布524与残存量523之和求得总和,能够算出组织血流相互作用力525。

[0178] 以下,具体地说明算出方法。各个矢量具有的运动量M能够利用生物体密度 $\rho$ 、格子所具有的微小检查体积V并由式(27)记述。格子所具有的体积V通过利用x方向以及y方向的格子间宽度、射束厚度,能够将例如微小检查体积作为立方体来算出体积。

[0179] [数学式27]

$$[0180] \quad \vec{M} = \rho V \begin{pmatrix} u_1 \\ u_2 \end{pmatrix} \quad (27)$$

[0181] 针对心脏的期望的区域例如左室内的运动量,能够通过检查者利用指向器另外指定期望的区域、或者通过使用整个VFM计算区域来算出。

[0182] 针对该期望的区域,其整体的运动量的和的时间变化以及运动量通量(flux),与对期望区域施加的力的和即组织血流相互作用力相等。即,式(28)的关系成立。

[0183] [数学式28]

$$[0184] \quad \frac{d\sum \vec{M}}{dt} + \vec{F}_M = \vec{f} \quad (28)$$

[0185] 式中, $\frac{d\sum \vec{M}}{dt}$ 为运动量的和的时间变化, $\vec{F}_M$ 为运动量通量, $\vec{f}$ 为组织血流相互作用

用力。

[0186] 在此,运动量的和的时间变化能根据随时间经过的VFM来算出。运动量通量(flux)能够根据式(29)求得。

[0187] [数学式29]

$$[0188] \quad \vec{F}_M = M \frac{\partial v_z}{\partial z} \quad (29)$$

[0189] 由此,通过利用式(27)~(29),能够求得组织血流相互作用力的矢量(图8:525)。

[0190] 此外,组织血流相互作用力为矢量,对算出了仅x方向的运动量的运动量守恒的仅x方向的组织血流相互作用力分量、算出了仅y方向的运动量的运动量守恒的仅y方向的组织血流相互作用力分量进行计算,在算出了x、y这两个方向时算出合成组织血流相互作用力矢量。这样求得的组织血流相互作用力方向能够期待在心脏的扭转运动的诊断、非同步诊断中使用。

[0191] <步骤S7>

[0192] 通过三维效果估计部155估计出的上述的诊断信息,在显示图像创建部156中,与由超声波摄像装置得到的其他的图像例如形态图像、多普勒波形一起,成为包括曲线图、数值等的显示图像来显示在显示部14上。显示的形态能够取各种形态。显示的实施方式在后面叙述。

[0193] 根据本实施方式,能够提供反映了三维效果的诊断信息,能更准确地掌握心脏的血流动态等。

[0194] <第二实施方式>

[0195] 在本实施方式中,与第一实施方式同样地进行以下的处理:根据回波信号而针对同一位置来利用两种方法算出血流速度的处理;对利用两种方法算出的血流速度的匹配性进行评价的处理;利用血流速度的匹配性来估计摄像区域中的血流的三维效果的处理;利用估计出的血流的三维效果来生成两点间的压力较差、血流通量(flux)以及组织血流相互作用力等诊断信息的处理。

[0196] 本实施方式的特征在于,关于上述的处理,利用从输入部10输入的心脏的周期运动信息、从断层图像形成部得到的图像信息,针对各时相或收缩期、扩张期等特征性时相,进行三维效果的估计,生成诊断信息。心脏的周期运动信息能够基于心电图进行。此外,也可利用二尖瓣流入速度、肺动脉逆流速度、心壁运动速度、心壁运动等信息。

[0197] 图9中表示本实施方式的处理的一例。在图示的例子中,参照心电图来得到各时相的回波信号,根据这些回波信号来算出摄像断面的血流矢量,估计三维效果。由此得到每个时相的三维效果901。利用每个时相的三维效果901,算出每个时相的诊断信息。三维效果估计部155算出的各个量与第一实施方式相同,包括与摄像断面正交的方向上的血流速度的空间变化率、根据该空间变化率算出的各个量、进而两点间的压力较差、运动量、运动能量的通量(flux)、组织血流相互作用力等诊断信息。

[0198] 以时间序列得到的诊断信息902能够直接与心电图一起显示在显示部14中,由此能够确认诊断信息伴随着心周期的变化。进而,可以显示三维效果估计部155算出的各个量的改变,也可算出测定期间的最大值、最小值、平均值等统计量903,还可算出时间变化(微分值)、积分值等。不仅得到时间序列数据,也可选择所关注的特定的时相的数据来生成

诊断信息。

[0199] 根据本实施方式,能够提供反映了三维效果的诊断信息作为与心时相相关联的信息。

[0200] <显示的实施方式>

[0201] 如上述那样,在本发明的超声波摄像装置中,能够提供反映了三维效果的各种诊断信息,其提供的方式并没有被特别地限定,但典型的提供方法为在装置的显示部14中作为显示图像进行显示的方法。显示图像通过显示图像生成部156生成。以下,参照图10~图14说明显示(第一实施方式的步骤S7)的实施方式,但显示方法并不限于这些方法,能进行各种组合、省略非必要的要素等。

[0202] 图10中表示显示血流矢量三维效果的一例。在图示的例子中,黑白的断层像(在此表示了心肌31)和血流的速度矢量510重叠,进而在步骤S5中算出的三维效果(与摄像面正交的方向的速度空间变化率)520以等高线状显示。此外,设置了三维效果显示部515,可以利用数值等将与摄像面垂直方向的空间变化率520有关的数值、任意的物理量及其残差量、时间变化、压力较差分布等显示在三维效果显示部515中。

[0203] 当然,这些各个量也可通过设置某基准点来作为差分、比例来显示。此外,还可以显示血流矢量三维效果的历史记录,也可以显示1心搏内的最大值、最小值、平均值、方差值中的一个以上的值。

[0204] 图11中表示显示了压力较差分布530的例子。在此,压力较差的空间的分布530与黑白的断层像重叠来显示。在该例中,也可设置某基准点来显示压力较差的差分、比例,还可以显示压力较差分布的历史记录,也可以将1心搏内的最大值、最小值、平均值、方差值的一个以上显示在三维效果显示部(515:图10)中。此外,检查者也可以经由鼠标等输入部10的操作来指定图像中的期望的位置,从而在画面中显示所指定的位置的数值。

[0205] 图12所示的显示例与图11同样地表示两点间的压力较差,但在此由曲线图541显示了压力较差随时间的变化。该曲线图541优选与断层图像形成部所取得的心肌的运动随时间的变化、由多普勒速度运算部所取得的血流速度随时间的变化、或者外部心电图信息中的任一个信息一起显示。在图示的例子中,显示了心电图542、二尖瓣流入波形543和两点间的压力较差的曲线图541。此外,也可在心电图R波与R波之间切取存储器157中预先保存的心肌的运动随时间的变化、由多普勒速度运算部所取得的血流速度随时间的变化(在R-R间同步)来显示。心肌的运动可为取得检查者所期望的位置的时间变化的M模式的信息。

[0206] 图13为显示了诊断信息生成部159所生成的组织血流相互作用力的例子。在图示的例子中,分别以表示随时间经过的变化的曲线图来显示组织血流相互作用的x方向分量544x和组织血流相互作用力的y方向分量544y。在该情况下,也与心电图542、二尖瓣流入波形543等一起进行了显示,但还可在心电图R波与R波之间切取存储器157中预先保存的心肌的运动随时间的变化、由多普勒速度运算部所取得的血流速度随时间的变化(在R-R间同步)来显示。心肌的运动可为取得检查者所期望的位置的时间变化的M模式的信息。

[0207] 图14为将基于在某时刻测定的回波信号而估计出的组织血流相互作用力作为矢量545,并与黑白的断层像重叠来显示的例子。在该情况下,也能在三维效果显示部515中显示将组织血流相互作用力进行了数值化所得到的数值、除此之外的各个量等。

[0208] 根据本实施方式,能进行多样的显示,由此检查者能够经由显示部来获取在诊断

中有效的信息。此外,显示方法并不限于上述的实施方式,能进行各种组合、非必要的要素的省略等。此外,显示部并不限于在本实施方式的超声波摄像装置中安装的显示部,当然也能通过利用公知的各种数据传输技术而在其他的显示装置中显示。

[0209] 产业上的利用可能性

[0210] 根据本发明,在能够根据彩色多普勒法的信息来估计血流的速度矢量的超声波诊断装置中,提供反映了与摄像断面正交的血流速度分量的高阶的诊断信息。由此,有助于更准确的诊断。

[0211] 符号说明

[0212] 100…超声波摄像装置

[0213] 1…装置主体

[0214] 2…超声波探头

[0215] 10…输入部

[0216] 11…控制部

[0217] 12…超声波信号产生器

[0218] 13…超声波接收电路

[0219] 14…显示部

[0220] 15…信号处理部

[0221] 151…断层图像形成部

[0222] 152…组织速度运算部

[0223] 153…血流矢量运算部

[0224] 154…多普勒速度运算部(血流速度运算部)

[0225] 155…三维效果估计部

[0226] 158…空间变化率运算部

[0227] 159…诊断信息生成部

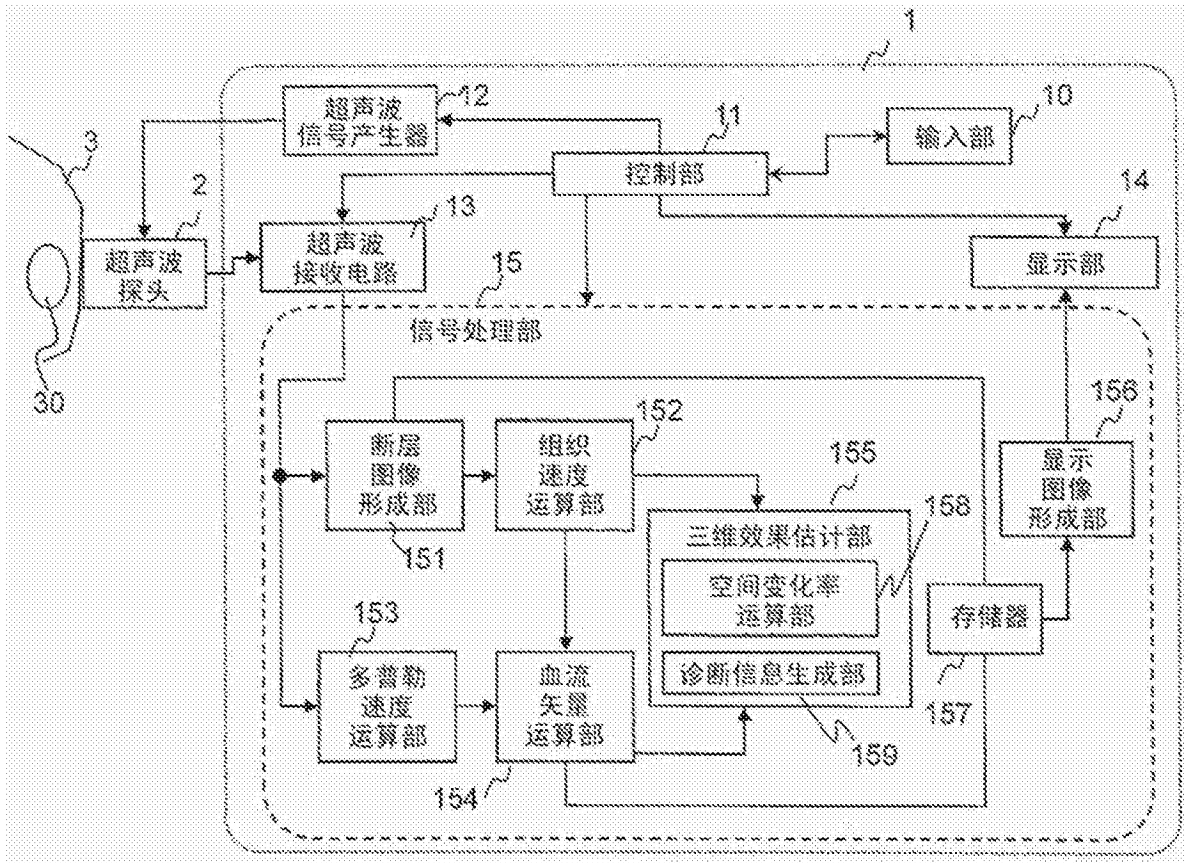


图1

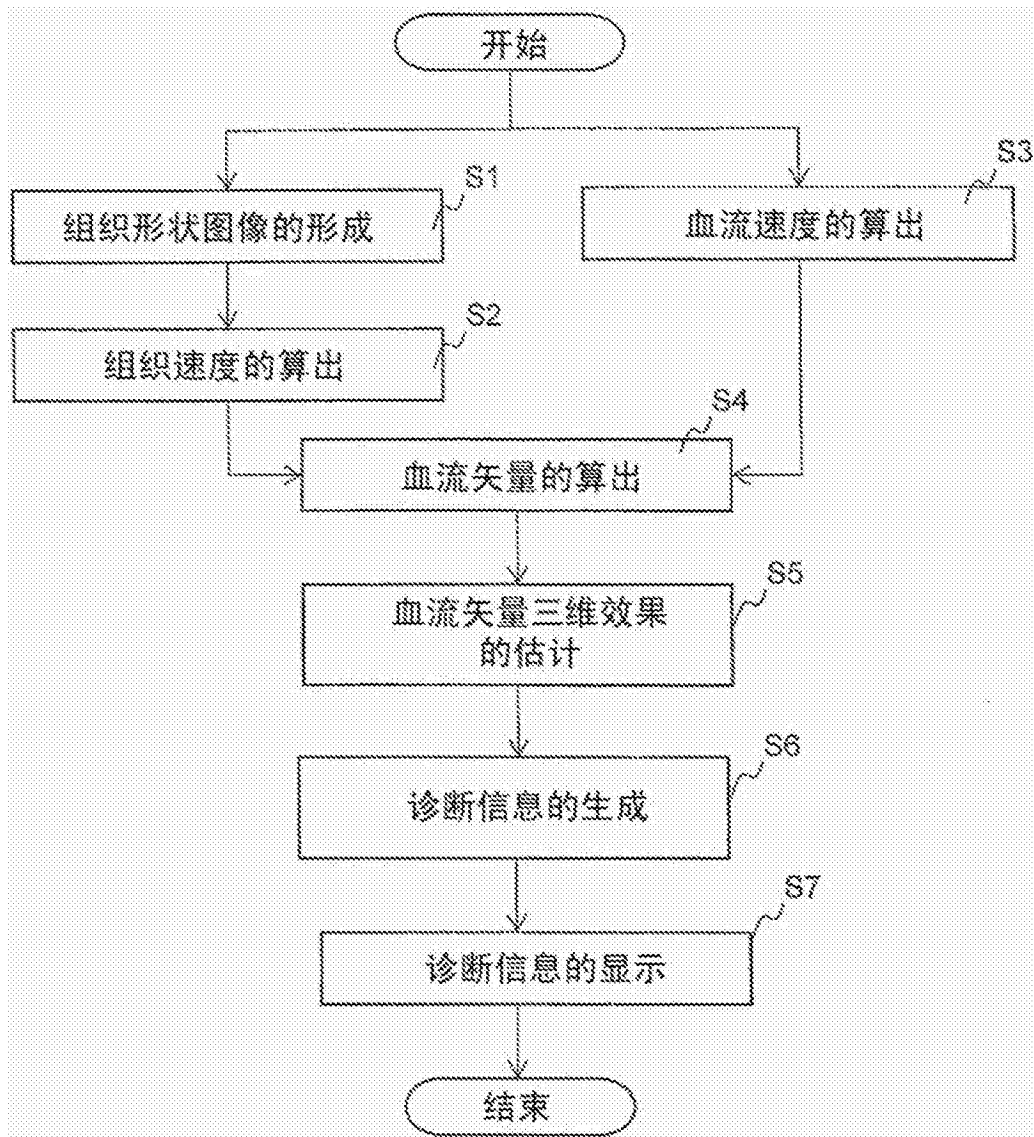


图2

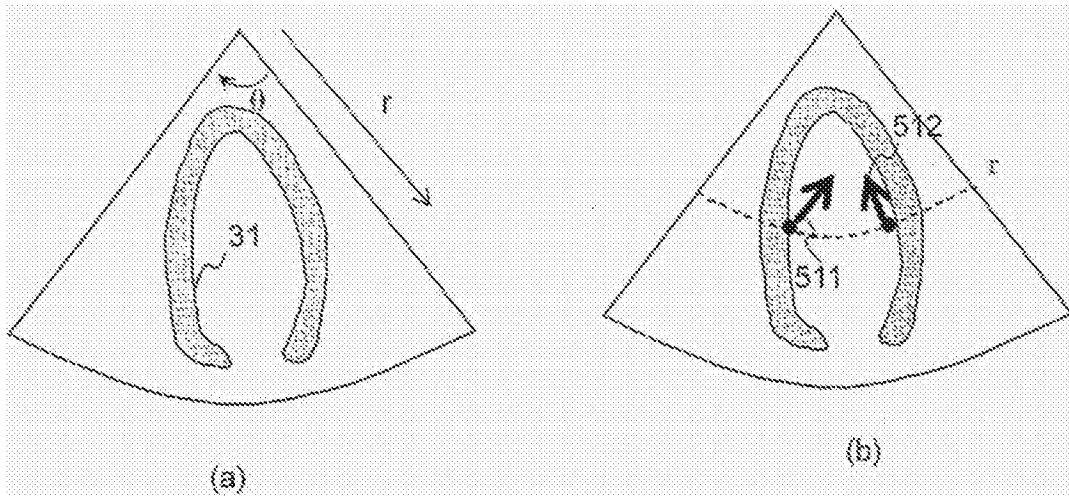


图3

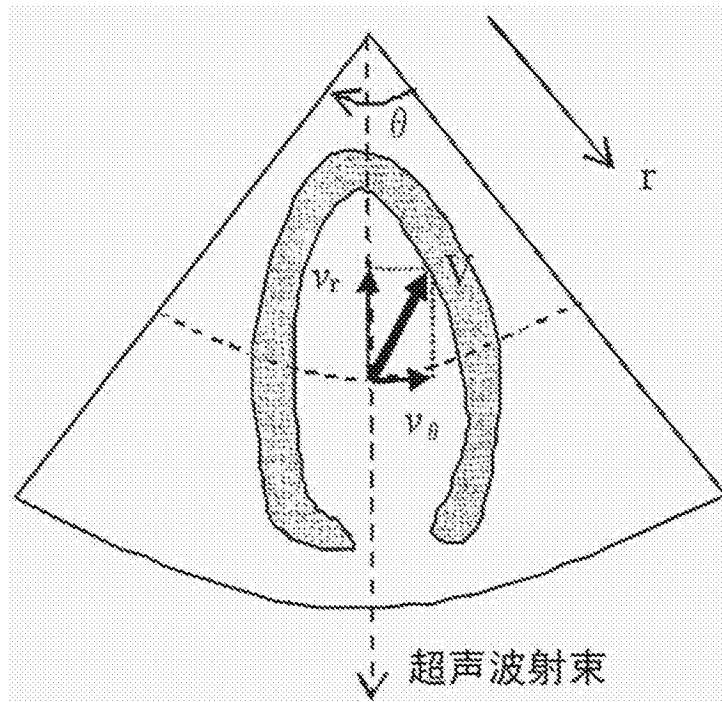


图4

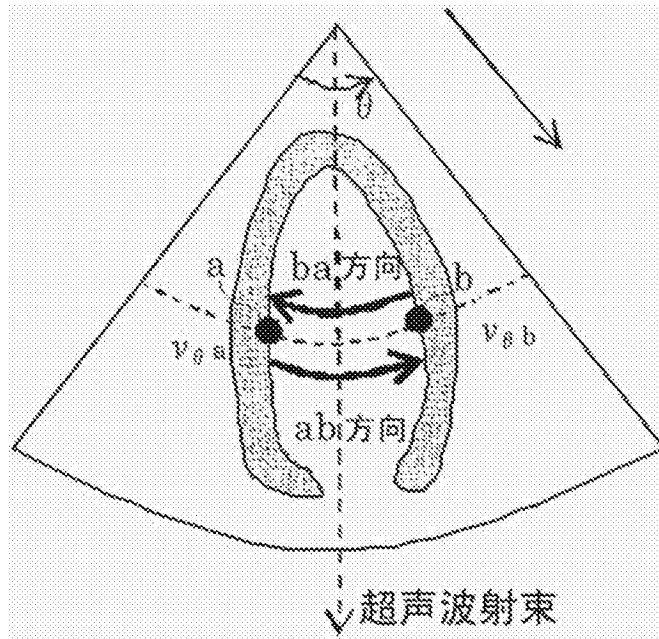


图5

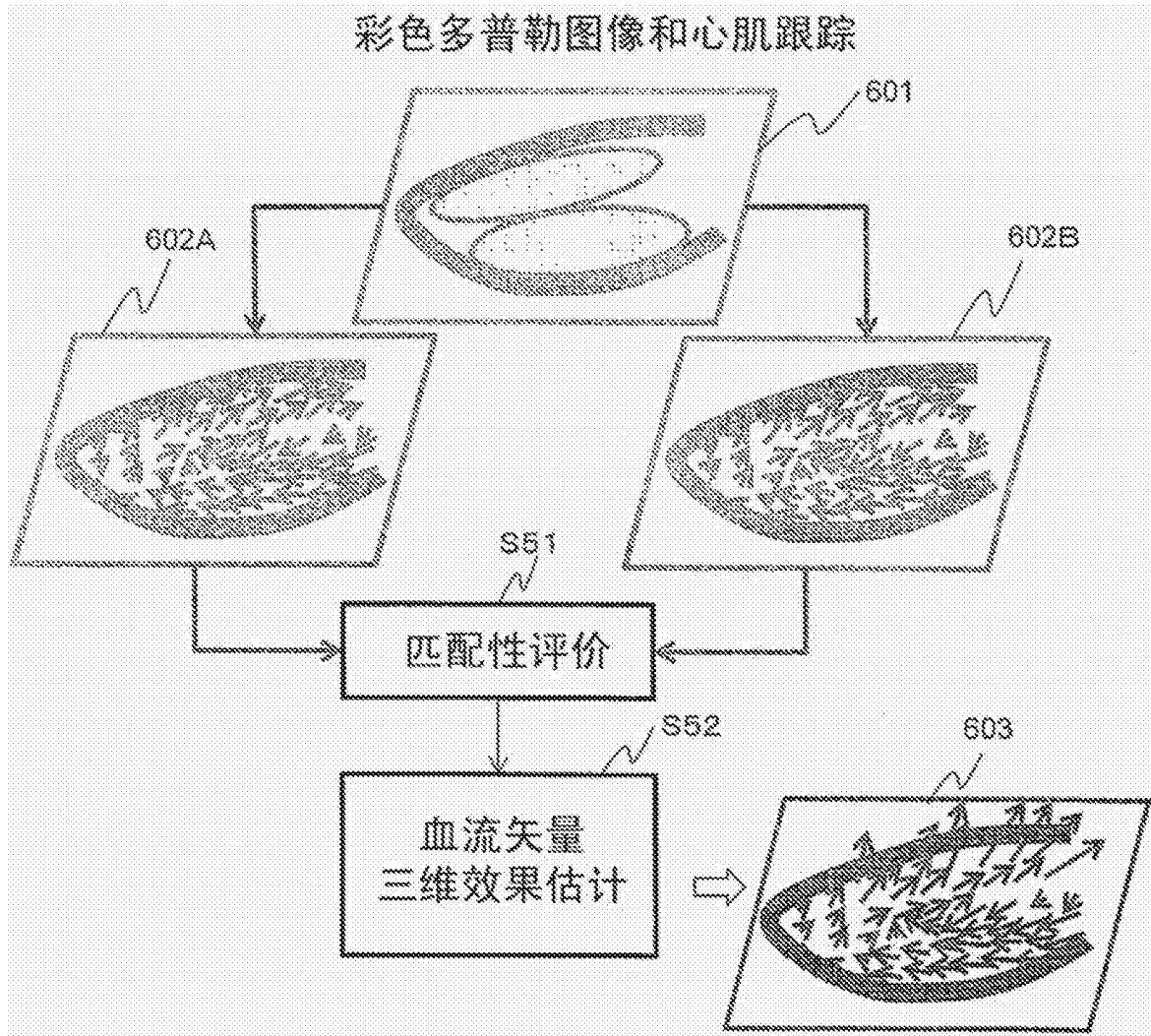


图6

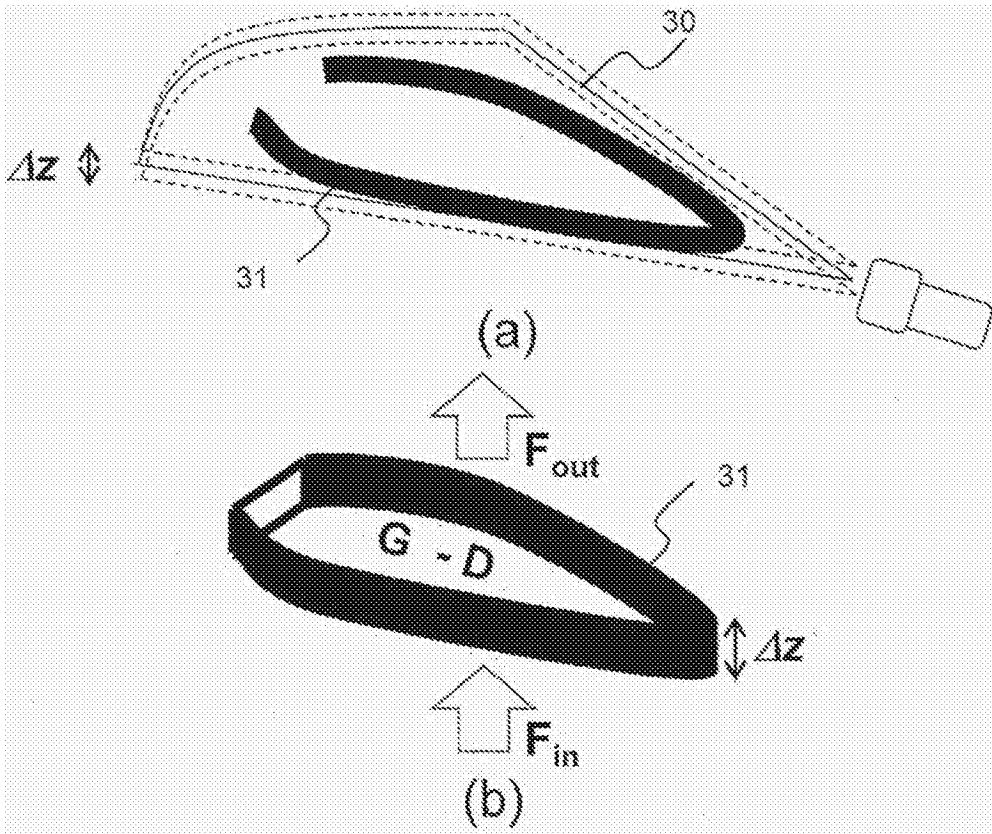


图7

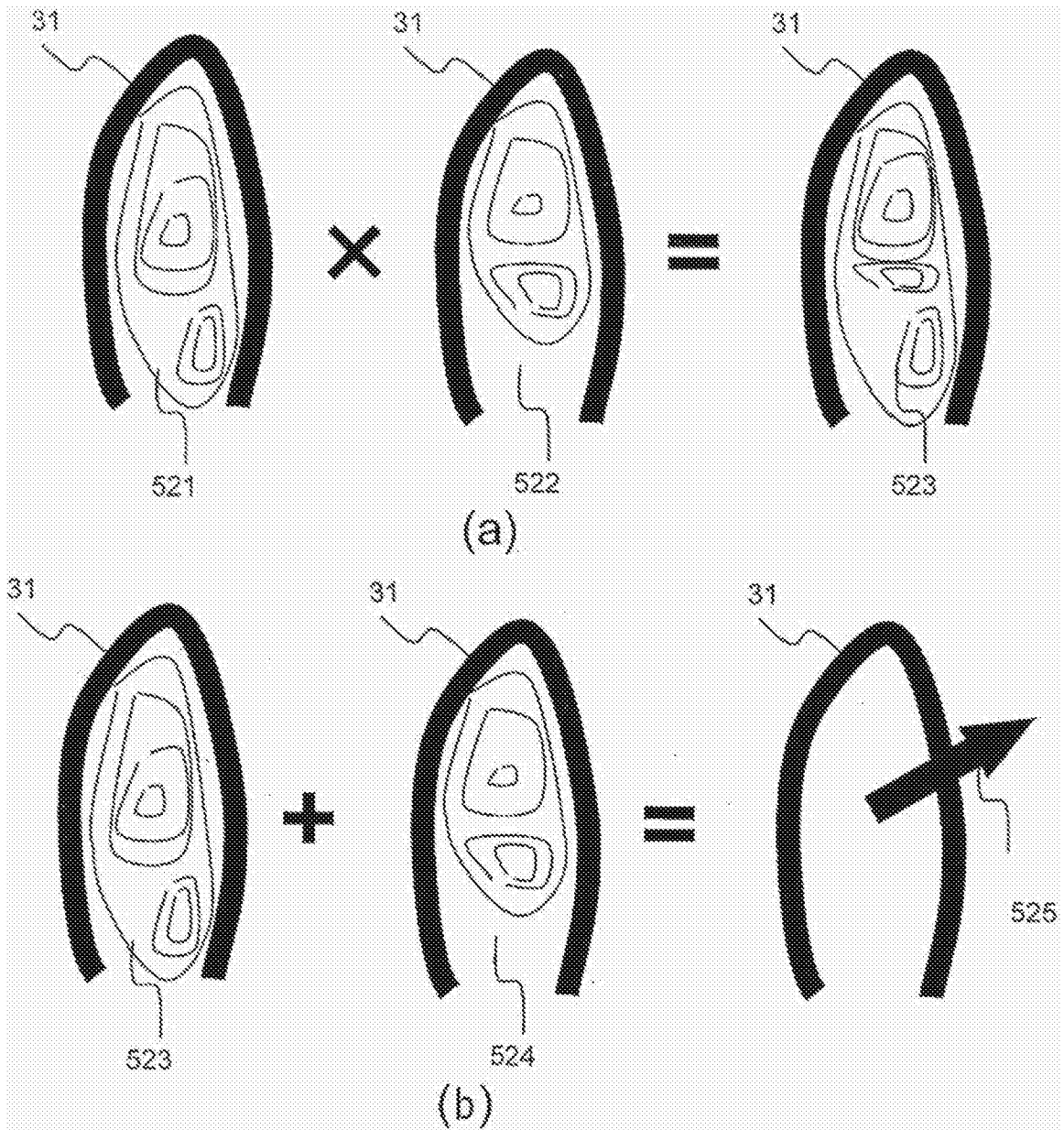


图8

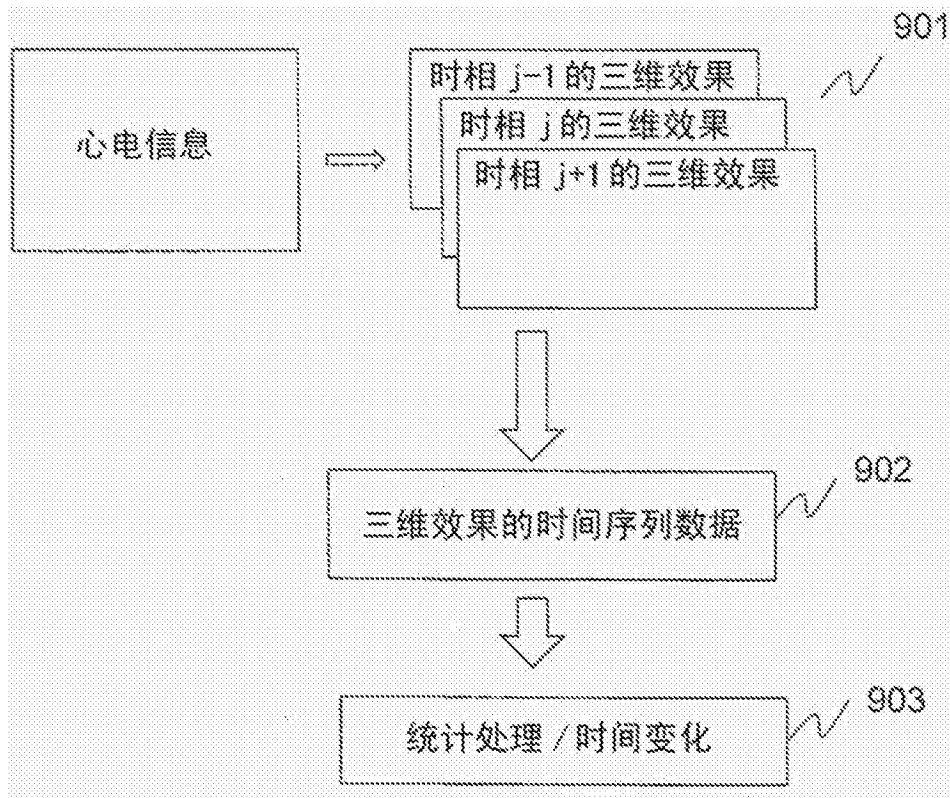


图9

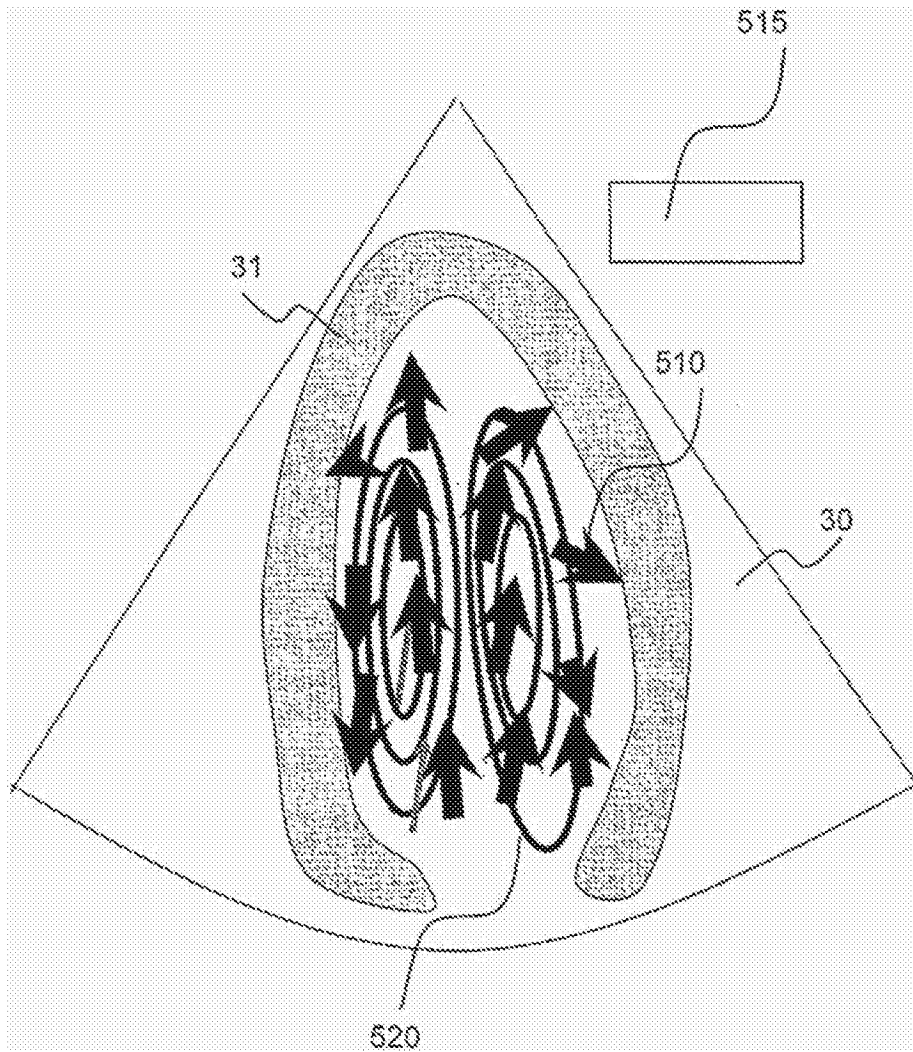


图10

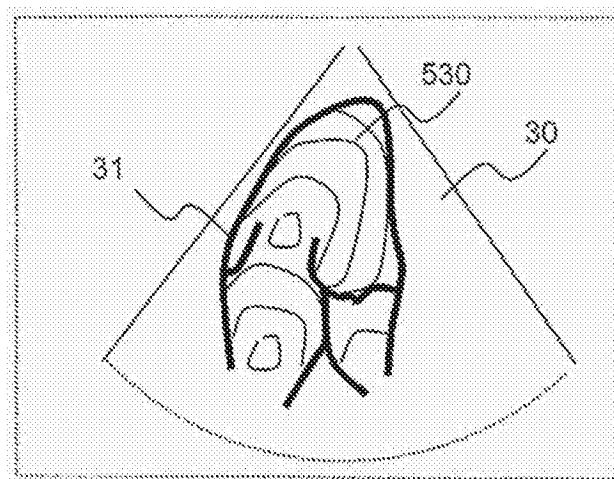


图11

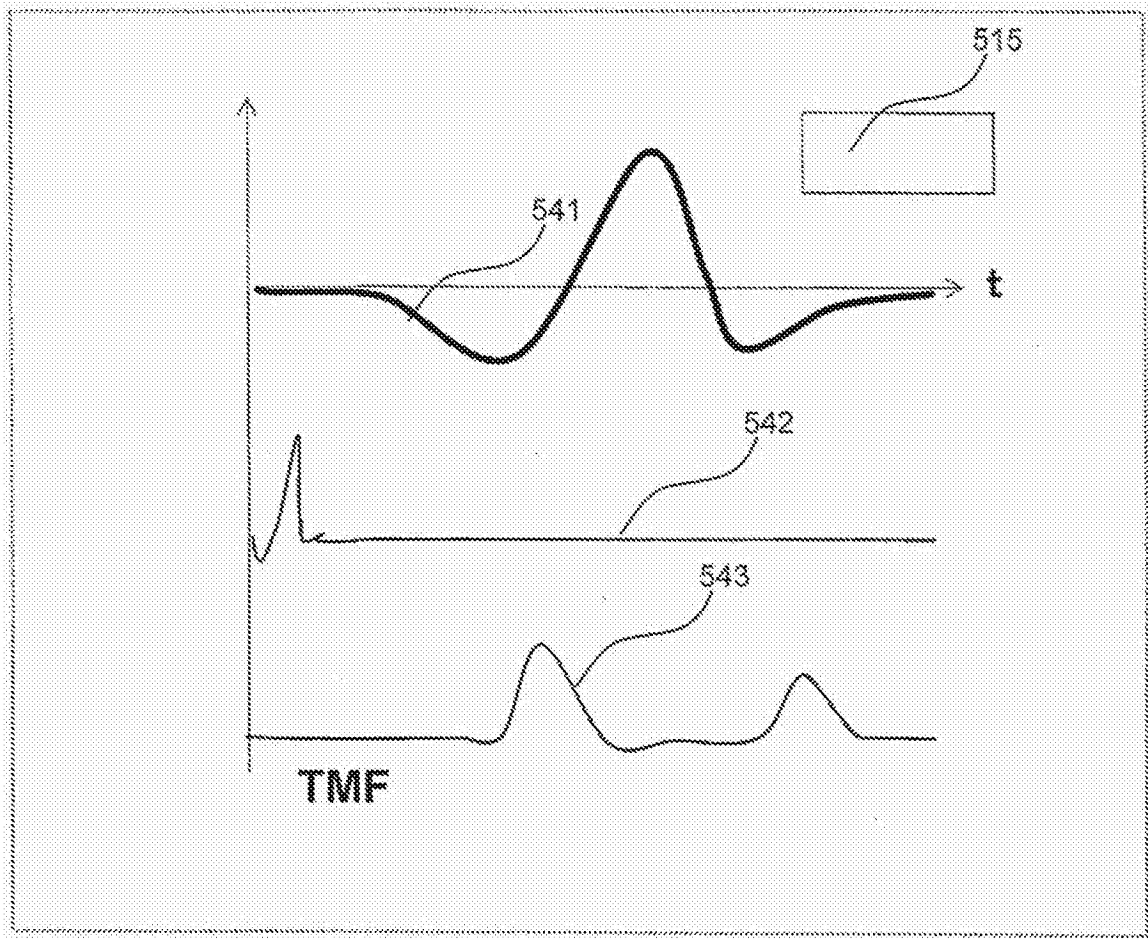


图12

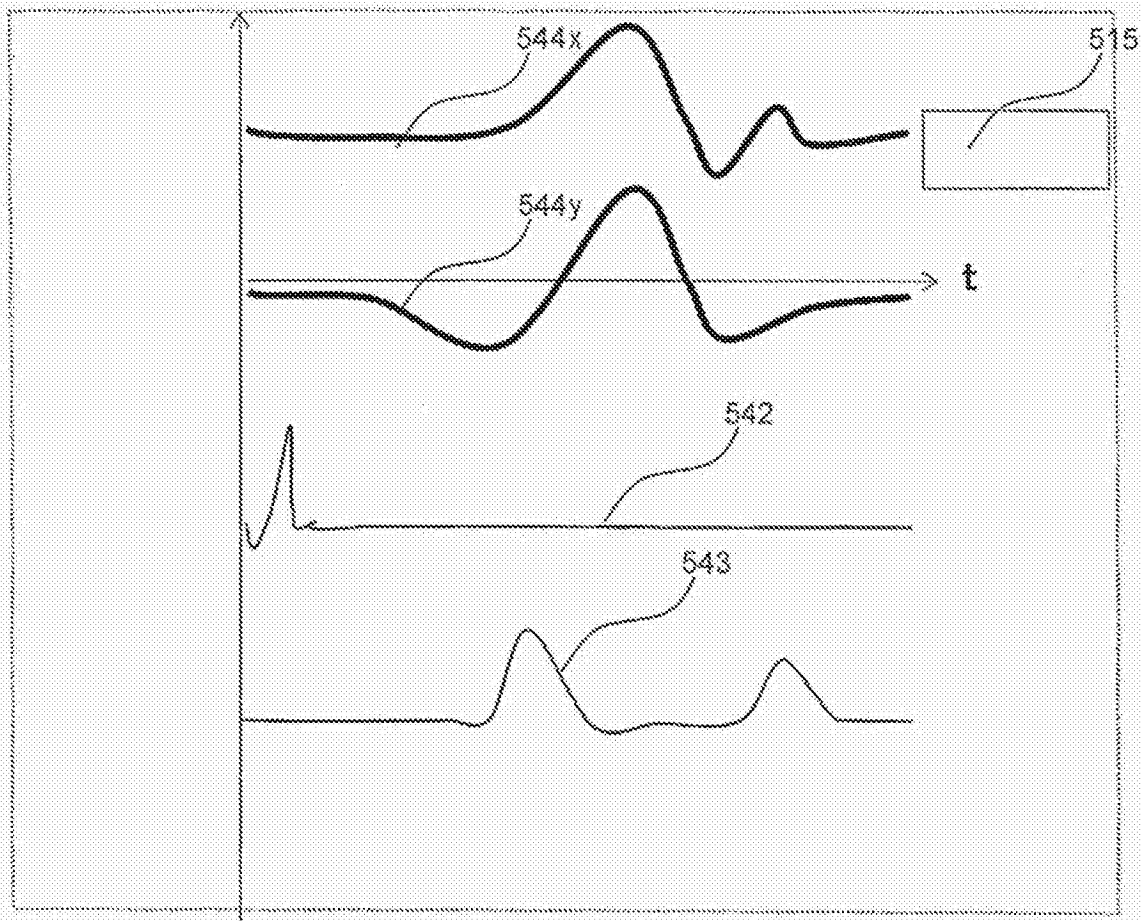


图13

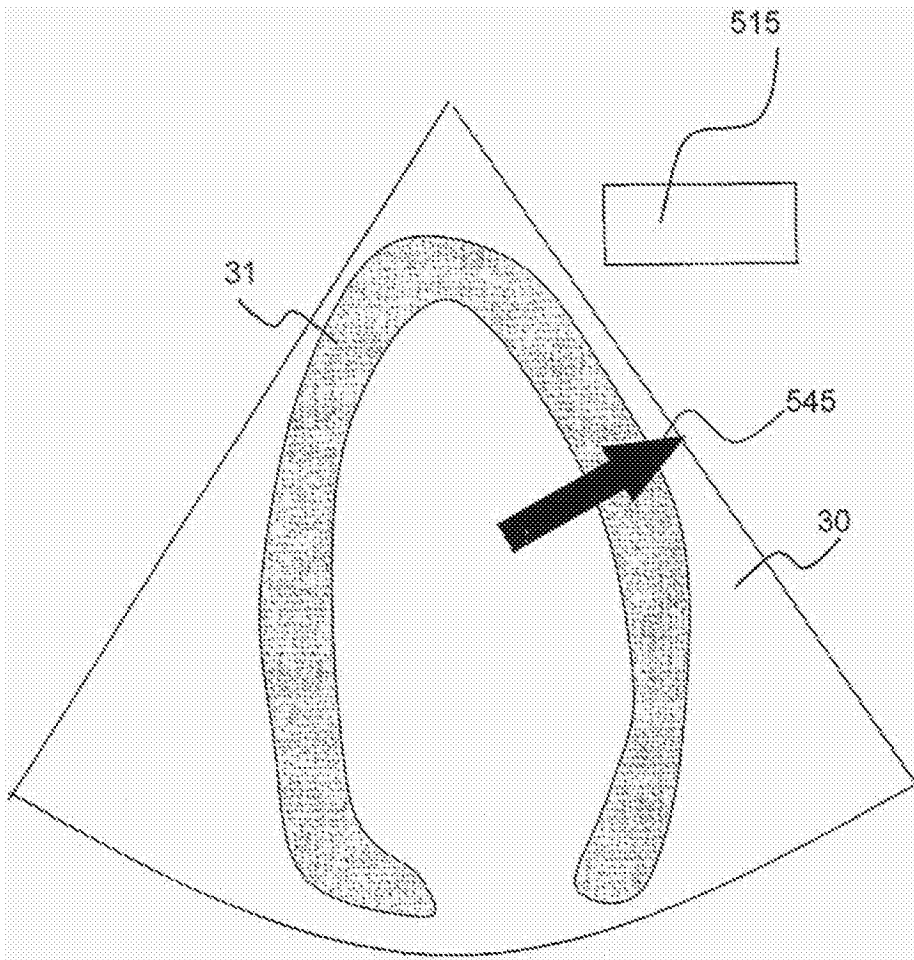


图14

专利名称(译)	超声波摄像装置以及方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN106028948A</a>	公开(公告)日	2016-10-12
申请号	CN201580009862.3	申请日	2015-01-19
[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	田中智彦 冈田孝		
发明人	田中智彦 冈田孝		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/06 A61B5/0402 A61B8/0883 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/483 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5246		
代理人(译)	刘慧群		
优先权	2014038538 2014-02-28 JP		
其他公开文献	CN106028948B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供一种超声波摄像装置以及方法，利用由彩色多普勒法得到的血流的速度信息来估计血流的三维效果，从而能够提示反映了三维效果的诊断信息。本发明的超声波摄像装置具备：超声波探头，其向检查对象发送超声波，并且接收从所述检查对象反射的回波信号；和信号处理部，其对由所述超声波探头接收到的回波信号进行处理，所述信号处理部基于根据所述回波信号并利用第一方法而估计出的血流速度、和利用与所述第一方法不同的第二方法而估计出的血流速度之差，估计所述血流速度中的三维效果，并且反映该三维效果来生成诊断信息。

