



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104220005 A

(43) 申请公布日 2014. 12. 17

(21) 申请号 201380020124. 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 2013. 04. 16

代理人 齐秀凤

(30) 优先权数据

2012-094885 2012. 04. 18 JP

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 8/08 (2006. 01)

2014. 10. 15

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/061325 2013. 04. 16

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/157553 JA 2013. 10. 24

(71) 申请人 日立阿洛卡医疗株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 田中智彦 桥场邦夫 冈田孝

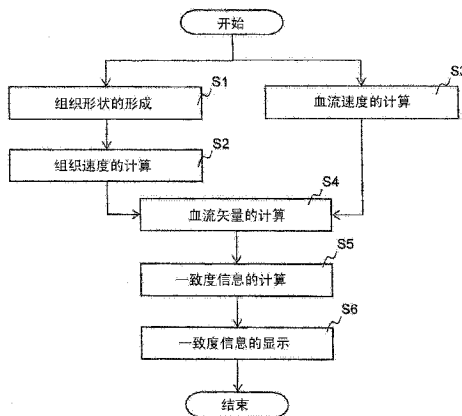
权利要求书2页 说明书12页 附图11页

(54) 发明名称

超声波摄像装置以及超声波摄像方法

(57) 摘要

本发明提供超声波摄像装置以及超声波摄像方法, 求取在血流流程映射显示中估计出的血流速度信息的似然度。超声波摄像装置的信号处理部具备根据回波信号且利用多普勒效应来计算多普勒速度的多普勒速度运算部, 并且具备根据回波信号来创建组织断层图像并以该组织断层图像为基础而根据组织的运动来计算给定的部位的血流速度的第一血流速度运算部。另外具备使用由多普勒速度运算部计算出的多普勒速度来计算所述给定的部位的血流速度的第二血流速度运算部。针对所述给定的部位来计算由第一速度运算部计算出的血流速度与由第二速度运算部计算出的血流速度的一致度, 并根据一致度来求取、显示血流速度信息的似然度 / 可靠度。



1. 一种超声波摄像装置,具备:超声波探头,其对检查对象发送超声波并接收从所述检查对象反射的回波信号;信号处理部,其处理由所述超声波探头接收到的回波信号;以及显示部,其显示所述信号处理部的处理结果,

所述信号处理部具备:

运算部,其根据所述回波信号来估计血流的速度信息;

图像形成部,其基于所述估计出的血流速度信息来对血流信息进行映射显示;以及

估计部,其求取所述映射显示出的血流速度信息的似然度。

2. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于,

所述估计部基于根据所述回波信号且通过第一方法而计算出的第一血流速度与根据所述回波信号且通过第二方法而计算出的第二血流速度的一致度,来求取所述血流速度信息的似然度。

3. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于,

所述运算部具备:血流矢量运算部,其根据所述回波信号来估计表征血流的流动的矢量,

所述估计部基于根据所述回波信号且通过第一方法而计算出的第一血流速度与根据所述回波信号且通过第二方法而计算出的第二血流速度的一致度,来求取所述估计出的血流矢量的似然度。

4. 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:

组织断层图像创建部,其根据所述回波信号来创建组织断层图像;

第一速度运算部,其以所述组织断层图像创建部所创建的组织断层图像为基础,针对给定的部位来计算所述第一血流速度;

多普勒速度运算部,其根据所述回波信号且利用多普勒效应来计算多普勒速度;以及

第二速度运算部,其利用所述多普勒速度来计算所述给定的部位的第二血流速度,

所述估计部具备:一致度估计部,其估计针对所述给定的部位所计算出的第一血流速度与第二血流速度的一致度。

5. 根据权利要求2所述的超声波摄像装置,其特征在于,

所述第一血流速度是以组织断层图像中的组织位置随时间的变动为基础而计算出的组织血流交界速度,

所述第二血流速度是使用多普勒速度而计算出的血流速度,所述多普勒速度是根据所述回波信号且利用多普勒效应而计算出的。

6. 根据权利要求2所述的超声波摄像装置,其特征在于,

所述第一血流速度以及所述第二血流速度分别是与由所述超声波探头发出的超声波波束的波束方向正交的方向的血流速度矢量、或将与波束方向正交的方向的速度分量进行了合成后的血流速度矢量。

7. 根据权利要求2所述的超声波摄像装置,其特征在于,

所述估计部计算同一部位处的所述血流速度矢量之差、同一部位处的所述血流速度矢量之比、同一部位处的所述血流速度矢量的差分的比例、或者它们的经统计处理而得到的各个量,来作为所述一致度。

8. 根据权利要求 2 所述的超声波摄像装置,其特征在于,所述估计部对多个一致度进行统计处理来计算所述血流速度信息的似然度。
9. 根据权利要求 8 所述的超声波摄像装置,其特征在于,所述估计部利用中心极限定理来计算所述多个一致度的均值和方差,并根据所述一致度的均值以及方差来计算所述似然度。
10. 根据权利要求 8 所述的超声波摄像装置,其特征在于,所述估计部处理的多个一致度由空间上和 / 或时间上不同的多个一致度组成。
11. 根据权利要求 10 所述的超声波摄像装置,其特征在于,关于所述时间上不同的多个一致度,各自的心脏的心动周期或心动时相是不同的。
12. 根据权利要求 8 所述的超声波摄像装置,其特征在于,所述估计部具备对所述多个一致度的历史记录进行存储的存储部,并计算所述多个一致度的平均值、方差、最大值、最小值。
13. 根据权利要求 8 所述的超声波摄像装置,其特征在于,所述估计部使用所述统计处理的结果来校正由所述运算部估计出的血流速度信息。
14. 根据权利要求 13 所述的超声波摄像装置,其特征在于,所述信号处理部使用所述校正后的血流速度信息来再次计算所述第二血流速度,并求取所述校正后的血流速度信息的似然度。
15. 根据权利要求 1 所述的超声波摄像装置,其特征在于,所述显示部显示所述血流速度信息的似然度。
16. 根据权利要求 15 所述的超声波摄像装置,其特征在于,所述显示部对于所述似然度以数值来进行显示、按多个等级的每个等级来分颜色进行显示、或将检查者应采取的措施作为评论进行显示。
17. 根据权利要求 15 所述的超声波摄像装置,其特征在于,所述显示部将所述血流速度信息的似然度与断层图像和 / 或血流矢量一起显示。
18. 一种超声波摄像方法,使用从检查对象反射的超声波的回波信号来形成断层图像并对血流流程映射进行显示,该超声波摄像方法包括:
根据所述回波信号来计算血流速度信息并对血流速度信息进行映射显示的步骤;
使用所述回波信号且通过第一方法来计算给定的位置处的血流速度的步骤;
使用所述回波信号且通过第二方法来计算所述给定的位置处的血流速度的步骤;以及
计算通过所述第一方法而计算出的血流速度与通过所述第二方法而计算出的血流速度的一致度,并以所述一致度为基础来求取所述映射后的血流速度信息的似然度的步骤。
19. 根据权利要求 18 所述的超声波摄像方法,其特征在于,在求取所述血流速度信息的似然度的步骤中,针对多个位置来计算所述一致度,并通过统计处理来求取所述似然度。
20. 根据权利要求 18 所述的超声波摄像方法,其特征在于,还包括:显示和 / 或通知所述血流速度信息的似然度的步骤。

超声波摄像装置以及超声波摄像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗用的超声波摄像装置,尤其涉及具有估计血流的速度信息的功能的超声波摄像装置。

背景技术

[0002] 存在基于超声波摄像装置的在断层图像上对血流图像进行合成显示的血流流程映射显示法。作为主要的流程映射显示法,存在以颜色来识别血流的流动方向和大小的彩色多普勒法、以及以箭头等来表现流动中的多处的血流方向和大小的矢量显示法。彩色多普勒法是利用多普勒效应来计测相对于超声波波束方向的血流方向的方法,例如通过对正方向的血流分配暖色系的色相、对负方向的血流分配冷色系的色相,来对血流的流动方向进行颜色识别显示。

[0003] 然而,在彩色多普勒法中,能直接计测的只是超声波波束方向的速度分量,不能显示血流在断层面内朝哪个方向流动的流动方向。为此,提出了一种方法,根据与血流形成交界的组织的速度以及二维流动的连续方程式来估计超声波波束方向和正交方向的速度分量,并根据超声波波束方向和正交方向的速度分量来求取速度矢量(非专利文献1)。然而,实际的流动是三维流动,以二维流动的法则求出的速度矢量能有多可靠是不明确的。

[0004] 另外,在专利文献1中,为了对沿血流的流动的方向的速度的变化进行显示,提出了通过彩色多普勒法来计算二维速度矢量、且基于计算出的二维速度矢量来估计血流的流动路径的手法。此时,公开了根据与附近的数据点的匹配性来评价流动路径的估计是否适当的手法。

[0005] 然而,在该方法中,作为估计的评价的基准的附近的多个数据自身是以二维流动的法则而求出的数据,因此其似然度也不明确仍然作为根本的课题遗留。即,即使基于被评价为与附近的数据点的匹配性高的速度矢量来估计了流动路径,其流动路径的可靠性也不一定高。

[0006] 先行技术文献

[0007] 专利文献

[0008] 专利文献1:JP特开2010-125203号公报

[0009] 非专利文献

[0010] 非专利文献1:“Two-Dimensional Intraventricular Flow Mapping by Digital Processing Conventional Color-Doppler Echocardiography Images”IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, Vol. 29, No. 10, October 2010

发明内容

[0011] 发明要解决的课题

[0012] 本发明的课题在于,提供能准确地评价在血流流程映射显示中估计出的血流速度信息的似然度、且通过对其进行显示而有助于超声波诊断的提高了的超声波摄像装置。

[0013] 用于解决课题的手段

[0014] 为了解决上述课题,在本发明中,提供对在血流流程映射显示中估计出的血流速度信息策定估计的似然度 / 可靠度的手段。

[0015] 即,本发明的超声波摄像装置具备:超声波探头,其对检查对象发送超声波并接收从所述检查对象反射的回波信号;信号处理部,其处理由所述超声波探头接收到的回波信号;以及显示部,其显示所述信号处理部的处理结果,所述信号处理部具备:运算部,其根据所述回波信号来估计血流的速度信息;图像形成部,其基于所述估计出的血流速度信息来对血流信息进行映射显示;以及估计部,其求取所述映射显示出的血流速度信息的似然度。

[0016] 估计部例如基于以两种不同的方法求出的血流速度信息来策定上述似然度。

[0017] 发明效果

[0018] 根据本发明,通过具有策定在血流流程映射显示中估计出的血流速度信息的似然度 / 可靠度的手段,从而降低因血流为三维血流所引起的可靠度自身所蕴含的不确定性,能提供对检查有效的信息。由此,能对更确切的诊断作出贡献。

附图说明

[0019] 图 1 是表示第一实施方式的超声波摄像装置的装置构成的框图。

[0020] 图 2 是表示第一实施方式的信号处理部的动作的流程图。

[0021] 图 3(a) 是表示由超声波摄像装置摄像出的图像的图,(b) 是组织速度计算的说明图。

[0022] 图 4 是座标系的说明图。

[0023] 图 5 是血流矢量计算的说明图。

[0024] 图 6 是表示一致度信息计算的动作的流程图。

[0025] 图 7 是统计处理的使用数据的说明图。

[0026] 图 8 是统计处理的概率密度函数的说明图。

[0027] 图 9 是表示显示形态的一例的图。

[0028] 图 10 是表示显示形态的另一例的图。

[0029] 图 11 是显示形态的又一例的图。

[0030] 图 12 是表示第二实施方式的信号处理部的动作的流程图。

[0031] 图 13 是表示第三实施方式的超声波诊断装置的构成例的框图。

[0032] 图 14 是表示第三实施方式的信号处理部的动作的流程图。

[0033] 图 15(a) 以及 (b) 是表示历史记录信息的一例的图。

具体实施方式

[0034] 以下,基于附图来说明本发明的实施方式。

[0035] 本实施方式的超声波摄像装置 (1) 具备:超声波探头 (2),其对检查对象 (3,30) 发送超声波,并接收从检查对象反射的回波信号;信号处理部 (15),其对由超声波探头 (2) 接收到的回波信号进行处理;以及显示部 (14),其显示信号处理部 (15) 的处理结果。信号处理部 (15) 具备:运算部 (152 ~ 154),其根据回波信号来估计血流的速度信息;图像形成

部 (156), 其基于估计出的血流速度信息来对血流信息进行映射显示; 以及估计部 (155), 其求取映射显示出的血流速度信息的似然度。估计部 (155) 例如基于以两种不同的方法求出的血流速度信息来策定似然度。

[0036] 图 1 是表示本发明的超声波摄像装置的装置构成例的框图。该超声波摄像装置如图 1 所示, 具有装置主体 1 和超声波探头 2。

[0037] 装置主体 1 控制超声波探头 2 来生成超声波图像, 具备: 输入部 10、控制部 11、超声波信号发生器 12、超声波接收电路 13、显示部 14 以及信号处理部 15。

[0038] 超声波探头 2 遵照由超声波信号发生器 12 生成的信号, 与生物体 (被检查者) 3 相接触, 对照射区域 30 照射超声波, 而且接收照射区域 30 的反射波回波信号。超声波探头 2 根据扫描方式来产生连续波或脉冲波。

[0039] 对装置主体 1 的各构成要素进行说明。输入部 10 具备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的键盘或定点设备, 并在使用心电图的情况下, 还作为心电图信号输入部发挥功能。

[0040] 控制部 11 基于由输入部 10 设定的超声波摄像装置的动作条件来对超声波信号发生器 12、超声波接收电路 13、显示部 14 以及信号处理部 15 进行控制, 例如是计算机系统的 CPU。

[0041] 超声波信号发生器 12 具备产生给定的频率的信号的振荡器, 对超声波探头 2 送出驱动信号。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、调相等信号处理。超声波接收电路 13 包含: 接收电路、包络线检波单元、进行 Log 压缩的单元。显示部 14 将由信号处理部 15 得到的信息进行输出。信号处理部 15 具有根据来自超声波探头 2 的反射回波信号来生成超声波图像的功能。其细节将后述。

[0042] 另外虽未图示, 但装置主体 1 具备扫描转换器、A/D 转换器。扫描转换器既可以包含在超声波接收电路 13 中, 也可以置于信号处理部 15 的后级。在超声波接收电路 13 包含扫描转换器的情况下, 具有由信号处理部 15 处理的数据量减少这样的优点。另外, 在超声波接收电路 13 中不含扫描转换器的情况下, 能以信号处理部 15 来处理较多的数据, 能实现精度高的计测装置。A/D 转换器置于信号处理部 15 的前级。

[0043] 接下来, 说明信号处理部 15 的详细构成要素。信号处理部 15 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、一致度估计部 (估计部) 155、显示图像形成部 156, 来作为与本发明相关的主要要素。

[0044] 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, 例如形成 B 模式像, 即超声波照射对象的利用了平面的摄像法的二维的或者利用了立体的摄像法的三维的组织形状图像。另外, 断层图像形成部 151 从已形成的组织形状图像之中提取组织位置信息。组织速度运算部 152 根据获取时间不同的多个组织形状信息来计算组织的运动信息。

[0045] 多普勒速度运算部 153 从由超声波接收电路 13 输出的反射回波信号之中, 提取例如利用了彩色多普勒模式即利用了平面的摄像法的二维的或者利用了立体的摄像法的三维的、超声波照射对象的多普勒血流速度信息。血流矢量运算部 154 根据由组织速度运算部 152 计算出的组织的运动信息、以及由多普勒速度运算部 153 提取出的多普勒血流速度信息, 利用物理法则来估计血流矢量。一致度估计部 155 使用统计的手法来策定由血流矢

量运算部 154 估计出的血流矢量的似然度。显示图像形成部 156 具有存储器,对反射回波信号、以及信号处理部 15 的各部的运算所关联的信息进行存储。

[0046] 基于以上说明的装置的构成,来说明超声波摄像装置的动作的实施方式。本实施方式的处理流程如图 2 所示。在图 2 中,作为具体的例子,说明将包含左心室在内的部位设为图 1 中的照射区域 30 的情况,但照射区域 30 也可以是检查者所期望的血管或其他的心腔。

[0047] < 第一实施方式 >

[0048] < 步骤 S1>(摄像步骤)

[0049] 首先,为了得到照射区域的形态信息(B 模式图像)而进行摄像。即,超声波信号发生器 12 将给定的频率的超声波信号送至超声波探头 2,并将从超声波探头 2 照射且被被检体 3 反射后的回波信号由超声波接收电路 13 进行接收。

[0050] B 模式像的超声波频率设为可进行摄像的 1MHz 至 20MHz 的范围。另外,对基于心跳而变动的组织进行摄像时的帧频设为作为能捕捉心脏的运动的范围的范围的 15Hz 以上。

[0051] 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,例如形成 B 模式像,即超声波照射对象的利用了平面的摄像法的二维的超声波生物体图像或者利用了立体的摄像法的三维的超声波生物体图像。此时,在时间序列上获取数据,形成时间序列的超声波生物体图像。

[0052] 通过步骤 S1 所得到的形状信息的一例如图 3(a) 所示。图 3 使用进行扇形扫描的扇形探头来作为超声波探头 2,以左心室 31 作为了摄像对象。在扇形扫描的情况下,将深度方向称为 r 方向,并将扫描方向称为 θ 方向。

[0053] < 步骤 S2>(组织速度计算步骤)

[0054] 断层图像形成部 151 根据步骤 S1 中形成的超声波生物体图像来获取给定的深度处的组织位置信息。关于组织位置的确定,既可以通过图像处理来检测组织内壁,也可以由检查者经由输入部 10 指定组织内壁从而获取位置信息。在以图像处理进行检测的情况下,在超声波图像中,利用组织被识别为高亮度值这一状况,将高亮度值部作为心脏组织,来获取该部分的二维或者三维的心脏组织位置。在由检查者进行指定的情况下,例如经由输入部 10 所具备的定点设备,指定作为血液与组织的交界面的组织内壁来给出位置。在图 3 所示的例子中,指定了位于同一深度的 2 个组织内壁(血液与组织的交界面)a、b 的位置。

[0055] 接下来,组织速度运算部 152 计算至少 2 点被指定的位置处的组织的运动信息。在此,如图 3(b) 所示,作为组织的运动信息,计算左侧组织 a 的组织血流交界速度 511 和同一深度的右侧组织 b 的组织血流交界速度 512。组织血流交界速度是组织与血液的交界的速度,在流体力学上,在该交界面,血液的速度与组织的速度相等。

[0056] 组织血流交界速度的计算方法既可以使用二张时间上连续的图像的图形匹配,也可以对时间上连续的图像中的组织位置的移动进行追踪。作为图形匹配的运算手法,例如能使用互相关法或 SAD(Sum of absolute difference;绝对差和)法、SSD(Sum of Squared Difference;平方差和)法、KLT(Kanade-Lucas-Tomasi)法。将组织的移动量除以图像的摄像间隔而得到组织血流交界速度。在此所计算的速度是图 3 所示的扫描平面中的速度,具有 r 方向(波束方向)的速度分量和 θ 方向(与波束方向正交的方向)的速度分量。

[0057] < 步骤 S3>(血流速度计算步骤)

[0058] 接下来,多普勒速度运算部 153 关注于由断层图像形成部 151 获取的超声波生物体图像中的血流部,来获取血流速度分布信息。该运算能使用作为通用手法的彩色多普勒法来进行。通过该步骤 S3 而得到的血流速度是波束方向的速度分量。

[0059] <步骤 S4>(血流矢量估计步骤)

[0060] 在步骤 S4 中,血流矢量运算部 154 基于由组织速度运算部 152 计算出的组织血流交界速度(左侧组织 a 的速度 511 以及右侧组织 b 的速度 512 的任一者)、以及由多普勒速度运算部 153 获取的血流速度分布信息,来估计血流矢量。

[0061] 参照图 4 来说明血流矢量的估计方法。在步骤 S3 中的利用了多普勒效应的速度计测中,只能求取三维的血流速度 V 的超声波波束方向分量的速度 v_r ,但通过使用物理法则,能进行与波束方向正交的方向(以下称为正交方向或 θ 方向)的速度分量 v_θ 的估计。考虑以超声波波束的深度方向为 r 方向且以超声波波束的扇形扫描的方向为 θ 方向的极坐标系。若将血流的 r 方向的速度分量设为 v_r 、且将 θ 方向的速度分量设为 v_θ ,则极坐标系中的连续方程式在忽视垂直通过摄像面的血流的影响的情况下通过下式 (1) 来表示。

[0062] [数学式 1]

$$[0063] \quad \frac{v_r}{r} + \frac{\partial v_r}{\partial r} + \frac{1}{r} \frac{\partial v_\theta}{\partial \theta} = 0 \quad (1)$$

[0064] 式 (1) 成为式 (2)。

[0065] [数学式 2]

$$[0066] \quad \frac{\partial v_\theta}{\partial \theta} = -v_r - r \frac{\partial v_r}{\partial r} \quad (2)$$

[0067] 基于式 (2), v_θ 能通过式 (3) 来求取。

[0068] [数学式 3]

$$[0069] \quad v_\theta(r, \theta) = v_\theta(r) + \int \left(-v_r(r, \theta) - r \frac{\partial v_r(r, \theta)}{\partial r} \right) d\theta \quad (3)$$

[0070] 在此, $v_\theta(r)$ 是由组织速度运算部 152 (步骤 S2) 计算出的深度 r 处的组织血流交界速度的与波束方向正交的方向的速度分量。根据以该式 (3) 所求出的正交方向的速度分量 $v_\theta(r, \theta)$ 、以及在步骤 S3 中通过彩色多普勒法所求出的波束方向的速度分量 $v_r(r, \theta)$, 能沿式 (3) 的积分的范围,来求取速度矢量 $V(r, \theta)$ 。

[0071] 在将式 (3) 的运算中的 θ 方向的积分如图 5 所示,从左右的心肌的左侧的点 a 起向右侧的点 b 予以执行的情况下,点 a 至点 b 的各位置处的正交方向的速度能表示如下。

[0072] [数学式 4]

$$[0073] \quad v_\theta(r, \theta) = v_{\theta a}^T(r) + \int_a^\theta \left(-v_r(r, \theta) - r \frac{\partial v_r(r, \theta)}{\partial r} \right) d\theta \quad (4)$$

[0074] 在此“ $v_{\theta a}^T(r)$ ”是在步骤 S2 中计算出的点 a (深度 r) 处的组织血流交界速度的 θ 方向(与波束正交的方向)的速度分量。反之,在根据相反的组织交界面(点 b)来求出了积分路径的情况下,能计算如下。

[0075] [数学式 5]

$$[0076] \quad v_{\theta}(r, \theta) = v_{\theta b}^T(r) - \int_{\theta}^b \left(-v_r(r, \theta) - r \frac{\partial v_r(r, \theta)}{\partial r} \right) d\theta \quad (5)$$

[0077] 在此“ $v_{\theta b}^T(r)$ ”是在步骤 S2 中计算出的点 b(深度 r) 处的组织血流交界速度的 θ 方向(与波束正交的方向)的速度分量。

[0078] 基于上述的式(4)或式(5),能计算同一深度处的点 a 至点 b 的各点的 θ 方向的速度分量,使用这些 θ 方向的速度分量以及步骤 S3(彩色多普勒法)中所求出的波束方向的速度分量来计算各点的速度矢量。同一深度处的各点的数量与波束数对应。各点的速度矢量作为图像与形态图像一起被后述的显示图像形成部 156 显示。

[0079] 另外,从点 a 到点 b 执行式(4)的积分而估计出的右侧组织 b 的速度或者从点 b 到点 a 执行式(5)的积分而估计出的左侧组织 a 的速度,在接下来的步骤 S5 中被用于一致度的计算。

[0080] <步骤 S5> 一致度计算步骤

[0081] 为了估计步骤 S4 中计算出的速度矢量的似然度,对步骤 S2 中计算出的组织血流交界速度例如右侧组织 b 的速度 512、与从点 a 至点 b 进行式(4)的积分而计算出的右侧组织 b 的速度的一致度进行评价。以下,参照图 6 来说明一致度的计算。

[0082] 一致度的计算如图 6 所示,由针对不同的深度分别计算一致度的步骤 S51、以及对 S51 中计算出的多个一致度进行统计处理的步骤 S52 这两个步骤组成。

[0083] <步骤 S51>

[0084] 本步骤中的一致度的计算是通过针对相同位置,比较步骤 S2(组织跟踪)中求出的速度(正交方向的速度分量)与从步骤 S4 的式(4)或式(5)所求出的速度来予以执行的。

[0085] 在此说明对图 5 所示的点 b(右侧的组织)处的速度的一致度进行计算的情况。将步骤 S2 中计算出的速度的与波束正交的方向的分量设为 $v_{\theta b}^T(r)$,并将步骤 S4 中求出的波束的正交方向的速度设为 $v_{\theta b}^m(r)$ 。假如设计测对象呈与图 3 所示的扇形扫描的面平行的二维流动,则式(6)成立。

[0086] [数学式 6]

$$[0087] \quad v_{\theta b}^T(r) = v_{\theta b}^m(r) \quad (6)$$

[0088] 然而,心脏的左室那样的流动是三维流动,会产生式(6)不成立的情况。为此,作为表示两者的一致程度的指标即步骤 S4 中计算出的矢量精度的似然度的指标,以两者的差分为一致度 $A_b(r)$ 来通过式(7)进行计算。

[0089] [数学式 7]

$$[0090] \quad A_b(r) = v_{\theta b}^T(r) - v_{\theta b}^m(r) \quad (7)$$

[0091] 此外,在步骤 S4 中计算速度之际,使用式(5)而非式(4)来从左起进行了积分的情况下,比较点 a 处的速度,来计算一致度。在此情况下的一致度 $A_a(r)$,作为通过式(5)而得到的点 a 的 θ 方向的速度分量 $v_{\theta a}^m(r)$ 与步骤 S2 中计算出的速度的与波束正交的方向的分量 $v_{\theta a}^T(r)$ 的差分,而基于式(8)给出。

[0092] [数学式 8]

[0093]
$$A_a(r) = v_{\theta a}^T(r) - v_{\theta a}^m(r) \quad (8)$$

[0094] 另外,还能不计算组织血液交界处的血流速度(速度分量)的一致度,而使用式(4)和式(5)的两者,在积分路径上的任意的点处计算一致度。

[0095] <步骤 S52>

[0096] 尽管步骤 S51 中计算出的一致度包含血流速度矢量估计的似然度的信息,但通过统计处理,能进一步提供检查者容易解释的信息。为此,在本步骤 S52 中,对步骤 S51 中计算出的一致度进行统计处理。参照图 7 来说明本步骤中进行的统计处理。

[0097] 步骤 S4 中说明的血流速度矢量的计算是针对一个积分路径的计算,但实际上能通过改变深度 r 来实现众多积分路径。若将积分路径的数量设为 M 、且将积分路径上的血流速度矢量的数量设为 N 个,则在步骤 S4 中计算 $M \times N$ 点的血流速度矢量。此外,血流速度矢量的数 N 是取决于超声波波束的数量的各个量。

[0098] 在将步骤 S4(式(3))中求出的各点的正交方向的速度矢量设为 $v_{i,j}^m$ 、且将速度矢量的真值设为了 $v_{i,j}^r$ 的情况下,各个矢量的误差能表示如下。

[0099] [数学式 9]

[0100]
$$\Delta v_{i,j} = v_{i,j}^m - v_{i,j}^r \quad (9)$$

[0101] 在此, i, j 表示 r 方向以及 θ 方向的位置 ($i = 1, 2, \dots, M, j = 1, 2, \dots, N$)。

[0102] 步骤 S51 中计算出的一致度 $A_b(r)$ 在作为第 i 个积分路径的一致度 $A_{b,j}$ 进行了表现的情况下,能基于积分的性质而以式(10)来表示。

[0103] [数学式 10]

[0104]
$$A_{b,i} = \sum_{j=N} \Delta v_{i,j} \quad (10)$$

[0105] 针对 M 个积分路径分别计算一致度 $A_{b,j}$, 并通过式(11)来求取所得到的 M 个一致度 $A_{b,j}$ 的均值 E_A 。

[0106] [数学式 11]

[0107]
$$E_A = \frac{1}{M} \sum_{i=M} A_{b,i} \quad (11)$$

[0108] 在此,如图 8 所示,在将各个矢量的误差 $\Delta v_{i,j}$ 的方差设为了 σ_v 的情况下,若 $\Delta v_{i,j}$ 具有高斯概率密度函数,则误差的均值即 $A_{b,j}/N$ 的方差 σ_A/N 与 σ_v 的关系能根据中心极限定理而记述如下。

[0109] [数学式 12]

[0110]
$$\frac{\sigma_A}{N} = \frac{\sigma_v}{\sqrt{N}} \quad (12)$$

[0111] 在式(12)中,血流速度矢量的数量 N 的值根据所述积分路径的各路径而不同,但作为血流速度矢量的数量 N 的值,可以使用所述 M 个积分路径中血流速度矢量数的平均值、最大值、最小值的任一者或者其组合来决定。即

[0112] [数学式 13]

$$[0113] \quad \sigma_v = \frac{\sigma_A}{\sqrt{N}} \quad (13)$$

[0114] 根据式 (11) 以及式 (13), 步骤 S4 中计算出的各个矢量的似然度 E 以式 (14) 来表示。

[0115] [数学式 14]

$$[0116] \quad E = E_A \pm t \frac{\sigma_A}{\sqrt{N}} \quad (14)$$

[0117] 在式 (14) 中, t 是学习 (Student) 值, 根据 N 的值而被决定, N 的值为一般的 20 ~ 30 时, 作为现实的值, 取 1 至 5 的值。在 t 为 2 时, 包括度成为 95%。

[0118] 根据式 (14) 中计算出的似然度 E, 通过式 (15) 来计算估计出的速度矢量的可靠度 B。

[0119] [数学式 15]

$$[0120] \quad B = (E \div U) \times 100 \quad (15)$$

[0121] 式中, U 是速度的代表值, 可以使用 $v_{i,j}$ 的最大值、最小值、均值、方差或其组合、或者计测速度范围。

[0122] < 步骤 S6 > (显示步骤)

[0123] 显示图像形成部 156 在画面上显示如上所述求出的可靠度 B。显示的形态能采取数值的显示、基于颜色的显示、基于评论的显示等各种形态。

[0124] 在图 9 ~ 图 11 中表示画面 900 的显示例。在图 9 所示的例子中, 在步骤 S1 形成的黑白的断层像 901 中, 重叠显示步骤 S4 中计算出的血流的速度矢量 902, 进而, 将上述式 (15) 中计算出的可靠度 903 作为数值进行显示。

[0125] 在图 10 所示的例子中, 将可靠度与黑白的断层像 901 和血流速度矢量 902 一起以灯 904 进行了显示。作为可靠度的彩色的显示例, 在可靠度高的情况下点亮绿色的灯, 在需要注意的情况下点亮黄色的灯, 在可靠度低的情况下点亮红色的灯。由此, 能引导做手术的人采取一致度高的摄像。可靠度的高低是根据是否得到足以表现临床的差别的精度来决定的, 例如, 可以将成为各色的阈值的可靠度设定为默认值, 且用户能酌情进行变更。

[0126] 在图 11 所示的例子中, 与黑白的断层像 901 和血流速度矢量 902 一起, 显示具体的评论 905。例如, 在一致度低的情况下, 发出“一致度低。请摇晃探针。”这样的督促一致度改良的评论, 在一致度高的情况下, 发出“一致度高”这样的评论。该情况下的可靠度的高低的判断基准也与灯显示的情况相同。

[0127] 图 9 ~ 图 11 所示的显示例还能酌情组合。例如还能对可靠度的数值一并与与红灯的点亮一并地显示督促再次扫描的消息, 或者对它们全部进行显示。

[0128] 尽管以上参照图 2 的步骤来说明了第一实施方式的超声波诊断装置的动作, 但上述的各步骤中进行的估计或计算中使用的方法或指标只是一例, 能进行各种变更。

[0129] 例如, 作为一致度, 还能不像本实施方式那样使用以两种方法求出的速度的差分, 而使用以式 (16-1) 表示的速度之比、以 (16-2) 表示的误差的比例、或其组合。

[0130] [数学式 16]

$$[0131] \quad \frac{v_{\theta b}^T(r)}{v_{\theta b}^m(r)} \quad (16-1)$$

$$[0132] \quad \frac{v_{\theta b}^T(r) - v_{\theta b}^m(r)}{v_{\theta b}^m(r)} \quad (16-2)$$

[0133] 另外在本实施方式中为了求取一致度,比较了与波束方向正交的方向(θ 方向)的速度分量,但还能比较速度矢量的大小。即,在步骤 S4 中,最终根据 θ 方向的速度分量和波束方向的速度分量来求取各点的速度矢量,因此可以对如此求出的点 b 的速度(绝对值)、与步骤 S2 中计算出的点 b 的组织血流交界速度(绝对值)进行比较,来计算两者的一致度。在此情况下,一致度也可以是差分、比值、误差的比例、或其组合的任一者。

[0134] 进而,尽管在本实施方式中说明了在步骤 S52 的统计处理中在深度方向上使用多个积分路径,但该情况下的深度方向的区域既可以设为心脏整体,也可以考虑作为诊断的对象的患者等而例如限定为心尖部等的局部性的区域。

[0135] 另外尽管在本实施方式中根据估计矢量的似然度 E 来进一步计算且显示可靠度 B,但似然度 E 自身是有用的信息,也可省略可靠度的计算。

[0136] 以上说明的本实施方式的主要特征如下。

[0137] 超声波摄像装置的信号处理部具备:组织断层图像创建部(151),其根据回波信号来创建组织断层图像;第一速度运算部(组织速度运算部 152),其以由组织断层图像创建部创建的组织断层图像为基础,针对第一部位(例如点 a)以及第二部位(例如点 b)来计算第一血流速度;多普勒速度运算部(153),其根据回波信号且利用多普勒效应来计算多普勒速度(v_r);第二速度运算部(血流矢量运算部 154),其使用由第一速度运算部计算出的第一部位(点 a)的第一血流速度和多普勒速度(v_r),来计算第二部位(点 b)的第二血流速度;以及一致度估计部(155),其估计针对第二部位所计算出的第一血流速度与第二血流速度的一致度。

[0138] 第一血流速度是以断层图像中的组织位置随时间的变动而计算出的组织血流交界速度,第二血流速度是使用多普勒速度而估计出的血流速度,其中多普勒速度是根据组织血流交界速度和回波信号且利用多普勒效应而计算出的。

[0139] 一致度估计部(155)对多个一致度进行统计处理,来计算所述估计出的血流矢量的似然度/可靠度。特别是一致度估计部应使用中心极限定理来计算多个一致度的均值 E_A 和方差 σ ,并根据这些值来计算矢量的似然度 E、可靠度 B。

[0140] 根据本实施方式,通过对以追踪形态的移动的形态跟踪法而计算出的速度、与以彩色多普勒法而估计出的速度的一致度进行统计处理,来计算、显示在血流流程映射显示中估计出的血流速度信息的似然度/可靠度。由此,能将用于得到准确的检查结果的适当的指标提供给检查者。

[0141] 接下来,以第一实施方式为基础,说明进行了功能追加的实施方式。

[0142] <第二实施方式>

[0143] 本实施方式的动作如图 12 所示。在图 12 中,与表示第一实施方式的动作的图 2 相同的步骤以相同的标号来表示,并省略其说明。

[0144] 如图 12 所示,在本实施方式中同样,进行图 2 所示的各步骤 S1 ~ S6、计算一致度

的步骤 S5 包含图 6 所示的一致度计算的步骤 S51 以及统计处理的步骤 S52 这些情况与第一实施方式或其变更例同样。但在本实施方式中,特征在于,在步骤 S5 中,还包含使用步骤 S51 中计算出的一致度 A 以及步骤 S52 中计算出的一致度的均值 E_A 来校正速度矢量的步骤 S7。速度矢量的校正能由图 1 所示的信号处理部 15 中所追加的校正部或一致度估计部 155 来执行。

[0145] < 步骤 S7 >

[0146] 速度矢量的校正包含:对速度矢量进行校正的步骤 S71、以及使用校正后的速度矢量来再次计算一致度的步骤 S72。

[0147] < 步骤 S71 >

[0148] 步骤 S51 中计算出的 M 个一致度 $A_{b,j}$ 的均值 E_A 是作为在彩色多普勒法(步骤 S3)中计算出的速度矢量的整体的偏置误差,能分配给各个矢量的误差。关于校正,能通过下式(17)来校正速度矢量估计步骤 S4 中计算出的各速度矢量(正交方向的速度分量)。

[0149] [数学式 17]

$$[0150] \quad v_{i,j}^{\text{mod}} = v_{i,j}^m - E_A \frac{j}{N} \quad (17)$$

[0151] 式中,左边的速度矢量的上标“mod”表示是校正后的值(下同)。

[0152] 既可以仅在偏置误差显著的情况下进行校正,也可以为了进一步确保精度而在所有情况下进行校正。关于偏置误差 E_A 是否显著的判断,例如,能在误差相对于速度分量的比例超过给定的范围时判断为显著。既可以仅在判断为显著时实施步骤 S7(步骤 S70),也可以在所有情形下进行校正。

[0153] 接下来,使用校正后的速度矢量(正交分量)和波束方向的速度分量,来校正速度矢量。校正后的速度矢量在步骤 S6 中显示在画面上。

[0154] < 步骤 S72 >

[0155] 使用校正后的速度矢量(正交分量),与步骤 S5 同样,再次通过式(7)或(8)来计算一致度 $A_b^{\text{mod}}(r)$ 或 $A_a^{\text{mod}}(r)$,并根据其均值 E_A 和方差 σ 来计算似然度 E 。

[0156] [数学式 18]

$$[0157] \quad E = E_A^{\text{mod}} \pm t \frac{\sigma_A^{\text{mod}}}{\sqrt{N}} \quad (18)$$

[0158] 根据通过式(18)而再次计算出的似然度 E ,来计算校正后的速度矢量的可靠度 B 。可靠度 B 的计算基于前述的式(15),但作为式(15)中的 U (速度的代表值),能使用 $v_{i,j}^{\text{mod}}$ 的最大值、最小值、均值、方差或其组合,或者使用计测速度范围。可靠度 B 与校正后的速度矢量一起显示在画面上。显示的形态与第一实施方式同样,如图 9 ~ 图 11 所示,能是数值显示、灯显示、评论显示等各种形态。

[0159] 根据本实施方式,通过基于以两种方法求出的速度矢量的一致度来校正速度矢量,能提高速度矢量估计的精度,从而有望降低偏置误差。

[0160] 此外,尽管在本实施方式中说明了使用一致度的均值 E_A (偏置误差)来校正速度矢量的情况,但还能使用一致度本身且通过式(19)来校正速度矢量。

[0161] [数学式 19]

$$[0162] \quad v_{i,j}^{\text{mod}} = v_{i,j}^m - A_{b,i} \frac{j}{N} \quad (19)$$

[0163] 但在此情况下,即使使用校正后的速度矢量来再次计算,一致度也不变,因此不执行步骤 S72。

[0164] 使用校正后的速度矢量(正交分量),与步骤 S5 同样,如下地计算似然度 E。

[0165] [数学式 20]

$$[0166] \quad E = \pm t \sigma_v^{\text{mod}} \quad (20)$$

[0167] 在式(20)中, σ_v^{mod} 是校正后的各个矢量的误差 $\Delta v_{i,j}^{\text{mod}}$ 的方差,能求取如下。

[0168] [数学式 21]

$$[0169] \quad \sigma_v^{\text{mod}} = \frac{\sigma_A}{C^{\text{mod}}} \quad (21)$$

[0170] 在式(21)中, C^{mod} 是 2 至 3 之间的常数,若 $\Delta v_{i,j}$ 的误差主因是具有高斯概率密度函数,则 C^{mod} 具有 $\sqrt{6}$ (6) 的值。此时,误差记述如下。

[0171] [数学式 22]

$$[0172] \quad E = \pm t \frac{\sigma_A}{\sqrt{6}} \quad (22)$$

[0173] 另外在本实施方式中,在执行步骤 S71 和 S72 的情况下,反映步骤 S72 的结果,还能再次对速度矢量的校正步骤 S71、似然度的再次计算步骤 S72 进行重复。该情况在图 12 中以虚线示出。由此能提升速度矢量的估计精度。

[0174] 此外针对本实施方式,也能进行与第一实施方式同样的变更。

[0175] <第三实施方式>

[0176] 本实施方式的特征是,具备对在第一或第二实施方式中计算出的一致度以及似然度的历史记录进行保存、且对时间性的变动的结果进行显示的功能。本实施方式的超声波诊断装置的构成例如图 13 所示。在该构成例中,特征是,信号处理部 15 具备:对由速度一致度估计部 155 计算出的一致度、似然度、可靠度等的信息(以下,合称为一致度信息)进行存储的存储部 157;以及使用存储部 157 中所存储的、在不同的时间所获取的一致度信息来创建历史记录信息的历史记录创建部 158。

[0177] 其他的构成与图 1 的超声波诊断装置相同,故省略说明。

[0178] 参照图 14 来说明本实施方式的动作。在本实施方式中,首先在步骤 S11 中输入了心电同步信号后,改变时间来重复进行例如图 1 所示的步骤 S1 至 S5 的动作。此外,如在第一实施方式中所说明的那样,在步骤 S2 中为了进行组织速度计算而以不同的时间进行扫描。能将以这些不同的时间的扫描所得到的信息用于步骤 S3 的重复。

[0179] 重复的时间间隔既可以设为一次心跳或者多次心跳,也可以选择性地提取心脏的收缩期或舒张期这样的特征性的时相来进行。心跳或时相的信息使用从输入部 10 取入的心电图信号(步骤 S11)。

[0180] 每当进行一次计测时,计算以两种方法分别算出、估计出的速度的一致度的波束

方向的均值 E_A 和偏差 σ ，并保存至存储部 157（步骤 S12）。一系列的处理 S11、S1 ~ S5、S12 被重复进行可执行统计处理的次数（至 n 成为给定数为止）。

[0181] 历史记录创建部 158 使用存储部 157 中所蓄积的一致度信息，针对一致度和偏差的每一个，创建图 15 所示那样的表示时间变化的曲线图，并计算最大一致度 E_A^{\max} 、最小一致度 E_A^{\min} 、平均一致度 E_A^{ave} （步骤 S13）。这些值与曲线图一起显示于画面（步骤 S14）。

[0182] 在不使探针的摇晃角度变化而重复进行了操作的情况下，一致度的时间信息成为根据与心动时相的相关的有无来表示哪个心动时相中得到了可靠度高的速度矢量的信息。另外在边使探针的角度变化边重复进行了操作的情况下，成为表示在哪个角度得到了可靠度高的速度矢量的信息。另外，在即使使探针的角度变化一致度也低的情况下，成为揭示心脏功能有问题的可能性的信息。

[0183] 根据本实施方式，通过对一致度信息追加时间性的统计处理，能提供作为检查的指南的有效信息。

[0184] 尽管以上说明了本发明的各实施方式，但本发明的主要的特征是对在血流流程映射显示中估计出的血流速度信息（二维血流速度信息）的似然度 / 可靠度进行策定，求取血流速度的方法不限于上述的实施方式。例如，在上述实施方式中，作为求取血流速度的方法之一，说明了使用 2 个位置当中任一者的组织血流交界速度和二维流动的连续方程式来估计另一者的位置的速度的手法，但还能采用根据针对多普勒波束方向的速度信息的角度校正来估计速度的手法等公知的血流速度计算手法。

[0185] 另外，可靠度的显示能取代画面的显示或者与画面的显示并用地利用声音等的公知的通知手段。另外本发明中的似然度的策定的一种形态是基于以两种不同的方法计算或估计出的血流速度的一致度来进行似然度的策定，但就以该一致度为基础的似然度的指标而言，不限于实施方式。

[0186] 进而，图 1 和图 13 所示的装置构成只是构成例，只要是能达成作为本发明的特征的功能，就能是各种构成，另外还能从图 1 和图 13 所示的构成之中排除与功能的达成无关的一部分要素，或者构成为其他的模块。

[0187] 产业上的可利用性

[0188] 在血流流程映射显示中能估计血流速度信息的超声波诊断装置中，通过将估计结果的可靠度显示在画面上，能对更确切的诊断作出贡献。

[0189] 符号说明

[0190] 1...装置主体，2...超声波探头，10...输入部，11...控制部，12...超声波信号发生器，13...超声波接收电路，14...显示部，15...信号处理部，151...断层图像形成部，152...组织速度运算部，153...多普勒速度运算部，154...血流矢量运算部，155...一致度估计部（估计部），156...显示图像形成部，157...存储部，158...历史记录创建部。

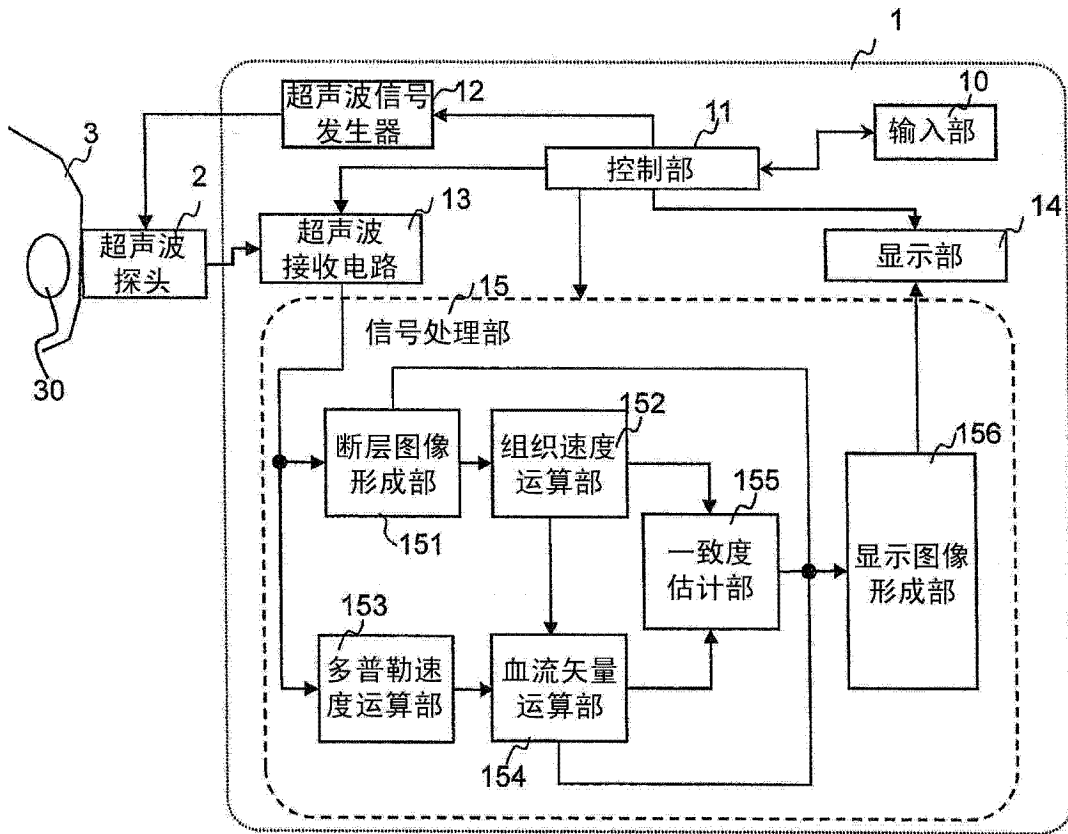


图 1

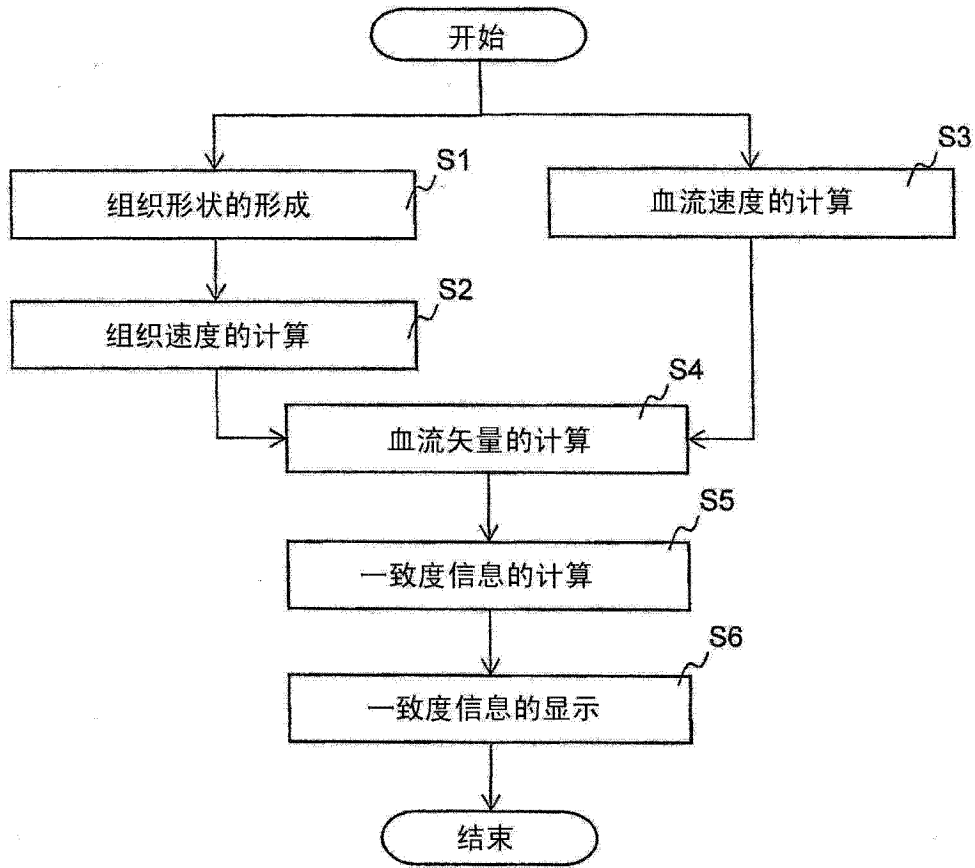


图 2

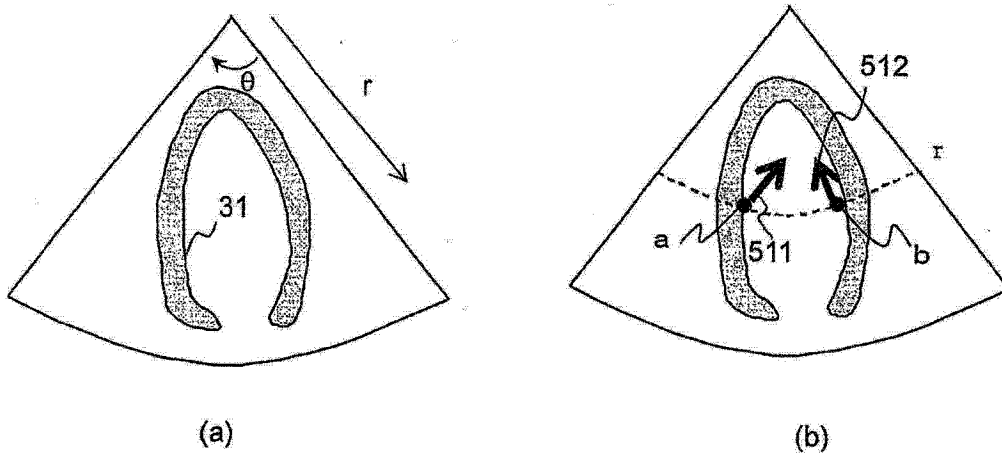


图 3

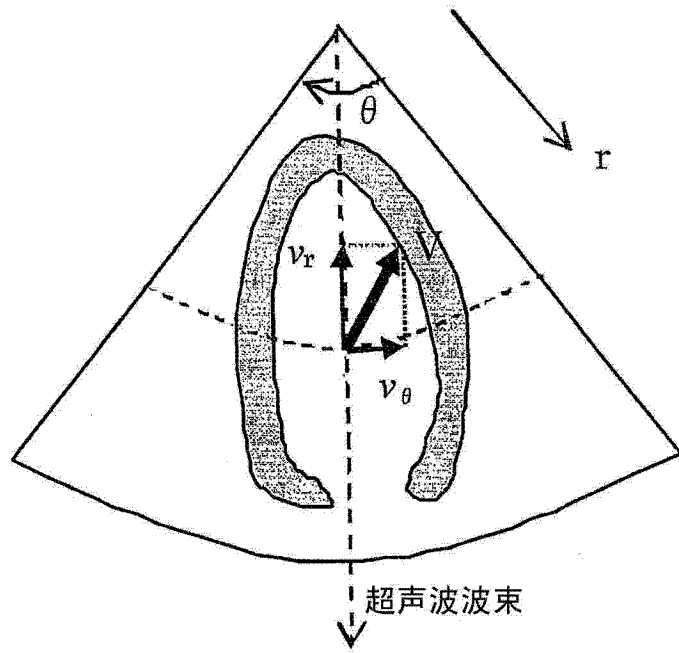


图 4

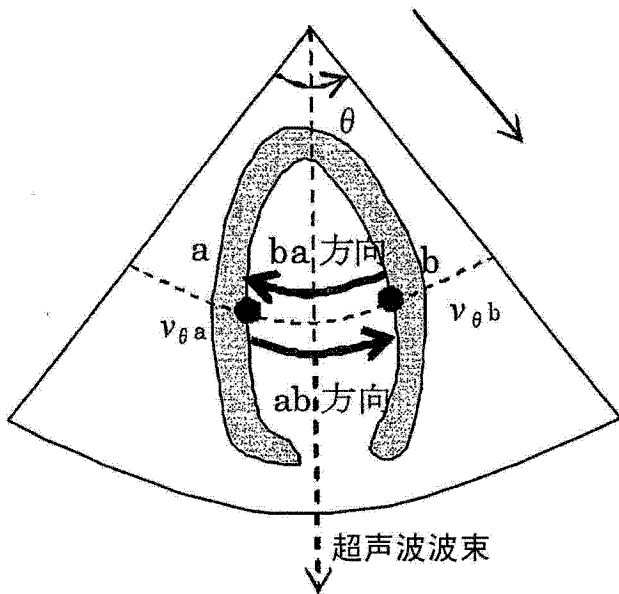


图 5

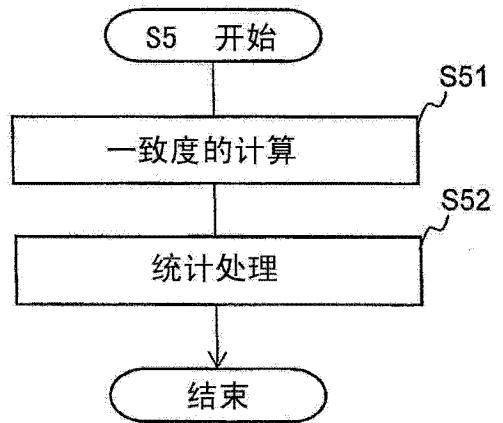


图 6

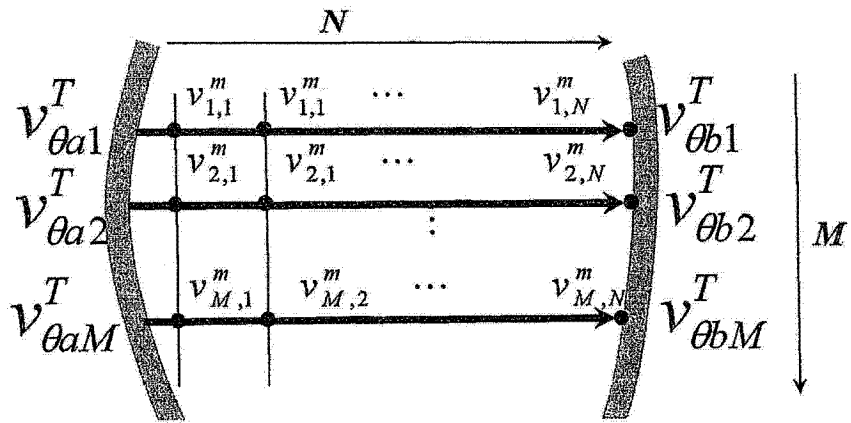


图 7

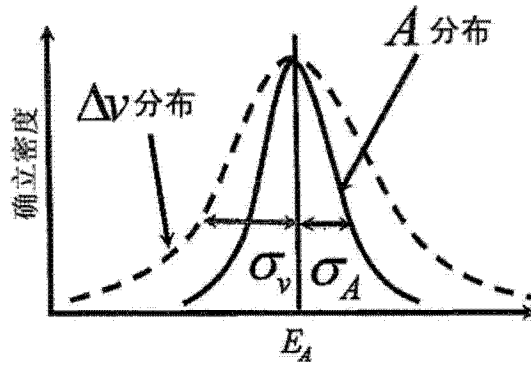


图 8

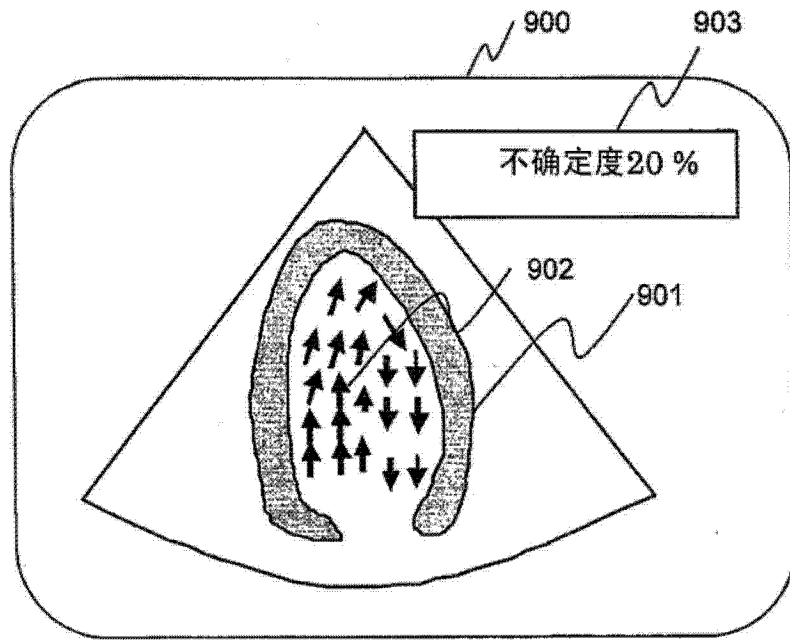


图 9

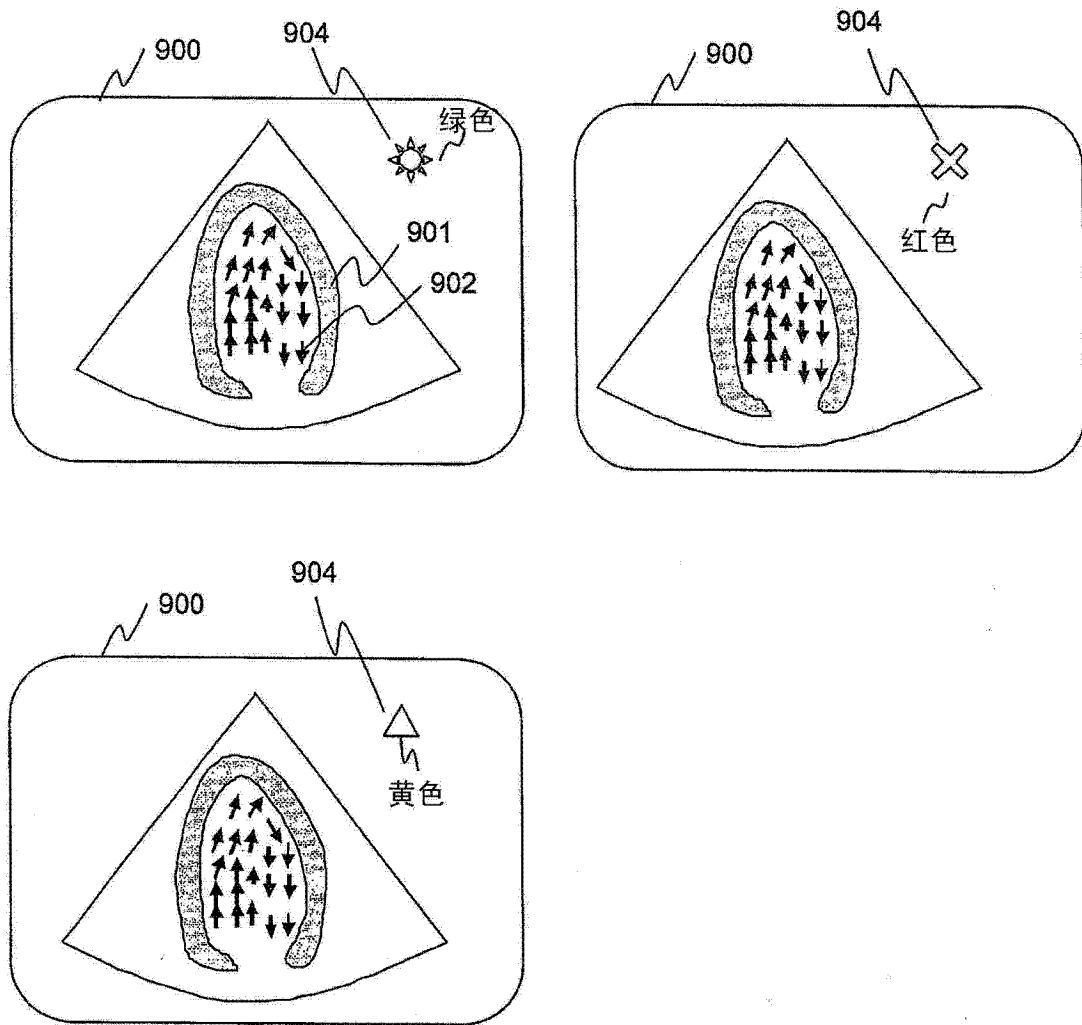


图 10

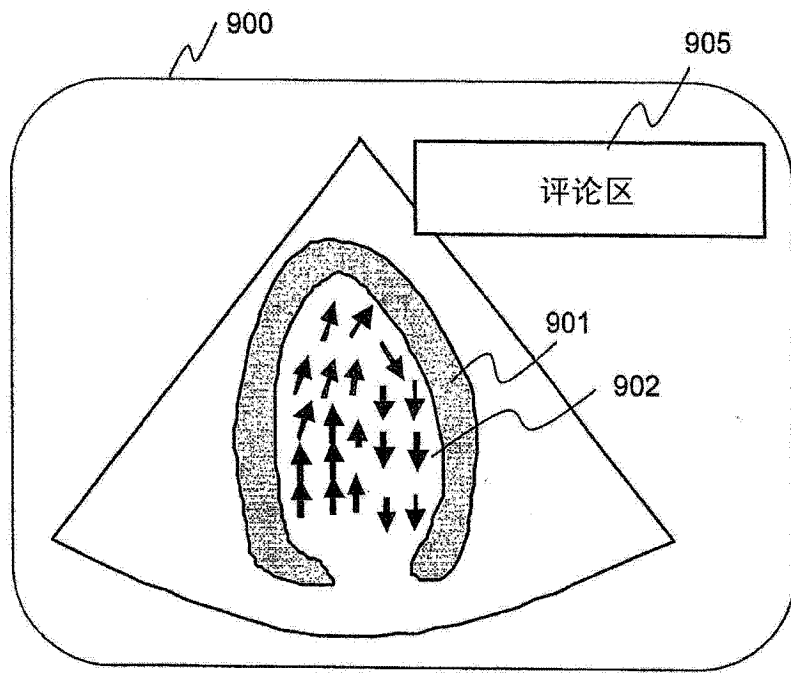


图 11

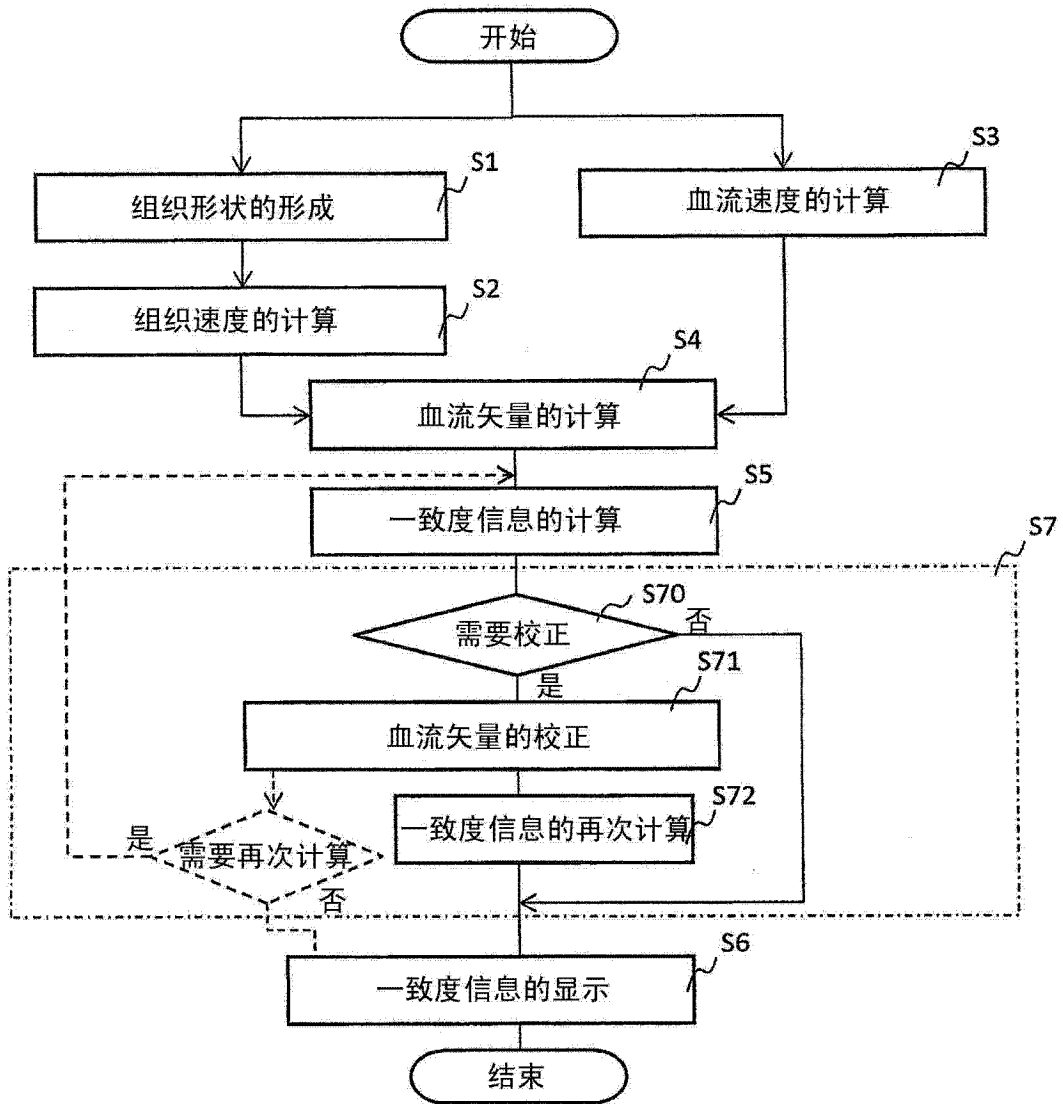


图 12

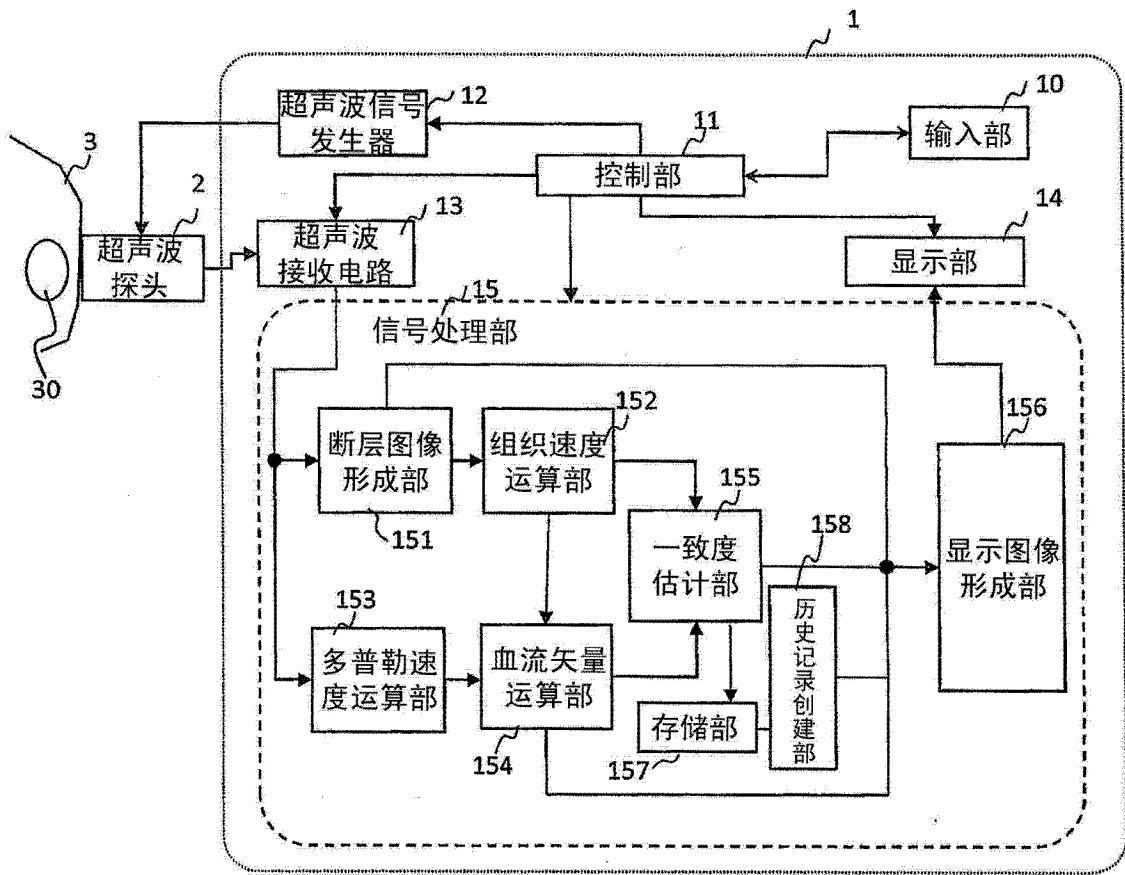


图 13

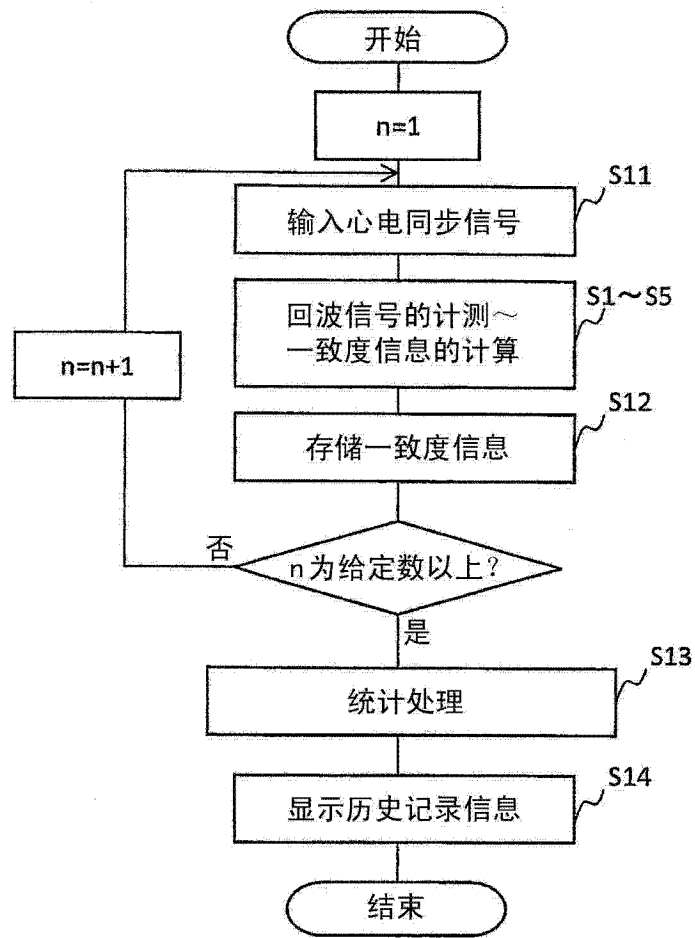


图 14

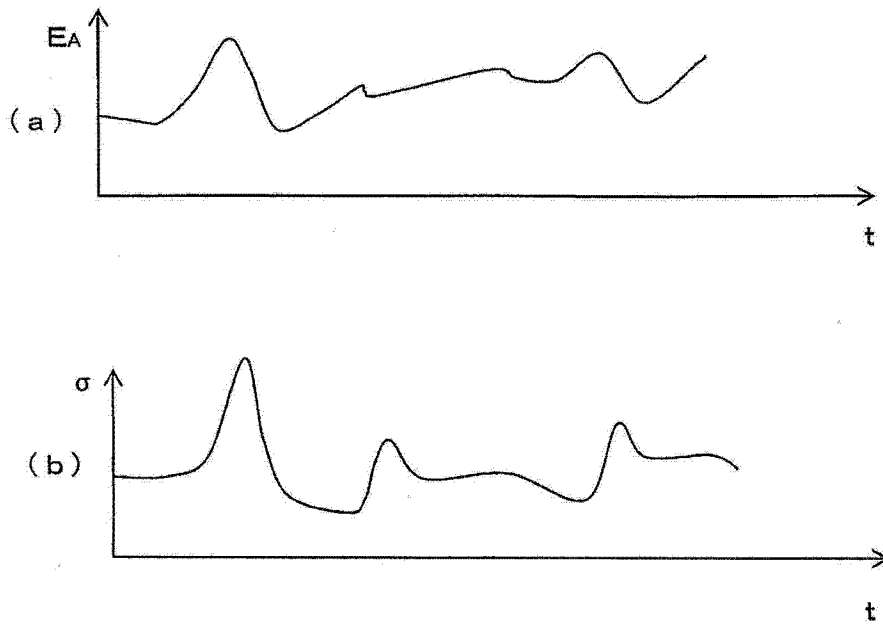


图 15

专利名称(译)	超声波摄像装置以及超声波摄像方法		
公开(公告)号	CN104220005A	公开(公告)日	2014-12-17
申请号	CN201380020124.X	申请日	2013-04-16
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
[标]发明人	田中智彦 桥场邦夫 冈田孝		
发明人	田中智彦 桥场邦夫 冈田孝		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/0883 A61B8/488 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/5207 A61B8/5223 G01N29/02 G01N29/24 G01N2291/022 G01N2291/044		
优先权	2012094885 2012-04-18 JP		
其他公开文献	CN104220005B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供超声波摄像装置以及超声波摄像方法，求取在血流流程映射显示中估计出的血流速度信息的似然度。超声波摄像装置的信号处理部具备根据回波信号且利用多普勒效应来计算多普勒速度的多普勒速度运算部，并且具备根据回波信号来创建组织断层图像并以该组织断层图像为基础而根据组织的运动来计算给定的部位的血流速度的第一血流速度运算部。另外具备使用由多普勒速度运算部计算出的多普勒速度来计算所述给定的部位的血流速度的第二血流速度运算部。针对所述给定的部位来计算由第一速度运算部计算出的血流速度与由第二速度运算部计算出的血流速度的一致度，并根据一致度来求取、显示血流速度信息的似然度/可靠度。

