



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105163666 A

(43) 申请公布日 2015. 12. 16

(21) 申请号 201480024604. 8

代理人 范胜杰 王立杰

(22) 申请日 2014. 05. 23

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 8/06(2006. 01)

2013-110913 2013. 05. 27 JP

A61B 8/08(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 10. 30

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2014/063756 2014. 05. 23

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/192663 JA 2014. 12. 04

(71) 申请人 日立阿洛卡医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 长野智章 森修

(74) 专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司

公司 11243

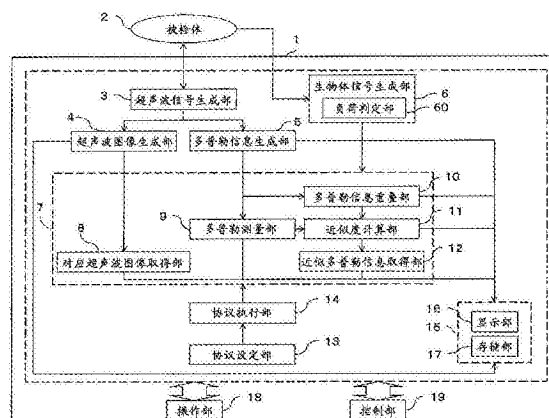
权利要求书2页 说明书13页 附图9页

(54) 发明名称

超声波图像摄像装置以及超声波图像摄像方法

(57) 摘要

本发明提供一种能够评价通过多普勒方法取得的多普勒信息的稳定性,能够根据稳定的多普勒信息观察被检体的生物体组织(心脏或血管等)的动态的超声波图像摄像装置以及超声波图像摄像方法。本发明的超声波图像摄像装置具备:探头,其对被检体收发超声波信号;多普勒信息生成部,其根据所述超声波信号生成多普勒信息;近似度计算部,其计算多个所述多普勒信息的近似度;以及近似多普勒信息取得部,其取得具有预定的所述近似度的所述多普勒信息作为近似多普勒信息。



1. 一种超声波图像摄像装置,其特征在于,具备:
探头,其对被检体收发超声波信号;
多普勒信息生成部,其根据所述超声波信号生成多普勒信息;
近似度计算部,其计算多个所述多普勒信息的近似度;以及
近似多普勒信息取得部,其取得具有预定的所述近似度的所述多普勒信息作为近似多普勒信息。
2. 根据权利要求1所述的超声波图像摄像装置,其特征在于,
具备:多普勒信息重叠部,其将多个所述多普勒信息重叠地显示在显示部。
3. 根据权利要求1所述的超声波图像摄像装置,其特征在于,
所述近似度计算部计算与生物体信号同步的多个所述多普勒信息的多普勒波形、多个所述多普勒信息的时间以及基于多个所述多普勒信息的测量值中的至少一个的所述近似度。
4. 根据权利要求1所述的超声波图像摄像装置,其特征在于,
所述近似度计算部扩大或缩小与生物体信号同步的所述多普勒信息的多普勒波形来计算所述多普勒波形的近似度。
5. 根据权利要求1所述的超声波图像摄像装置,其特征在于,
所述近似度计算部根据所述被检体的血流信息和组织运动信息的至少一个来计算所述近似度。
6. 根据权利要求1所述的超声波图像摄像装置,其特征在于,
所述近似度计算部根据多个所述多普勒信息的差、比、相关系数以及图案匹配中的至少一个来计算所述多普勒信息的近似度。
7. 根据权利要求1所述的超声波图像摄像装置,其特征在于,
所述近似度计算部根据向所述被检体提供的负荷来计算多个所述多普勒信息的近似度。
8. 根据权利要求7所述的超声波图像摄像装置,其特征在于,
具备:负荷判定部,其根据生物体信号来判定所述负荷。
9. 根据权利要求1所述的超声波图像摄像装置,其特征在于,
所述多普勒信息重叠部将成为基准的所述多普勒信息与具有预定的所述近似度的多个所述多普勒信息重叠地显示在显示部上。
10. 根据权利要求1所述的超声波图像摄像装置,其特征在于,
具备:显示部,其按照所述近似度从高到低的顺序显示所述近似多普勒信息的多个组。
11. 根据权利要求1所述的超声波图像摄像装置,其特征在于,
具备:显示部,其显示与负荷心脏回波检查的各阶段相对应的所述近似多普勒信息。
12. 根据权利要求1所述的超声波图像摄像装置,其特征在于,
所述多普勒信息重叠部从时间上连续的所述多普勒信息中选择用于计算所述近似度的成为基准的多普勒信息,
并具备重叠地显示包含成为所述基准的多普勒信息的多个所述多普勒信息的显示部。
13. 根据权利要求1所述的超声波图像摄像装置,其特征在于,
所述多普勒信息生成部根据所述被检体的多个位置的所述超声波信号生成多普勒信

息，

所述近似度计算部将所述多个位置的多普勒信息作为一个整体来计算所述近似度，

所述近似多普勒信息取得部将所述多个位置的多普勒信息作为一个整体来取得所述近似多普勒信息。

14. 根据权利要求 1 所述的超声波图像摄像装置，其特征在于，

所述多普勒信息生成部根据所述被检体的多个位置的所述超声波信号生成多普勒信息，

所述近似度计算部在所述多个位置的各个位置计算所述近似度，

所述近似多普勒信息取得部在所述多个位置的各个位置取得所述近似多普勒信息。

15. 一种超声波图像摄像方法，其特征在于，

对被检体收发超声波信号；

根据所述超声波信号生成多普勒信息；

计算多个所述多普勒信息的近似度；以及

取得具有预定的所述近似度的所述多普勒信息作为近似多普勒信息。

超声波图像摄像装置以及超声波图像摄像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波图像摄像装置以及超声波图像摄像方法,尤其涉及一种取得多普勒信息的超声波图像摄像装置以及超声波图像摄像方法。

背景技术

[0002] 在超声波检查中,有时通过药物或运动向被检体施加负荷,取得负荷前后的超声波图像,观察被检体的生物体组织(心脏或血管等)的动态,进行超声波检查。例如,在负荷心脏回波检查中,在负荷前后评价心脏的局部的动态来判断心肌梗塞等心脏疾病。

[0003] 此外,提出了搭载了冠状动脉血流储备能力(coronary reserve capacity)评价系统的超声波多普勒诊断装置,即:在负荷心脏回波检查中,将利用多普勒方法取得的血流信息用作表示心脏功能的指标,减轻通过经胸壁回波评价冠状动脉血流储备能力时的操作者的负担,缩短冠状动脉储备能力诊断时间而能够提高吞吐量(例如,参照专利文献1)。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:日本专利第2863624号公报

发明内容

[0007] 发明要解决的课题

[0008] 专利文献1的超声波多普勒诊断装置以预定速率范围为基准调整药物投入前后的多个血流速度波形,将调整后的多个血流速度波形通过预定的速率范围来显示,但不能评价血流速度波形等多普勒信息的稳定性。

[0009] 本发明提供一种能够评价通过多普勒方法取得的多普勒信息的稳定性,能够根据稳定的多普勒信息观察被检体的生物体组织(心脏或血管等)的动态的超声波图像摄像装置以及超声波图像摄像方法。

[0010] 用于解决课题的手段

[0011] 本发明的超声波图像摄像装置具备对被检体收发超声波信号的探头、根据所述超声波信号生成多普勒信息的多普勒信息生成部、计算多个所述多普勒信息的近似度的近似度计算部、将具有预定的所述近似度的所述多普勒信息作为近似多普勒信息而取得的近似多普勒信息取得部。

[0012] 发明效果

[0013] 根据本发明,能够评价通过多普勒方法取得的多普勒信息的稳定性,并能够根据稳定的多普勒信息观察被检体的生物体组织(心脏或血管等)的动态。

附图说明

[0014] 图1是表示本实施方式的超声波图像摄像装置的框图。

[0015] 图2是表示超声波图像摄像装置的动作的流程图。

- [0016] 图 3 是表示本实施方式的超声波图像摄像装置的显示部的显示画面的一例的图。
- [0017] 图 4 是表示本实施方式的超声波图像摄像装置的显示部的显示画面的一例的图。
- [0018] 图 5 是表示本实施方式的超声波图像摄像装置的变形警报部的变形例的框图。
- [0019] 图 6 是表示用于显示各阶段的近似多普勒信息等的显示画面的一例的图。
- [0020] 图 7 是表示变更取得多普勒信息时的心拍位置的图。
- [0021] 图 8 是表示多普勒信息生成部进行 2 种多普勒运算,生成多普勒信息的图。
- [0022] 图 9 是表示从多个位置的超声波信号生成了多普勒信息时显示各阶段的近似多普勒信息等的显示画面的一例的图。

具体实施方式

[0023] 以下,使用附图对本发明的实施方式的超声波图像摄像装置进行说明。本发明的实施方式的超声波图像摄像装置具备对被检体收发超声波信号的探头、根据上述超声波信号生成多普勒信息的多普勒信息生成部、计算多个上述多普勒信息的近似度的近似度计算部、将具有预定的上述近似度的多个上述多普勒信息作为近似多普勒信息而取得的近似多普勒信息取得部。

[0024] 图 1 是表示本实施方式的超声波图像摄像装置的框图。如图 1 所示,超声波图像摄像装置 1 具备超声波信号生成部 3、超声波图像生成部 4、多普勒信息生成部 5、生物体信号生成部 6、数据取得部 7、协议设定部 13、协议执行部 14、输出部 15、操作部 18 以及控制部 19。

[0025] 生物体信号生成部 6 具备负荷判定部 60。数据取得部 7 具备对应超声波图像取得部 8、多普勒测量部 9、多普勒信息重叠部 10、近似度计算部 11 以及近似多普勒信息取得部 12。输出部 15 具备显示部 16 和存储部 17。

[0026] 超声波信号生成部 3 通过探头和超声波信号收发部生成被检体 2 的生物体组织的超声波信号。探头从振子向被检体 2 的对象组织收发超声波信号。探头具有线型、凸型、扇区型等扫描功能。超声波信号收发部与探头之间收发电气的超声波信号。控制超声波信号生成部 3 从控制部 19 接受与收发功率、定时相关的信息,并得到所希望的超声波信号。超声波信号生成部 3 通过定相电路、放大电路等按照摄像设定对从超声波信号收发部接受到的超声波信号进行信号处理。

[0027] 超声波图像生成部 4 根据装置的摄像设定(例如,超声波束的扫描范围或增益设定等),从超声波信号生成超声波图像。超声波图像生成部 4 生成超声波信号的振幅信息并将其图像化。超声波图像、振幅信息按照帧率被实时更新,被存储在存储部 17 的存储介质中,通过显示部 16 作为影像显示在画面上。

[0028] 多普勒信息生成部 5 进行由操作部 18 设定的部位的多普勒运算,生成多普勒信息。以脉冲多普勒、连续波多普勒、彩色多普勒、功率多普勒以及组织多普勒等模式进行多普勒运算。多普勒信息生成部 5 将从多普勒运算得到的多普勒信息进行图像化。例如,将从多普勒运算得到的速度成分值变换为亮度值后进行图像化。多普勒信息被实时更新,被存储在存储部 17 的存储介质中,通过显示部 16 作为影像显示在画面上。

[0029] 生物体信号生成部 6 接收被检体 2 的生物体信号(心电图或心音图等信号),变换为生物体信号数据后通过显示部 16 显示在画面上,并存储在存储部 17 中。生物体信号数

据控制数据取得部 7 的动作定时。例如,数据取得部 7 取得心电图的每个 R 波的超声波图像、多普勒信息。此外,负荷判定部 60 根据生物体信号判定负荷,判定负荷前 (REST) 阶段、负荷阶段 1 (STAGE1)、负荷阶段 2 (STAGE2)、……、负荷后 (POST) 阶段的各阶段。例如,数据取得部 7 取得每个阶段的超声波图像、多普勒信息。

[0030] 数据取得部 7 取得负荷心脏回波检查所需要的图像或测量值。数据取得部 7 遵从由协议执行部 14 执行的协议 (顺序)。在负荷心脏回波检查中,在负荷前 (REST) 阶段、负荷阶段 1、负荷阶段 2、……、负荷后 (POST) 阶段的各阶段中设定用于取得多个超声波图像 (断面图像) 的协议 (顺序),数据取得部 7 按照协议 (顺序) 取得图像或数据。本实施方式的超声波图像 (断面图像) 的种类有 4 种:心尖二腔观 A2C (Apical two chamber view)、心尖四腔观 A4C (Apical four chamber view)、胸骨旁短轴观 SAX (Short axis view) 以及胸骨旁长轴观 LAX (Long axis view)。根据各超声波图像 (各断面图像) 评价心脏的局部的动态,判断心肌梗塞等心脏疾病。例如,取得各超声波图像 (各断面图像) 后,一边观察动态图像,一边对心肌的局部动作打分数,使用这些分数计算出用于表示心肌整体的动作的好坏的指标 WMSI (Wall motion score index:室壁运动记分指数),判断心肌梗塞等心脏疾病。此外,在负荷心脏回波检查中,将利用多普勒方法取得的血流信息用作表示心脏功能的指标,基于脉冲多普勒方法的二尖瓣口血流速度波形和基于组织多普勒方法的二尖瓣环血流速度波形用于心力衰竭的诊断 (收缩障碍或扩张障碍等的诊断)。

[0031] 通过控制部 19 控制数据取得部 7 按照由生物体信号生成部 6 生成的生物体信号数据的定时取得图像、测量值。取得的图像、测量值被发送到输出部 15,由显示部 16 显示,并存储在存储部 17 中。

[0032] 对应超声波图像取得部 8 遵从由协议执行部 14 执行的协议 (顺序)。对应超声波图像取得部 8 按照由生物体信号生成部 6 生成的生物体信号数据的定时,取得与近似多普勒信息对应的对应超声波图像。例如,对应超声波图像取得部 8 取得从作为生物体信号数据的心电图的 R 波到下个 R 波的 1 个心拍量 (R-R 波) 的对应超声波图像。对应超声波图像包括用于表示 B 模式图像或 M 模式图像等的振幅值的图像以及在超声波图像上重叠了彩色多普勒的多普勒信息而得的图像。对应超声波图像取得部 8 与近似多普勒信息取得部 12 取得近似多普勒信息的定时同步地取得与近似多普勒信息相对应的超声波图像作为对应超声波图像。也就是说,在同步的定时取得对应超声波图像和近似多普勒信息。取得的对应超声波图像被发送到输出部 15,由显示部 16 显示,并存储在存储部 17 中。

[0033] 多普勒测量部 9 根据多普勒信息计算出表示被检体 2 的生物体组织 (心脏或血管等) 的动态且表示对诊断有用的特征的测量值。例如,根据心脏的二尖瓣口血流速度波形 (多普勒信息) 计算测量值的情况下,计算出 E (扩张早期) 波速度、A (心房收缩期) 波速度以及 DT (E 波衰减时间) 等测量值。在该情况下,为了计算出这些的测量值,需要设定 E 波的顶点、A 波的顶点以及 E 波的衰减幅度。通过利用多普勒波形的自动跟踪功能,也可以自动设定取得多普勒信息的位置,由此根据多普勒信息计算出测量值。此外,在通过多普勒模式进行拍摄的期间,也可以实时利用多普勒自动跟踪功能,根据多普勒信息计算出测量值。计算出的测量值被发送到近似度计算部 11 和输出部 15,用于近似度计算部 11 中的稳定性判定。

[0034] 多普勒信息重叠部 10 使多个多普勒信息重叠地显示在显示部 16 中。多普勒信息

重叠部 10 使与多个心拍对应的多个多普勒信息重叠。例如,多普勒信息重叠部 10 在使以 R-R 波为基准的 3 个心拍量的多普勒信息重叠的情况下,使与第 1、第 2 以及第 3 心拍对应的多个多普勒信息重合。在该情况下,多普勒信息重叠部 10 使各个 R 波的开始时间一致,使多个多普勒信息重合。此外,多普勒信息重叠部 10 也可以使 R 波的开始时间和 R 波的结束时间一致,使多个多普勒信息重合。例如,多普勒信息重叠部 10 为了使 R 波的开始时间和 R 波的结束时间一致,也可以使多普勒信息的多普勒波形在时间轴方向扩大或缩小,使多个多普勒信息重合。作为使显示部 16 重叠地显示多个多普勒信息的方法,多普勒信息重叠部 10 也可以通过显示多个多普勒信息的平均值,或分别改变多个多普勒信息的色彩来显示,或分别改变多个多普勒信息的透明度来显示,使显示部 16 重叠地显示多个多普勒信息。此外,多普勒信息重叠部 10 也可以使显示部 16 重叠地显示实时取得的多普勒信息,更新所重叠的多个多普勒信息。在该情况下,若输入了新的多普勒信息,则删除重叠的最旧的(最先输入的)多普勒信息,并更新所重叠的多个多普勒信息。由此,实时更新多个多普勒信息。重叠的多个多普勒信息被发送到输出部 15,由显示部 16 显示,并存储在存储部 17 中。

[0035] 近似度计算部 11 计算多个多普勒信息的近似度。近似度计算部 11 根据近似度来判定多个多普勒信息是否在每个心拍没有紊乱地近似。例如,如脉律不齐那样心拍不稳定时,多普勒信息在每个心拍发生变化,因此基于多普勒信息的被检体的生物体组织(心脏或血管等)的动态的可靠度下降。因此,为了准确地掌握生物体组织的动态,需要取得稳定的多普勒信息。

[0036] 近似度计算部 11 计算出与生物体信号同步的多个多普勒信息的多普勒波形、多个多普勒信息的时间以及基于多个多普勒信息的测量值中的至少一个的近似度。近似度计算部 11 设定用于计算近似度的基准,根据与基准的差、比、相关系数以及图案匹配中的至少一个来计算多普勒信息的近似度,根据多普勒信息的近似度判定多普勒信息的稳定性。例如,近似度计算部 11 在根据被检体 2 的血流信息计算近似度时,为了使 R-R 波的开始时间和结束时间一致,扩大或缩小血流速度波形(多普勒信息),根据多个血流速度波形(多普勒信息)的差、比、相关系数以及图案匹配的结果中的至少一个是否在预定阈值以内(或预定阈值以上)来判定多普勒信息的稳定性。在该情况下,多普勒信息重叠部 10 使显示部 16 重叠地显示以 R-R 波为基准的多个血流速度波形(多普勒信息)。

[0037] 此外,近似度计算部 11 在计算多个多普勒信息的时间的近似度时,也可以根据与血流速度波形(多普勒信息)对应的 R-R 波(1 个心拍量)的时间或与 R-R 波(1 个心拍量)对应的血流速度波形(多普勒信息)的时间的差、比、相关系数以及图案匹配结果中的至少一个是否在预定阈值以内(或预定阈值以上)来判定多普勒信息的稳定性。在该情况下,多普勒信息重叠部 10 使显示部 16 重叠地显示 R-R 波(1 个心拍量)的时间或与 R-R 波(1 个心拍量)对应的血流速度波形(多普勒信息)的时间。

[0038] 此外,近似度计算部 11 在计算基于多个多普勒信息的测量值的近似度时,也可以根据由多普勒测量部 9 基于多个多普勒信息计算出的测量值的差、比、相关系数以及图案匹配结果中的至少一个是否在预定阈值以内(或预定阈值以上)来判定多普勒信息的稳定性。在该情况下,多普勒信息重叠部 10 使显示部 16 显示由多普勒测量部 9 基于多个多普勒信息计算出的测量值。

[0039] 此外,近似度计算部 11 也可以使用通过多普勒信息重叠部 10 显示在显示部 16 中

的多普勒信息,根据由检测者输入的指标(表示多普勒信息的稳定性的指标)来判定多普勒信息的稳定性。

[0040] 通过近似度计算部 11 计算出的近似度被发送到输出部 15,由显示部 16 显示,并存储在存储部 17 中。

[0041] 近似多普勒信息取得部 12 根据由近似度计算部 11 计算出的近似度,取得具有预定近似度的多个多普勒信息作为判定了稳定性的近似多普勒信息,并存储在存储部 17 中。近似多普勒信息取得部 12 与通过对应超声波图像取得部 8 取得的对应超声波图像同步地取得超声波图像所对应的多普勒信息。即,将相同时刻的对应超声波图像和多普勒信息存储在存储部 17 中。

[0042] 存储部 17 一边实时更新超声波图像、振幅信息、生物体信号数据、多普勒信息、基于多普勒信息的测量值以及近似度等数据,一边存储在存储介质中。在该情况下,如果输入新数据,则删除最旧的(最先输入的)数据,存储更新后的数据即可。例如,预先通过协议设定部 13 设定存储在存储部 17 中的 1 组(set)的数据数量,存储部 17 存储 1 组 3 个心拍量的数据的情况下,如果输入第 4 个心拍的数据,则删除最旧的第 1 个心拍的数据。即,存储部 17 也可以按照如下方式动作:作为先入先出从旧的数据开始依次删除,依次追加新的数据。

[0043] 此外,存储部 17 也可以存储与由近似度计算部 11 设定的基准(用于计算近似度的基准)最近似的多个多普勒信息作为近似多普勒信息。此外,存储部 17 也可以存储与由近似度计算部 11 设定的基准(用于计算近似度的基准)的差在预定阈值以内的多个多普勒信息作为近似多普勒信息。

[0044] 协议设定部 13 设定负荷心脏回波检查中的图像或数据的取得顺序。例如,在使用 B 模式图像(断面图像)的检查中,协议设定部 13 对负荷前(REST)阶段、负荷阶段 1、负荷阶段 2、……、负荷后(POST)阶段的各阶段进行编程以便取得 A2C、A4C、SAX 以及 LAX。例如,协议设定部 13 按如下方式编程:最初在负荷前阶段,以 A2C、A4C、SAX 以及 LAX 的顺序取得数据,接着在负荷阶段 1,以同样的顺序取得数据,最后在负荷后阶段,以同样的顺序取得数据后结束。由于对图像或数据的取得顺序进行了程序,因此在取得图像或数据时,自动地向数据附加各阶段和 B 模式图像(断面图像)的标签。此外,不限定从 A2C 到 LAX 的顺序,也可以之后向数据附加 B 模式图像(断面图像)的标签。此外,也可以设定多普勒信息的取得顺序。例如,如果关注瓣,则设定三尖瓣 TV(Tricuspid Valve)、二尖瓣 MV(Mitral Valve)、主动脉瓣 AV(Aortic Valve)以及肺动脉瓣 PV(Pulmonic Valve)的数据的取得顺序。协议设定部 13 既可以将 B 模式图像和多普勒信息包含在相同的协议中,也可以设为仅单独取得多普勒信息的协议。

[0045] 协议执行部 14 执行通过协议设定部 13 设定的协议。例如,协议执行部 14 在画面上显示消息以便在开始负荷心脏回波检查,确认最初的负荷前(REST)阶段的 A2C 的取得完成时,接着取得 A4C。协议执行部 14 按照协议顺序重复执行消息显示。此外,负荷开始(负荷阶段 1 开始)后,协议执行部 14 也可以在画面中显示用于催促图像或数据的取得的消息以便使用计时器功能在每个阶段在取得限制时间内取得数据。

[0046] 输出部 15 具备显示部 16 和存储部 17,通过存储部 17 存储超声波图像、振幅信息、生物体信号数据、多普勒信息、基于多普勒信息的测量值、近似度以及基于协议的消息等,

并输出到显示部 16。

[0047] 显示部 16 按照如下方式进行处理,即:易见地将多个数据配置或重叠地显示在画面中。显示部 16 是 CRT 或 LCD 等显示装置,通过有线或无线收发数据。

[0048] 存储部 17 存储各种数据。此外,存储部 17 存储用于使构成超声波图像摄像装置 1 的各种系统动作的程序或测量运算的方式。存储部 17 包含半导体存储器、光盘以及磁盘等存储介质。存储介质也可以是通过网络连接的外部存储介质。

[0049] 操作部 18 是进行装置的各种操作的接口。操作部 18 为了推进协议的顺序,输入各阶段的 B 模式图像(断面图像)或多普勒信息取得的完成。此外,操作部 18 成为用于输入由协议设定部 13 设定的协议的接口。操作部 18 包括键盘、轨迹球、开关、拨号盘等输入装置。操作部 18 也可以包括声音输入装置。

[0050] 控制部 19 控制系统全体,并根据由协议设定部 13 设定的协议,控制图像或数据的取得定时。控制部 19 进行用于推进协议的顺序的控制。控制部 19 进行按照生物体信号数据的定时取得图像或测量值,或用于使多普勒信息重叠的控制。控制部 19 包括 CPU 等控制装置。

[0051] 接着,使用流程图说明本实施方式的超声波图像摄像装置 1 的动作以及超声波图像摄像方法。超声波图像摄像方法的特征在于,对被检体收发超声波信号,根据所述超声波信号生成多普勒信息,计算多个所述多普勒信息的近似度,取得具有预定的所述近似度的所述多普勒信息作为近似多普勒信息。

[0052] 在本实施方式中,超声波图像摄像装置 1(多普勒测量部 9)根据每个阶段的多普勒信息计算用于表示被检体的生物体组织(心脏或血管等)的动态的测量值。此外,超声波图像摄像装置 1(近似度计算部 11)在负荷心脏回波检查中,根据多普勒信息的近似度来判定多普勒信息的稳定性。此外,超声波图像摄像装置 1 将多个多普勒信息作为多普勒图像实时地显示在显示部 16 上。

[0053] 图 2 是表示超声波图像摄像装置 1 的动作的流程图。预先在步骤 S101 中,通过使用操作部 18 协议设定部 13 设定协议。在协议中设定有图像、数据的取得顺序。例如,设定在负荷前(REST)阶段、负荷阶段 1、负荷阶段 2、……、负荷后(POST)阶段的各阶段取得的图像的种类。图 3 是表示本实施方式的超声波图像摄像装置 1 的显示部 16 的显示画面的一例的图。如图 3 的显示画面中的协议列表 306 所示,按照如下方式设定协议,即:在负荷前(REST)阶段、负荷阶段 1、负荷阶段 2、负荷阶段 3、负荷后(POST)阶段的各阶段取得 TV、MV、AV 以及 PV 的各多普勒图像。

[0054] 在步骤 S102 中,协议执行部 14 按照由协议设定部 13 设定的协议执行协议。当完成图像或数据的取得时,协议执行部 14 也可以在画面上显示催促下个图像或数据的取得的消息(协议列表等),进行图像或数据的取得流程。图 3 的协议列表 306,在完成了图像或数据的取得的情况下显示检查标记,正在进行图像或数据的取得的情况下显示箭头标记,向检查者提示协议的进行状况。例如,图 3 的协议列表 306 提示在负荷前(REST)阶段和负荷阶段 1 中完成了 TV、MV、AV 以及 PV 的各多普勒图像的取得,在负荷阶段 2 中完成了 TV 的多普勒图像的取得,正在进行 MV 的多普勒图像的取得。

[0055] 在步骤 S103 中,为了取得协议列表 306 所提示的多普勒信息而拍摄多普勒图像。由于图 3 的协议列表 306 提示了在负荷阶段 2 中正在进行 MV 的多普勒图像的取得,因此检

查者一边操作操作部 18 将探头贴到体表来拍摄心脏 303 的 B 模式图像（断层图像）302，一边使多普勒光标 304 与 MV 的位置一致而拍摄 MV 的多普勒图像。

[0056] 在步骤 S104 中，超声波图像生成部 4 生成心脏 303 的超声波图像（B 模式图像或断层图像）302。将所生成的超声波图像（B 模式图像或断层图像）302 通过显示部 16 显示在超声波图像摄像装置 1 的画面 301 中。在该情况下，超声波图像生成部 4 根据装置的摄像设定（例如，超声波束的扫描范围或增益设定等），从超声波信号生成超声波图像（B 模式图像或断层图像）302 并进行图像化。超声波图像（B 模式图像或断层图像）302、振幅信息按照帧率被实时更新，并被存储在存储部 17 的存储介质中，通过显示部 16 作为影像显示在画面 301 上。

[0057] 在通过彩色多普勒运算拍摄多普勒图像的情况下，多普勒信息生成部 5 也可以使多普勒信息即彩色多普勒图像 305 与超声波图像（B 模式图像或断层图像）302 重叠，通过显示部 16 作为影像显示在画面 301 上。

[0058] 在步骤 S105 中，多普勒信息生成部 5 进行由操作部 18 设定的部位的多普勒运算，生成多普勒信息（多普勒图像）并进行图像化。多普勒信息生成部 5 进行通过操作部 18 设定多普勒光标 304 的部位的多普勒运算。在本实施方式中说明多普勒信息生成部 5 通过脉冲多普勒方法运算多普勒光标 304 的位置的多普勒信息即速度分布（血流信息或组织运动信息）308 的情况。关于速度分布的多普勒图像（多普勒信息）300，横轴为时间，纵轴为速度，向速度成分大的速度分布的位置分配高亮度，向速度成分小的速度分布的位置分配低亮度并进行图像化。在图 3 的多普勒图像（多普勒信息）300 中以速度分布（血流信息或组织运动信息）308 按时间的经过从画面 301 的右侧向左侧被扫描的方式进行显示，并与超声波图像（断层图像）302 和生物体信号数据即心电图 309 在同一画面上成为同一间期的方式被显示。

[0059] 在步骤 S106 中，多普勒测量部 9 根据多普勒信息计算出表示体现被检体的生物体组织（心脏或血管等）的动态且对诊断有用的特征的测量值。在此，说明基于多普勒自动跟踪的多普勒测量的测量值。在多普勒自动跟踪中，自动跟踪根据多普勒图像（多普勒信息）的亮度检测出的边界，由此得到多普勒波形（血流信息或组织运动信息），在多普勒测量中，根据多普勒波形（血流信息或组织运动信息）310 计算出速度的衰减时间和最大速度等测量值。例如，通过检测出多普勒波形（血流信息或组织运动信息）310 的峰值计算出最大速度，根据来自多普勒波形（血流信息或组织运动信息）310 的峰值的速度变化计算出衰减时间等测量值。利用多普勒波形的自动跟踪功能自动地设定取得多普勒信息的位置，根据多普勒信息计算出 E 波的顶点 E、A 波的顶点 A 以及 E 波的衰减振幅，并计算出 E（扩张早期）波速度、A（心房收缩期）波速度以及 DT（E 波衰减时间）等测量值。此外，操作部 18 也可以将光标设定在多普勒波形（血流信息或组织运动信息）310 上，多普勒测量部 9 根据多普勒信息计算出光标的测量值。

[0060] 多普勒信息重叠部 10 使多个多普勒信息重叠地显示在显示部 16 中。多普勒信息重叠部 10 使与多个心拍对应的多个多普勒信息重叠。如图 3 所示，设定用于显示重叠的多个多普勒信息重叠区域 312。多普勒信息重叠部 10 在重叠区域 312 中重叠地显示扫描的多普勒信息（血流信息或组织运动信息）310-1、310-2、310-3。多普勒信息重叠部 10 在使以 R-R 波为基准的 3 个心拍量的多普勒信息重叠的情况下，使与第 1、第 2 以及第 3

心拍对应的多个多普勒信息（血流信息或组织运动信息）310-1、310-2、310-3重合。速度分布（血流信息或组织运动信息）308的扫描方向是从画面301的右侧向左侧，多普勒信息重叠部10在输入了新的多普勒信息时，删除重叠的最旧的多普勒信息，更新多个多普勒信息并重叠地显示在重叠区域312中。作为更新的定时，既可以在每次输入R波时更新多个多普勒信息，也可以在每次扫描多普勒信息同时输入多普勒信息（血流信息或组织运动信息）时连续地更新多个多普勒信息。此外，得到基于多普勒自动跟踪的多普勒波形310，因此多普勒信息重叠部10也可以将多个多普勒波形310作为多普勒信息（血流信息或组织运动信息）310-1、310-2、310-3进行重叠。此外，多普勒信息重叠部10也可以计算出重叠的多个多普勒信息（血流信息或组织运动信息）310-1、310-2、310-3的平均值，并使平均多普勒信息311与多个多普勒信息（血流信息或组织运动信息）310-1、310-2、310-3重叠。

[0061] 多普勒信息重叠部10也可以使与各多普勒信息310-1、310-2、310-3对应的（同步的）R-R波（生物体信号）的开始时间一致，使多个多普勒信息310-1、310-2、310-3重叠。此外，在与各多普勒信息310-1、310-2、310-3对应的（同步的）R-R波（生物体信号）的开始时间和结束时间的间隔不同的情况下，多普勒信息重叠部10为了使R波的开始时间和R波的结束时间一致，也可以在时间轴方向扩大或缩小多普勒信息310-1、310-2、310-3的波形，使多个多普勒信息310-1、310-2、310-3重叠。此外，与多普勒信息同样地，多普勒信息重叠部10也可以对心电图309重叠多个R-R波（生物体信号）并使显示部16进行显示。此外，多普勒信息重叠部10也可以使显示部16仅显示最后输入的第3个心拍的R-R波（生物体信号）。

[0062] 在步骤S107中，近似度计算部11计算多个多普勒信息的近似度。近似度计算部11根据多普勒信息的近似度判定多普勒信息的稳定性。多普勒信息的稳定性是被定量化的指标，与多个心拍对应的（同步的）多普勒信息近似是稳定的条件。当多个多普勒信息近似时，判断为多个心拍近似而成为稳定的状态，因此为了提高诊断的准确性，取得稳定的多普勒信息是重要的。

[0063] 如图3所示，近似度计算部11在根据被检体2的多普勒信息即速度分布（血流信息或组织运动信息）308计算近似度的情况下，根据多个速度分布（血流信息或组织运动信息）308的差是否在阈值以内来判定多普勒信息的稳定性。在图3中，多普勒信息重叠部10在重叠区域312中重叠地显示以R-R波为基准的多个多普勒信息（血流信息或组织运动信息）310-1、310-2、310-3。此外，计算出重叠的多个多普勒信息（血流信息或组织运动信息）310-1、310-2、310-3的平均值，并将平均多普勒信息311重叠地显示在重叠区域312中。近似度计算部11计算出多个多普勒信息310-1、310-2、310-3各自的差作为近似度，并将有预定近似度的多个多普勒信息判定为近似多普勒信息（稳定的多普勒信息）。此外，近似度计算部11计算出平均多普勒信息311与多个多普勒信息310-1、310-2、310-3的差作为近似度，并将有预定近似度的多个多普勒信息判定为近似多普勒信息（稳定的多普勒信息）。

[0064] 此外，近似度计算部11在计算多个多普勒信息的时间的近似度的情况下，也可以计算出与多普勒信息310-1、310-2、310-3对应的R-R波（1个心拍量）的时间T1的各自的差作为近似度，将有预定近似度的多个多普勒信息判定为近似多普勒信息（稳定的

多普勒信息)。此外,近似度计算部 11 计算出与 R-R 波(1 个心拍量)对应的多普勒信息 310-1、310-2、310-3 的时间 T2 的各自的差作为近似度,将有预定近似度的多个多普勒信息判定为近似多普勒信息(稳定的多普勒信息)。多普勒信息重叠部 10 在重叠区域 312 中重叠地显示 R-R 波(1 个心拍量)的时间 T1 或多普勒信息 310-1、310-2、310-3 的时间 T2。

[0065] 此外,近似度计算部 11 在计算基于多个多普勒信息的测量值的近似度的情况下,也可以计算出多普勒测量部 9 根据多个多普勒信息计算出的测量值的差作为近似度,并将有预定近似度的多个多普勒信息判定为近似多普勒信息(稳定的多普勒信息)。在该情况下,多普勒信息重叠部 10 使显示部 16 显示多普勒测量部 9 基于多个多普勒信息计算出的测量值。在图 3 中,将测量值显示在测量值区域 307 中。从测量值列表 314 中选择要显示的测量值。关于测量值区域 307 中的绘图,通过基于多普勒自动跟踪的多普勒波形的自动测量,在各阶段存储测量值,因此在每次进行协议时追加绘制。

[0066] 这样,近似度计算部 11 根据多个多普勒信息的差计算出多普勒信息的近似度,并根据多普勒信息的近似度判定多普勒信息的稳定性。例如,也可以根据多个多普勒信息的差是否在预定阈值以内来判定多普勒信息的稳定性。多个多普勒信息的差除了包括多个多普勒信息的减法计算值外还包括多个多普勒信息的偏差等统计值。

[0067] 此外,近似度计算部 11 也可以使用通过多普勒信息重叠部 10 显示在显示部 16 中的多普勒信息,根据由检测者输入的指标(表示多普勒信息的稳定性的指标)来判定多普勒信息的稳定性。将近似度以及稳定性的判定结果显示在画面上的稳定性指标区域 313 中。

[0068] 在步骤 S107 中,在判定为多普勒信息稳定的情况下,向步骤 S108 前进。在步骤 S108 中,近似多普勒信息取得部 12 取得有预定近似度的多普勒信息作为判定了稳定性的近似多普勒信息。例如,近似多普勒信息取得部 12 以图 3 的 3 个心拍量的多普勒信息(血流信息或组织运动信息)310-1、310-2、310-3 为 1 组来取得。在该情况下,对应超声波图像取得部 8 与近似多普勒信息取得部 12 取得近似多普勒信息的定时同步地取得与近似多普勒信息相对应的对应超声波图像(超声波图像 302)。即,将相同时刻的对应超声波图像和多普勒信息存储在存储部 17 中。

[0069] 此外,近似多普勒信息相互近似,因此近似多普勒信息取得部 12 也可以取得多个近似多普勒信息中的一个。例如,近似多普勒信息取得部 12 也可以取得图 3 的 3 个心拍量的多普勒信息(血流信息或组织运动信息)310-1、310-2、310-3 中的一个。也可以预设取得哪个多普勒信息(血流信息或组织运动信息)。

[0070] 在步骤 S107 中,在判定为多普勒信息稳定的情况下,返回到步骤 S103。在该情况下,取得稳定的多普勒信息之前,拍摄多普勒图像。

[0071] 在步骤 S109 中,近似多普勒信息(包含重叠的多个近似多普勒信息)和对应超声波图像被发送到输出部 15,由显示部 16 显示,并存储在存储部 17 中。例如,在图 3 的多普勒信息 310-1、310-2、310-3 相互近似的情况下,多个多普勒信息 310-1、310-2、310-3 作为近似多普勒信息被重叠地发送到输出部 15,由显示部 16 显示,并存储在存储部 17 中。在该情况下,也可以从近似度最高的组开始将多个组发送到输出部 15,由显示部 16 显示。显示部 16 按照近似度从高到低的顺序显示近似多普勒信息的多个组。存储在存

储部 17 中的近似多普勒信息（包括重叠的多个近似多普勒信息）和对应超声波图像在协议结束后被读出,用于时候的诊断等。

[0072] 在步骤 S110 中,协议执行部 14 判定协议的结束。协议执行部 14 在按照由协议设定部 13 设定的协议列表 306 完成最后的图像或数据的取得时,结束负荷心脏回波检查的图像取得。协议执行部 14 在图像或数据的取得没有完成的情况下,使协议接着进行,继续图像或数据的取得。

[0073] 根据本实施方式,能够按照协议同时取得超声波图像和多普勒信息,评价多普勒信息的稳定性,根据稳定的近似多普勒信息能够观察被检体的生物体组织（心脏或血管等）的动态。此外,根据稳定的近似多普勒信息能够实时观察被检体的生物体组织（心脏或血管等）的动态。例如,能够实时取得心拍稳定的状态的稳定的近似多普勒信息,能够实时观察心脏的动态。此外,通过多普勒自动跟踪同时取得超声波图像和测量值（多普勒信息）,在负荷心脏回波检查的每个阶段图表化地显示近似的测量值（近似多普勒信息）,由此能够根据稳定的近似多普勒信息观察每个阶段的被检体的生物体组织（心脏或血管等）的动态。

[0074] 以上,说明了本发明的实施方式,但本发明并不限于这些,可以在要求权利保护的范围内进行变更 / 变形。

[0075] 例如,在图 3 中,连续地更新多个多普勒信息后重叠地显示在重叠区域 312 中,但如图 4 所示,多普勒信息重叠部 10 也可以将有预定近似度的多个多普勒信息重叠地显示在显示部 16 中。此外,多普勒信息重叠部 10 也可以将与预定的心拍的间隔对应的多个多普勒信息重叠地显示在显示部 16 中。在本实施方式中,多普勒信息重叠部 10 既可以更新连续的多个（例如,3 个心拍量）的多普勒信息 315 后重叠地显示在重叠区域 312 中,也可以更新具有预定近似度的多个（例如,3 个心拍量）的多普勒信息 316 后重叠地显示在重叠区域 312 中,还可以更新与预定的心拍的间隔（例如,每 2 个心拍）对应的多个（例如,3 个心拍量）的多普勒信息 316 后重叠地显示在重叠区域 312 中。如图 4 所示,多普勒信息重叠部 10 设定扫描的多普勒信息（血流信息或组织运动信息）中的、成为用于计算近似度的基准的多普勒信息（多普勒波形）,根据由近似度计算部 11 计算出的近似度,将成为基准的多普勒信息和具有预定近似度的多个多普勒信息 310 - 1、310 - 2、310 - 3 重叠地显示在重叠区域 312 中。此外,多普勒信息重叠部 10 也可以将扫描的多普勒信息（血流信息或组织运动信息）中的、与成为基准的普勒信息（多普勒波形）最近似的多个多普勒信息 310 - 1、310 - 2、310 - 3 重叠地显示在重叠区域 312 中。

[0076] 其结果,即使在如脉率不齐那样心拍不稳定的情况下,也能够提取对于测量值的测量等恰当的稳定的心拍所对应的恰当的多普勒信息（多普勒波形）,根据稳定的近似多普勒信息观察被检体的生物体组织（心脏或血管等）的动态。

[0077] 通过对对应超声波图像取得部 8 和近似多普勒信息取得部 12,也可以将多个组的近似多普勒信息（包含重叠的多个近似多普勒信息）和对应超声波图像存储在存储部 17 中,从多个组中选择用于表示表现被检体的生物体组织（心脏或血管等）的动态且在诊断中有用的特征的近似多普勒信息。例如,也可以从近似度最高的组开始将多个组存储在存储部 17 中,并从中选择近似度最高的组。此外,也可以在显示部 16 中显示多个组,检查者使用显示部 16 的选择画面选择表示在诊断中有用的特征的近似多普勒信息。图 5 是表示选择画

面 401 的一例的图。如图 5 所示,选择多个组的近似多普勒信息 405 — 1、405 — 2、405 — 3 中的一个组。在图 5 中,在选择画面 401 的阶段列表 402 中选择负荷阶段 1(STAGE1),在部位选择列表 403 中选择 MV。从存储部 17 读出以该条件取得的近似多普勒信息 405 — 1、405 — 2、405 — 3 以及对应超声波图像 406 — 1、406 — 2、406 — 3,并显示在选择画面 401 上。动画再生选择画面 401 上的近似多普勒信息和对应超声波图像,而能够同步地观察多普勒波形和心脏的动作。此外,在选择画面 401 上显示稳定性指标区域 313 — 1、313 — 2、313 — 3 和测量值列表 314。检查者可以一边观察这些图像,一边选择表示在诊断中有用的特征的近似多普勒信息以及对应超声波图像,而采用为用于负荷心脏回波检查的图像。例如,可以用实线显示所选择的近似多普勒信息 405 — 1 的框,用虚线显示其他近似多普勒信息 405 — 2、405 — 3 的框。

[0078] 其结果,除了近似多普勒信息以外,还能够一边观察对应超声波图像、稳定性指标区域(近似度以及稳定性的判定结果)以及测量值,一边选择表示表现被检体 2 的生物体组织(心脏或血管等)的动态且在诊断中有用的特征的近似多普勒信息。

[0079] 此外,为了观察负荷前后的被检体 2 的生物体组织(心脏或血管等)的动态(血流变化等),显示部 16 也可以显示与负荷心脏回波检查的各阶段对应的近似多普勒信息(包含重叠的多个近似多普勒信息)以及对应超声波图像。图 6 是表示显示各阶段的近似多普勒信息等的显示画面 501 的一例的图。如图 6 所示,将各阶段的近似多普勒信息 503、对应超声波图像 504、测量值的测量值区域 505、部位选择列表 403 以及测量值列表 314 显示在显示画面 501 中。在此,也可以移动表示测量值的测量位置的光标 506,将光标 506 的位置的测量值实时地反映并显示在测量值区域 505 中。

[0080] 其结果,除了各阶段的近似多普勒信息以外,也能够一边比较对应超声波图像以及测量值,一边观察被检体 2 的生物体组织(心脏或血管等)的动态。

[0081] 此外,如图 7 所示,操作部 18 也可以变更设定于按时间经过从画面 301 的右侧向左侧扫描的速度分布(血流信息或组织运动信息)308 中的重叠区域 312 的位置。图 7 是表示变更取得多普勒信息时的心拍位置的图。在图 3 中,按照扫描的多普勒波形(速度分布 308)的输入从旧到新的顺序(按照最先输入的顺序)使与多个心拍(3 个心拍)对应的多普勒信息重叠,多普勒信息重叠部 10 在输入了新的多普勒信息时,删除重叠的最旧的多普勒信息,更新多个多普勒信息并在重叠区域 312 中重叠地显示。在图 7 中,不是按照扫描的多普勒波形(速度分布 308)的输入从旧到新的顺序,而是使任意位置(心拍位置)的多普勒信息重叠。通过操作部 18 移动重叠区域 312。通过移动重叠区域 312 的位置,多普勒信息重叠部 10 从按时间经过连续的多普勒信息中选择用于计算近似度的成为基准的多普勒信息,将包含成为基准的多普勒信息的多个多普勒信息重叠地显示在显示部中。在图 7 中,将重叠区域 312 设定在速度分布的多普勒图像(多普勒信息)300 的中央。例如,设定在中央的重叠区域 312 和与其前后的 3 个心拍量的对应的多普勒信息重叠。重叠区域 312 的移动操作既可以在多普勒信息或超声波图像的取得中实时进行,也可以在图像或数据的取得后进行。此外,在重叠区域 312 的位置移动了的情况下,随时更新移动的位置的稳定性指标区域 313 和测量值区域 307 并进行显示。

[0082] 其结果,能够缩短扫描的多普勒波形(速度分布 308)到达重叠区域 312 为止的时间。此外,能够在任意的位置取得多普勒波形(速度分布 308)。因此,能够一边观察扫描的

多普勒波形（速度分布 308），一边选择表示被检体 2 的生物体组织（心脏或血管等）的动态且表示在诊断中有用的特征的近似多普勒信息。

[0083] 此外，多普勒信息生成部 5 根据被检体 2 的多个位置的超声波信号生成多普勒信息，近似度计算部 11 计算多个位置的多普勒信息的近似度，近似多普勒信息取得部 12 取得多个位置的多普勒信息的近似多普勒信息即可。多普勒信息生成部 5 进行由操作部 18 设定的多个部位的多普勒运算，生成多普勒信息。在此，说明取得 2 种多普勒图像（脉冲多普勒方法和组织多普勒方法）的情况。图 8 是表示多普勒信息生成部 5 进行 2 种多普勒运算，生成多普勒信息的图。如图 8 所示，将多普勒光标 304、702 设定在多个部位即 MV 和 MA (Mitral Annulus: 二尖瓣环)，多普勒信息生成部 5 取得二尖瓣瓣口血流速度波形和二尖瓣环运动速度波形（多个位置的多普勒信息）。

[0084] 在多普勒图像（多普勒信息）300 中，将 MV 中的多普勒波形（血流信息）310 和 MA 中的多普勒波形（组织运动信息）703 同时显示在显示部 16 中，与心电图 309 同步地被并排显示。从测量值列表 314 中选择 MV 和 MA 中的测量值。其结果，能够评价多普勒信息的稳定性，并能够根据稳定的近似多普勒信息观察被检体的生物体组织（心脏或血管等）的动态。

[0085] 在此，将 MV 中的多普勒波形（血流信息）310 和 MA 中的多普勒波形（组织运动信息）703 作为在重叠区域 312 重叠的一个整体的多普勒信息来显示，作为一个整体的多普勒图像而计算出多个多普勒信息的近似度，以多个位置的多普勒信息为一个整体来评价多普勒信息的稳定性。在该情况下，多普勒信息生成部 5 根据被检体 2 的多个位置的超声波信号生成多普勒信息，近似度计算部 11 以多个位置的多普勒信息为一个整体来计算近似度，近似多普勒信息取得部 12 以多个位置的多普勒信息为一个整体取得近似多普勒信息。

[0086] 此外，关于 MV 中的多普勒波形（血流信息）310 和 MA 中的多普勒波形（组织运动信息）703，也可以分别计算出多普勒信息的近似度，分别评价多个位置的多普勒信息的稳定性。其结果，能够根据 MV 中的多普勒波形（血流信息或组织运动信息）310 和 MA 中的多普勒波形（血流信息或组织运动信息）703 综合评价多普勒信息的稳定性，能够根据稳定的近似多普勒信息综合观察被检体的生物体组织（心脏或血管等）的动态。在该情况下，多普勒信息生成部 5 根据被检体 2 的多个位置的超声波信号生成多普勒信息，近似度计算部 11 在多个位置中分别计算近似度，近似多普勒信息取得部 12 在多个位置中分别取得近似多普勒信息。

[0087] 图 9 是表示从多个位置的超声波信号生成了多普勒信息时显示各阶段的近似多普勒信息等的显示画面 501 的一例的图。如图 9 所示，对于多个位置分别将各阶段的近似多普勒信息 503、测量值的测量值区域 505、部位选择列表 403 以及测量值列表 314 显示在显示画面 501 中。此外，将各阶段的对应超声波图像 504 显示在显示画面 501 中。在此，也可以针对多个位置，分别移动表示测量值的测量位置的光标 506，将光标 506 的位置的测量值实时地反映并显示在测量值区域 505 中。能够在 MV 和 MA 中分别设定光标 506。

[0088] 其结果，对于多个位置的每一个位置，除了各阶段的近似多普勒信息以外，还能够一边比较对应超声波图像和测量值，一边观察被检体 2 的生物体组织（心脏或血管等）的动态，能够综合地评价多普勒信息的稳定性，能够根据稳定的近似多普勒信息综合观察被检体的生物体组织（心脏或血管等）的动态。

[0089] 工业上的可利用性

[0090] 本发明能够作为评价通过多普勒方法取得的多普勒信息的稳定性,能够根据稳定的多普勒信息观察被检体的生物体组织(心脏或血管等)的动态的超声波图像摄像装置以及超声波图像摄像方法等来使用。

[0091] 符号说明

[0092] 1 超声波图像摄像装置

[0093] 3 超声波信号生成部

[0094] 4 超声波图像生成部

[0095] 5 多普勒信息生成部

[0096] 6 生物体信号生成部

[0097] 7 数据取得部

[0098] 8 对应超声波图像取得部

[0099] 9 多普勒测量部

[0100] 10 多普勒信息重叠部

[0101] 11 近似度计算部

[0102] 12 近似多普勒信息取得部

[0103] 13 协议设定部

[0104] 14 协议执行部

[0105] 15 输出部

[0106] 16 显示部

[0107] 17 存储部

[0108] 18 操作部

[0109] 19 控制部

[0110] 60 负荷判定部

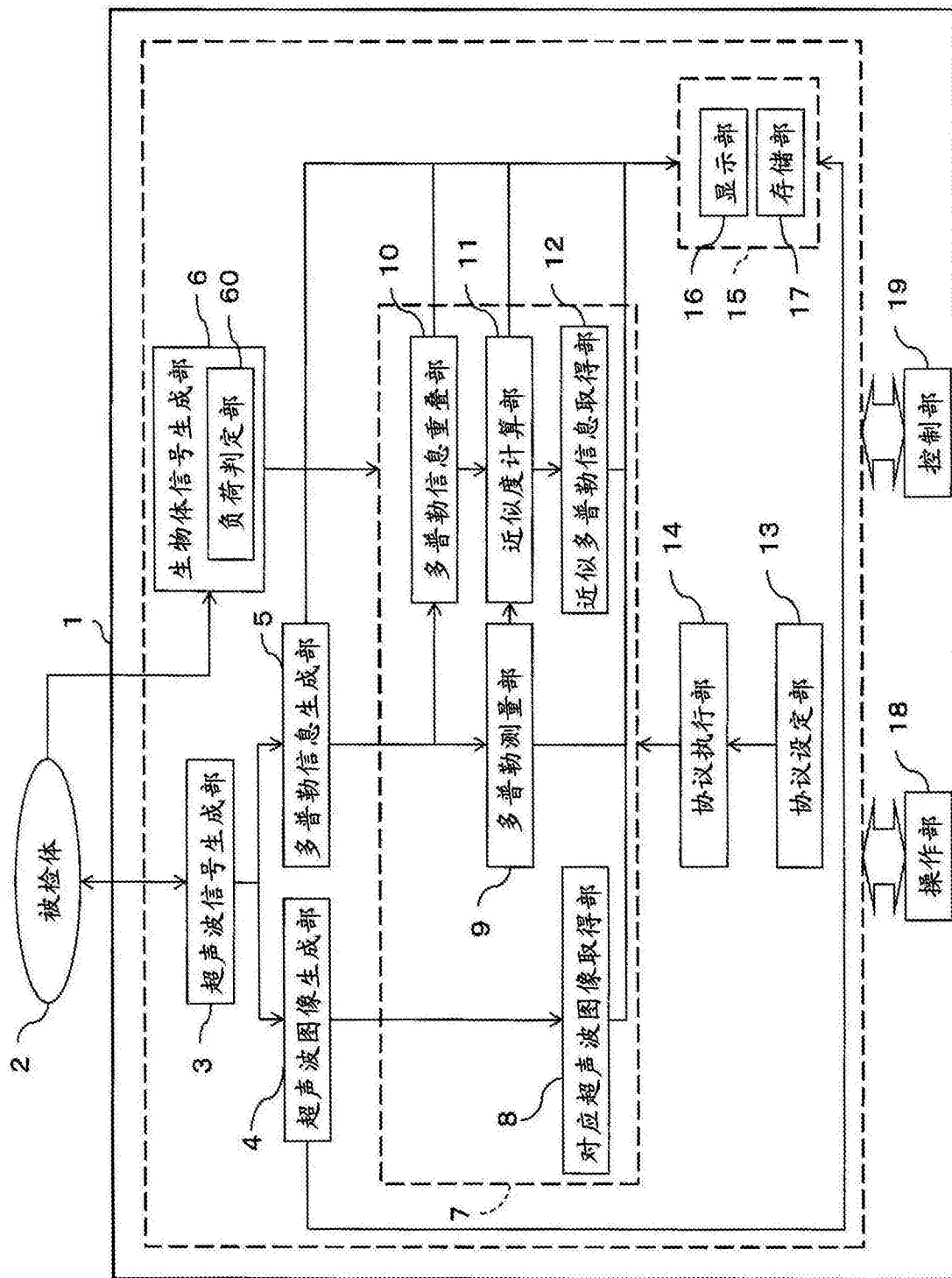


图 1

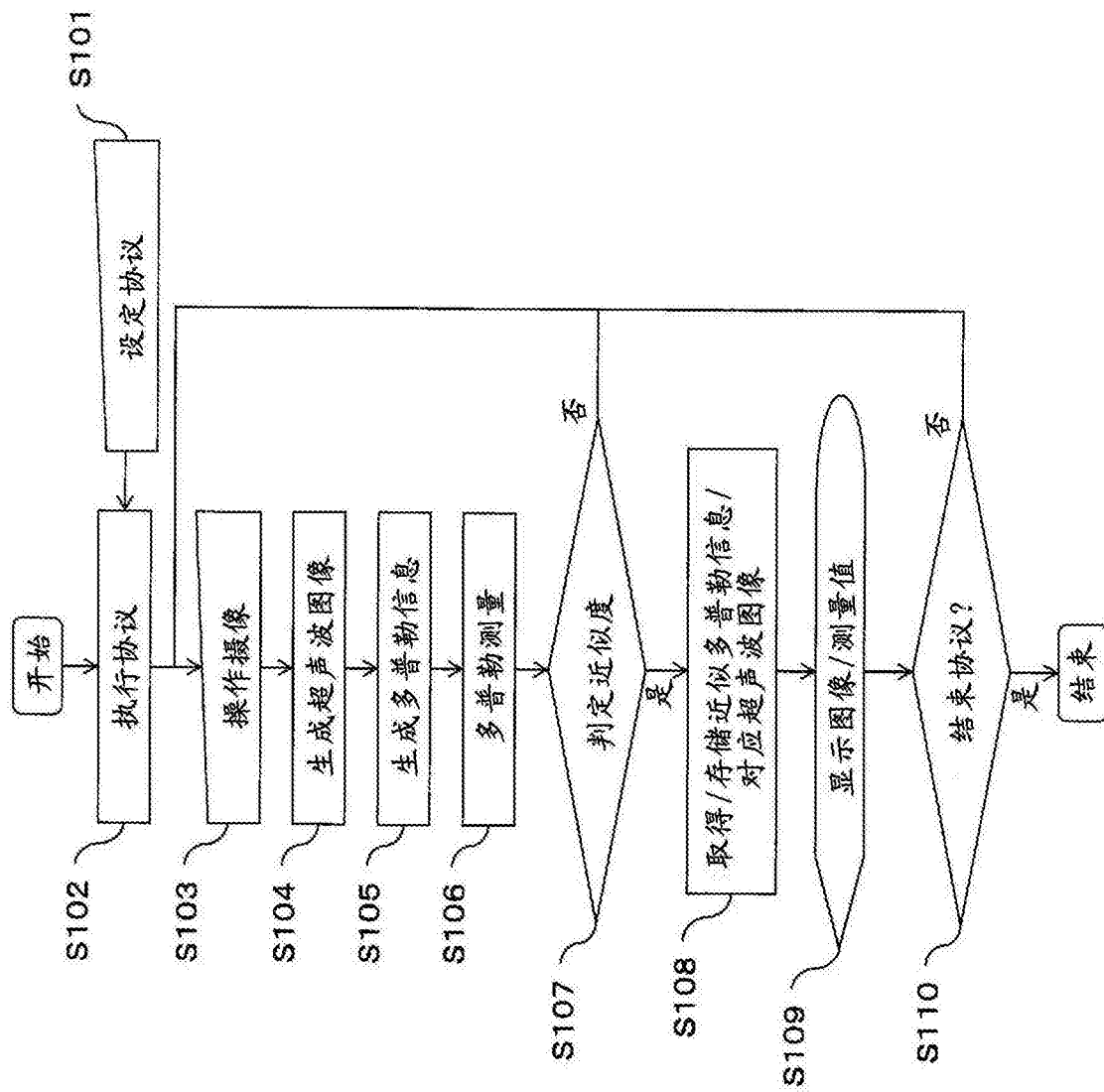


图 2

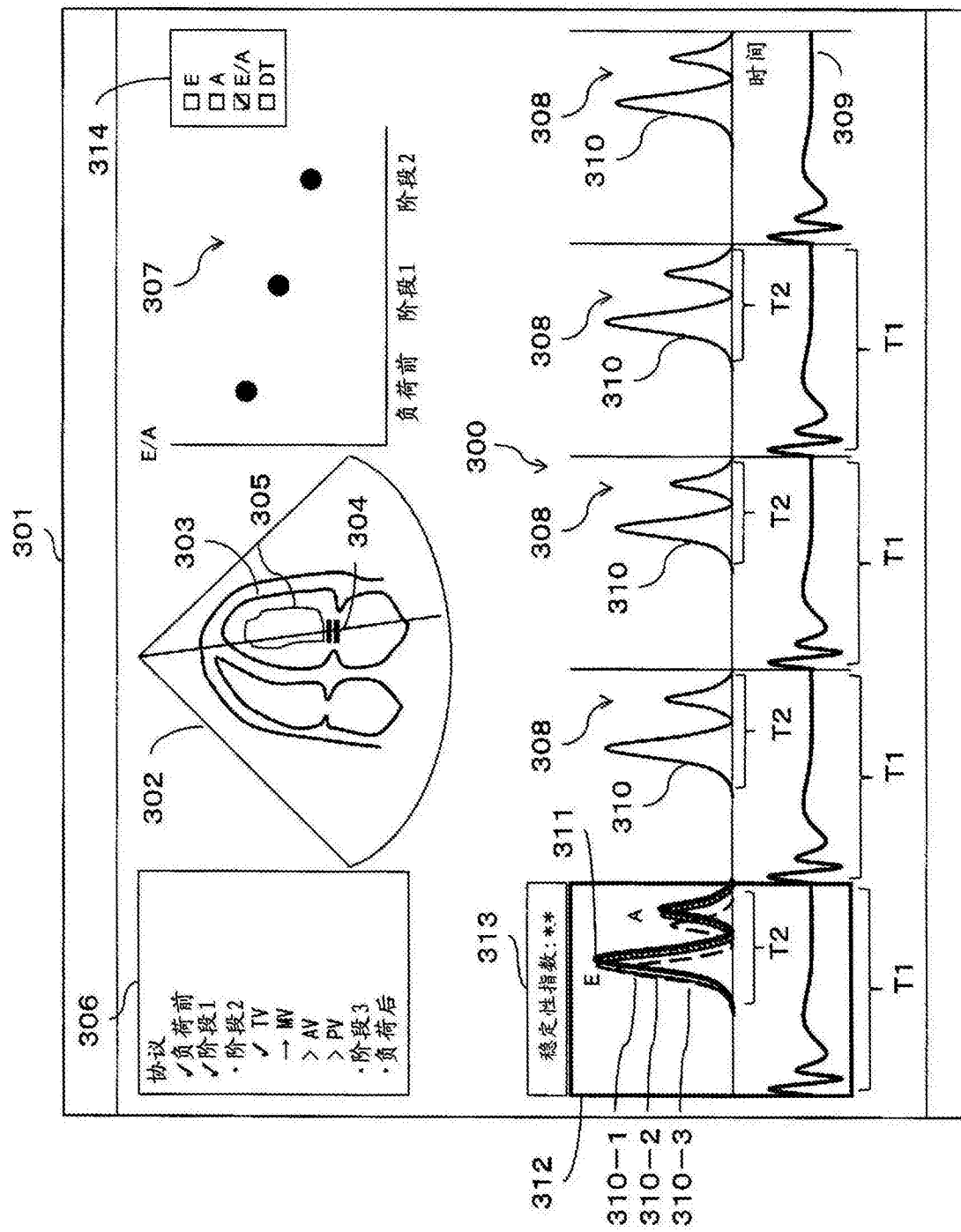


图 3

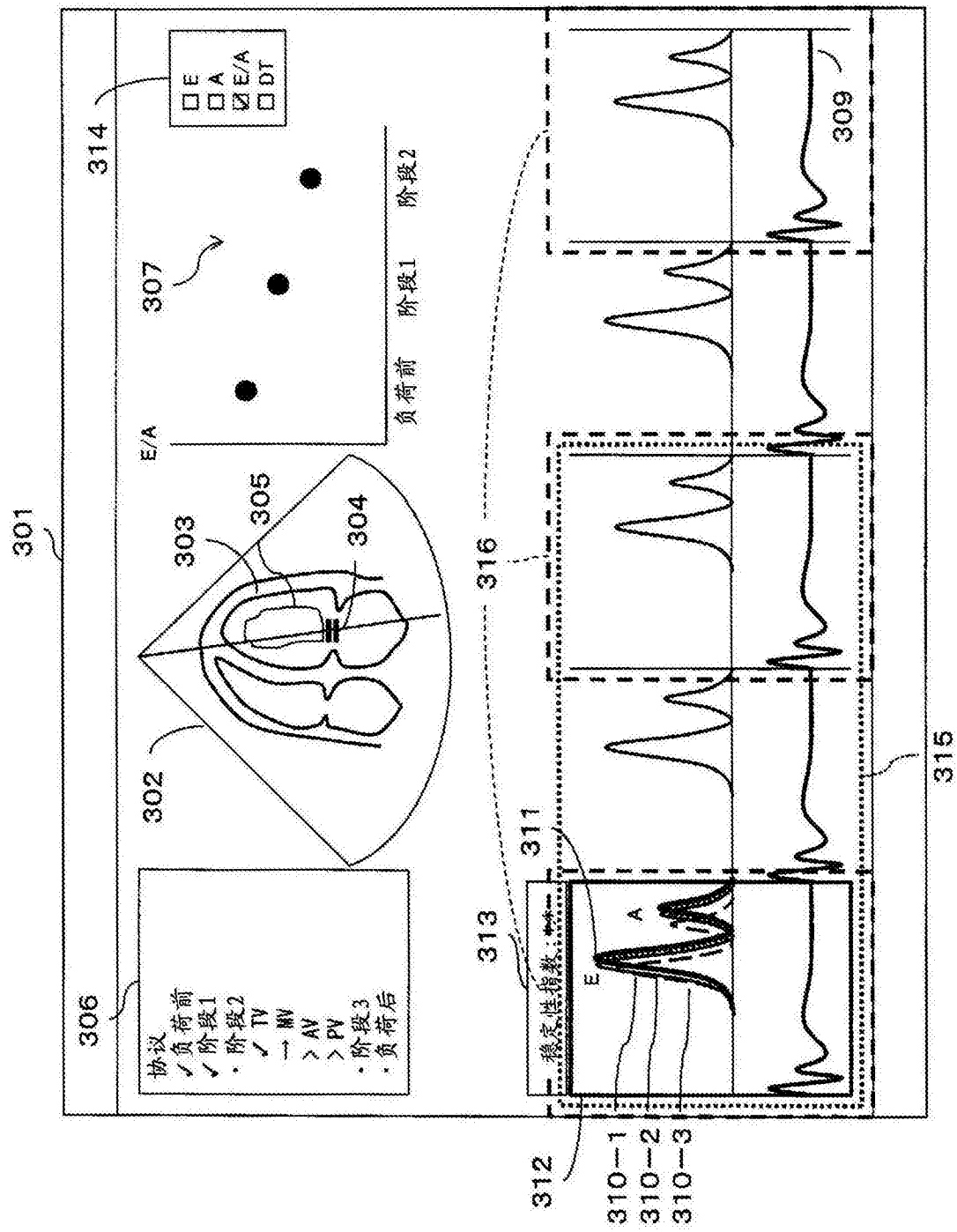


图 4

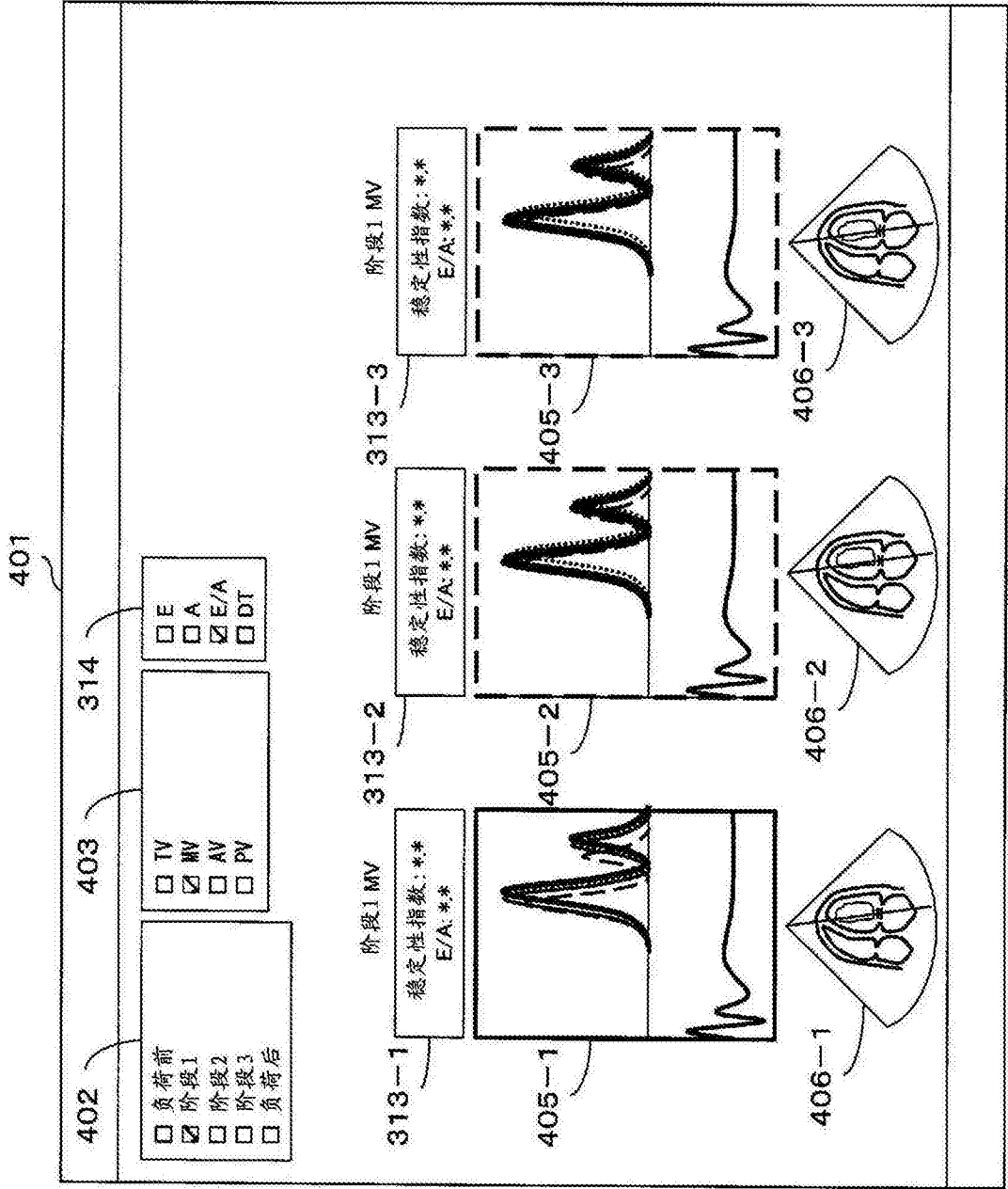


图 5

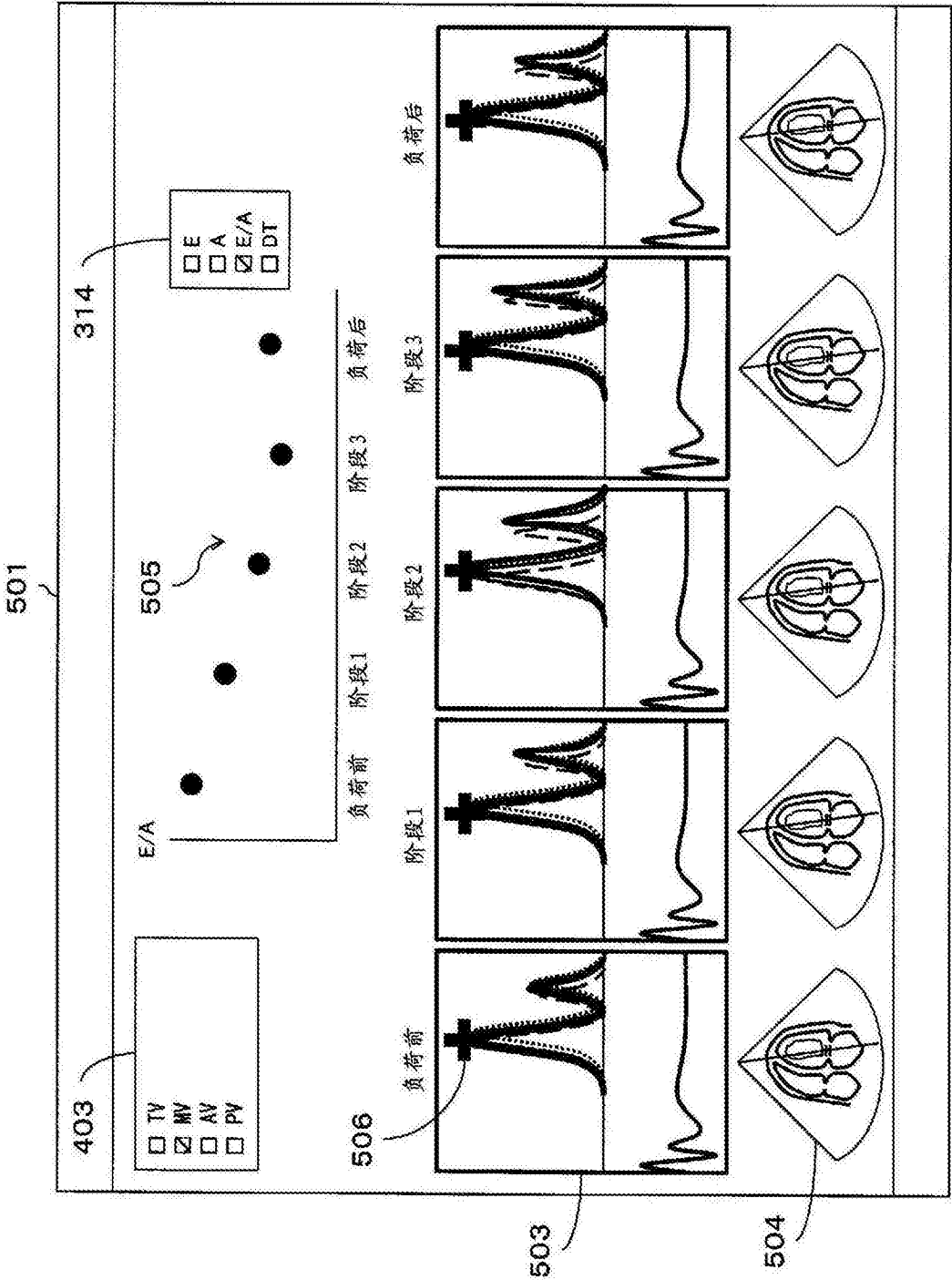


图 6

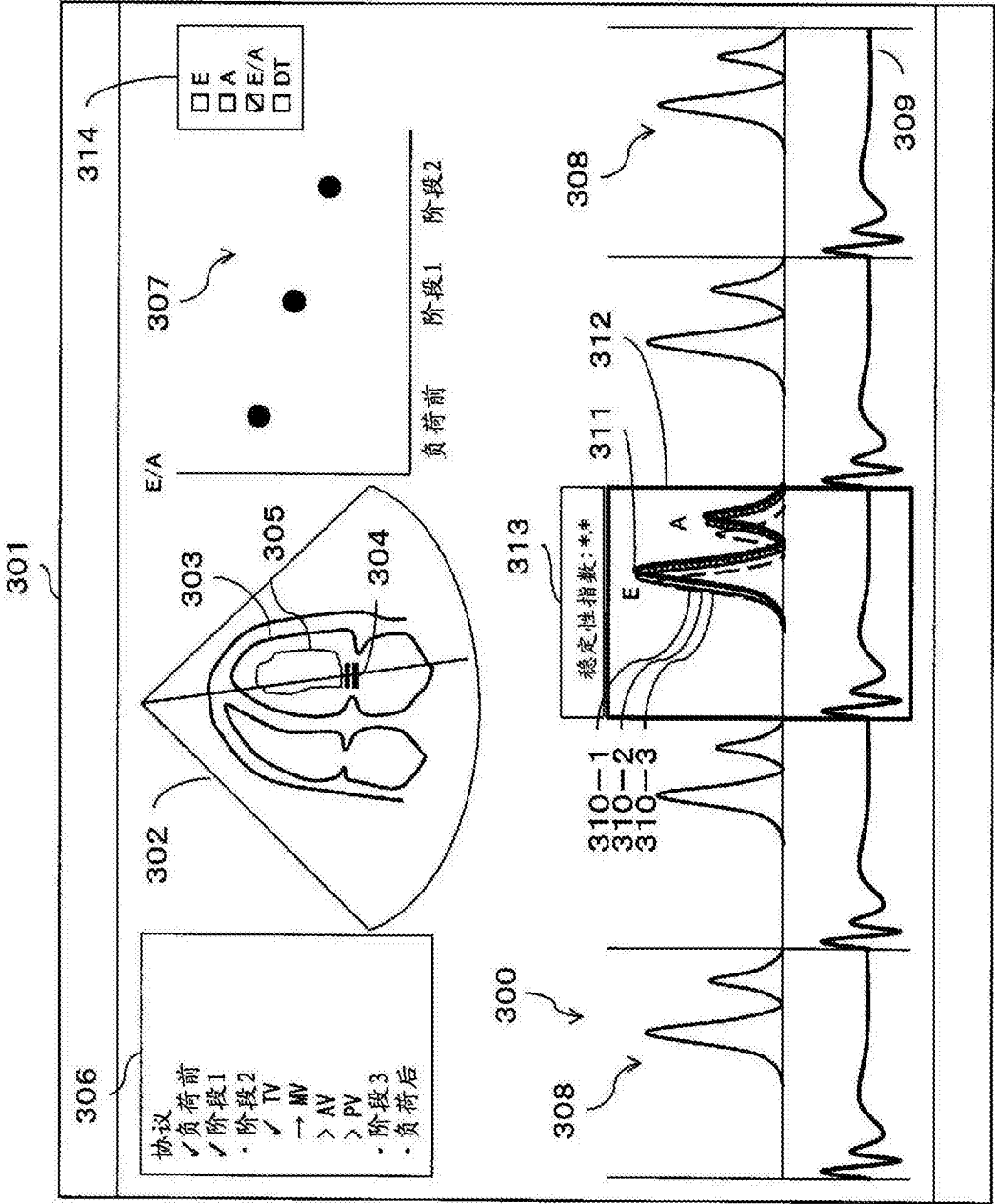
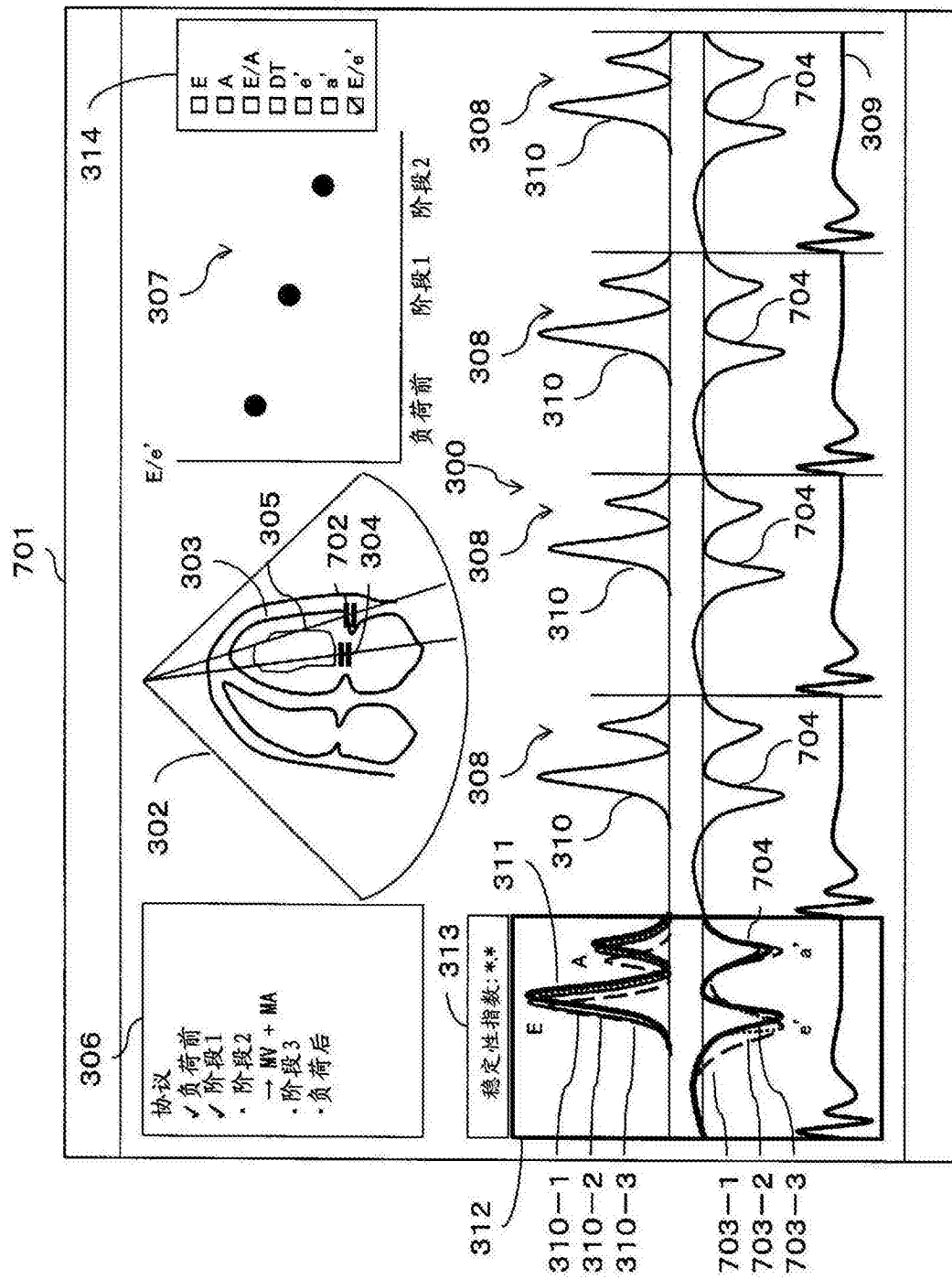


图 7



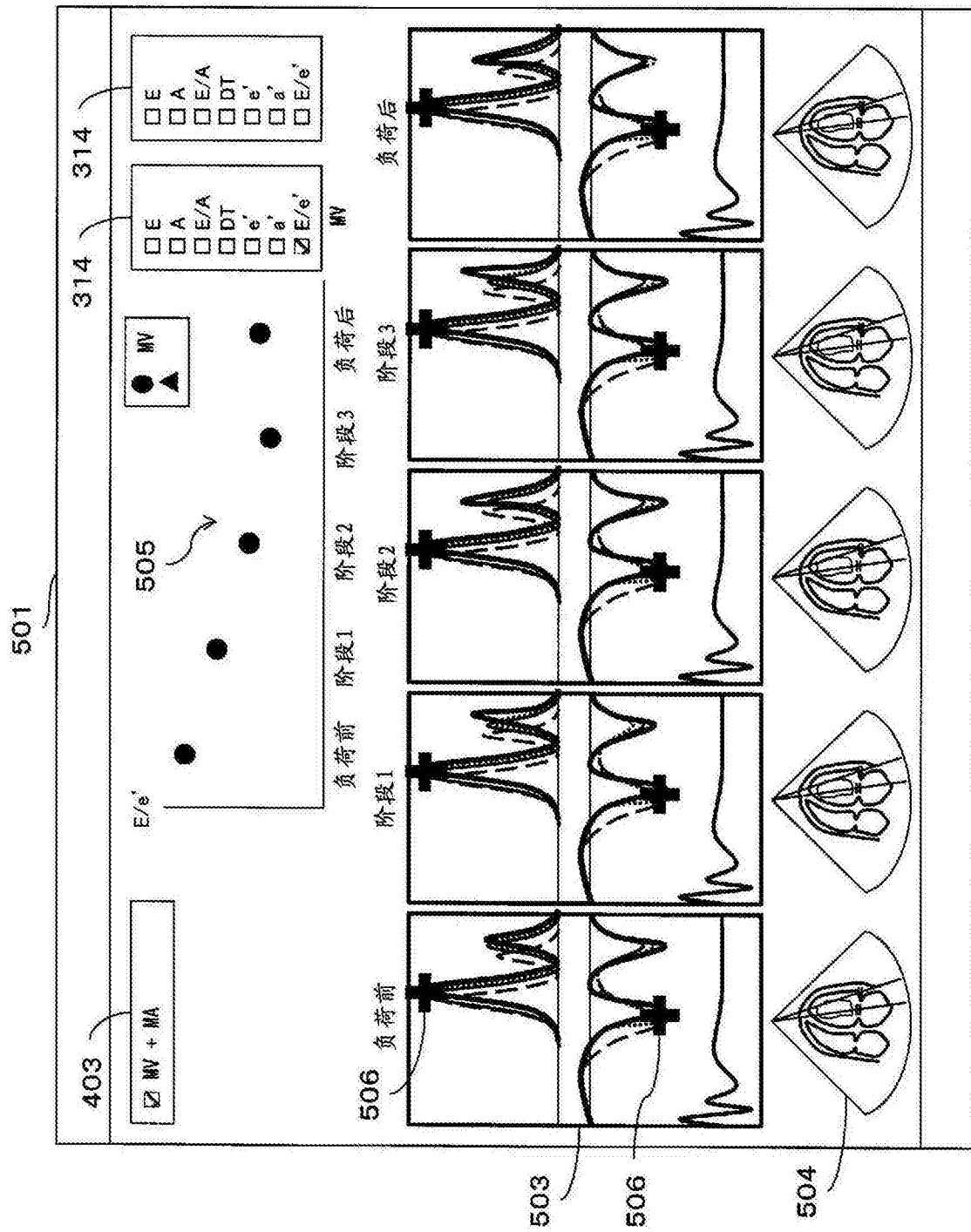


图 9

专利名称(译)	超声波图像摄像装置以及超声波图像摄像方法		
公开(公告)号	CN105163666A	公开(公告)日	2015-12-16
申请号	CN201480024604.8	申请日	2014-05-23
[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	长野智章 森修		
发明人	长野智章 森修		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08		
CPC分类号	A61B5/4884 A61B8/02 A61B8/06 A61B8/065 A61B8/0883 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/465 A61B8/467 A61B8/488 A61B8/5223 A61B8/5246 A61B8/543 G16H50/30		
代理人(译)	王立杰		
优先权	2013110913 2013-05-27 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种能够评价通过多普勒方法取得的多普勒信息的稳定性，能够根据稳定的多普勒信息观察被检体的生物体组织(心脏或血管等)的动态的超声波图像摄像装置以及超声波图像摄像方法。本发明的超声波图像摄像装置具备：探头，其对被检体收发超声波信号；多普勒信息生成部，其根据所述超声波信号生成多普勒信息；近似度计算部，其计算多个所述多普勒信息的近似度；以及近似多普勒信息取得部，其取得具有预定的所述近似度的所述多普勒信息作为近似多普勒信息。

