



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103429164 B

(45) 授权公告日 2015. 04. 22

(21) 申请号 201380000549. 4

代理人 舒艳君 李洋

(22) 申请日 2013. 03. 29

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 8/08(2006. 01)

2012-082623 2012. 03. 30 JP

2013-073762 2013. 03. 29 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 07. 19

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/059743 2013. 03. 29

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/147262 JA 2013. 10. 03

(73) 专利权人 东芝医疗系统株式会社

地址 日本栃木县

(72) 发明人 阿部康彦 浅沼俊彦 中谷敏

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

(56) 对比文件

CN 101791230 A, 2010. 08. 04,

JP 特开 2011-78626 A, 2011. 04. 21,

US 2009/0112088 A1, 2009. 04. 30,

JP 特开 2012-55483 A, 2012. 03. 22,

US 2012/0065530 A1, 2012. 03. 15,

审查员 王兆雨

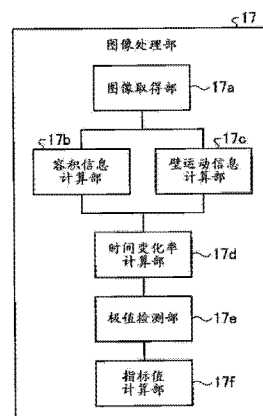
权利要求书3页 说明书21页 附图11页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法

(57) 摘要

实施方式的超声波诊断装置具备：图像取得部、容积信息计算部、壁运动信息计算部、时间变化率计算部、极值检测部以及指标值计算部。图像取得部取得包含左心室的超声波图像数据组。容积信息计算部根据上述超声波图像数据组，计算上述左心室的容积信息的时间序列数据，壁运动信息计算部计算上述左心的壁运动信息的时间序列数据。时间变化率计算部计算容积信息的时间变化率的时间序列数据(第1时间序列数据)以及壁运动信息的时间变化率的时间序列数据(第2时间序列数据)，极值检测部检测上述第1时间序列数据以及上述第2时间序列数据的舒张早期的极值(第1极值以及第2极值)，指标值计算部使用上述第1极值和上述第2极值来计算指标值。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

图像取得部,取得通过对至少包含左心室的心脏在 1 次心跳以上的期间进行超声波扫描而生成的超声波图像数据组;

容积信息计算部,根据上述超声波图像数据组来计算上述左心室的第 1 关心区域中的容积信息的时间序列数据;

壁运动信息计算部,根据上述超声波图像数据组来计算上述左心室的第 2 关心区域中的壁运动信息的时间序列数据;

时间变化率计算部,根据上述容积信息的时间序列数据来计算容积信息的时间变化率的时间序列数据亦即第 1 时间序列数据,并根据上述壁运动信息的时间序列数据来计算壁运动信息的时间变化率的时间序列数据亦即第 2 时间序列数据;

极值检测部,将上述第 1 时间序列数据的舒张早期中的极值作为第 1 极值进行检测,将上述第 2 时间序列数据的舒张早期中的极值作为第 2 极值进行检测;以及

指标值计算部,使用上述第 1 极值和上述第 2 极值来计算指标值。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述图像取得部取得通过对至少包含左心室的心脏在 1 次心跳以上的期间进行超声波扫描而生成的三维超声波图像数据组,

上述容积信息计算部根据上述三维超声波图像数据组来计算上述容积信息的时间序列数据,

上述壁运动信息计算部根据上述三维超声波图像数据组来计算上述壁运动信息的时间序列数据。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述图像取得部取得通过对至少包含左心室的心脏的规定剖面在 1 次心跳以上的期间进行超声波扫描而生成的二维超声波图像数据组,

上述容积信息计算部根据上述二维超声波图像数据组来计算上述左心室的第 1 关心区域中的容积信息的时间序列数据,

上述壁运动信息计算部根据上述二维超声波图像数据组来计算上述左心室的第 2 关心区域中的壁运动信息的时间序列数据。

4. 根据权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述图像取得部取得与作为上述规定剖面的多个剖面分别对应的多个二维超声波图像数据组,

上述容积信息计算部根据上述多个二维超声波图像数据组来计算上述容积信息的时间序列数据,

上述壁运动信息计算部根据上述多个二维超声波图像数据组来计算上述壁运动信息的时间序列数据。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述极值检测部在对上述第 1 极值进行检测时,使用上述容积信息变为最小的时相来推定上述第 1 时间序列数据中的舒张早期的时相。

6. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述极值检测部在对上述第 2 极值进行检测时,使用检测到上述第 1 极值的时相来推

定上述第 2 时间序列数据中的舒张早期的时相。

7. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述容积信息计算部使用通过包含图像数据间的模式匹配的处理来追踪上述第 1 关心区域的位置而得的结果,来进行上述容积信息的计算处理。

8. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述壁运动信息计算部使用通过包含图像数据间的模式匹配的处理来追踪上述第 2 关心区域的位置而得的结果,来进行上述壁运动信息的计算处理。

9. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述容积信息计算部使用检测作为上述第 1 关心区域的内腔边界的位置而得的结果,来进行上述容积信息的计算处理。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述壁运动信息计算部使用检测作为上述第 2 关心区域的内腔边界的位置而得的结果,来进行上述壁运动信息的计算处理。

11. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述壁运动信息计算部计算变形以及内膜的面积变化率的至少其中之一作为上述壁运动信息。

12. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述壁运动信息计算部至少计算位移来作为上述壁运动信息。

13. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述壁运动信息计算部计算左心室整体的壁运动信息来作为上述第 2 关心区域中的壁运动信息。

14. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述壁运动信息计算部计算左心室的瓣环部位的壁运动信息来作为上述第 2 关心区域中的壁运动信息。

15. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述壁运动信息计算部将对上述多个二维超声波图像数据组各自的壁运动信息的时间序列数据进行平均而得的时间序列数据,作为上述壁运动信息的时间序列数据来进行计算。

16. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述壁运动信息计算部计算与上述多个二维超声波图像数据组分别对应的多个壁运动信息的时间序列数据,

上述时间变化率计算部根据上述多个壁运动信息的时间序列数据来分别计算多个第 2 时间序列数据,

上述极值检测部将对利用上述多个第 2 时间序列数据来分别检测到的舒张早期中的极值进行平均而得的值作为上述第 2 极值来进行计算。

17. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述容积信息计算部还根据上述容积信息的时间序列数据,计算左室泵出率以及心肌重量的至少其中之一。

18. 一种图像处理装置,针对超声波图像数据组进行处理,所述图像处理装置的特征在

于,具备:

图像取得部,取得通过对至少包含左心室的心脏在 1 次心跳以上的期间进行超声波扫描而生成的超声波图像数据组;

容积信息计算部,根据上述超声波图像数据组来计算上述左心室的第 1 关心区域中的容积信息的时间序列数据;

壁运动信息计算部,根据上述超声波图像数据组来计算上述左心室的第 2 关心区域中的壁运动信息的时间序列数据;

时间变化率计算部,根据上述容积信息的时间序列数据来计算容积信息的时间变化率的时间序列数据亦即第 1 时间序列数据,并根据上述壁运动信息的时间序列数据来计算壁运动信息的时间变化率的时间序列数据亦即第 2 时间序列数据;

极值检测部,将上述第 1 时间序列数据的舒张早期中的极值作为第 1 极值来进行检测,将上述第 2 时间序列数据的舒张早期中的极值作为第 2 极值来进行检测;以及

指标值计算部,使用上述第 1 极值和上述第 2 极值来计算指标值。

19. 一种图像处理方法,其特征在于,包含:

图像取得部取得通过对至少包含左心室的心脏在 1 次心跳以上的期间进行超声波扫描而生成的超声波图像数据组,

容积信息计算部根据上述超声波图像数据组来计算上述左心室的第 1 关心区域中的容积信息的时间序列数据,

壁运动信息计算部根据上述超声波图像数据组来计算上述左心室的第 2 关心区域中的壁运动信息的时间序列数据,

时间变化率计算部根据上述容积信息的时间序列数据来计算容积信息的时间变化率的时间序列数据亦即第 1 时间序列数据,并根据上述壁运动信息的时间序列数据来计算壁运动信息的时间变化率的时间序列数据亦即第 2 时间序列数据,

极值检测部将上述第 1 时间序列数据的舒张早期中的极值作为第 1 极值来进行检测,将上述第 2 时间序列数据的舒张早期中的极值作为第 2 极值来进行检测,

指标值计算部使用上述第 1 极值和上述第 2 极值来计算指标值。

超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置是能够非侵入性地生成并大致实时 (real time) 显示表示生物体内的信息的超声波图像的装置。在心脏病的诊断中,通过使用超声波诊断装置的超声心动扫描 (echo) 检查,例如,进行定量地评价心壁的运动信息的操作。

[0003] 作为心脏病的诊断所使用的重要的指标值,存在左室舒张末期压力 (EDP :End Diastolic Pressure)。EDP 是反映出心脏的舒张能力 (具体而言,左心室的硬度) 的指标值,在心脏病的诊断以及治疗中成为重要的诊断指标。例如,周知 EDP 高的心脏的预后不好。但是,为了准确地测定 EDP,需要创伤性心脏导管 (catheter) 检查,作为侵入性的手术的心脏导管检查在日常的临床中不使用。

[0004] 在日常的临床中,作为能够推定 EDP 的指标值,使用能够通过非侵入性的超声心动扫描检查法来测量的“E/e’”。“E/e’”作为与左室充满压力以及 EDP 相关的指标值而被广泛所知,能够使用脉冲波 (PW :Pulsed Wave) 多普勒 (Doppler) 法来进行测量。“E”与沿着心时相绘制 (plot) 出左室流入血流速度的波形中的舒张早期 (early diastole) 的波高 (E 波的波高) 对应。例如,“E”的测量通过对二尖瓣口设定距离门 (range gate) 收集血流 PW 多普勒波形来进行。另外,“e’”与沿着心时相绘制出二尖瓣环速度的波形中的舒张早期的波高对应。例如,“e’”的测量通过对二尖瓣环设定距离门来收集组织 PW (pulsed wave) 多普勒波形来进行。“E/e’”作为“E”与“e’”的比来计算。

[0005] 为了计算“E/e’”,需要测量左室流入血流速度以及二尖瓣环速度这双方。以往,“E”和“e’”在不同的心跳测得。但是,根据在不同的心跳测得的“E”和“e’”计算出的“E/e’”有时精度低。因此,近年来,还使用能够通过时分来进行基于 PW 的多普勒扫描来同时收集 2 个部位的多普勒波形的技术,进行同时测量同一心跳中的“E”以及“e’”的操作。但是,“E/e’”有时不一定是准确地反映出左室舒张末期压力的指标值。现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献 1 :日本特开 2009-39429 号公报

发明内容

[0008] 本发明要解决的问题在于,提供一种能够计算出准确地反映了左室舒张末期压力的指标值的超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法。

[0009] 实施方式的超声波诊断装置具备 :图像取得部、容积信息计算部、壁运动信息计算部、时间变化率计算部、极值检测部以及指标值计算部。图像取得部取得通过对至少包含左心室的心脏在 1 次心跳以上的期间进行超声波扫描而生成的超声波图像数据 (data) 组。容积信息计算部根据上述超声波图像数据组,计算上述左心室的第 1 关心区域中的容积信息的时间序列数据。壁运动信息计算部根据上述超声波图像数据组,计算上述左心室的第 2

关心区域中的壁运动信息的时间序列数据。时间变化率计算部根据上述容积信息的时间序列数据来计算容积信息的时间变化率的时间序列数据亦即第 1 时间序列数据,并根据上述壁运动信息的时间序列数据来计算壁运动信息的时间变化率的时间序列数据亦即第 2 时间序列数据。极值检测部将上述第 1 时间序列数据的舒张早期中的极值作为第 1 极值进行检测,将上述第 2 时间序列数据的舒张早期中的极值作为第 2 极值进行检测。指标值计算部使用上述第 1 极值和上述第 2 极值来计算指标值。根据上述构成的装置能够计算准确地反映左室舒张末期压力的指标值。

附图说明

- [0010] 图 1 是表示第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构例的框图。
- [0011] 图 2 是表示第 1 实施方式所涉及的图像处理部的结构例的框图。
- [0012] 图 3 是用于说明第 1 实施方式所涉及的图像取得部的图。
- [0013] 图 4 是用于说明三维散斑追踪 (speckle tracking) 的一个例子的图。
- [0014] 图 5 是用于说明第 1 实施方式所涉及的极值检测部的图(1)。
- [0015] 图 6 是用于说明第 1 实施方式所涉及的极值检测部的图(2)。
- [0016] 图 7 是表示适用第 1 实施方式所涉及的图像处理分析的实验例的图。
- [0017] 图 8 是用于说明第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理的一个例子的流程图。
- [0018] 图 9 是用于说明第 1 实施方式所涉及的第 1 变形例的图。
- [0019] 图 10 是用于说明第 1 实施方式所涉及的第 2 变形例的图。
- [0020] 图 11 是用于说明第 2 实施方式所涉及的图像取得部的图。
- [0021] 图 12 是用于说明二维散斑追踪的一个例子的图。
- [0022] 图 13 是用于说明第 2 实施方式所涉及的容积信息计算部的图。
- [0023] 图 14 是用于说明第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理的一个例子的流程图。
- [0024] 图 15A 是用于说明第 3 实施方式所涉及的图像取得部的图(1)。
- [0025] 图 15B 是用于说明第 3 实施方式所涉及的图像取得部的图(2)。
- [0026] 图 16A 是用于说明第 3 实施方式所涉及的容积信息计算部的图(1)。
- [0027] 图 16B 是用于说明第 3 实施方式所涉及的容积信息计算部的图(2)。
- [0028] 图 17 是用于说明第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理的一个例子的流程图。

具体实施方式

[0029] 以下,参照附图,详细地说明超声波诊断装置的实施方式。

[0030] (第 1 实施方式)

[0031] 首先,针对第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构进行说明。图 1 是表示第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构例的框图。如图 1 所例示的那样,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置具有超声波探头 (probe) 1、显示器 (monitor) 2、输入装置 3、心电图扫描仪 4、装置主体 10。

[0032] 超声波探头 1 具有多个压电振子,这些多个压电振子根据从后述的装置主体 10 所具有的发送接收部 11 供给的驱动信号来产生超声波。另外,超声波探头 1 接收来自被检体 P 的反射波,并转换成电信号。另外,超声波探头 1 具有设置在压电振子的匹配层和防止超声波从压电振子向后方传播的背衬 (backing) 材料等。另外,超声波探头 1 可自由拆卸地与装置主体 10 连接。

[0033] 如果从超声波探头 1 对被检体 P 发送超声波,则所发送的超声波被被检体 P 的体内组织中的声阻抗 (impedance) 的不连续面依次反射,作为反射波信号由超声波探头 1 所具有的多个压电振子来接收。所接收的反射波信号的振幅依存于反射超声波的不连续面中的声阻抗之差。另外,因多普勒效应,所发送的超声波脉冲被正在移动的血流或心脏壁等表面反射时的反射波信号依存于相对于移动体的超声波发送方向的速度分量,并接受频移。

[0034] 在此,第 1 实施方式所涉及的超声波探头 1 是能够由超声波二维地对被检体 P 进行扫描,并能够三维地对被检体 P 进行扫描的超声波探头。具体而言,本实施方式所涉及的超声波探头 1 是通过配置成一系列的多个压电振子,来二维地对被检体 P 进行扫描,并使多个压电振子以规定的角度(摆动角度)摆动,由此三维地对被检体 P 进行扫描的机械 (mechanical) 4D 探头。或者,第 1 实施方式所涉及的超声波探头 1 是能够通过将多个压电振子配置成矩阵 (matrix) 状,来三维地对被检体 P 进行超声波扫描的 2D 阵列探头 (array probe)。另外,2D 阵列探头还能够通过会聚并发送超声波,以此二维地对被检体 P 进行扫描。

[0035] 输入装置 3 具有鼠标 (mouse)、键盘 (keyboard)、按钮 (button)、面板开关 (panel switch)、触摸指令屏 (touch command screen)、脚踏开关 (foot switch)、轨迹球 (trackball)、操纵杆 (joy-stick) 等,接受来自超声波诊断装置的操作者的各种设定要求,对于装置主体 10 转送所接受的各种设定要求。另外,对于第 1 实施方式所涉及的输入装置 3 从操作者接受的设定信息,在后进行详述。

[0036] 显示器 2 显示用于使超声波诊断装置的操作者使用输入装置 3 输入各种设定要求的 GUI (Graphical User Interface),或者显示在装置主体 10 中生成的超声波图像等。

[0037] 心电图扫描仪 4 取得被检体 P 的心电图 (ECG :Electrocardiogram) 作为被三维扫描的被检体 P 的生物体信号。心电图扫描仪 4 将所取得的心电图向装置主体 10 发送。

[0038] 装置主体 10 是根据超声波探头 1 所接收的反射波信号生成超声波图像数据的装置。图 1 所示的装置主体 10 是能够根据超声波探头 1 所接收到的二维的反射波数据生成二维的超声波图像数据的装置。另外,图 1 所示的装置主体 10 是能够根据超声波探头 1 所接收到的三维的反射波数据生成三维的超声波图像数据的装置。以下,有时将三维的超声波图像数据记作“体数据 (volume data)”。

[0039] 装置主体 10 如图 1 所示,具有发送接收部 11、B 模式 (mode) 处理部 12、多普勒处理部 13、图像生成部 14、图像存储器 (memory) 15、内部存储部 16、图像处理部 17、控制部 18。

[0040] 发送接收部 11 具有脉冲 (pulse) 发生器、发送延迟部、脉冲产生器 (pulsar) 等,向超声波探头 1 供给驱动信号。脉冲发生器以规定的速率 (rate) 频率,重复产生用于形成发送超声波的速率脉冲 (rate pulse)。另外,发送延迟部将从超声波探头 1 产生的超声波汇聚成束 (beam) 状,并将确定发送指向性所需的压电振子各自的延迟时间对脉冲发生器

所产生的各速率脉冲进行赋予。另外,脉冲产生器以基于速率脉冲的定时 (timing),对超声波探头 1 施加驱动信号(驱动脉冲)。即,发送延迟部通过使对于各速率脉冲赋予的延迟时间发生变化,来任意地调整从压电振子面发送的超声波的发送方向。

[0041] 另外,发送接收部 11 为了根据后述的控制部 18 的指示,来执行规定的扫描序列(scan sequence),而具有能够瞬间变更发送频率、发送驱动电压等的功能。特别地,发送驱动电压的变更由能够瞬间切换其值的线性放大器(linear amplifier)型的发送电路、或者电切换多个电源单元(unit)的机构来实现。

[0042] 另外,发送接收部 11 具有前置放大器(pre-amplifier)、A/D (Analog/Digital)转换器、接收延迟部、加法器等,对于超声波探头 1 所接收到的反射波信号进行各种处理生成反射波数据。前置放大器在每个通道中将反射波信号进行放大。A/D 转换器对放大后的反射波信号进行 A/D 转换。接收延迟部赋予为确定接收指向性而所需的延迟时间。加法器对由接收延迟部处理后的反射波信号进行加法处理而生成反射波数据。通过加法器的加法处理,强调来自与反射波信号的接收指向性对应的方向的反射分量,根据接收指向性和发送指向性来形成超声波收发的综合性的波束。

[0043] 当对被检体 P 进行二维扫描时,发送接收部 11 从超声波探头 1 发送二维的超声波束。并且,发送接收部 11 根据超声波探头 1 接收到的二维的反射波信号生成二维的反射波数据。另外,当对被检体 P 进行三维扫描时,发送接收部 11 从超声波探头 1 发送三维的超声波束。并且,发送接收部 11 根据超声波探头 1 接收到的三维的反射波信号生成三维的反射波数据。

[0044] 另外,来自发送接收部 11 的输出信号的形态是被称为 RF (Radio Frequency) 信号的包含位相信息的信号、或是包络线检波处理后的振幅信息等、能够选择各种形态。

[0045] B 模式处理部 12 从发送接收部 11 接收反射波数据,进行对数放大、包络线检波处理等,生成信号强度由灰度的明暗来表现的数据(B 模式数据)。

[0046] 多普勒处理部 13 根据从发送接收部 11 接收到的反射波数据对速度信息进行频率分析,提取出基于多普勒效应的血流、组织、或造影剂回波分量,生成针对多点提取出的速度、方差、能量(power)等移动体信息的数据(多普勒数据)。

[0047] 另外,第 1 实施方式所涉及的 B 模式处理部 12 以及多普勒处理部 13 能够针对二维的反射波数据以及三维的反射波数据这双方进行处理。即,B 模式处理部 12 根据二维的反射波数据生成二维的 B 模式数据,根据三维的反射波数据生成三维的 B 模式数据。另外,多普勒处理部 13 根据二维的反射波数据生成二维的多普勒数据,根据三维的反射波数据生成三维的多普勒数据。

[0048] 图像生成部 14 根据 B 模式处理部 12 以及多普勒处理部 13 所生成的数据生成超声波图像数据。即,图像生成部 14 根据 B 模式处理部 12 所生成的二维的 B 模式数据生成由灰度来表现反射波的强度的二维 B 模式图像数据。另外,图像生成部 14 根据多普勒处理部 13 所生成的二维的多普勒数据生成表示移动体信息的二维多普勒图像数据。二维多普勒图像数据是速度图像、方差图像、功率图像、或者对它们进行组合的图像。另外,图像生成部 14 还能够根据多普勒处理部 13 所生成的多普勒数据,生成沿着时间序列描绘出血流或组织的速度信息的多普勒波形。

[0049] 在此,一般而言,图像生成部 14 将超声波扫描的扫描线信号列转换(扫描转换

(scan convert))成电视等所代表的视频格式(video format)的扫描线信号列,生成显示用超声波图像数据。具体而言,图像生成部 14 通过根据基于超声波探头 1 的超声波的扫描方式进行坐标转换,来生成显示用的超声波图像数据。另外,图像生成部 14 除了扫描转换以外,作为各种图像处理,例如,还进行使用扫描转换后的多个图像帧(frame)重新生成灰度的平均值图像的图像处理(平滑化处理)、或在图像内使用差分滤波器(filter)的图像处理(边缘强调处理)等。另外,图像生成部 14 对超声波图像数据合成各种参数(parameter)的文字信息、刻度、体位标记(body mark)等。

[0050] 即,B 模式数据以及多普勒数据是扫描转换处理前的超声波图像数据,图像生成部 14 所生成的数据是扫描转换处理后的显示用超声波图像数据。另外,B 模式数据以及多普勒数据还被称为原始数据(Raw Data)。

[0051] 另外,图像生成部 14 通过对于 B 模式处理部 12 所生成的三维的 B 模式数据进行坐标转换,来生成三维 B 模式图像数据。另外,图像生成部 14 通过对于多普勒处理部 13 所生成的三维的多普勒数据进行坐标转换,来生成三维多普勒图像数据。即,图像生成部 14 将“三维的 B 模式图像数据、三维多普勒图像数据”作为“三维超声波图像数据(体数据)”来生成。

[0052] 另外,图像生成部 14 为了生成用于将体数据显示在显示器 2 上的各种二维图像数据,对于体数据进行绘制(rendering)处理。作为图像生成部 14 进行的绘制处理,有进行剖面重建法(MPR:Multi Planer Reconstruction)根据体数据生成 MPR 图像数据的处理。另外,作为图像生成部 14 所进行的绘制处理,有对于体数据进行“Curved MPR”的处理、或对于体数据进行“Maximum Intensity Projection”的处理。另外,作为图像生成部 14 进行的绘制处理,有生成反映出三维的信息的二维图像数据的体绘制(VR:Volume Rendering)处理。

[0053] 图像存储器 15 是存储图像生成部 14 所生成的显示用的图像数据的存储器。另外,图像存储器 15 还能够存储 B 模式处理部 12 或多普勒处理部 13 所生成的数据。图像存储器 15 所存储的 B 模式数据或多普勒数据例如在诊断之后,操作者能够调出,经由图像生成部 14 变为显示用超声波图像数据。另外,图像生成部 14 将体数据和为了生成该体数据而进行的超声波扫描的时间,与从心电图扫描仪 4 发送来的心电图建立对应而保存在图像存储器 15 中。后述的图像处理部 17 或控制部 18 能够通过参照保存于图像存储器 15 的数据,来取得为了生成体数据而进行的超声波扫描时的心时相。

[0054] 内部存储部 16 存储用于进行超声波收发、图像处理以及显示处理的控制程序(program)、诊断信息(例如,患者 ID、医师的意见等)、诊断协议(protocol)、各种体位标记等各种数据。另外,内部存储部 16 根据需要还用于图像存储器 15 所存储的图像数据的保管等。另外,内部存储部 16 所存储的数据能够经由未图示的接口(interface),向外部装置转送。另外,外部装置例如是进行图像诊断的医师所使用的 PC(Personal Computer)、CD 或 DVD 等存储介质、打印机(printer)等。

[0055] 图像处理部 17 为了进行计算机辅助诊断(Computer-Aided Diagnosis:CAD)而设置在装置主体 10 上。图像处理部 17 取得保存在图像存储器 15 中的超声波图像数据,进行用于诊断辅助的图像处理。并且,图像处理部 17 将图像处理结果保存在图像存储器 15 或内部存储部 16 中。另外,对于图像处理部 17 进行的处理,在后进行详述。

[0056] 控制部 18 控制超声波诊断装置的整体处理。具体而言,控制部 18 根据经由输入装置 3 从操作者输入的各种设定要求、或从内部存储部 16 读入的各种控制程序以及各种数据,控制发送接收部 11、B 模式处理部 12、多普勒处理部 13、图像生成部 14 以及图像处理部 17 的处理。另外,控制部 18 进行控制,以便将图像存储器 15 或内部存储部 16 所存储的显示用的超声波图像数据显示在显示器 2 上。另外,控制部 18 进行控制,使得图像处理部 17 的处理结果显示在显示器 2 上,或者进行控制以便向外部装置输出。

[0057] 以上,针对第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的整体结构进行了说明。在该结构下,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置计算代替作为与左室舒张末期压力相关的指标值而使用的“E/e'”的指标值。

[0058] 如上所述,为了计算以往作为与 EDP 相关的指标值而使用的“E/e'”,需要测量左室流入血流速度以及二尖瓣环速度这双方。以往,“E”和“e'”在不同的心跳测得。或者,为了提高“E/e'”的精度,还使用能够同时收集 2 个部位的多普勒波形的技术,同时测量同一心跳中的“E”以及“e'”。在此,二尖瓣环速度在 1 处或者 2 处(通常,四腔剖面中的中隔侧和侧壁侧的 2 处)来测定。为了准确地测定二尖瓣环速度,优选分别在多个剖面中在多个部位进行二尖瓣环速度的测定。

[0059] 但是,当同时收集“E”和“e'”时,能够测量“e'”之处是 1 处,为了求多处的“e'”,依然需要在不同的心跳进行测量,检查时间变长。另外,当对“E”和“e'”在不同的心跳测量时,能够将“e'”在 2 以上的多处进行测定,但如果增加测定部位,检查时间会变长。

[0060] 另外,在使用“E/e'”的左室舒张能力的诊断中,如果“E/e'”不足“8”,则舒张能力正常,如果“E/e'”超过“15”,则认为舒张能力异常。但是,变为正常异常的判断基准的截止(cutoff)值有时不一定是“15”,一般而言,使用“8~22”那样大的范围的值。“8~22”与截止的重叠变大的要因大致分为以下的两个。

[0061] 第 1 要因在于,在通过多普勒法进行的“E”以及“e'”的测量结果中,包含依存于多普勒角度的误差。特别地,对于用组织多普勒法测量的“e'”而言,如果瓣环的运动方向与扫描线方向不一致,则测量结果的误差变大。例如,在左心室变为球状的舒张型心肌病(DCM:Dilated Cardiomyopathy)中,有时瓣环的运动方向与扫描线方向不一致,“e'”的误差变大。对此,近年来,还使用二维的散斑追踪(2D Speckle Tracking,以下,记作“2DT”),将舒张早期中的、长轴(Longitudinal)方向的整体的变形率(strain rate)的峰值作为与“e'”对应的值来使用,以此进行得到与“E/e'”对应的指标值的操作。在散斑追踪法中,多普勒法不用于活动的检测,因此,不存在多普勒角度依存性的问题。但是,在上述的方法中,不能够同时测量同一心跳中的“E”以及“e'”。

[0062] 第 2 要因在于,“E”是心壁的整体(global)的指标,相对于此,如上所述,“e'”是瓣环的圆周方向的局部性的一部分的指标。

[0063] 如此,“E/e'”有时不一定是准确地反映出左室舒张末期压力的指标值。因此,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置通过以下说明的图像处理部 17 的功能,计算准确地反映出左室舒张末期压力的指标值。

[0064] 图 2 是表示第 1 实施方式所涉及的图像处理部的结构例的框图。如图 2 所例示的那样,第 1 实施方式所涉及的图像处理部 17 具有:图像取得部 17a、容积信息计算部 17b、壁运动信息计算部 17c、时间变化率计算部 17d、极值检测部 17e、指标值计算部 17f。

[0065] 在第 1 实施方式中,首先,使用能够进行三维扫描的超声波探头 1,操作者例如通过心尖通路 (approach) 在 1 次心跳以上的期间对被检体 P 的心脏的左心系进行三维扫描。由此,图像生成部 14 生成沿着 1 次心跳以上的期间的时间序列的多个三维超声波图像数据,并保存在图像存储器 15 中。保存在图像存储器 15 中的多个三维超声波图像数据是通过至少包含左心室的左心室在 1 次心跳以上的期间进行超声波扫描而生成的三维超声波图像数据组。另外,第 1 实施方式所涉及的三维超声波图像数据是三维 B 模式图像数据。

[0066] 并且,图像取得部 17a 取得通过对至少包含左心室的左心室在 1 次心跳以上的期间进行超声波扫描而生成的三维超声波图像数据组。图 3 是用于说明第 1 实施方式所涉及的图像取得部的图。图像取得部 17a 如图 3 所例示的那样,取得沿着 1 次心跳以上的时间序列的多个三维超声波图像数据。在各三维超声波图像数据中,包含有被检体 P 的左心室。

[0067] 并且,容积信息计算部 17b 根据三维超声波图像数据组,计算左心室的第 1 关心区域中的容积信息的时间序列数据。另外,壁运动信息计算部 17c 根据同一三维超声波图像数据组,计算左心室的第 2 关心区域中的壁运动信息的时间序列数据。

[0068] 具体而言,容积信息计算部 17b 使用通过包含图像数据间的模式匹配的处理来追踪第 1 关心区域的位置而得结果,进行容积信息的计算处理。另外,壁运动信息计算部 17c 使用通过包含图像数据间的模式匹配 (pattern matching) 的处理来追踪第 2 关心区域的位置而得结果,来进行壁运动信息的计算处理。

[0069] 更具体而言,容积信息计算部 17b 以及壁运动信息计算部 17c 使用对由三维超声心动扫描法得到的三维运动图像数据进行三维散斑追踪 (3DSpeckle Tracking, 以下,记作“3DT”) 而得的结果,计算第 1 关心区域中的容积信息以及第 2 关心区域中的壁运动信息。散斑追踪法是与模式匹配处理一同,例如,通过并用光流 (optical flow) 法或各种时间空间插补处理,来推定准确的活动的活动的方法。另外,在散斑追踪法中,还存在不进行模式匹配处理,而推定活动的活动的方法。以下,针对 3DT 处理由容积信息计算部 17b 来进行的情况进行说明。但是,第 1 实施方式中,由图像取得部 17a 或壁运动信息计算部 17c 来进行 3DT 处理,或由图像处理部 17 以外的处理部 (例如控制部 18) 来进行 3DT 处理皆可。

[0070] 图 4 是用于说明三维散斑追踪的一个例子的图。例如,输入装置 3 从操作者,接受三维超声波图像数据组的第 1 帧 (第 1 体 (volume)) 的显示要求。被转送来显示要求的控制部 18 从图像存储器 15 读出第 1 帧的三维超声波图像数据,显示在显示器 2 上。例如,控制部 18 使图像生成部 14 生成将第 1 帧的三维超声波图像数据用多个方向的剖面切断而得的多个 MPR 图像数据,并显示在显示器 2 上。

[0071] 并且,操作者参照显示在显示器上的多个 MPR 图像数据,设定多个进行 3DT 的追踪点。若举一个例子,操作者在各 MPR 图像数据中,映描 (trace) 左室内膜或心肌外膜的位置。容积信息计算部 17b 根据映描出的内膜面或外膜面来重建三维的边界面。并且,容积信息计算部 17b 如图 4 所例示的那样,对第 1 帧的内膜面设定由多个矩形构成的网格,将各矩形的顶点设定为追踪点。另外,虽然没有图示,但容积信息计算部 17b 对于第 1 帧的外膜面也设定由多个矩形构成的网格 (mesh),将各矩形的顶点设定为追踪点。在此,容积信息计算部 17b 将内膜面的各追踪点与外膜面的各追踪点设定为对 (pair)。并且,容积信息计算部 17b 分别对于在第 1 帧中设定的多个追踪点,设定模板数据 (template data)。模板数据由以追踪点为中心的多个体素 (voxel) 构成。

[0072] 并且,容积信息计算部 17b 通过在 2 个帧间探索与模板数据的斑纹图样 (speckle pattern) 最一致的区域,来追踪模板数据在下一帧移动到哪一位置。由此,容积信息计算部 17b 如图 4 所示,追踪第 1 帧的各追踪点移动到第 n 帧的哪一位置。另外,用于设定追踪点的网格也可以通过容积信息计算部 17b 检测第 1 帧所包含的左心室的内膜面或外膜面来设定。

[0073] 容积信息计算部 17b 将整个左心室(例如,左心室的内膜以及左心室的外膜)作为第 1 关心区域,进行对于三维超声波图像数据组的 3DT。并且,容积信息计算部 17b 根据内膜的 3DT 的结果,在各体数据中,计算被左心室的内膜面包围的内腔容积(V)。由此,容积信息计算部 17b 生成内腔容积(V)的遍及 1 心周期以上的期间的时间序列数据。另外,容积信息计算部 17b 根据外膜的 3DT 的结果,计算外膜内部的容积。由此,容积信息计算部 17b 生成外膜内部的容积的遍及 1 心周期以上的期间的时间序列数据。另外,虽在后进行叙述,但在第 1 实施方式中,将内腔容积(V)的时间微分作为与左室流入血流速度对应的值来使用。

[0074] 并且,壁运动信息计算部 17c 根据对于三维超声波图像数据组的 3DT 的结果,生成壁运动信息遍及 1 个心周期以上的期间的时间序列数据。另外,虽在后进行叙述,但在第 1 实施方式中,将壁运动信息的时间微分作为与二尖瓣环速度对应的值来使用。以下,针对根据 3DT 的结果计算的壁运动信息的具体例和第 2 关心区域进行说明。

[0075] 例如,壁运动信息计算部 17c 根据内膜以及外膜的 3DT 的结果,作为壁运动信息而计算变形(Strain)。壁运动信息计算部 17c 计算长轴(Longitudinal)方向的变形(LS)或圆周(Circumferential)方向的变形(CS)、或壁厚(Radial)方向的变形(RS)。

[0076] 或者,例如,壁运动信息计算部 17c 根据内膜的 3DT 的结果,作为壁运动信息,计算左室内膜面的面积变化率(Area Change ratio :AC)。从与二尖瓣环速度对应的值这一观点来看,壁运动信息最好为 LS。另外,从与内腔容积(V)的变化对应的值这一观点来看,壁运动信息最好为 AC。

[0077] 或者,例如,壁运动信息计算部 17c 也可以根据内膜或者外膜的 3DT 的结果,计算位移(Displacement)。位移的时间微分也能够作为与二尖瓣环速度对应的值来使用。当将位移作为壁运动信息使用时,壁运动信息计算部 17c 可计算长轴方向的位移(LD)、或壁厚方向的位移(RD)。或者,壁运动信息计算部 17c 也可以计算相对于基准时相(例如, R 波)中的追踪点的位置的、基准位相以外的时相中的追踪点的移动距离(Absolute Displacement :AD)。

[0078] “变形、面积变化率以及位移”是使用散斑追踪技术得到的壁运动信息,由于能够追踪心肌的活动,因此,能够进行局部区域中的定义。特别地,对于“变形以及面积变化率”而言,能够得到除去了心脏整体的活动亦即“translation”的影响的局部心肌的伸缩信息这一点,是相对于“位移”的优点而被所知。

[0079] 在此,壁运动信息计算部 17c 可计算左心室整体的壁运动信息(整体的壁运动信息)来作为第 2 关心区域中的壁运动信息,作为第 2 关心区域中的壁运动信息也可以计算左心室的瓣环部位的壁运动信息(局部的壁运动信息)。例如,壁运动信息计算部 17c 使用美国超声心动扫描图学会(American Society of Echocardiography)或美国心脏协会(American Heart Association)所推荐的分割区域,计算局部的壁运动信息。

[0080] 当第 2 关心区域是整个左心室时,壁运动信息计算部 17c 通过计算所有的分割区域的壁运动信息,并对计算出的所有的壁运动信息进行平均,来计算整个左心室的壁运动信息。

[0081] 另外,当第 2 关心区域是左心室的瓣环部位(二尖瓣环)时,壁运动信息计算部 17c 例如通过计算基部等级(level)中的前壁、侧壁、后壁、下壁、中隔以及前壁中隔各自的壁运动信息,并对计算出的 6 个壁运动信息进行平均,来计算左心室的瓣环部位的壁运动信息。

[0082] 从与内腔容积(V)的变化对应的值这一观点来看,与其如“中隔的壁运动信息”、“中隔以及侧壁的壁运动信息的平均”等那样使用“瓣环部位中的局部的壁运动信息”相比,最好使用“内膜面整体”或“瓣环部位整体”这样的整体性的壁运动信息。“瓣环部位整体的壁运动信息”在左心室而言是局部性的壁运动信息,但在瓣环部而言是整体性的壁运动信息。

[0083] 例如,当将 LS、CS、RS 或者 RD 作为壁运动信息使用时,壁运动信息计算部 17c 计算针对局部区域中的值的左心室整体的平均值。或者,当使用 AC 时,壁运动信息计算部 17c 计算针对局部区域中的值的左心室整体的平均值或者内膜面整体中的面积变化率。另外,当使用 LD 或 AD 时,壁运动信息计算部 17c 最好计算瓣环部位整体的平均值。

[0084] 另外,作为壁运动信息来计算的信息的设定,可以由操作者经由输入装置 3 来设定,也可以初始设定。

[0085] 并且,图 2 所例示的时间变化率计算部 17d 根据容积信息的时间序列数据来计算作为容积信息的时间变化率的时间序列数据的第 1 时间序列数据。另外,图 2 所例示的时间变化率计算部 17d 根据壁运动信息的时间序列数据来计算作为壁运动信息的时间变化率的时间序列数据的第 2 时间序列数据。并且,图 2 所例示的极值检测部 17e 将第 1 时间序列数据的舒张早期中的极值作为第 1 极值进行检测,将第 2 时间序列数据的舒张早期中的极值作为第 2 极值进行检测。图 5 以及图 6 是用于说明第 1 实施方式所涉及的极值检测部的图。

[0086] 图 5 的上图中,由虚线表示绘制出容积信息计算部 17b 所计算出的内腔容积(V、单位: mL)的时间序列数据的曲线图(graph),由实线表示绘制出壁运动信息计算部 17c 所计算出的左室内膜整体的面积变化率(AC、单位: %)的时间序列数据的曲线图。另外,图 5 的下图中,由虚线表示绘制出时间变化率计算部 17d 作为第 1 时间序列数据而计算出的内腔容积的时间变化率(dV/dt 、单位: mL/s)的时间序列数据的曲线图,由实线表示绘制出时间变化率计算部 17d 作为第 2 时间序列数据而计算出的面积变化率的时间变化率(ACR: AC Rate、单位: 1/s)的时间序列数据的曲线图。另外,在图 5 中,还一起示出从心电图扫描仪 4 取得的 ECG。

[0087] 在图 5 例示的情况下,极值检测部 17e 检测“ dV/dt ”的峰(peak)值“ $(dV/dt)_e$ ”来作为舒张早期时相中的第 1 极值。在此,“e”表示“early diastole”。另外,在图 5 所例示的情况下,极值检测部 17e 检测“ACR”的峰值“ SR_e ”来作为舒张早期时相中的第 2 极值。在此,“e”与上述相同,表示“early diastole”。另外,“SR”表示“strain rate”。AC 如上所述,是壁运动信息的一形态。

[0088] 极值检测部 17e 为了检测舒张早期的峰值,首先,确定时间序列数据中的收缩末

期(end systole:ES)。ES 的确定方法所知有对被检体 P 的主动脉瓣闭锁的时间(AVC)作为左室流出血流测量下的泵出期间来预先测量,并参照测量结果的方法。或者,ES 的确定方法所知有使用心音图来检测第 II 音的时间的方法。在第 1 实施方式中,也可以使用这些方法,但这些方法为了用于 ES 的确定,需要额外的测量。

[0089] 因此,第 1 实施方式所涉及的极值检测部 17e 为了不进行测量而简便地确定 ES,进行以下的推定处理。当检测第 1 极值时,极值检测部 17e 使用容积信息变为最小的时相来推定第 1 时间序列数据中的舒张早期的时相。

[0090] 例如,如图 5 的上图所例示的那样,极值检测部 17e 将绘制出内腔容积的时间序列数据的曲线图中“V”变为最小的时相检测为“ES”。并且,极值检测部 17e 将从检测为“ES”的时相到舒张末期(end diastole:ED)为止作为探索期间,探索“dV/dt”的极大值的候补。在该探索期间中,伴随着左室舒张的舒张早期的 E 波、和伴随着心房收缩的舒张后期的 A 波这 2 个极大值作为候补而出现。

[0091] 极值检测部 17e 将 2 个极大值中,接近检测为“ES”的时相的极大值作为“(dV/dt)e”来进行检测。在图 5 的下图例示的情况下,极值检测部 17e 将时间“t1”的“dV/dt”作为“(dV/dt)e”来进行检测。

[0092] 并且,当对第 2 极值进行检测时,极值检测部 17e 使用检测到第 1 极值的时相来推定第 2 时间序列数据中的舒张早期的时相。在此,一般而言,“dV/dt”变为峰的时间和“SR”变为峰的时间不一定一致。因此,极值检测部 17e 将在距离检测到第 1 极值的时相最近的时相变为峰的壁运动信息的时间变化率作为第 2 极值来进行检测。在图 5 的下图所例示的情况下,极值检测部 17e 将在距离时间“t1”最近的时间变为峰的时间“t2”的“ACR”作为“SRe”来进行检测。

[0093] 另外,当壁运动信息是“RS”或“位移”时,舒张期中的极性是“负”,当壁运动信息是“RS”以及“位移”以外的信息时,舒张期中的极性变为“正”。极值检测部 17e 根据探索的峰值的极性,选择应探索的峰值的正负。

[0094] 另外,所知,在心肌缺血中,发生被称为 PSS (post systolic shortening:收缩后收缩)的特殊的收缩。如果发生 PSS,则在舒张早期可能出现多个“SR”的峰。因此,极值检测部 17e 也可以将包含检测到第 1 极值的时相的规定时间范围内变为最大的峰值的“SR”作为“SRe”来进行检测。在图 6 所示的一个例子中,极值检测部 17e 相对于检测到“(dV/dt)e”的时间“t1”,设定时间范围““t1-dT”~“t1+dT””。并且,如图 6 所例示的那样,极值检测部 17e 在““t1-dT”~“t1+dT””内,将“SR”变为最大的时间“t2”的“SR”作为“SRe”来进行检测。

[0095] 返回图 2,指标值计算部 17f 使用第 1 极值和第 2 极值来计算指标值。例如,指标值计算部 17f 将“(dV/dt)e”与“SRe”之比“(dV/dt)e/SRe”作为指标值来计算。即,在第 1 实施方式中,将“(dV/dt)e”作为“E”来使用,将“SRe”作为“e’”来使用。并且,在第 1 实施方式中,代替“E/e’”,将“(dV/dt)e/SRe”作为与 EDP 对应的指标值来计算。另外,指标值“(dV/dt)e/SRe”通过控制部 18 的控制,显示在显示器 2 上,或者向外部装置输出。

[0096] 在此,容积信息计算部 17b 还可以根据容积信息的时间序列数据,计算左室泵出率(Ejection Fraction:EF)。EF 是由左室舒张末期容积以及左室收缩末期容积来定义的值。由此,容积信息计算部 17b 能够根据容积信息的时间序列数据,取得左室舒张末期容积

以及左室收缩末期容积,计算 EF。

[0097] 另外,容积信息计算部 17b 还可以根据容积信息的时间序列数据,计算心肌重量。如上所述,作为第 1 关心区域,容积信息计算部 17b 与内膜面一同进行外膜面的 3DT,生成被外膜面包围的容积的遍及 1 心周期以上的期间的时间序列数据。容积信息计算部 17b 通过从同一时相的外膜内部的容积中减除内腔容积,来计算“心肌容积(mL)”。并且,容积信息计算部 17b 通过对“心肌容积(mL)”乘以平均的心肌密度值(例如,1.05g/mL)来计算“心肌重量(g)”。另外,容积信息计算部 17b 还可以通过将“心肌重量(g)”按照“体表面积(BSA)(m²)”进行归一化处理,来计算“Mass-Index (g/m²)”。

[0098] 容积信息计算部 17b 所计算出的左室泵出率、心肌容积、心肌重量、或 Mass-Index 等与指标值一同通过控制部 18 的控制,显示在显示器 2 上,或者向外部装置输出。

[0099] 图 7 是表示应用了第 1 实施方式所涉及的图像处理分析的实验例的图。图 7 是将上述的分析方法应用于实验动物(犬)的结果的一个例子。图 7 的曲线图的纵轴是当将 global 的内膜的 AC 的时间微分(ACR)的峰值作为 SRe 来使用时,由上述的方法计算出的“(dV/dt)e/SRe”。在图 7 中,将“(dV/dt)e/SRe”表示为“dQ/de'”。另外,“dQ/de'”的单位具有“[mL]=[mL/s]/[1/s]”和体积的维数。另外,图 7 的曲线图的横轴表示使用心脏导管而测量到的左房压力(LAP、单位:mmHg)。另外,LAP 与左室充满压力大致一致。如图 7 所例示的那样,由本实施方式计算的指标值与 LAP 良好地相关,由相关系数“R²=0.83”来证实。

[0100] 接着,使用图 8,针对第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理进行说明。图 8 是用于说明第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理的一个例子的流程图。

[0101] 如图 8 所示,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置判断是否被指定了成为处理对象的三维超声波图像数据组,并是否接受了指标值的计算要求(步骤 S101)。在此,当没有接受指标值的计算要求时(步骤 S101 否定),超声波诊断装置待机到接受指标值的计算要求为止。

[0102] 另一方面,当接受了指标值的计算要求时(步骤 S101 肯定),图像取得部 17a 取得所指定的三维超声波图像数据组(步骤 S102)。并且,容积信息计算部 17b 对三维超声波图像数据组进行三维散斑追踪处理(步骤 S103)。

[0103] 并且,容积信息计算部 17b 计算内腔容积(V)的时间序列数据(步骤 S104),时间变化率计算部 17d 通过对于内腔容积(V)的时间序列数据进行基于时间微分的转换,来计算内腔容积的时间变化率(dV/dt)的时间序列数据(第 1 时间序列数据)(步骤 S105)。并且,极值检测部 17e 将 dV/dt 的舒张早期中的峰值“(dV/dt)e”作为第 1 极值来进行计算(步骤 S106)。另外,极值检测部 17e 在步骤 S106 中,使用内腔容积变为最小的时相来推定第 1 时间序列数据中的舒张早期的时相。

[0104] 另外,与步骤 S104~步骤 S106 的处理并行地,壁运动信息计算部 17c 计算壁运动信息(S)的时间序列数据(步骤 S107),时间变化率计算部 17d 通过对壁运动信息(S)的时间序列数据进行基于时间微分的转换,来计算壁运动信息的时间变化率(SR)的时间序列数据(第 2 时间序列数据)(步骤 S108)。并且,极值检测部 17e 将 SR 的舒张早期中的峰值“SRe”作为第 2 极值来进行计算(步骤 S109)。另外,极值检测部 17e 在进行了步骤 S106 之后,使用所检测到的第 1 极值的时相,进行步骤 S109 的处理。

[0105] 并且,指标值计算部 17f 计算指标值“(dV/dt)e/SRe”(步骤 S110),通过控制部 18 的控制,输出指标值(步骤 S111),结束处理。

[0106] 如上所述,在第 1 实施方式中,不使用多普勒法,而使用散斑追踪技术,根据同一三维运动图像数据(三维超声波图像数据组),取得同一心跳中的容积信息和壁运动信息。并且,在第 1 实施方式中,取得同一心跳中的容积信息的时间变化率的时间序列数据和壁运动信息的时间变化率的时间序列数据。在此,假设,如果二尖瓣环的面积在舒张期没有变化,则认为“(dV/dt)e”的舒张早期中的波高“(dV/dt)e”与左室流入速度的 E 波的波高成比例。因此,在第 1 实施方式中,将容积信息的时间变化率的时间序列数据的峰值“(dV/dt)e”作为相当于以往由多普勒法求得的“E”的值来进行检测。另外,在第 1 实施方式中,将壁运动信息的时间变化率的时间序列数据的峰值“SRe”作为相当于以往由多普勒法求得的“e'”的值来进行检测。

[0107] 实际的心脏病的患者高概率地并发心房颤动或期外收缩等心律不齐。在“(E/e'”的测定中,该心律不齐对“E”以及“e'”的双方的值产生影响,因此,为了准确地测定需要两者的同时性。

[0108] 在第 1 实施方式中,由于根据同一心跳的数据可得到“(dV/dt)e”以及“SRe”,因此,即使发生心律不齐,“(dV/dt)e/SRe”也可被认为成为能够准确地反映出 EDP 的指标值。即,“(dV/dt)e/SRe”的分母的值以及分子的值是确保了同时性的值。

[0109] 另外,如上所述,在第 1 实施方式中,取得壁运动信息时没有使用多普勒法。另外,在第 1 实施方式中,一旦得到左心室整体的信息则能够得到整体的壁运动信息(左心室整体的壁运动信息或瓣环部整体的壁运动信息)。

[0110] 这样,在第 1 实施方式中,当计算指标值时,在壁运动信息中不存在因多普勒角度的依存性所致的误差。另外,在第 1 实施方式中,能够根据多个局部的壁运动信息计算与“e'”对应的值。另外,在第 1 实施方式中,能够在同一心跳中计算出与“E”以及“e'”对应的 2 个值。从而,在第 1 实施方式中,能够计算出准确地反映左室舒张末期压力的指标值。

[0111] 另外,第 1 实施方式也可以通过以下说明的 2 个变形例来计算上述的指标值。以下,使用图 9 以及图 10 针对第 1 实施方式所涉及的变形例进行说明。图 9 是用于说明第 1 实施方式所涉及的第 1 变形例的图,图 10 是用于说明第 1 实施方式所涉及的第 2 变形例的图。

[0112] 在第 1 变形例中,容积信息计算部 17b 不使用 3DT,而使用 2DT 来计算容积信息的时间序列数据。例如,如图 9 所示,容积信息计算部 17b 对三维超声波图像数据(第 1 帧),设定向长轴方向直行的多个剖面。并且,如图 9 所示,容积信息计算部 17b 对在各剖面中形成外膜的闭合曲线(M1 ~ M6...)以及形成内膜的闭合曲线(m1 ~ m6...)分别设定追踪点。由此,容积信息计算部 17b 对三维超声波图像数据组进行多个剖面中的 2DT。

[0113] 并且,容积信息计算部 17b 通过空间性地插补并合成多个剖面中的 2DT 处理的结果,来取得相当于 3DT 处理结果的数据。容积信息计算部 17b 使用所取得的数据,计算内腔容积(V)的时间序列数据。在本变形例中,作为壁运动信息,最好使用 global 的 CS。另外,壁运动信息计算部 17c 使用容积信息计算部 17b 对 2DT 处理的结果空间性地插补并合成的数据,来计算壁运动信息的时间序列数据。即使在该变形例中,也能够计算出准确地反映左室舒张末期压力的指标值。另外,作为本变形例中的多个剖面的方向,除了上述的 MPR 短轴

像之外,也可以使用多个 MPR 长轴像。

[0114] 另外,在第 2 变形例中,容积信息计算部 17b 通过散斑追踪技术以外的方法,来计算容积信息的时间序列数据。具体而言,容积信息计算部 17b 使用检测作为第 1 关心区域的内腔边界的位置而得结果,来进行容积信息的计算处理。更具体而言,容积信息计算部 17b 使用与图像灰度分布相关的边缘检测等公知的自动轮廓检测技术,如图 10 所例示的那样,鉴定左室内膜面的位置(参照图中的画影线的区域)。由此,容积信息计算部 17b 计算内腔容积(V)的时间序列数据。另外,自动轮廓检测处理也可以由容积信息计算部 17b 以外的处理部来进行。

[0115] 另外,在第 2 变形例中,壁运动信息计算部 17c 使用检测作为第 2 关心区域的心肌区域的位置而得结果,进行壁运动信息的计算处理。壁运动信息计算部 17c 使用容积信息计算部 17b 进行的自动轮廓检测结果,来计算壁运动信息。此时,作为用于检测 SRe 的壁运动信息,壁运动信息计算部 17c 最好根据左室内膜面的位置信息来计算内膜面整体的 global 的面积变化率(AC)。另外,在本变形例中进行的处理中,图 8 所示的步骤 S102 的处理置换成自动轮廓检测处理。即使在该变形例中,也能够计算出准确地反映左室舒张末期压力的指标值。

[0116] (第 2 实施方式)

[0117] 在第 2 实施方式中,针对使用二维超声波图像数据组计算上述的指标值的情况进行说明。

[0118] 另外,第 2 实施方式所涉及的图像处理部 17 具有与图 2 所例示的第 1 实施方式所涉及的图像处理部 17 相同的结构。但是,在第 2 实施方式中,图像取得部 17a、容积信息计算部 17b 以及壁运动信息计算部 17c 的处理对象如以下说明的那样,变为二维超声波图像数据组。

[0119] 进行三维扫描来收集三维超声波图像数据组时的收集帧频(frame rate)(容积比(volume rate))例如为每 1 秒 20 ~ 30 帧左右,所收集的三维超声波图像数据组的时间分辨率变低。因此,有时在检测第 1 极值或第 2 极值的时相中会产生偏差,或者对第 1 极值或第 2 极值过小评价。另外,能够扩大扫描线的间隔,提高时间分辨率,但此时,空间分辨率(方位分辨率)与二维扫描相比相对降低。

[0120] 因此,在第 2 实施方式中,首先,操作者例如通过心尖通路在 1 次心跳以上的期间对于被检体 P 的心脏的左心系的规定剖面进行二维扫描。由此,图像生成部 14 生成沿着 1 次心跳以上的期间的多个二维超声波图像数据,并保存在图像存储器 15 中。保存于图像存储器 15 的多个二维超声波图像数据是通过对至少包含左心室的心脏的规定剖面在 1 次心跳以上的期间进行超声波扫描而生成的二维超声波图像数据组。另外,第 2 实施方式所涉及的二维超声波图像数据是二维 B 模式图像数据。另外,第 2 实施方式可以使用机械 4D 探头或 2D 阵列探头等超声波探头 1,进行二维扫描,也可以使用二维扫描专用的超声波探头 1。

[0121] 并且,第 2 实施方式所涉及的图像取得部 17a 取得通过对至少包含左心室的心脏的规定剖面在 1 次心跳以上的期间进行超声波扫描而生成的二维超声波图像数据组。在此,上述的所谓规定剖面是指用于对长轴像进行摄影的剖面。在第 2 实施方式中,作为长轴像的二维超声波图像数据,使用心尖四腔观(apical four-chamber view、以下, A4C)、心尖

二腔观(apical two-chamber view、以下, A2C)、或心尖长轴观(apical long-axis view、以下, A3C)的任一个。

[0122] 并且,第2实施方式所涉及的图像取得部17a取得通过对至少包含左心室的心脏的规定剖面(A4C面、A3C面、或者A2C面)在1次心跳以上的期间进行超声波扫描而生成的二维超声波图像数据组。图11是用于说明第2实施方式所涉及的图像取得部的图。如图11所示,例如,图像取得部17a取得沿着1次心跳以上的时间序列的多个A4C面的图像数据。

[0123] 并且,第2实施方式所涉及的容积信息计算部17b根据二维超声波图像数据组,计算左心室的第1关心区域中的容积信息的时间序列数据。另外,第2实施方式所涉及的壁运动信息计算部17c根据二维超声波图像数据组,计算左心室的第2关心区域中的壁运动信息的时间序列数据。

[0124] 具体而言,第2实施方式所涉及的容积信息计算部17b使用通过包含二维超声波图像数据间的模式匹配的处理来追踪第1关心区域的位置而得结果,来进行容积信息的计算处理。另外,第2实施方式所涉及的壁运动信息计算部17c使用通过包含二维超声波图像数据间的模式匹配的处理来追踪第2关心区域的位置而得结果,来进行壁运动信息的计算处理。

[0125] 即,在第2实施方式中,进行二维散斑追踪处理。另外,以下,针对2DT处理由容积信息计算部17b进行的情况进行说明。其中,第2实施方式可以由图像取得部17a或壁运动信息计算部17c来进行2DT处理,也可以由图像处理部17以外的处理部(例如,控制部18)来进行2DT处理。

[0126] 图12是用于说明二维散斑追踪的一个例子的图。例如,输入装置3从操作者接受二维超声波图像数据组的第1帧的显示要求。被转送来了显示要求的控制部18从图像存储器15读出第1帧的二维超声波图像数据,显示在显示器2上。

[0127] 并且,操作者参照显示在显示器2上的二维超声波图像数据,设定多个进行2DT的追踪点。举一个例子,操作者在二维超声波图像数据中,映描左室内膜或心肌外膜的位置。容积信息计算部17b根据映描出的内膜面或外膜面来重建二维的边界面。并且,如图12所例示的那样,容积信息计算部17b分别在第1帧的内膜面以及外膜面中,设定成对的多个追踪点。容积信息计算部17b分别对在第1帧中设定的多个追踪点,设定模板数据。模板数据由以追踪点为中心的多个像素构成。

[0128] 并且,容积信息计算部17b通过在2个帧间探索与模板数据的斑纹图样最为一致的区域,来追踪模板数据在下一帧移动到哪一位置。另外,追踪点也可以通过容积信息计算部17b检测第1帧所包含的左心室的内膜面或外膜面来设定。

[0129] 并且,容积信息计算部17b通过根据二维像的轮廓来推定三维的内腔形状的“Area-Length法”或“圆盘(disk)总和法(Simpson法)”来近似地计算内腔容积(V)。图13是用于说明第2实施方式所涉及的容积信息计算部的图。

[0130] 例如如图13所示,容积信息计算部17b通过进行圆盘总和法,来计算近似于内腔容积的时间序列数据。当进行圆盘总和法时,例如如图13所示,容积信息计算部17b将A4C像等分为与长轴(L)垂直的20个圆盘。并且,容积信息计算部17b计算第i个圆盘与内膜面交叉的2点的距离(参照图中的 a_i)。并且,如图13所示,容积信息计算部17b将第i个圆

盘中的内腔的三维形状趋同为直径“ a_1 ”的圆柱的切片(slice)。容积信息计算部 17b 将 20 个圆柱的体积的总和作为近似于内腔容积的容积信息来计算。由此,容积信息计算部 17b 计算容积信息的时间序列数据。

[0131] 另外,“Area-Length 法”将左心室假设为旋转椭圆柱体,根据包含左室长轴的左室内腔面积、和左室内腔长轴长的测量结果,计算左室内腔短轴长,从而计算内腔容积的近似值的方法。容积信息计算部 17b 通过根据 2DT 处理结果来测量左室内腔面积与左室内腔长轴长,来计算左室内腔短轴长,从而计算近似于内腔容积的容积信息。

[0132] 第 2 实施方式所涉及的壁运动信息计算部 17c 使用二维的长轴像,作为壁运动信息的种类,计算长轴方向的变形(LS)、长轴方向的位移(LD)、移动距离(AD)、壁厚方向的位移(RD)、或者作为长轴像中的壁厚变化率的“Transverse (TS)”中的任一个。从与二尖瓣环速度对应的值这一观点看来,最好使用与长轴方向平行的 LS 或者 LD。

[0133] 另外,优选,第 2 实施方式所涉及的壁运动信息计算部 17c 使用二维的长轴像,作为壁运动信息的定义区域,在 LS、TS、或 RD 中,计算内膜上的整体的平均值,在 LD 或 AD 中,计算左右两侧的瓣环部位的 2 分割区域的平均值。

[0134] 另外,在第 2 实施方式中,时间变化率计算部 17d 进行的计算处理、极值检测部 17e 进行的检测处理以及指标值计算部 17f 进行的计算处理与第 1 实施方式相同。另外,通过控制部 18 的控制,指标值显示在显示器 2 上,或者向外部装置输出。

[0135] 另外,第 2 实施方式所涉及的容积信息计算部 17b 还可以根据近似地计算出的内腔容积的时间序列数据,来计算左室泵出率。另外,第 2 实施方式所涉及的容积信息计算部 17b 还可以通过根据 2DT 的处理结果来计算外膜内部的容积的近似值,来计算心肌容积、心肌重量、Mass-Index。容积信息计算部 17b 所计算出的左室泵出率、心肌容积、心肌重量、或 Mass-Index 等与指标值一同通过控制部 18 的控制,显示在显示器 2 上,或者向外部装置输出。

[0136] 接着,使用图 14,针对第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理进行说明。图 14 是用于说明第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理的一个例子的流程图。

[0137] 如图 14 所示,第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置判断是否被指定了成为处理对象的二维超声波图像数据组,并是否接受了指标值的计算要求(步骤 S201)。在此,当没有接受指标值的计算要求时(步骤 S201 否定),超声波诊断装置待机到接受指标值的计算要求为止。

[0138] 另一方面,当接受了指标值的计算要求时(步骤 S201 肯定),图像取得部 17a 取得所指定的二维超声波图像数据组(步骤 S202)。并且,容积信息计算部 17b 对于二维超声波图像数据组进行二维散斑追踪处理(步骤 S203)。

[0139] 并且,容积信息计算部 17b 近似地计算内腔容积(V)的时间序列数据(步骤 S204),时间变化率计算部 17d 通过对于内腔容积(V)的时间序列数据进行基于时间微分的转换,来计算内腔容积的时间变化率(dV/dt)的时间序列数据(第 1 时间序列数据)(步骤 S205)。并且,极值检测部 17e 将 dV/dt 的舒张早期中的峰值“ $(dV/dt)_e$ ”作为第 1 极值进行计算(步骤 S206)。另外,极值检测部 17e 在步骤 S206 中,使用内腔容积变为最小的时相来推定第 1 时间序列数据中的舒张早期的时相。

[0140] 另外,与步骤 S204 ~ 步骤 S206 的处理并行,壁运动信息计算部 17c 计算壁运动信

息(S)的时间序列数据(步骤 S207),时间变化率计算部 17d 通过对壁运动信息(S)的时间序列数据进行基于时间微分的转换,来计算壁运动信息的时间变化率(SR)的时间序列数据(第 2 时间序列数据)(步骤 S208)。并且,极值检测部 17e 将 SR 的舒张早期中的峰值“SRe”作为第 2 极值来进行计算(步骤 S209)。另外,极值检测部 17e 在进行了步骤 S206 之后,使用所检测到的第 1 极值的时相,进行步骤 S209 的处理。

[0141] 并且,指标值计算部 17f 计算指标值“(dV/dt)_e/SRe”(步骤 S210),通过控制部 18 的控制,输出指标值(步骤 S211),结束处理。

[0142] 如上所述,在第 2 实施方式中,与使用三维运动图像数据的第 1 实施方式相比,能够通过使用二维运动图像数据,来同时改善时间分辨率以及空间分辨率的制约。在二维扫描中,与三维扫描相比较,即使十分细地设定扫描线间隔来提高方位分辨率,也能够取得 60 ~ 80fps (frame per second)左右的运动图像数据。因此,在第 2 实施方式中,能够避免在检测第 1 极值或第 2 极值的时相中产生误差,或者对第 1 极值或第 2 极值的过小评价。

[0143] 其中,在第 2 实施方式中,由于根据 1 剖面上的信息来推定壁运动信息,因此,与第 1 实施方式相比,针对相当于“e'”的值,存在只能得到空间上被限定的区域这样的制约。另外,针对相当于“E”的值,有时还包含由于根据二维剖面来推定成为基础的体积值而造成的误差。

[0144] 使用高时间分辨率的二维运动图像数据的第 2 实施方式中说明的方法,最好适用于确保计算指标值的分母以及分子的同时性之点较为重要的情况。具体而言,在心房颤动这样的心跳期间并非恒定的病例中,与“E”以及“e'”对应的值的同时性变得重要,因此,在第 2 实施方式中说明的方法能够有效地发挥作用。

[0145] 另外,即使是在第 2 实施方式,也可以与第 1 实施方式所涉及的第 2 变形例相同,代替 2DT 处理,应用自动轮廓检测技术。此时,作为指标值的计算所使用的壁运动信息,壁运动信息计算部 17c 最好根据左室内膜轮廓的位置信息将内膜整体的整体长度的变化率作为“LS”来计算。另外,在本变形例中进行的处理中,将图 14 所示的步骤 S202 的处理置换成自动轮廓检测处理。

[0146] 另外,在该变形例中,即使不是将内腔容积的信息作为指标值的分子,而是将被轮廓包围的内腔面积的信息作为指标值的分子来使用,也能够提供与 EDP 相关的指标值。此时,如果设壁运动信息为 Strain Rate (单位:1/s),则最终得到的指标值的单位具有“cm²”和面积的维数。

[0147] (第 3 实施方式)

[0148] 在第 3 实施方式,针对使用多个二维超声波图像数据组计算上述的指标值的情况进行说明。

[0149] 另外,第 3 实施方式所涉及的图像处理部 17 具有与图 2 所例示的第 1 实施方式所涉及的图像处理部 17 相同的结构。但是,在第 3 实施方式中,图像取得部 17a、容积信息计算部 17b 以及壁运动信息计算部 17c 的处理对象如下面说明的那样,变为多个二维超声波图像数据组。

[0150] 在第 3 实施方式中,首先,操作者例如通过心尖通路在 1 次心跳以上的期间中分别对作为被检体 P 的心脏的左心室的规定剖面的多个剖面进行二维扫描。例如,操作者在遍及 1 次心跳以上的期间,分别对从心尖四腔观(A4C)用剖面、心尖二腔观(A2C)用剖面以及

心尖长轴观(A3C)用剖面中选择出的2个以上的剖面依次进行二维扫描。由此,图像生成部14按多个剖面中的每一个剖面生成沿着1次心跳以上的期间的时间序列的多个二维超声波图像数据,并保存在图像存储器15中。保存在图像存储器15中的多个剖面各自的多个二维超声波图像数据是通过分别对至少包含左心室的心脏的多个剖面在1次心跳以上的期间进行超声波扫描而生成的多个二维超声波图像数据组。另外,第3实施方式所涉及的二维超声波图像数据通过使用二维扫描专用的超声波探头1来收集。

[0151] 并且,第3实施方式所涉及的图像取得部17a取得通过分别对至少包含左心室的心脏的多个剖面在1次心跳以上的期间进行超声波扫描而生成的多个二维超声波图像数据组。图像取得部17a取得分别与作为规定剖面的多个剖面对应的多个二维超声波图像数据组。

[0152] 图15A以及图15B是用于说明第3实施方式所涉及的图像取得部的图。如图15A所示,例如,图像取得部17a取得沿着1次心跳以上的时间序列的多个A4C的图像数据和沿着1次心跳以上的时间序列的多个A2C的图像数据。

[0153] 或者,如图15B所示,例如,图像取得部17a取得沿着1次心跳以上的时间序列的多个A4C的图像数据、沿着1次心跳以上的时间序列的多个A3C的图像数据以及沿着1次心跳以上的时间序列的多个A2C的图像数据。

[0154] 并且,第3实施方式所涉及的容积信息计算部17b根据多个二维超声波图像数据组,计算左心室的第1关心区域中的容积信息的时间序列数据。另外,第3实施方式所涉及的壁运动信息计算部17c根据多个二维超声波图像数据组,计算左心室的第2关心区域中的壁运动信息的时间序列数据。

[0155] 具体而言,第3实施方式所涉及的容积信息计算部17b与第2实施方式相同,使用通过包含二维超声波图像数据间的模式匹配的处理来追踪第1关心区域的位置而得的结果,来进行容积信息的计算处理。另外,第3实施方式所涉及的壁运动信息计算部17c与第2实施方式相同,使用通过包含二维超声波图像数据间的模式匹配的处理来追踪第2关心区域的位置而得的结果,来进行壁运动信息的计算处理。

[0156] 即,在第3实施方式中,分别根据多个二维超声波图像数据组,进行二维散斑追踪处理。另外,以下,针对由容积信息计算部17b来进行2DT处理的情况进行说明。但是,第3实施方式可以由图像取得部17a或壁运动信息计算部17c来进行2DT处理,也可以是由图像处理部17以外的处理部(例如控制部18)来进行2DT处理。

[0157] 在此,当使用二维扫描专用的超声波探头1时,在第3实施方式中,各剖面的二维超声波图像数据组在不同的时期独立地收集。因此,容积信息计算部17b例如将R波或P波作为基准时相,将R波或P波的二维超声波图像数据作为先头,排列各二维超声波图像数据组。由此,容积信息计算部17b例如使A4C的超声波图像数据组和A2C的超声波图像数据组的时相沿着时间序列大致一致。另外,容积信息计算部17b为了使各二维超声波图像数据组的时相大致一致,也可以分别从多个二维超声波图像数据组中选择R波间隔或P波间隔、或者ECG的形状相互大致一致的二维超声波图像数据组。另外,用于使时相一致的处理可以由图像取得部17a或壁运动信息计算部17c进行,也可以由图像处理部17以外的处理部(例如,控制部18)来进行。但是,第3实施方式中使用2D阵列探头作为超声波探头1,同时进行多个剖面的二维扫描也可以。此时,在第3实施方式中,也可以不进行用于使时相

一致的处理。

[0158] 第3实施方式所涉及的容积信息计算部17b根据同一时相的多个剖面各自的二维超声波图像数据的2DT处理的结果,来取得与各二维超声波图像数据中的内膜对应的追踪点的位置(即,内腔的轮廓的位置)。并且,容积信息计算部17b根据内腔的轮廓的位置,通过推定三维的内腔形状的“圆盘总和法(Simpson法)”的修饰法亦即“modified-Simpson法”来近似地计算内腔容积(V)。图16A以及图16B是用于说明第3实施方式所涉及的容积信息计算部的图。

[0159] 当进行A4C面以及A2C面这2剖面各自的二维扫描时,容积信息计算部17b例如分别将同一时相的A4C像以及A2C像等分为与长轴垂直的20个圆盘。并且,如图16A所示,容积信息计算部17b计算A4C像的第i个圆盘与内膜面交叉的2点的距离(参照图中的 a_i)、和A2C像的第i个圆盘与内膜面交叉的2点的距离(参照图中的 b_i)。并且,容积信息计算部17b将第i个圆盘的内腔的三维形状趋同为具有根据“ a_i ”以及“ b_i ”推定出的长径以及短径的椭圆体的切片。容积信息计算部17b将20个椭圆体的体积的总和作为近似于内腔容积的容积信息来计算。由此,容积信息计算部17b计算容积信息的时间序列数据。

[0160] 当进行A4C面、A3C面以及A2C面各自的二维扫描时,容积信息计算部17b例如分别将A4C像、A3C像、以及A2C像等分为与长轴垂直的20个圆盘。并且,容积信息计算部17b取得A4C像的第i个圆盘与内膜面交叉的2点的位置、A3C像的第i个圆盘与内膜面交叉的2点的位置、以及A2C像的第i个圆盘与内膜面交叉的2点的位置。并且,容积信息计算部17b根据所取得的6个点的位置,通过例如“Spline插补”来确定第i个圆盘的内腔形状(参照图16B所示的虚线的闭合曲线)。并且,容积信息计算部17b将第i个圆盘中的内腔的三维形状趋同为以Spline闭合曲线为上面以及下面的柱体的切片。容积信息计算部17b将20个柱体的体积的总和作为近似于内腔容积的容积信息来计算。由此,容积信息计算部17b计算容积信息的时间序列数据。并且,时间变化率计算部17d通过进行容积信息的时间序列数据的时间微分,来计算第1时间序列数据,极值检测部17e根据第1时间序列数据来检测第1极值“(dV/dt)e”。另外,极值检测部17e通过在第1实施方式中说明的方法,来进行用于检测第1极值的ES时相的推定。

[0161] 第3实施方式所涉及的壁运动信息计算部17c在各剖面生成壁运动信息的时间序列数据。另外,第3实施方式中的各种壁运动信息的种类和壁运动信息的定义区域与第2实施方式基本相同。

[0162] 在此,作为第2关心区域中的壁运动信息,当设定了在1个剖面中定义的壁运动信息时,第3实施方式所涉及的壁运动信息计算部17c生成该1剖面的壁运动信息的时间序列数据。例如,壁运动信息计算部17c生成A4C面的壁运动信息(例如,2处的壁运动信息的平均值)的时间序列数据。此时,时间变化率计算部17d通过对从壁运动信息计算部17c输出的1个壁运动信息的时间序列数据进行时间微分,来计算第2时间序列数据,并且极值检测部17e根据第2时间序列数据来检测第2极值“SRe”。另外,极值检测部17e使用检测到第1极值的时相,来检测第2极值。并且,指标值计算部17f通过将第1极值除以第2极值,来计算指标值。

[0163] 另一方面,作为第2关心区域中的壁运动信息,当设定了分别在多个剖面中定义的壁运动信息时,在第3实施方式中,从壁运动信息计算部17c向时间变化率计算部17d输

出的数据的输出方式大致分为以下的两种输出方式。

[0164] 当进行第 1 输出方式时,壁运动信息计算部 17c 将对多个二维超声波图像数据组各自的壁运动信息的时间序列数据进行平均后的时间序列数据作为壁运动信息的时间序列数据进行计算。例如,在第 1 输出方式中,壁运动信息计算部 17c 计算 A4C 面的 LS 的时间序列数据(例如,A4C 面的 2 处的 LS 的平均值的时间序列数据)和 A2C 面的 LS 的时间序列数据(例如,A2C 面的 2 处的 LS 的平均值的时间序列数据)。并且,壁运动信息计算部 17c 计算 A4C 面的 LS 的时间序列数据和 A2C 面的 LS 的时间序列数据的平均值(S')的时间序列数据。

[0165] 从壁运动信息计算部 17c 接收到平均壁运动信息的时间序列数据的时间变化率计算部 17d 通过对“S' 的时间序列数据”进行时间微分,来计算第 2 时间序列数据(SR' 的时间序列数据),极值检测部 17e 根据第 2 时间序列数据(SR' 的时间序列数据)来检测第 2 极值“SR' e”。另外,极值检测部 17e 使用检测到第 1 极值的时相,来检测第 2 极值。并且,指标值计算部 17f 通过将第 1 极值除以第 2 极值,来计算指标值。

[0166] 另一方面,当进行第 2 输出方式时,壁运动信息计算部 17c 计算分别与多个二维超声波图像数据组对应的多个壁运动信息的时间序列数据。并且,时间变化率计算部 17d 分别根据多个壁运动信息的时间序列数据,计算多个第 2 时间序列数据。并且,极值检测部 17e 将对分别根据多个第 2 时间序列数据而检测到的舒张早期中的极值进行平均而得到的值作为第 2 极值来进行计算。例如,在第 2 输出方式中,壁运动信息计算部 17c 计算 A4C 面的 LS 的时间序列数据和 A2C 面的 LS 的时间序列数据。并且,例如,作为第 2 时间序列数据,时间变化率计算部 17d 计算 A4C 面的第 2 时间序列数据和 A2C 面的第 2 时间序列数据时间序列数据。

[0167] 并且,极值检测部 17e 例如检测 A4C 面的第 2 时间序列数据的舒张早期中的极值、和 A2C 面的第 2 时间序列数据的舒张早期中的极值。另外,极值检测部 17e 使用检测到第 1 极值的时相,例如,来检测 A4C 面的第 2 时间序列数据以及 A2C 面的第 2 时间序列数据各自的极值。并且,极值检测部 17e 通过对 A4C 面的第 2 时间序列数据的极值和 A2C 面的第 2 时间序列数据的极值进行平均,来计算第 2 极值“SR' e”。并且,指标值计算部 17f 通过将第 1 极值除以第 2 极值,来计算指标值。

[0168] 第 1 输出方式被认为适用于如心肌梗塞病例那样在心脏的活动局部地极端恶化的情况下,得到活动极端恶化的区域的影响减轻后的平均的峰值。另一方面,第 2 输出方式被认为适用于在局部的壁运动信息的值的大小中存在变动,且在峰时间存在区域间的误差的左束支传导阻滞等非同步病例中,得到包含区域间的差异的整体的峰值。

[0169] 指标值计算部 17f 所计算出的指标值通过控制部 18 的控制,显示在显示器 2 上,或者向外部装置输出。

[0170] 另外,第 3 实施方式所涉及的容积信息计算部 17b 还可以根据通过近似地计算出的内腔容积的时间序列数据,来计算左室泵出率。另外,第 3 实施方式所涉及的容积信息计算部 17b 还可以通过根据 2DT 的处理结果来计算外膜内部的容积的近似值,由此计算心肌容积、心肌重量、Mass-Index 的近似值。容积信息计算部 17b 所计算出的左室泵出率、心肌容积、心肌重量、或 Mass-Index 近似值等与指标值一同通过控制部 18 的控制,显示在显示器 2 上,或者向外部装置输出。

[0171] 接着,使用图 17,针对第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理进行说明。图 17 是用于说明第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理的一个例子的流程图。另外,图 17 所示的流程图示出了执行第 1 输出方式时的处理的一个例子。

[0172] 如图 17 所示,第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置判定是否被指定了成为处理对象的多个剖面各自的二维超声波图像数据组,且是否接受了指标值的计算要求(步骤 S301)。在此,当没有接受指标值的计算要求时(步骤 S301 否定),超声波诊断装置待机到接受指标值的计算要求。

[0173] 另一方面,当接受了指标值的计算要求时(步骤 S301 肯定),图像取得部 17a 取得所指定的多个剖面各自的二维超声波图像数据组(步骤 S302)。并且,容积信息计算部 17b 分别对于多个二维超声波图像数据组进行二维散斑追踪处理(步骤 S303)。

[0174] 并且,容积信息计算部 17b 通过近似地计算内腔容积(V)的时间序列数据(步骤 S304),时间变化率计算部 17d 通过对于内腔容积(V)的时间序列数据进行基于时间微分的转换,来计算内腔容积的时间变化率(dV/dt)的时间序列数据(第 1 时间序列数据)(步骤 S305)。并且,极值检测部 17e 将 dV/dt 的舒张早期中的峰值“(dV/dt)e”作为第 1 极值来进行计算(步骤 S306)。另外,极值检测部 17e 在步骤 S306 中,使用内腔容积变为最小的时相推定第 1 时间序列数据中的舒张早期的时相。

[0175] 另外,与步骤 S304 ~ 步骤 S306 的处理并行,壁运动信息计算部 17c 计算多个剖面各自的壁运动信息的时间序列数据,通过对多个壁运动信息的时间序列数据进行平均,来计算平均壁运动信息(S')的时间序列数据(步骤 S307)。并且,时间变化率计算部 17d 通过对于平均壁运动信息的时间序列数据进行基于时间微分的转换,来计算平均壁运动信息的时间变化率(SR')的时间序列数据(第 2 时间序列数据)(步骤 S308)。并且,极值检测部 17e 将 SR 的舒张早期中的峰值“ SR_e ”作为第 2 极值来进行计算(步骤 S309)。另外,极值检测部 17e 在进行了步骤 S306 之后,使用检测到的第 1 极值的时相,进行步骤 S309 的处理。

[0176] 并且,指标值计算部 17f 计算指标值“(dV/dt)e/ SR_e ”(步骤 S310),通过控制部 18 的控制,输出指标值(步骤 S311),结束处理。

[0177] 如上所述,在第 3 实施方式中,通过使用确保时间分辨率以及空间分辨率的多个二维运动图像数据,从而,与第 2 实施方式相比,能够将相当于“e'”的值成为更为“整体的值”,能够降低在相当于“e'”的值中包含误差的可能性。另外,在第 3 实施方式中,通过使用多个二维运动图像数据,以与第 2 实施方式相比,能够提高内腔容积的近似精度。

[0178] 在第 3 实施方式中说明的方法最好适用于相比与“E”以及“e'”对应的值的同时性,更重视与“e'”对应的值的整体性的情况。例如,当是心跳期间恒定的病例时,在某种程度上能够确保与“E”以及“e'”对应的值的同时性。因此,在如心肌梗塞那样,心跳期间虽恒定,但因存在局部的形状变异而只根据 1 剖面的结果来推定 V 的话精度降低的情况下,在第 3 实施方式中说明的方法能够有效地发挥作用。

[0179] 另外,即使第 3 实施方式中,也可以与第 1 实施方式所涉及的第 2 变形例相同,代替 2DT 处理,适用自动轮廓检测技术。在本变形例中进行的处理中,图 17 所示的步骤 S302 的处理被置换成自动轮廓检测处理。

[0180] 另外,第 3 实施方式也可以不使用多个长轴像,而是使用多个短轴像进行 2DT,并对内腔的轮廓位置进行插补并合成从而取得容积信息,同时还从多个剖面中取得由短轴像

定义的壁运动信息(最好为 CS 或 RS)。在该变形例中,为了提高容积的推定精度,优选根据相对于长轴而等级不同的 3 剖面合成 7 剖面左右的短轴像。

[0181] 另外,在上述的第 1~第 3 实施方式中,针对在超声波诊断装置中进行对于超声波图像数据组的处理的情况进行了说明。但是,在上述的第 1~第 3 实施方式中说明的图像处理方法也可以由独立于超声波诊断装置而设置的图像处理装置来进行。此时,图像处理装置接收从超声波诊断装置、PACS 的数据库(database)、或电子病历系统(chart system)的数据库接收到的超声波图像数据组来执行上述的图像处理方法。

[0182] 另外,在上述的第 1~第 3 实施方式中说明的图像处理方法能够通过由个人计算机(personal computer)或工作站(workstation)等的计算机(computer)来执行预先准备好的图像处理程序来实现。该图像处理程序能够经由因特网(internet)等网络(network)来发布。另外,该图像处理程序还能够通过记录在硬盘(hard disk)、软盘(flexible disk)(FD)、CD-ROM、MO、DVD、USB 存储器以及 SD 卡存储器(card memory)等的 Flash 存储器等计算机可读的非暂时性的记录介质中,由计算机从非暂时性的存储介质中读出来执行。

[0183] 以上,如所说明的那样,根据第 1 实施方式~第 3 实施方式,能够计算准确地反映出左室舒张末期压力的指标值。

[0184] 虽然说明了本发明的几个实施方式,但这些实施方式是作为例子而提示的,并不意图限定本发明的范围。这些实施方式能够以其他的各种方式进行实施,在不脱离发明的要旨的范围内,能够进行各种的省略、置换、变更。这些实施方式或其变形与包含于发明的范围或要旨中一样,包含于权利要求书记载的发明及其均等的范围中。

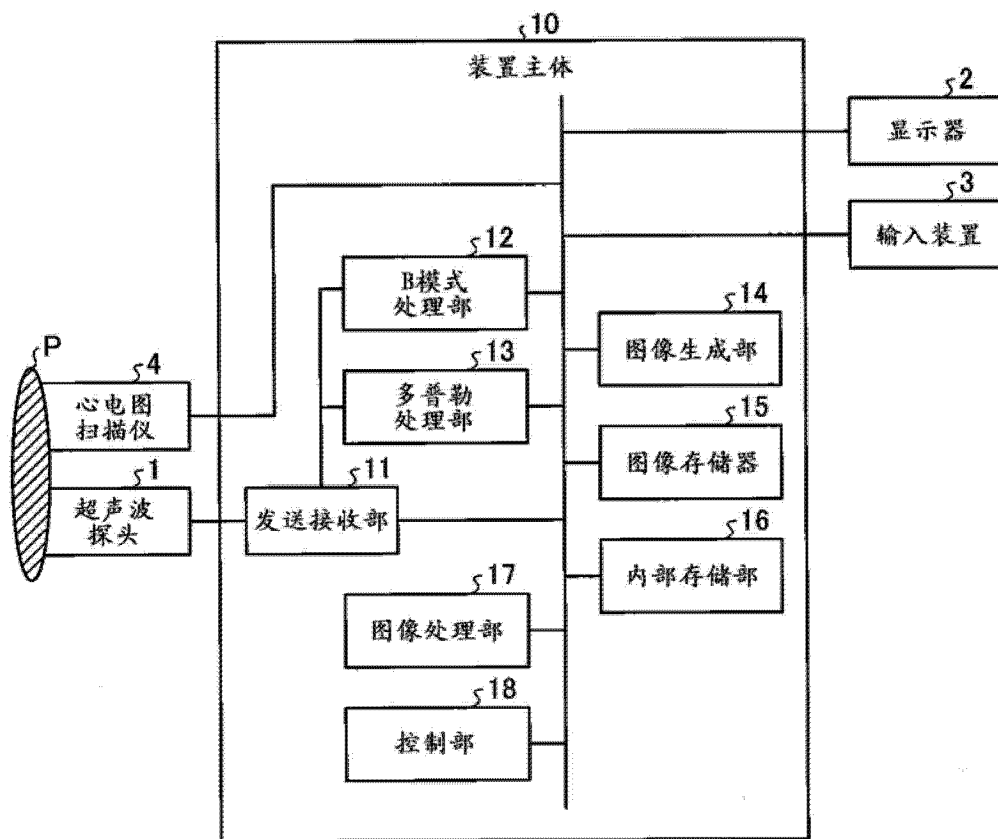


图 1

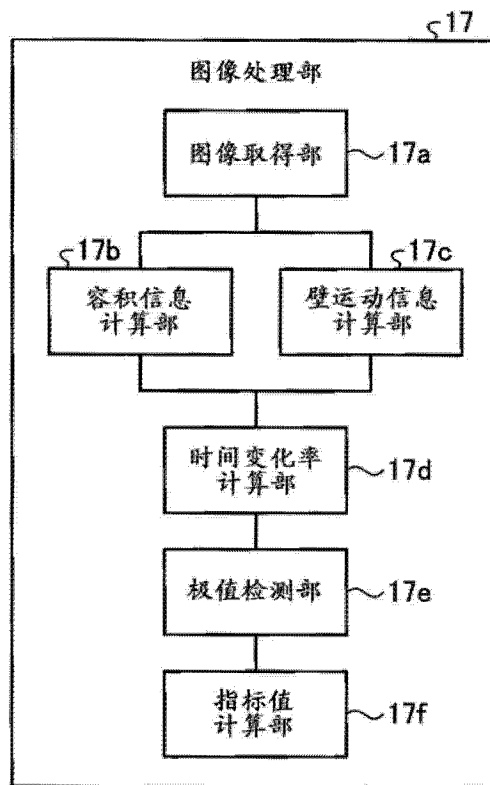


图 2

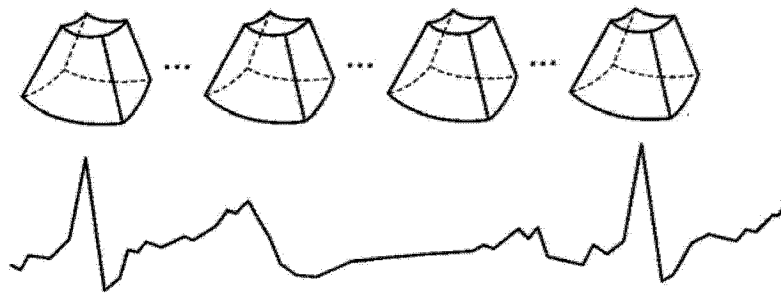


图 3

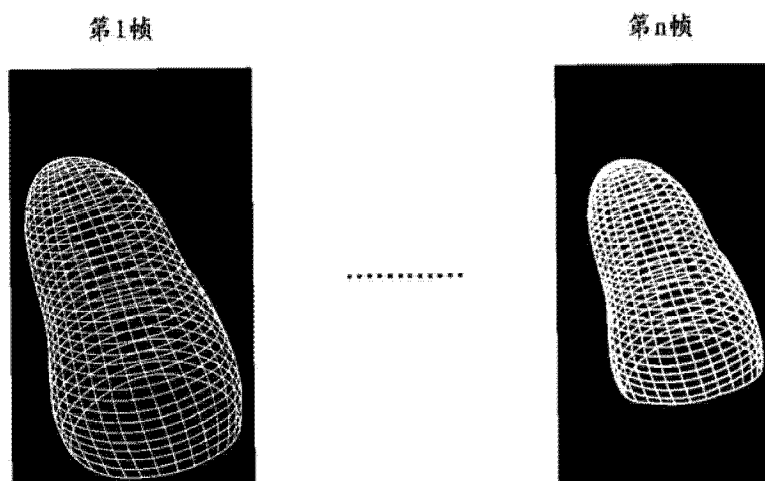


图 4

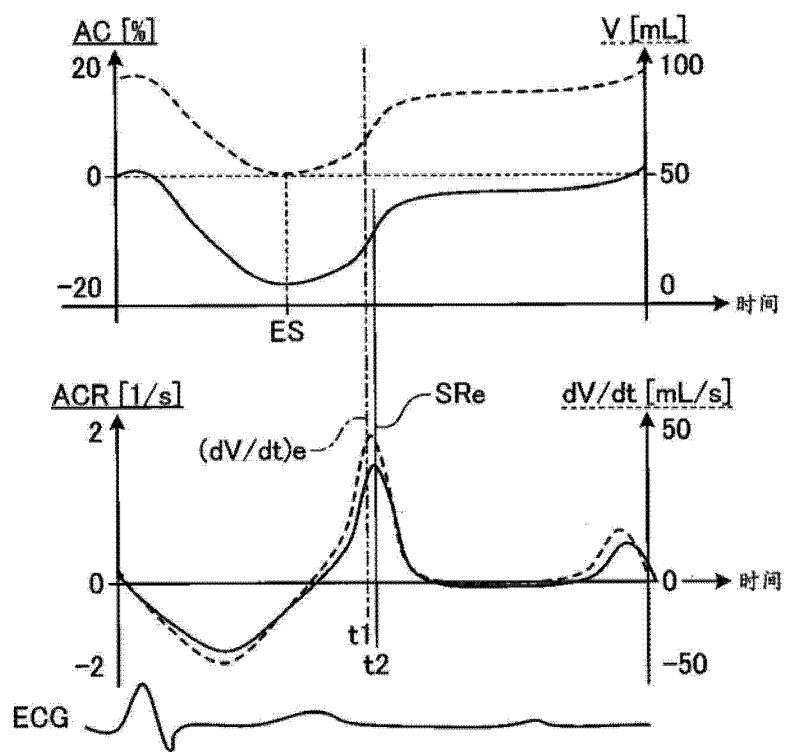


图 5

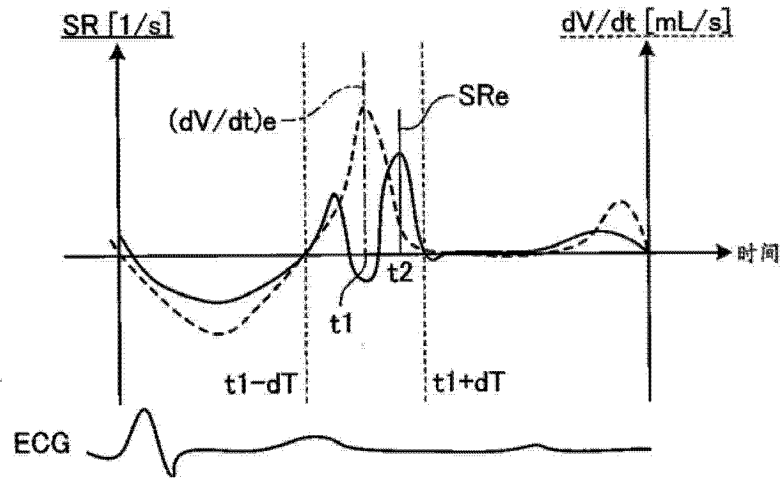


图 6

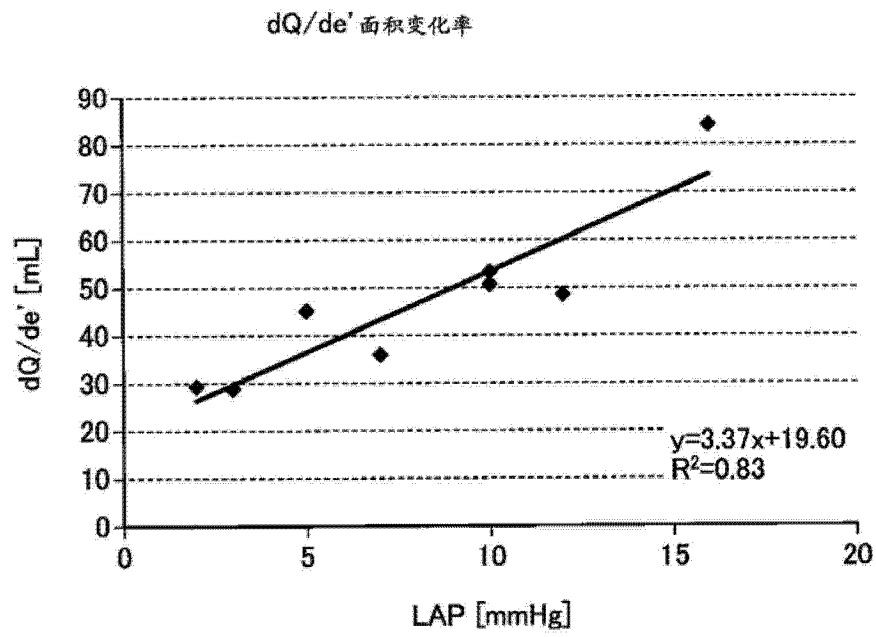


图 7

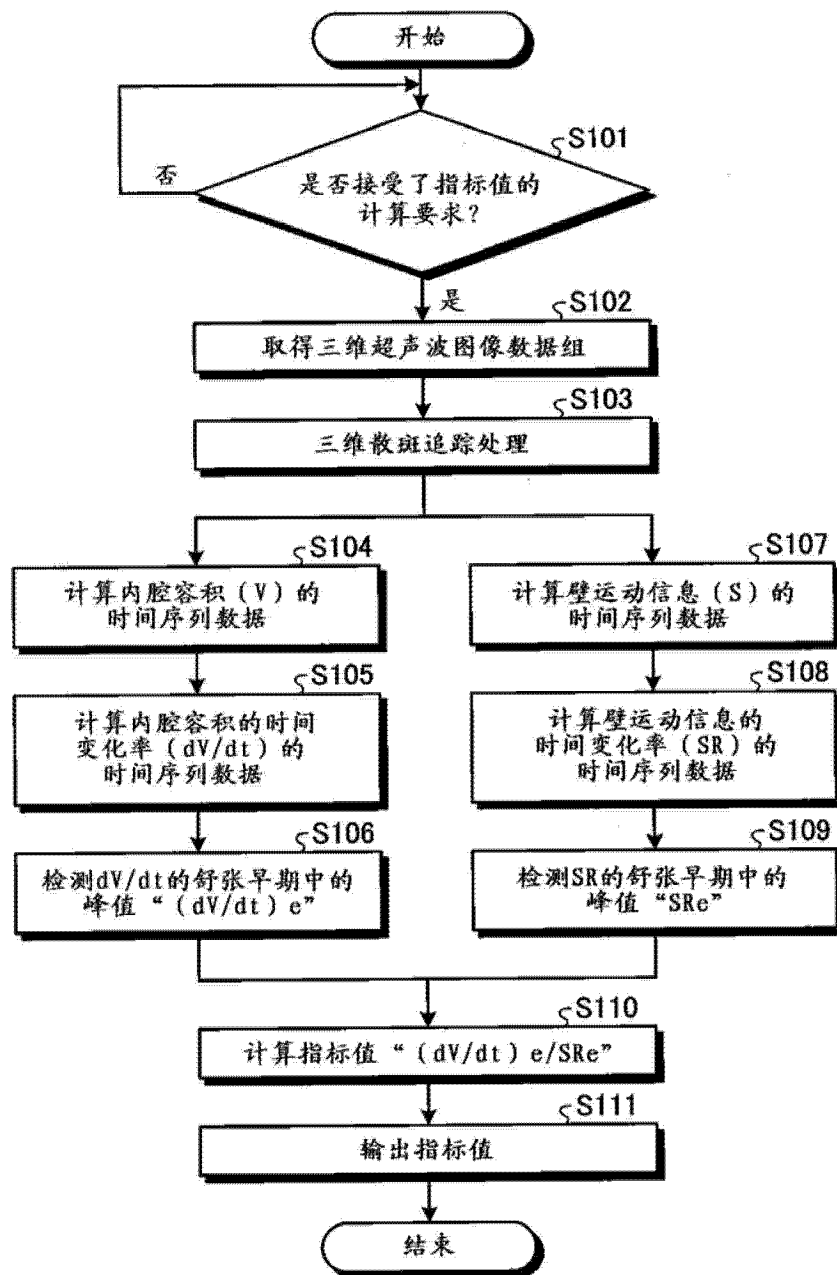


图 8

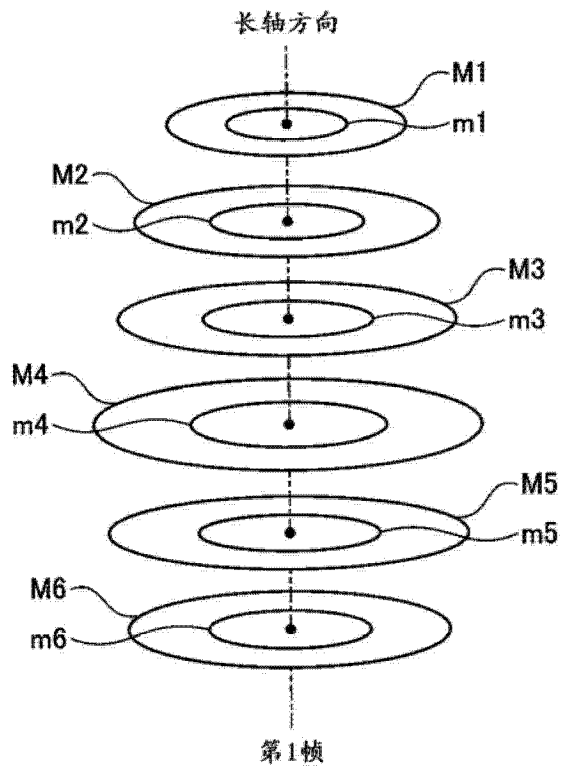


图 9

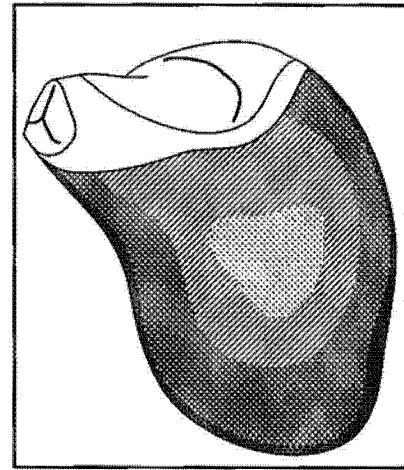


图 10

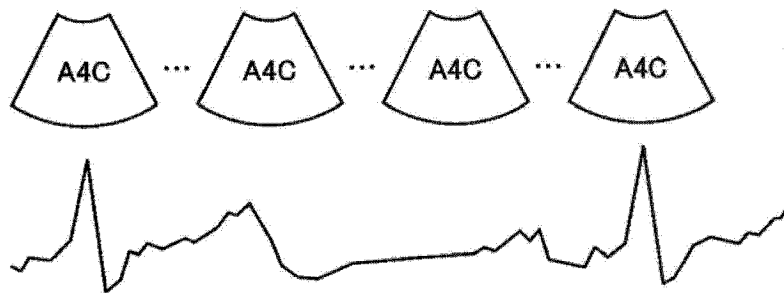


图 11



第一帧

图 12

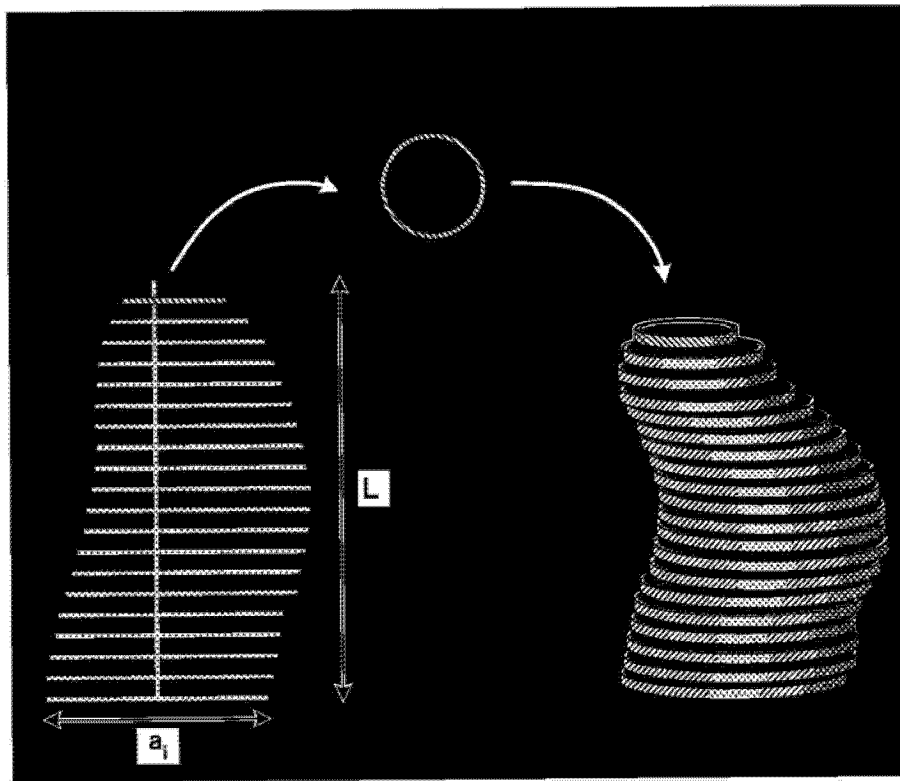


图 13

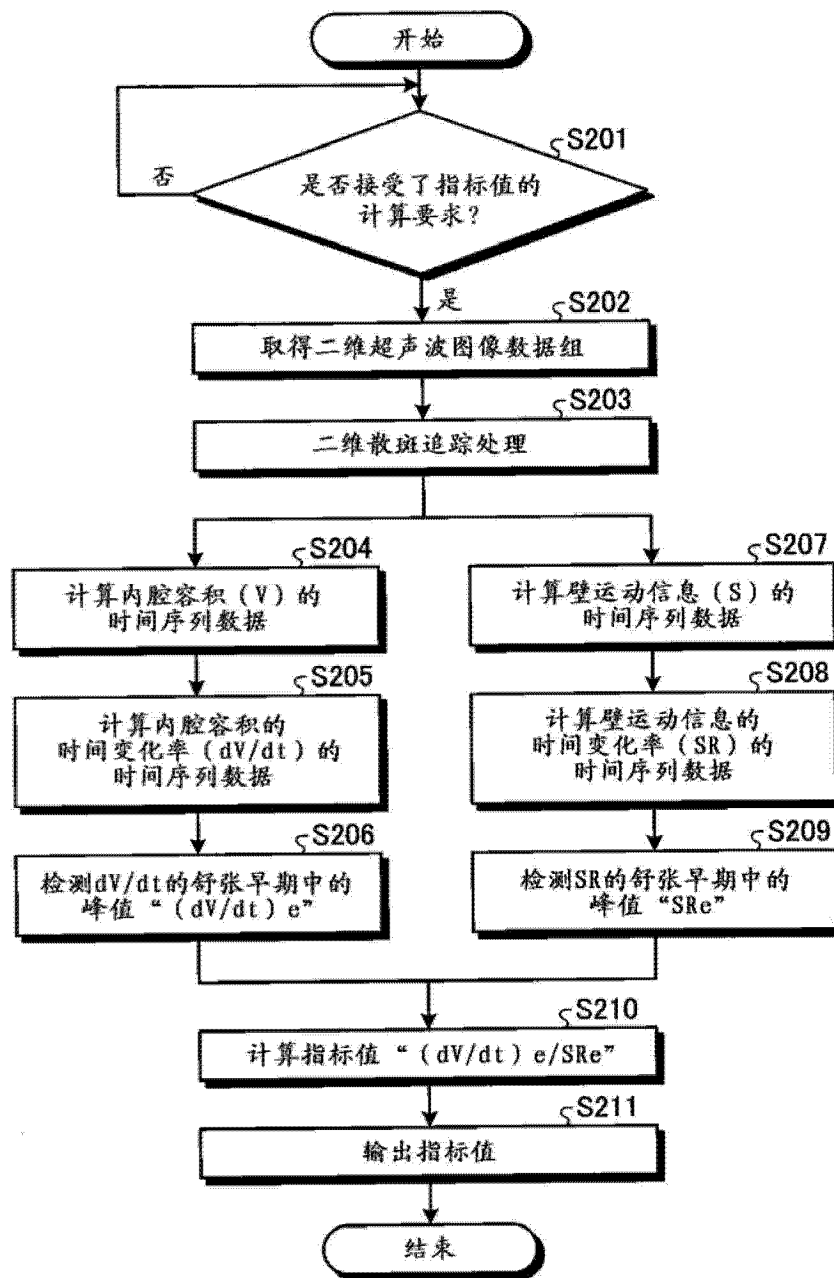


图 14

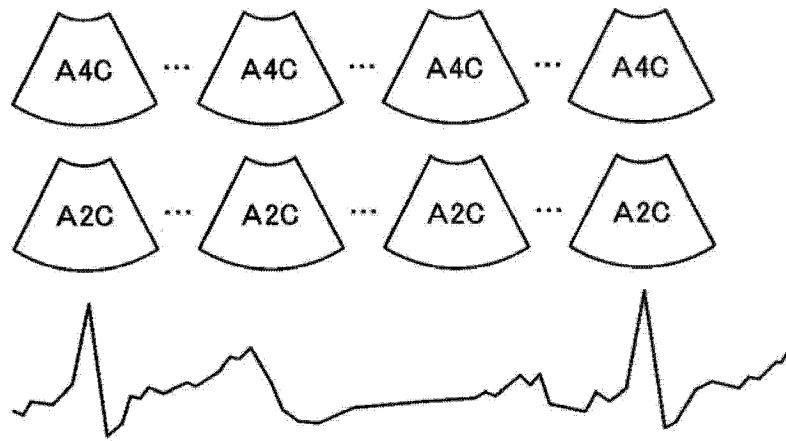


图 15A

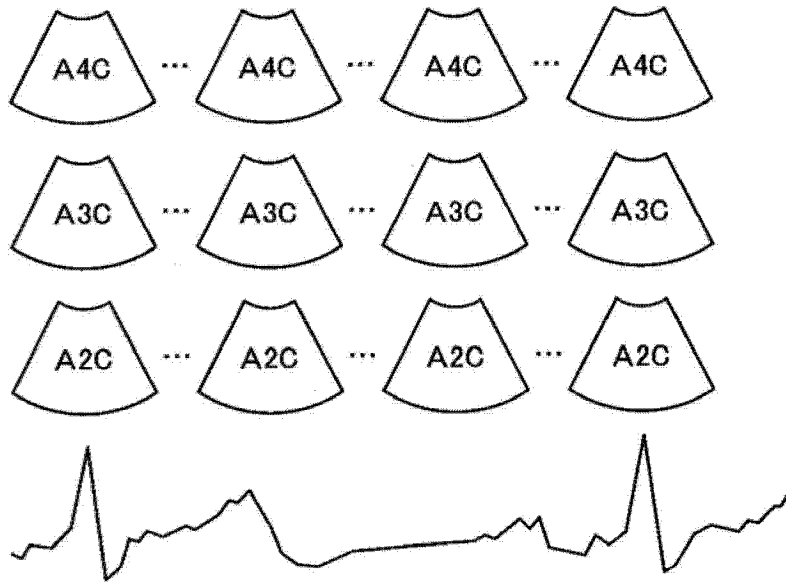


图 15B

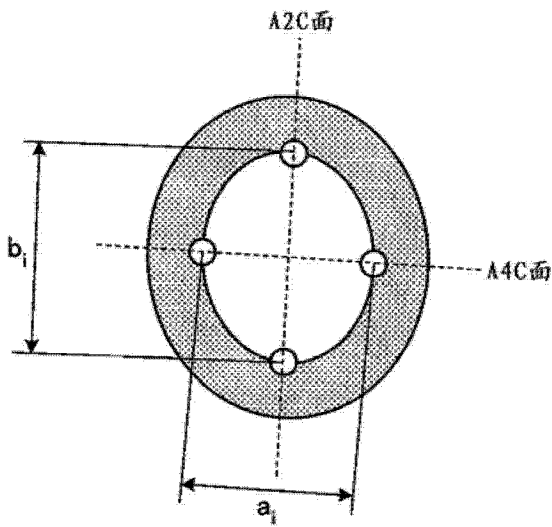


图 16A

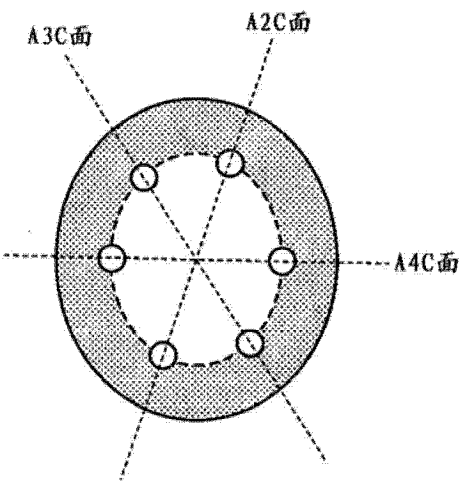


图 16B

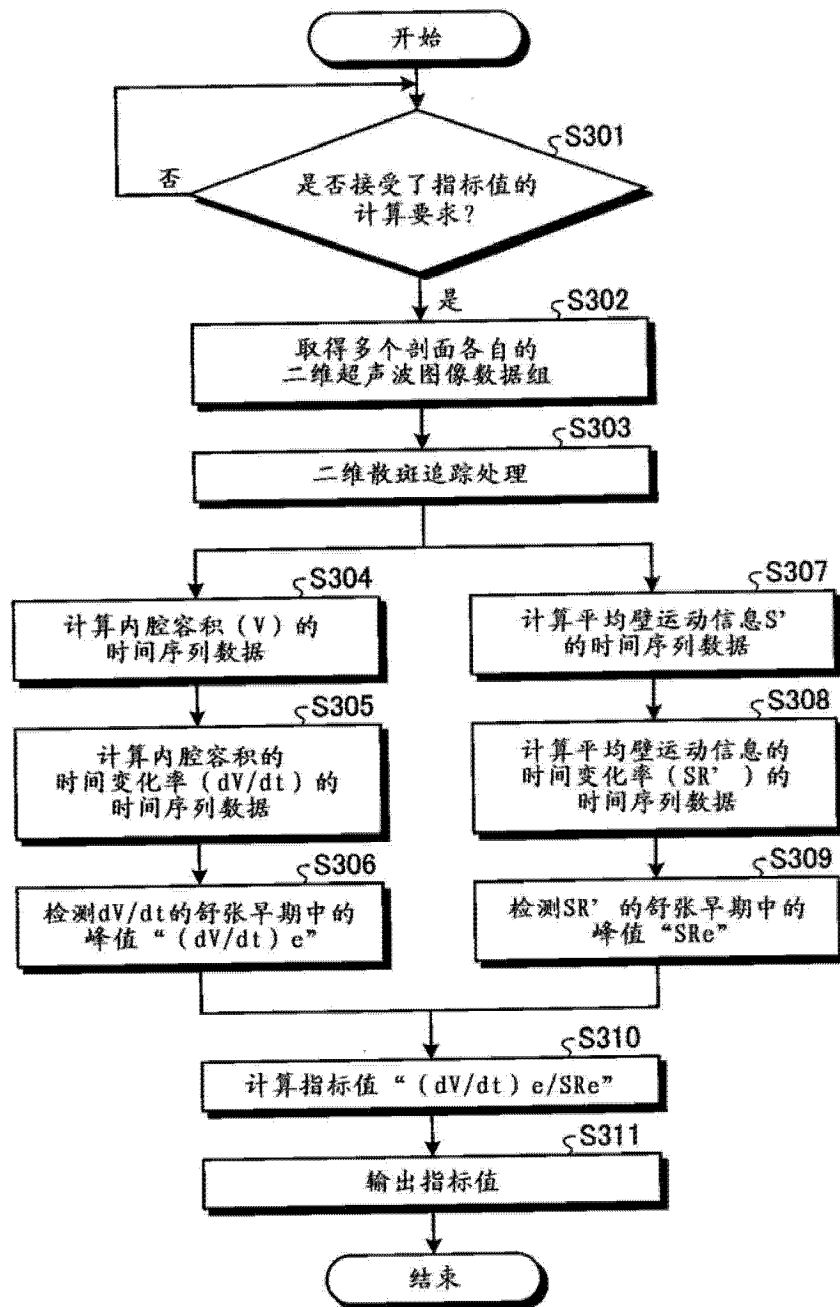


图 17

专利名称(译)	超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法		
公开(公告)号	CN103429164B	公开(公告)日	2015-04-22
申请号	CN201380000549.4	申请日	2013-03-29
[标]申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	阿部康彦 浅沼俊彦 中谷敏		
发明人	阿部康彦 浅沼俊彦 中谷敏		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B8/065 A61B8/14 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/485 A61B8/488 A61B8/5223		
代理人(译)	李洋		
优先权	2013073762 2013-03-29 JP 2012082623 2012-03-30 JP		
其他公开文献	CN103429164A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

实施方式的超声波诊断装置具备：图像取得部、容积信息计算部、壁运动信息计算部、时间变化率计算部、极值检测部以及指标值计算部。图像取得部取得包含左心室的超声波图像数据组。容积信息计算部根据上述超声波图像数据组，计算上述左心室的容积信息的时间序列数据，壁运动信息计算部计算上述左心的壁运动信息的时间序列数据。时间变化率计算部计算容积信息的时间变化率的时间序列数据（第1时间序列数据）以及壁运动信息的时间变化率的时间序列数据（第2时间序列数据），极值检测部检测上述第1时间序列数据以及上述第2时间序列数据的舒张早期的极值（第1极值以及第2极值），指标值计算部使用上述第1极值和上述第2极值来计算指标值。

