



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103648402 A

(43) 申请公布日 2014. 03. 19

(21) 申请号 201380000515. 5

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

(22) 申请日 2013. 03. 25

代理人 舒艳君 李洋

(30) 优先权数据

2012-082164 2012. 03. 30 JP

(51) Int. Cl.

2013-062787 2013. 03. 25 JP

A61B 8/08(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 07. 16

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/058641 2013. 03. 25

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/146710 JA 2013. 10. 03

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 阿部康彦 桥本新一 赤木和哉

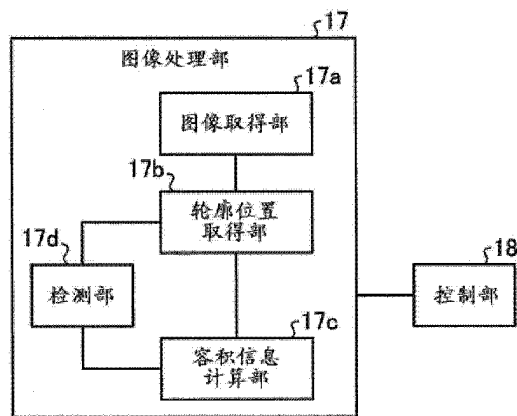
权利要求书3页 说明书22页 附图11页

(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(17a)、轮廓位置取得部(17b)、容积信息计算部(17c)、控制部(18)。图像取得部(17a)取得通过对规定的多个剖面分别在至少1次心跳以上的规定区间进行超声波扫描而生成的多个二维超声波图像数据组。轮廓位置取得部(17b)遍及规定区间而进行包含二维的模式匹配的追踪处理,取得多个二维超声波图像数据组分别所包含的规定部位的内腔以及外腔的至少1个轮廓位置的时间序列数据。容积信息计算部(17c)根据从多个二维超声波图像数据组分别取得的多个轮廓位置的时间序列数据,计算规定部位的容积信息。控制部(18)进行控制以便输出容积信息。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

图像取得部,取得通过对规定的多个剖面分别在至少 1 次心跳以上的规定区间进行超声波扫描而生成的多个二维超声波图像数据组;

轮廓位置取得部,遍及上述规定区间而进行包含二维的模式匹配的追踪处理,取得上述多个二维超声波图像数据组分别所包含的规定部位的内腔以及外腔的至少 1 个的轮廓位置的时间序列数据;

容积信息计算部,根据从上述多个二维超声波图像数据组分别取得的多个轮廓位置的时间序列数据,来计算上述规定部位的容积信息;以及

控制部,进行控制以便输出上述容积信息。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述超声波诊断装置还具备室壁运动信息计算部,该室壁运动信息计算部根据上述多个轮廓位置的时间序列数据,来计算上述规定部位的室壁运动信息,

上述控制部进行控制以便输出上述容积信息以及上述室壁运动信息。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述轮廓位置取得部取得作为上述规定部位的心脏的心室以及心房的至少 1 个的轮廓位置,

上述容积信息计算部计算舒张末期容积的数值信息、收缩末期容积的数值信息、排出率的数值信息、心肌重量的数值信息以及容积的时间变化曲线的至少 1 个来作为上述容积信息。

4. 根据权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述超声波诊断装置还具备输入部,该输入部接受收缩末期的时相的设定,

上述容积信息计算部根据上述输入部所接受的设定信息,从上述多个轮廓位置的时间序列数据分别选择收缩末期时相的轮廓位置,并使用该选择出的轮廓位置,来计算基于收缩末期时相的容积信息。

5. 根据权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述超声波诊断装置还具备检测部,该检测部分别根据上述多个轮廓位置的时间序列数据,将上述容积信息变为最小或者最大的时相作为收缩末期时相来进行检测,

上述容积信息计算部基于作为收缩末期时相而由上述检测部检测出的时相,从上述多个轮廓位置的时间序列数据分别选择收缩末期时相的轮廓位置,并使用该选择出的轮廓位置,来计算基于收缩末期时相的容积信息。

6. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述检测部还检测分别根据上述多个轮廓位置的时间序列数据而检测到的收缩末期时相的差异亦即时相差异,

上述控制部进行显示上述时相差异的显示控制处理、以及当上述时相差异超过了规定的值时进行通知的通知控制处理的至少 1 个。

7. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述超声波诊断装置还具备输入部,该输入部从参照上述检测部在各轮廓位置的时间序列数据中检测到的收缩末期时相的操作者接受该收缩末期时相的变更,

上述容积信息计算部基于上述输入部接受的变更后的收缩末期时相,来重新计算上述

容积信息。

8. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述超声波诊断装置还具备检测部,该检测部在上述多个二维超声波图像数据组之间,检测 1 次心跳区间的差异亦即区间差异,

上述控制部进行显示上述区间差异的显示控制处理、以及当上述区间差异超过了规定的值时进行通知的通知控制处理的至少 1 个。

9. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述轮廓位置取得部在作为上述容积信息而计算与容积相关的时间变化信息的情况下,进行时间性插补处理,将上述多个轮廓位置的时间序列数据分别校正为具有大致同一时相的轮廓位置的同步的时间序列数据。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述轮廓位置信息取得部通过分别对上述多个二维超声波图像数据组而遍及连续的多次心跳区间进行追踪处理,来取得该多个二维超声波图像数据组各自的多次心跳的轮廓位置的时间序列数据,

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各自的多次心跳的轮廓位置的时间序列数据来计算多次心跳的容积信息,还计对该计算出的多次心跳的容积信息进行平均后的平均容积信息,

上述控制部进行控制以便输出上述平均容积信息。

11. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述容积信息计算部使用根据多个剖面的二维图像数据推定容积的圆盘总和法或者 Area-Length 法来计算上述容积信息。

12. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述超声波诊断装置还具备检测部,该检测部在上述多个二维超声波图像数据组之间,使用上述多个轮廓位置的时间序列数据,来检测在上述圆盘总和法或者上述 Area-Length 法中使用的长轴长的差异亦即长轴差异,

上述控制部进行显示上述长轴差异的显示控制处理、以及当上述长轴差异超过了规定的值时进行通知的通知控制处理的至少 1 个。

13. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述室壁运动信息计算部计算局部的变形、局部的位移、局部的变形的时间变化率、局部的位移的时间变化率、整体的变形、整体的位移、整体的变形的时间变化率、整体的位移的时间变化率的至少 1 个作为上述室壁运动信息。

14. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述图像取得部分别从上述多个二维超声波图像数据组取得 1 次心跳区间大致一致的二维超声波图像数据组。

15. 一种图像处理装置,其特征在于,具备:

图像取得部,取得对规定的多个剖面分别在至少 1 次心跳以上的规定区间进行摄影而得的多个二维医用图像数据组;

轮廓位置取得部,遍及上述规定区间而进行包含二维的模式匹配的追踪处理,取得上述多个二维医用图像数据组分别所包含的规定部位的内腔以及外腔的至少 1 个的轮廓位

置的时间序列数据；

容积信息计算部,根据从上述多个二维医用图像数据组分别取得的多个轮廓位置的时间序列数据,来计算上述规定部位的容积信息;以及

控制部,进行控制以便输出上述容积信息。

16. 一种图像处理方法,其特征在于,包含:

图像取得部取得对规定的多个剖面分别在至少 1 次心跳以上的规定区间进行摄影而得的多个二维医用图像数据组,

轮廓位置取得部遍及上述规定区间而进行包含二维的模式匹配的追踪处理,取得上述多个二维医用图像数据组分别所包含的规定部位的内腔以及外腔的至少 1 个轮廓位置的时间序列数据,

容积信息计算部根据从上述多个二维医用图像数据组分别取得的多个轮廓位置的时间序列数据,来计算上述规定部位的容积信息,

控制部进行控制以便输出上述容积信息。

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] 心脏的容积信息是心力衰竭预后的重要的规定因素,作为治疗方针的选择中不可缺少的信息而被所知。作为心脏的容积信息,有左心室内腔的容积、左心房内腔的容积、左心室的心肌重量等。这些容积信息的测量在超声心动图(echo)检查中,主要使用M模式(mode)法来进行。

[0003] 基于M模式法的容积测量在1次心跳以上的M模式图像上,能够通过2个时相的距离测量这样的简便的处理来进行,在临床现场中被广泛地普及。该M模式图像例如由对长轴(long axis)剖面进行扫描的LAX通路(approach)来收集。但是,在M模式法中,由于根据一维的M模式图像来推定容积,因此,有时在推定出的信息中包含较大的误差。此时,除了发生将不需要治疗的非需要组作为需要治疗的组来检测出的误检之外,还可能会错过治疗需要组。

[0004] 相对于此,皆知使用“modified-Simpson法”的容积信息的测量精度即使是在存在局部室壁运动异常的病例的情况下(例如,内腔形状复杂的病例的情况下),也是在实用上足够的精度。皆知“modified-Simpson法”是使用2个不同的剖面各自的二维图像数据所描绘出的心肌的轮廓信息的容积推定法,能够得到与“Cardiac-MRI”相同程度的精度。

[0005] 例如,在基于“modified-Simpson法”的容积推定中,使用心尖四腔图(apical four-chamber view,以下,记作A4C)以及心尖二腔图(apical two-chamber view,以下,记作A2C)的2个剖面的超声波图像数据(二维的B模式图像数据)。但是,由于操作者手动进行的处理很复杂而增加了麻烦,因此,“modified-Simpson法”在实际的临床现场中没有普及。

[0006] 现有技术文献

[0007] 专利文献

[0008] 专利文献1:日本特开2011-83645号公报

发明内容

[0009] 本发明要解决的问题在于,提供一种能够简易地取得容积信息的高精度的测量结果的超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法。

[0010] 实施方式的超声波诊断装置具备:图像取得部、轮廓位置取得部、容积信息计算部、以及控制部。图像取得部取得通过对规定的多个剖面分别在至少1次心跳以上的规定区间进行超声波扫描而生成的多个二维超声波图像数据组。轮廓位置取得部遍及上述规定区间而进行包含二维的模式匹配(pattern matching)的追踪处理,取得上述多个二维超声波图像数据组分别所包含的规定部位的内腔以及外腔的至少1个轮廓位置的时间序列数据。容积信息计算部根据从上述多个二维超声波图像数据组分别取得的多个轮廓位置的时

间序列数据,计算上述规定部位的容积信息。控制部进行控制以便输出上述容积信息。

附图说明

- [0011] 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。
- [0012] 图 2 是用于说明圆盘 (disk) 总和法 (Simpson 法) 的图。
- [0013] 图 3 是用于说明 modified-Simpson 法的图。
- [0014] 图 4 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。
- [0015] 图 5 是用于说明第 1 实施方式所涉及的图像取得部的图。
- [0016] 图 6 是用于说明二维散斑追踪 (speckle tracking) 的一个例子的图。
- [0017] 图 7 是表示第 1 实施方式所涉及的容积信息计算部所计算出的容积信息的一个例子的图。
- [0018] 图 8 是用于说明第 1 实施方式所涉及的检测部的图。
- [0019] 图 9 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。
- [0020] 图 10 是用于说明第 1 实施方式所涉及的第 1 变形例的图。
- [0021] 图 11A 是用于说明第 1 实施方式所涉及的第 2 变形例的图(1)。
- [0022] 图 11B 是用于说明第 1 实施方式所涉及的第 2 变形例的图(2)。
- [0023] 图 12 是用于说明第 2 实施方式所涉及的检测部的图。
- [0024] 图 13 是用于说明第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置的容积信息计算处理的一个例子的流程图。
- [0025] 图 14 是用于说明第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的容积信息重新计算处理的一个例子的流程图。
- [0026] 图 15 是用于说明第 2 实施方式所涉及的变形例的图。
- [0027] 图 16 是用于说明第 3 实施方式所涉及的轮廓位置取得部的图(1)。
- [0028] 图 17 是用于说明第 3 实施方式所涉及的轮廓位置取得部的图(2)。
- [0029] 图 18 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。
- [0030] 图 19 是表示第 4 实施方式所涉及的图像处理部的结构例的框图。
- [0031] 图 20 是表示在第 4 实施方式中输出的信息的一个例子的图。
- [0032] 图 21 是用于说明第 4 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

- [0033] 以下,参照附图,详细地说明超声波诊断装置的实施方式。
- [0034] (第 1 实施方式)
- [0035] 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 所示例的那样,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、以及装置主体 10。

[0036] 超声波探头 1 具有多个压电振子,这些多个压电振子根据由后述的装置主体 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上的匹配层、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。

[0037] 如果从超声波探头 1 向被检体 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,所发送的超声波脉冲 (pulse) 被正在移动的血流或心脏壁等表面反射时的反射波信号由于多普勒 (Doppler) 效应,依存于对于移动体的超声波发送方向的速度分量,并受到频移。

[0038] 在第 1 实施方式中,使用由超声波对被检体 P 二维地进行扫描的超声波探头 1。例如,超声波探头 1 是多个压电振子排列成一列的 1D 阵列探头 (array probe)。其中,在第 1 实施方式中,超声波探头 1 例如也可以是由超声波对被检体 P 二维地进行扫描,并能够对被检体 P 三维地进行扫描的机械 (mechanical) 4D 探头或 2D 阵列探头。机械 4D 探头能够由排列成一列的多个压电振子进行二维扫描,并能够通过使排列成一列的多个压电振子以规定的角度 (摆动角度) 摆动来进行三维扫描。另外,2D 阵列探头能够由配置成矩阵 (matrix) 状的多个压电振子进行三维扫描,并能够通过会聚并发送超声波来进行二维扫描。另外,2D 阵列探头还能够同时进行多个剖面的二维扫描。

[0039] 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,并对装置主体 10 转送接受到的各种设定要求。另外,对第 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。

[0040] 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。另外,显示器 2 为了向操作者通知装置主体 10 的处理状况,显示各种消息 (message)。另外,显示器 2 具有扬声器 (speaker),还能够输出声音。例如,显示器 2 的扬声器为了向操作者通知装置主体 10 的处理状况,输出蜂鸣 (beep) 等规定的声音。

[0041] 心电图扫描仪 4 取得被检体 P 的心电图 (ECG; Electrocardiogram) 作为被二维扫描的被检体 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。

[0042] 装置主体 10 是根据超声波探头 1 接收到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 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。

[0043] 装置主体 10 如图 1 所示,具有: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、图像存储器 (memory) 15、内部存储部 16、图像处理部 17、以及控制部 18。

[0044] 发送接收部 11 具有脉冲产生器、发送延迟部、脉冲发生器 (pulsar) 等,向超声波探头 1 供给驱动信号。脉冲产生器以规定的速率 (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 发生的超声波会聚成束

(beam) 状,并将确定发送指向性所需的压电振子的各自的延迟时间对脉冲产生器所产生的各速率脉冲进行赋予。另外,脉冲发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。

[0045] 另外,发送接收部 11 为了根据后述控制部 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、或者能够电切换多个电源单元(unit)的机构来实现。

[0046] 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 接收到的反射波信号进行各种处理生成反射波数据。前置放大器将反射波信号在每个通道中放大。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。

[0047] 当对被检体 P 进行二维扫描时,发送接收部 11 使超声波探头 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。

[0048] 在此,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。

[0049] 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)。

[0050] 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、功率(power)等移动体信息的数据(多普勒数据)。

[0051] 另外,图 1 所示例的 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的双方进行处理。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。

[0052] 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 B 模式处理部 12 所生成的 1 根扫描线上的 B 模式数据的时间序列数据,生成 M 模式图像数据。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,生成沿着时间序列绘制(plot)出血流或组织的速度信息的多普勒波形。

[0053] 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 (television) 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,来生成显示用超声波图像数据。另外,除了扫描转换以外,作为各种图像处理,例如,图像生成部 14 使用扫描转换后的多个图像帧 (frame),进行重新生成灰度的平均值图像的图像处理(平滑化处理)、或在图像内使用了差动滤波器 (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。

[0054] 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被称为原始数据 (Raw Data)。图像生成部 14 根据作为扫描转换处理前的二维超声波图像数据的“二维 B 模式数据或二维多普勒数据”,生成作为显示用二维超声波图像数据的“二维的 B 模式图像数据或二维多普勒图像数据”。

[0055] 图像存储器 15 是存储图像生成部 14 所生成的显示用图像数据的存储器。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。

[0056] 另外,图像生成部 14 将超声波图像数据和为了生成该超声波图像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 通过参照保存在图像存储器 15 中的数据,从而能够取得为了生成超声波图像数据而进行的超声波扫描时的心时相。

[0057] 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。

[0058] 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 取得保存于图像存储器 15 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,对图像处理部 17 进行的处理,在后进行详述。

[0059] 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 由操作者输入的各种设定要求、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,以便将图像处理部 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。另外,控制部 18 进行控制,以便根据图像处理部 17 的处理结果,由显示器 2 的扬声器输出规定的声音。

[0060] 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使用二维超声波图像数据进行容积信息的

测量。例如,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置使用通过对包含被检体 P 的心脏的剖面进行超声波扫描而生成的二维超声波图像数据,来进行心脏的容积信息的测量。

[0061] 以往,在超声心动图检查中,为了便利,心脏的容积信息的推定主要使用 M 模式法来进行,但在由 M 模式法推定出的容积信息中,有时包含误差。因此,作为能够高精度地推定容积信息的方法,所知有使用二维超声波图像数据(二维 B 模式图像数据)的方法。以下,针对使用了二维超声波图像数据的容积信息的推定方法进行说明。

[0062] “Area-Length 法”或“圆盘总和法(Simpson 法)”作为根据 1 剖面的二维超声波图像数据所描绘出的二维的轮廓,推定三维的内腔形状,高精度地推定容积信息的方法而被所知。图 2 是用于说明圆盘总和法(Simpson 法)的图。

[0063] 当进行圆盘总和法(Simpson 法)时,以往的超声波诊断装置例如根据操作者映描(trace)A4C 像所描绘出的左心室内腔的轮廓的信息,接受内腔区域(内腔的轮廓位置)的设定,检测所设定的内腔区域的长轴。或者,操作者设定用于指定长轴的 2 点。并且,以往的超声波诊断装置例如如图 2 所示,将在 A4C 像中设定的左心室的内腔区域等分为与左心室的长轴(参照图中的 L)垂直的 20 个圆盘。并且,以往的超声波诊断装置计算第 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,以往的超声波诊断装置如图 2 所示,将第 i 个圆盘中的内腔的三维形状近似为直径“ a_i ”的圆柱的切片(slice)。并且,以往的超声波诊断装置根据以下的式(1),将 20 个圆柱的体积的总和计算为近似于内腔容积的容积信息。另外,在式(1)中,将长轴长表示为“L”。

[0064] 【数学公式 1】

$$[0065] \quad V = \frac{\pi}{4} \sum_{i=1}^{20} a_i^2 \cdot \frac{L}{20} \quad \dots (1)$$

[0066] 另外,“Area-Length 法”例如是假设左心室为旋转椭圆柱体,根据包含左室长轴(L)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,并计算内腔容积的近似值的方法。当进行“Area-Length 法”时,以往的超声波装置例如根据操作者的映描结果,使用左室内腔面积和左室内腔长轴长“L”,作为“ $8 \times (\text{内腔面积})^2 / (3 \times \pi \times L)$ ”计算近似于内腔容积的容积信息。

[0067] 另外,作为与“Area-Length 法”或“圆盘总和法(Simpson 法)”相比较,进一步高精度地推定容积信息的方法,所知有作为“圆盘总和法(Simpson 法)”的修饰法的“modified-Simpson 法”。图 3 是用于说明 modified-Simpson 法的图。

[0068] 在“modified-Simpson 法”中,例如,使用通过分别对 A4C 面以及 A2C 面这 2 剖面进行二维扫描而收集到的 A4C 像以及 A2C 像。当进行“modified-Simpson 法”时,以往的超声波诊断装置例如根据操作者映描 A4C 像所描绘出的左心室内腔的轮廓的信息,接受内腔区域(内腔的轮廓位置)的设定,检测所设定的内腔区域的长轴。另外,以往的超声波诊断装置例如通过操作者映描 A2C 像所描绘出的左心室内腔的轮廓,来接受内腔区域(内腔的轮廓位置)的设定,检测所设定的内腔区域的长轴。或者,操作者在各剖面中,设定用于指定长轴的 2 点。并且,以往的超声波诊断装置例如分别将 A4C 像以及 A2C 像等分为与长轴垂直的 20 个圆盘。并且,以往的超声波诊断装置例如如图 3 所示,计算 A4C 面的第 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 面的第 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,以往的超声波诊断装置将第 i 个圆盘的内腔的三维形状近似为具有根据“ a_i ”以及“ b_i ”推定出的长径以及短径的椭圆体的切片。并且,以往的超声波诊断装置根据以下的式(2),将 20 个圆柱的体积的总和计算为近似于内腔容积的容积信息。另外,在式(2)中,将根据 A4C 像的长轴长和 A2C 像的长轴长计算出的代表值(例如,最大值或者平均值)表示为“L”。

[0069] 【数学公式 2】

$$[0070] \quad V = \frac{\pi}{4} \sum_{i=1}^{20} (a_i \cdot b_i) \frac{L}{20} \quad \dots (2)$$

[0071] 另外,针对“Area-Length 法”,报告有使用不同的 2 个剖面(例如 A4C 像和 A2C 像)的测量结果,来提高内腔容积的推定精度的方法(biplane Area-Length 法)。在“biplane Area-Length 法”中,作为“ $8 \times (\text{剖面 1 的内腔面积}) \times (\text{剖面 2 的内腔面积}) / (3 \times \pi \times L)$ ”,其中,L 是在剖面 1 和剖面 2 中长的长轴长”,计算近似于内腔容积的容积信息。以下,作为使用 2 剖面的例子,代表“modified-Simpson 法”进行说明。

[0072] 在“modified-Simpson 法”中,当 2 剖面的长轴长的误差是 20% 以上时,需要重新测定。但是,所知,如果 2 剖面的长轴长的误差在 10% 以内,即使在存在局部室壁运动异常的病例的情况下(例如,内腔形状复杂的病例的情况下),使用“modified-Simpson 法”的容积信息的测量精度也是实用上足够的精度。

[0073] 在此,作为心室或心房的容积信息,有内腔容积、根据外腔容积以及内腔容积求得的心肌容积、以及根据心肌容积求得的心肌重量等。另外,特别地,作为进行心脏病的诊断时重要的容积信息,例如,存在作为表示心室或心房的泵(pump)的功能的指标值的排除率(左室时为“Ejection Fraction”,左房时为“Empty Fraction”;都记作 EF)。EF 是由舒张末期(End Diastole:ED)的内腔容积和收缩末期(End Systole:ES)的内腔容积来进行定义的值。

[0074] 当由“modified-Simpson 法”来测量上述的容积信息时,操作者手动地进行的处理变为以下的 5 个步骤(step)。

[0075] 首先,操作者例如沿着时间序列收集 A4C 像的二维超声波图像数据,之后,沿着时间序列收集 A2C 像的二维超声波图像数据。由此,操作者取得 A4C 像的运动图像数据(以下,称为 A4C 像组)和 A2C 像的运动图像数据(以下,称为 A2C 像组)(第 1 步骤)。

[0076] 并且,操作者从 A4C 像组中,选择 ED 的 A4C 像,映描所选择的 ED 的 A4C 像所描绘出的内腔(心肌内膜)(第 2 步骤)。另外,当还想要将外腔容积作为容积信息来取得时,操作者还映描 ED 的 A4C 像所描绘出的外腔(心肌外膜)。

[0077] 并且,操作者从 A4C 像组中,选择 ES 时相的 A4C 像,并映描所选择的 ES 时相的 A4C 像所描绘出的内腔(第 3 步骤)。另外,当还想要将外腔容积作为容积信息来取得时,操作者还映描 ES 时相的 A4C 像所描绘出的外腔。

[0078] 并且,操作者从 A2C 像组中,选择 ED 的 A2C 像,映描所选择的 ED 的 A2C 像所描绘出的内腔(第 4 步骤)。另外,当还想将外腔容积作为容积信息来取得时,操作者还映描 ED 的 A2C 像所描绘出的外腔。

[0079] 并且,操作者从 A2C 像组中,选择 ES 的 A2C 像,并映描所选择的 ES 的 A2C 像所描

绘出的内腔(第5步骤)。另外,当还想要将外腔容积作为容积信息来取得时,操作者还映描ES的A2C像所描绘出的外腔。

[0080] 在接受了上述的5个步骤之后,以往的超声波诊断装置进行“modified-Simpson法”,输出容积信息的测量结果(推定结果)。但是,操作者手动地进行上述的5个步骤的处理是复杂的处理,增加操作者的麻烦。因此,“modified-Simpson法”在实际的临床现场没有普及。另外,在“biplane Area-Length法”中,上述的5个步骤由操作者手动地进行,因此,“biplane Area-Length法”对于操作者而言不是能够简易地取得容积信息的方法。

[0081] 因此,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置为了简易地取得容积信息的高精度的测量结果,进行以下说明的图像处理部17的处理。

[0082] 图4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4所示例的那样,第1实施方式所涉及的图像处理部17具有:图像取得部17a、轮廓位置取得部17b、容积信息计算部17c、以及检测部17d。

[0083] 在第1实施方式中,首先,操作者使用超声波探头1,在至少1次心跳以上的规定区间中分别对规定的多个剖面进行超声波扫描。例如,操作者为了沿着时间序列收集作为心脏的长轴像的A4C像,通过心尖部通路,将A4C面在1次心跳以上的规定区间中进行超声波扫描。由此,图像生成部14生成沿着规定区间的时间序列的多个A4C面的二维超声波图像数据,并保存在图像存储器15中。另外,操作者为了沿着时间序列收集作为心脏的长轴像的A2C像,通过心尖部通路,将A2C面在1次心跳以上的规定区间中进行超声波扫描。由此,图像生成部14生成沿着规定区间的时间序列的多个A2C面的二维超声波图像数据(A2C像),并保存在图像存储器15中。另外,第1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。

[0084] 并且,图像取得部17a取得在至少一次心跳以上的规定区间分别对规定的多个剖面进行超声波扫描而生成的多个二维超声波图像数据组。图5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例如如图3所示,取得沿着1次心跳区间的时间序列的多个A4C面的二维超声波图像数据(A4C像组)、和沿着1次心跳区间的时间序列的多个A2C面的二维超声波图像数据(A2C像组)。在此,图像取得部17a根据由心电图扫描仪4得到的心电图。来检测成为特征波(例如,R波或P波)的时相,取得1次心跳区间的A4C像组和1次心跳区间的A2C像组。

[0085] 并且,图4所示的轮廓位置取得部17b遍及规定区间进行包含二维的模式匹配的追踪处理,取得多个二维超声波图像数据组所分别包含的规定部位的内腔以及外腔的至少1个轮廓位置的时间序列数据。即,轮廓位置取得部17b对于二维的运动图像数据,进行二维散斑追踪(2D Speckle Tracking:2DT)处理。散斑追踪法是与模式匹配处理一起,例如,通过并用光流(optical flow)法或各种时空插补处理,来推定正确的移动的方法。另外,在散斑追踪法中,还存在不进行模式匹配处理,而推定移动的方法。

[0086] 在此,作为规定部位,轮廓位置取得部17b取得心脏的心室以及心房的至少1个的轮廓位置。即,成为2DT处理的对象的部位成为操作者从右心房的内腔、右心房的外腔、右心室的内腔、右心室的外腔、左心房的内腔、左心房的外腔、左心室的内腔以及左心室的外腔中选择的1个或者多个部位。以下,作为成为2DT处理的对象的部位,针对选择了左心室的内腔以及左心室的外腔的情况进行说明。

[0087] 例如,输入装置 3 从操作者接受追踪点的设定要求。转送了追踪点的设定要求的控制部 18 从图像存储器 15 中读出初始时相的二维超声波图像数据,显示在显示器 2 上。

[0088] 具体而言,作为初始时相,控制部 18 使用 ED,从图像存储器 15 中读出 ED 的 A4C 像以及 ED 的 A2C 像,显示在显示器 2 上。例如,控制部 18 从 A4C 像的运动图像数据中,将 R 波时相的 A4C 像作为 ED 的 A4C 像来选择。另外,例如,控制部 18 在 A2C 像的运动图像数据中,将 R 波时相的 A2C 像作为 ED 的 A2C 像来选择。

[0089] 或者,作为初始时相,控制部 18 也可以使用 ES,从图像存储器 15 中读出 ES 的 A4C 像以及 ES 的 A2C 像,并显示在显示器 2 上。当作为初始时相使用 ES 时,控制部 18 参照预先保存的表 (table),从 A4C 像的运动图像数据选择 ES 的 A4C 像,从 A2C 像的运动图像数据中选择 ES 的 A2C 像。例如,作为用于推定 ES 时相的二维超声波图像数据的表,内部存储部 16 存储将从基准时相(例如,R 波时相)到变为 ES 的经过时间根据心跳数建立对应的表。控制部 18 根据被检体 P 的心电图来计算心跳数,取得与计算出的心跳数对应的经过时间。并且,控制部 18 从运动图像数据中选择与所取得的经过时间相符合的二维超声波图像数据,并将所选择的二维超声波图像数据作为 ES 的二维超声波图像数据显示在显示器 2 上。

[0090] 另外,初始时相的数据选择处理除了由控制部 18 进行以外,例如,也可以由图像取得部 17a 或轮廓位置取得部 17b 来进行。另外,作为初始时相,也可以使用运动图像数据的第 1 帧。

[0091] 图 6 是用于说明二维散斑追踪的一个例子。操作者参照图 6 所示例的初始时相的二维超声波图像数据,设定进行 2DT 的追踪点。例如,操作者在初始时相的二维超声波图像数据中,使用输入装置 3 的鼠标来映描左心室的内膜以及左心室的外膜。轮廓位置取得部 17b 根据映描出的内膜面以及外膜面将二维的 2 个边界面重建为初始时相的 2 个轮廓(初始轮廓)。并且,轮廓位置取得部 17b 如图 6 所示例的那样,分别在初始时相的内膜面以及外膜面中,设定成对 (pair) 的多个追踪点。轮廓位置取得部 17b 分别对于以初始时相的帧设定的多个追踪点,设定模板数据 (template data)。模板数据由以追踪点为中心的多个像素 (pixel) 构成。

[0092] 并且,轮廓位置取得部 17b 通过探索在 2 个帧间与模板数据的散斑 (speckle pattern) 图案最一致的区域,来追踪模板数据在下一帧中移动到哪一位置。通过该追踪处理,轮廓位置取得部 17b 取得初始时相的二维超声波图像数据以外的二维超声波图像数据组中的各追踪点的位置。

[0093] 由此,轮廓位置取得部 17b 例如取得 A4C 像所包含的左心室内腔的轮廓位置的时间序列数据和 A4C 像所包含的左心室外腔的轮廓位置的时间序列数据。另外,轮廓位置取得部 17b 例如取得 A2C 像所包含的左心室内腔的轮廓位置的时间序列数据和 A2C 像所包含的左心室外腔的轮廓位置的时间序列数据。通过轮廓位置取得部 17b 进行上述的 2DT 处理,从而将上述的以往的第 3 步骤以及第 5 步骤、或者上述的以往的第 2 步骤以及第 4 步骤自动化。

[0094] 另外,初始轮廓的设定并不限于如上述那样,操作者用手来进行的情况。例如,初始轮廓的设定也可以如以下说明的那样自动地进行。例如,轮廓位置取得部 17b 根据操作者在初始时相的图像数据中指定的瓣环部位的位置和心尖部位的位置,来推定初始轮廓的位置。或者,例如,轮廓位置取得部 17b 没有接受来自操作者的信息,而根据初始时相的

图像数据来推定初始轮廓的位置。在这些自动推定中,利用使用图像的灰度信息的边界推定技术、或由识别器来比较对照预先注册为“心脏的形状信息”的形状目录和图像的特征来推定边界的边界推定技术。当进行初始轮廓的自动设定时,将上述的以往的第2步骤~第5步骤自动化。

[0095] 图4所示的容积信息计算部17c根据分别从多个二维超声波图像数据组中取得的多个轮廓位置的时间序列数据,计算规定部位的容积信息。具体而言,容积信息计算部17c使用根据多个剖面的二维图像数据来推定容积的圆盘总和法的修饰法亦即“modified-Simpson法”来计算容积信息。图7是表示第1实施方式所涉及的容积信息计算部计算出的容积信息的一个例子的图。

[0096] 第1实施方式所涉及的容积信息计算部17c如图7所示,作为容积信息,计算舒张末期容积“EDV (mL)”的数值信息、收缩末期容积“ESV (mL)”的数值信息、排出率“EF (%)”的数值信息、心肌容积(mL)的数值信息、心肌重量(g)的数值信息以及Mass-Index (g/m^2)的数值信息的至少1个。

[0097] 例如,容积信息计算部17c根据A4C像中的左心室内腔的轮廓位置的时间序列数据中的ED的轮廓位置、和A2C像中的左心室内腔的轮廓位置的时间序列数据中的ED的轮廓位置,根据上述的“modified-Simpson法”,来计算左心室的EDV。另外,容积信息计算部17c根据A4C像中的左心室内腔的轮廓位置的时间序列数据中的ES的轮廓位置、和A2C像中的左心室内腔的轮廓位置的时间序列数据中的ES的轮廓位置,通过上述的“modified-Simpson法”,来计算左心室的ESV。并且,容积信息计算部17c根据左心室的EDV和左心室的ESV,来计算左室排出率。

[0098] 另外,容积信息计算部17c根据A4C像中的左心室外腔的轮廓位置的时间序列数据中的ED的轮廓位置和A2C像中的左心室外腔的轮廓位置的时间序列数据中的ED的轮廓位置,根据上述的“modified-Simpson法”,来计算左心室的ED的外腔容积。并且,容积信息计算部17c通过从左心室的ED的外腔容积中减去EDV,来计算心肌容积。在此,心肌容积伴随着心跳而发生变化,但伴随着心肌容积的变化的程度较小,因此,作为外腔容积的计算用时相,例如,能够使用ED等特定的心时相。另外,外腔容积的计算用时相也可以使用ED以外的时相(例如,ES)。

[0099] 另外,容积信息计算部17c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17c通过将“心肌重量(g)”按照“体表面积(BSA) (m^2)”进行标准化,来计算“Mass-Index (g/m^2)”。另外,第1实施方式所涉及的容积信息计算部17c也可以通过作为“Area-Length法”的修饰法的“biplane Area-Length法”来计算上述的容积信息。

[0100] 在此,容积信息计算部17c通过如上述那样选择R波时相的轮廓位置,从而能够取得ED时相的轮廓位置。另一方面,容积信息计算部17c也可以使用从上述的表中取得的经过时间来进行ES时相的轮廓位置的选择,但为了提高容积信息的计算精度,最好进行以下说明的2个选择方法。

[0101] 第1选择方法是操作者进行收缩末期的时相的设定的方法。即,输入装置3接受收缩末期的时相的设定。并且,容积信息计算部17c根据输入装置3所接受的设定信息,分别从多个轮廓位置的时间序列数据中选择收缩末期时相的轮廓位置。

[0102] 具体而言,在第 1 选择方法中,操作者设定被检体 P 的主动脉瓣闭锁的时间(AVC 时间)。AVC 时间以 R 波为基准,通过根据心电图测量从 R 波到变为第 II 音的经过时间来取得。或者,AVC 时间能够通过根据多普勒波形测量排出的结束时间来取得。容积信息计算部 17c 选择 AVC 时间的最近的时相(例如,AVC 时间紧接之前的时相)的轮廓位置为 ES 时相的轮廓位置。第 1 实施方式也可以是使用第 1 选择方法的情况,但第 1 选择方法为了取得 AVC 时间,需要分体测量。

[0103] 相对于此,第 2 选择方法是通过使用图 4 所示的检测部 17d 自动地检测 ES 时相,来自动地选择 ES 时相的轮廓位置的方法。图 4 所示的检测部 17d 分别根据多个轮廓位置的时间序列数据,将容积信息变为最小或者最大的时相作为收缩末期时相来进行检测。例如,当心房是规定部位时,检测部 17d 分别根据多个轮廓位置的时间序列数据,将容积信息变为最大的时相作为收缩末期时相来进行检测。另外,当心室是规定部位时,检测部 17d 分别根据多个轮廓位置的时间序列数据,将容积信息变为最小的时相作为收缩末期时相来进行检测。图 8 是用于说明第 1 实施方式所涉及的检测部的图。

[0104] 作为一个例子,检测部 17d 使用上述的“Area-Length 法”或“圆盘总和法”,根据 1 剖面的轮廓位置的时间序列数据,来计算容积的时间序列数据。例如,检测部 17d 使用轮廓位置取得部 17b 根据 A4C 像的运动图像数据而取得的轮廓位置的时间序列数据,来计算左心室内腔容积的时间序列数据。另外,检测部 17d 使用轮廓位置取得部 17b 根据 A2C 像的运动图像数据而取得的轮廓位置的时间序列数据,来计算左心室内腔容积的时间序列数据。并且,检测部 17d 如图 8 所示例的那样,将左心室内腔容积的时间序列数据(参照图中的虚线的时间变化曲线)中左心室内腔容积变为最小的时相作为 ES 时相来检测。另外,作为容积信息,检测部 17d 也可以根据轮廓位置的时间序列数据来计算内腔面积的时间序列数据,使用内腔面积的时间序列数据,来检测收缩末期时相。另外,使用了 1 剖面的轮廓位置的时间序列数据的容积信息计算处理也可以由容积信息计算部 17c 来进行。

[0105] 并且,在第 2 选择方法中,容积信息计算部 17c 根据检测部 17d 作为收缩末期时相而检测到的时相,分别从多个轮廓位置的时间序列数据中选择收缩末期时相的轮廓位置。

[0106] 在第 1 实施方式中,容积信息计算部 17c 选择由第 1 选择方法或者第 2 选择方法被确定为收缩末期的时相的轮廓位置。并且,容积信息计算部 17c 使用作为收缩末期时相的轮廓位置而选择的轮廓位置,来计算基于收缩末期时相的容积信息(例如,基于收缩末期容积、收缩末期容积以及舒张末期容积的排出率等)。

[0107] 并且,控制部 18 进行控制,以便输出容积信息计算部 17c 计算出的容积信息。例如,控制部 18 进行控制,以便将容积信息显示在显示器 2 上。或者,控制部 18 进行控制,以便将容积信息向外部装置输出。

[0108] 接着,使用图 9,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 9 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。另外,在图 9 中,示出了由操作者来设定初始轮廓,执行使用检测部 17d 的第 2 选择方法时的流程图。

[0109] 如图 9 所示,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置指定成为处理对象的多个剖面各自的二维超声波图像数据组,判定是否接受了容积信息的计算要求(步骤 S101)。在此,当没有接受容积信息的计算要求时(步骤 S101 否定),超声波诊断装置待机到接受容积信息

的计算要求。

[0110] 另一方面,当接受了容积信息的计算要求时(步骤 S101 肯定),图像取得部 17a 取得所指定的多个剖面(剖面数 =N)的二维超声波图像数据组(步骤 S102)。并且,控制部 18 设定为“s=1”(步骤 S103),轮廓位置取得部 17b 选择剖面 s 的二维超声波图像数据组(步骤 S104)。并且,轮廓位置取得部 17b 判定是否设定了剖面 s 的初始轮廓(步骤 S105)。在此,当没有设定剖面 s 的初始轮廓时(步骤 S105 否定),轮廓位置取得部 17b 待机到设定初始轮廓。

[0111] 另一方面,当设定了初始轮廓时(步骤 S105 肯定),轮廓位置取得部 17b 设定分析区间($t_s \leq t \leq t_e$),进行 2DT 处理(步骤 S106)。例如,轮廓位置取得部 17b 将 1 次心跳区间的剖面 s 的二维超声波图像数据组作为对象,进行 2DT 处理。由此,轮廓位置取得部 17b 取得剖面 s 的轮廓位置的时间序列数据 P(s, t),保存在内部存储部 16 中(步骤 S107)。

[0112] 并且,轮廓位置取得部 17b 判定是否为“s=N”(步骤 S108)。在此,当“s”不是“N”时(步骤 S108 否定),轮廓位置取得部 17b 设定为“s=s+1”(步骤 S109),返回步骤 S104,选择剖面 s 的二维超声波图像数据组。

[0113] 另一方面,当“s=N”时(步骤 S108 肯定),检测部 17d 检测 P(1, t) ~ P(N, t) 各自的 ES 时相(步骤 S110)。并且,容积信息计算部 17c 根据 P(1, t) ~ P(N, t),通过“modified-Simpson 法”或者“biplane Area-Length 法”,计算容积信息(步骤 S111),控制部 18 进行控制,以便输出容积信息(步骤 S112),结束处理。

[0114] 如上所述,在第 1 实施方式中,使用 2DT 处理,分别根据至少遍及 1 次心跳区间的多个剖面的运动图像数据,例如,自动地取得内膜以及外膜各自的轮廓位置的时间序列数据。并且,在第 1 实施方式中,能够使用自动地取得的轮廓位置的时间序列数据,通过“modified-Simpson 法”或者“biplane Area-Length 法”,来计算高精度的容积信息(例如,EF 或心肌重量等)。从而,根据第 1 实施方式,能够简易地取得容积信息的高精度的测量结果。

[0115] 另外,在第 1 实施方式中,根据第 2 选择方法,通过自动检测 ES 时相,来进一步提高容积信息的计算处理中的简便性,同时通过由自动检测来减轻测量时检查者依存性,从而能够实现容积信息的计算的再现性。

[0116] 另外,第 1 实施方式也可以进行以下说明的 2 个变形例。以下,使用图 10、图 11A 以及图 11B 针对第 1 实施方式所涉及的变形例进行说明。图 10 是用于说明第 1 实施方式所涉及的第 1 变形例的图,图 11A 以及图 11B 是用于说明第 1 实施方式所涉及的第 2 变形例的图。

[0117] 在第 1 变形例中,轮廓位置信息取得部 17b 通过遍及分别对于多个二维超声波图像数据组而连续的多次心跳区间进行追踪处理,来取得该多个二维超声波图像数据组各自的多次心跳的轮廓位置的时间序列数据。

[0118] 并且,在第 1 变形例中,容积信息计算部 17c 根据多个二维超声波图像数据组各自的多次心跳的轮廓位置的时间序列数据计算多次心跳的容积信息,另外,计算对该计算出的多次心跳的容积信息进行平均后的平均容积信息。并且,在第 1 变形例中,控制部 18 进行控制,以便输出平均容积信息。

[0119] 例如,容积信息计算部 17c 如图 10 所示例的那样,作为 3 次心跳相应的 EF,计算

EF (心跳 1)、EF (心跳 2) 以及 EF (心跳 3)。另外,容积信息计算部 17c 如图 10 所示例的那样,通过对 EF (心跳 1)、EF (心跳 2) 以及 EF (心跳 3) 进行平均来计算平均 EF。

[0120] 即,上述的 2DT 处理即使在连续的多次心跳的区间中也能够进行。在本变形例中,通过根据多次心跳的 2DT 处理结果,计算多次心跳的容积信息,另外,对多次心跳的容积信息进行平均,来简易地取得稳定的容积信息。

[0121] 第 2 变形例应用使用 A4C 像和 A2C 像的 2 剖面的轮廓信息的“modified-Simpson 法”,进一步根据增加了心尖长轴图(apical long-axis view,以下,记作 A3C 像)的轮廓信息的 3 剖面的轮廓信息来推定容积。

[0122] 在第 2 变形例中,操作者分别将 A4C 面、A2C 面以及 A3C 面在 1 次心跳以上的规定区间中进行超声波扫描。并且,图像取得部 17a 如图 11A 所示,取得沿着 1 次心跳以上的时间序列的多个 A4C 像的运动图像数据、沿着 1 次心跳以上的时间序列的多个 A3C 像的运动图像数据、以及沿着 1 次心跳以上的时间序列的多个 A2C 像的运动图像数据。

[0123] 并且,轮廓位置取得部 17b 取得 A4C 像的轮廓位置的时间序列数据、A2C 像的轮廓位置的时间序列数据以及 A3C 像的轮廓位置的时间序列数据。并且,容积信息计算部 17c 根据 A4C 像的轮廓位置、A2C 像的轮廓位置、以及 A3C 像的轮廓位置,分别将 A4C 像、A3C 像、以及 A2C 像等分为垂直于长轴的 20 个圆盘。并且,容积信息计算部 17c 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。

[0124] 并且,容积信息计算部 17c 例如根据所取得的 6 个点的位置,通过“Spline 插补”来确定第 i 个圆盘的内腔形状(参照图 11B 所示的虚线的闭合曲线)。并且,容积信息计算部 17c 将第 i 个圆盘中的内腔的三维形状近似为将 Spline 闭合曲线作为上面以及下面的柱体的切片。容积信息计算部 17c 根据以下的式(3),将 20 个柱体的体积的总和计算为近似于内腔容积的容积信息。另外,在式(3)中,将第 i 个圆盘中的 Spline 闭合曲线的面积表示为“ A_i ”。另外,在式(3)中,将根据 A4C 像的长轴长和 A2C 像的长轴长与 A3C 像的长轴长而计算出的代表值(例如,最大值或者平均值)表示为“L”。

[0125] 【数学公式 3】

$$[0126] \quad V = \sum_{i=1}^{20} A_i \cdot \frac{L}{20} \quad \dots (3)$$

[0127] 在本变形例中,由容积信息计算部 17c 来计算并输出使用 3 个剖面的轮廓位置的容积信息。在本变形例中,通过增加一个成为处理对象的剖面,来增加图像处理部 17 的处理数。但是,在本变形例中,能够仅仅通过追加增加一个扫描剖面这样的比较简单的处理,来提高伴随着复杂的心脏的形状的病例中的容积测量的精度。

[0128] (第 2 实施方式)

[0129] 在第 2 实施方式中,针对向操作者报知能够由在第 1 实施方式中说明的自动的处理而生成的容积信息的计算精度降低的主要原因的信息的情况,使用图 12 进行说明。图 12 是用于说明第 2 实施方式所涉及的检测部的图。

[0130] 另外,第 2 实施方式所涉及的图像处理部 17 具有与图 4 所示例的第 1 实施方式所涉及的图像处理部 17 相同的结构。即,第 4 实施方式所涉及的图像处理部 17 具有进行在

第 1 实施方式以及变形例中分别说明了处理的图像取得部 17a、轮廓位置取得部 17b、容积信息计算部 17c 以及检测部 17d。但是,在第 2 实施方式中,与 ES 时相的检测一起,检测部 17d 还进行以下的 3 个检测处理。

[0131] 在第 1 实施方式中,作为第 2 选择方法,检测部 17d 根据由 2DT 处理取得的轮廓位置的时间序列数据,进行 ES 时相的自动检测处理。但是,由于 2DT 处理中的追踪遗漏(miss),在由检测部 17d 进行的时相检测处理中,有时发生错误。因此,第 2 实施方式所涉及的检测部 17d 如图 12 所示,还检测作为分别根据多个轮廓位置的时间序列数据而检测到的收缩末期时相的差异的时相差异(ES 时相的差异)。

[0132] 并且,控制部 18 进行显示时相差异的显示控制处理、以及时相差异超过规定的值时进行通知的通知控制处理的至少 1 个。例如,控制部 18 使检测部 17d 所检测到的时相差异显示在显示器 2 上,另外,当时相差异超过规定的上限值时,为了促使进行重新追踪处理、或 ES 时相的修正,使显示器 2 的扬声器输出蜂鸣。或者,当时相差异超过规定的上限时,控制部 18 为了督促进行重新追踪处理或 ES 时相的修正而使消息显示在显示器 2 上。例如,“当将 A4C 像的 ES 时相与 A2C 像的 ES 时相的差异(误差)除以 A4C 像的 ES 时相以及 A2C 像的 ES 时相的最大值而得到的值”超过规定的设定值(例如,10%)时,控制部 18 进行通知控制处理。

[0133] 另外,第 2 实施方式所涉及的检测部 17d 即使在第 1 选择方法的情况下,或者即使在第 2 选择方法的情况下,也能够多个二维超声波图像数据组之间,检测作为 1 次心跳区间的差异的区间差异。例如,第 2 实施方式所涉及的检测部 17d 如图 12 所示,检测 A4C 像的运动图像数据的 RR 间隔与 A2C 像的运动图像数据的 RR 间隔的差异。并且,与检测到时相差异时相同,控制部 18 进行显示区间差异的显示控制处理、以及当区间差异超过规定的值时进行通知的通知控制处理的至少 1 个。例如,当“将 A4C 像的 RR 间隔与 A2C 像的 RR 间隔的差异(误差)除以 A4C 像的 RR 间隔以及 A2C 像的 RR 间隔的最大值而得到的值”超过规定的设定值(例如,5%)时,控制部 18 进行通知控制处理。

[0134] 另外,第 2 实施方式所涉及的检测部 17d 即使在第 1 选择方法的情况下,或者即使在第 2 选择方法的情况下,也能够多个二维超声波图像数据组之间,使用多个轮廓位置的时间序列数据来检测作为在圆盘总和法的修饰法(modified-Simpson 法)中使用的长轴长的差异的长轴差异。例如,检测部 17d 检测 ED 时相的 A4C 像的长轴长与 ED 时相的 A2C 像的长轴长的差异。并且,与检测到时相差异以及区间差异时相同,控制部 18 进行显示长轴差异的显示控制处理、以及当长轴差异超过规定的值时进行通知的通知控制处理的至少 1 个。例如,当“将 A4C 像的长轴长与 A2C 像的长轴长的差异(误差)除以 A4C 像的长轴长以及 A2C 像的长轴长的最大值而得到的值”超过规定的设定值(例如,10%)时,控制部 18 进行通知控制处理。

[0135] 另外,在第 2 实施方式中,操作者为了能够修正由检测部 17d 检测到的 ES 时相,进行以下的处理。即,输入装置 3 从参照检测部 17 在各轮廓位置的时间序列数据中检测到的收缩末期时相的操作者接受该收缩末期时相的变更。并且,容积信息计算部 17c 根据输入装置 3 接受的变更后的收缩末期时相,来重新计算容积信息。

[0136] 例如,当为了促使进行 ES 时相的修正而从参照消息的操作者处接受了用于进行修正的数据显示要求时,控制部 18 使在各剖面中作为 ES 时相而被检测到的时相以及该时

相前后的多个帧的二维超声波图像数据显示在显示器 2 上。操作者通过参照显示出的各剖面的多个帧,使用输入装置 3 来选择自己判定为作为 ES 时相合适的帧,从而输入修正指示。另外,操作者参照显示出的各剖面的多个帧,当判断为作为 ES 时相而检测到的时相适于当做 ES 时相时,输入不进行修正的意思的指示。

[0137] 接着,使用图 13 以及图 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 13 是用于说明第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置的容积信息计算处理的一个例子的流程图。另外,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容积信息重新计算处理的一个例子的流程图。另外,在图 13 中,示出了由操作者来设定初始轮廓,执行使用检测部 17d 的第 2 选择方法时的流程图。

[0138] 如图 13 所示,第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置指定成为处理对象的多个剖面各自的二维超声波图像数据组,判定是否接受了容积信息的计算要求(步骤 S201)。在此,当没有接受容积信息的计算要求时(步骤 S201 否定),超声波诊断装置待机,直到接受容积信息的计算要求。

[0139] 另一方面,当接受了容积信息的计算要求时(步骤 S201 肯定),图像取得部 17a 取得所指定的多个剖面(剖面数 =N)的二维超声波图像数据组(步骤 S202)。并且,控制部 18 设定为“s=1”(步骤 S203),轮廓位置取得部 17b 选择剖面 s 的二维超声波图像数据组(步骤 S104)。并且,轮廓位置取得部 17b 判定是否设定了剖面 s 的初始轮廓(步骤 S205)。在此,当没有设定剖面 s 的初始轮廓时(步骤 S205 否定),轮廓位置取得部 17b 待机到设定初始轮廓为止。

[0140] 另一方面,当设定了初始轮廓时(步骤 S205 肯定),轮廓位置取得部 17b 设定分析区间($t_s \leq t \leq t_e$)(步骤 S206)。并且,当 $s > 1$ 时,检测部 17d 检测分析区间的差异(区间差异),显示器 2 通过控制部 18 的控制,显示多个剖面间的分析区间的差异(步骤 S207)。另外,当分析区间的差异超过规定的上限值时,通过控制部 18 的控制,显示器 2 显示促使进行其他的运动图像数据的分析的消息等。另外,当输出了表示超过了上限值的情况的消息等通知时,操作者也可以中断容积信息的计算处理。

[0141] 并且,轮廓位置取得部 17b 进行 2DT 处理,取得剖面 s 的轮廓位置的时间序列数据 $P(s, t)$ (步骤 S208)。并且,检测部 17d 使用 $P(s, t)$,进行 ES 时相的检测以及长轴长的检测。并且,当 $s > 1$ 时,检测部 17d 检测 ES 时相的差异以及长轴长的差异,显示器 2 通过控制部 18 的控制,显示 ES 时相的差异以及长轴长的差异(步骤 S209)。另外,当 ES 时相的差异、或者长轴长的差异超过规定的上限值时,通过控制部 18 的控制,显示器 2 显示 ES 时相的修正、或促使进行重新分析的消息等。另外,当输出了表示超过了上限值的情况的消息等通知时,操作者也可以中断容积信息的计算处理。

[0142] 并且,轮廓位置取得部 17b 将 $P(s, t)$ 保存在内部存储部 16 中(步骤 S210)。并且,轮廓位置取得部 17b 判定是否是“s=N”(步骤 S211)。在此,当“s”不是“N”时(步骤 S211 否定),轮廓位置取得部 17b 设定为“s=s+1”(步骤 S212),返回步骤 S204,选择剖面 s 的二维超声波图像数据组。

[0143] 另一方面,当“s=N”时(步骤 S211 肯定),使用检测部 17d 检测到的 $P(1, t) \sim P(N, t)$ 各自的 ES 时相,容积信息计算部 17c 根据 $P(1, t) \sim P(N, t)$,计算容积信息(步骤 S213),控制部 18 进行控制以便输出容积信息(步骤 S214),结束处理。

[0144] 并且,如图 14 所示,第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置判定为了促使进行 ES 时相的修正是否从参照消息的操作者处接受了用于 ES 时相修正的数据显示要求(步骤 S301)。在此,当没有接受数据显示要求时(步骤 S301 否定),第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置结束处理。

[0145] 另一方面,当接受了数据显示要求时(步骤 S301 肯定),通过控制部 18 的控制,显示器 2 显示在各剖面中检测为 ES 时相的时相以及该时相前后的多个帧的二维超声波图像数据(步骤 S302)。并且,控制部 18 判定是否接受了 ES 时相的修正指示(步骤 S303)。在此,当没有接受 ES 时相的修正指示时(步骤 S303 否定),控制部 18 判定是否从操作者接受了不进行修正的意思的指示(步骤 S304)。在此,当接受了不进行修正的意思的指示时(步骤 S304 肯定),控制部 18 结束处理。

[0146] 另一方面,当没有接受到不进行修正的意思的指示时(步骤 S304 否定),控制部 18 返回步骤 S303,判定是否接受了 ES 时相的修正指示。

[0147] 并且,当接受到了 ES 时相的修正指示时(步骤 S303 肯定),容积信息计算部 17c 根据修正后的 ES 时相,重新计算容积信息(步骤 S305)。并且,控制部 18 输出重新计算出的容积信息(步骤 S306),结束处理。

[0148] 如上所述,在第 2 实施方式中,由于追踪遗漏而可能在自动的 ES 时相选择中发生错误,因此,将伴随着 ES 时相的自动检测的多个剖面间的误差反馈(feedback)给操作者。即,在第 2 实施方式中,显示 ES 时相的差异来确保追踪结果(即,容积信息的计算结果)的可靠度,并且当时相差异超过规定的上限值时,例如,通知促使进行 ES 时相的修正的消息(或者,促使重新进行追踪的消息)。

[0149] 另外,在第 2 实施方式中,显示运动图像数据间的 1 次心跳区间的差异的程度,确保成为分析对象的图像数据的妥当性,并且当区间差异超过规定的上限值时,例如,能够通知促使使用其他的运动图像数据的分析的消息。

[0150] 通过进行与区间差异相关的通知,从而当选择分析所使用的运动图像数据时,能够减少操作者从观察器所显示出的同一患者的多个运动图像的数据候补中指定所希望的数据的作业时的错误。具体而言,在由负荷超声(stress echo)得到的一系列的运动图像数据中,由于负荷状态不同,因此,混合多种心跳数不同的数据。或者,在心房颤动病例中,由于 RR 区间的变动较大,因此,剖面不同的多个运动图像数据的心跳区间以离散的状态显示在多个观察器(viewer)上。在这样的案例(case)中,通过在本实施方式中说明的区间差异的通知,能够减少数据指定中的作业的错误。

[0151] 另外,如上所述,在“modified-Simpson 法”中,由于左室长轴长的误差的程度在确保容积信息的可靠性方面,很重要。因此,在第 2 实施方式中,显示运动图像数据间的长轴长的差异的程度,确保了成为分析对象的图像数据的妥当性,并且当长轴差异超过规定的上限值时,例如,能够通知促使进行重新分析或使用其他的运动图像数据的分析的消息。

[0152] 这样,在第 2 实施方式中,通过检测并输出成为容积信息的计算精度降低的主要原因的各种差异信息,从而能够进一步提高容积信息的计算精度。

[0153] 另外,为了避免产生容积信息的计算精度降低的主要原因,第 2 实施方式也可以进行以下的变形例。图 15 是用于说明第 2 实施方式所涉及的变形例的图。

[0154] 本变形例所涉及的图像取得部 17a 分别从多个二维超声波图像数据组中,取得 1

次心跳区间大致一致的二维超声波图像数据组。例如,如图 15 所示,假设进行了 2DT 处理的 1 次心跳区间的 A4C 像的运动图像数据的 RR 间隔是“T (A4C)”。另外,例如,如图 15 所示,假设 A4C 像的运动图像数据是 3 次心跳区间的运动图像数据。此时,图像取得部 17a 如图 15 所示,根据 3 次心跳区间的 A2C 像的运动图像数据,对每 1 次心跳区间计算 3 个 RR 间隔“T1 (A2C)、T2 (A2C)、T3 (A2C)”。并且,图像取得部 17a 如图 15 所示,例如,将与“T (A4C)”的差异变为最小的“T2 (A2C)”的 1 次心跳区间的 A2C 像的运动图像数据向轮廓位置取得部 17b 输出。

[0155] 另外,在本变形例中,图像取得部 17a 例如也可以分别从多次心跳期间的 A4C 像的运动图像数据以及多次心跳期间的 A2C 像的运动图像数据中,取得 RR 间隔大致一致的 1 次心跳期间的运动图像数据,并向轮廓位置取得部 17b 输出。或者,图像取得部 17a 例如也可以分别中多次心跳期间的 A4C 像的运动图像数据以及多次心跳期间的 A2C 像的运动图像数据中,取得 RR 间隔大致一致的 3 次心跳期间的运动图像数据,并向轮廓位置取得部 17b 输出。此时,容积信息计算部 17c 如在第 1 实施方式所涉及的第 1 变形例中说明的那样,根据 A4C 像的 3 次心跳期间的轮廓位置的时间序列数据和 A2C 像的 3 次心跳期间的轮廓位置的时间序列数据,计算平均容积信息。或者,图像取得部 17a 例如也可以分别从多次心跳期间的 A4C 像的运动图像数据以及多次心跳期间的 A2C 像的运动图像数据中,取得多个 RR 间隔大致一致的 1 次心跳期间的运动图像数据的对(pair),并向轮廓位置取得部 17b 输出。此时,容积信息计算部 17c 对每对计算容积信息。

[0156] 通过进行本变形例,从而能够使成为分析对象的运动图像数据的选择处理自动化,能够进一步减轻容积信息的计算所需的操作者的负担。另外,在上述的第 2 实施方式以及变形例中说明的处理除了“modified-Simpson 法”之外,还能够适用于通过“biplane Area-Length 法”来计算容积信息的情况。

[0157] (第 3 实施方式)

[0158] 在第 3 实施方式中,针对作为容积信息,计算容积的时间变化曲线的情况进行说明。

[0159] 第 3 的实施方式所涉及的图像处理部 17 具有与图 4 所示例的第 1 实施方式所涉及的图像处理部 17 相同的结构。即,第 3 实施方式所涉及的图像处理部 17 具有进行分别第 1 实施方式以及变形例、或第 2 实施方式以及变形例中说明了的处理的图像取得部 17a、轮廓位置取得部 17b、容积信息计算部 17c 以及检测部 17d。其中,在第 3 实施方式中,容积信息计算部 17c 根据多个轮廓位置的时间序列数据,除了 EDV、ESV、EF 或心肌重量等之外,还计算容积信息的时间序列数据(容积信息的时间变化曲线)。另外,容积信息计算部 17c 通过“modified-Simpson 法”或者“biplane Area-Length 法”来计算容积信息的时间序列数据。并且,控制部 18 输出容积信息的时间变化曲线。

[0160] 例如,容积信息计算部 17c 根据多个轮廓位置的时间序列数据,计算左心室内腔容积的时间变化曲线。或者,例如,容积信息计算部 17c 根据多个轮廓位置的时间序列数据,计算心肌重量的时间变化曲线。在此,当心肌的非压缩性假定成立时,心肌重量的值在心周期内的时间性变化较小,因此,最好由舒张末期时相中的值来代表。但是,在第 3 实施方式中,由于计算以及输出容积信息的时间序列数据,因此,作为详细的心肌重量的分析用途也可以输出心肌重量的时间变化曲线。

[0161] 其中,当容积信息计算部 17c 计算上述的容积信息的时间变化曲线时,需要在至少 1 次心跳的全部心时相中计算容积的值。在此,当通过使用 2D 阵列探头同时对多个剖面(例如, A4C 像和 A2C 像)进行扫描,同时收集多个剖面的运动图像数据时,容积信息计算部 17c 能够根据各运动图像数据,运算同一心时相中的容积的值。但是,如果使用利用 1D 阵列探头在不同的时期收集到的多个运动图像数据,则在各运动图像数据中,有时不包含同一心时相的图像数据。即,由于心跳的颤动,1 次心跳时间在多个运动图像数据间发生变化。另外,在改变了剖面的运动图像数据中,扫描波束角等条件可能发生变化,因此,还造成在多个运动图像数据间帧频(frame rate)设定不同。因此,在第 3 实施方式中,每当考虑这些时间性的变动因素,根据某一心时相的轮廓信息计算容积的值时,需要在时间上插补并提供变为与运动图像数据组中的 1 个图像数据的时相相同的时相的其他的图像数据的轮廓位置之后,对容积进行计算。

[0162] 因此,在第 3 实施方式中,当轮廓位置取得部 17b 计算出容积信息的时间变化信息时,进行时间性的插补处理,分别将多个轮廓位置的时间序列数据校正为具有大致同一时相的轮廓位置的同步的时间序列数据。作为插补方法,存在以下说明的 2 中插补方法。图 16 以及图 17 是用于说明第 3 实施方式所涉及的轮廓位置取得部的图。

[0163] 首先,针对第 1 插补方法,使用图 16 进行说明。另外,在图 16 所示的一个例子中,示出为 A4C 像的运动图像数据的帧间隔是“ $dT1$ ”, A2C 像的运动图像数据的帧间隔为“ $dT2$ ($dT2 < dT1$)” (参照图 16 的上图)。

[0164] 进行第 1 插补方法时,轮廓位置取得部 17b 例如如图 16 的下图所示,与作为基准时相的 R 波时相相匹配,使 A4C 像的轮廓位置的时间序列数据和 A2C 像的轮廓位置的时间序列数据的开始点一致。另外,作为基准时相,也可以设定成为心房收缩的起点的 P 波时相。

[0165] 例如,轮廓位置取得部 17b 将帧间隔长的 A4C 像的轮廓位置的时间序列数据作为插补对象。并且,轮廓位置取得部 17b 使用在该时相(该经过时间)的附近取得的 A4C 像的轮廓位置,通过插补处理计算以“ $dT2$ ”间隔取得的 A2C 像的轮廓位置和同一时相(从 R 波时相开始计算的相同的经过时间)的 A4C 像的轮廓位置(参照图 16 的下图所示的虚线的圆框)。在图 16 的下图所示的一个例子中,轮廓位置取得部 17b 根据在 2 个空白圆的时相取得的 2 个轮廓位置,通过插补处理计算 1 个实心圆的时相中的轮廓位置。由此,轮廓位置取得部 17b 与 A2C 像的轮廓位置的时间序列数据相同地生成时间分辨率变为“ $dT2$ ”的 A4C 像的轮廓位置的时间序列数据。由此,轮廓位置取得部 17b 将 A4C 像的轮廓位置的时间序列数据和 A2C 像的轮廓位置的时间序列数据设为同步的时间序列数据。

[0166] 另一方面,当进行第 2 插补方法时,轮廓位置取得部 17b 使 A4C 像的轮廓位置的时间序列数据以及 A2C 像的轮廓位置的时间序列数据各自的基准时相间的间隔相对一致。例如,在第 2 插补方法中,如图 17 所示,设 A4C 像的轮廓位置的时间序列数据为 A4C 像收集时的被检体 P 的 RR 间隔为 100%的时间序列数据。另外,例如,在第 2 插补方法中,如图 17 所示,设 A2C 像的轮廓位置的时间序列数据为 A2C 像收集时的被检体 P 的 RR 间隔为 100%的时间序列数据。并且,轮廓位置取得部 17b 设定将 100%的基准时相间的期间按照规定的间隔分割出的多个相对的经过时间(例如,5%、10%、15%、20%等)。

[0167] 并且,轮廓位置取得部 17b 在 A4C 像的轮廓位置的时间序列数据中,使用分别在该

相对的经过时间附近取得的 A4C 像的轮廓位置通过插补处理来计算各相对的经过时间的轮廓位置。另外,轮廓位置取得部 17b 在 A2C 像的轮廓位置的时间序列数据中,使用分别在该相对的经过时间附近取得的 A2C 像的轮廓位置通过插补处理来计算各相对的经过时间的轮廓位置。

[0168] 并且,轮廓位置取得部 17b 为了将相对的的经过时间(%)转换成绝对时间(毫秒),对相对的的经过时间(%)乘以“A4C 像收集时的 RR 间隔 /100”或者“A2C 像收集时的 RR 间隔 /100”。或者,轮廓位置取得部 17b 对相对的经过时间(%)乘以“(A4C 像收集时的 RR 间隔和 A2C 像收集时的 RR 间隔的平均值)/100”。由此,轮廓位置取得部 17b 将 A4C 像的轮廓位置的时间序列数据和 A2C 像的轮廓位置的时间序列数据作为同步的时间序列数据。

[0169] 由此,容积信息计算部 17c 例如能够计算同一时相的内腔容积或同一时相的心肌重量。

[0170] 接着,使用图 18,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 18 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,在图 18 中,示出了以通过第 1 实施方式或第 2 实施方式中说明的处理,来以取得多个剖面的所有的轮廓位置的时间序列数据为契机而进行的处理。

[0171] 如图 18 所示,第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置判定是否取得了 $P(1, t) \sim P(N, t)$ (步骤 S401)。在此,当没有取得所有的 $P(1, t) \sim P(N, t)$ 时(步骤 S401 否定),超声波诊断装置待机到取得多个剖面的所有的轮廓位置的时间序列数据为止。

[0172] 另一方面,当取得了所有的 $P(1, t) \sim P(N, t)$ 时(步骤 S401 肯定),轮廓位置取得部 17b 通过第 1 插补方法或者第 2 插补方法,来进行插补处理(步骤 S402)。并且,容积信息计算部 17c 使用检测部 17d 所检测到的 $P(1, t) \sim P(N, t)$ 各自的 ES 时相,根据 $P(1, t) \sim P(N, t)$,计算容积信息的时间序列数据 $V(t)$ (步骤 S403)。并且,控制部 18 进行控制,以便输出容积信息的时间序列数据 $V(t)$ (步骤 S404),结束处理。

[0173] 如上所述,在第 3 实施方式,通过进行轮廓位置的插补处理,从而能够高精度地计算容积信息的时间序列数据。

[0174] (第 4 实施方式)

[0175] 在第 4 实施方式中,针对使用多个剖面的轮廓位置的时间序列数据,进一步计算室壁运动信息的情况,使用图 19 以及图 20 等进行说明。图 19 是表示第 4 实施方式所涉及的图像处理部的结构例的框图,图 20 是表示在第 4 实施方式中输出的信息的一个例子的图。

[0176] 第 4 实施方式所涉及的图像处理部 17 如图 19 所示例的那样,与图 4 所示例的第 1 实施方式所涉及的图像处理部 17 相比较,还具有室壁运动信息计算部 17e。即,第 4 实施方式所涉及的图像处理部 17 具有进行在第 1 ~ 第 3 实施方式以及变形例中分别说明了的处理的图像取得部 17a、轮廓位置取得部 17b、容积信息计算部 17c 以及检测部 17d,并具有室壁运动信息计算部 17e。

[0177] 一般而言,在 2DT 处理中,作为心肌的变形(应变、strain)等信息求出室壁运动信息。另外,该室壁运动信息优选作为时间变化曲线来输出。在第 4 实施方式中,如第 1 ~ 第 3 实施方式中说明的那样,使用能够由 2DT 处理对轮廓位置进行追踪的结构,与容积信息一起,同时得到室壁运动信息,并同时输出。

[0178] 即,图 19 所示例的室壁运动信息计算部 17e 根据多个轮廓位置的时间序列数据,计算规定部位的室壁运动信息。并且,控制部 18 进行控制,以便输出容积信息以及室壁运动信息。

[0179] 具体而言,作为室壁运动信息,室壁运动信息计算部 17e 计算局部的变形(Strain)、局部的位移(Displacement)、局部的变形的时间变化率(Strain Rate)、局部的位移的时间变化率(Velocity)、整体的变形、整体的位移、整体的变形的时间变化率、整体的位移的时间变化率的至少 1 个。另外,室壁运动信息计算部 17e 例如根据在第 1 实施方式中说明的检测部 17d 所检测到的 ES 时相的轮廓位置,来计算 ES 时相的室壁运动信息。或者,室壁运动信息计算部 17e 计算室壁运动信息的时间序列数据。当室壁运动信息计算部 17e 计算室壁运动信息的时间序列数据时,轮廓位置取得部 17b 通过在第 3 实施方式中说明的插补处理,来将多个剖面各自的轮廓位置的时间序列数据校正为同步的时间序列数据。

[0180] 例如,室壁运动信息计算部 17e 根据 A4C 剖面或者 A2C 剖面的内膜以及外膜的 2DT 的结果,作为室壁运动信息,计算局部的长轴(Longitudinal)方向的变形(LS)、局部的圆周(Circumferential)方向的变形(CS)、局部的壁厚(Radial)方向的变形(RS)。或者,例如,室壁运动信息计算部 17e 根据 A4C 剖面以及 A2C 剖面的内膜以及外膜的 2DT 的结果,作为室壁运动信息,通过对上述的 A4C 剖面以及 A2C 剖面的局部的变形进行平均,来计算整体的变形。另外,室壁运动信息计算部 17e 计算局部的变形的时间变化率或整体的变形的时间变化率。

[0181] 例如,室壁运动信息计算部 17e 根据 A4C 剖面或者 A2C 剖面的内膜以及外膜的 2DT 的结果,作为室壁运动信息,计算局部的长轴方向的位移(LD)或局部的壁厚(Radial)方向的位移(RD)。或者,例如,室壁运动信息计算部 17e 根据 A4C 剖面以及 A2C 剖面的内膜以及外膜的 2DT 的结果,作为室壁运动信息,通过对上述的 A4C 剖面以及 A2C 剖面的局部的位移进行平均,来计算整体的位移。另外,室壁运动信息计算部 17e 计算局部的位移的时间变化率(局部的心肌速度)或整体的的位移的时间变化率(整体的心肌速度)。另外,当作为室壁运动信息使用位移时,室壁运动信息计算部 17e 也可以计算对于按照基准时相(例如,R 波)的追踪点的位置的、按照基准位相以外的时相的追踪点的移动距离(Absolute Displacement:AD)。

[0182] 另外,由操作者指定室壁运动信息计算部 17e 所计算的室壁运动信息的种类。或者,将室壁运动信息计算部 17e 所计算的室壁运动信息的种类初始地设定为系统所保存的状态。

[0183] 在此,通过控制部 18 的控制,容积信息计算部 17c 例如如图 20 所示,生成内腔容积(Volume[mL])的时间变化曲线。另外,室壁运动信息计算部 17e 例如如图 20 所示,生成 LS(Strain[%])的时间变化曲线。另外,例如,通过控制部 18 的控制,容积信息计算部 17c、室壁运动信息计算部 17e、或者图像生成部 14 如图 20 所示,生成重叠了内腔容积的时间变化曲线和 LS 的时间变化曲线的曲线图。

[0184] 并且,控制部 18 例如使图 20 所示例的曲线图(graph)显示在显示器 2 上。使用图 20 所示例的曲线图所示的多个剖面的容积的测量结果,主要用于确保存在大多数情况下伴随着局部的形状变形的局部室壁运动异常的病例中的容积推定精度。另外,图 20 所示例的曲线图所示的心肌应变的测量结果,能够作为用于评价缺血性心脏病或伴随着非同步性的

疾病中的室壁运动异常的程度的指标。通过图 20 所示例的曲线图,通过同时显示容积信息和应变信息,从而与只输出容积信息时相比较,操作者能够简便且准确地进行更详细的心脏功能的诊断。

[0185] 另外,第 4 实施方式例如也可以通过控制部 18 的控制,容积信息计算部 17c 或者室壁运动信息计算部 17e 如图 20 所示例的那样,根据在同一心时相得到的 2 个时间变化曲线的曲线图,计算容积的峰值 (peak) (极小)时间与应变的峰值 (LS 极小)时间的的时间差(参照图 20 所示例的“dt”)。此时,控制部 18 还将两个峰值时间的的时间差“dt”与曲线图相匹配地输出。图 20 所示例的容积以及室壁运动信息的时间变化曲线或峰值时间的的时间差能够分别在治疗前、治疗后、或治疗后的定期的检查中进行计算。操作者通过将这样的结果在治疗过程中进行比较,从而有益于治疗的效果判定。

[0186] 接着,使用图 21,针对第 4 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理进行说明。图 21 是用于说明第 4 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,在图 21 中,示出了以通过在第 1 实施方式或第 2 实施方式中说明的处理,以取得多个剖面的所有的轮廓位置的时间序列数据的情况为契机来进行的处理。另外,在图 21 中,针对作为室壁运动信息计算时间序列数据的情况进行了说明。

[0187] 如图 18 所示,第 4 实施方式所涉及的超声波诊断装置判定是否取得了 $P(1, t) \sim P(N, t)$ (步骤 S501)。在此,当没有取得所有的 $P(1, t) \sim P(N, t)$ 时(步骤 S501 否定),超声波诊断装置待机到取得多个剖面所有的轮廓位置的时间序列数据。

[0188] 另一方面,当取得了所有的 $P(1, t) \sim P(N, t)$ 时(步骤 S501 肯定),轮廓位置取得部 17b 通过第 1 插补方法或者第 2 插补方法,来进行插补处理(步骤 S502)。并且,容积信息计算部 17c 使用检测部 17d 检测到的 $P(1, t) \sim P(N, t)$ 各自的 ES 时相,根据 $P(1, t) \sim P(N, t)$,计算容积信息的时间序列数据 $V(t)$ (步骤 S503)。

[0189] 另外,室壁运动信息计算部 17e 使用检测部 17d 所检测到的 $P(1, t) \sim P(N, t)$ 各自的 ES 时相,根据 $P(1, t) \sim P(N, t)$,计算室壁运动信息的时间序列数据 $S(t)$ (步骤 S504)。并且,室壁运动信息计算部 17e 计算容积的峰值时间和室壁运动信息的峰值时间的的时间差(步骤 S505)。

[0190] 并且,控制部 18 进行控制,以便输出 $V(t)$ 、 $S(t)$ 以及时间差(步骤 S506),结束处理。

[0191] 如上所述,在第 4 实施方式中,与容积信息一起,输出能够根据室壁运动信息、容积信息以及室壁运动信息进行检测的信息(时间差),因此,操作者能够简易地取得心脏病的诊断中的各种重要且精度高的信息。

[0192] 另外,在第 1 ~ 第 4 实施方式以及变形例中说明了的图像处理方法还能够适用于作为计算容积信息的对象而使用心脏以外的脏器(例如,肝脏等)或在脏器中产生的肿瘤等的情况。此时,即使肿瘤在伴随着心跳或呼吸的图像内发生移动,也能够通过 2DT 处理自动地追踪肿瘤的位置。其结果,能够不受到针对肿瘤整体或肿瘤内的特定的部位的 1 次心跳内或多次心跳中的容积变化的状态发生偏移的影响,而准确地进行评价。

[0193] 另外,在第 1 ~ 第 4 实施方式以及变形例中说明了的图像处理方法在超声波诊断装置以外的医用图像诊断装置(例如,X 射线 CT 装置、MRI 装置等)中,也可以使用分别将规定的多个剖面在至少 1 次心跳以上的规定区间中进行摄影而得到的多个二维医用图像数

据组来进行。即,在二维 X 射线 CT 图像数据或二维 MRI 图像数据中也能够进行基于模式匹配处理的 2DT 处理,因此,在第 1~第 4 实施方式以及变形例中说明了的图像处理方法还可以由超声波诊断装置以外的医用图像诊断装置来执行。

[0194] 另外,在第 1~第 4 实施方式以及变形例中说明了的图像处理方法也可以由独立于医用图像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医用图像诊断装置、或者 PACS 的数据库 (database)、电子病历系统 (chart system) 的数据库接收到的多个二维医用图像数据组执行上述的图像处理方法。

[0195] 另外,在上述的第 1~第 4 实施方式以及变形例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) 等计算机 (computer) 来执行预先准备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 Flash 存储器等计算机可读的非暂时性的记录介质中,通过由计算机从非暂时性的记录介质中读出来执行。

[0196] 以上,如所说明的那样,根据第 1~第 4 的实施方式以及变形例,能够简易地取得容积信息的高精度的测量结果。

[0197] 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。

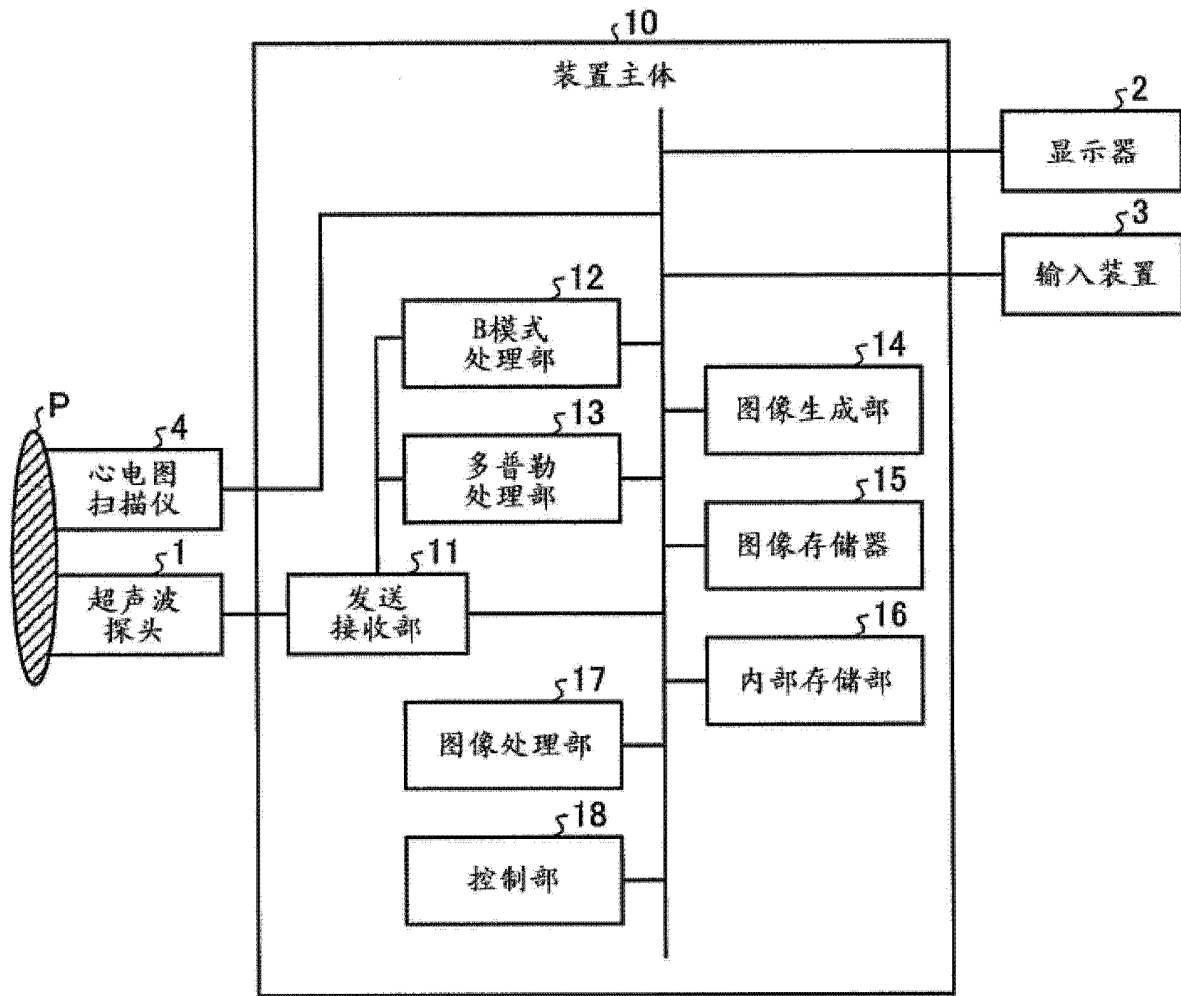


图 1

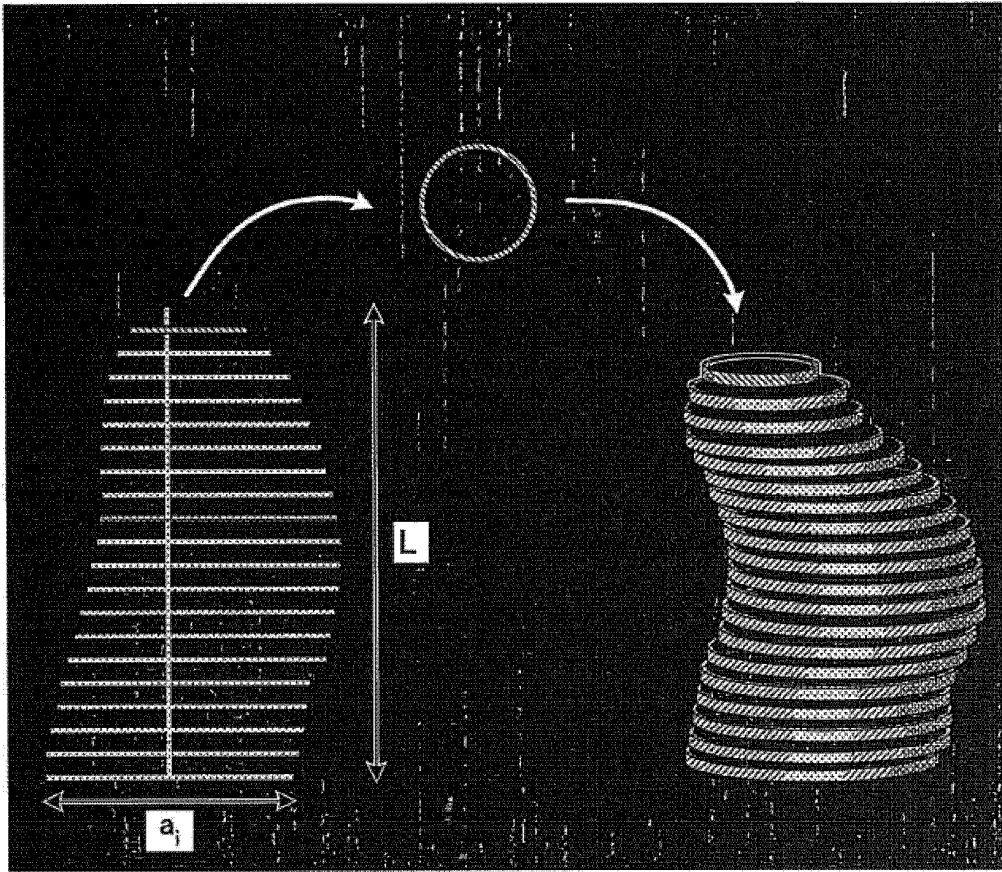


图 2

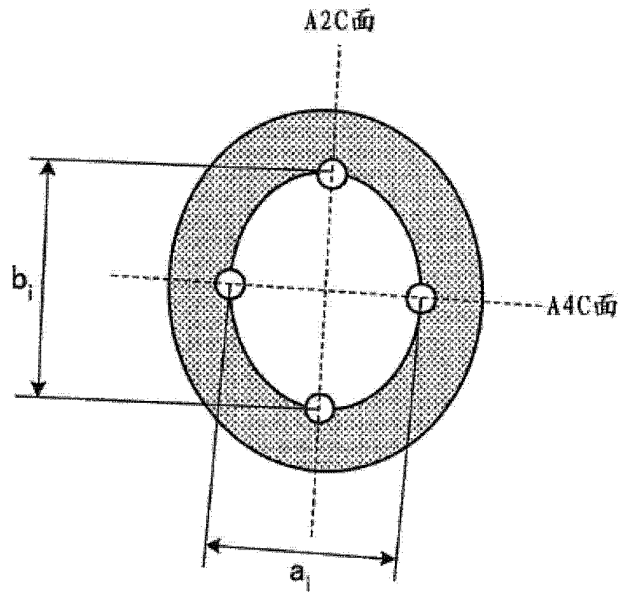


图 3

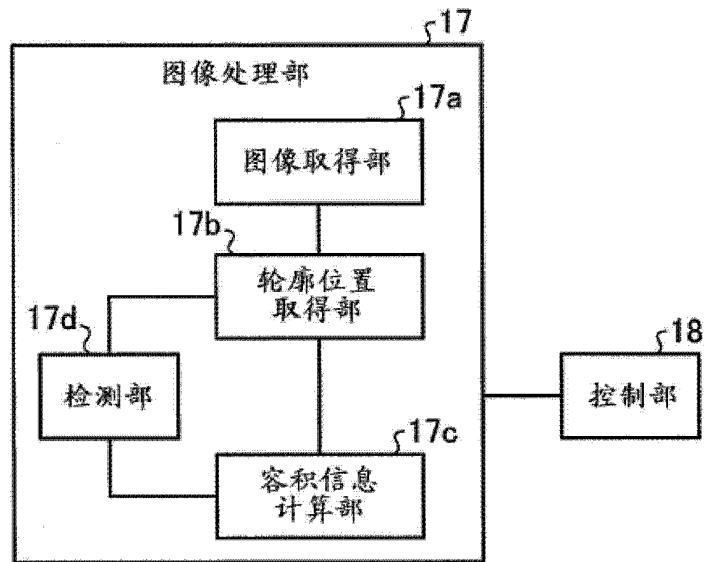


图 4

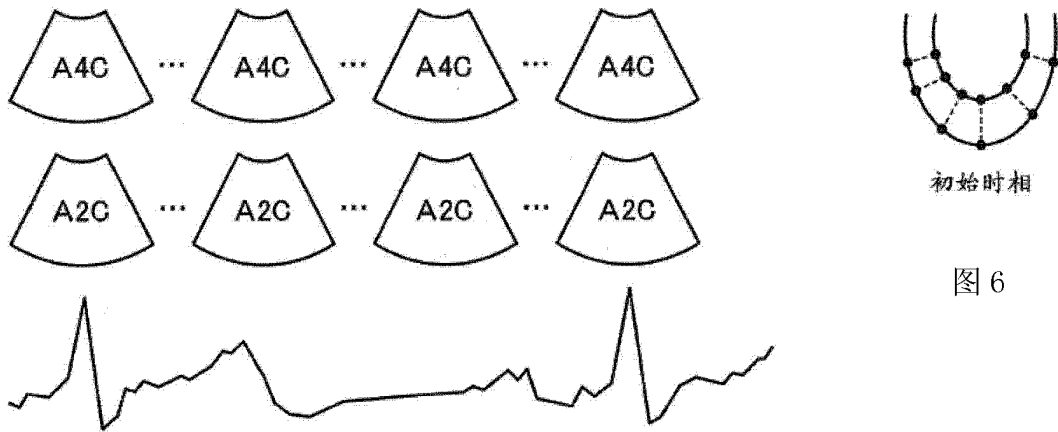


图 6

图 5

EDV (mL)
ESV (mL)
EF (%)
心肌容积 (mL)
心肌重量 (g)
Mass-Index (g/m ²)

图 7

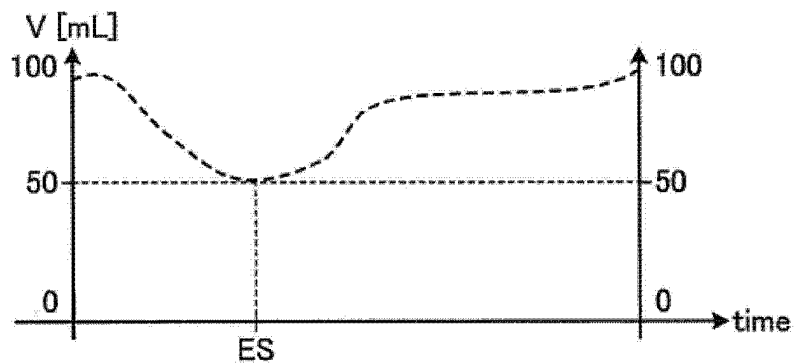


图 8

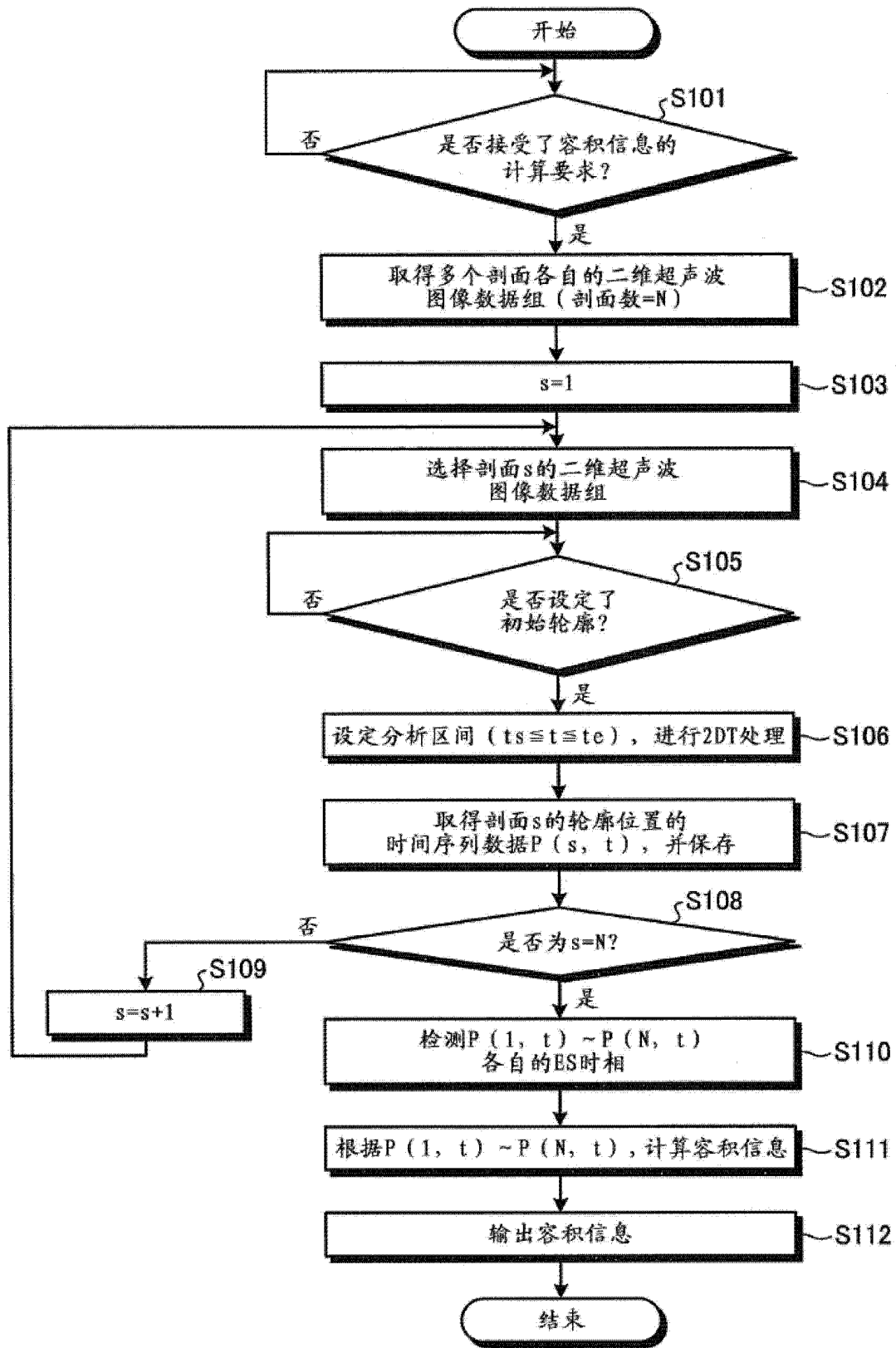


图9

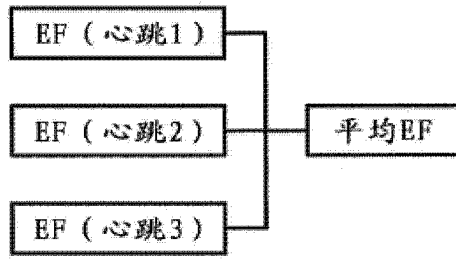


图 10

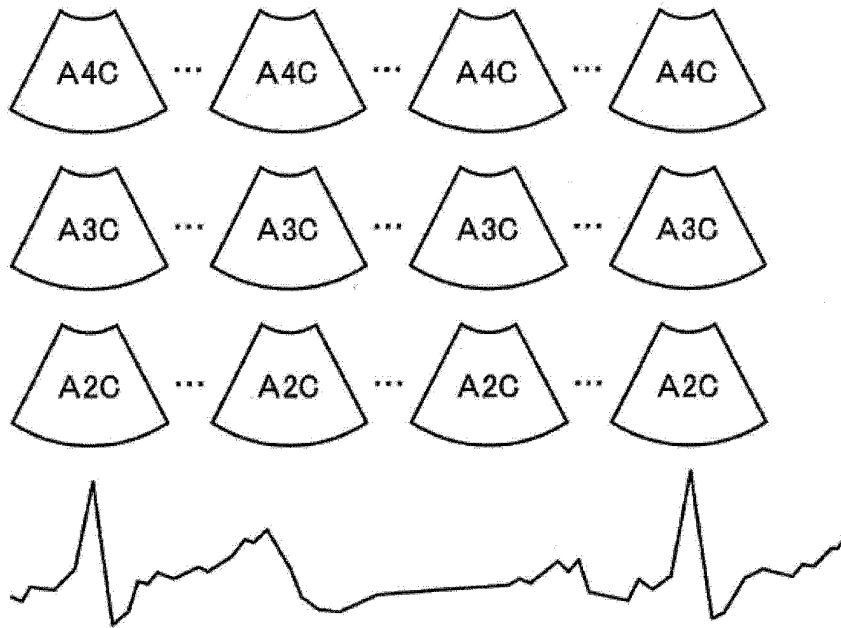


图 11A

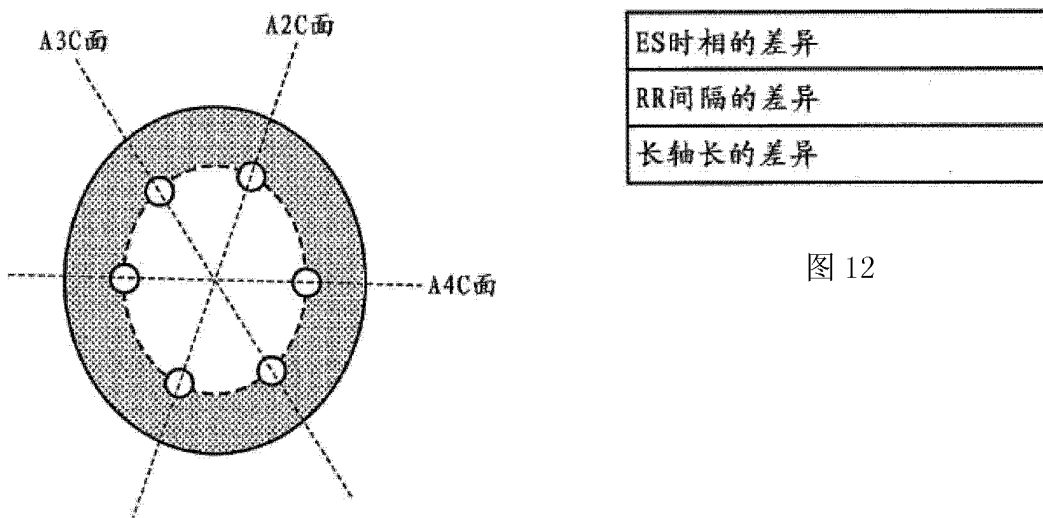


图 12

图 11B

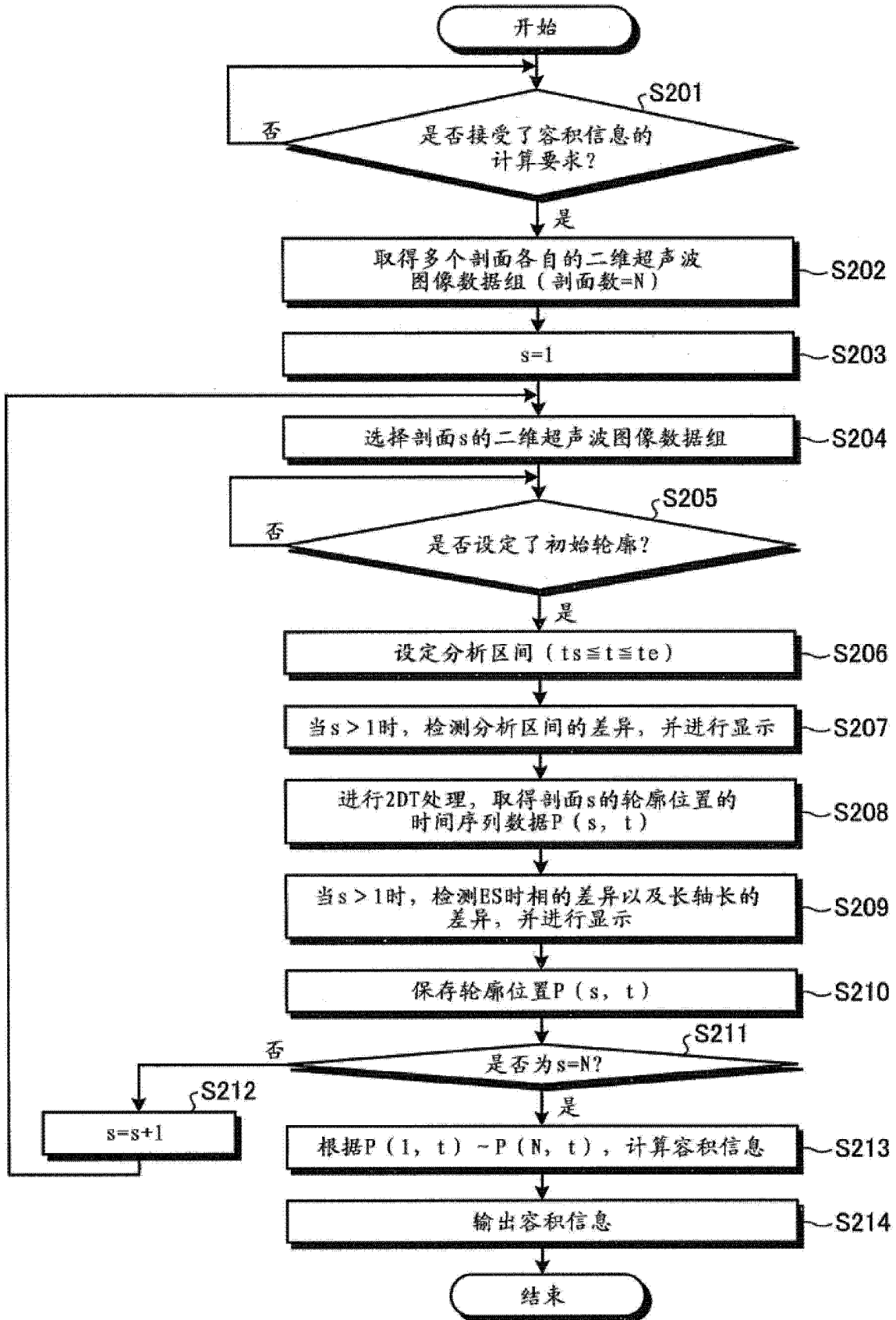


图 13

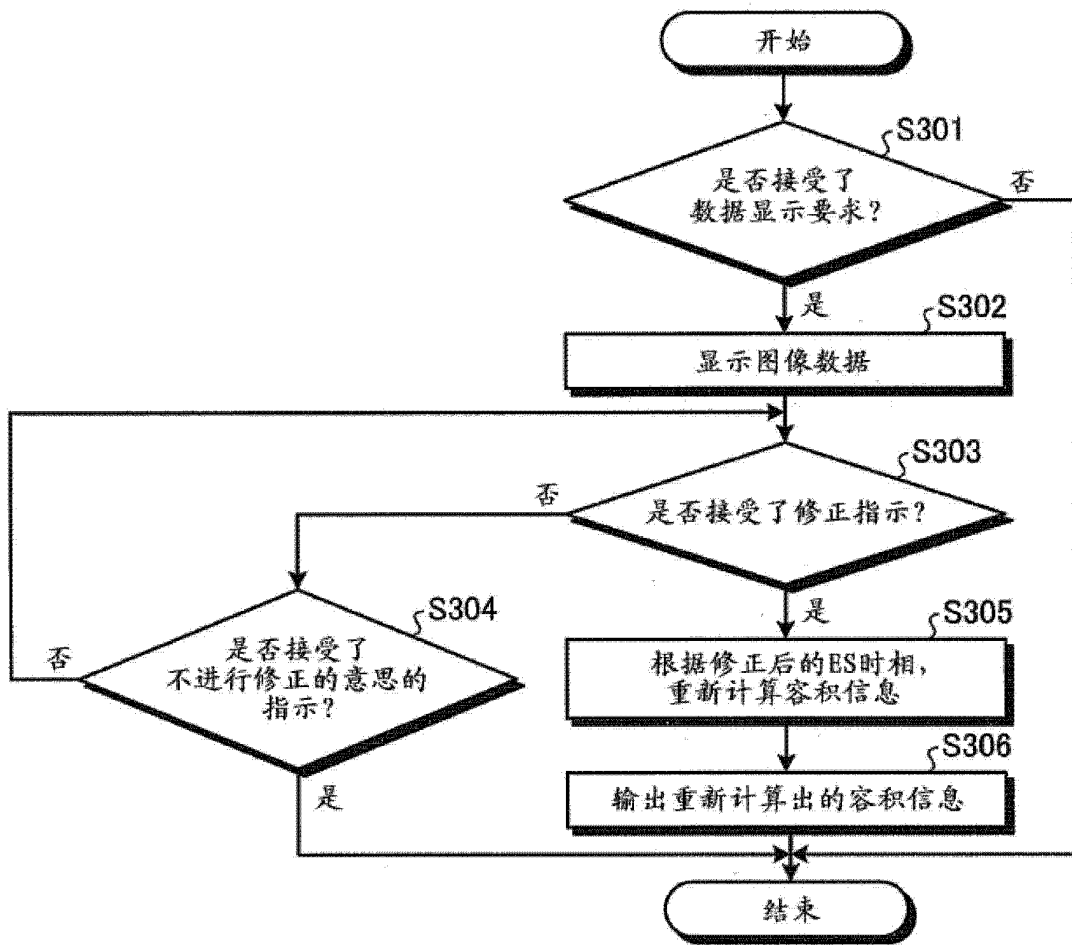


图 14

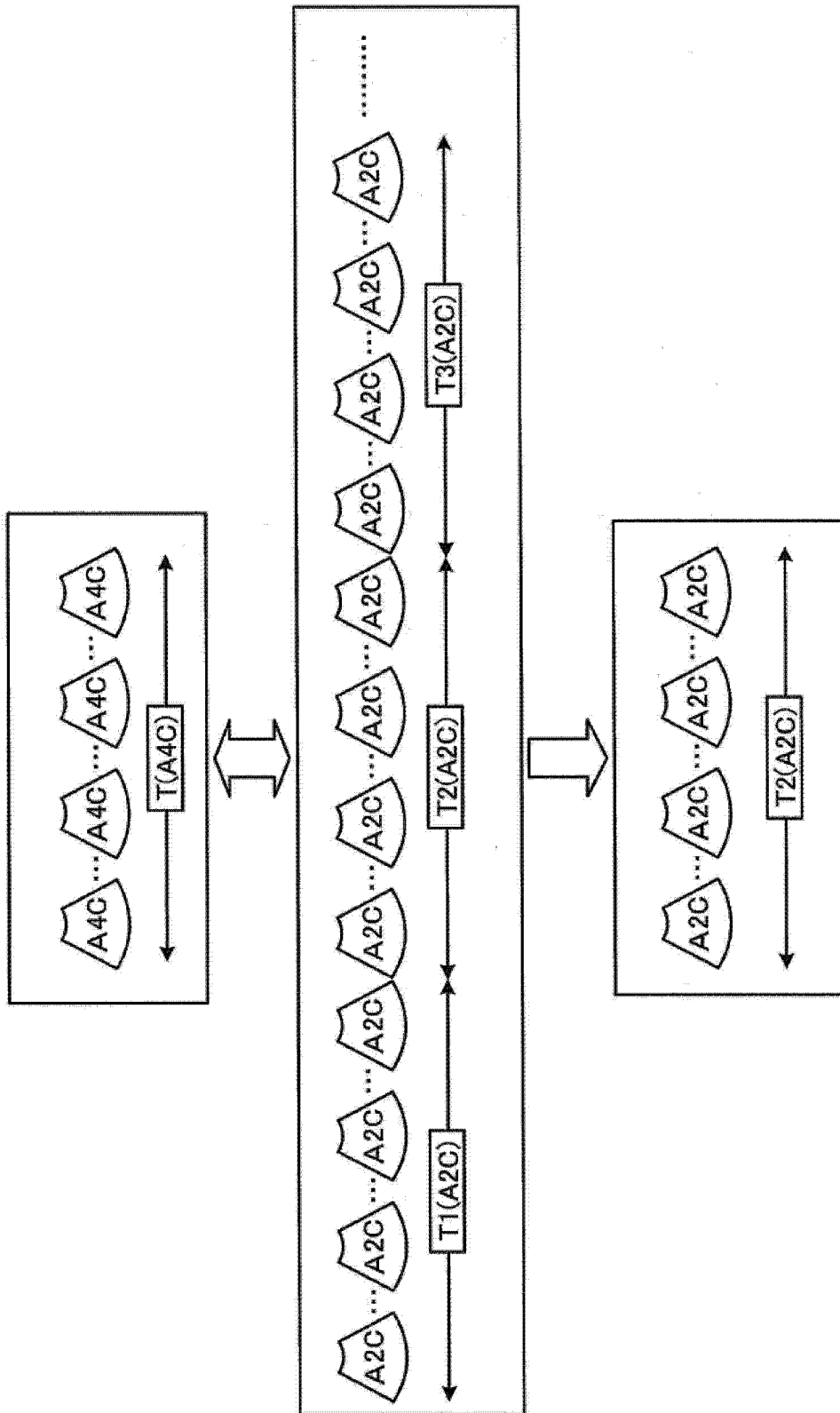


图 15

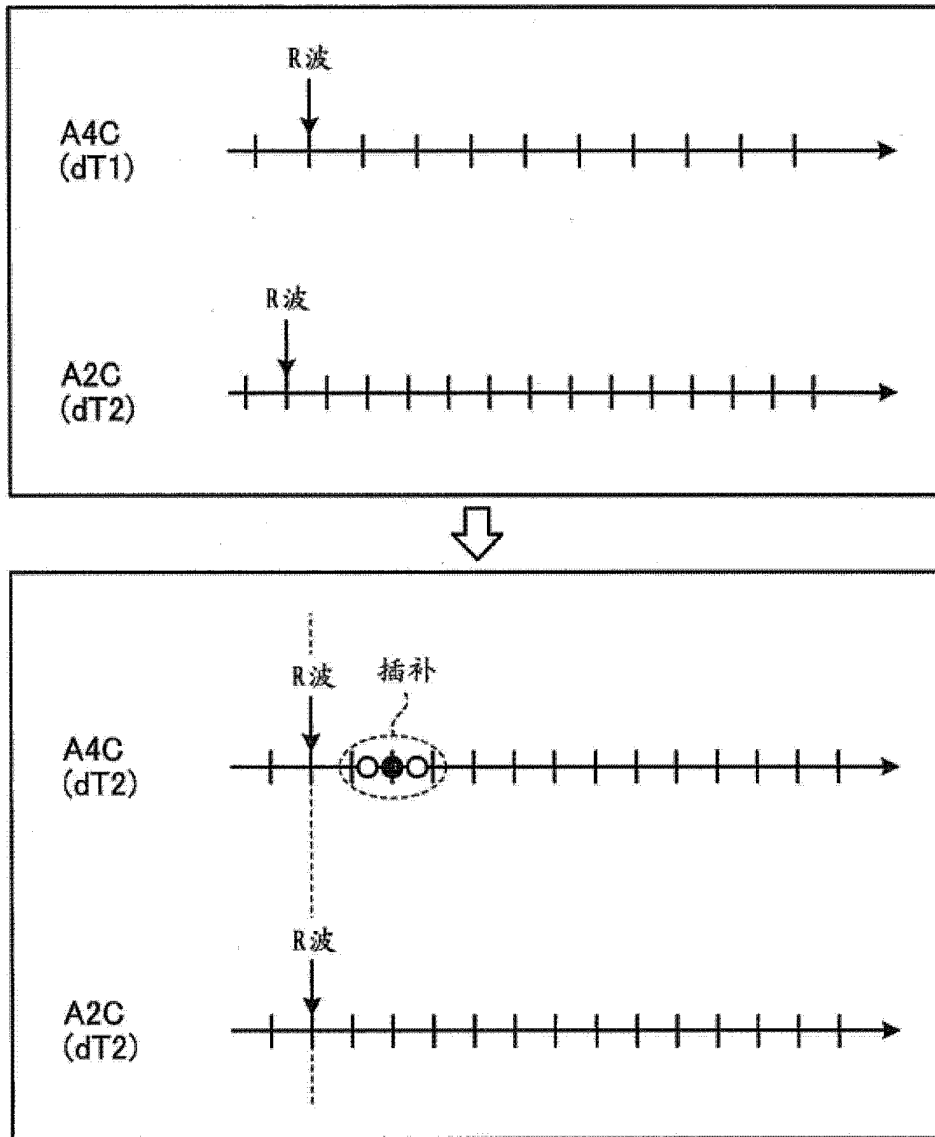


图 16

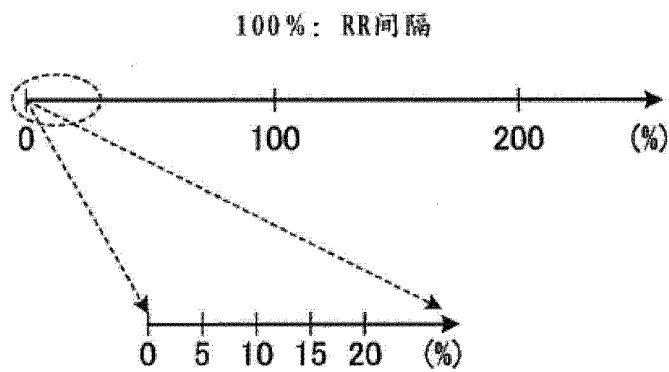


图 17

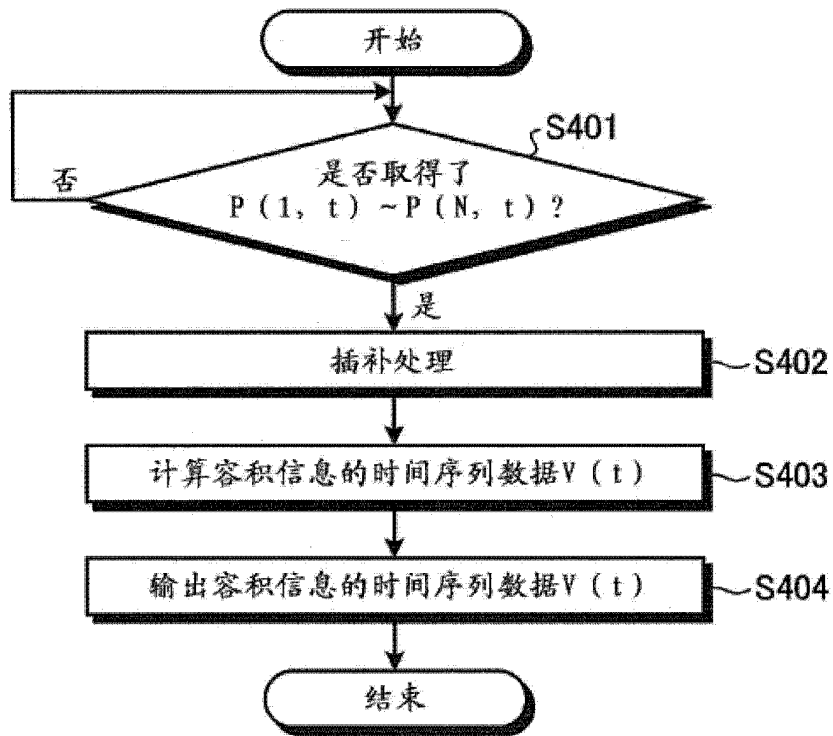


图 18

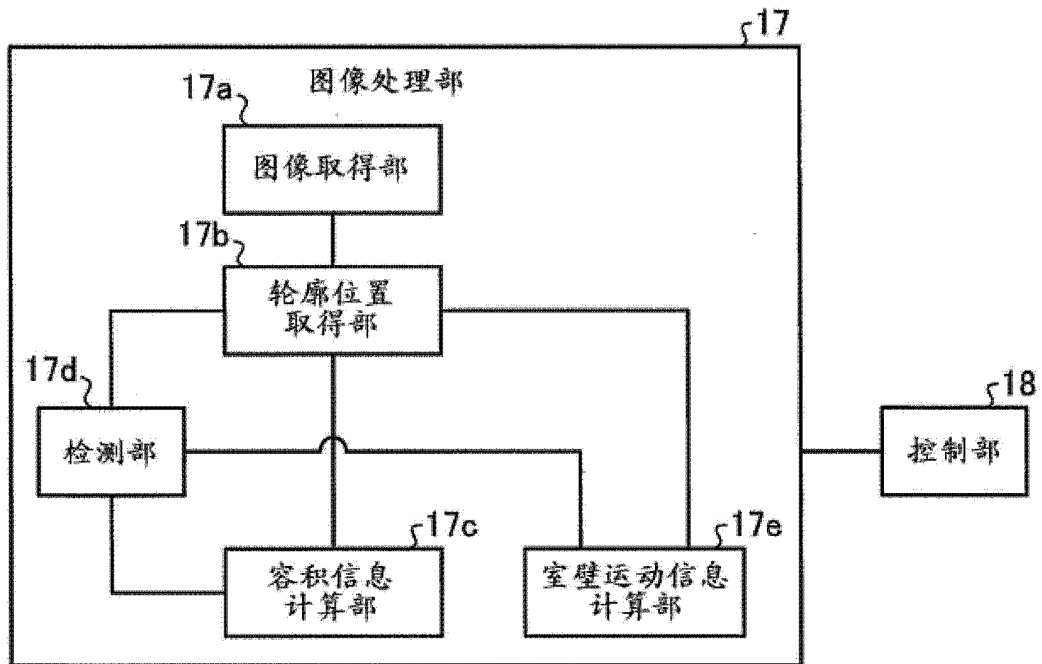


图 19

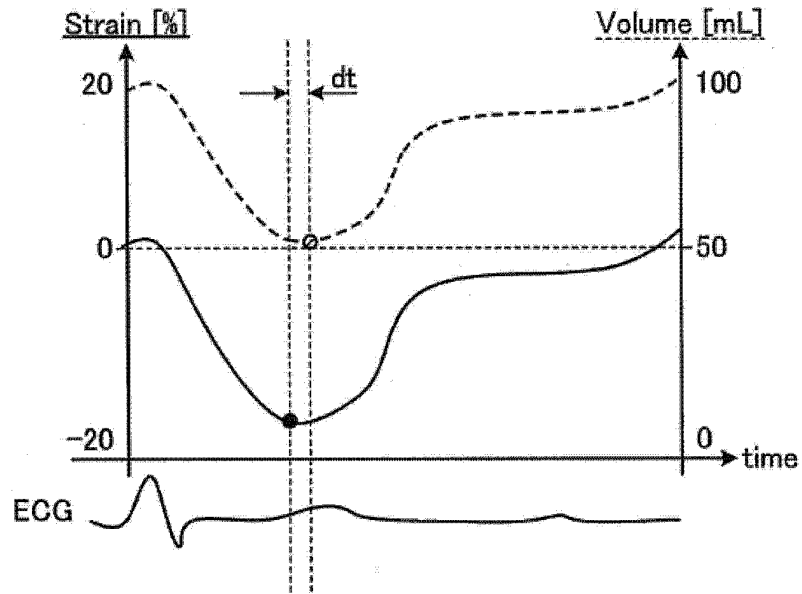


图 20

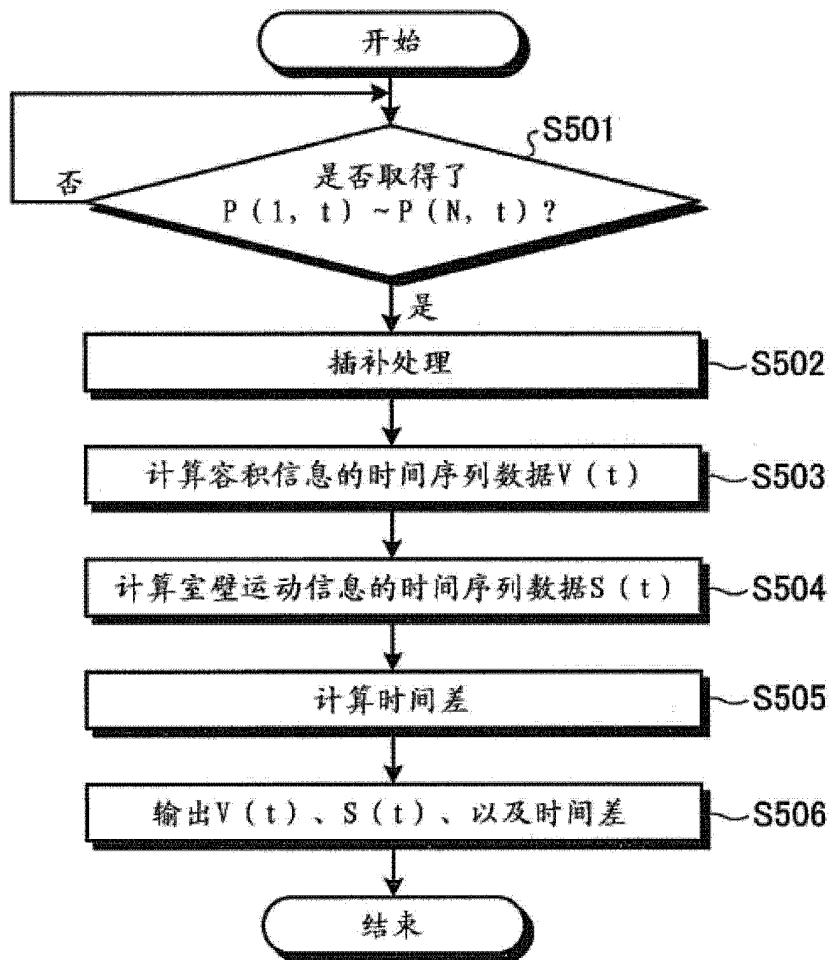


图 21

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	CN103648402A	公开(公告)日	2014-03-19
申请号	CN201380000515.5	申请日	2013-03-25
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	阿部康彦 桥本新一 赤木和哉		
发明人	阿部康彦 桥本新一 赤木和哉		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/488 A61B8/5223 A61B5/1073 G06T7/2046 G06T2207/10132 G06T2207/10016 G06T2207/30076 A61B8/0858 A61B8/06 A61B8/543 A61B8/08 A61B8/467 A61B8/463 A61B5/1075 A61B8/0883 G06T7/602 G06T2207/30048 A61B5/0402 A61B8/14 A61B8/466 A61B8/483 G06T7/251 G06T7/62 G16H50/30		
代理人(译)	李洋		
优先权	2012082164 2012-03-30 JP 2013062787 2013-03-25 JP		
其他公开文献	CN103648402B		
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 (17a)、轮廓位置取得部 (17b)、容积信息计算部 (17c)、控制部 (18)。图像取得部 (17a) 取得通过对规定的多个剖面分别在至少1次心跳以上的规定区间进行超声波扫描而生成的多个二维超声波图像数据组。轮廓位置取得部 (17b) 遍及规定区间而进行包含二维的模式匹配的追踪处理, 取得多个二维超声波图像数据组分别所包含的规定部位的内腔以及外腔的至少1个轮廓位置的时间序列数据。容积信息计算部 (17c) 根据从多个二维超声波图像数据组分别取得的多个轮廓位置的时间序列数据, 计算规定部位的容积信息。控制部 (18) 进行控制以便输出容积信息。

