



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103648402 B

(45) 授权公告日 2016. 06. 22

(21) 申请号 201380000515. 5

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 03. 25

A61B 8/08(2006. 01)

(30) 优先权数据

2012-082164 2012. 03. 30 JP

2013-062787 2013. 03. 25 JP

(56) 对比文件

WO 2011/125513 A1, 2011. 10. 13,

JP 特开 2012-55483 A, 2012. 03. 22,

WO 2012/023399 A1, 2012. 02. 23,

WO 2010/092919 A1, 2010. 08. 19,

WO 2010/113998 A1, 2010. 10. 07,

JP 特开 2011-83645 A, 2011. 04. 28,

CN 102028496 A, 2011. 04. 27,

CN 1593348 A, 2005. 03. 16,

(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

审查员 王珊珊

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

专利权人 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

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司

公司 11227

代理人 舒艳君 李洋

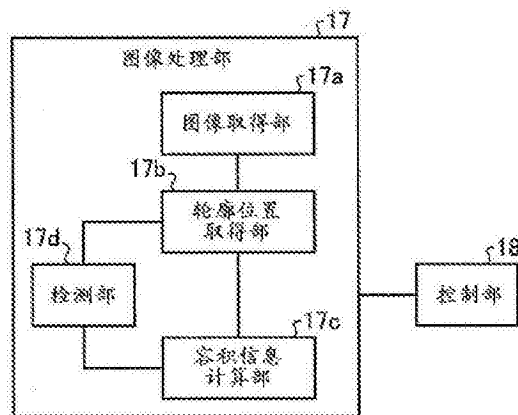
权利要求书3页 说明书22页 附图11页

(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、轮廓位置取得部、容积信息计算部、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或外腔的一方或双方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;

控制部,进行控制以便输出上述容积信息;以及

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,

上述轮廓位置取得部取得作为上述规定部位的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,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个来作为基于收缩末期时相的容积信息,

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。

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。

4. 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。

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同一时相的轮廓位置的同步的时间序列数据。

6. 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。

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。

8. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述检测部还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,

上述控制部还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。

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次心跳区间一致的二维超声波图像数据组。

10. 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。

11. 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或外腔的一方或双方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;

控制部,进行控制以便输出上述容积信息;以及

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。

12. 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或外腔的一方或双方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；

控制部,进行控制以便输出上述容积信息；以及

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,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个来作为基于收缩末期时相的容积信息,

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。

13. 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或外腔的一方或双方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；

控制部,进行控制以便输出上述容积信息；以及

检测部,在上述多个二维医用图像数据组之间,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。

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。根据上

述结构的装置,能够简易地取得容积信息的高精度的测量结果。

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1D、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像中设定的左室内的腔区域等分为与左室的长轴(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11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 $P(1, t) \sim P(N, t)$ 各自的ES时相(步骤S110)。并且,容积信息计算部17c根据 $P(1, t) \sim P(N, t)$,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个圆盘的腔内形状(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个圆盘中的腔内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腔内容积的容积信息。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。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即使在在进行第1选择方法的情况下,或者即使在在进行第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即使在在进行第1选择方法的情况下,或者即使在在进行第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)~P(N,t)各自的ES时相,容积信息计算部17c根据P(1,t)~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,能够通知促使进行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的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为了将相对的经过时间(%)转换成绝对时间(毫秒),对相对的经过时间(%)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了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。

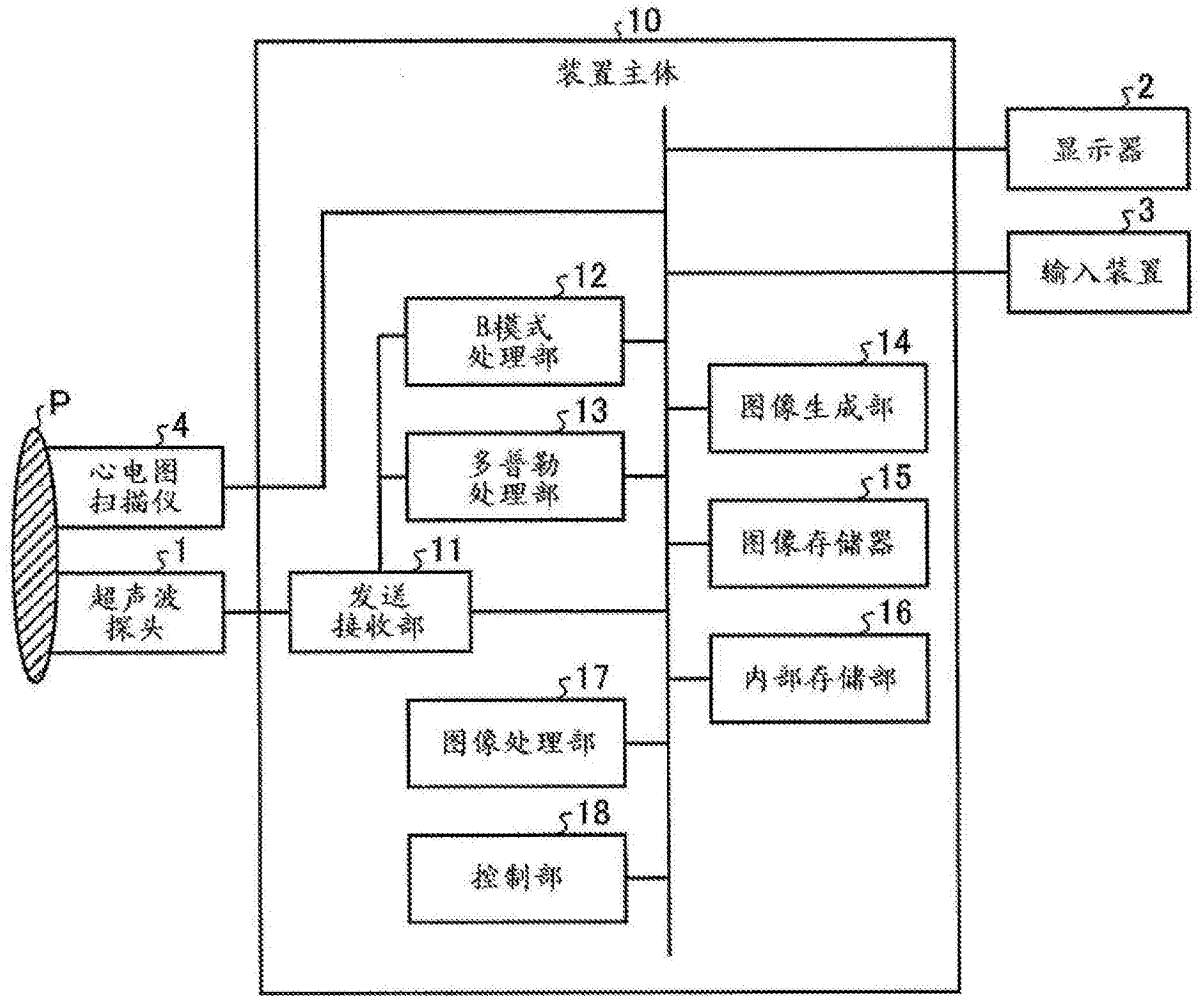


图1

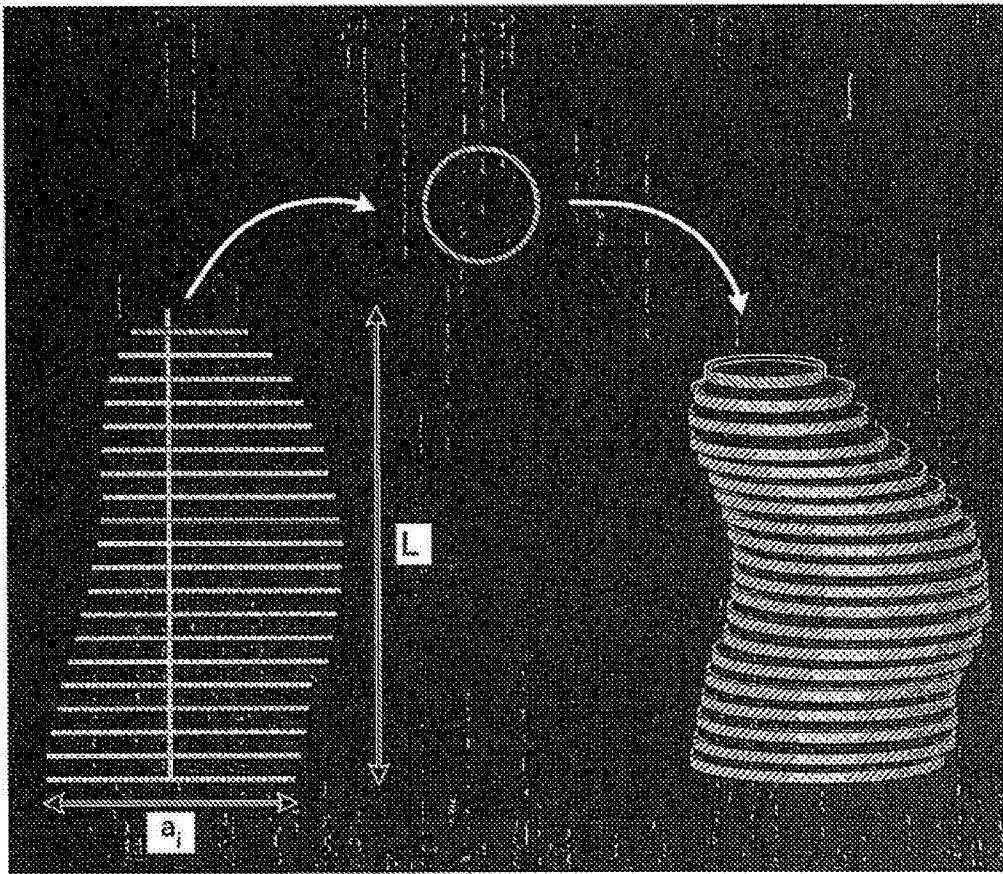


图2

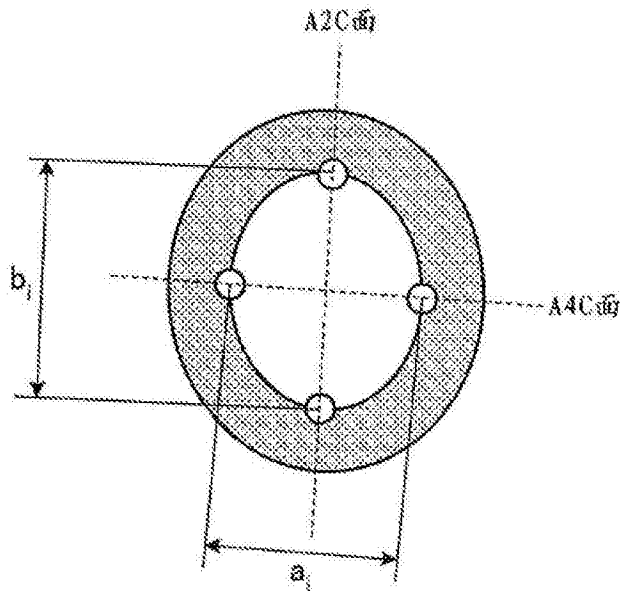


图3

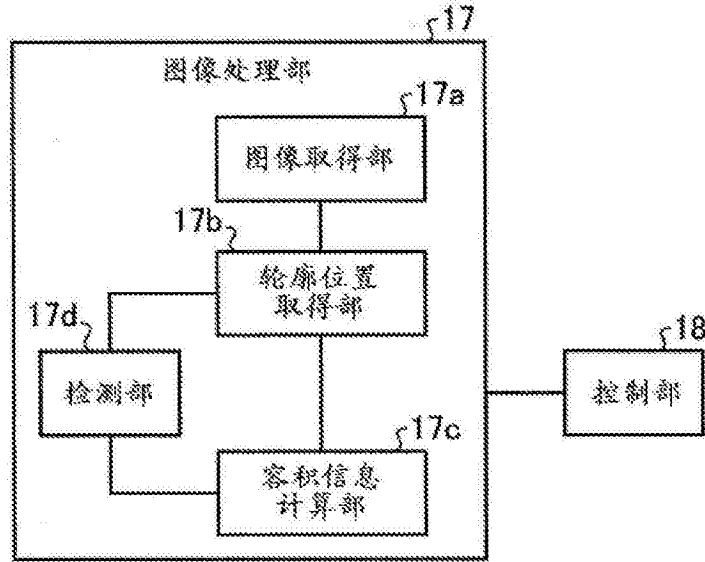


图4

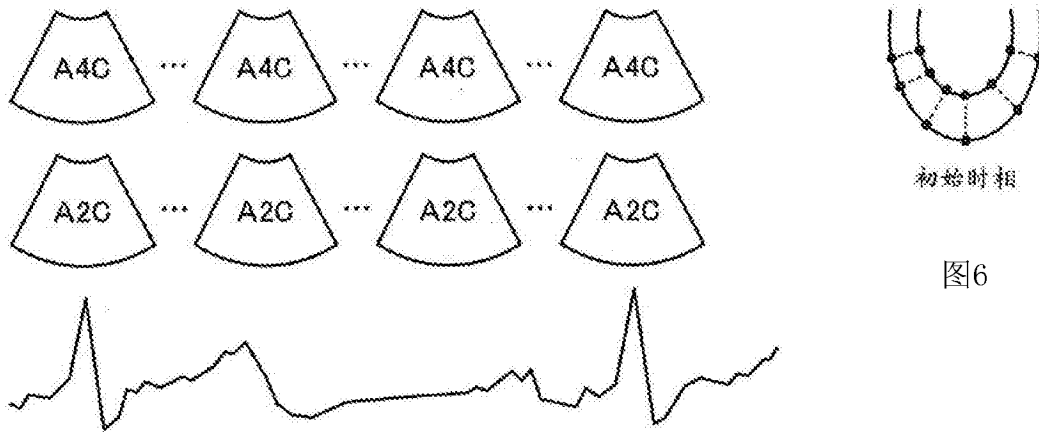


图6

图5

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

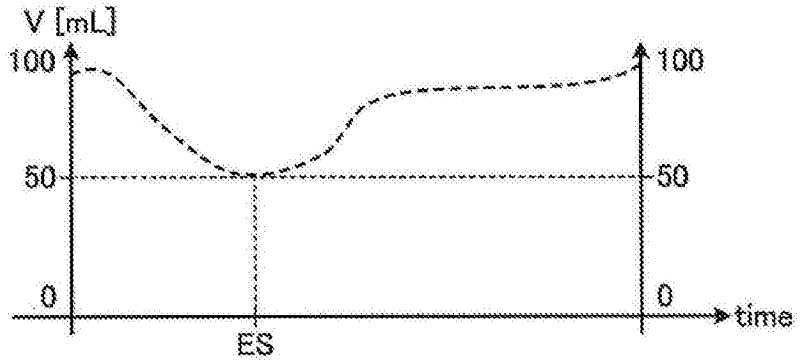


图7

图8

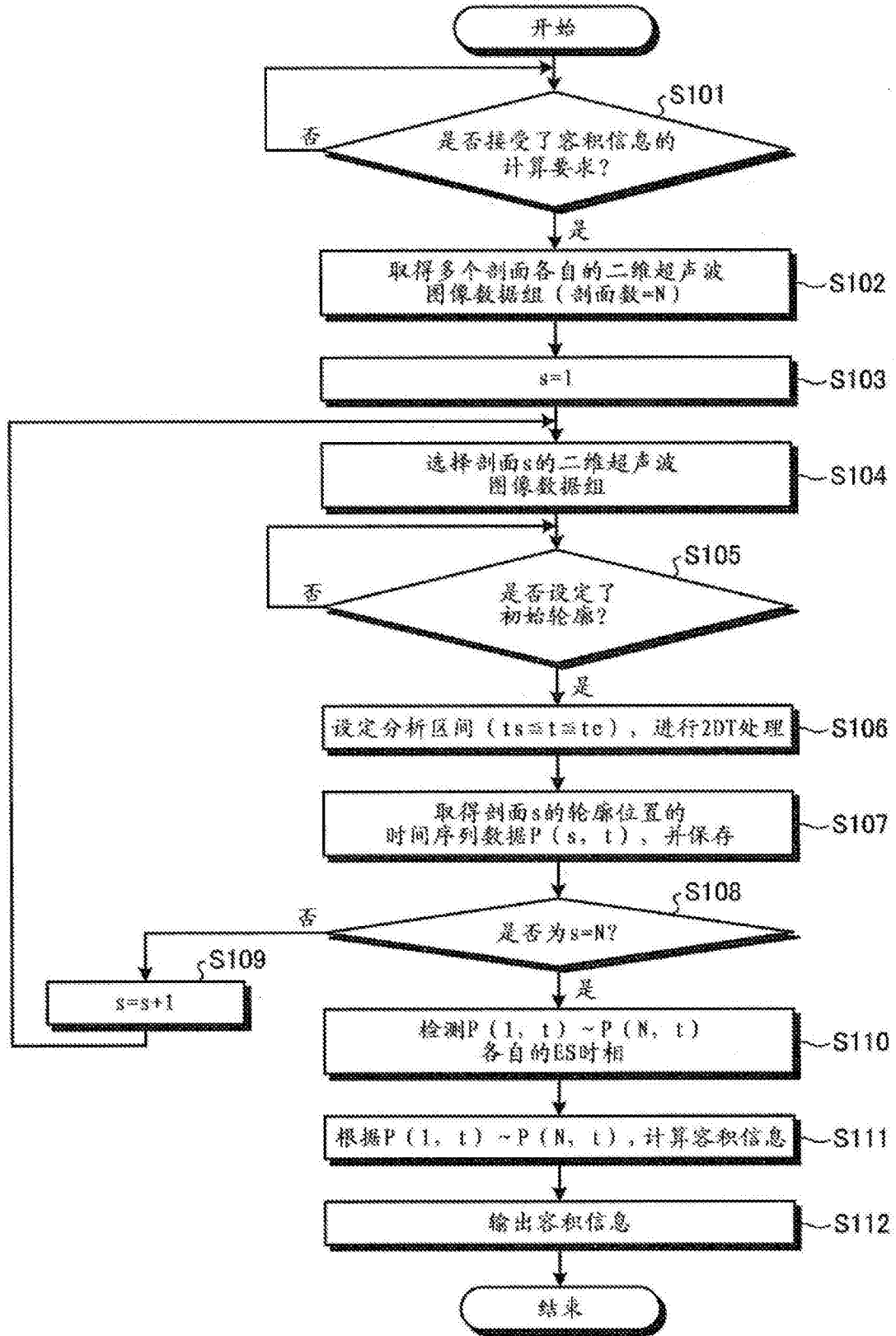


图9

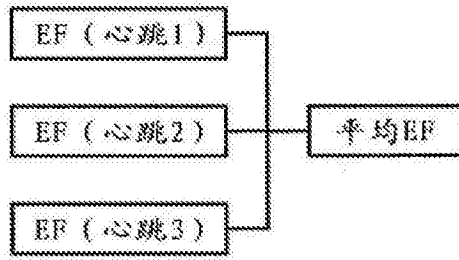


图10

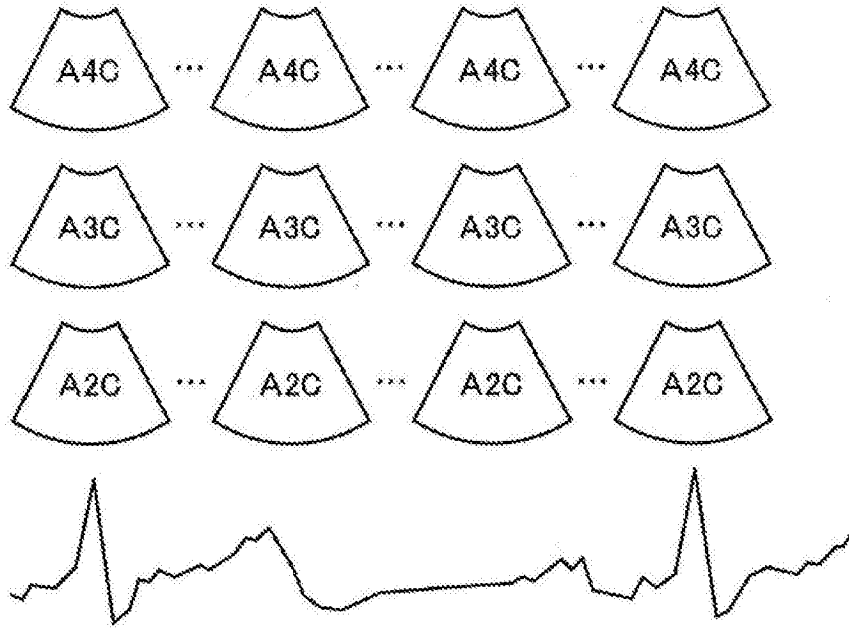


图11A

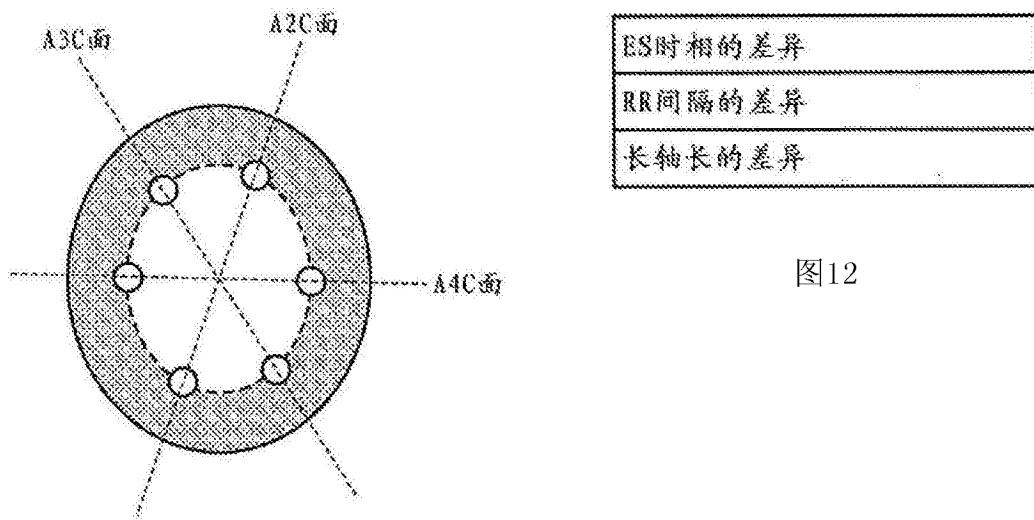


图12

图11B

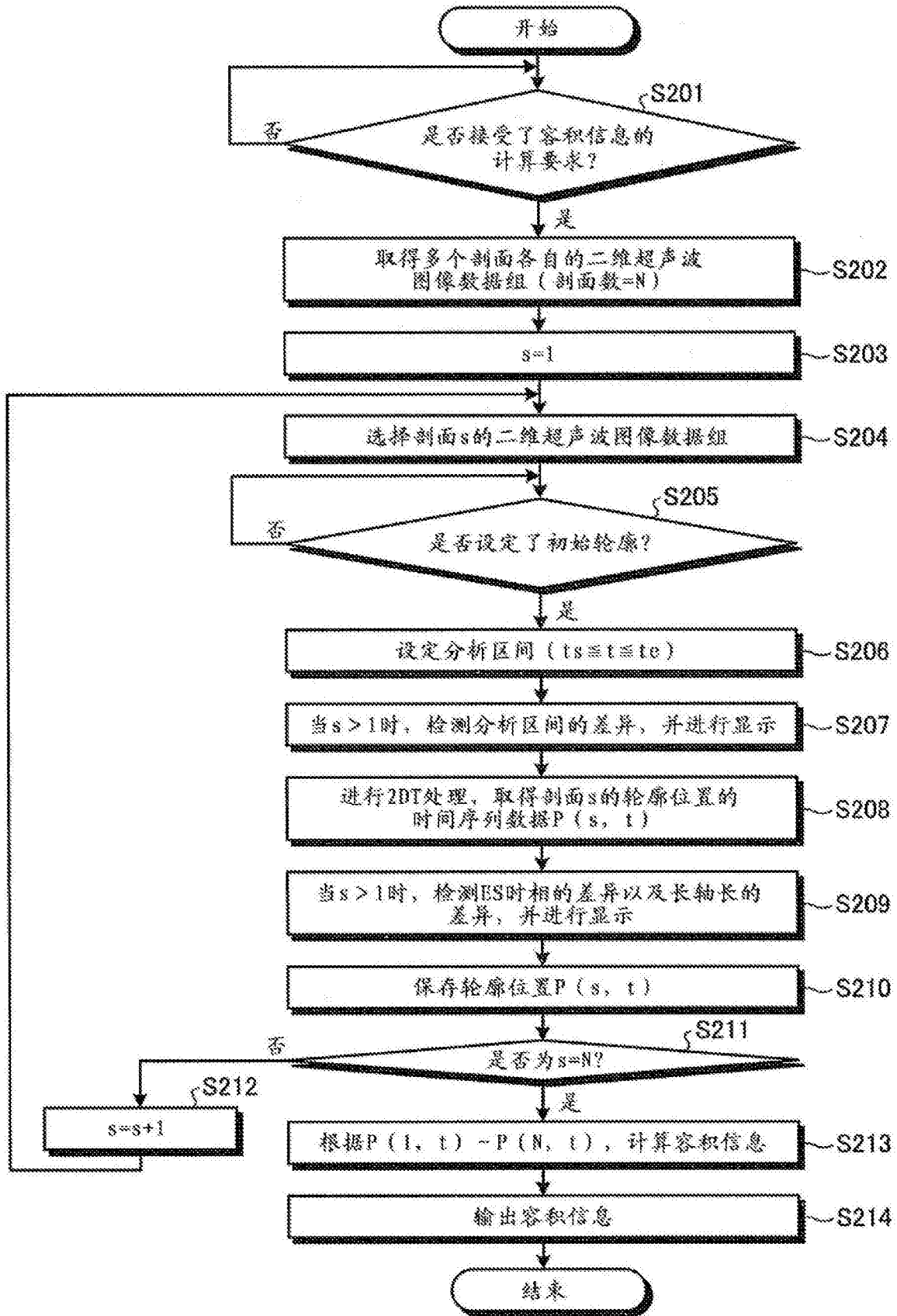


图13

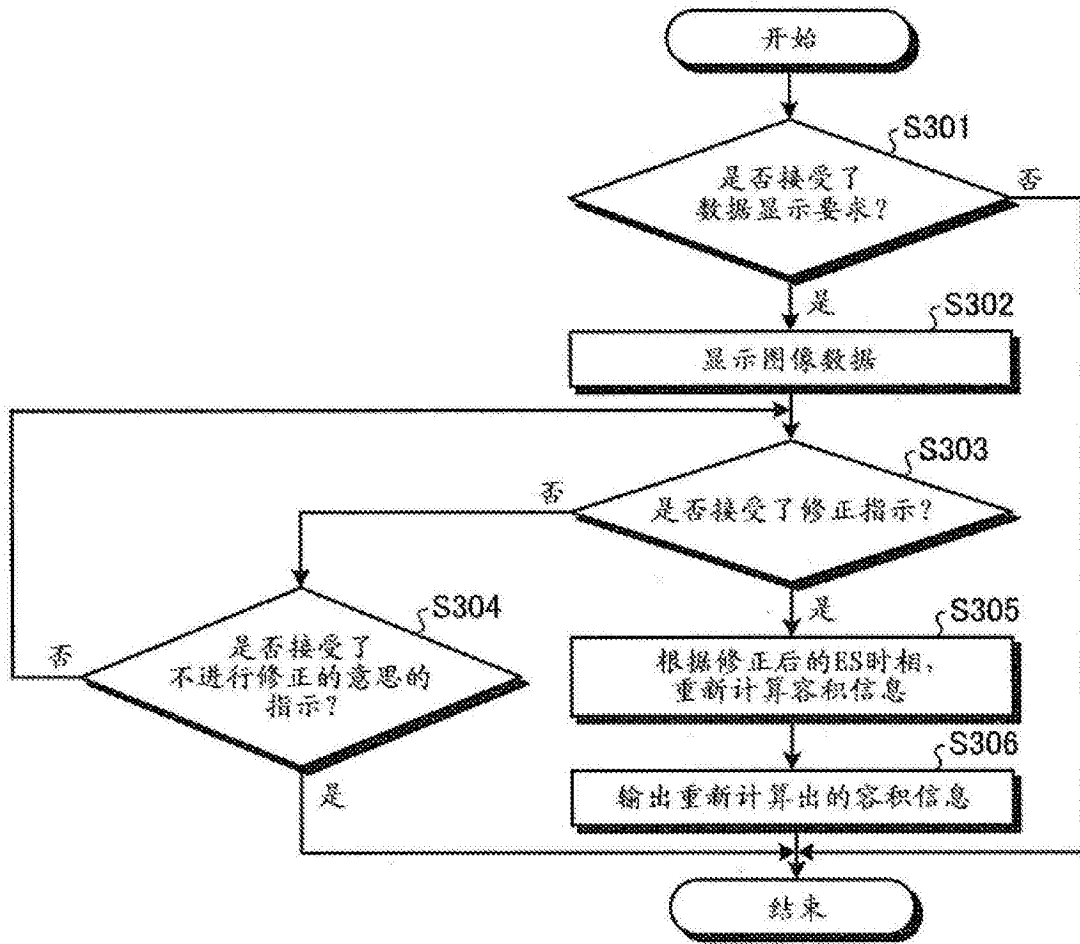


图14

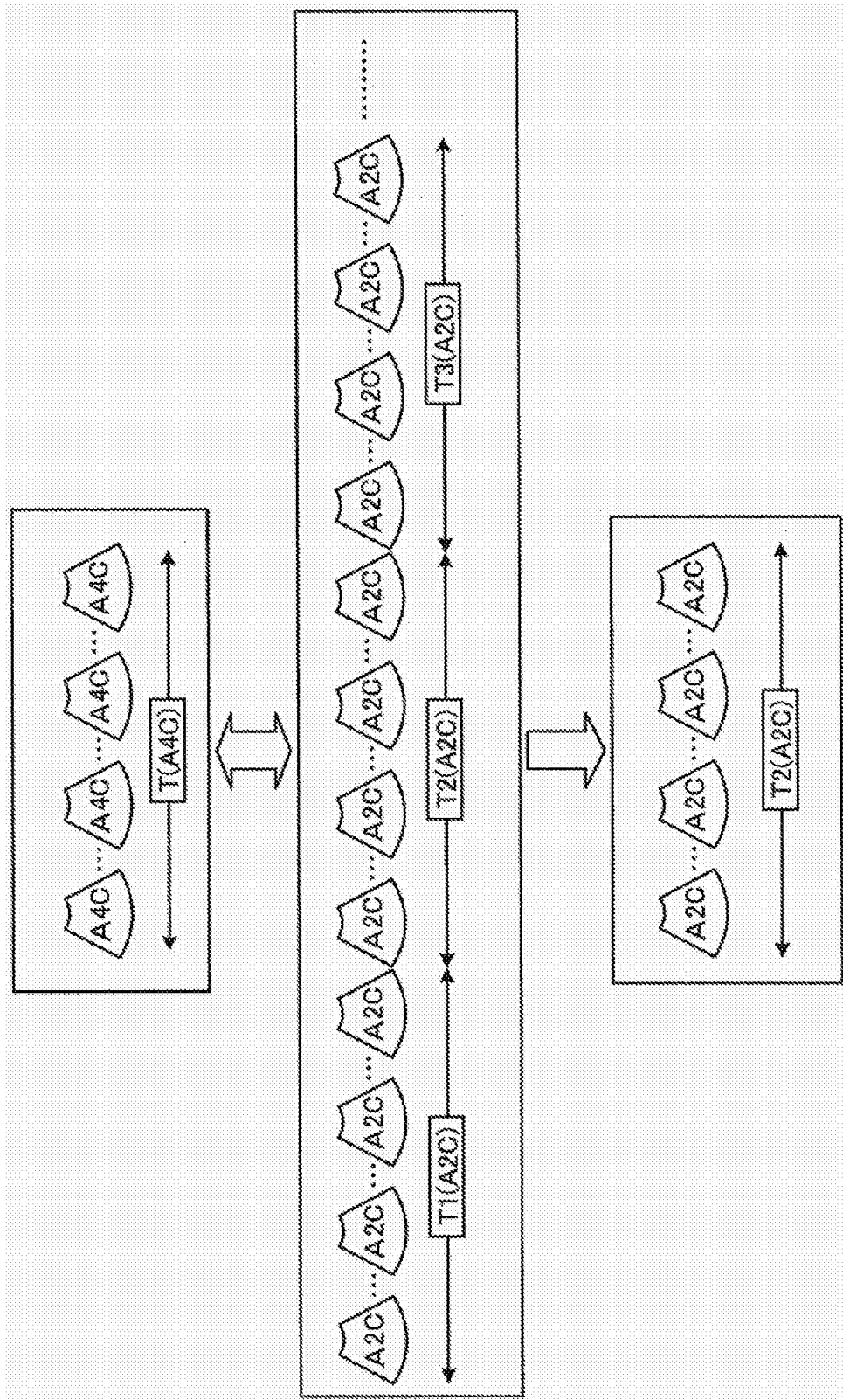


图15

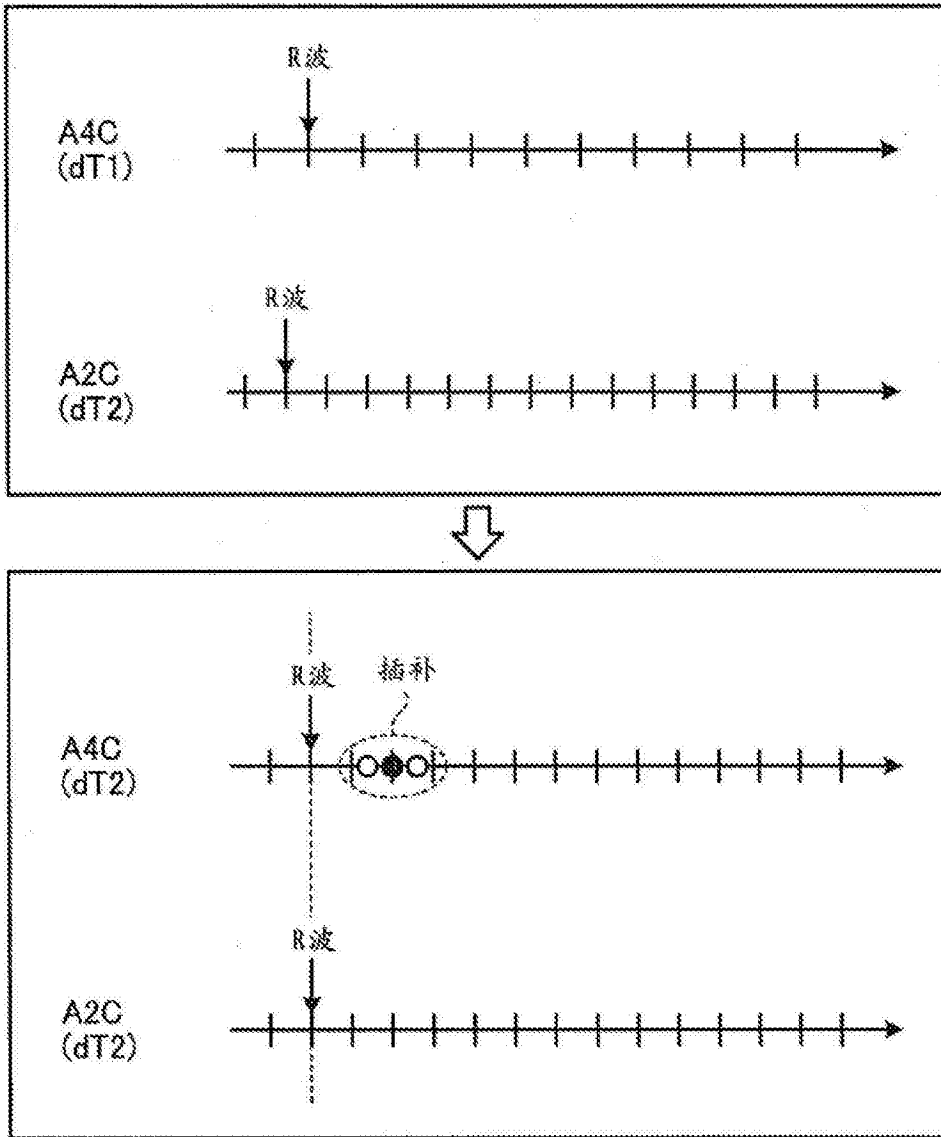


图16

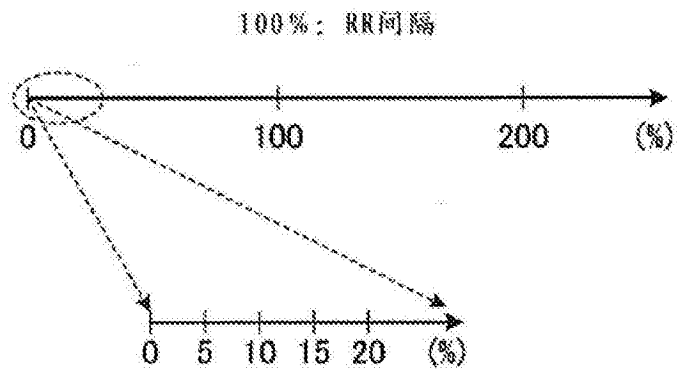


图17

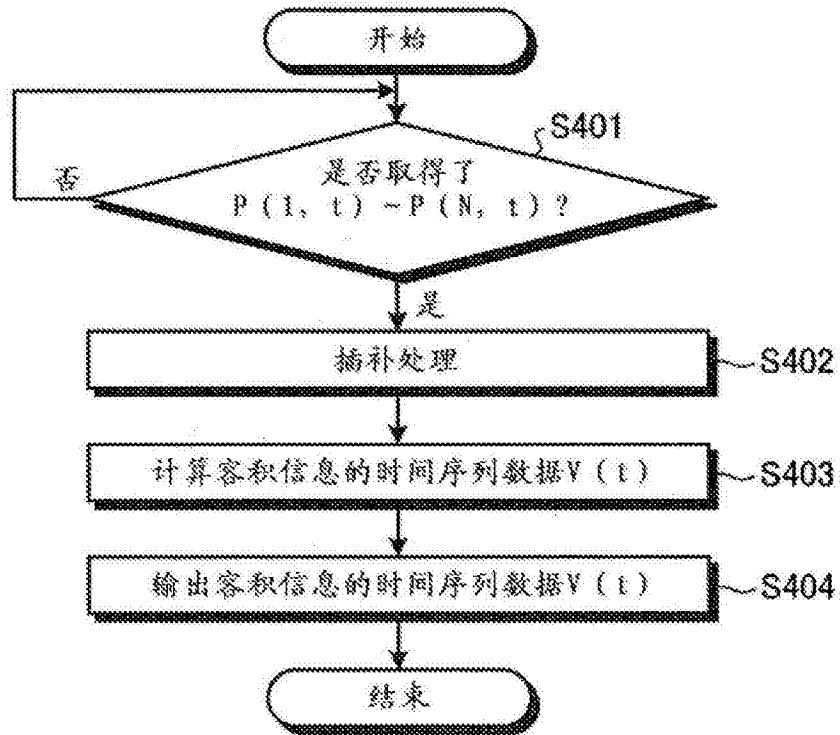


图18

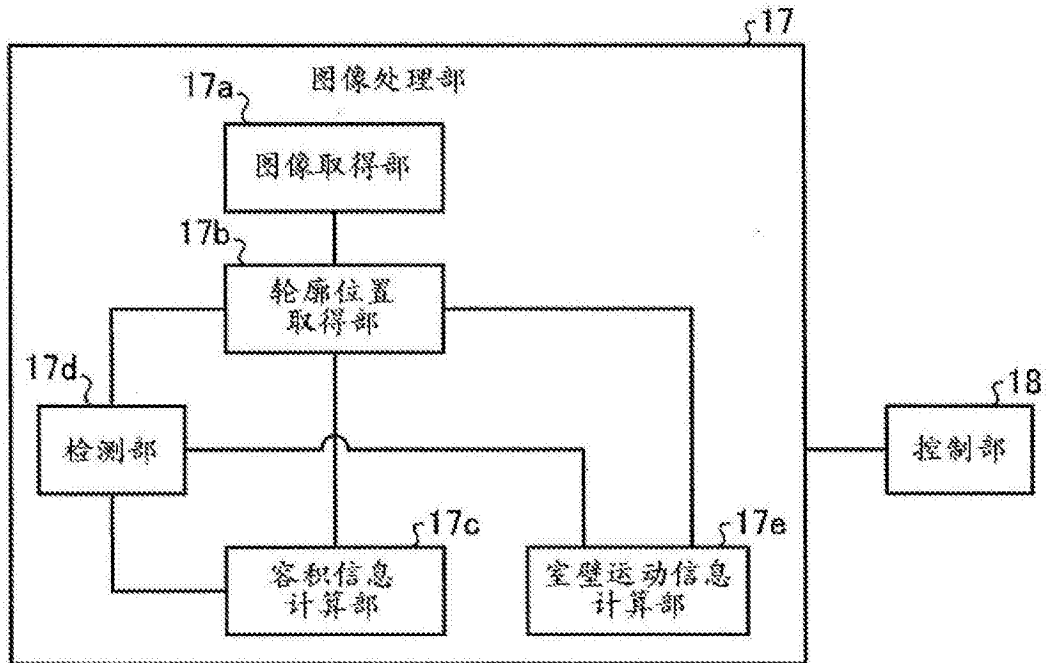


图19

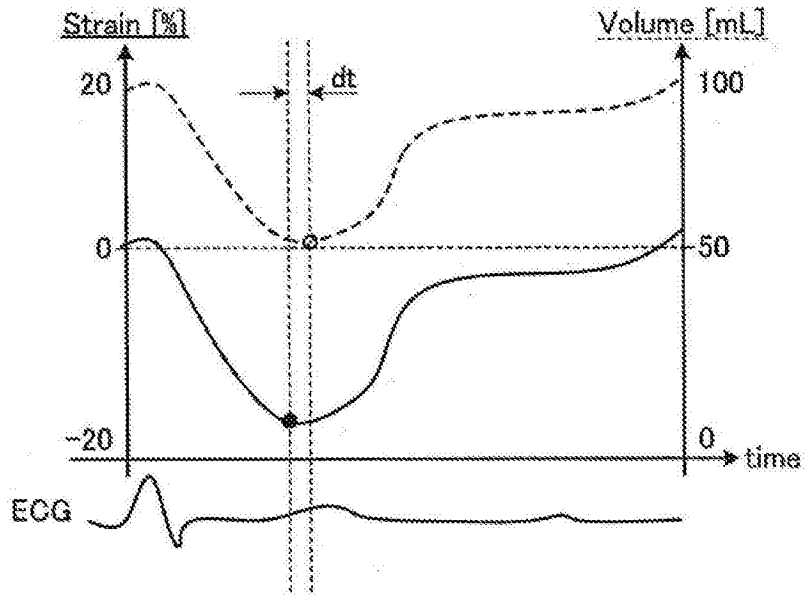


图20

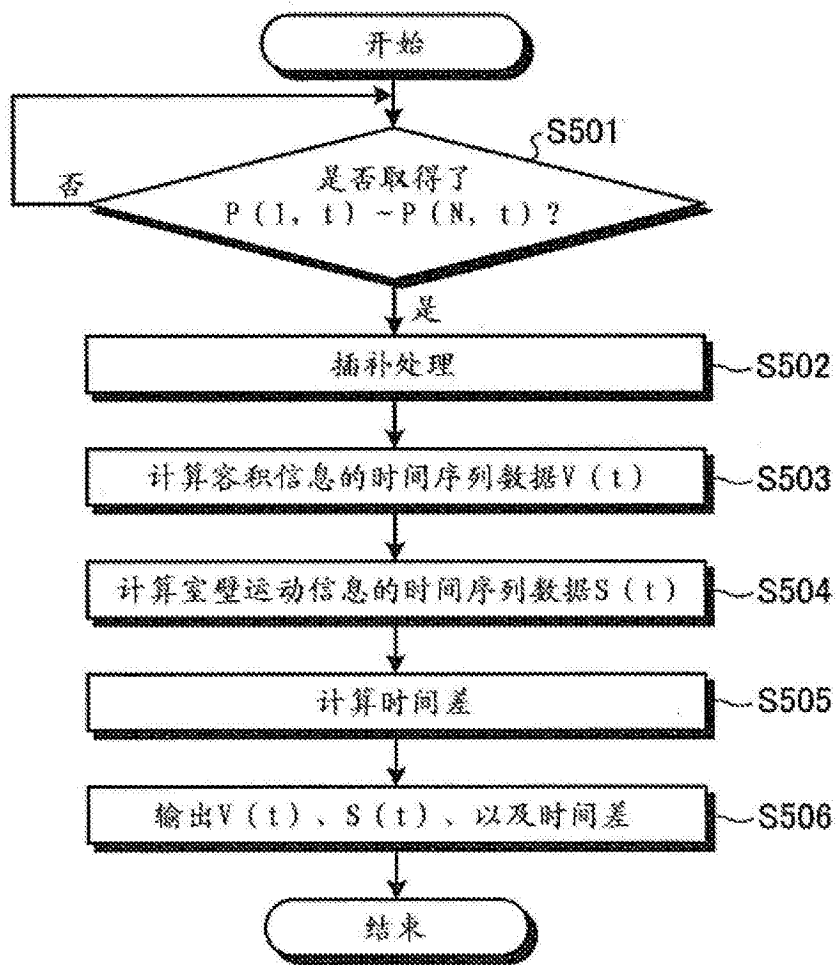


图21

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	CN103648402B	公开(公告)日	2016-06-22
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	A61B8/5223 A61B5/0402 A61B5/1075 A61B8/06 A61B8/0858 A61B8/0883 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/467 A61B8/483 A61B8/488 A61B8/543 G06T7/251 G06T7/62 G06T2207/10016 G06T2207/10132 G06T2207/30048 G06T2207/30076		
代理人(译)	李洋		
审查员(译)	王珊珊		
优先权	2012082164 2012-03-30 JP 2013062787 2013-03-25 JP		
其他公开文献	CN103648402A		
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、轮廓位置取得部、容积信息计算部、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。控制部进行控制以便输出容积信息。

