

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102523733 A

(43) 申请公布日 2012. 06. 27

(21) 申请号 201180002090. 2

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

(22) 申请日 2011. 08. 31

利商标事务所 11038

代理人 李今子

(30) 优先权数据

(51) Int. Cl.

2010-201241 2010. 09. 08 JP

A61B 8/08 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 11. 17

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2011/069787 2011. 08. 31

(87) PCT申请的公布数据

W02012/032988 JA 2012. 03. 15

(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 川岸哲也

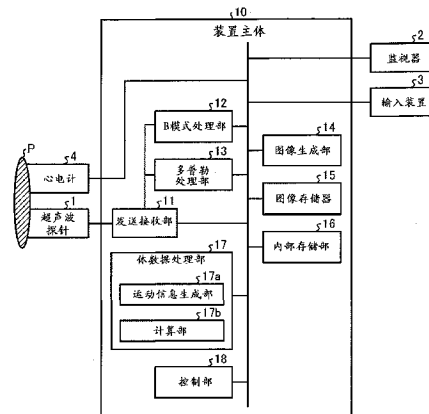
权利要求书 3 页 说明书 17 页 附图 9 页

(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

本实施方式的超声波诊断装置包括：运动信息生成部(17a)与控制部(18)。运动信息生成部(17a)根据包含与左心系有关的区域的第1体数据群和包含与右心系有关的区域的第2体数据群生成左心室以及左心房的至少一方的心壁运动的信息即第1运动信息和右心室以及右心房的至少一方的心壁运动的信息即第2运动信息作为表示由沿着时间轴的多个测定值组成的心壁运动的经时变化的时间变化信息，并生成将成为显示对象的第1运动信息以及第2运动信息根据心时相校正为大致同步的信息的第1校正信息以及第2校正信息，将第1校正信息以及第2校正信息根据规定的心时相对齐时相而生成沿着时间轴排列的运动信息图像。控制部(18)进行控制以使得显示运动图像信息。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

运动信息图像生成部,根据由体数据得到的包含与左心系有关的区域的第1体数据群和包含与右心系有关的区域的第2体数据群,生成第1运动信息和第2运动信息作为时间变化信息,并生成将成为显示对象的第1运动信息以及第2运动信息根据心时相校正为大致同步的信息的第1校正信息以及第2校正信息,将上述第1校正信息以及上述第2校正信息根据规定的心时相对齐时相而生成沿着时间轴排列的运动信息图像,其中,上述体数据是通过在一次心拍以上的期间使用超声波三维扫描被检体的心脏而生成的,上述第1运动信息是左心室以及左心房的至少一方的心壁运动的信息,上述第2运动信息是右心室以及右心房的至少一方的心壁运动的信息,上述时间变化信息表示由沿着时间轴的多个测定值组成的心壁运动的经时变化;

显示控制部,进行控制以使得将上述运动图像信息显示于规定的显示部。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述运动信息生成部生成多个时间变化曲线作为上述第1校正信息以及上述第2校正信息,并通过排列对齐了上述多个时间变化曲线的时相的多个图表来生成上述运动信息图像。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述运动信息生成部生成多个时间变化曲线作为上述第1校正信息以及上述第2校正信息,并通过在一个图表中重叠上述多个时间变化曲线来生成上述运动信息图像。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还包括:计算部,计算包含在上述第1校正信息中的极值与包含在上述第2校正信息中的极值的时间差;

上述显示控制部进行控制,以使得除了上述运动信息图像之外还将通过上述计算部计算出的上述时间差显示于上述规定的显示部。

5. 根据权利要求1~4中任意一项所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述运动信息生成部通过将构成各运动信息的各测定值中与预先设定的基准心时相对应的测定值作为起点,来对齐作为上述时间变化信息的第1运动信息以及第2运动信息的开始点,进而,通过对于与从构成一方的运动信息的测定值的上述开始点起的经过时间对应的另一方的运动信息的测定值使用该另一方的运动信息的在该经过时间的附近所测定的测定值进行插补,从而生成上述第1校正信息以及上述第2校正信息。

6. 根据权利要求1~4中任意一项所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述运动信息生成部相对地对准作为上述时间变化信息的第1运动信息以及第2运动信息各自的基准心时相间的期间,并通过对于以规定的间隔分割该相对地对准的基准心时相间的期间而得到的多个相对经过时间的测定值使用上述第1运动信息以及上述第2运动信息各自的在该多个相对经过时间各自的附近所测定的测定值进行插补,从而生成上述第1校正信息以及上述第2校正信息。

7. 根据权利要求1~4中任意一项所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述运动信息生成部通过根据斑纹图案追踪设定在各体数据中所描绘的心肌组织上的追踪点,来生成上述第1运动信息以及上述第2运动信息。

8. 根据权利要求1~4中任意一项所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述运动信息生成部生成与心室或心房的至少一方的容积有关的信息作为上述第 1 运动信息以及上述第 2 运动信息。

9. 根据权利要求 1 ~ 4 中任意一项所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述运动信息生成部生成心室或心房的至少一方的整体面积变化率、整体面积变化率的时间变化率、整体变形、整体变形率、整体心肌组织的位移或者整体心肌组织的位移速度作为上述第 1 运动信息以及上述第 2 运动信息。

10. 根据权利要求 1 ~ 4 中任意一项所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述运动信息生成部生成心室或心房的至少一方的局部面积变化率、局部面积变化率的时间变化率、局部变形、局部变形率、局部心肌组织的位移或者局部心肌组织的位移速度作为上述第 1 运动信息以及上述第 2 运动信息。

11. 根据权利要求 1 ~ 4 中任意一项所述的超声波诊断装置,其特征在于:

通过对于同一被检体的对应部位在不同的多个时期进行三维扫描而生成将上述第 1 体数据群以及上述第 2 体数据群作为对的多个个体数据对;

上述运动信息生成部对上述多个个体数据对的每一个生成由上述第 1 校正信息以及上述第 2 校正信息组成的校正信息对,并根据上述校正信息对生成运动信息图像对;

上述显示控制部进行控制,以使得将通过上述运动信息生成部生成的上述运动信息图像对并列显示于上述规定的显示部。

12. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述运动信息生成部将上述第 1 体数据群或者上述第 2 体数据群的任意一方作为处理对象,生成上述第 1 运动信息或上述第 2 运动信息;

上述显示控制部进行控制,以使得将通过上述运动信息生成部生成的上述第 1 运动信息或上述第 2 运动信息显示于上述规定的显示部。

13. 一种图像处理装置,其特征在于,包括:

运动信息图像生成部,根据由体数据得到的包含与左心系有关的区域的第 1 体数据群和包含与右心系有关的区域的第 2 体数据群,生成第 1 运动信息和第 2 运动信息作为时间变化信息,并生成将成为显示对象的第 1 运动信息以及第 2 运动信息根据心时相校正为大致同步的信息的第 1 校正信息以及第 2 校正信息,将上述第 1 校正信息以及上述第 2 校正信息根据规定的心时相对齐时相而生成沿着时间轴排列的运动信息图像,其中,上述体数据是通过在一次心拍以上的期间使用超声波三维扫描被检体的心脏而生成的,上述第 1 运动信息是左心室以及左心房的至少一方的心壁运动的信息,上述第 2 运动信息是右心室以及右心房的至少一方的心壁运动的信息,上述时间变化信息表示由沿着时间轴的多个测定值组成的心壁运动的经时变化;

显示控制部,进行控制以使得将上述运动图像信息显示于规定的显示部。

14. 一种图像处理方法,其特征在于,包括:

运动信息图像生成部根据由体数据得到的包含与左心系有关的区域的第 1 体数据群和包含与右心系有关的区域的第 2 体数据群,生成第 1 运动信息和第 2 运动信息作为时间变化信息,并生成将成为显示对象的第 1 运动信息以及第 2 运动信息根据心时相校正为大致同步的信息的第 1 校正信息以及第 2 校正信息,将上述第 1 校正信息以及上述第 2 校正信息根据规定的心时相对齐时相而生成沿着时间轴排列的运动信息图像,其中,上述体数

据是通过在一次心拍以上的期间使用超声波三维扫描被检体的心脏而生成的,上述第 1 运动信息是左心室以及左心房的至少一方的心壁运动的信息,上述第 2 运动信息是右心室以及右心房的至少一方的心壁运动的信息,上述时间变化信息表示由沿着时间轴的多个测定值组成的心壁运动的经时变化,

显示控制部进行控制以使得将上述运动图像信息显示于规定的显示部。

## 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] 客观且定量地评价生物体组织的功能在诊断该生物体组织的疾患方面很重要,例如,在心疾患的诊断中,尝试通过心回波定量地评价心壁运动的定量评价法。

[0003] 特别是在近年来,关注对于重度心不全患者进行双心室起搏 (biventricular pacing) 的心脏再同步疗法 (CRT :Cardiac Resynchronization Therapy),为了进行对 CRT 适用的事前判定或治疗的效果判定,基于心回波的心壁运动的定量评价变得重要。

[0004] CRT 是可改善与重度心不全患者合并的情况多的心壁运动的收缩同步不全 (dyssynchrony) 的治疗,在 CRT 有效的患者 (responder) 中看到了明显的症状改善。另一方面,已知 2005 年在心不全病例中也存在大约 3 成的 CRT 无效的患者 (Non Responder)。“Non Responder”是虽然心不全但不是收缩同步不全的患者。至今为止,通过心电图的 QRS 幅度以及左心室的射血分数 (EF :Ejection Fraction) 来判定了 CRT 的适用。例如,将心电图的 QRS 幅度比“130 毫秒”大、且左心室的射血分数为 35% 以下的患者判定为 CRT 的适用对象。但是,在该基准中,存在虽然心不全但不是收缩同步不全的人也被判定为 CRT 的适用对象的情况,据此,产生了“Non Responder”。

[0005] 在此,进行了通过使用了心回波的定量评价法只提取出收缩同步不全的实验。作为使用了心回波的定量评价法的一例,有使用了如下斑纹跟踪的方法:根据超声波图像中特有的斑纹图案,追踪在超声波图像上的心肌上所设定的点。例如,对通过沿着时间序列由超声波三维扫描患者的心脏来收集的体数据,通过斑纹追踪来解析,由此可以通过三维定量地评价左心室、右心室、左心房以及右心房各自的心壁运动。

[0006] 先行技术文献

[0007] 专利文献

[0008] 专利文献 1 :日本特开 2010-115372 号公报

[0009] 非专利文献

[0010] 非专利文献 1 :Tomoyuki Takeguchi et al.,“Practical considerations for a method of rapid cardiac function analysis based on three-dimensional speckle tracking in a three-dimensional diagnostic ultrasound system”, Journal of Medical Ultrasonics, Volume 37, Number 2, 41-49, 2010.

[0011] 非专利文献 2 :Hidekazu Tanaka MD et al.,“Usefulness of Three-Dimensional Speckle Tracking Strain to Quantify Dyssynchrony and the Site of Latest Mechanical Activation”, The American Journal of Cardiology, Volume 105, Issue 2, 235-242, 2010.

### 发明内容

[0012] 然而,用于判定是否适用 CRT 的要素除了左心室内的心壁运动的同步的程度以外,还存在房室间(左心房与左心室之间)或心室间(右心室与左心室之间)的心壁运动的同步的程度这样的要素。即,判定是否适用 CRT 依赖于这些各要素的同步不全的程度。

[0013] 但是,上述以往技术单独地解析心脏的 4 个房室的功能,特别评价左心室内的三维心壁运动的同步不全。即,上述以往技术不能三维地解析心室间、心房间以及房室间的心壁运动的同步性的差异。

[0014] 实施方式的超声波诊断装置包括:运动信息生成部与显示控制部。运动信息生成部根据由体数据得到的包含与左心系有关的区域的第 1 体数据群和包含与右心系有关的区域的第 2 体数据群,生成第 1 运动信息和第 2 运动信息作为时间变化信息,并生成将成为显示对象的第 1 运动信息以及第 2 运动信息根据心时相校正为大致同步的信息的第 1 校正信息以及第 2 校正信息,将上述第 1 校正信息以及上述第 2 校正信息根据规定的心时相对齐时相而生成沿着时间轴排列的运动信息图像,其中,上述体数据是通过在一次心拍以上的期间使用超声波三维扫描被检体的心脏而生成的,上述第 1 运动信息是左心室以及左心房的至少一方的心壁运动的信息,上述第 2 运动信息是右心室以及右心房的至少一方的心壁运动的信息,上述时间变化信息表示由沿着时间轴的多个测定值组成的心壁运动的经时变化。显示控制部进行控制以使得将上述运动图像信息显示于规定的显示部。

#### 附图说明

[0015] 图 1 为用于说明本实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构图。

[0016] 图 2 为用于说明第 1 体数据群以及第 2 体数据群的图。

[0017] 图 3 为用于说明运动信息生成部执行的斑纹跟踪的图。

[0018] 图 4A 为用于说明运动信息生成部生成的心壁运动的信息的具体例的图 (1)。

[0019] 图 4B 为用于说明运动信息生成部生成的心壁运动的信息的具体例的图 (2)。

[0020] 图 5 为用于说明运动信息生成部执行的第 1 插补方法的图。

[0021] 图 6 为用于说明运动信息生成部执行的第 2 插补方法的图。

[0022] 图 7 为用于说明本实施方式中所显示的时间变化曲线的一例的图。

[0023] 图 8 为用于说明计算部的图。

[0024] 图 9 为用于说明本实施方式中所显示的分布图像的一例的图 (1)。

[0025] 图 10 为用于说明本实施方式中所显示的分布图像的一例的图 (2)。

[0026] 图 11 为用于说明本实施方式中所显示的信息的布局例的图。

[0027] 图 12 为用于说明本实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理的流程图。

[0028] 图 13 为用于说明本实施方式的第 1 变形例的图 (1)。

[0029] 图 14 为用于说明本实施方式的第 1 变形例的图 (2)。

#### 具体实施方式

[0030] 以下参照附图,对超声波诊断装置的实施方式详细地进行说明。

[0031] (实施方式)

[0032] 首先,针对本实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构进行说明。图 1 为用于说明本实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构图。如图 1 所示,本实施方式所涉及的超

声波诊断装置具有超声波探针 1、监视器 2、输入装置 3、心电计 4 以及装置主体 10。

[0033] 超声波探针 1 是与装置主体 10 装卸自在地连接的体外式的超声波探针。超声波探针 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 所供给的驱动信号产生超声波。并且,超声波探针 1 接收来自被检体 P 的反射波并转换为电信号。并且,超声波探针 1 具有设置在压电振子上的匹配层与防止超声波从压电振子向后方传播的背衬材料等。

[0034] 当从超声波探针 1 向被检体 P 发送超声波时,发送的超声波在被检体 P 的体内组织中的声阻抗的不连续面上依次被反射,并作为反射波信号由超声波探针 1 所具有的多个压电振子接收。接收到的反射波信号的振幅依赖于反射超声波的不连续面的声阻抗的差。另外,发送的超声波脉冲在移动的血流或心脏壁等的表面反射时的反射波信号通过多普勒效应,依赖于移动体相对于超声波发送方向的速度分量,接受频移。

[0035] 在此,本实施方式涉及的超声波探针 1 是通过扇形扫描使用超声波二维扫描被检体 P 并且可三维扫描被检体 P 的超声波探针。具体而言,本实施方式涉及的超声波探针 1 是通过以规定的角度(摇动角度)摇动多个超声波振子,三维扫描被检体 P 的体外式的机械式扫描探针。

[0036] 另外,本实施方式中,超声波探针 1 是通过矩阵状地配置多个超声波振子来可以以三维方式超声波扫描被检体 P 的二维超声波探针的情况下也可以适用。二维超声波探针可以通过汇聚并发送超声波来以二维方式扫描被检体 P。

[0037] 输入装置 3 具有鼠标、键盘、按钮、面板开关、触控屏、脚踏开关、跟踪球等,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 转发所接受到的各种设定要求。

[0038] 例如,本实施方式涉及的输入装置 3 从操作者接受根据体数据生成的心壁运动的信息的种类的指定或所生成的信息的输出方式的指定。另外,针对本实施方式涉及的输入装置 3 所接受的各种指定内容,后面进行详述。

[0039] 监视器 2 显示用于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:图形用户界面),或显示在装置主体 10 中生成的超声波图像等。

[0040] 心电计 4 与装置主体 10 连接,取得进行超声波扫描的被检体 P 的心电图(ECG:Electrocardiogram)。心电计 4 将取得的心电图发送至装置主体 10。

[0041] 装置主体 10 是根据超声波探针 1 接收的反射波生成超声波图像的装置。具体而言,本实施方式涉及的装置主体 10 是可以根据超声波探针 1 接收的三维反射波数据生成三维超声波图像(体数据)的装置。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 15、内部存储部 16、体数据处理部 17 以及控制部 18。

[0042] 发送接收部 11 具有触发发生电路、延迟电路以及脉冲电路等,向超声波探针 1 提供驱动信号。脉冲电路以规定的速率频率反复产生用于形成发送超声波的速率脉冲。另外,延迟电路对脉冲电路所产生的各速率脉冲提供将从超声波探针 1 产生的超声波汇聚成波束状而用于决定发送指向性所需要的每一压电振子的延迟时间。另外,触发发生电路以基于速率脉冲的定时向超声波探针 1 施加驱动信号(驱动脉冲)。即,延迟电路通过使对各

速率脉冲提供的延迟时间变化,来任意地调整来自压电振子面的发送方向。

[0043] 另外,发送接收部 11 为了根据后述的控制部 18 的指示执行规定的扫描序列,具有能够瞬时变更发送频率、发送驱动电压等的功能。特别是,发送驱动电压的变更是通过能够瞬间切换其值的线性放大器型的振荡电路、或者电切换多个电源单元的机构来实现。

[0044] 并且,发送接收部 11 具有放大器电路、A/D 转换器以及加法器等,对于超声波探针 1 接收的反射波信号进行各种处理而生成反射波数据。放大器电路对每个信道放大反射波信号并进行增益校正处理。A/D 转换器对增益校正的反射波信号进行 A/D 转换,并对数字数据提供决定接收指向性所需的延迟时间。加法器进行由 A/D 转换器处理的反射波信号的相加处理而生成反射波数据。通过加法器的相加处理,来自与反射波信号的接收指向性相应的方向的反射分量被强调。

[0045] 这样,发送接收部 11 控制超声波发送接收中的发送指向性与接收指向性。在此,本实施方式涉及的发送接收部 11 从超声波探针 1 对被检体 P 以三维方式发送超声波束,根据超声波探针 1 接收的三维反射波信号生成三维反射波数据。

[0046] B 模式处理部 12 从接收部 11 接收反射波数据,进行对数放大、包络线检波处理等,从而生成信号强度用亮度的明暗度来表现的数据(B 模式数据)。

[0047] 多普勒处理部 13 根据从接收部 11 接收的反射波数据对速度信息进行频率解析,并提取由多普勒效应产生的血流或组织、造影剂回波分量,生成针对多点提取了平均速度、方差、功率(power)等的移动体信息的数据(多普勒数据)。

[0048] 另外,本实施方式涉及的 B 模式处理部 12 以及多普勒处理部 13 可以针对二维反射波数据以及三维反射波数据这双方进行处理。即,本实施方式涉及的 B 模式处理部 12 可以根据三维反射波数据生成三维的 B 模式数据。并且,本实施方式涉及的多普勒处理部 13 可以根据三维反射波数据生成三维多普勒数据。

[0049] 图像生成部 14 根据 B 模式处理部 12 以及多普勒处理部 13 生成的数据生成超声波图像。即,图像生成部 14 根据 B 模式处理部 12 生成的 B 模式数据,生成用亮度表示反射波的强度的 B 模式图像。具体而言,图像生成部 14 根据 B 模式处理部 12 生成的三维 B 模式数据,生成三维 B 模式图像。

[0050] 并且,图像生成部 14 根据多普勒处理部 13 生成的多普勒数据生成表示移动体信息的作为平均速度图像、方差图像、功率图像或者这些的组合图像的彩色多普勒图像。具体而言,图像生成部 14 根据多普勒处理部 13 生成的三维多普勒数据,生成三维彩色多普勒图像。

[0051] 另外,以下将图像生成部 14 生成的三维 B 模式图像记载为“体数据”。即,图像生成部 14 具有生成体数据的功能。

[0052] 并且,图像生成部 14 也可以生成在超声波图像上合成了各种参数的文字信息、刻度、躯体标记等的合成图像。

[0053] 并且,图像生成部 14 可以生成用于在监视器 2 上显示体数据的各种图像。具体而言,图像生成部 14 可以根据超声波体数据生成 MPR(Multi Planar Reconstructions) 图像、绘制图像(体绘制图像或面绘制图像)。

[0054] 图像存储器 15 是存储图像生成部 14 生成的超声波图像的存储器。在此,图像生成部 14 将体数据和为了生成该体数据所进行的超声波扫描的时间与从心电图 4 发送的心

电图对应起来存储至图像存储器 15。即,后述的体数据处理部 17 可以通过参照图像存储器 15 中存储的数据来取得为了生成体数据所进行的超声波扫描时的心时相。并且,图像存储器 15 也可以存储 B 模式处理部 12 或多普勒处理部 13 生成的数据。

[0055] 内部存储部 16 存储用于进行超声波发送接收、图像处理以及显示处理的控制程序或诊断信息(例如,患者 ID、医师的观察结果等)、诊断协议或各种躯体标记等的各种数据。另外,内部存储部 16 根据需要在图像存储器 15 存储的图像的保管等中也使用。另外,内部存储部 16 存储的数据可以经由未图示的接口转发至外部的周边装置。

[0056] 体数据处理部 17 是对图像存储器 15 存储的体数据进行各种图像处理的处理部,如图 1 所示,具有运动信息生成部 17a 以及计算部 17b。另外,针对体数据处理部 17 进行的处理在后面详述。

[0057] 控制部 18 控制超声波诊断装置的处理整体。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 以及体数据处理部 17 的处理。并且,控制部 18 进行控制以使得在监视器 2 上显示图像存储器 15 存储的超声波图像、用于指定通过体数据处理部 17 进行的各种处理的 GUI、体数据处理部 17 的处理结果等。

[0058] 以上针对本实施方式涉及的超声波诊断装置的整体结构进行了说明。基于该结构,本实施方式涉及的超声波诊断装置生成体数据,并对生成的体数据进行图像处理。具体而言,本实施方式涉及的超声波诊断装置生成被检体 P 的心脏的体数据。然后,本实施方式涉及的超声波诊断装置通过对被检体 P 的心脏的体数据进行图像处理,来生成并显示用于进行对心脏再同步疗法(CRT:Cardiac Resynchronization Therapy)适用的事前判定或治疗的效果判定的数据。

[0059] 在此,用于判定是否适用 CRT 或判定 CRT 的效果的要素中,除了左心室内的心壁运动的同步的程度以外,还有房室间(左心房与左心室之间)或心室间(右心室与左心室之间)的心壁运动的同步的程度这样的要素。

[0060] 并且,最近的 CRT 用的设备根据这些各要素的同步不全的程度,具有用于调整房室延迟(A-V delay)时间的设定自由度和用于调整心室延迟(V-V delay)时间的设定自由度。该 CRT 用的设备例如可以在“50 毫秒~160 毫秒”的范围内以大约 20 毫秒刻度设定房室延迟时间,可以在“-40 毫秒~+40 毫秒”的范围内以大约 30 毫秒刻度设定心室延迟时间。

[0061] 在进行 CRT 时,需要对房室延迟时间或心室延迟时间的设定进行最佳化来决定 CRT 的初期设定(治疗计划)。并且,在 CRT 治疗后,进行基于同步不全的改善度评价的效果判定,进而为了进行用于决定房室延迟时间或心室延迟时间的最佳设定的反馈,需要针对心室间或房室间的功能或壁运动的定时等的差异进行详细的评价。此时,与使用了二维超声波图像的二维解析相比,还是进行使用了可以覆盖房室的整个心肌区域的体数据的三维解析可以进行没有遗漏的高精度的评价。

[0062] 因此,本实施方式涉及的超声波诊断装置通过由超声波三维扫描被检体 P 的心脏来生成体数据。

[0063] 但是,在通过进行扇形扫描的体外式的超声波探针 1 三维扫描被检体 P 的心脏整

体时,由于声窗的制约,如果是侧胸骨途径就描绘不到心尖部,因此使用心尖部途径。但是,在基于心尖部途径的扇形扫描中,作为浅的部位的心尖部的描绘宽度变窄。

[0064] 另外,在 CRT 适用的心不全患者中,通过扩大代偿作用而心脏变大的情况多。特别是在左心室扩大的扩张型心肌病 (DCM:dilated cardiomyopathy) 中,容易变为射血分数 (EF:Ejection Fraction) 大幅度降低的高度心不全,并且,由于通过大范围的心肌的障害而合并以左脚块为代表的刺激传导系的异常的情况多,因此,容易引起同步不全。即,在 DCM 中,进行 CRT 适用的诊断的机会增加。

[0065] 由此,由于成为 CRT 适用的诊断对象的被检体 P 的心脏扩大的情况多,因此,在使用了心尖部途径的扇形扫描中,特别难以将心尖部区域中左心系与右心系这双方区域的心肌同时描绘在视角内。

[0066] 进而,在三维扫描中,由于与二维扫描相比所需要的接收扫描线数按平方的等级增加,因此,根据音速的制约而时间分辨率(帧速率)相对不足。因此,如果通过三维扫描使视角变大,则难以确保时间分辨率。但是,为了对作为进行 CRT 适用的判定的要素的非同步性进行评价,希望时间分辨率尽可能高。

[0067] 并且,由于上述 CRT 设备的延迟时间的设定时间幅度为例如 20 毫秒~30 毫秒程度,因此,为了较高地确保三维扫描中的时间分辨率,多数情况下设定三维扫描。例如,理想的三维扫描的设定将设定时间幅度的倒数作为目标,为 30fps(frame per second)。为了得到这样高的时间分辨率,在缩小视角的设定中,由于可以相对地提高扫描线密度,因此,可以使用高空间分辨率的图像(体数据)来进行评价。

[0068] 但是,例如,在 CRT 适用评价时,如果用体外式的超声波探针 1,则实际上难以以同时包含右心室与左心室这样的宽的视角来进行三维扫描。因此,为了通过体外式的超声波探针 1 中的三维扫描来评价用于 CRT 适用判定的心室间非同步性,需要限制视角并分割包含左心室侧的体数据的收集与包含右心室侧的体数据的收集而进行。即,需要通过将心脏整体分割为两个区域来收集体数据,由此维持为了评价用于 CRT 适用判定的心室间非同步性所需的时间分辨率与空间分辨率。

[0069] 因此,本实施方式涉及的超声波诊断装置根据通过在 1 次心拍以上的期间使用超声波三维扫描被检体 P 的心脏而生成的体数据,得到包含与左心系有关的区域的第 1 体数据群和包含与右心系有关的区域的第 2 体数据群。具体而言,本实施方式涉及的超声波诊断装置将被检体 P 的心脏分割为包含左心系的区域与包含右心系的区域,并通过在一次心拍以上的期间使用超声波三维扫描各区域而生成两个体数据群即第 1 体数据群以及第 2 体数据群。图 2 为用于说明第 1 体数据群以及第 2 体数据群的图。

[0070] 即,超声波探针 1 在一次心拍以上的期间使用超声波三维扫描包含左心系的区域。然后,B 模式处理部 12 生成包含左心系的区域的一次心拍以上的期间的三维 B 模式数据。然后,图像生成部 14 生成对以图 2 的虚线夹着的区域 1 即左心房(LA:Left Atrium)以及左心室(LV:Left ventricular)在一次心拍以上的期间沿着时间序列进行摄影的多个体数据(第 1 体数据群)。

[0071] 并且,超声波探针 1 在与为了生成第 1 体数据群所进行的超声波的扫描期间不同的时期,在一次心拍以上的期间使用超声波三维扫描包含右心系的区域。据此,B 模式处理部 12 生成包含右心系的区域的一次心拍以上的期间的三维 B 模式数据。然后,图像生成部

14 生成对以图 2 的点线夹着的区域 2 即右心房 (RA :Right Atrium) 以及右心室 (RV :Right ventricular) 在一次心拍以上的期间沿着时间序列进行摄影的多个体数据 (第 2 体数据群)。

[0072] 然后,图像生成部 14 将第 1 体数据群以及第 2 体数据群存储至图像存储器 15。具体而言,图像生成部 14 将超声波扫描时间与各体数据对应在一起的第 1 体数据群和生成第 1 体数据群时的 ECG 存储至图像存储器 15。并且,图像生成部 14 将超声波扫描时间与各体数据对应在一起的第 2 体数据群和生成第 2 体数据群时的 ECG 存储至图像存储器 15。然后,如果从操作者经由输入装置 3 接受到图像处理要求,则控制部 18 使体数据处理部 17 的处理开始。

[0073] 即,体数据处理部 17 具有的运动信息生成部 17a 根据第 1 体数据群生成左心室以及左心房的至少一方的心壁运动的信息即第 1 运动信息。并且,运动信息生成部 17a 根据第 2 体数据群生成右心室以及右心房的至少一方的心壁运动的信息即第 2 运动信息。

[0074] 具体而言,运动信息生成部 17a 通过根据斑纹图案追踪设定在各体数据中所描绘的心肌组织上的追踪点,来生成第 1 运动信息以及第 2 运动信息。即,运动信息生成部 17a 进行三维的斑纹追踪来生成第 1 运动信息以及第 2 运动信息。图 3 为用于说明运动信息生成部执行的斑纹追踪的图。

[0075] 例如,输入装置 3 从操作者接受第 1 体数据群的第 1 帧的体数据与第 2 体数据群的第 1 帧的体数据的显示要求。转发得到显示要求的控制部 18 从图像存储器 15 中读出显示要求中所指定的各体数据,并显示在监视器 2 上。例如,控制部 18 使图像生成部 14 生成多个 MPR 图像,并使监视器 2 显示,上述多个 MPR 图像是将显示要求中所指定的各体数据用多个方向的剖面切断而得到的。

[0076] 于是,操作者参照监视器上所显示的体数据 (例如,通过图像生成部 14 生成的多个 MPR 图像),如图 3 所示,在心肌内膜以及心肌外膜上分别设定多个进行跟踪的追踪点。在此,追踪点如图 3 所示,在心肌内膜以及心肌外膜上分别成对地设定。另外,操作者为了以三维方式跟踪左心系以及右心系的各个,将多个追踪点设定在各 MPR 图像上。举一个例子,首先操作者描出心肌内膜以及心肌外膜的位置,接着系统根据描出的心内外膜面重建三维边界面,对内外膜的各个设定由多个矩形构成的网格,并将各矩形的顶点设定为追踪点。

[0077] 然后,运动信息生成部 17a 通过将第 1 体数据群的第 1 帧的体数据中所设定的多个追踪点在构成第 1 体数据群的各体数据中进行斑纹跟踪,从而生成第 1 运动信息。并且,运动信息生成部 17a 通过将第 2 体数据群的第 1 帧的体数据中所设定的多个追踪点在构成第 2 体数据群的各体数据中进行斑纹跟踪,从而生成第 2 运动信息。即,运动信息生成部 17a 通过斑纹跟踪确定第 1 帧的体数据中所设定的多个追踪点分别与其它帧的体数据的哪一位置对应。

[0078] 在此,运动信息生成部 17a 通过参照为了生成各体数据而进行的超声波扫描时间和从心电图 4 所发送的心电图,在赋予了超声波扫描时间以及心时相的信息之后,生成第 1 运动信息以及第 2 运动信息。

[0079] 另外,第 1 运动信息根据操作者设定的追踪点的地方,存在是“左心室”的心壁运动的信息的情况、是“左心房”的心壁运动的信息的情况、是“左心室”以及“左心房”双方的心壁运动的信息的情况。并且,第 2 运动信息根据操作者设定的追踪点的地方,存在是“右

心室”的心壁运动的信息的情况、是“右心房”的心壁运动的信息的情况、是“右心室”以及“右心房”双方的心壁运动的信息的情况。

[0080] 即,在进行心室间的心壁运动的解析时,操作者以第 1 运动信息成为“左心室”的心壁运动的信息的方式设定追踪点,以第 2 运动信息成为“右心室”的心壁运动的方式设定追踪点。并且,在进行心房间的心壁运动的解析时,操作者以第 1 运动信息成为“左心房”的心壁运动的信息的方式设定追踪点,以第 2 运动信息成为“右心房”的心壁运动的方式设定追踪点。而且,在进行心室间、心房间以及房室间所有的心壁运动的解析时,操作者以第 1 运动信息成为“左心室”以及“左心房”双方的心壁运动的信息的方式设定追踪点,以第 2 运动信息成为“右心室”以及“右心房”双方的心壁运动的信息的方式设定追踪点。

[0081] 另外,关于追踪点,如上述那样,既可以是操作者手动设定的情况,也可以是通过提取出体数据内的特征点而运动信息生成部 17a 自动地设定的情况。

[0082] 在此,使用图 4A 以及图 4B,对运动信息生成部 17a 生成的心壁运动的信息的具体例子进行说明。图 4A 以及图 4B 为用于说明运动信息生成部生成的心壁运动的信息的具体例的图。另外,图 4A 中示出的信息为心室或心房的整体心壁运动的信息,图 4B 中示出的信息为心室或心房的局部心壁运动的信息。

[0083] 运动信息生成部 17a 生成与心室或心房的至少一方的容积有关的信息作为第 1 运动信息以及第 2 运动信息。具体而言,运动信息生成部 17a 通过确定由心肌内膜的追踪点所包围的三维区域或由心肌外膜的追踪点所包围的三维区域,生成与容积有关的信息。即,运动信息生成部 17a 作为第 1 运动信息以及第 2 运动信息,如图 4A 所示,计算扩张末期容积“EDV(mL)”、收缩末期容积“ESV(mL)”,上述扩张末期容积“EDV(mL)”是在扩张末期(ED: end diastole)时相下的内腔容积,上述收缩末期容积“ESV(mL)”是在收缩末期(ES: end systole)时相下的内腔容积。并且,运动信息生成部 17a 作为第 1 运动信息以及第 2 运动信息,如图 4A 所示,计算根据 EDV 以及 ESV 所定义的射血分数“EF(%)”。

[0084] 并且,运动信息生成部 17a 作为第 1 运动信息以及第 2 运动信息,如图 4A 所示,计算“心肌容积(mL)”、“心肌重量(g)”、“Mass-Index( $g/m^2$ )”。即,运动信息生成部 17a 通过从心肌的外膜内部的体积中减去心肌的内腔容积来计算“心肌容积(mL)”。在此,心肌容积伴随心拍而变化,但是伴随心肌容积的的时间的变化的程度少。因此,例如,运动信息生成部 17a 计算根据各体数据计算出的心肌容积的平均值或在一次心拍内的最大值作为代表性的心肌容积。

[0085] 而且,运动信息生成部 17a 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)”。例如,运动信息生成部 17a 根据平均心肌容积计算心肌重量。并且,运动信息生成部 17a 通过用“体表面积(BSA)( $m^2$ )”对“心肌重量(g)”进行规格化来计算“Mass-Index( $g/m^2$ )”。

[0086] 在此,扩张末期容积、收缩末期容积、射血分数、心肌容积、心肌重量以及 Mass-Index 为表示一次心拍中的心室或心房的整体心壁运动的信息的代表性的值。另一方面,由于内腔容积反映作为对象的心腔的泵功能并以时间性地变化,因此,内腔容积的时间变化曲线作为心肌能评价的指标是重要的。在此,运动信息生成部 17a 如图 4A 所示,生成“内腔容积的时间变化曲线”。即,运动信息生成部 17a 生成沿着时间轴画出了内腔容积的图表作为“内腔容积的时间变化曲线”。换言之,“内腔容积的时间变化曲线”为“表示由

沿着时间轴的多个测定值组成的心壁运动的经时变化的‘时间变化信息’”。

[0087] 进而,运动信息生成部 17a 生成心室或心房的至少一方的局部变形(心肌应变)、局部变形率(心肌应变速率)、局部心肌组织的位移(心肌位移:displacement)或局部心肌组织的位移速度(心肌速度)作为第 1 运动信息以及第 2 运动信息。即,运动信息生成部 17a 根据连接成对设定的追踪点间的线段的长度以及方向,生成如图 4B 中例示的心室或心房的局部心壁运动的信息。即,运动信息生成部 17a 如图 4B 所示,生成“局部心肌应变(%)”、局部心肌应变的时间变化即“局部心肌应变速率(1/s)”。并且,运动信息生成部 17a 如图 4B 所示,生成“局部心肌位移(cm)”、局部心肌位移的时间变化即“局部心肌速度(cm/s)”。

[0088] 并且,这些局部心壁运动的信息也可以是在成分被分离后所生成的情况。例如,在左心室的情况下,运动信息生成部 17a 将连接成对设定的追踪点间的向量在长轴(Longitudinal)方向、圆周(Circumferential)方向、壁厚(Radial)方向上进行成分分离后,生成局部心壁运动的信息。另外,图 4 中例示的局部心壁运动的信息为“表示由沿着时间轴的多个测定值组成的心壁运动的经时变化的时间变化信息”。在此,运动信息生成部 17a 作为“表示由沿着时间轴的多个测定值组成的心壁运动的经时变化的时间变化信息”即局部心壁运动的信息,除了图 4B 中例示的信息以外,也可以生成心室或心房的至少一方的局部面积变化率(area change ratio)、心室或心房的至少一方的局部面积变化率的变化率(area change rate)。此时,运动信息生成部 17a 首先在作为基准的心时相(基准时相)下,例如计算心肌内膜的局部区域的面积(各矩形的面积)。即,运动信息生成部 17a 计算由在基准时相的体数据中被设定在心肌内膜的网格上的多个追踪点包围的各矩形的面积。并且,运动信息生成部 17a 通过在时间性地连续的体数据中进行追踪点的跟踪,计算各心时相的矩形的面积,并通过用在基准时相上对应的矩形的面积对各心时相的各矩形的面积分别进行规格化,从而求出局部面积变化率。据此,运动信息生成部 17a 在时间性地连续的体数据中,求出表示各矩形如何变形的局部面积变化率(单位:%)。或者运动信息生成部 17a 作为局部心壁运动的信息,计算局部面积变化率的时间变化率。即,运动信息生成部 17a 通过推定局部面积的变化率的时间微分值,计算面积变化率的时间变化率。

[0089] 在此,运动信息生成部 17a 为了输出局部心壁运动的信息,沿着时间序列生成多个将局部心壁运动的信息映射在规定的图像上的分布图像。具体而言,运动信息生成部 17a 将在各局部区域中所取得的心壁的运动信息的值根据预先设定的 LUT(Look Up Table)转换为彩色之后,沿着时间序列生成多个映射在规定的图像上的分布图像。例如,作为彩色分布的映射法,有如下已知的方法:将在各局部区域中所取得的心壁的运动信息的值以 Polar-map(极投影)方式映射的方法、映射在内膜面的面绘制图像上的方法等。并且,运动信息生成部 17a 为了输出局部心壁运动的信息,生成沿着时间轴画出了局部心壁运动的信息的图表即时间变化曲线。

[0090] 另外,运动信息生成部 17a 在输出局部心壁运动的信息时,也可以针对美国超声心动图学会(ASE)等推荐的每 16~17 分段,对局部心壁运动的信息的值进行平均,并输出分布图像或时间变化曲线。在此,作为美国超声心动图学会等推荐的分段,举出例如前壁中隔(ant-sept.)、前壁(ant.)、侧壁(Lat.)、后壁(post.)、下壁(inf.)、中隔(sept.)等。

[0091] 进而,运动信息生成部 17a 生成心室或心房的至少一方的整体面积变化率、整体

面积变化率的变化率、整体变形（心肌应变）、整体变形率（心肌应变速率）、整体心肌组织的位移（心肌位移）或者整体心肌组织的位移速度（心肌速度）作为第 1 运动信息以及第 2 运动信息。即，运动信息生成部 17a 通过对在同一体数据中所计算出的多个局部面积变化率的值进行平均，计算整体面积变化率。并且，运动信息生成部 17a 通过对在同一体数据中所计算出的多个局部面积变化率的时间变化率的值进行平均，计算整体面积变化率的时间变化率。并且，运动信息生成部 17a 通过对在同一体数据中所计算出的多个局部心肌应变的值进行平均，计算整体心肌应变。并且，运动信息生成部 17a 通过对在同一体数据中所计算出的多个局部心肌应变速率的值进行平均，计算整体心肌应变速率。并且，运动信息生成部 17a 通过对在同一体数据中所计算出的多个局部心肌位移的值进行平均，计算整体局部心肌位移。并且，运动信息生成部 17a 通过对在同一体数据中所计算出的多个局部心肌速度的值进行平均，计算整体局部心肌速度。基于局部心肌运动的信息的整体心肌运动的信息可以作为用于评价心腔的泵功能的指标而使用。

[0092] 另外，运动信息生成部 17a 为了减轻心拍间的偏差的影响，希望通过使用多个心拍下的值的平均值来生成上述心壁的壁运动信息（第 1 运动信息以及第 2 运动信息）。

[0093] 心壁运动的信息的种类或输出方式由操作者指定。运动信息生成部 17a 根据第 1 体数据群以及第 2 体数据群生成由操作者所指定的种类的心肌运动的信息。即，运动信息生成部 17a 生成同一种类的第 1 运动信息以及第 2 运动信息。并且，运动信息生成部 17a 将作为时间变化信息的第 1 运动信息以及第 2 运动信息以所指定的输出方式生成输出。

[0094] 在此，内腔容积的时间变化曲线、局部心壁运动的信息以及基于局部心壁运动的信息的整体心壁运动的信息为时间变化信息。即，在心壁运动的信息的种类为“内腔容积的时间变化曲线”或“局部心壁运动的信息”、“基于局部心壁运动的信息的整体心壁运动的信息”时，运动信息生成部 17a 生成第 1 运动信息与第 2 运动信息作为表示由沿着时间轴的多个测定值组成的心壁运动的经时变化的时间变化信息。但是，如上所述，第 1 体数据群与第 2 体数据群是在不同的时间带中收集。即，各体数据群的收集定时不是同一时间。并且，在左心系的摄影与右心系的摄影中，所需的视角设定也可以不同。因此，在体数据群彼此的与各体数据（帧）对应的心时相中，可以产生波动。假设各个体数据群是在完全相同的心拍数下得到的，如果在左心系的摄影与右心系的摄影中视角设定不同，则帧速率设定也可能变化，因此，在体数据群彼此的与各帧对应的心时相中会产生差异。

[0095] 但是，为了在心室间或心房间中的正确的非同步性评价，需要同步对应有与双方的体数据群有关的解析结果中的心时相，即作为时间变化信息的第 1 运动信息以及第 2 运动信息中的心时相。

[0096] 在此，图 1 中示出的控制部 18 在将由运动信息生成部 17a 生成的第 1 运动信息以及第 2 运动信息显示在监视器 2 上时，在成为显示对象的第 1 运动信息以及第 2 运动信息为时间变化信息时，以显示将成为该显示对象的第 1 运动信息以及第 2 运动信息根据心时相校正为大致同步的信息的第 1 校正信息以及第 2 校正信息的方式进行控制。即，根据控制部 18 的控制，运动信息生成部 17a 生成将成为显示对象的第 1 运动信息以及第 2 运动信息根据心时相校正为大致同步的信息的第 1 校正信息以及第 2 校正信息。

[0097] 具体而言，根据控制部 18 的控制，运动信息生成部 17a 通过以下说明的第 1 插补方法或第 2 插补方法，生成第 1 校正信息以及第 2 校正信息。

[0098] 首先,对第 1 插补方法进行说明。图 5 为用于说明运动信息生成部执行的第 1 插补方法的图。另外,在图 5 所示的一例中,将作为时间变化信息的第 1 运动信息以及第 2 运动信息分别表示为数据 1 以及数据 2 (参照图 5 的上图)。并且,在图 5 所示的一例中,表示出了第 1 体数据群的帧间隔为“ $dT1$ ”,第 2 体数据群的帧间隔为“ $dT2(dT2 < dT1)$ ”(参照图 5 的上图)。

[0099] 在进行第 1 插补方法时,运动信息生成部 17a 首先通过将构成各运动信息的各测定值中预先设定的与基准心时相对应的测定值作为起点,对齐作为时间变化信息的第 1 运动信息以及第 2 运动信息的开始点。

[0100] 例如,由于作为基准心时相设定了 R 波时相,所以运动信息生成部 17a 如图 5 的下图所示,对准 R 波时相来对齐数据 1 与数据 2 的开始点。另外,作为基准心时相,也可以是成为心房收缩的起点的 P 波时相被设定的情况。

[0101] 然后,运动信息生成部 17a 进一步对与自构成一方的运动信息的测定值的开始点起的经过时间对应的另一方的运动信息的测定值,使用该另一方的运动信息的在该经过时间的附近所测定的测定值进行插补。据此,运动信息生成部 17a 生成第 1 校正信息以及第 2 校正信息。

[0102] 例如,运动信息生成部 17a 将帧间隔长的数据 1 作为插补对象。然后,运动信息生成部 17a 对与自构成数据 2 的测定值的 R 波时相(开始点)起的经过时间对应的数据 1 的测定值使用数据 1 的在该经过时间的附近所测定的测定值进行插补(参照图 5 的下图所示的点线的圆框)。据此,运动信息生成部 17a 生成数据间的间隔与数据 2 同样地时间分辨率成为“ $dT2$ ”的数据 1 的校正数据(参照图 5 的下图所示的黑圆圈)。

[0103] 另一方面,在进行第 2 插补方法时,运动信息生成部 17a 相对地对准作为时间变化信息的第 1 运动信息以及第 2 运动信息各自的基准心时相间的期间。具体而言,第 2 插补方法使用收缩期间使心时相一致。例如,在第 2 插补方法中,如图 6 所示,由于主动脉瓣关闭(Aortic Valve Close:AVC)时相成为心室收缩期与心室扩张期的分界线,因此,在第 1 运动信息以及第 2 运动信息的各个中,各自地将 AVC 时间定义为 100%。另外,在第 2 插补方法中,也可以将 R 波时相间或 P 波时相间的期间,即一个心周期定义为 100%。

[0104] 然后,运动信息生成部 17a 对于以规定的间隔分割相对地对准的基准心时相间的期间而得到的多个相对经过时间的测定值,使用第 1 运动信息以及第 2 运动信息各自的在该多个相对经过时间各自的附近所测定的测定值进行插补。据此,运动信息生成部 17a 生成第 1 校正信息以及第 2 校正信息。具体而言,运动信息生成部 17a 用“1%~5%”的范围内的值分割 100%相对地对准的基准心时相间的期间。例如,运动信息生成部 17a 如图 6 所示,将 100%的 AVC 时间分割为每 5%的相对经过时间。

[0105] 然后,运动信息生成部 17a 如图 6 所示,对于在到 200%位(或者 300%位)为止的期间中第 1 运动信息的每 5%的相对经过时间中的测定值,根据在该相对经过时间的附近所测定的多个实测值进行插补而求出。同样地,运动信息生成部 17a 对于第 2 运动信息的每 5%的相对经过时间中的测定值,根据在该相对经过时间的附近所测定的多个实测值进行插补而求出。

[0106] 然后,运动信息生成部 17a 为了将相对经过时间(%)转换为绝对时间(毫秒),在相对经过时间(%)上乘以第 1 体数据摄影时的“AVC 时间/100”或者第 2 体数据摄影时

的“AVC 时间 /100”。

[0107] 这样,运动信息生成部 17a 通过第 1 插补方法或者第 2 插补方法,生成将作为时间变化信息的第 1 运动信息以及第 2 运动信息根据心时相校正为大致同步的信息的第 1 校正信息以及第 2 校正信息。

[0108] 然后,控制部 18 进行控制以使得将通过运动信息生成部 17a 生成的第 1 校正信息以及第 2 校正信息显示在监视器 2 上。具体而言,根据控制部 18 的控制,运动信息生成部 17a 将第 1 校正信息以及第 2 校正信息根据规定的心时相对齐时相而生成沿着时间轴排列的运动信息图像。具体而言,运动信息图像为以下说明的那样的图表或分布图像。然后,控制部 18 进行控制以使得将运动图像信息显示在监视器 2 上。

[0109] 以下对通过控制部 18 的控制所显示的第 1 校正信息以及第 2 校正信息进行说明。

[0110] 首先,对显示时间变化曲线的情况进行说明。通过控制部 18 的控制,运动信息生成部 17a 生成沿着时间轴分别画出了第 1 校正信息以及第 2 校正信息的两个图表。即,运动信息生成部 17a 作为第 1 校正信息以及第 2 校正信息生成多个时间变化曲线,并通过排列对齐了多个时间变化曲线的时相的多个图表来生成运动信息图像。然后,控制部 18 进行控制以使得并列显示通过运动信息生成部 17a 生成的两个图表。在显示局部心壁运动的信息即第 1 校正信息以及第 2 校正信息作为时间变化曲线时,由于第 1 校正信息以及第 2 校正信息各自由多个局部区域中的心壁运动的信息构成,因此希望通过单独的图表并列显示。

[0111] 或者,通过控制部 18 的控制,运动信息生成部 17a 生成集中第 1 校正信息以及第 2 校正信息而沿着时间轴画出的一个图表。即,运动信息生成部 17a 通过作为第 1 校正信息以及第 2 校正信息生成多个时间变化曲线并在一个图表中重叠多个时间变化曲线,从而作为生成运动信息图像的第 1 校正信息以及第 2 校正信息,生成多个时间变化曲线。然后,控制部 18 进行控制以使得显示通过运动信息生成部 17a 生成的一个图表。例如,在显示“内腔容积的时间变化曲线”或“基于局部心壁运动的信息的整体心壁运动的信息”作为时间变化曲线时,为了使得容易进行心室间的同步性的判定或心房间的同步性的判定,希望将第 1 校正信息以及第 2 校正信息集中显示在一个图表上。

[0112] 另外,在内腔容积的时间变化曲线或基于局部心壁运动的信息的整体心壁运动的信息作为显示对象而被选择多个时,生成多个第 1 校正信息以及第 2 校正信息的对。此时,既可以是对每一对校正信息生成显示一个图表的情况,也可以是生成显示将每一对校正信息的时间变化曲线集中为一个的图表的情况。图 7 为用于说明在本实施方式中所显示的时间变化曲线的一例的图。

[0113] 例如,运动信息生成部 17a 生成将左心室以及右心室中的内腔容积的时间变化曲线(参照图 7 所示的点线)与左心室以及右心室中的纵轴方向的整体心肌应变的时间变化曲线(参照图 7 所示的实线)作为一个图表的运动信息图像。另外,运动信息生成部 17a 如图 7 所示,也可以生成将与图表的时间轴对准的 ECG 合成到图表中的图像作为运动信息图像。然后,控制部 18 使图 7 所示的运动信息图像显示在监视器 2 上。

[0114] 在此,控制部 18 也可以在判定心室间或心房间的同步性之后显示成为指标的数值。即,图 1 所示的计算部 17b 计算第 1 校正信息中所包含的极值与第 2 校正信息中所包含的极值的时间差。具体而言,计算部 17b 计算构成第 1 校正信息的各测定值成为极值的时刻与构成第 2 校正信息的各测定值成为极值的时刻的时间差。然后,控制部 18 进行控制

以使得除了运动信息图像之外还将通过计算部 17b 所计算出的时间差显示在监视器 2 上。

[0115] 例如,计算部 17b 如图 8 所示,计算左心室中的内腔容积的时间变化曲线成为极小值的时刻与右心室中的内腔容积的时间变化曲线成为极小值的时刻的时间差“ $dt$ ”。然后,控制部 18 使时间差“ $dt$ ”重叠显示在图表上。

[0116] 接着,对作为运动信息图像而显示分布图像的情况进行说明。如上所示,分布图像在输出局部心壁运动的信息时使用。通过控制部 18 的控制,运动信息生成部 17a 生成沿着时间轴映射了第 1 校正信息的局部心壁运动的信息的第 1 分布图像群。并且,通过控制部 18 的控制,运动信息生成部 17a 生成沿着时间轴映射了第 2 校正信息的局部心壁运动的信息的第 2 分布图像群。

[0117] 然后,控制部 18 进行控制以使得将第 1 分布图像群以及第 2 分布图像群与心时相大致同步地动画显示。图 9 以及图 10 为用于说明在本实施方式中所显示的分布图像的一例的图。

[0118] 例如,运动信息生成部 17a 如图 9 所示,在将第 1 校正信息中在各局部区域中所得到的心壁的运动信息的值转换为彩色之后,生成映射到内膜面的面绘制图像上的第 1 分布图像群。同样地,运动信息生成部 17a 生成将第 2 校正信息映射到内膜面的面绘制图像上的第 2 分布图像群。或者,运动信息生成部 17a 例如如图 10 所示,生成在将第 1 校正信息中在各局部区域中所得到的心壁的运动信息的值转换为彩色之后以 Polar-map 方式映射的第 1 分布图像群。同样地,运动信息生成部 17a 生成将第 2 校正信息以 Polar-map 方式映射的第 2 分布图像群。

[0119] 图 11 为用于说明在本实施方式中所显示的信息的布局例的图。例如,在 CRT 前 (Pre-CRT) 的判定时,通过控制部 18 的控制,如图 11 所示,将左心室的局部心壁运动的信息映射到面绘制图像上的第 1 分布图像群以三维方式动画显示在监视器 2 的上半部分的左侧区域 (参照图中的“LV 的 3D 显示”)上。并且,将右心室的局部心壁运动的信息映射到面绘制图像上的第 2 分布图像群动画显示在监视器 2 的上半部分的右侧区域 (参照图中的“RV 的 3D 显示”)上。而且,图 7 或图 8 中示出的时间变化曲线 (图表) 显示在监视器 2 的下半部分的区域 (参照图中的“LV 和 RV 的图表”)上。运动信息生成部 17a 在单独地生成第 1 分布图像群、第 2 分布图像群以及图表之后,通过将 these 布置在图 11 中例示的三个区域上,从而生成运动信息图像。

[0120] 接着,使用图 12,对本实施方式涉及的超声波诊断装置的处理进行说明。图 12 为用于说明本实施方式涉及的超声波诊断装置的处理的流程图。另外,以下对将第 1 体数据群以及第 2 体数据群存储至图像存储器 15 后的处理进行说明。

[0121] 如图 12 所示,本实施方式涉及的超声波诊断装置判定是否从操作者经由输入装置 3 接受了对于第 1 体数据群以及第 2 体数据群的图像处理要求 (步骤 S101)。在此,在未接受到图像处理要求时 (步骤 S101 否定),超声波诊断装置成为待机状态。

[0122] 另一方面,在接受到图像处理要求时 (步骤 S101 肯定),运动信息生成部 17a 通过进行使用了由操作者所设定的追踪点的跟踪处理,根据第 1 体数据群以及第 2 体数据群的各个生成第 1 运动信息以及第 2 运动信息 (步骤 S102)。

[0123] 然后,控制部 18 判定是否在成为显示对象的运动信息中包含时间变化信息 (步骤 S103)。在此,在未包含时间变化信息时 (步骤 S103 否定),控制部 18 进行控制以使得将第

1 运动信息以及第 2 运动信息显示在监视器 2 上 (步骤 S107), 结束处理。

[0124] 另一方面, 在包含时间变化信息时 (步骤 S103 肯定), 通过控制部 18 的控制, 运动信息生成部 17a 根据作为时间信息的第 1 运动信息以及第 2 运动信息, 通过第 1 插补方法或第 2 插补方法的任意一个插补处理来生成第 1 校正信息以及第 2 校正信息 (步骤 S104)。

[0125] 然后, 计算部 17b 根据同一种类的第 1 校正信息以及第 2 校正信息计算时间差 (步骤 S105)。然后, 控制部 18 进行控制以使得将第 1 校正信息以及第 2 校正信息与时间差一起显示在监视器 2 上 (步骤 S106), 结束处理。另外, 在步骤 S106 中, 控制部 18 在成为显示对象的运动信息中存在不是时间变化信息的信息的情况下, 使该信息也显示出来。

[0126] 如上所述, 在本实施方式中, 运动信息生成部 17a 将被检体 P 的心脏分割为包含左心系的区域与包含右心系的区域, 并根据通过在一次心拍以上的期间使用超声波三维扫描各区域而生成的两个体数据群即第 1 体数据群以及第 2 体数据群的各个, 生成左心室以及左心房的至少一方的心壁运动的信息即第 1 运动信息、和右心室以及右心房的至少一方的心壁运动的信息即第 2 运动信息。

[0127] 然后, 控制部 18 在规定的显示部中显示通过运动信息生成部 17a 生成的第 1 运动信息以及第 2 运动信息时, 在成为显示对象的第 1 运动信息以及第 2 运动信息为表示由沿着时间轴的多个测定值组成的心壁运动的经时变化的时间变化信息的情况下, 进行控制以使得显示将成为该显示对象的第 1 运动信息以及第 2 运动信息根据心时相校正为大致同步的信息的第 1 校正信息以及第 2 校正信息。

[0128] 即, 在本实施方式中, 可以在左心系以及右心系各自中成为最佳的空间分辨率以及时间分辨率收集第 1 体数据群以及第 2 体数据群。然后, 在本实施方式中, 可以根据具有最佳的空间分辨率以及时间分辨率的第 1 体数据群以及第 2 体数据群的各个, 生成第 1 运动信息以及第 2 运动信息。然后, 在本实施方式中, 可以在与心时相同步的状态下同时显示作为时间变化信息的第 1 运动信息以及第 2 运动信息。即, 在本实施方式中, 不仅对左心室内, 对心室间或心房间的心功能或心壁运动的同步性的程度也可以三维地进行解析。

[0129] 因此, 根据本实施方式, 可以三维地详细地解析心室间、心房间以及房室间的心壁运动的同步性的差异。特别是在 CRT 适用的非同步性诊断中, 医师可以正确地评价心室间的壁运动时相的偏移时间 (非同步的程度)。另外, 根据本实施方式, 医师可以正确地进行 CRT 设备的房室延迟时间或心室延迟时间的设定。例如, 医师可以正确地进行治疗开始时的 CRT 设备的房室延迟时间或心室延迟时间的初期设定、治疗效果判定后的 CRT 设备的房室延迟时间或心室延迟时间的再设定。

[0130] 另外, 在本实施方式中, 计算部 17b 计算构成第 1 校正信息的各测定值成为极值的时刻与构成第 2 校正信息的各测定值成为极值的时刻的时间差, 控制部 18 进一步进行控制以使得将时间差显示在监视器 2 上。因此, 根据本实施方式, 医师可以容易地进行 CRT 设备的房室延迟时间或心室延迟时间的设定。

[0131] 另外, 在本实施方式中, 运动信息生成部 17a 进行第 1 插补方法。即, 运动信息生成部 17a 通过以在构成各运动信息的各测定值中预先设定的与基准心时相对应的测定值为起点来对齐作为时间变化信息的第 1 运动信息以及第 2 运动信息的开始点, 进而通过对于与自构成一方的运动信息的测定值的上述开始点起的经过时间对应的另一方的运动信息的测定值使用该另一方的运动信息的在该经过时间的附近所测定的测定值进行插补, 从

而生成第 1 校正信息以及第 2 校正信息。即,在本实施方式中,例如,对准时间分辨率高的运动信息,可以生成与心时相大致同步的第 1 校正信息以及第 2 校正信息。

[0132] 或者,在本实施方式中,运动信息生成部 17a 进行第 2 插补方法。即,运动信息生成部 17a 相对地对准作为时间变化信息的第 1 运动信息以及第 2 运动信息各自的基准心时相的期间,并通过对于以规定的间隔分割该相对地对准的基准心时相的期间而得到的多个相对经过时间的测定值使用第 1 运动信息以及第 2 运动信息各自的在该多个相对经过时间各自的附近所测定的测定值进行插补,从而生成第 1 校正信息以及第 2 校正信息。即,在本实施方式中,在与“心脏时钟”对准而对第 1 运动信息以及第 2 运动信息进行规格化之后,具有相同的时间分辨率,并且可以生成与心时相大致同步的第 1 校正信息以及第 2 校正信息。

[0133] 并且,在本实施方式中,运动信息生成部 17a 通过根据斑纹图案追踪设定在各体数据中所描绘的心肌组织上的追踪点,从而生成第 1 运动信息以及第 2 运动信息。因此,在本实施方式中,使用公知技术可以容易地生成第 1 运动信息以及第 2 运动信息。

[0134] 而且,在本实施方式中,运动信息生成部 17a 生成沿着时间轴分别画出了第 1 校正信息以及第 2 校正信息的两个图表,控制部 18 进行控制以使得并列显示两个图表。或者,运动信息生成部 17a 生成集中第 1 校正信息以及第 2 校正信息而沿着时间轴画出的一个图表,控制部 18 进行控制以使得显示一个图表。

[0135] 即,根据本实施方式,例如,在将作为局部心壁运动的信息的第 1 校正信息以及第 2 校正信息显示为时间变化曲线的情况下,可以用单独的图表并列显示。并且,根据本实施方式,例如,在将内腔容积的时间变化曲线或基于局部心壁运动的信息的整体心壁运动的信息显示为时间变化曲线的情况下,可以集中到一个图表上进行显示。因此,根据本实施方式,医师可以根据所显示的时间变化信息的特性,选择最佳的显示方式。

[0136] 另外,在本实施方式中,运动信息生成部 17a 作为第 1 运动信息以及第 2 运动信息生成与心室或心房的至少一方的容积有关的信息。并且,作为第 1 运动信息以及第 2 运动信息,生成心室或心房的至少一方的整体变形、整体变形率、整体心肌组织的位移或者整体心肌组织的位移速度。并且,运动信息生成部 17a 作为第 1 运动信息以及第 2 运动信息生成心室或心房的至少一方的局部变形、局部变形率、局部心肌组织的位移或者局部心肌组织的位移速度。因此,根据本实施方式,对于医师,可以完整地提供用于三维地解析心壁的运动的各种指标。

[0137] 另外,本实施方式涉及的超声波诊断装置也可以是执行以下说明的两个变形例的情况。

[0138] 首先,对第 1 变形率进行说明。例如,对于在 CRT 后 (Post-CRT) 摄影的第 1 体数据群以及第 2 体数据群,通过进行上述处理,可以容易地判定 CRT 的效果。但是,在判定 CRT 的效果时,希望同时也参照对于在 CRT 前 (Pre-CRT) 摄影的第 1 体数据群以及第 2 体数据群所处理的信息。

[0139] 在此,对于同一被检体的对应部位,在通过在不同的多个时期进行三维扫描来生成以第 1 体数据群以及第 2 体数据群为对的多个体数据对的第 1 变形例中,运动信息生成部 17a 进行以下的处理。即,运动信息生成部 17a 对多个体数据对的每一个生成由第 1 校正信息以及第 2 校正信息组成的校正信息对,并根据校正信息对生成运动信息图像对。然

后,控制部 18 进行控制以使得将通过运动信息生成部 17a 生成的运动信息图像对并列显示在监视器 2 上。图 13 以及图 14 为用于说明本实施方式的第 1 变形例的图。

[0140] 例如,基于 CRT 前 (Pre-CRT) 的校正信息的运动信息图像以及基于 CRT 后 (Post-CRT) 的校正信息的运动信息图像分别布局为如图 11 所例示那样。但是,作为 CRT 前 (Pre-CRT) 的校正信息的第 1 分布图像群、第 2 分布图像群以及时间变化曲线如图 13 所示,显示在监视器 2 的左半部分的区域上。并且,作为 CRT 后 (Post-CRT) 的校正信息的第 1 分布图像群、第 2 分布图像群以及时间变化曲线如图 13 所示,显示在监视器 2 的右半部分的区域上。

[0141] 或者,控制部 18 如图 14 所示,使画出了左心室中的 CRT 前的局部壁厚方向的应变 (radial-strain) 的图表与画出了左心室中的 CRT 后的局部壁厚方向的应变 (radial-strain) 的图表并列显示。

[0142] 据此,在第 1 变形例中,医师可以容易地把握治疗前后的心室间、心房间的非同步性的改善度,可以有效地进行治疗效果判定。

[0143] 其次,对第 2 变形例进行说明。如上所述,第 1 体数据群或第 2 体数据群分别为将左心系或右心系以最佳的空间分辨率以及时间分辨率收集的数据群。因此,在第 2 变形例中,运动信息生成部 17a 将第 1 体数据群或第 2 体数据群的任意一方作为处理对象,来生成第 1 运动信息或第 2 运动信息。然后,控制部 18 进行控制以使得将通过运动信息生成部 17a 生成的第 1 运动信息或第 2 运动信息显示在监视器 2 上。另外,即使在第 2 变形例中,计算部 17b 也可以计算出左心室的时间变化曲线与左心房的时间变化曲线的极值的时间差、右心室的时间变化曲线与右心房的时间变化曲线的极值的时间差。并且,即使在第 2 变形例中,也可以并列显示 CRT 前后的运动信息。

[0144] 即,在第 2 变形例中,不进行插补处理,就可以比较判定左心室与左心房的同步性、右心室与右心房的同步性。

[0145] 据此,在第 2 变形例中,特别是可以对房室间的心功能、壁运动定时的差异进行三维解析。特别是医师在 CRT 适用的非同步性诊断中,可以正确地评价房室间的壁运动时相的偏移时间 (非同步的程度)。

[0146] 另外,在上述实施方式中,对在超声波诊断装置中进行对于体数据群的处理的情况进行了说明。但是,也可以是通过与超声波诊断装置独立地设置的图像处理装置来进行对于上述体数据群的处理的情况。具体而言,具有图 1 所示的体数据处理部 17 以及控制部 18 的显示控制功能的图像处理装置也可以是接收从超声波诊断装置或 PACS 的数据库或电子病历系统的数据库接收到的两个体数据群来进行上述图像处理的情况。

[0147] 另外,图示的各装置的结构要素为功能概念的要素,物理上未必需要如图示那样构成。即,各装置的方差、合并的具体方式并不限于图示的例子,可以将其全部或部分根据各种负荷或使用状况等以任意单位功能性或物理性地方差、综合而构成。例如,运动信息生成部 17a 进行的校正信息的生成处理以及运动信息图像的生成处理也可以通过与运动信息生成部 17a 不同的处理部来执行。并且,本实施方式中说明的图像处理方法可以通过使用个人计算机或工作站等的计算机来执行预先准备的图像处理程序来实现。该图像处理程序可以经由互联网等的网络分发。另外,该图像处理程序可通过存储至硬盘、软盘 (FD)、CD-ROM、MO、DVD 等计算机可读存储介质中并由计算机从存储介质中读取而执行。

[0148] 以上,如上说明,根据本实施方式,可以三维地详细地解析心室间、心房间以及房室间的心壁运动的同步性的差异。

[0149] 虽然对本发明之多个实施方式进行了说明,但这些实施方式是作为例子而说明的,并不对本发明的范围作出限定。这些实施方式可以以其它各种方式实施,并且在不脱离本发明要旨的范围内可进行各种省略、置换、变更。与这些实施方式及其变形包含在本发明的范围、要旨内同样地,也包含在权利要求书中记载的发明和其等同的范围内。

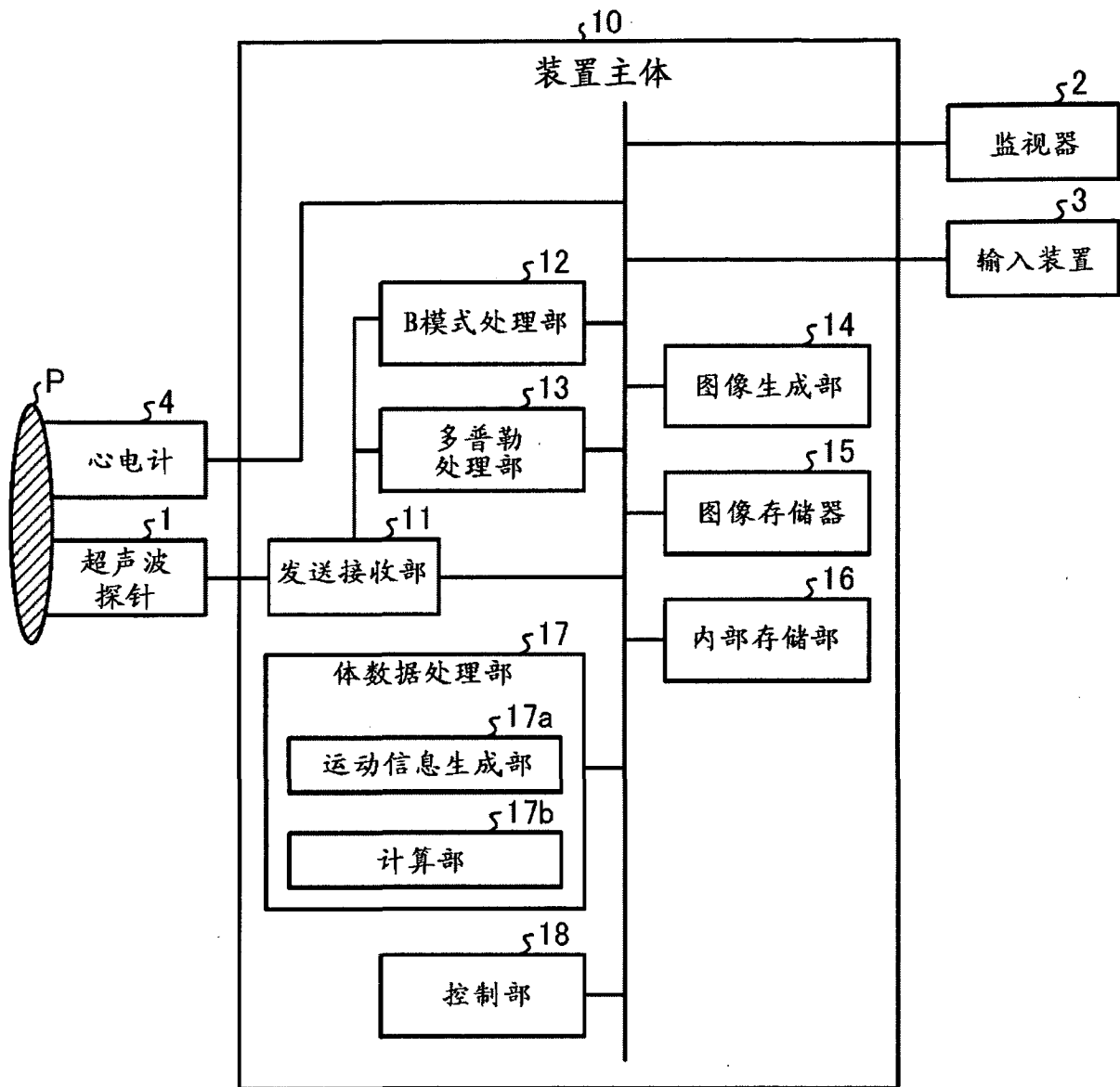


图 1

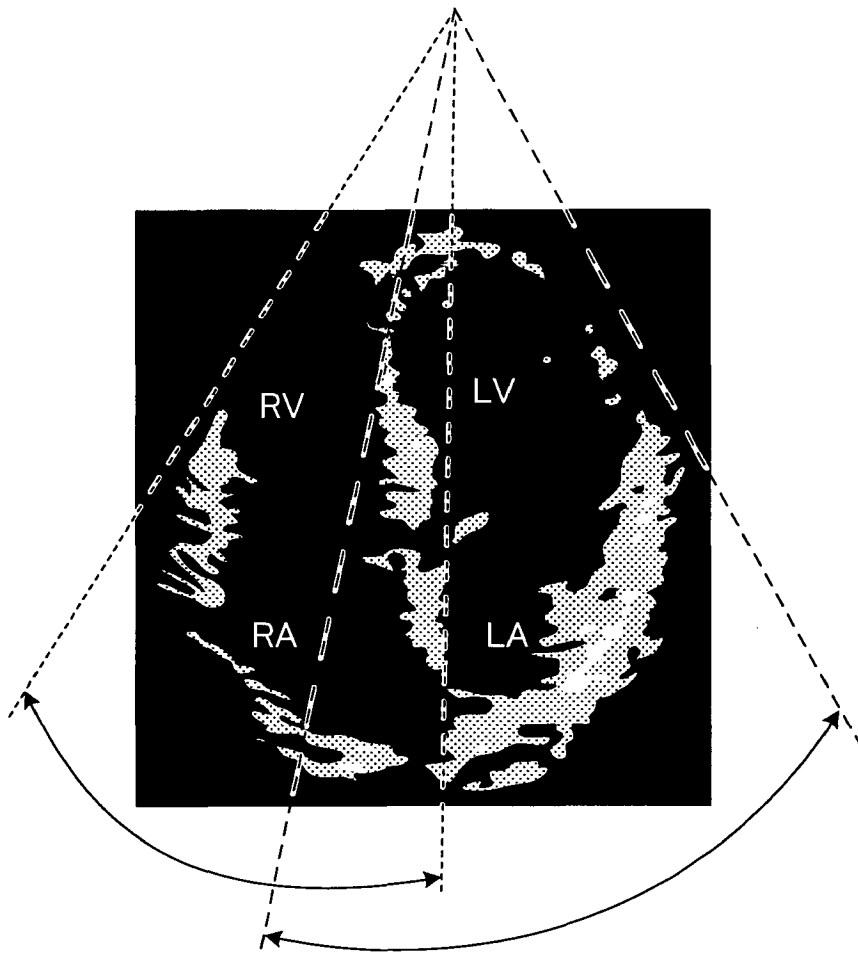


图 2

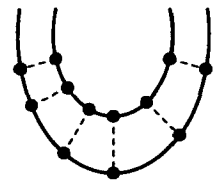


图 3

EDV(mL)
ESV(mL)
EF(%)
心肌容积(mL)
心肌重量(g)
Mass-Index(g/m <sup>2</sup> )
内腔容积的时间变化曲线

图 4A

局部心肌应变(%)
局部心肌应变速率(1/s)
局部心肌位移(cm)
局部心肌速度(cm/s)

图 4B

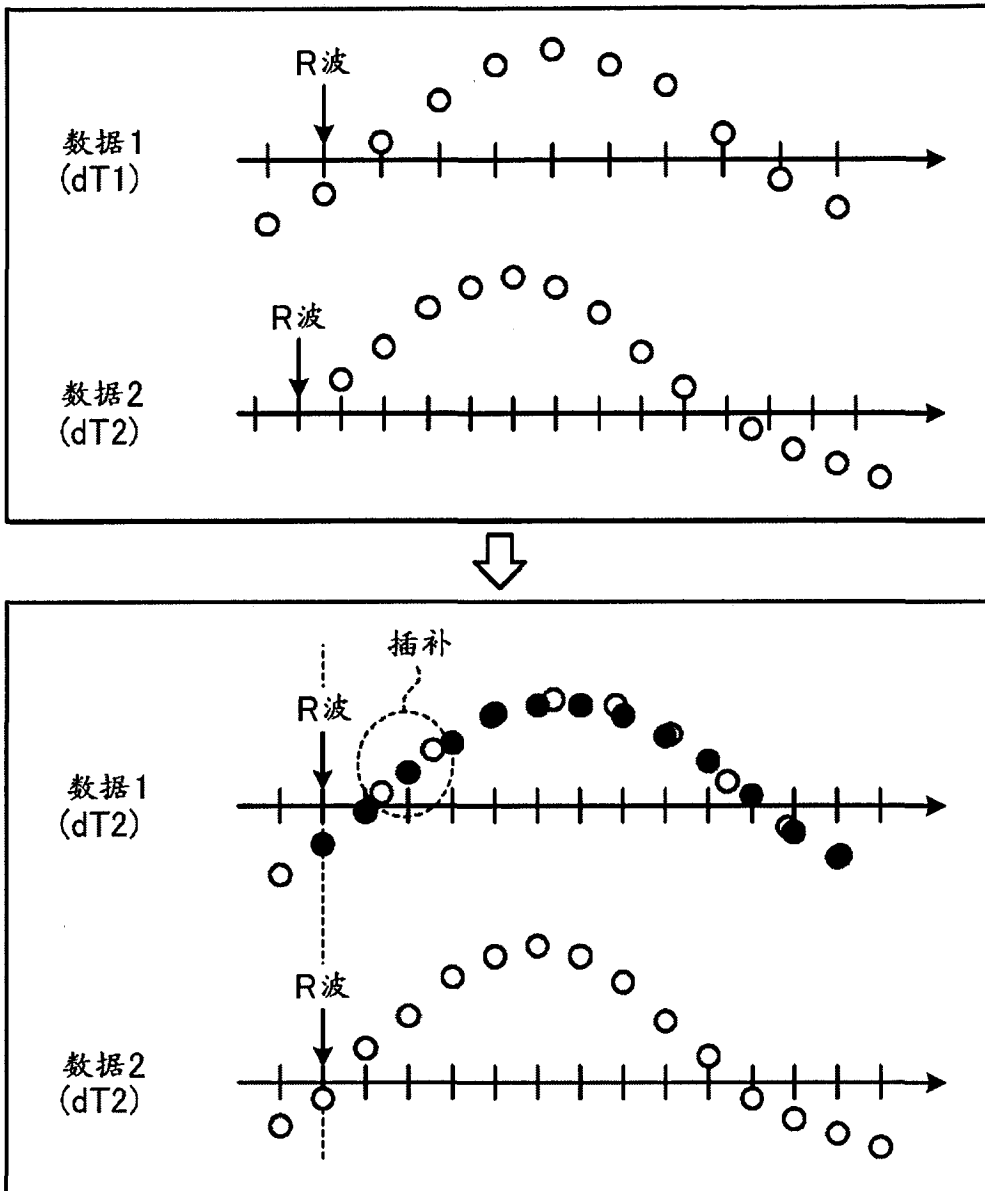


图 5

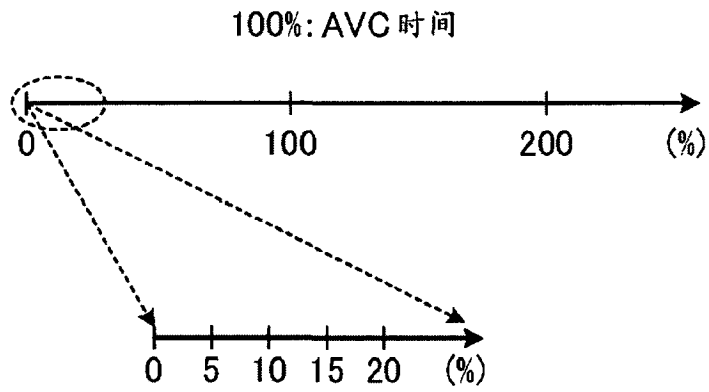


图 6

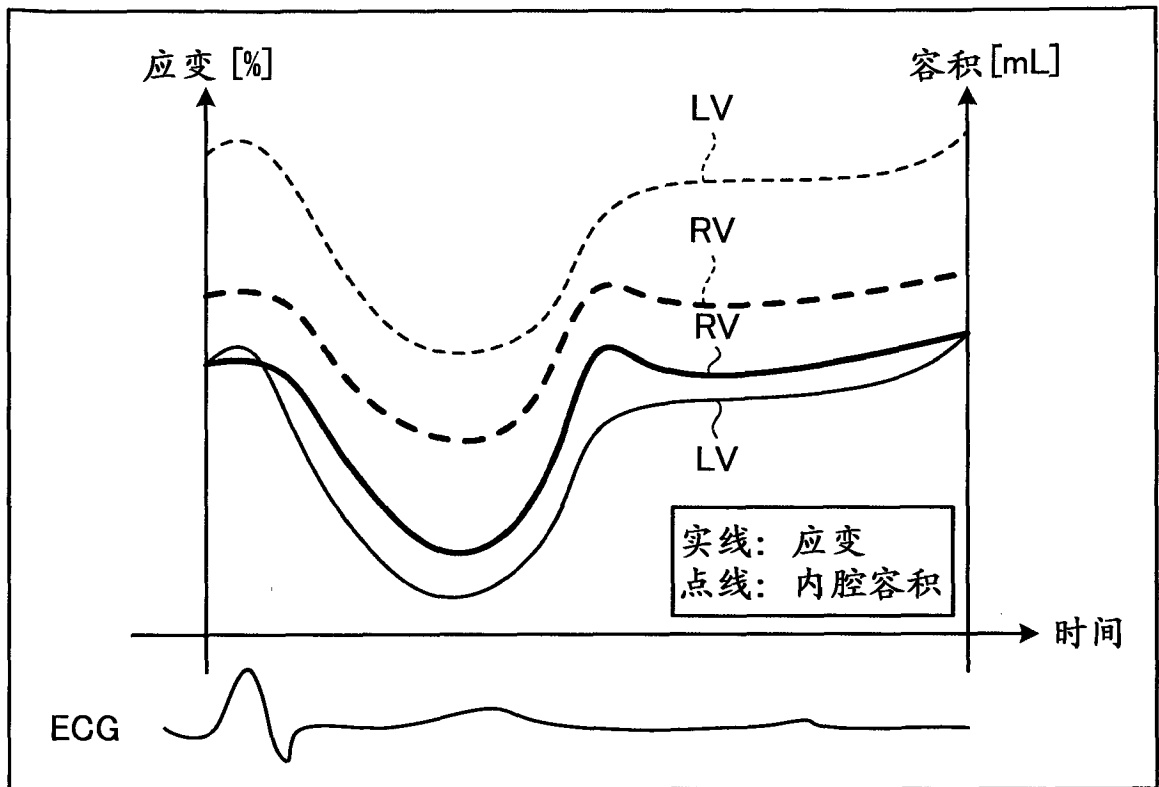


图 7

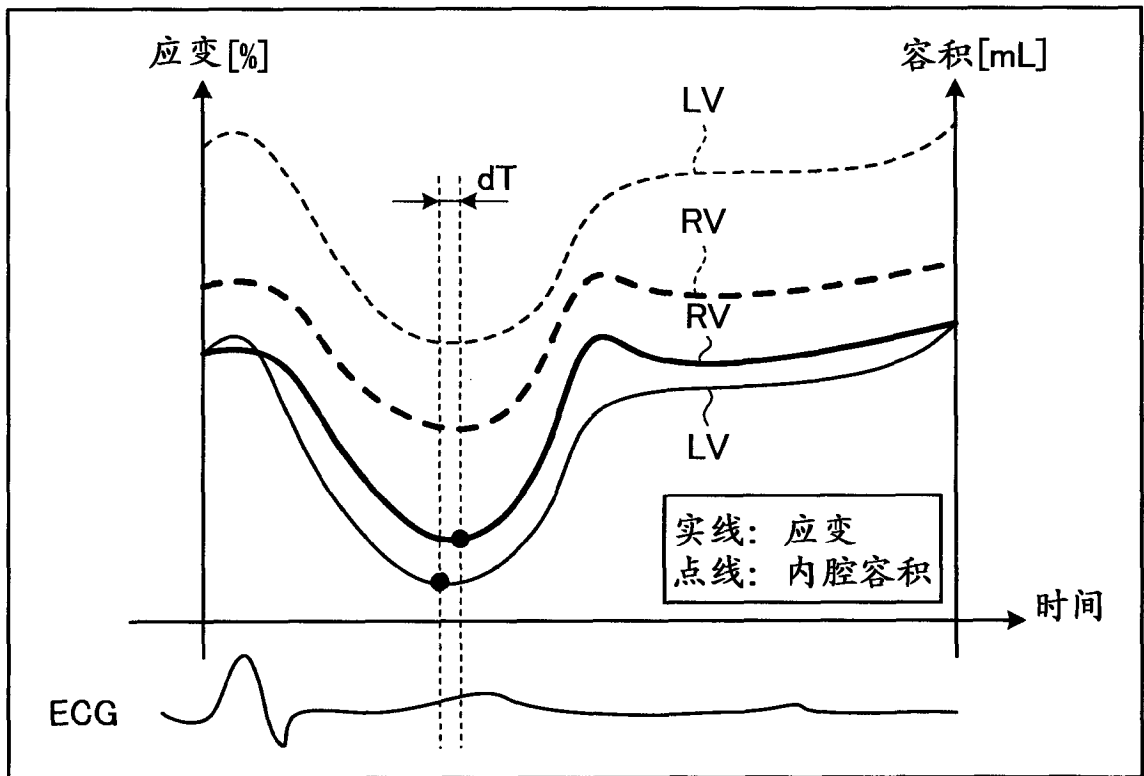


图 8

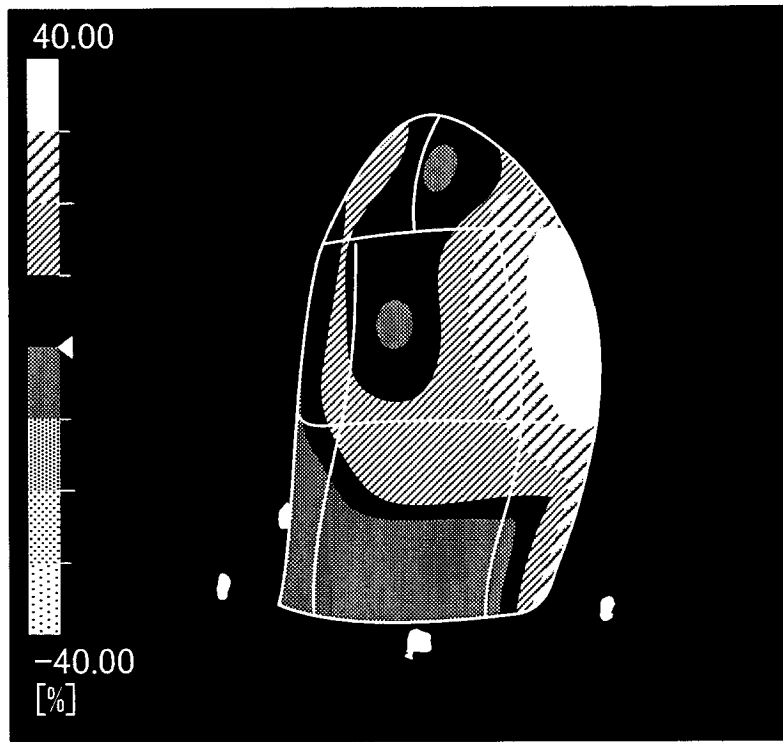


图 9

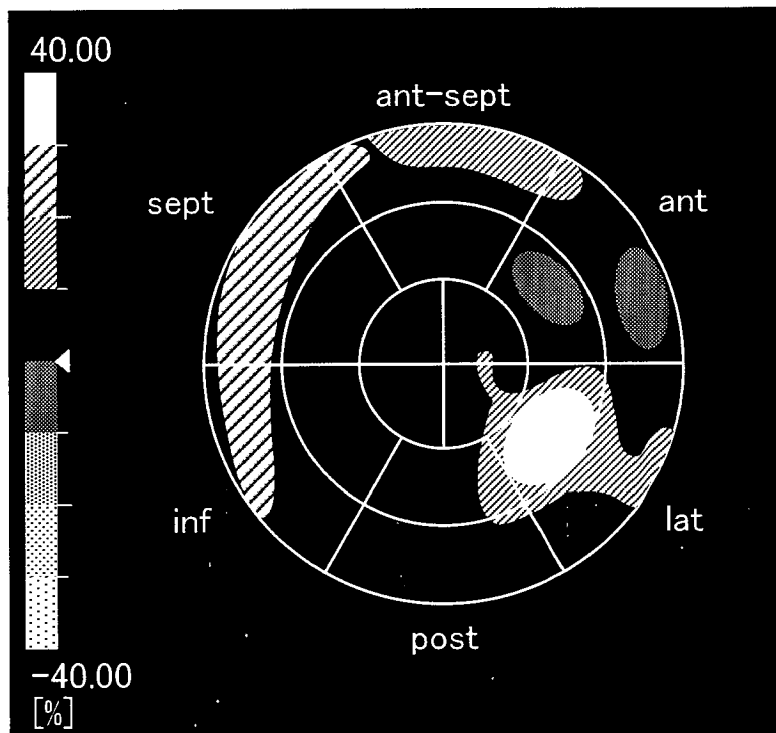


图 10

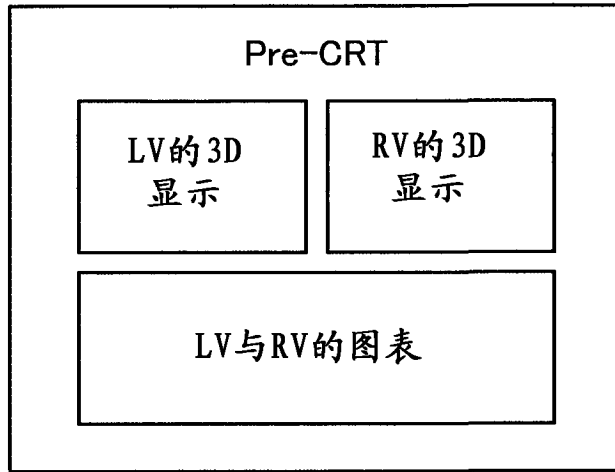


图 11

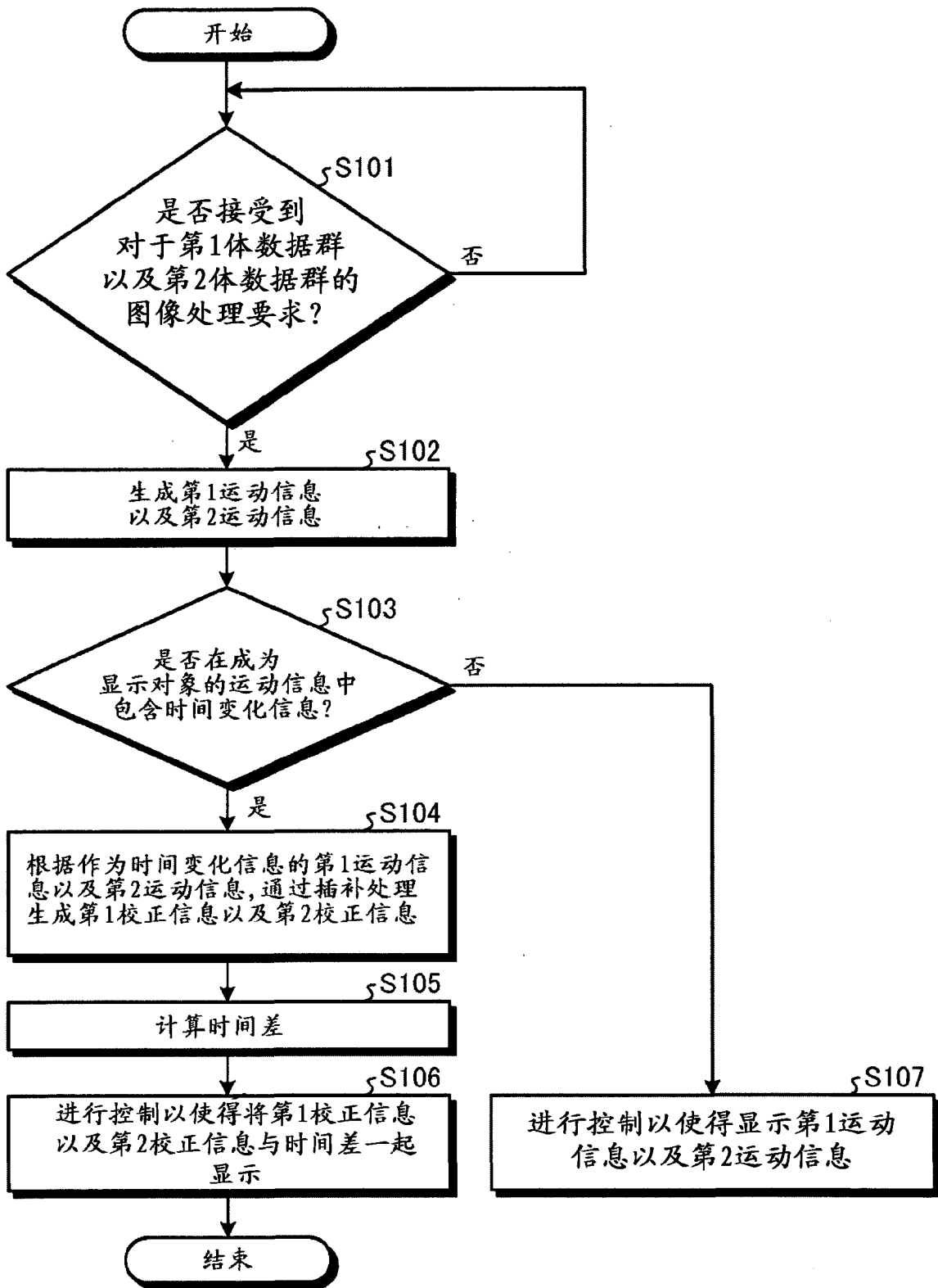


图 12

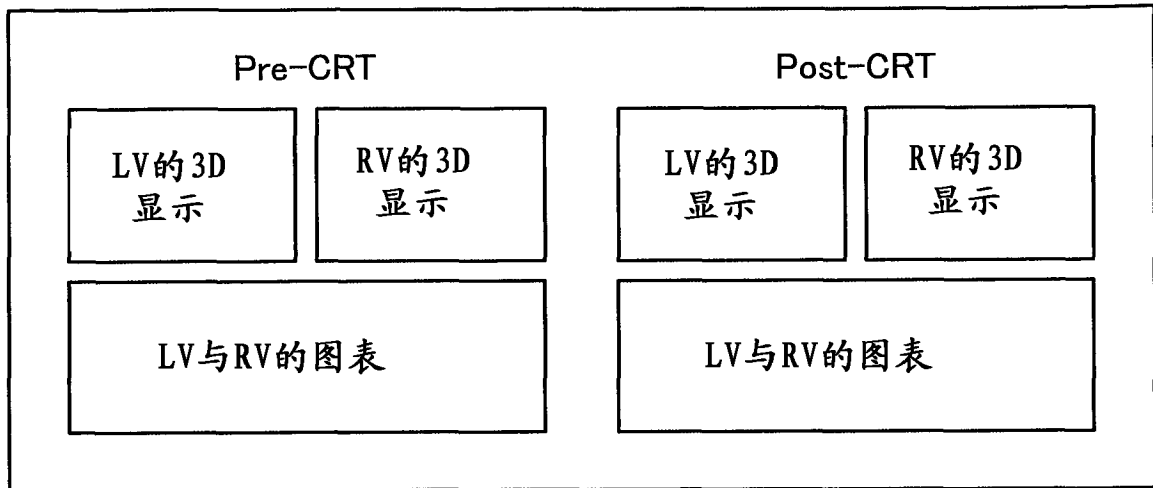


图 13

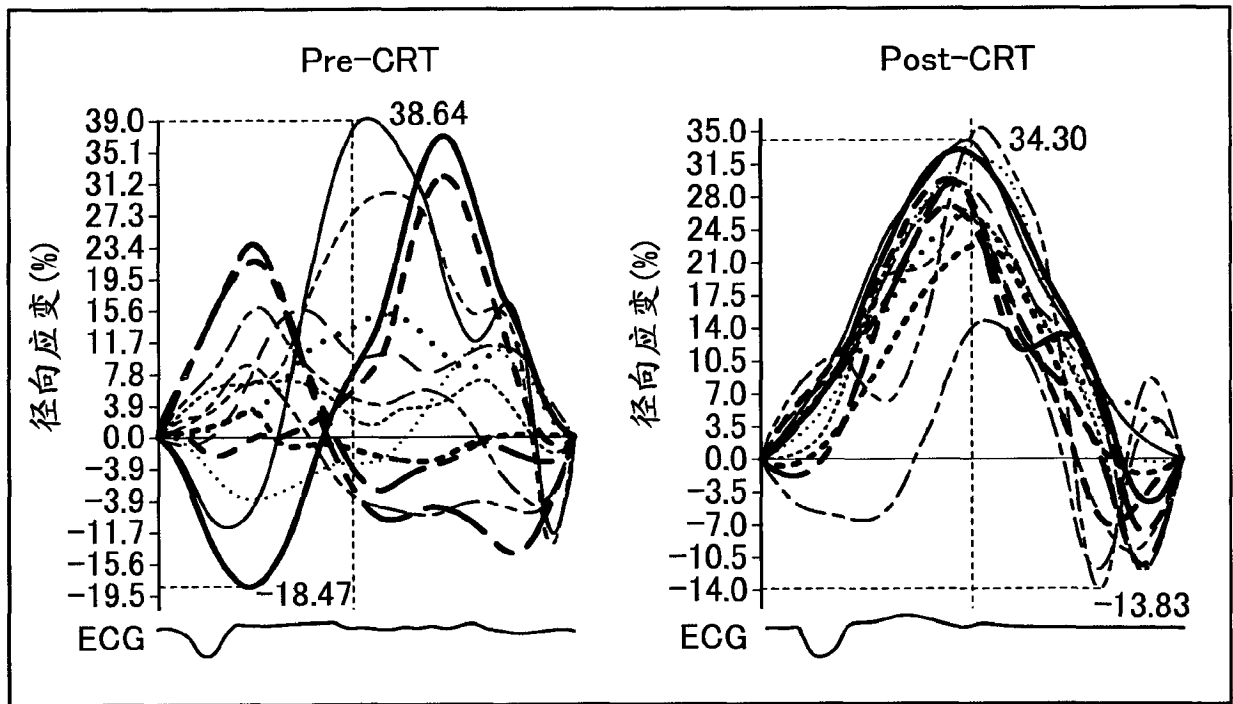


图 14

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	<a href="#">CN102523733A</a>	公开(公告)日	2012-06-27
申请号	CN201180002090.2	申请日	2011-08-31
[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 川岸哲也		
发明人	阿部康彦 川岸哲也		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/463 A61B8/466 A61B8/5284 A61B8/0883 A61B8/483		
优先权	2010201241 2010-09-08 JP		
其他公开文献	CN102523733B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本实施方式的超声波诊断装置包括：运动信息生成部(17a)与控制部(18)。运动信息生成部(17a)根据包含与左心系有关的区域的第一体数据群和包含与右心系有关的区域的第二体数据群生成左心室以及左心房的至少一方的心壁运动的信息即第1运动信息和右心室以及右心房的至少一方的心壁运动的信息即第2运动信息作为表示由沿着时间轴的多个测定值组成的心壁运动的经时变化的时间变化信息，并生成将成为显示对象的第1运动信息以及第2运动信息根据心时相校正为大致同步的信息的第1校正信息以及第2校正信息，将第1校正信息以及第2校正信息根据规定的心时相相对齐时相而生成沿着时间轴排列的运动信息图像。控制部(18)进行控制以使得显示运动图像信息。

