(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 101317773 B
(45)授权公告日 2011.07.13

(21)申请号 200810108576.4

(22)申请日 2008.05.27

(30)优先权数据
2007-149996 2007.06.06 JP

(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 阿倍康彦

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商标事务所 11038
代理人 曲瑞

(51)Int.Cl.
A61B 8/08(2006.01)
G06T 1/00(2006.01)
G06T 7/20(2006.01)

审查员 马楠

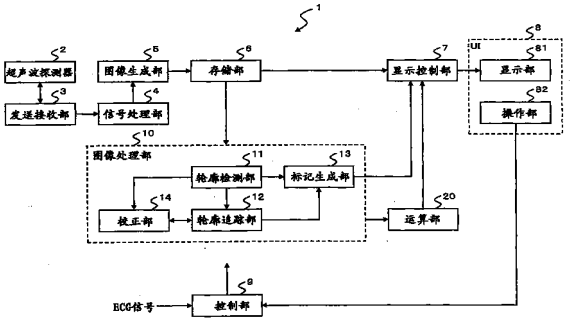
权利要求书 4 页 说明书 17 页 附图 6 页

(54)发明名称

超声波图像处理装置

(57)摘要

本发明提供一种超声波图像处理装置，其中，轮廓检测部根据在预定的时相取得的超声波图像数据，对特定组织的轮廓进行检测。轮廓追踪部针对每个时相，通过图案匹配来求出在上述各时相取得的超声波图像数据中的构成特定组织的轮廓的各点的位置。运算部根据构成各时相的轮廓的各点的位置，求出各时相中的构成特定组织的运动状态的运动信息。显示控制部针对每个时相使基于在各时相取得的超声波图像数据的超声波图像显示在显示部上。进而，显示控制部针对每个时相使各时相中的运动信息随时显示在显示部上。



CN 101317773 B

1. 一种超声波图像处理装置，其特征在于，具有：

轮廓检测部，接收通过使用超声波对被检体进行扫描而针对每个时相取得的超声波图像数据，根据在预定的时相取得的超声波图像数据，对特定组织的轮廓进行检测；

轮廓追踪部，通过针对每个时相进行使用了斑点图案的图案匹配，求出在各时相取得的超声波图像数据中的构成上述检测出的轮廓的各点的移动向量，根据上述各点的移动向量，求出上述各时相中的上述各点的位置；

运算部，根据上述各时相的构成轮廓的各点的位置，求出上述各时相中的表示上述特定组织的运动状态的运动信息；以及

显示控制部，针对每个时相使基于在上述各时相取得的超声波图像数据的超声波图像显示在显示部上，进而针对每个时相使由上述运算部求出的上述各时相中的运动信息随时显示在上述显示部上。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波图像处理装置，其特征在于，

上述轮廓检测部将通过使用超声波对上述被检体进行扫描而针对每个时相取得的断层像数据作为上述超声波图像数据接收，根据在上述预定的时相取得的上述断层像数据，对上述特定组织的二维轮廓进行检测；

上述轮廓追踪部针对每个时相，通过图案匹配来求出在上述各时相取得的断层像数据中的构成上述检测出的二维轮廓的各点的位置；

上述运算部根据上述各时相的构成二维轮廓的各点的位置，求出上述各时相中的表示上述特定组织的运动状态的运动信息；

上述显示控制部针对每个时相使基于在上述各时相取得的断层像数据的断层像显示在上述显示部上，进而针对每个时相使由上述运算部求出的各时相中的运动信息随时显示在上述显示部上。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波图像处理装置，其特征在于，

上述轮廓检测部将通过使用超声波对上述被检体进行扫描而针对每个时相取得的体数据作为上述超声波图像数据接收，根据在上述预定的时相取得的上述体数据，对上述特定组织的三维轮廓进行检测；

上述轮廓追踪部针对每个时相，通过图案匹配来求出在上述各时相取得的体数据中的构成上述检测出的三维轮廓的各点的位置；

上述运算部根据上述各时相的构成三维轮廓的各点的位置，求出上述各时相中的表示上述特定组织的运动状态的运动信息；

上述显示控制部针对每个时相使基于在上述各时相取得的体数据的超声波图像显示在上述显示部上，进而针对每个时相使由上述运算部求出的各时相中的运动信息随时显示在上述显示部上。

4. 根据权利要求 3 所述的超声波图像处理装置，其特征在于，

还具有图像生成部，根据在上述预定的时相取得的体数据，针对各个断面中的每一个求出多个不同的断面上的断层像数据，

上述轮廓检测部具有：

二维轮廓检测部，根据上述多个断层像数据中的每一个，对各断面上的上述特定组织的二维轮廓进行检测；以及

插值部，通过在上述各断面上的二维轮廓的位置之间进行插值，来求出上述组织的三维轮廓，

其中上述轮廓追踪部针对每个时相，通过图案匹配来求出在上述各时相取得的体数据中的构成通过上述插值求出的三维轮廓的各点的位置。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波图像处理装置，其特征在于，

还具有校正部，在任意的定时求出成为上述轮廓追踪部的追踪对象的组织的新的轮廓；

上述轮廓追踪部针对每个时相，通过图案匹配来求出上述各时相中的构成上述组织的新的轮廓的各点的位置。

6. 根据权利要求 5 所述的超声波图像处理装置，其特征在于，

上述轮廓检测部在上述任意的定时对上述组织的轮廓进行检测；

上述校正部通过对在上述任意的定时由上述轮廓检测部检测出的上述组织的轮廓的位置和在上述任意的定时由上述轮廓追踪部求出的构成上述组织的轮廓的各点的位置进行加权相加，从而求出上述组织的新的轮廓。

7. 根据权利要求 6 所述的超声波图像处理装置，其特征在于，

上述校正部接收上述被检体的心拍信息，以 1 个心拍以上的时间间隔求出上述组织的新的轮廓。

8. 根据权利要求 6 所述的超声波图像处理装置，其特征在于，

还具有输入部，用于给出求出上述新的轮廓的位置的指示；

如果操作者利用上述输入部给出指示，则上述校正部接收来自上述输入部的指示，并在接收到该指示的定时求出上述组织的新的轮廓。

9. 根据权利要求 1 所述的超声波图像处理装置，其特征在于，

上述轮廓检测部根据上述超声波图像数据的亮度信息，对上述特定组织的轮廓进行检测。

10. 根据权利要求 9 所述的超声波图像处理装置，其特征在于，

上述轮廓检测部根据上述亮度信息和预先设定的上述特定组织的形状信息，对上述特定组织的轮廓进行检测。

11. 一种超声波图像处理装置，其特征在于，具有：

轮廓追踪部，接收通过使用超声波对被检体进行扫描而针对每个时相取得的超声波图像数据，进而接收针对基于在预定的时相取得的超声波图像数据的超声波图像的、特定组织的轮廓的指定，通过针对每个时相进行使用了斑点图案的图案匹配，求出在各时相取得的超声波图像数据中的构成上述指定的轮廓的各点的移动向量，根据上述各点的移动向量，求出上述各时相中的上述各点的位置；

运算部，根据上述各时相的构成轮廓的各点的位置，求出上述各时相中的表示上述特定组织的运动状态的运动信息；以及

显示控制部，针对每个时相使基于在上述各时相取得的超声波图像数据的超声波图像显示在显示部上，进而针对每个时相使由上述运算部求出的上述各时相中的运动信息随时显示在上述显示部上。

12. 根据权利要求 11 所述的超声波图像处理装置，其特征在于，

上述轮廓追踪部将通过使用超声波对上述被检体进行扫描而针对每个时相取得的断层像数据作为上述超声波图像数据接收，进而接收针对基于在上述预定的时相取得的断层像数据的断层像的、上述特定组织的二维轮廓的指定，针对每个时相，通过图案匹配来求出在上述各时相取得的断层像数据中的构成上述指定的二维轮廓的各点的位置；

上述运算部根据上述各时相的构成二维轮廓的各点的位置，求出上述各时相中的表示上述特定组织的运动状态的运动信息；

上述显示控制部针对每个时相使基于在上述各时相取得的断层像数据的断层像显示在上述显示部上，进而针对每个时相使由上述运算部求出的各时相中的运动信息随时显示在上述显示部上。

13. 根据权利要求 12 所述的超声波图像处理装置，其特征在于，

上述显示控制部接收上述被检体的心拍信息，一边以 1 个心拍以上的时间间隔更新基于在上述预定的时相取得的断层像数据的初始轮廓设定用的断层像，一边在显示部上进行显示；

如果在上述初始轮廓设定用的断层像上指定了上述特定组织的二维轮廓，则上述轮廓追踪部接收该指示，针对每个时相，通过图案匹配来求出在上述各时相取得的断层像数据中的构成上述指定的二维轮廓的各点的位置。

14. 根据权利要求 11 所述的超声波图像处理装置，其特征在于，还具有：

图像生成部，将通过使用超声波对上述被检体进行扫描而针对每个时相取得的体数据作为上述超声波图像数据接收，根据在上述预定的时相取得的体数据，针对各个断面中的每一个求出多个不同的断面上的断层像数据；以及

插值部，通过接收针对基于上述预定的时相中的多个断层像数据的断层像中的每一个的、上述特定组织的二维轮廓的指定，在各断面上的二维轮廓的位置之间进行插值，从而求出上述组织的三维轮廓，

其中上述轮廓追踪部针对每个时相，通过图案匹配来求出在上述各时相取得的体数据中的构成通过上述插值求出的三维轮廓的各点的位置；

上述运算部根据上述各时相的构成三维轮廓的各点的位置，求出上述各时相中的表示上述特定组织的运动状态的运动信息；

上述显示控制部针对每个时相使基于在上述各时相取得的体数据的超声波图像显示在上述显示部上，进而针对每个时相使由上述运算部求出的各时相中的运动信息随时显示在上述显示部上。

15. 根据权利要求 14 所述的超声波图像处理装置，其特征在于，

上述显示控制部接收上述被检体的心拍信息，一边以 1 个心拍以上的时间间隔分别更新在上述预定的时相取得的上述多个不同的断面上的初始轮廓设定用的断层像，一边在上述显示部上进行显示；

如果在上述更新后的多个初始轮廓设定用的断层像上指定了上述特定组织的二维轮廓，则上述插值部接收该指定，对上述各断面上的二维轮廓的位置之间进行插值，从而求出上述组织的三维轮廓。

16. 根据权利要求 13 所述的超声波图像处理装置，其特征在于，

上述显示控制部针对每个时相使基于在上述各时相取得的断层像数据的断层像显示

在上述显示部上，进而与该断层像并列地，一边以上述 1 个心拍以上的时间间隔更新基于在上述预定的时相取得的断层像数据的初始轮廓设定用的断层像，一边在上述显示部上进行显示。

17. 根据权利要求 13 所述的超声波图像处理装置，其特征在于，

上述显示控制部针对每个时相使基于在上述各时相取得的断层像数据的断层像显示在上述显示部上，并且在预定的定时，代替该断层像，一边以上述 1 个心拍以上的时间间隔更新基于在上述预定的时相取得的断层像数据的初始轮廓设定用的断层像，一边在上述显示部上进行显示。

超声波图像处理装置

技术领域

[0001] 本发明涉及利用使用超声波取得的被检体的超声波图像来求出被检体的运动状态的超声波图像处理装置、以及超声波图像的处理方法。

[0002] 背景技术

[0003] 对于心脏的心肌等生物体组织，客观且定量地评价其功能对于该生物体组织的诊断是非常重要的。例如，人们提出了利用超声波图像取得装置取得心脏的图像数据，并根据该图像数据进行定量评价的方法。

[0004] 例如，提出了通过追踪图像的斑点图案来求出组织的位移、应变等运动信息的方法（日本特开 2003-175041 号公报）。该方法使用图像的斑点图案进行图案匹配，被称为斑点跟踪 (ST)。以下，有时将该方法称为 ST 法。

[0005] 作为具体例子，在对心脏的心肌功能进行评价的情况下，通过对心脏发送超声波，从而取得被取得的时间不同的多个断层像数据。然后，通过利用 ST 法进行心脏的内膜的图案匹配，从而可以求出内膜的位移、应变等壁运动信息。

[0006] 另外，提出了根据图像的亮度信息对组织区域和血液区域的边界进行检测，并对该边界的位置实时地进行检测的方法 (UltrasonicImaging 5,300-307(1983))。该方法有时被称为 AcusticQuantification(AQ，声学定量）法。以下，有时将该方法称为 AQ 法。

[0007] 但是，实时地对边界进行检测的上述方法仅对组织区域的轮廓进行检测，而不追踪例如内膜上的各点的动作。因此，无法取得表示内膜上的各点的动作的向量信息。其结果，无法对心肌的壁运动进行分 析。

[0008] 另一方面，根据上述的 ST 法，可以取得例如表示内膜上的各点的动作的向量信息，所以可以对心肌的壁运动进行分析。但是，需要在预定的时相由操作者指定成为追踪对象的关心区域 (ROI) 的边界位置。因此，难以对关心区域的运动实时地进行分析。例如，在追踪内膜的轮廓的情况下，需要在显示装置上显示在预定的相位取得的断层像（静止图像），操作者一边观察该断层像，一边指定内膜的边界位置。因此，难以实时地分析内膜的壁运动。

[0009] 另外，即使在日本特开 2003-175041 号公报记载的方法中，也没有公开用于使用 ST 法来实时地显示关心区域的运动信息的具体方法。

[0010] 如上所述，如果基于以往技术，则难以使用向量信息来实时地分析并显示关心区域的运动。

[0011] 发明内容

[0012] 本发明的目的在于提供一种可以实时地提供特定组织的运动信息的超声波图像处理装置、以及超声波图像处理方法。

[0013] 本发明的第 1 形态的超声波图像处理装置的特征在于，具有 ：轮廓检测部，接收通过使用超声波对被检体进行扫描而针对每个时相取得的超声波图像数据，根据在预定的时相取得的超声波图像数据，对特定组织的轮廓进行检测 ；轮廓追踪部，通过针对每个时相进行使用了斑点图案的图案匹配，求出在各时相取得的超声波图像数据中的构成上述检测出

的轮廓的各点的移动向量，根据上述各点的移动向量，求出上述各时相中的上述各点的位置；运算部，根据上述各时相的构成轮廓的各点的位置，求出上述各时相中的表示上述特定组织的运动状态的运动信息；以及显示控制部，针对每个时相使基于在上述各时相取得的超声波图像数据的超声波图像显示在显示部上，进而针对每个时相使由上述运算部求出的上述各时相中的运动信息随时显示在上述显示部上。

[0014] 根据该第 1 形态，通过根据在预定时相取得的超声波图像数据对特定组织的轮廓进行检测，并且针对每个时相，通过图案匹配来求出 构成该检测出的轮廓的各点的位置，从而可以实时地求出并显示各时相中的组织的运动信息。

[0015] 另外，本发明的第 2 形态的超声波图像处理装置的特征在于，具有：轮廓追踪部，接收通过使用超声波对被检体进行扫描而针对每个时相取得的超声波图像数据，进而接收针对基于在预定的时相取得的超声波图像数据的超声波图像的、特定组织的轮廓的指定，通过针对每个时相进行使用了斑点图案的图案匹配，求出在各时相取得的超声波图像数据中的构成上述指定的轮廓的各点的移动向量，根据上述各点的移动向量，求出上述各时相中的上述各点的位置；运算部，根据上述各时相的构成轮廓的各点的位置，求出上述各时相中的表示上述特定组织的运动状态的运动信息；以及显示控制部，针对每个时相使基于在上述各时相取得的超声波图像数据的超声波图像显示在显示部上，进而针对每个时相使由上述运算部求出的上述各时相中的运动信息随时显示在上述显示部上。

[0016] 附图说明

[0017] 图 1 是示出本发明的第 1 实施方式的超声波图像取得装置的框图。

[0018] 图 2 是示出由本发明的第 1 实施方式的超声波图像取得装置取得的图像和心功能的评价结果的图。

[0019] 图 3 是示出本发明的第 1 实施方式的超声波图像取得装置的一系列动作的流程图。

[0020] 图 4 是示出由变形例的超声波图像取得装置取得的图像的图。

[0021] 图 5 是示出本发明的第 2 实施方式的超声波图像取得装置的框图。

[0022] 图 6A 是示出由本发明的第 2 实施方式的超声波图像取得装置取得的图像的图。

[0023] 图 6B 是示出由本发明的第 2 实施方式的超声波图像取得装置取得的图像的图。

[0024] 具体实施方式

[0025] （第 1 实施方式）

[0026] 参照图 1 来说明本发明的第 1 实施方式的超声波图像取得装置。图 1 是示出本发明的第 1 实施方式的超声波图像取得装置的框图。

[0027] 超声波图像取得装置 1 具备超声波探测器 2、发送接收部 3、信号处理部 4、图像生成部 5、存储部 6、显示控制部 7、用户接口 (UI)8、控制部 9、图像处理部 10、以及运算部 20。另外，由存储部 6、显示控制部 7、用户接口 (UI)8、图像处理部 10、以及运算部 20 构成超声波图像处理装置。

[0028] 在超声波探测器 2 中，使用沿着预定方向（扫描方向）将多个超声波振子排列成一列的一维阵列探测器、或者二维地配置多个超声波振子的二维阵列探测器。另外，也可以使用沿着预定方向（扫描方向）排列超声波振子、且可以使超声波振子沿着与扫描方向正交的方向（摇动方向）机械地摇动的一维阵列探测器。

[0029] 发送接收部 3 具备发送部和接收部。发送接收部 3 向超声波探测器 2 供给电信号来使超声波产生，并接收超声波探测器 2 所接收到的回波信号。

[0030] 发送接收部 3 的发送部具备未图示的时钟发生电路、发送延迟电路、以及脉冲发生器电路。时钟发生电路产生决定超声波信号的发送定时和发送频率的时钟信号。发送延迟电路在超声波发送时施加延迟来实施发送聚焦 (focus)。脉冲发生器电路具有与各超声波振子对应的个别通道的个数的脉冲发生器，在施加了延迟的发送定时发生驱动脉冲，向超声波探测器 2 的各超声波振子供给电信号。

[0031] 发送接收部 3 的接收部具备前置放大器电路、A/D 转换电路、接收延迟电路、以及加法电路。前置放大器电路针对每个接收通道对从超声波探测器 2 的各超声波振子输出的回波信号进行放大。A/D 转换电路对放大后的回波信号进行 A/D 转换。接收延迟电路向 A/D 转换后的回波信号提供决定接收指向性所需的延迟时间。加法电路将延迟后的回波信号相加。通过该相加，来自与接收指向性对应的方向的反 射成分被强调。另外，有时将由发送接收部 3 进行了加法处理后的信号称为“RF 数据（原始数据）”。发送接收部 3 向信号处理部 4 输出 RF 数据。

[0032] 信号处理部 4 具备 B 模式处理部和 CFM 处理部等。B 模式处理部进行回波的振幅信息的影像化。具体而言，B 模式处理部对从发送接收部 3 输出的接收信号进行带通滤波处理，之后，对输出信号的包络线进行检波。然后，B 模式处理部通过对检波后的数据实施基于对数变换的压缩处理，从而进行回波的振幅信息的影像化。另外，CFM 处理部进行流动的血流信息的影像化。在血流信息中，存在速度、分散、以及力量等信息，血流信息是作为 2 值化信息而取得的。

[0033] 图像生成部 5 将信号处理后的数据转换成基于空间坐标的坐标系统的数据（数字扫描转换）。例如，图像生成部 5 通过对从 B 模式处理部输出的信号处理后的数据实施扫描转换处理，从而生成表示被检体的组织形状的 B 模式图像数据（以下有时称为“断层像数据”）。然后，图像生成部 5 向存储部 6 输出断层像数据等超声波图像数据。

[0034] 另外，在正利用超声波探测器 2 和发送接收部 3 进行体扫描的情况下，图像生成部 5 也可以从信号处理部 4 接收体数据，对该体数据实施体绘制 (volume rendering)，从而生成立体地表示组织的三维图像数据。进而，图像生成部 5 也可以通过对体数据实施 MPR 处理 (Multi Planar Reconstruction，多平面重建)，从而生成任意断面上的图像数据 (MPR 图像数据)。然后，图像生成部 5 向存储部 6 输出三维图像数据和 MPR 图像数据等超声波图像数据。

[0035] 由图像生成部 5 生成的断层像数据和三维图像数据等超声波图像数据被存储到存储部 6 中。另外，在取得了被检体的 ECG 信号的情况下，控制部 9 从超声波图像取得装置 1 的外部接收 ECG 信号，将在生成了该超声波图像数据的定时接收到的心时相与超声波图像数据对应地存储到存储部 6 中。

[0036] 第 1 实施方式的超声波图像取得装置 1 通过使用超声波对被检体的心脏进行扫描，从而针对每个心时相取得表示心脏的断层像数据。 即，超声波诊断装置 1 取得心脏的动态图像数据。例如，超声波图像取得装置 1 通过持续 1 个心动周期 (cardiac cycle) 以上使用超声波来对被检体的心脏进行扫描，从而持续 1 个心动周期以上取得多个断层像数据（心脏的动态图像数据）。另外，在取得了 ECG 信号的情况下，控制部 9 将在生成了该断

层像数据的定时接收到的心时相与各断层图像数据对应地存储到存储部 6 中。由此，将在生成了断层像数据的心时相分别与多个断层像数据对应地存储到存储部 6 中。

[0037] 显示控制部 7 从存储部 6 读入断层像数据，使基于该断层像数据的断层像显示在显示部 81 上。例如，如果操作者使用操作部 82 指定任意的时相，则表示所指定的时相的信息从操作部 82 输出到显示控制部 7。显示控制部 7 从存储部 6 读入被指定的时相所对应的断层像数据，使基于该断层像数据的断层像显示在显示部 81 上。

[0038] 图像处理部 10 具备轮廓检测部 11、轮廓追踪部 12、标记生成部 13、以及校正部 14。图像处理部 10 根据表示心脏的断层像对心脏的内膜的轮廓进行检测。然后，图像处理部 10 通过对被取得的心时相不同的 2 个断层像进行图案匹配，从而求出各心时相中的内膜的轮廓的位置。

[0039] 轮廓检测部 11 从存储部 6 读入断层像数据，根据构成该断层像数据的各像素的亮度值，对组织区域和血液区域的边界进行检测。在第 1 实施方式中，作为一个例子，轮廓检测部 11 根据断层像数据，使用上述的 AQ 法对心脏的内膜的二维轮廓进行检测。轮廓检测部 11 从存储部 6 读入在预先设定的心时相取得的断层像数据，根据该断层像数据的亮度分布对内膜的二维轮廓进行检测。该预先设定的心时相可以由操作者变更成任意的心时相。例如，轮廓检测部 11 从存储部 6 读入在舒张末期（检测到 R 波的心时相）取得的断层像数据、或在收缩末期（从检测到 R 波的心时相经过了预定时间后的心时相）取得的断层像数据，根据所读入的断层像数据对内膜的二维轮廓进行检测。将生成了该断层像数据的心时相与断层像数据对应地存储到存储部 6 中。因此，轮廓检测部 11 从存储部 6 读入在舒张末期和收缩末期等 心时相取得的断层像数据，对该心时相中的内膜的二维轮廓进行检测。然后，轮廓检测部 11 向轮廓追踪部 12 输出表示所检测出的内膜的轮廓的位置的坐标信息。由轮廓检测部 11 检测出的内膜的二维轮廓作为成为追踪对象的内膜的初始轮廓而被设定到轮廓追踪部 12 中。例如，检测到 R 波的心时相中的内膜的二维轮廓作为初始轮廓被设定到轮廓追踪部 12 中。

[0040] 进而，轮廓检测部 11 也可以求出所检测出的内膜上的各位置处的法线向量，将从内膜上的各位置向该法线向量方向的一定距离外侧的位置定义成心脏的外膜的二维轮廓。例如，轮廓检测部 11 将从内膜的位置起的 8mm 外侧的位置定义成外膜的轮廓。该一定距离可以由操作者改变成任意的值。如果这样检测出外膜的二维轮廓，则轮廓检测部 11 向轮廓追踪部 12 输出内膜的轮廓的坐标信息和外膜的轮廓的坐标信息。由轮廓检测部 11 检测出的外膜的二维轮廓作为成为追踪对象的外膜的初始轮廓被设定到轮廓追踪部 12 中。例如，检测出 R 波的心时相中的外膜的轮廓作为初始轮廓被设定到轮廓追踪部 12 中。

[0041] 另外，轮廓检测部 11 也可以代替 AQ 法，而使用 ASM 法（ActiveShape Model，主动形状模型）来对内膜的二维轮廓和外膜的二维轮廓进行检测。对于基于 ASM 法的轮廓检测方法，例如记载于“Cooleset al,“Active shape models Their training and application”Comput.Vis.Image Undestand.,vol.61,no.1,pp.38-59,Jan.1995”。在 ASM 法中，在形状辞典中预先登记有期望的组织的一般形状。轮廓检测部 11 根据断层像数据的亮度信息和登记在该形状辞典中的形状，对期望的组织的轮廓进行检测。例如，在形状辞典中预先登记有心脏的内膜和外膜的一般形状。轮廓检测部 11 根据断层像数据的亮度信息以及内膜和外膜的一般形状，对内膜的轮廓和外膜的轮廓进行检测。

[0042] AQ 法存在处理比较容易的优点，但由于轮廓检测中的增益设定的依赖大，所以检测结果易受增益的影响。另外，在 AQ 法中，不仅是心脏的内膜，而且还有可能将乳头肌和腱索等组织检测为内膜的轮 廓。另一方面，如果基于 ASM 法，则与 AQ 法相比处理变得复杂，但与 AQ 法相比不易受增益设定的影响，存在可以排除乳头肌和腱索而对内膜的轮廓进行检测的优点。在第 1 实施方式中，使用 AQ 法和 ASM 法中的任意一种方法来对轮廓进行检测均可。

[0043] 如上所述，如果利用轮廓检测部 11 对预定的心时相中的内膜的二维轮廓（内膜的初始轮廓）进行检测，则轮廓追踪部 12 以 2 个图像作为对象，进行使用了斑点图案的图案匹配。通过该图案匹配，轮廓追踪部 12 针对在各心时相生成的断层像数据中的每一个，求出在初始轮廓上设定的构成内膜的二维轮廓的各点的位置。即，轮廓追踪部 12 针对在各心时相生成的断层像数据中的每一个求出内膜的二维轮廓上的各点的位置。然后，轮廓追踪部 12 在时间上追踪构成内膜的二维轮廓的各点。在该实施方式中，作为一个例子，轮廓追踪部 12 使用上述的 ST 法，在时间上追踪构成内膜的二维轮廓的各点。

[0044] 例如，轮廓追踪部 12 接收在初始轮廓上设定的构成内膜的轮廓的各点的坐标信息，进而从存储部 6 读入在检测出该初始轮廓的断层像数据（以下有时称为“断层像数据 A”）的下一心时相生成的断层像数据（以下有时称为“断层像数据 B”）。然后，轮廓追踪部 12 将时间上连续的 2 个断层像作为对象，进行使用了斑点图案的图案匹配，从而求出在初始轮廓上设定的构成内膜的轮廓的各点的移动向量。即，轮廓追踪部 12 通过该图案匹配，求出内膜的轮廓上的各点的移动向量。具体而言，轮廓追踪部 12 将断层像 A 和断层像 B 作为对象，进行使用了斑点图案的图案匹配，从而求出构成内膜的轮廓的各点的移动向量。该移动向量表示构成轮廓的各点的位移和各点位移的移动方向。即，轮廓追踪部 12 将 2 个断层像作为对象进行图案匹配，计算出斑点的移动量，从而求出构成轮廓的各点的移动向量。通过这样求出构成轮廓的各点的移动向量，求出生成了断层像数据 B 的心时相中的构成内膜的轮廓的各点的位置。

[0045] 进而，轮廓追踪部 12 从存储部 6 读入在断层像数据 B 的下一心时相生成的断层像数据（以下有时称为“断层像数据 C”）。然后，轮 廓追踪部 12 将时间上连续的 2 个断层像（断层像 B 和断层像 C）作为对象，进行使用了斑点图案的图案匹配，从而求出构成内膜的轮廓的各点的移动向量。由此，求出生成了断层像数据 C 的心时相中的构成内膜的轮廓的各点的位置。

[0046] 如上所述，轮廓追踪部 12 通过使用了斑点图案的图案匹配，针对生成了各断层像数据的心时相中的每一个，求出在初始轮廓上设定的构成内膜的轮廓的各点处的移动向量。由此，轮廓追踪部 12 在时间上追踪构成内膜的轮廓的各点中的移动向量。其结果，可以在时间上追踪构成内膜的二维轮廓的各点。例如，轮廓追踪部 12 对于持续 1 个心动周期取得的全部断层像数据，求出各心时相中的构成内膜的二维轮廓的各点的位置。由此，持续 1 个心动周期，求出了各心时相中的构成内膜的二维轮廓的各点的位置。

[0047] 另外，如果利用轮廓检测部 11 检测出预定的心时相中的外膜的二维轮廓（外膜的初始轮廓），则轮廓追踪部 12 与内膜的追踪同样地，将 2 个图像作为对象，进行使用了斑点图案的图案匹配。通过该图案匹配，轮廓追踪部 12 针对在各心时相生成的断层像数据中的每一个，求出构成外膜的二维轮廓的各点的位置。然后，轮廓检测部 12 在时间上追踪构成

外膜的二维轮廓的各点。

[0048] 如上所述，如果追踪到各心时相的构成内膜的二维轮廓的各点，则运算部 20 从轮廓检测部 11 以及轮廓追踪部 12 接收各心时相的构成内膜的二维轮廓的各点的坐标信息，求出内膜的壁运动信息。例如，运算部 20 根据各心时相中的构成内膜的二维轮廓的各点的坐标信息，求出各心时相中的内膜的圆周方向（轮廓的切线方向）的应变（位移的变化率）。例如，运算部 20 将检测出 R 波的心时相作为基准时相，对该基准时相中的内膜的二维轮廓和其他心时相中的内膜的二维轮廓进行比较，求出各心时相中的应变。然后，运算部 20 伴随心拍的经过，将成为分析对象的心拍的 R 波的心时相设定成新的基准时相，求出各心时相中的应变。

[0049] 例如，轮廓检测部 11 对检测出 R 波的心时相中的内膜的二维轮 廓（初始轮廓）进行检测，向运算部 20 输出该内膜的二维轮廓的坐标信息。另外，轮廓追踪部 12 向运算部 20 输出各心时相中的构成内膜的二维轮廓的各点的坐标信息。运算部 20 从轮廓检测部 11 接收检测出 R 波的心时相中的内膜的二维轮廓（初始轮廓）的坐标信息，进而从轮廓追踪部 12 接收各心时相中的构成内膜的二维轮廓的各点的坐标信息，将检测出 R 波的心时相作为基准时相，求出各心时相中的内膜的圆周方向的应变。

[0050] 另外，在利用轮廓检测部 11 以及轮廓追踪部 12 求出了各心时相中的外膜的二维轮廓的情况下，运算部 20 也可以根据各心时相中的构成内膜的二维轮廓的各点的坐标信息和构成外膜的二维轮廓的各点的坐标信息，求出各心时相中的壁厚方向的应变。此处，壁厚方向的应变被定义成内膜和外膜之间的厚度方向上的应变。

[0051] 然后，运算部 20 向显示控制部 7 输出内膜的应变等壁运动信息。显示控制部 7 从运算部 20 接收壁运动信息，使该壁运动信息随时显示在显示部 81 上。如果利用运算部 20 求出了各心时相中的壁运动信息，则显示控制部 7 针对每个时相使各心时相的壁运动信息随时显示在显示部 81 上。另外，为了使心拍间的结果的稳定性提高，运算部 20 可以对包括当前的心拍中的运算结果的过去的几个心拍中的运算结果加权来计算出平均值，显示控制部 7 可以使该平均值显示在显示部 81 上。

[0052] 另外，运算部 20 除了应变以外，也可以求出内膜和外膜的位移、旋转角。进而，运算部 20 也可以进行应变、位移、或旋转角等的时间微分，求出内膜和外膜的应变率、速度、或旋转率等运动信息。例如，运算部 20 通过求出各心时相中的应变、位移、或旋转角的差分，从而求出应变率、速度、或旋转率等。然后，运算部 20 向显示控制部 7 输出应变率等。显示控制部 7 从运算部 20 接收各心时相中的应变率等壁运动信息，针对每个时相使各心时相的壁运动信息随时显示在显示部 81 上。

[0053] 校正部 14 为了减轻基于 ST 法的追踪的误差伴随多个心拍的经 过而被积蓄的情况，在预定的定时对成为追踪对象的内膜的轮廓的位置进行校正。例如，(1) 校正部 14 定期地对内膜的轮廓的位置进行校正。具体而言，校正部 14 针对每 N 个心拍 (N 为整数）对内膜的轮廓的位置进行校正。在 N ＝ 1 的情况下，校正部 14 针对每个心拍，对轮廓的位置进行校正。即，校正部 14 以 1 个心拍以上的时间间隔，对内膜的轮廓的位置进行校正。另外，(2) 校正部 14 也可以在操作者利用操作部 82 给出了指示的定时，对内膜的轮廓的位置进行校正。

[0054] (1) 在定期地对内膜的轮廓的位置进行校正的情况下，将进行校正的定时预先设

定到控制部 9 中。控制部 9 在所设定的定时向图像处理部 10 给出校正的指示。校正部 14 按照该指示，对内膜的轮廓的位置进行校正。例如，控制部 9 每当接收到预定数的 R 波时，就向图像处理部 10 给出校正的指示。另外，(2) 如果操作者使用操作部 82 来给出了校正的指示，则该指示输出到控制部 9，控制部 9 向图像处理部 10 给出校正的指示。例如，在操作部 82 上设有校正执行按钮等输入装置。如果操作者按下该按钮，则与该按下对应的信号被输出到控制部 9。控制部 9 如果接收到该信号，则向图像处理部 10 给出校正的指示。

[0055] 如果控制部 9 给出了校正的指示，则首先，轮廓检测部 11 执行 AQ 法，从而对内膜的二维轮廓进行检测。将由轮廓检测部 11 检测出的二维轮廓的位置（坐标）设为位置 Paq。然后，将在该时间点由轮廓追踪部 12 利用 ST 法求出的构成内膜的二维轮廓的各点的位置（坐标）设为位置 Pst。校正部 14 从轮廓检测部 11 接收位置 Paq 的坐标信息，进而从轮廓追踪部 12 接收位置 Pst 的坐标信息，根据位置 Paq 和位置 Pst，求出要对轮廓追踪部 12 设定的内膜的新的初始轮廓的位置。例如，校正部 14 按照以下的式 (1)，求出要对轮廓追踪部 12 新设定的内膜的初始轮廓的位置 P。

[0056] （式 1）

[0057] 初始轮廓的位置 $P = \alpha \times Paq + (1-\alpha) \times Pst$

[0058] （此处，$0 \leqslant \alpha \leqslant 1$）

[0059] 如上式 (1) 所示，校正部 14 对由轮廓检测部 11 检测出的位置 Paq 和由轮廓追踪部 12 求出的位置 Pst 进行加权来相加，从而求出要对轮廓追踪部 12 新设定的初始轮廓的位置 P。例如，通过设 $\alpha = 1$，将要对轮廓追踪部 12 新设定的位置 P 置换成轮廓检测部 11 新检测出的位置 Pst。

[0060] 校正部 14 向轮廓追踪部 12 输出按照式 (1) 求出的内膜的初始轮廓的位置 P。轮廓追踪部 12 按照新求出的初始轮廓的位置 P，通过执行 ST 法来追踪内膜的二维轮廓。另外，校正部 14 也可以针对外膜的初始轮廓的位置，利用与内膜相同的处理来校正。

[0061] 如上所述，利用校正部 14 定期地或在任意的定时，对成为追踪对象的内膜的初始轮廓的位置和外膜的初始轮廓的位置进行校正，从而可以省略操作者对追踪对象的重新设定，可以实时且高精度地求出壁运动信息。

[0062] 另外，也可以在显示部 81 上显示表示内膜的二维轮廓的标记。标记生成部 13 如果从轮廓检测部 11 接收到内膜的初始轮廓的坐标信息，则生成表示该初始轮廓的标记。然后，显示控制部 7 使基于由轮廓检测部 11 求出了初始轮廓的断层像数据的断层像显示在显示部 81 上，进而向该断层像重叠表示初始轮廓的标记并显示在显示部 81 上。另外，也可以在显示部 81 上显示表示外膜的二维轮廓的标记。

[0063] 另外，标记生成部 13 如果从轮廓追踪部 12 接收到各心时相中的构成内膜的二维轮廓的各点的坐标信息，则生成各心时相中的表示内膜的二维轮廓的标记。然后，显示控制部 7 针对每个心时相使基于在各心时相生成的断层像数据的断层像依次显示在显示部 81 上。进而，显示控制部 7 将各心时相中的表示内膜的轮廓的标记重叠于在各心时相生成的断层像上，并依次显示在显示部 81 上。然后，显示控制部 7 依次更新断层像和标记并显示在显示部 81 上。

[0064] 另外，在利用轮廓检测部 11 检测出外膜的二维轮廓，并利用轮廓追踪部 12 求出了各心时相的外膜的二维轮廓的情况下，与表示内膜的二维轮廓的标记同样地，标记生成部

13 生成表示外膜的二维轮 廓的标记。然后，显示控制部 7 将表示内膜的轮廓的标记和表示外膜的轮廓的标记重叠在断层像上并显示在显示部 81 上。

[0065] 图 2 示出如上所述求出的内膜的轮廓、外膜的轮廓、运动信息、以及断层像的一个例子。图 2 是利用本发明的第 1 实施方式的超声波图像取得装置取得的图像和壁运动信息的图。

[0066] 显示控制部 7 从存储部 6 读入断层像数据，使基于该断层像数据的断层像 100 显示在显示部 81 上。在图 2 所示的例子中，断层像 100 表示心脏的短轴像。然后，显示控制部 7 将与生成了该断层像数据的心时相对应的、表示内膜的轮廓的标记 101 重叠在断层像 100 上并显示在显示部 81 上。进而，在追踪到外膜的轮廓而生成了轮廓的标记的情况下，显示控制部 7 将表示外膜的轮廓的标记 102 与标记 101 一起重叠在断层像 100 上并显示在显示部 81 上。然后，显示控制部 7 针对每个时相依次更新在各心时相取得的断层像 100、表示内膜的轮廓的标记 101、以及表示外膜的轮廓的标记 102 并显示在显示部 81 上。另外，在没有追踪到外膜的轮廓的情况下，显示控制部 7 也可以仅将表示内膜的轮廓的标记 101 重叠在断层像 100 上并显示在显示部 81 上。

[0067] 进而，显示控制部 7 针对每个心时相将由运算部 20 求出的各心时相的壁运动信息显示在显示部 81 上。例如运算部 20 局部地求出各心时相中的壁厚方向（内膜和外膜之间的厚度方向）的应变。然后，如图 2 所示，显示控制部 7 向内膜（标记 101）和外膜（标记 102）之间的区域分配与该局部的应变的大小对应的颜色，重叠在断层像 100 上并显示在显示部 81 上。即，运算部 20 求出预先设定的预定位置处的壁厚方向的应变，显示控制部 7 向标记 101 和标记 102 之间的区域分配与该预定位置处的应变的大小对应的颜色，并显示在显示部 81 上。然后，显示控制部 7 针对每个时相依次更新在各心时相取得的断层像 100、表示内膜的轮廓的标记 101、表示外膜的轮廓的标记 102、以及壁运动信息并显示在显示部 81 上。

[0068] 另外，如图 2 所示，运算部 20 在心脏的短轴像上设定重心位置， 从该重心位置放射状地引出直线，从而象 ASE(American Society ofEchocardiography，美国超声心动描记术学会）所推荐的那样，针对每个区域对短轴像进行 6 分割。在该情况下，运算部 20 求出包含在各区域中的多个位置的应变，并求出这些多个位置处的应变的平均值，从而针对每个区域求出应变的平均值。在图 2 所示的例子中，运算部 20 将相当于短轴像的断层像 100 分割成 inf（下壁）：D1、pst（后壁）：D2、lat（侧壁）：D3、ant（前壁）：D4、asp（前壁中隔）：D5、sp（中隔）：D6 这 6 个区域。然后，运算部 20 针对 D1 ～ D6 区域中的每一个，求出壁厚方向（内膜和外膜之间的厚度方向）的应变的大小的平均值。

[0069] 例如，运算部 20 针对每个区域求出 1 个心拍中的应变的峰值（图 2 中的 Max1）、以及从作为基准时相的检测出 R 波的心时相开始到得到该峰值的心时相为止的时间（图 2 中的 Max1T），向显示控制部 7 输出这些值。显示控制部 7 使应变的峰值 (Max1) 和得到峰值的时间 (Max1T) 显示在显示部 81 上。

[0070] 另外，运算部 20 也可以利用曲线图来表示各区域中的应变的平均值的时间变化。显示控制部 7 从运算部 20 接收表示应变的平均值的时间变化的曲线图数据，并使该曲线图显示在显示部 81 上。例如如图 2 所示，显示控制部 7 使由运算部 20 生成的、表示各区域中的应变的平均值的时间变化的曲线图 104 显示在显示部 81 上。在图 2 中的曲线图 104 中，

横轴表示时间 [ms]，纵轴表示应变 (Radial Strain :径向应变）。

[0071] 另外，运算部 20 也可以生成整个区域的应变的平均值、或表示该平均值的时间变化的曲线图数据。显示控制部 7 使整个区域的应变的平均值或曲线图显示在显示部 81 上。例如图 2 中的 global 表示整个区域的应变的平均值。

[0072] 进而，显示控制部 7 也可以使 ECG 波形显示在显示部 81 上，将表示显示部 81 上显示的断层像被取得的心时相的条 103 重叠在该 ECG 波形之上并显示在显示部 81 上。然后，显示控制部 7 使条 103 在 ECG 波形上移动，使条 103 所表示的心时相中的断层像 100、标记 101、标记 102、以及曲线图 104 显示在显示部 81 上。这样，显示控制部 7 与心时相对应地更新断层像 100 和曲线图 104 并显示在显示部 81 上。

[0073] 用户接口 (UI)8 具备显示部 81 和操作部 82。显示部 81 由 CRT 或液晶显示器等监视器构成，在画面上显示断层像、三维图像等。操作部 82 由键盘、鼠标、轨迹球、或 TCS(Touch Command Screen，触摸命令屏）等构成，通过操作者的操作来给出各种指示。例如，利用操作部 82 进行对内膜和外膜的初始轮廓进行校正的定时。

[0074] 控制部 9 与超声波图像取得装置 1 的各部分连接，对各部分的动作进行控制。

[0075] 另外，图像处理部 10 具备 CPU(Central Processing Unit，中央处理单元）和 ROM(Read Only Memory，只读存储器）、RAM(Random Access Memory，随机访问存储器）以及 HDD(Hard DiskDrive，硬盘驱动器）等存储部（未图示）。在存储部中，存储有用于执行图像处理部 10 的各部分的功能的图像处理程序。在该图像处理程序中，包括用于执行轮廓检测部 11 的功能的轮廓检测程序、用于执行轮廓追踪部 12 的功能的轮廓追踪程序、用于执行标记生成部 13 的功能的标记生成程序、以及用于执行校正部 14 的功能的校正程序。然后，CPU 通过执行轮廓检测程序，从断层像数据检测心脏的内膜（外膜）的轮廓。另外，CPU 通过执行轮廓追踪程序，求出各心时相中的内膜（外膜）的轮廓。另外，CPU 通过执行标记生成程序，生成表示内膜（外膜）的轮廓的标记。另外，CPU 通过执行校正程序，在预先设定的定时或在接收到来自操作者的指示的定时，对内膜（外膜）的轮廓的位置进行校正。

[0076] 另外，运算部 20 具备 CPU 和 ROM、RAM 以及 HDD 等存储部（未图示）。在存储部中，存储有用于执行运算部 20 的功能的运算程序。CPU 执行该运算程序，从而求出内膜（外膜）的应变、位移等壁运动信息。

[0077] 另外，显示控制部 7 具备 CPU 和 ROM、RAM 以及 HDD 等存储部（未图示）。在存储部中，存储有用于执行显示控制部 7 的功能的显示控制程序。CPU 执行该显示控制程序，从而使断层像、标记、以及壁运动信息显示在显示部 81 上。

[0078] 如上所述，对内膜的初始轮廓和外膜的初始轮廓进行检测，并通过图案匹配在时间上追踪轮廓，从而用于追踪轮廓的初始轮廓的设定被自动化。由此，可以实时地求出并显示壁运动信息。

[0079] （超声波图像处理装置）

[0080] 另外，也可以在超声波图像取得装置的外部设置追踪内膜的轮廓来求出壁运动信息的超声波图像处理装置。该超声波图像处理装置具备上述的存储部 6、显示控制部 7、用户接口 8、图像处理部 10、以及运算部 20。而且，超声波图像处理装置从外部的超声波图像取得装置取得被取得的时间连续的多个断层像数据，根据这些多个断层像数据，追踪内膜的轮廓和外膜的轮廓来求出壁运动信息。

[0081] 通过由设置在超声波图像处理装置的外部的超声波图像取得装置使用超声波对心脏进行扫描，从而针对每个心时相取得断层像数据。然后，超声波图像处理装置接收由超声波图像取得装置取得的多个断层像数据，使这些多个断层像数据存储到存储部 6 中。然后，超声波图像处理装置的图像处理部 10 例如利用 AQ 法对内膜的二维轮廓和外膜的二维轮廓进行检测。进而，图像处理部 10 通过利用 ST 法求出各心时相中的构成内膜的二维轮廓的各点的位置，来追踪内膜的轮廓。对外膜也同样地追踪。然后，超声波图像处理装置的运算部 20 根据图像处理部 10 追踪到的构成二维轮廓的各点的位置，求出应变、位移等壁运动信息。

[0082] 如上所述，通过利用设置在超声波图像取得装置的外部的超声波图像处理装置，对各心时相中的内膜的轮廓和外膜的轮廓进行检测并追踪，从而与上述的超声波图像取得装置 1 同样地，可以实时地求出并显示壁运动信息。

[0083] （动作）

[0084] 接下来，一边参照图 3，一边对本发明的第 1 实施方式的超声波图像取得装置（超声波图像处理装置）的动作进行说明。图 3 是用于说明本发明的第 1 实施方式的超声波图像取得装置的一系列动作的流程图。在该实施方式中，将心脏作为诊断部位，取得被取得的时间不同的多个断层像数据（动态图像数据），根据该断层像数据，对提供给心功能的评价的心脏的内膜的二维轮廓和外膜的二维轮廓进行检测。

[0085] （步骤 S01）

[0086] 首先，将超声波探测器 2 对准被检体并向心脏发送超声波，利用图像生成部 5 生成各心时相中的断层像数据（心脏的动态图像数据）。控制部 9 从超声波图像取得装置 1 的外部接收 ECG 信号，将生成了该断层像数据的心时相与所生成的断层像数据对应地存储到存储部 6 中。

[0087] （步骤 S02）

[0088] 轮廓检测部 11 从存储部 6 读入在预先设定的心时相（例如检测到 R 波的心时相）取得的断层像数据，根据该断层像数据的亮度分布，对心脏的内膜的二维轮廓和外膜的二维轮廓进行检测。由轮廓检测部 11 检测出的内膜的二维轮廓和外膜的二维轮廓作为初始轮廓被设定在轮廓追踪部 12 中。

[0089] （步骤 S03）

[0090] 轮廓追踪部 12 从存储部 6 读入在求出了初始轮廓的断层像数据的下一心时相取得的断层像数据，将该 2 个图像作为对象，进行使用了斑点图案的图案匹配。利用该图案匹配，轮廓追踪部 12 求出该心时相中的构成内膜的二维轮廓的各点的位置和构成外膜的二维轮廓的各点的位置。

[0091] （步骤 S04）

[0092] 运算部 20 接收各心时相中的构成内膜的二维轮廓的各点的坐标信息和构成外膜的二维轮廓的各点的坐标信息，根据这些坐标信息，求出该心时相中的应变、位移等壁运动信息。

[0093] （步骤 S05）

[0094] 标记生成部 13 接收该心时相中的构成内膜的二维轮廓的各点的坐标信息和构成外膜的二维轮廓的各点的坐标信息，生成表示内膜的轮廓的标记和表示外膜的轮廓的标

记。

[0095] （步骤 S06）

[0096] 显示控制部 7 使基于在该心时相生成的断层像数据的断层像显示在显示部 81 上。进而，显示控制部 7 将表示内膜的二维轮廓的标记和表示外膜的二维轮廓的标记重叠在该断层像上并显示在显示部 81 上。进而，显示控制部 7 使运算部 20 求出的壁运动信息显示在显示部 81 上。

[0097] （步骤 S07、S08）

[0098] 然后，如果到达对初始轮廓的位置进行校正的定时（步骤 S07、“是”），则控制部 9 向图像处理部 10 给出校正的指示。例如，在控制部 9 中预先设定有对初始轮廓的位置进行校正的定时，控制部 9 在该定时向图像处理部 10 给出校正的指示。另外，也可以由操作者使用操作部 82 来给出校正的指示。校正部 14 按照上述的式 (1)，针对内膜和外膜，求出新的初始轮廓的位置（步骤 S08）。由校正部 14 求出的初始轮廓被设定到轮廓追踪部 12 中，轮廓追踪部 12 追踪该初始轮廓所表示的轮廓。然后，通过重复步骤 S01、以及步骤 S03 ～步骤 S06 的处理，从而追踪内膜的二维轮廓和外膜的二维轮廓，求出各心时相中的壁运动信息。

[0099] 另一方面，在没有到达对初始轮廓的位置进行校正的定时的情况下（步骤 S07、“否”），通过重复步骤 S01、以及步骤 S03 ～步骤 S06 的处理，从而追踪内膜的二维轮廓和外膜的二维轮廓，求出各心时相中的壁运动信息。

[0100] （变形例）

[0101] 接下来，一边参照图 4 一边对上述的第 1 实施方式的变形例进行说明。图 4 是示出由变形例的超声波图像取得装置取得的图像的图。在上述的第 1 实施方式中，轮廓检测部 11 根据断层像数据，对内膜 的初始轮廓和外膜的初始轮廓进行检测。而在该变形例中，由操作者指定内膜的初始轮廓和外膜的初始轮廓。即，轮廓追踪部 12 接收针对在预定的心时相取得的断层像的、内膜的二维轮廓的指定，针对每个心时相，通过图案匹配求出各心时相中的构成内膜的二维轮廓的各点的位置。同样地，轮廓追踪部 12 接收外膜的二维轮廓的指定，求出各心时相中的构成外膜的二维轮廓的各点的位置。

[0102] 在变形例中，显示控制部 7 将用于设定初始轮廓的断层像和用于显示运动信息的断层像并列显示在显示部 81 上。例如如图 4 所示，显示控制部 7 从存储部 6 读入在预先设定的心时相取得的断层像数据，使基于该断层像数据的断层像 200 显示在显示部 81 上。在图 4 所示的例子中，断层像 200 表示心脏的短轴像。例如，显示控制部 7 从存储部 6 读入在舒张末期（检测出 R 波的心时相）取得的断层像数据、或在收缩末期取得的断层像数据，使基于该断层像数据的断层像显示在显示部 81 上。进而，显示控制部 7 以预先设定的周期，更新断层像 200 并显示在显示部 81 上。例如，显示控制部 7 以 1 个心拍以上的时间间隔，一边更新断层像 200 一边显示在显示部 81 上。作为一个例子，显示控制部 7 针对每个心拍从存储部 6 读入在检测出 R 波的心时相取得的断层像数据，更新断层像 200 并显示在显示部 81 上。该断层像 200 是为了设定内膜的初始轮廓和外膜的初始轮廓而使用的图像，相当于本发明的“初始轮廓设定用的断层像”的一个例子。

[0103] 操作者一边观察断层像 200，一边指定内膜的初始轮廓和外膜的初始轮廓。例如，操作者使用操作部 82 来描绘显示在断层像 200 上的内膜的二维轮廓，从而指定内膜的初始轮廓。进而，操作者使用操作部 82 描绘显示在断层像 200 上的外膜的二维轮廓，从而指定

外膜的初始轮廓。如果这样指定了内膜的轮廓和外膜的轮廓，则内膜的二维轮廓的坐标信息和外膜的二维轮廓的坐标信息从用户接口 (UI)8 经由控制部 9 输出到图像处理部 10。标记生成部 13 根据由操作者指定的内膜的二维轮廓的坐标信息，生成表示内膜的初始轮廓的标记。同样地，标记生成部 13 根据外膜的二维轮廓的坐标信息，生成表示 外膜的初始轮廓的标记。显示控制部 7 如果接收到表示该初始轮廓的标记，则向断层像 200 重叠该标记并显示在显示部 81 上。在图 4 所示的例子中，显示控制部 7 将表示内膜的初始轮廓的标记 201 和表示外膜的初始轮廓的标记 202 重叠在断层像 200 上并显示在显示部 81 上。这样，由操作者指定的内膜的轮廓和外膜的轮廓作为初始轮廓而被设定到轮廓追踪部 13 中。

[0104] 显示控制部 7 也可以将用于设定初始轮廓的轮廓设定用标记重叠在断层像 200 上并显示在显示部 81 上。例如，显示控制部 7 将预先设定大小的圆形标记、椭圆形标记重叠在断层像 200 上并显示在显示部 81 上。然后，操作者使用操作部 82，使轮廓设定用标记在画面上向期望的位置移动，从而指定内膜的初始轮廓和外膜的初始轮廓。例如，通过使轮廓设定用标记向与轮廓设定用标记的形状大致一致的位置移动，来指定内膜的初始轮廓和外膜的初始轮廓。

[0105] 另外，当取得心脏的心尖像并显示在显示部 81 上的情况下，操作者使用操作部 82 指定心尖的位置和两瓣环的位置，轮廓追踪部 12 也可以根据所指定的 3 点，推定内膜的二维轮廓的位置的外膜的二维轮廓的位置。然后，轮廓追踪部 12 通过图案匹配在时间上追踪所推定出的内膜的轮廓和外膜的轮廓。进而，也可以预先在形状辞典中登记瓣环的形状，通过使用了图案匹配的自己探索型处理，来推定内膜的二维轮廓和外膜的二维轮廓。在该情况下，操作者仅指定心尖的位置即可，因此可以减轻操作者的负担。

[0106] 如果如上所述由操作者指定了内膜的初始轮廓和外膜的初始轮廓，则轮廓追踪部 12 与上述的第 1 实施方式同样地，使用 ST 法，追踪内膜的二维轮廓和外膜的二维轮廓。然后，标记生成部 13 生成各心时相中的表示内膜的二维轮廓的标记和表示外膜的二维轮廓的标记。显示控制部 7 从存储部 6 读入在各心时相取得的断层像数据，针对每个心时相依次使基于各心时相的断层像数据的断层像显示在显示部 81 上。进而，显示控制部 7 从标记生成部 13 接收各心时相中的表示内膜的轮廓的标记和表示外膜的轮廓的标记，针对每个心时相依 次将各心时相的标记重叠在断层像上并显示在显示部 81 上。例如，如图 4 所示，显示控制部 7 针对每个心时相依次更新各心时相的断层像 210 并显示在显示部 81 上，进而针对每个心时相依次将各心时相的表示内膜的轮廓的标记 211 重叠在断层像 210 上并显示在显示部 81 上。进而，显示控制部 7 针对每个心时相依次将各心时相的表示外膜的轮廓的标记 212 重叠在断层 210 上并显示在显示部 81 上。在图 4 所示的例子中，显示控制部 7 一边以预先设定的周期更新用于设定初始轮廓的断层像 200，一边在显示部 81 上进行显示。进而，显示控制部 7 与断层像 200 并列地，使断层像 210 针对每个心时相依次显示在显示部 81 上。

[0107] 进而，显示控制部 7 也可以使 ECG 波形显示在显示部 81 上，将表示取得了显示部 81 上显示的断层像数据的心时相的条 213 重叠在该 ECG 波形之上并显示在显示部 81 上。然后，显示控制部 7 使条 213 在 ECG 波形上移动，使条 213 表示的心时相中的断层像 210、标记 211、以及标记 212 显示在显示部 81 上。

[0108] 运算部 20 与上述的第 1 实施方式同样地，根据各心时相中的构成内膜的二维轮廓

的各点的坐标信息和构成外膜的二维轮廓的各点的坐标信息，求出各心时相中的应变、位移等壁运动信息。然后，显示控制部 7 针对每个心时相使各心时相的壁运动信息显示在显示部 81 上。

[0109] 进而，也可以在任意时刻重新设定内膜的初始轮廓和外膜的初始轮廓。与上述的初始轮廓的指定方法同样地，在任意时刻，操作者使用操作部 8，在显示于显示部 81 上的初始轮廓设定用的断层像 200 上，指定内膜的轮廓和外膜的轮廓。如果这样再次指定了内膜的初始轮廓和外膜的初始轮廓，则新指定的初始轮廓的坐标信息从用户接口 (UI)8 输出到图像处理部 10。然后，轮廓追踪部 12 追踪新指定的内膜的轮廓和外膜的轮廓。

[0110] 在重新设定初始轮廓的情况下，显示控制部 7 也可以将用于指定初始轮廓的轮廓设定用标记重叠在断层像 200 上并显示在显示部 81 上。此时，显示控制部 7 也可以将由轮廓追踪部 12 求出的预定的心时相中的表示内膜的轮廓的标记作为轮廓设定用标记，重叠在断层像 200 上并显示在显示部 81 上。该轮廓设定用标记是由标记生成部 13 生成的。这样，根据利用 ST 法求出的内膜的轮廓来生成轮廓设定用标记，从而可以使轮廓设定用标记的形状与实际的心肌的位置和轮廓相符。对于外膜，也可以利用轮廓设定用标记来进行指定。

[0111] 显示控制部 7 也可以使初始轮廓设定用的断层像 200 始终显示在显示部 81 上。另外，显示控制部 7 也可以仅在设定初始轮廓时，使断层像 200 显示在显示部 81 上。例如，如果操作者使用操作部 82 给出了初始轮廓的设定指示，则显示控制部 7 从存储部 6 读入在预先设定的心时相（例如检测出 R 波的心时相）取得的断层像数据，将基于该断层像数据的断层像 200 作为初始轮廓设定用的断层像显示在显示部 81 上。然后，如果由操作者指定了初始轮廓，则显示控制部 7 仅使用于显示壁运动信息的断层像 210 显示在显示部 81 上。

[0112] 显示控制部 7 针对每个心时相使各心时相中的断层像 210 显示在显示部 81 上，也可以在预定的定时，代替该断层像 210，而使在预先设定的心时相取得的初始轮廓设定用的断层像 200 显示在显示部 81 上。此时，显示控制部 7 一边以 1 个心拍以上的时间间隔进行更新一边使断层像 200 显示在显示部 81 上。然后，操作者使用操作部 82，在显示部 81 上显示的初始轮廓设定用的断层像 200 上，指定内膜的轮廓和外膜的轮廓。如果由操作者指定了初始轮廓，则显示控制部 7 代替断层像 200，而针对每个心时相使各心时相中的断层像 210 显示在显示部 81 上。

[0113] 另外，在该变形例中，由于操作者指定内膜的初始轮廓和外膜的初始轮廓，所以也可以不在图像处理部 10 中设置轮廓检测部 11。

[0114] 另外，也可以与上述的第 1 实施方式同样地，将超声波图像处理装置设在超声波图像取得装置的外部。

[0115] （第 2 实施方式）

[0116] 接下来，一边参照图 5、图 6A、以及图 6B 一边对本发明的第 2 实施方式的超声波图像取得装置进行说明。图 5 是示出本发明的第 2 实施方式的超声波图像取得装置的框图。图 6A 和图 6B 是示出由本发明的第 2 实施方式的超声波图像取得装置取得的图像的图。

[0117] 在上述的第 1 实施方式中，根据作为二维图像的断层像数据，追踪二维平面上的内膜的轮廓和外膜的轮廓，求出壁运动信息。在第 2 实施方式中，根据作为三维图像的体数据，追踪内膜的三维轮廓和外膜的三维轮廓，求出壁运动信息。

[0118] 第 2 实施方式的超声波图像取得装置 1A 代替第 1 实施方式的超声波图像取得装置 1 的图像处理部 10，而具备图像处理部 10A。图像处理部 10A 具备轮廓检测部 11A、轮廓追踪部 12、标记生成部 13、以及校正部 14。

[0119] 在第 2 实施方式中，通过在超声波探测器 2 中使用二维阵列探测器来进行体扫描，从而针对每个心时相取得体数据。然后，图像生成部 5 通过对在预先设定的心时相（例如检测出 R 波的心时相）取得的体数据实施 MPR 处理，从而生成任意的断面上的 MPR 图像数据。例如，图像生成部 5 通过对体数据实施 MPR 处理，从而针对各个断面中的每一个求出多个不同断面上的 MPR 图像数据。作为一个例子，图像生成部 5 生成相互正交的断面上的 2 个 MPR 图像数据。例如如图 6A 所示，图像生成部 5 生成沿着心脏的长轴方向的心尖四腔像 (4C)300 和心尖二腔像 (2C)310。断面可以预先设定在图像生成部 5 中，也可以通过操作者使用操作部 82 来指定。由图像生成部 5 生成的 MPR 图像数据被存储到存储部 6 中。显示控制部 7 也可以读入存储在存储部 6 中的 MPR 图像数据，使基于该 MPR 图像数据的 MPR 图像显示在显示部 81 上。例如，显示控制部 7 也可以使心尖四腔像 (4C)300 和心尖二腔像 (2C)310 显示在显示部 81 上。

[0120] 轮廓检测部 11A 具备二维轮廓检测部 15 和插值部 16。二维轮廓检测部 15 从存储部 6 读入在预先设定的心时相（例如检测出 R 波的心时相）取得的多个 MPR 图像数据，使用 AQ 法或 ASM 法，从各 MPR 图像数据检测内膜的二维轮廓和外膜的二维轮廓。在图 6A 所示 的例子中，二维轮廓检测部 15 从心尖四腔像 (4C)300 检测内膜的二维轮廓 301 和外膜的二维轮廓 302。另外，二维轮廓检测部 15 从心尖二腔像 (2C)310 检测内膜的二维轮廓 311 和外膜的二维轮廓 312。这样，在第 2 实施方式中，作为一个例子，根据沿着心脏的长轴方向的 MPR 图像数据，对长轴方向上的内膜的二维轮廓和外膜的二维轮廓进行检测。然后，轮廓检测部 11 向插值部 16 输出表示内膜的二维轮廓的位置的坐标信息和表示外膜的二维轮廓的位置的坐标信息。

[0121] 插值部 16 利用根据心尖四腔像 (4C)300 求出的内膜的二维轮廓 301 和根据心尖二腔像 (2C)310 求出的内膜的二维轮廓 311，使用样条函数等在空间上对内膜的轮廓进行插值，从而求出内膜的三维轮廓的位置。另外，插值部 16 利用根据心尖四腔像 (4C)300 求出的外膜的二维轮廓 302 和根据心尖二腔像 (2C)310 求出的外膜的二维轮廓 312，使用样条函数等在空间上对外膜的轮廓进行插值，从而求出外膜的三维轮廓的位置。即，插值部 16 通过求出沿着与长轴方向正交的方向（短轴方向）的各断面（各 C 面）中的内膜的轮廓的位置，从而求出内膜的三维轮廓的位置。同样地，插值部 16 通过求出沿着短轴方向的各 C 面中的外膜的轮廓的位置，从而求出外膜的三维轮廓的位置。

[0122] 如上所述，插值部 16 根据在沿着长轴方向的断面上定义的轮廓 301 和轮廓 311，求出长轴方向的各深度处的内膜的轮廓的位置。由此，求出了内膜的三维轮廓的位置。同样地，插值部 16 根据在沿着长轴方向的断面上定义的轮廓 302 和轮廓 312，求出长轴方向的各深度处的外膜的轮廓的位置。由此，求出外膜的三维轮廓的位置。表示内膜的三维轮廓的位置的坐标信息和表示外膜的三维轮廓的位置的坐标信息从插值部 16 输出到轮廓追踪部 12，分别作为内膜的初始轮廓和外膜的初始轮廓被设定到轮廓追踪部 12 中。

[0123] 图像生成部 5 生成沿着长轴方向的断面的 MPR 图像数据，进而也可以生成沿着与长轴方向正交的方向（短轴方向）的断面 (C 面）的 MPR 图像数据。例如如图 6A 所示，图

像生成部 5 生成沿着心脏 的长轴方向的心尖四腔像 (4C)300 和心尖二腔像 (2C)310。进而，如图 6B 所示，图像生成部 5 生成长轴方向的预定深度处的沿着线 A 的断面上的 MPR 图像 320。同样地，图像生成部 5 生成预定深度处的沿着线 B 的断面上的 MPR 图像 330。同样地，图像生成部 5 生成预定深度处的沿着线 C 的断面上的 MPR 图像 340。由图像生成部 5 生成的 MPR 图像数据被存储到存储部 6 中。由线 A、线 M、以及线 B 分别指定的断面可以预先设定在图像生成部 5 中，也可以由操作者使用操作部 82 来指定断面。

[0124] 二维轮廓检测部 15 从存储部 6 读入在预先设定的心时相（例如检测出 R 波的心时相）取得的各断面上的 MPR 图像数据，对各断面上的内膜的二维轮廓和外膜的二维轮廓进行检测。例如，二维轮廓检测部 15 根据沿着长轴方向的心尖四腔像 (4C)300，对内膜的二维轮廓 301 和外膜的二维轮廓 302 进行检测。另外，二维轮廓检测部 15 根据沿着长轴方向的心尖二腔像 (2C)310，对内膜的二维轮廓 311 和外膜的二维轮廓 312 进行检测。进而，二维轮廓检测部 15 根据沿着线 A 的断面上的 MPR 图像 320，对内膜的二维轮廓 321 和外膜的二维轮廓 322 进行检测。另外，二维轮廓检测部 15 根据沿着线 M 的断面上的 MPR 图像 330，对内膜的二维轮廓 331 和外膜的二维轮廓 332 进行检测。进而，二维轮廓检测部 15 根据沿着线 B 的断面上的 MPR 图像 340，对内膜的二维轮廓 341 和外膜的二维轮廓 342 进行检测。二维轮廓检测部 15 向插值部 16 输出从各断面上的 MPR 图像检测出的内膜的二维轮廓的坐标信息和外膜的二维轮廓的坐标信息。

[0125] 插值部 16 根据由二维轮廓检测部 15 检测出的多个二维轮廓的坐标信息，使用样条函数等在空间上对内膜的轮廓进行插值，从而求出内膜的三维轮廓的位置。同样地，插值部 16 使用样条函数等在空间上对外膜的轮廓进行插值，从而求出外膜的三维轮廓的位置。在上述的例子中，插值部 16 根据从心尖四腔像 (4C)300、心尖二腔像 (2C)310、MPR 图像 320、MPR 图像 330、以及 MPR 图像 340 检测出的内膜的二维轮廓，使用样条函数等在空间上对内膜的轮廓进行插值， 从而求出内膜的三维轮廓的位置。对于外膜的三维轮廓，也同样地求出。由插值部 16 求出的三维轮廓的坐标信息和外膜的三维轮廓的坐标信息被输出到轮廓追踪部 12，并作为内膜以及外膜的初始轮廓设定在轮廓追踪部 12 中。

[0126] 轮廓追踪部 12 根据由插值部 16 求出的内膜的初始轮廓，使用 ST 法，对在各心时相中取得的体数据进行图案匹配，从而求出各心时相中的构成内膜的三维轮廓的各点的位置。同样地，轮廓追踪部 12 使用 ST 法，求出各心时相中的构成外膜的三维轮廓的各点的位置。然后，轮廓追踪部 12 追踪内膜的三维轮廓和外膜的三维轮廓。

[0127] 运算部 20 与第 1 实施方式同样地，根据各心时相中的构成内膜的三维轮廓的各点的坐标信息和构成外膜的三维轮廓的各点的坐标信息，求出各心时相中的应变和位移等壁运动信息。然后，显示控制部 7 针对每个心时相使各心时相中的壁运动信息显示在显示部 81 上。

[0128] 如上所述，通过对各心时相中的内膜的三维轮廓和外膜的三维轮廓进行检测并追踪，从而与上述的第 1 实施方式同样地，可以实时地求出并显示壁运动信息。

[0129] 显示控制部 7 可以针对每个心时相使各心时相中的 MPR 图像显示在显示部 81 上。例如如图 6A 所示，显示控制部 7 针对每个心时相使各心时相中的心尖四腔像 (4C)300 和心尖二腔像 (2C)310 显示在显示部 81 上。另外，如图 6B 所示，显示控制部 7 也可以针对每个心时相使短轴方向的断面上的 MPR 图像 320、MPR 图像 330 和 MPR 图像 340 显示在显示部 81

上。

[0130] 轮廓追踪部 12 可以追踪设定在各 MPR 图像上的内膜的轮廓和外膜的轮廓。在该情况下，标记生成部 13 生成各心时相中的表示内膜的轮廓的标记和表示外膜的轮廓的标记。显示控制部 7 针对每个心时相使各心时相中的 MPR 图像显示在显示部 81 上。进而，显示控制部 7 也可以将各心时相中的表示内膜的轮廓的标记和表示外膜的轮廓的标记重叠于在各心时相生成的 MPR 图像上并依次显示在显示部 81 上。

[0131] 例如，轮廓追踪部 12 追踪图 6B 所示的在 MPR 图像 320 上设定的内膜的二维轮廓和外膜的二维轮廓。在该情况下，标记生成部 13 生成各心时相中的表示内膜的二维轮廓的标记和表示外膜的二维轮廓的标记。然后，显示控制部 7 针对每个心时相使各心时相中的 MPR 图像 320 显示在显示部 81 上，进而显示控制部 7 将各心时相中的内膜的标记和外膜的标记重叠在 MPR 图像 320 上并显示在显示部 81 上。此处，虽然以 MPR 图像 320 为例子进行了说明，但也可以将其它断面上的 MPR 图像与标记重叠并显示在显示部 81 上。

[0132] 进而，显示控制部 7 也可以与上述的第 1 实施方式同样地，向内膜和外膜之间的区域分配与运算部 20 求出的应变的大小对应的颜色，将其重叠在 MPR 图像上并显示在显示部 81 上。

[0133] 另外，运算部 20 也可以与第 1 实施方式同样地，针对每个 ASE 推荐的区域，求出应变等壁运动信息。而且，运算部 20 也可以将各区域的壁运动信息的峰值、壁运动信息形成曲线图并显示在显示部 81 上。

[0134] 与第 1 实施方式同样地，为了减轻基于 ST 法的追踪的误差伴随多个心拍的经过而被积蓄的情况，也可以在预定的定时对成为追踪对象的内膜的三维轮廓的位置和外膜的三维轮廓的位置进行校正。例如，校正部 14 针对每 N 个心拍 (N 为整数)，对内膜的三维轮廓的位置和外膜的三维轮廓的位置进行校正。另外，校正部 14 也可以在由操作者给出了校正的指示的定时，对内膜的三维轮廓的位置和外膜的三维轮廓的位置进行校正。例如，控制部 9 每当接收到预定数的 R 波时，就向图像处理部 10A 给出校正的指示。另外，如果操作者使用操作部 82 给出了校正的指示，则该指示被输出到该控制部 9，控制部 9 向图像处理部 10A 给出校正的指示。

[0135] 如果控制部 9 给出了校正的指示，则二维轮廓检测部 15 执行 AQ 法，从而根据 MPR 图像数据，对内膜的二维轮廓和外膜的二维轮廓进行检测。例如，二维轮廓提取部 15 从心尖四腔像 (4C)300 检测内膜的二维轮廓和外膜的二维轮廓。进而，二维轮廓提取部 15 从心尖二腔像 (2C)310 检测内膜的二维轮廓和外膜的二维轮廓。插值部 16 根据从 2 个 MPR 图像求出的内膜的二维轮廓，使用样条函数求出内膜的三维轮廓的位置 Paq。然后，将在该时间点由轮廓追踪部 12 利用 ST 法求出的内膜的三维轮廓的位置设为位置 Pst。校正部 14 按照上述的式 (1)，求出要对轮廓校正部 12 新设定的内膜的初始轮廓的位置 P。然后，轮廓追踪部 12 追踪按照式 (1) 求出的内膜的初始轮廓。同样地，插值部 16 根据从 2 个 MPR 图像求出的外膜的二维轮廓，求出外膜的三维轮廓的位置 Paq。然后，将在该时间点由轮廓追踪部 12 利用 ST 法求出的外膜的三维轮廓的位置设为位置 Pst。插值部 14 按照上述的式 (1)，求出外膜的初始轮廓的位置，轮廓追踪部 12 追踪该外膜的初始轮廓。

[0136] 另外，也可以与第 1 实施方式的变形例同样地，由操作者指定内膜的初始轮廓和外膜的初始轮廓，插值部 15 根据所指定的初始轮廓，进行插值来求出三维空间中的内膜的

轮廓和外膜的轮廓。例如，显示控制部 7 使在预先设定的心时相取得的心尖四腔像 (4C) 300 和心尖二腔像 (2C) 310 显示在显示部 81 上。例如，显示控制部 7 使在舒张末期（检测出 R 波的心时相）取得的心尖四腔像 (4C) 300 和心尖二腔像 (2C) 310 显示在显示部 81 上。然后，显示控制部 7 以 1 个心拍以上的时间的间隔，一边更新心尖四腔像 (4C) 300 和心尖二腔像 (2C) 310 一边在显示部 81 上进行显示。心尖四腔像 (4C) 300 和心尖二腔像 (2C) 310 是用于设定初始轮廓的图像，相当于本发明的“初始轮廓设定用的断层像”的一个例子。

[0137] 操作者使用操作部 82，在心尖四腔像 (4C) 300 上和心尖二腔像 (2C) 310 上，指定内膜的二维轮廓和外膜的二维轮廓。内膜的轮廓的坐标信息和外膜的轮廓的坐标信息从用户接口 8 输出到图像处理部 10A。插值部 16 根据所指定的内膜的轮廓的坐标信息，使用样条函数等，求出三维空间中的内膜的初始轮廓。同样地，插值部 16 根据所指定的外膜的轮廓的坐标信息，求出三维空间中的外膜的初始轮廓。如果这样由操作者指定了内膜的初始轮廓和外膜的初始轮廓，则 轮廓追踪部 12 使用 ST 法，追踪内膜的三维轮廓和外膜的三维轮廓。运算部 20 根据各心时相中的三维轮廓，求出各心时相中的应变、位移等壁运动信息。然后，显示控制部 7 针对每个心时相使各心时相的壁运动信息显示在显示部 81 上。

[0138] 显示控制部 7 针对每个心时相使各心时相的 MPR 图像 320 显示在显示部 81 上，进而可以与 MPR 图像 320 并列地，使初始轮廓设定用的 MPR 图像显示在显示部 81 上。此时，显示控制部 7 一边以 1 个心拍以上的时间间隔更新初始轮廓设定用的 MPR 图像一边在显示部 81 上进行显示。显示控制部 7 也可以使初始轮廓设定用的 MPR 图像始终显示在显示部 81 上。另外，也可以仅在设定初始轮廓时，使初始设定用的 MPR 图像显示在显示部 81 上。此处，虽然以 MPR 图像 320 为例进行了说明，但也可以使其他断面上的 MPR 图像与初始轮廓设定用的 MPR 图像并列地显示在显示部 81 上。

[0139] 显示控制部 7 可以针对每个心时相使各心时相的 MPR 图像 320 显示在显示部 81 上，并且在预定的定时，代替该 MPR 图像 320，而使在预先设定的心时相取得的初始轮廓设定用的 MPR 图像显示在显示部 81 上。然后，操作者使用操作部 82，在显示部 81 上所显示的初始轮廓设定用的 MPR 图像上指定内膜的轮廓和外膜的轮廓。如果由操作者指定了初始轮廓，则显示控制部 7 代替初始设定用的 MPR 图像，而针对每个心时相使各心时相中的 MPR 图像显示在显示部 81 上。

[0140] 另外，在操作者指定了内膜的初始轮廓和外膜的初始轮廓的情况下，也可以不在轮廓检测部 11A 中设置二维轮廓检测部 15。

[0141] 也可以与第 1 实施方式同样地，在超声波图像取得装置的外部设置超声波图像处理装置。该超声波图像处理装置具备上述的存储部 6、显示控制部 7、用户接口 8、图像处理部 10A、以及运算部 20。超声波图像处理装置从外部的超声波图像取得装置取得被取得的时间连续的多个体数据，根据这些多个体数据，追踪内膜的三维轮廓和外膜的三维轮廓来求出壁运动信息。

[0142] 另外，图像处理部 10A 具备 CPU 和 ROM、RAM 以及 HDD 等 存储部（未图示）。在存储部中，存储有用于执行图像处理部 10A 的各部分的功能的图像处理程序。在该图像处理程序中，包括用于执行二维轮廓检测部 15 的功能的轮廓检测程序、用于执行插值部 16 的功能的插值程序、用于执行轮廓追踪部 12 的功能的轮廓追踪程序、用于执行标记生成部 13 的功能的标记生成程序、以及用于执行校正部 14 的功能的校正程序。

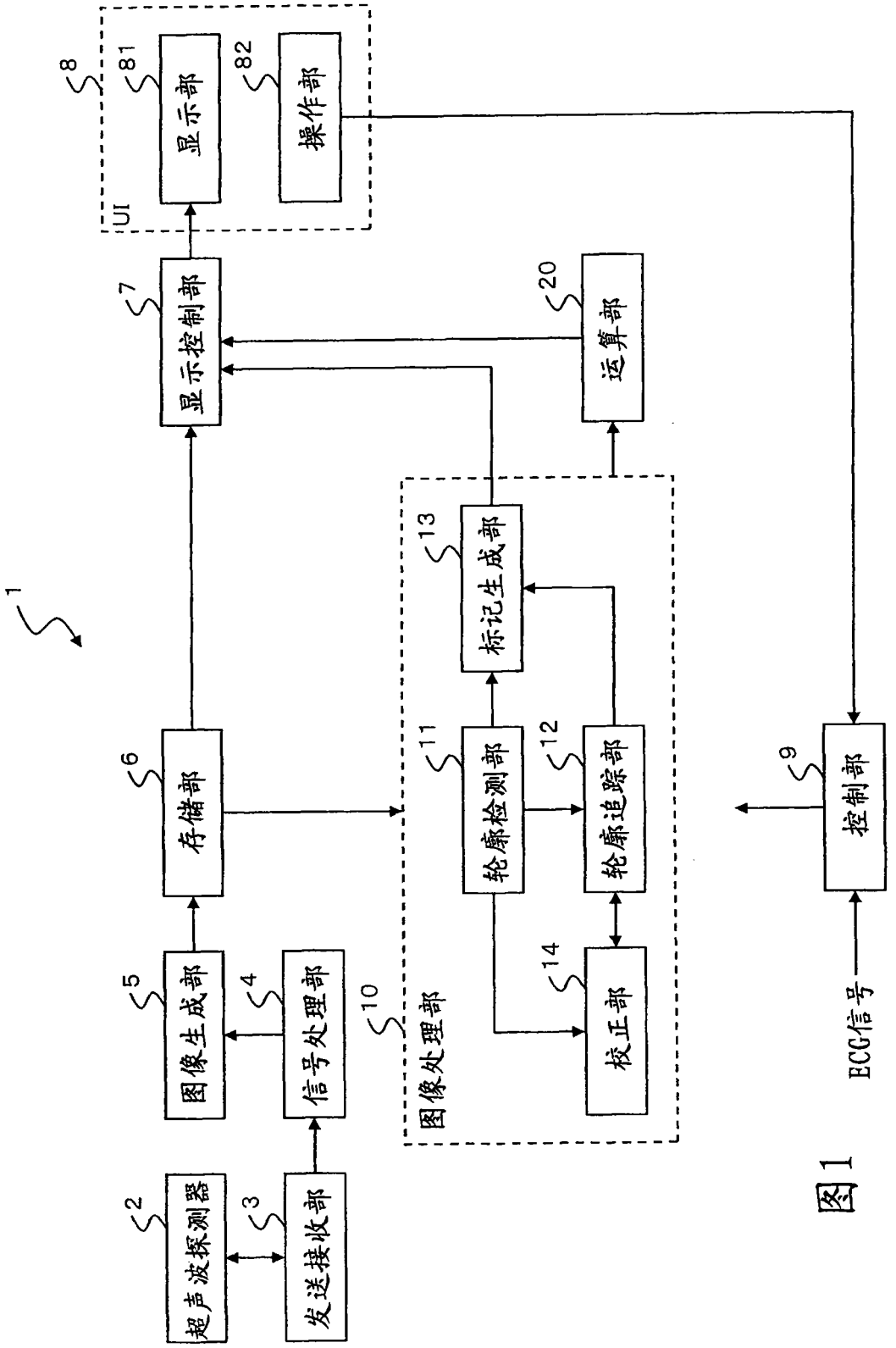

1
2
超声波探测器
3
发送接收部
4
信号处理部
5
图像生成部
6
存储部
7
显示控制部
8
UI
81
显示部
82
操作部
9
控制部
10
图像处理部
11
轮廓检测部
12
轮廓追踪部
13
标记生成部
14
校正部
20
运算部
ECG信号

图 1

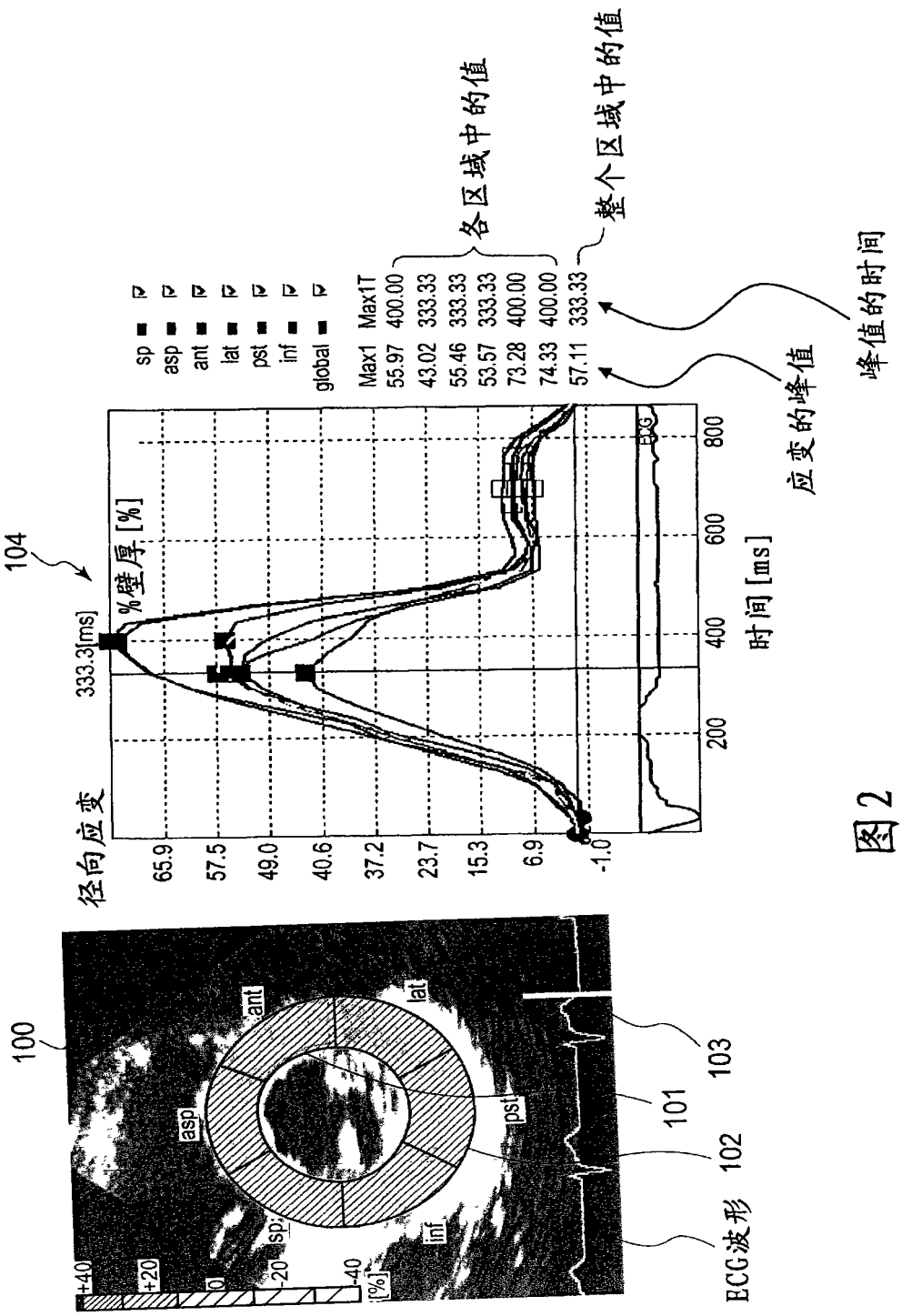

100
104
径向应变
%壁厚 [%]
333.3[ms]
65.9
57.5
49.0
40.6
37.2
23.7
15.3
6.9
-1.0
sp
asp
ant
lat
pst
inf
global
Max1 Max1T
55.97 400.00
43.02 333.33
55.46 333.33
53.57 333.33
73.28 400.00
74.33 400.00
57.11 333.33
各区域中的值
整个区域中的值
ECG
200
400
600
800
时间 [ms]
应变的峰值
峰值的时间
ant
lat
asp
pst
sp
inf
+40
+20
0
-20
-40
[%]
ECG波形
102
101
103

图 2

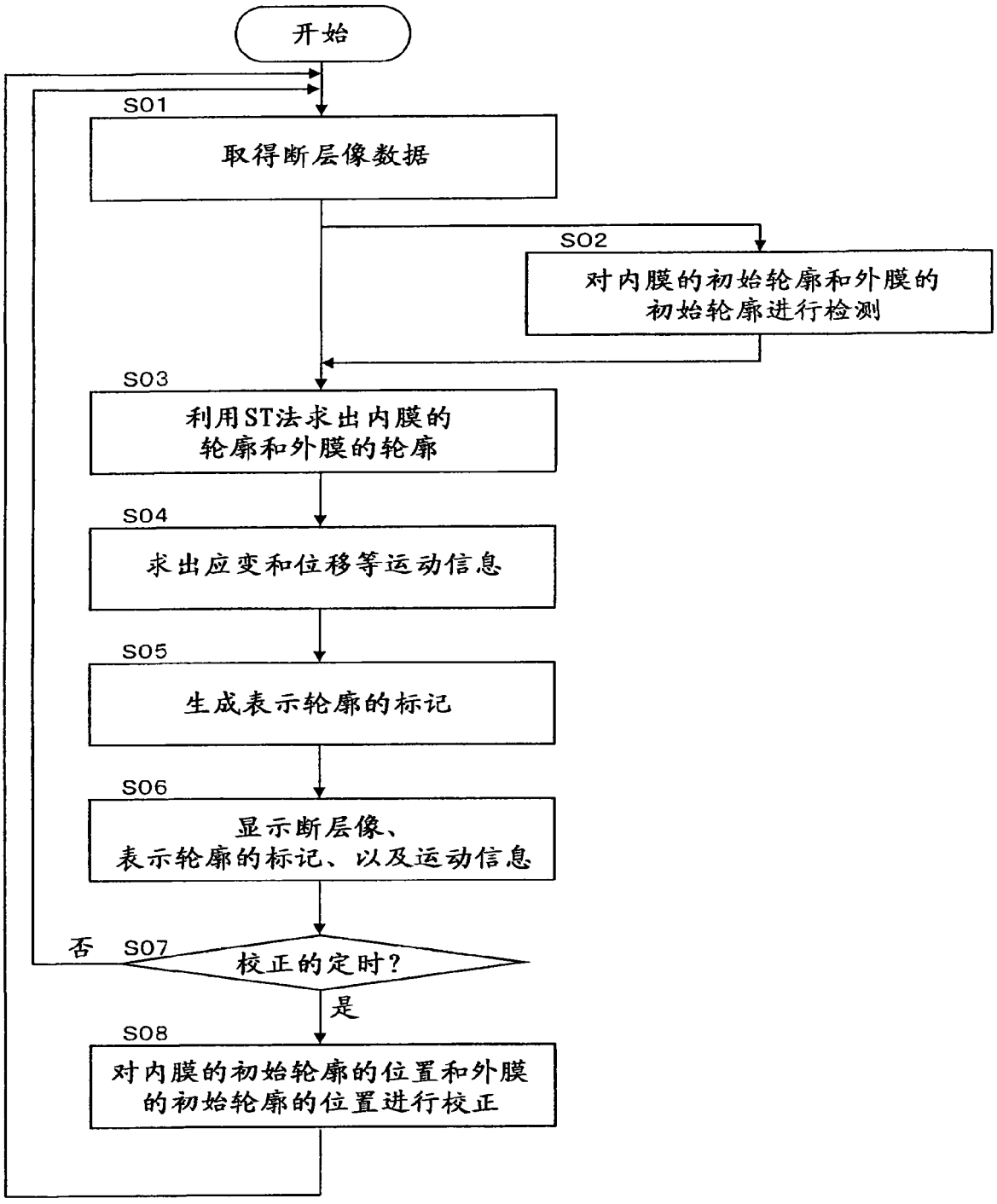

开始
S01
取得断层像数据
S02
对内膜的初始轮廓和外膜的初始轮廓进行检测
S03
利用ST法求出内膜的轮廓和外膜的轮廓
S04
求出应变和位移等运动信息
S05
生成表示轮廓的标记
S06
显示断层像、表示轮廓的标记、以及运动信息
否
S07
校正的定时？
是
S08
对内膜的初始轮廓的位置和外膜的初始轮廓的位置进行校正

图 3

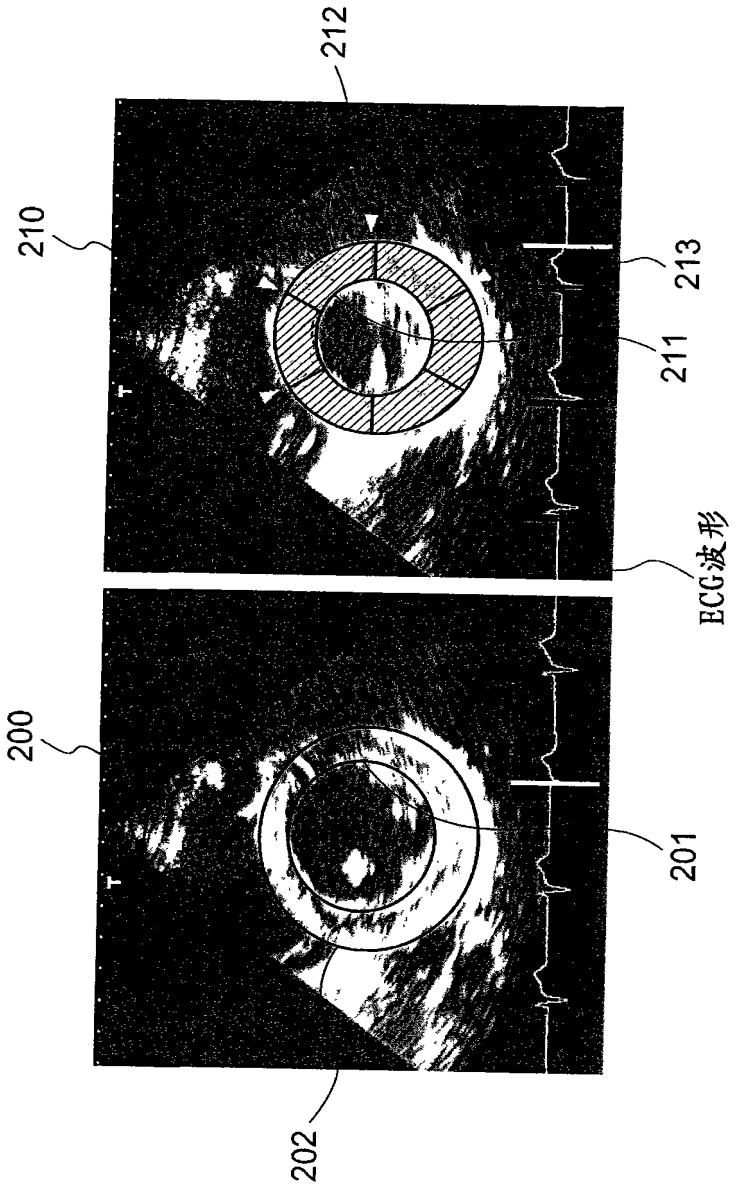


图 4

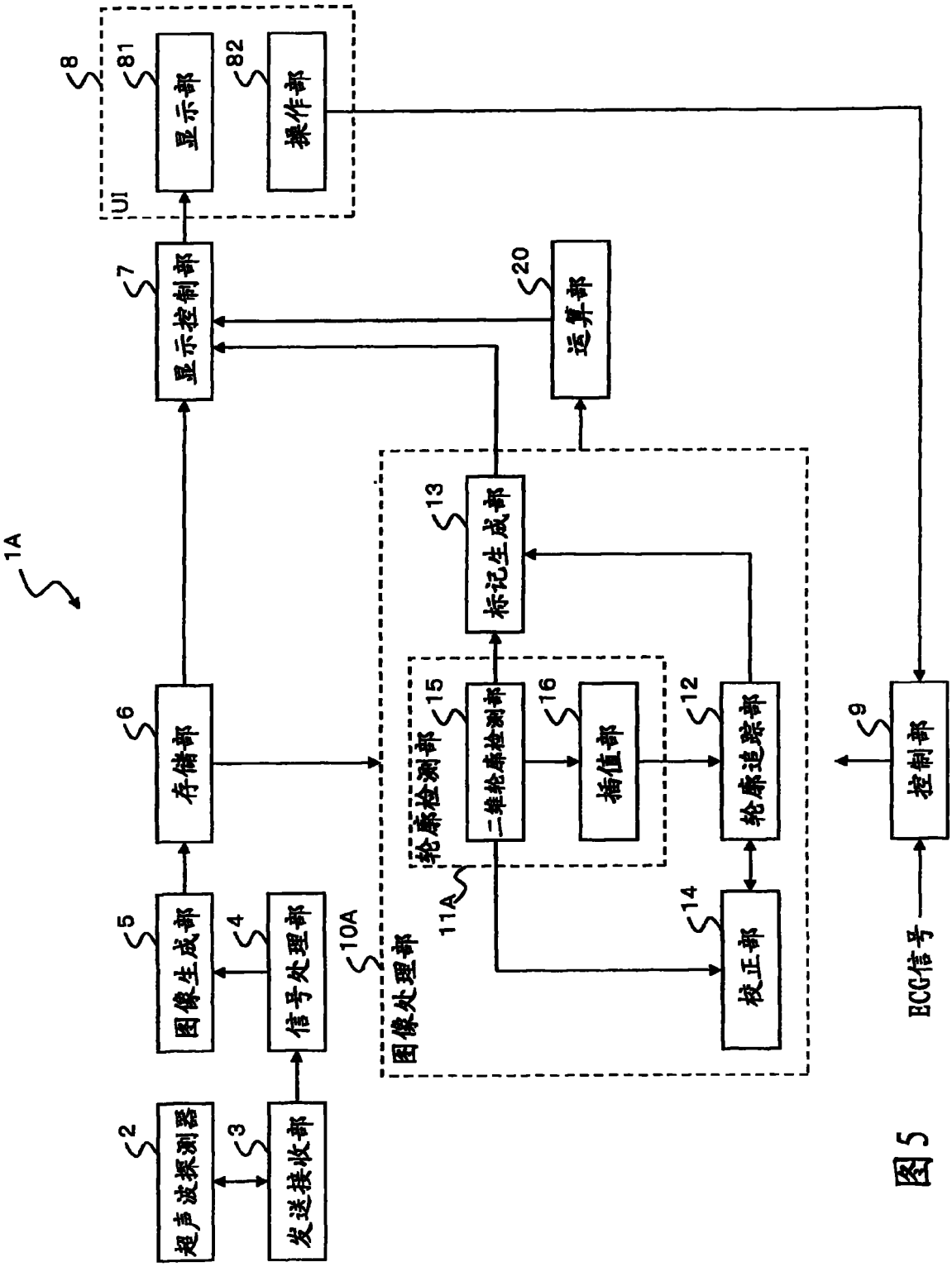

1A
8
UI
81
显示部
82
操作部
7
显示控制部
20
运算部
13
标记生成部
6
存储部
15
二维轮廓检测部
16
插值部
12
轮廓追踪部
9
控制部
轮廓检测部
11A
14
校正部
5
图像生成部
4
信号处理部
10A
图像处理部
2
超声波探测器
3
发送接收部
ECG信号

图 5

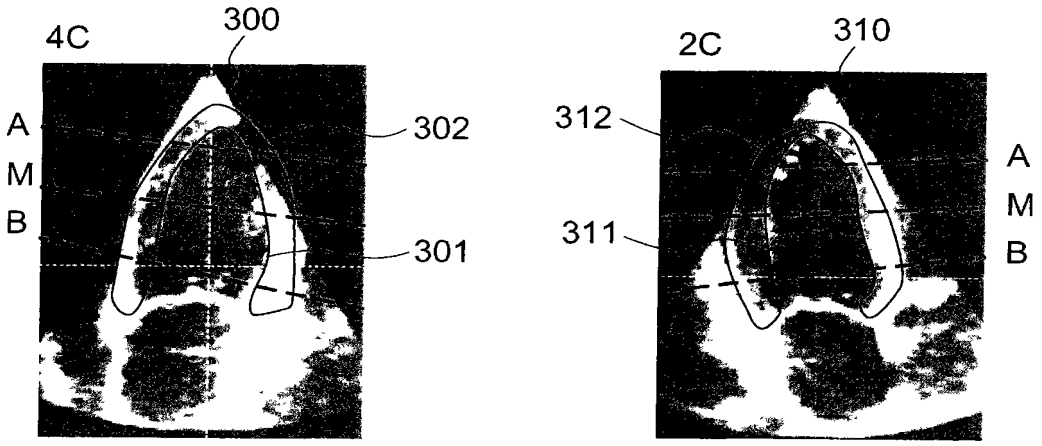

4C
300
A
M
B
302
301
2C
310
312
311
A
M
B

图 6A

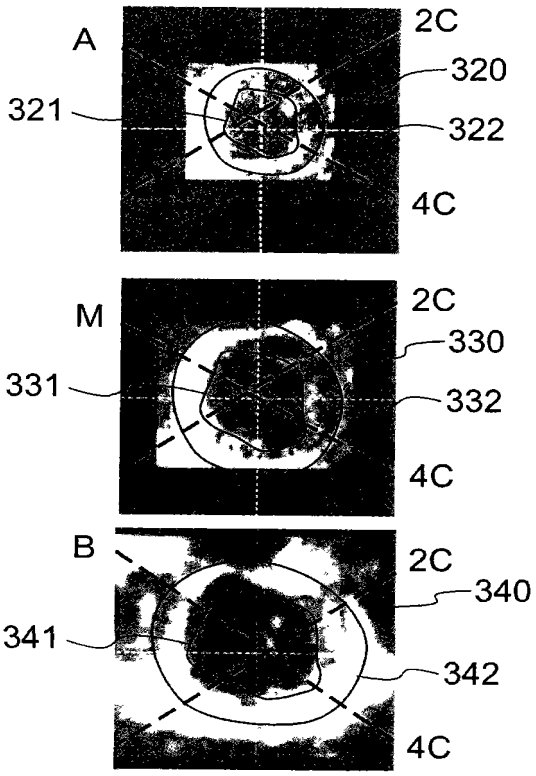

A
2C
320
321
322
4C
M
2C
330
331
332
4C
B
2C
340
341
342
4C

图 6B