

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/08 (2006.01)
G06T 7/20 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200910134585.5

[43] 公开日 2009 年 10 月 28 日

[11] 公开号 CN 101564306A

[22] 申请日 2009.4.23

[21] 申请号 200910134585.5

[30] 优先权

[32] 2008.4.25 [33] JP [31] 2008-114854

[71] 申请人 东芝医疗系统株式会社

地址 日本栃木

共同申请人 关西电力株式会社

[72] 发明人 阿部康彦 川岸哲也 石井克尚

[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
代理人 曲 瑞

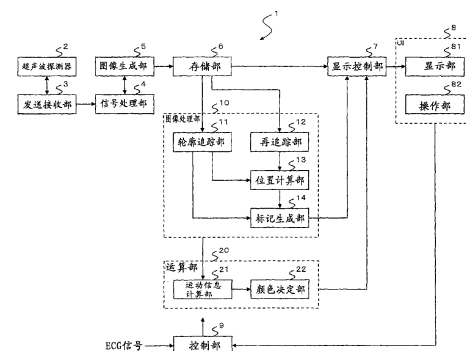
权利要求书 3 页 说明书 29 页 附图 11 页

[54] 发明名称

超声波图像获取装置

[57] 摘要

本发明提供一种超声波图像获取装置。轮廓追踪部在第一时相以外的时相中，根据在各时相获取的图像数据，追踪关心区域的位置。再追踪部在任意的第二时相中接收关心区域的位置的修改，根据在第二时相以后获取的图像数据，求出第二时相以后的时相中的修改后的关心区域的位置。位置计算部根据第二时相以前的关心区域的位置信息、和由再追踪部求出的第二时相以后的关心区域的位置信息，求出全部时相中的关心区域的位置信息。运算部根据该关心区域的位置信息，求出包含在关心区域中的组织的运动信息。



1. 一种超声波图像获取装置，其特征在于，具有：

图像获取部，通过用超声波扫描周期性地运动的被检体，在一个周期以上的期间，获取表示上述被检体的多个超声波图像数据；

关心区域设定部，用于设定在第一时间相获取的超声波图像数据中表现的组织的关心区域；

追踪部，在上述第一时间相以外的时相中，根据在各时相获取的超声波图像数据，针对每个时相追踪与上述关心区域相应的位置；

再追踪部，在任意的第二时相中接收上述关心区域的位置的修改，根据在上述第二时相以后获取的超声波图像数据，针对每个时相追踪上述第二时相以后的时相中的与上述修改后的关心区域相应的位置；

位置计算部，根据上述第二时相以前的各时相中的上述关心区域的位置信息、和由上述再追踪部求出的上述第二时相以后的各时相中的上述关心区域的位置信息，求出包括上述第一时间相和上述第二时相的区间中的上述关心区域的位置信息；

运算部，根据由上述位置计算部求出的上述关心区域的位置信息，求出包含在上述关心区域中的组织的运动信息；以及

显示控制部，使上述运动信息显示在显示部中。

2. 根据权利要求1所述的超声波图像获取装置，其特征在于，上述关心区域设定部在一个心跳单位的区间内设定上述关心区域，

上述再追踪部在上述一个心跳单位的区间内，在上述区间内的上述第二时相中接收上述关心区域的位置的修改，针对每个时相追踪上述第二时相以后的时相中的与上述修改后的关心区域相应的位置。

3. 根据权利要求1所述的超声波图像获取装置，其特征在于，上述关心区域设定部在两个心跳以上的区间内设定上述关心区域，

上述再追踪部在上述两个心跳以上的区间内,在上述区间内的上述第二时相中接收上述关心区域的位置的修改,针对每个时相追踪上述第二时相以后的时相中的与上述修改后的关心区域相应的位置。

4. 根据权利要求1所述的超声波图像获取装置,其特征在于,上述位置计算部将上述第二时相以前的各时相中的上述关心区域的位置信息和上述第二时相以后的各时相中的上述关心区域的位置信息作为对象,在上述第二时相附近的时间,对上述关心区域的位置进行平滑化。

5. 根据权利要求1所述的超声波图像获取装置,其特征在于,上述再追踪部在上述第二时相中接收上述关心区域的一部分区域的位置的修改,根据在上述第二时相以后获取的超声波图像数据,针对每个时相追踪上述第二时相以后的时相中的与上述修改后的一部分区域相应的位置,

上述位置计算部根据上述一部分区域以外的区域的位置信息、和由上述再追踪部求出的上述一部分区域的位置信息,求出上述关心区域整体的位置信息。

6. 根据权利要求5所述的超声波图像获取装置,其特征在于,上述位置计算部在上述一部分区域的附近,对上述一部分区域以外的区域的位置和上述一部分区域的位置进行平滑化。

7. 根据权利要求1所述的超声波图像获取装置,其特征在于,上述图像获取部在上述一个周期以上的期间,获取多个三维图像数据而作为上述超声波图像数据,

上述关心区域设定部设定在上述第一时相获取的三维图像数据中表现的组织的关心区域,

上述追踪部在上述第一时相以外的时相中,根据在各时相获取的三维图像数据,针对每个时相追踪与上述关心区域相应的位置,

上述再追踪部在上述第二时相中接收上述关心区域的位置的修改,根据在上述第二时相以后获取的三维图像数据,针对每个时相追踪上述第二时相以后的时相中的与上述修改后的关心区域相应的位

置，

上述位置计算部根据上述第二时相以前的各时相中的上述关心区域的位置信息、和由上述再追踪部求出的上述第二时相以后的各时相中的上述关心区域的位置信息，求出包括上述第一时相和上述第二时相的区间中的上述关心区域的位置信息。

超声波图像获取装置

技术领域

本发明涉及可以利用超声波获取表示被检体的超声波图像,并利用该超声波图像来评价被检体的运动状态的超声波图像获取装置以及超声波图像的处理方法。

背景技术

对于心脏的心肌等生物体组织,客观且定量地评价其功能在该生物体组织的诊断中是非常重要的。例如,提出了利用超声波图像获取装置获取表示心脏的图像数据,并根据该图像数据定量地进行评价的方法。

作为一个例子,将二维超声波图像、三维超声波图像作为对象,进行使用了局部的图案匹配的追踪,从而计算心肌的变位、应变等局部的壁运动信息的技术(以下称为斑点跟踪(ST, Speckle Tracking))得到了实用化(例如日本特开 2003-175041 号公报、以及日本特开 2003-250804 号公报)。

在 ST 法中,一般在扩张末期(检测出最初的 R 波的时相(time phase))、收缩末期,将心肌的内膜的轮廓和外膜的轮廓作为初始追踪位置而赋予。然后,在剩余的时相中,使用通过局部的图案匹配处理而得到的移动矢量信息,自动地追踪初始追踪位置,从而追踪全部时相中的内膜的轮廓和外膜的轮廓。

但是,在以往技术的方法中,有在一个心跳内发生追踪失败(miss)的问题(问题 1)。另外,在多个心跳内进行追踪的情况下,有追踪精度劣化的问题(问题 2)。

对于问题 1,在一个心跳内在经过了壁运动速度最快的时相 T0(正常例的扩张早期 e'、扩张障碍例的心房收缩期 a')之后的时相

T1 中，轮廓的追踪易于偏离。在该情况下，即使在时相 T1 中进行轮廓的修改，从该时相起再次开始追踪，在逆方向上追踪时相 T0 时，最终也会导致追踪偏离。

参照图 1 对该问题 1 进行说明。图 1 是示出壁运动速度与应变(变位)的曲线。在图 1 中，横轴表示时间 t。波形图案 500 表示正常例的壁运动速度。波形图案 540 表示扩张障碍例的壁运动速度。在正常例的时相 e' 中追踪未偏离的情况下，应变(变位)被准确地评价为正常例的波形图案 510。另一方面，在正常例中时相 e' 中的壁运动速度在一个心跳内最快，所以在正方向上的追踪偏离时，伴随之后的时相 a' 中的动作，追踪位置回到初始位置，应变(变形)成为波形图案 520。在该情况下，难以与由于虚血性心脏疾病等而产生扩张障碍的波形图案 550 区分。

因此，在该情况下，尝试考虑在时相 T1 中再次设定初始追踪位置，并在时间上在两个方向上进行追踪的情况。但是，由于在通过正方向上的追踪而得到的推测移动矢量中产生误差，从而正方向上的追踪偏离，所以即使在通过时相 T0 而在逆方向上进行追踪时，在推测移动矢量中也同样产生误差。由于逆方向上的追踪偏离，峰值位置无法达到正方向上的追踪时的峰值位置，如波形图案 530 所示波形的峰值减少。在该情况下，难以与由于虚血性心脏疾病等而产生收缩障碍的波形图案区分。无论如何，都难以准确地评价正常的图案。

为了解决该问题，当手动修改在时相 T1 中偏离的追踪位置的情况下，需要在从时相 T1 到心房收缩期的末尾(检测到下一个 R 波的时相)的全部区间，手动修改追踪位置，所以需要修改的时间并且不简便。

对于问题 2，一般在进行长时间追踪时，误差被积累，追踪易于偏离。另外，在获取数据时，如果产生呼吸等被检体的动作、超声波探测器的动作，则漂移成分也被积累。其结果，利用了周期性的处理的假设(在一个心跳后返回到相同位置的假设)逐渐偏离，导致追踪精度劣化。

发明内容

本发明的目的在于提供一种超声波图像处理装置，在追踪关心区域的处理中，即使在追踪位置偏离的情况下，也可以通过简便的操作修改追踪位置，从而更准确地评价包含在关心区域中的组织的运动。

本发明的第一方式提供一种超声波图像获取装置，其特征在于，具有：图像获取部，通过用超声波扫描周期性地运动的被检体，在一个周期以上的期间，获取表示上述被检体的多个超声波图像数据；关心区域设定部，用于设定在第一时间相获取的超声波图像数据中表现的组织的关心区域；追踪部，在上述第一时间相以外的时相中，根据在各时相获取的超声波图像数据，针对每个时相追踪与上述关心区域相应的位置；再追踪部，在任意的第二时相中接收上述关心区域的位置的修改，根据在上述第二时相以后获取的超声波图像数据，针对每个时相追踪上述第二时相以后的时相中的与上述修改后的关心区域相应的位置；位置计算部，根据上述第二时相以前的各时相中的上述关心区域的位置信息、和由上述再追踪部求出的上述第二时相以后的各时相中的上述关心区域的位置信息，求出包括上述第一时间相和上述第二时相的区间中的上述关心区域的位置信息；运算部，根据由上述位置计算部求出的上述关心区域的位置信息，求出包含在上述关心区域中的组织的运动信息；以及显示控制部，使上述运动信息显示在显示部中。

根据该第一方式，在第二时相以后的时相中，针对每个时相追踪与修改后的关心区域相应的位置。然后，根据该关心区域的位置信息、和第二时相以前的各时相中的关心区域的位置信息，求出包括第一时间相和第二时相的区间中的关心区域的位置信息。由此，即使在追踪部的追踪偏离的情况下，仅通过在第二时相中进行简便的修改，可以更准确地得到上述区间中的关心区域的位置。这样，根据该第一方式，即使在关心区域的追踪位置偏离的情况下，也可以通过简便的操作修改追踪位置，从而更准确地评价包含在关心区域中的组织的运动。

附图说明

图 1 是示出壁运动信息与应变（变位）的曲线。

图 2 是示出本发明的实施方式的超声波图像获取装置的框图。

图 3 是示出由第一实施方式的超声波图像获取装置获取的图像与壁运动信息的图。

图 4 是示出由第一实施方式的超声波图像获取装置获取的图像与壁运动信息的图。

图 5 是示出由第一实施方式的超声波图像获取装置获取的图像与壁运动信息的图。

图 6 是示出由第一实施方式的超声波图像获取装置获取的图像与壁运动信息的图。

图 7 是用于说明第三实施方式的超声波图像获取装置的处理的示意图。

图 8 是用于说明第三实施方式的超声波图像获取装置的处理的示意图。

图 9 是用于说明第三实施方式的超声波图像获取装置的处理的示意图。

图 10 是用于说明第三实施方式的超声波图像获取装置的处理的示意图。

图 11 是示出用于说明第四实施方式的超声波图像获取装置的处理的图像的图。

具体实施方式

（第一实施方式）

参照图 2 对本发明的第一实施方式的超声波图像获取装置进行说明。图 2 是示出本发明的第一实施方式的超声波图像获取装置的框图。

第一实施方式的超声波图像获取装置 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,也可以由存储部 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。

在超声波探测器 2 中,使用在规定方向(扫描方向)上一维地排列有多个超声波振子的一维阵列探测器、或二维地排列有多个超声波振子的二维阵列探测器。另外,也可以使用在规定方向(扫描方向)上排列有超声波振子、且可以在与扫描方向正交的方向(摆动方向)上机械地摆动超声波振子的一维阵列探测器。

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 供给电信号而发生超声波,并接收超声波探测器 2 接收到的回波信号。

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电路。时钟发生电路产生决定超声波信号的发送定时、发送频率的时钟信号。发送延迟电路在超声波的发送时施加延迟而实施发送对焦。脉冲发生电路具有与各超声波振子对应的独立通道的数量的脉冲发生器,在施加了延迟的发送定时产生驱动脉冲,向超声波探测器 2 的各超声波振子供给电信号。

发送接收部 3 的接收部具备前置放大器电路、A/D 变换电路、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 的各超声波振子中输出的回波信号进行放大。A/D 变换电路对放大后的回波信号进行 A/D 变换。接收延迟电路对 A/D 变换后的回波信号提供为了决定接收指向性所需的延迟时间。加法电路对延迟后的回波信号进行加法运算。通过该加法运算,来自与接收指向性对应的方向的反射成分被加强。另外,有时将由该发送接收部 3 加法运算处理后的信号称为“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。

另外,由超声波探测器 2 和发送接收部 3 构成本发明的“图像获取部”的一个例子。

信号处理部 4 具备 B 模式处理部、CFM 处理部等。B 模式处理部进行回波的振幅信息的图像化。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 模式处理部对检波后的数据实施基于对数变换的压缩处理，由此进行回波的振幅信息的图像化。另外，CFM 处理部进行流动的血流信息的图像化。在血流信息中，有速度、分散以及能量等信息，作为 2 进制信息得到血流信息。

图像生成部 5 将信号处理后的数据变换为基于空间坐标的坐标系的数据（数字扫描变换）。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变换处理，生成表示被检体的组织形状的 B 模式图像数据（以下称为“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。

另外，在由超声波探测器 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，对该体数据进行体绘制，从而生成立体地表示组织的三维图像数据。而且，图像生成部 5 也可以通过对体数据实施 MPR 处理（Multi Planar Reconstruction，多平面重构），生成任意断面中的图像数据（MPR 图像数据）。而且，图像生成部 5 向存储部 6 输出三维图像数据、MPR 图像数据等超声波图像数据。

由图像生成部 5 生成的断层像数据、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，在获取了被检体的 ECG（心电图）信号的情况下，控制部 9 从超声波图像获取装置 1 的外部接收 ECG 信号，对超声波图像数据对应关联在生成了该超声波图像数据的定时接收到的心时相并存储到存储部 6 中。

第一实施方式的超声波图像获取装置 1 通过用超声波扫描被检体的心脏，针对每个心时相获取表示心脏的断层像数据。例如，超声波图像获取装置 1 通过用超声波扫描被检体的心脏一个心周期以上，在一个心周期以上的期间，获取多个断层像数据（表示心脏的运动图像数据）。另外，在获取了 ECG 信号的情况下，控制部 9 对各断层

像数据对应关联在生成了该断层像数据的定时接收到的心时相并存储到存储部 6 中。由此，对多个断层像数据分别对应关联生成了断层像数据的心时相而存储到存储部 6 中。

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 中。例如，在操作者使用操作部 82 指定了任意的心时相时，从用户接口（UI）8 向显示控制部 7 输出表示所指定的心时相的信息。显示控制部 7 从存储部 6 读入对应关联了所指定的心时相的断层像数据，使基于该断层像数据的断层像显示在显示部 81 中。

（图像处理部 10）

图像处理部 10 具备轮廓追踪部 11、再追踪部 12、位置计算部 13 以及标记生成部 14。图像处理部 10 将在表示心脏的断层像上指定的特定组织的轮廓（关心区域）设定为初始轮廓，对所获取的心时相不同的两个断层像进行图案匹配，从而求出各心时相中的轮廓的位置。

此处，对上述初始轮廓（关心区域）的指定方法进行说明。在该实施方式中，对将特定组织设为心脏，指定心脏的内膜的轮廓和外膜的轮廓的情况进行说明。首先，操作者使用操作部 82 指定任意的心时相。显示控制部 7 从存储部 6 读入在由操作者指定的心时相获取的断层像数据，使基于该断层像数据的断层像显示在显示部 81 中。在本实施方式中，由于获取表示心脏的断层像数据，所以使表示心脏的断层像显示在显示部 81 中。例如，通过利用超声波探测器 2 和发送接收部 3 扫描沿着心脏的长轴方向的断面（以下有时称为“长轴断面”），获取长轴断面中的断层像数据（以下有时称为“长轴像数据”）。然后，显示控制部 7 使基于在由操作者指定的心时相获取的长轴像数据的长轴像显示在显示部 81 上。

例如，在由操作者指定了扩张末期或收缩末期时，显示控制部 7 从存储部 6 读入在扩张末期获取的断层像数据、或在收缩末期获取的断层像数据，使基于该断层像数据的断层像显示在显示部 81 中。由

于对断层像数据对应关联了获取该断层像数据的心时相而存储到存储部 6 中，所以显示控制部 7 从存储部 6 读入在扩张末期、收缩末期等心时相获取的断层像数据，使基于该心时相中的断层像数据的断层像显示在显示部 81 中。

然后，操作者使用操作部 82 描绘在断层像中表现的内膜的二维轮廓，从而在断层像上指定内膜的二维轮廓。在这样指定了内膜的二维轮廓时，从用户接口 (UI) 8 经由控制部 9 向图像处理部 10 输出表示内膜的二维轮廓的位置的坐标信息。

而且，操作者使用操作部 82 描绘在断层像中表现的外膜的二维轮廓，从而在断层像上指定外膜的二维轮廓。在这样指定了外膜的二维轮廓时，从用户接口 (UI) 8 经由控制部 9 向图像处理部 10 输出表示外膜的二维轮廓的位置的坐标信息。

(轮廓追踪部 11)

在图像处理部 10 中，轮廓追踪部 11 从用户接口 (UI) 8 接收内膜的轮廓的坐标信息和外膜的轮廓的坐标信息。此处指定的内膜以及外膜的二维轮廓在轮廓追踪部 11 中被设定为内膜以及外膜的初始轮廓。例如，检测出 R 波的心时相中的内膜以及外膜的二维轮廓被设定为初始轮廓。

如上所述，在由操作者指定了任意的心时相中的内膜的二维轮廓 (内膜的初始轮廓) 时，轮廓追踪部 11 将所获取的时间不同的两个断层像数据作为对象，进行使用了斑点图案的图案匹配 (ST 处理)。通过该图案匹配，轮廓追踪部 11 针对在各心时相获取的断层像数据中的每一个，求出构成内膜的二维轮廓的各点的位置。然后，轮廓追踪部 11 针对在各心时相中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。这样，轮廓追踪部 11 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 11 接收构成被设定为初始轮廓的内膜的轮廓的各点的坐标信息，而且，从存储部 6 读入在设定了该初始轮廓的断层像数据 (以下有时称为“断层像数据 A”) 的下一个心时相中生成

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 11 将在时间上连续的两个断层像作为对象，进行使用了斑点图案的图案匹配，从而求出构成内膜的轮廓的各点的移动矢量。具体而言，轮廓追踪部 11 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矢量。该移动矢量表示构成轮廓的各点的变位和各点变位的移动方向。即，轮廓追踪部 11 将两个断层像作为对象进行图案匹配，计算出斑点图案的移动量，从而求出构成轮廓的各点的移动矢量。通过这样求出构成轮廓的各点的移动矢量，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。

而且，轮廓追踪部 11 从存储部 6 读入在断层像数据 B 的下一个心时相中生成的断层像数据（以下有时称为“断层像数据 C”）。然后，轮廓追踪部 11 将在时间上连续的两个断层像数据（断层像数据 B 和断层像数据 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矢量。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。

如上所述，轮廓追踪部 11 通过使用了斑点图案的图案匹配（ST 处理），针对生成了各断层像数据的心时相中的每一个，求出构成内膜的轮廓的各点的移动矢量。由此，轮廓追踪部 11 在时间上追踪构成内膜的轮廓的各点中的移动矢量。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 11 针对在一个心周期内获取的所有断层像数据，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，在一个心周期内，求出各心时相中的构成内膜的二维轮廓的各点的位置。

另外，在设定了外膜的二维轮廓（外膜的初始轮廓）时，轮廓追踪部 11 与内膜的追踪同样地，将所获取的时间不同的两个断层像数据作为对象，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 11 针对在各心时相中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。这样，轮廓追踪部 11 在时间上

追踪构成外膜的二维轮廓的各点。

另外，轮廓追踪部 11 也可以求出构成所指定的内膜的各点中的法线矢量，将从内膜上的各点向该法线矢量方向的一定距离外侧的位置定义为心脏的外膜的二维轮廓。例如，轮廓追踪部 11 将从内膜的位置起 8mm 外侧的位置定义为外膜的轮廓。对于该一定距离，可以由操作者改变为任意的值。此处定义的外膜的二维轮廓作为成为追踪对象的外膜的初始轮廓而被设定到轮廓追踪部 11 中。然后，轮廓追踪部 11 在时间上追踪构成外膜的二维轮廓的各点。

然后，轮廓追踪部 11 向位置计算部 13、标记生成部 14 和运算部 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、和构成外膜的二维轮廓的各点的坐标信息。另外，轮廓追踪部 11 相当于本发明的“追踪部”的一个例子。

(运算部 20)

运算部 20 具备运动信息计算部 21 和颜色决定部 22。

(运动信息计算部 21)

运动信息计算部 21 从图像处理部 10 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各心时相中的构成外膜的二维轮廓的各点的坐标信息，求出心肌的壁运动信息。作为一个例子，运动信息计算部 21 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壁厚变化率 (Transversal Strain (横向应变) (%))。此处，壁厚变化率被定义为内膜与外膜之间的厚度方向上的应变。而且，运动信息计算部 21 也可以求出表示壁厚变化率的时间微分的应变率 (Transversal Strain Rate (横向应变率) (1/s))。

例如，运动信息计算部 21 在内膜的轮廓上的点中，求出与内膜的轮廓正交的线。然后，运动信息计算部 21 求出该正交的线与外膜的轮廓交叉的点。运动信息计算部 21 根据各心时相中的内膜的轮廓上的点与外膜的轮廓上的点之间的距离，求出各心时相中的内膜与外膜之间的壁厚变化率。另外，运动信息计算部 21 在内膜的轮廓与外

膜的轮廓中，针对每一规定间隔求出壁厚变化率。即，运动信息计算部 21 在心脏的内膜与外膜中，求出多个部位的壁厚变化率。这样，运动信息计算部 21 针对每个心时相求出心肌的各部位的壁厚变化率。另外，运动信息计算部 21 也可以通过对各心时相中的各部位的壁厚变化率进行时间微分，针对每个心时相求出应变率。

（颜色决定部 22）

颜色决定部 22 决定与由运动信息计算部 21 求出的各部位处的壁厚运动信息的大小对应的颜色，对各部位分配根据其大小而不同的颜色。例如，预先决定对壁厚变化率的大小分配的颜色。然后，预先制作壁厚变化率的大小与颜色被对应关联的查找表（LUT），存储到未图示的存储部中。在该表中，对应关联了根据壁厚变化率的大小而不同的颜色。颜色决定部 22 通过参照该表，决定与各心时相中的各部位的壁厚变化率的大小对应的颜色。然后，颜色决定部 22 向显示控制部 7 输出各心时相中的各部位的坐标信息和表示对该部位分配的颜色信息（颜色信息）。

（标记生成部 14）

图像处理部 10 的标记生成部 14 根据由操作者指定的内膜的二维轮廓的坐标信息，生成表示内膜的轮廓的形状的内膜标记。同样地，标记生成部 14 根据由操作者指定的外膜的二维轮廓的坐标信息，生成表示外膜的轮廓的形状的外膜标记。然后，标记生成部 14 向显示控制部 7 输出表示内膜标记的位置的坐标信息和表示外膜标记的位置的坐标信息。显示控制部 7 使基于指定了初始轮廓的断层像数据的断层像显示在显示部 81 中，而且，根据各标记的坐标信息来确定断层像上的各标记的显示位置，使内膜标记和外膜标记重叠于断层像上而显示在显示部 81 中。

另外，标记生成部 14 在从轮廓追踪部 11 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时，生成各心时相中的表示内膜的轮廓的形状的内膜标记。同样地，标记生成部 14 在从轮廓追踪部 11 接收到各心时相中的构成外膜的二维轮廓的各点的坐标信息时，生

成各心时相中的表示外膜的轮廓的形状的外膜标记。标记生成部 14 向显示控制部 7 输出各心时相中的内膜标记的坐标信息和外膜标记的坐标信息。显示控制部 7 针对每个心时相，使基于在各心时相获取的断层像数据的断层像依次显示在显示部 81 中。而且，显示控制部 7 根据各心时相的内膜标记的坐标信息来确定断层像上的内膜标记的显示位置，使各心时相中的内膜标记重叠于各心时相中的断层像上，依次显示在显示部 81 中。同样地，显示控制部 7 根据各心时相的外膜标记的坐标信息来确定断层像上的外膜标记的显示位置，使各心时相中的外膜标记重叠于各心时相中的断层像上，依次显示在显示部 81 中。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 中。

而且，显示控制部 7 从颜色决定部 22 接收各心时相中的心肌的各部位的坐标信息和表示对各部位分配的颜色信息。然后，显示控制部 7 在各心时相的断层像上，对心肌的各部位，分配由颜色决定部 22 决定的颜色并显示在显示部 81 中。例如，显示控制部 7 对内膜标记与外膜标记之间的区域的各部位，分配由颜色决定部 22 决定的颜色并显示在显示部 81 中。显示控制部 7 以各部位为中心在具有规定的宽度的范围内，对各部位分配所决定的颜色并显示在显示部 81 中。然后，显示控制部 7 针对每个心时相依次更新在各心时相获取的断层像、表示内膜的轮廓的内膜标记、表示外膜的轮廓的外膜标记以及壁运动信息并显示在显示部 81 中。

(再追踪部 12)

再追踪部 12 接收表示在任意的心时相中被修改的轮廓的位置的坐标信息，将该修改后的轮廓设为初始轮廓，将在该任意的心时相以后获取的断层像作为对象，进行使用了斑点图案的图案匹配（ST 处理），从而求出该任意的心时相以后的各心时相中的轮廓的位置。

首先，在操作者使用操作部 82 给予了修改的指示时，向控制部 9 输出该指示。控制部 9 向图像处理部 10 给予修改的指示。然后，操作者使用操作部 82，指定修改内膜或外膜的轮廓位置的任意的心时

相。显示控制部 7 使基于在指定的心时相获取的断层像数据的断层像显示在显示部 81 中。

例如在修改内膜的轮廓位置的情况下，操作者使用操作部 82，参照在断层像中表现的内膜，指定新的内膜的二维轮廓。作为一个例子，操作者对在断层像中表现的内膜的轮廓位置与通过轮廓追踪部 11 的 ST 处理而求出的轮廓位置进行比较，判断追踪位置是偏离还是一致。通过轮廓追踪部 11 的 ST 处理求出的内膜的轮廓位置由于通过内膜标记表现在断层像上，所以通过对内膜标记的位置与在断层像中表现的内膜的轮廓位置进行比较来判断有无修改即可。对于外膜，也可以通过对外膜标记的位置与在断层像中表现的外膜的轮廓位置进行比较，来判断有无修改。

然后，操作者使用操作部 82，根据在断层像中表现的内膜的轮廓，将通过轮廓追踪部 11 的 ST 处理而求出的内膜的轮廓位置修改为所期待的位置。例如，操作者使用操作部 82，指定内膜的新的轮廓位置。在这样指定了内膜的新的轮廓位置时，从用户接口 (UI) 8 经由控制部 9 向图像处理部 10 输出表示新的轮廓位置的坐标信息。然后，再追踪部 12 将内膜的新的轮廓设定为初始轮廓，将在由操作者指定的心时相以后获取的断层像作为对象而进行 ST 处理，从而求出该心时相以后的内膜的轮廓位置。在修改外膜的轮廓位置的情况下，操作者也使用操作部 82 来指定外膜的新的轮廓位置。然后，再追踪部 12 将外膜的新的轮廓设定为初始轮廓，求出由操作者指定的心时相以后的外膜的轮廓位置。然后，再追踪部 12 向位置计算部 13 输出由操作者指定的心时相以后的各心时相中的轮廓的坐标信息。另外，再追踪部 12 相当于本发明的“再追踪部”的一个例子。

另一方面，在由操作者给予了再追踪的指示时，从轮廓追踪部 11 向位置计算部 13 输出由操作者指定的心时相以前的各心时相中的轮廓的坐标信息，由位置计算部 13 保持该坐标信息。具体而言，轮廓追踪部 11 向位置计算部 13 输出由操作者指定的心时相以前的各心时相中的表示内膜的轮廓位置的坐标信息和表示外膜的轮廓位置的

坐标信息。位置计算部 13 保持各心时相中的内膜的轮廓位置和外膜的轮廓位置。

(位置计算部 13)

位置计算部 13 保持由操作者指定的心时相以前的各心时相中的轮廓的坐标信息。而且,位置计算部 13 从再追踪部 12 接收由再追踪部 12 再追踪的轮廓的坐标信息,根据由操作者指定了修改的心时相以前的轮廓的坐标信息和再追踪的轮廓的坐标信息,求出全部时相中的轮廓的位置。此时,位置计算部 13 优选在指定了修改的心时相中,在时间方向上对轮廓位置进行平滑化,从而在所指定的心时相附近平滑地连结轮廓。另外,位置计算部 13 相当于本发明的“位置计算部”的一个例子。

作为一个例子,对通过将一个心跳(从时相 T_0 到时相 T_{end})作为对象实施 ST 处理而追踪轮廓位置,在扩张期的时相 e' (时相 T_1)中轮廓位置的追踪偏离的情况进行说明。

(步骤 S01)

首先,操作者使用操作部 82,指定期望的一个心跳(从时相 T_0 到时相 T_{end})。在指定了期望的一个心跳时,从用户接口(UI)8 向图像处理部 10 和显示控制部 7 输出表示从时相 T_0 到时相 T_{end} 的信息。

(步骤 S02)

操作者使用操作部 82,在初始时相中指定初始轮廓的位置。具体而言,显示控制部 7 从存储部 6 读入初始时相中的断层像数据,使基于该断层像数据的断层像显示在显示部 81 中。例如,在操作者使用操作部 82 将时相 T_0 指定为初始时相的情况下,显示控制部 7 使时相 T_0 中的断层像显示在显示部 81 中。然后,如上所述,操作者使用操作部 82,在断层像上,指定内膜的初始轮廓的位置和外膜的初始轮廓的位置。

(步骤 S03)

轮廓追踪部 11 将由操作者指定的初始轮廓设定为追踪对象,将

在一个心跳内（从时相 T0 到时相 Tend 的期间）获取的断层像数据作为对象而进行 ST 处理，从而求出从时相 T0 到时相 Tend 的期间的各心时相中的内膜的轮廓位置和外膜的轮廓位置。

然后，显示控制部 7 使内膜标记和外膜标记重叠于各心时相中的断层像上，并以心时相的顺序显示在显示部 81 中。操作者对各心时相的断层像中表现的内膜的轮廓与内膜标记的位置进行比较，判断有无轮廓位置的修改。对于外膜，操作者也对各心时相的断层像中表现的外膜的轮廓与外膜标记的位置进行比较，判断有无轮廓位置的修改。

（步骤 S04）

例如在扩张期的时相 e'（时相 T1）中，基于 ST 处理的内膜的轮廓位置从追踪偏离的情况下，在时相 T1 中修改基于 ST 处理的内膜的轮廓位置。在操作者使用操作部 82 指定了时相 T1 时，显示控制部 7 使时相 T1 中的断层像显示在显示部 81 中。操作者对时相 T1 中的断层像中表现的内膜与基于 ST 处理的内膜的轮廓（内膜标记）进行比较，修改基于 ST 处理的内膜的轮廓位置。即，操作者使用操作部 82，指定内膜的新的轮廓位置。在这样由操作者指定了内膜的新的轮廓位置时，从用户接口（UI）8 经由控制部 9 向再追踪部 12 输出表示该新的轮廓位置的坐标信息。然后，新的轮廓位置作为内膜的初始轮廓而被设定到再追踪部 12 中。

（步骤 S05）

再追踪部 12 将新指定的内膜的轮廓作为初始轮廓，将在从时相 T1 到最后的时相 Tend 的期间获取的各断层像数据作为对象而进行 ST 处理，从而求出从时相 T1 到时相 Tend 的各心时相中的内膜的轮廓位置 P1。由此，在从时相 T1 到时相 Tend 中，内膜的轮廓位置被更新。然后，再追踪部 12 向位置计算部 13 输出从时相 T1 到时相 Tend 的各心时相中的内膜的轮廓位置 P1 的坐标信息。

另一方面，在由操作者给予了再追踪的指示时，从轮廓追踪部 11 向位置计算部 13 输出在由操作者指定的心时相以前的各心时相中

的轮廓的坐标信息，由位置计算部 13 保持该坐标信息。在第一实施方式中，由位置计算部 13 保持从时相 T0 到时相 T1 的期间中的各心时相的表示内膜的轮廓位置 P0 的坐标信息。

(步骤 S06)

然后，位置计算部 13 通过在时相 T1 中连接从时相 T0 到时相 T1 的期间中的各心时相的内膜的轮廓位置 P0 与从时相 T1 到时相 Tend 的期间中的各心时相的内膜的轮廓位置 P1，求出一个心跳的内膜的轮廓位置。而且，位置计算部 13 通过在时相 T1 中，在时间方向上对轮廓位置 P0 与轮廓位置 P1 进行平滑化，平滑地连结轮廓位置 P0 与轮廓位置 P1。

然后，位置计算部 13 向标记生成部 14 和运算部 20 输出从时相 T0 到时相 Tend 的全部时相中的轮廓的坐标信息。如上所述，标记生成部 14 根据各心时相中的轮廓的坐标信息，生成各心时相中的轮廓的标记。另外，运算部 20 的运动信息计算部 21 根据各心时相中的轮廓的坐标信息，求出各心时相中的壁运动信息。然后，显示控制部 7 依次更新断层像、标记和壁运动信息并显示在显示部 18 中。

通过以上的处理，操作者仅在追踪偏离的一个时相（时相 T1）进行修改作业，之后，仅通过执行再追踪处理，可以在从时相 T1 到时相 Tend 的全部区间中，自动且简便地得到更准确的追踪位置。由此，即使在轮廓位置的追踪偏离的情况下，也可以通过简便的作业，得到更准确的壁运动信息。

在本实施方式中，特征在于步骤 S05 的处理。即，在从速度最快的扩张期以前的时相 T0 到时相 T1 的跟前（即将到达时相 T1 的时相），追踪位置不易偏离，所以认为到时相 T1 跟前为止追踪位置是准确的。而且，即使在时相 T1 中追踪偏离的情况下，在操作者在该位置目视地修改了位置之后，时相 T1 中的位置也变得准确。在该时刻从时相 T0 到时相 T1 的区间的轮廓位置 P0 准确，所以如步骤 S05 那样，在位置计算部 13 中保持轮廓位置 P0。另一方面，应全部修改从时相 T1 到时相 Tend 的轮廓位置，但如果在时相 T1 中将修改后的轮廓位置作

为初始轮廓而将 ST 处理执行到时相 Tend，则在从时相 T1 到时相 Tend 中，自动地得到更准确的追踪位置。

另外，优选如步骤 S06 那样，进行基于位置计算部 13 的平滑化处理。一般在 ST 处理中考虑生物体的惯性，来进行时间方向的平滑化处理，以去除在时间上过于陡峭的位置的变化。因此，在从时相 T0 到时相 T1 的跟前，轮廓位置的变化通过 ST 处理而变得比较平滑。另外，在从时相 T1 到时相 Tend，轮廓位置的变化通过 ST 处理而变得比较平滑。但是，在时相 T1 的跟前与时相 T1 之间，产生与修改相伴的轮廓位置的间隔（gap）。因此，为了减小该间隔，优选在连接轮廓位置 P0 与轮廓位置 P1 的时相 T1 附近，进行时间方向的平滑化处理。由此，可以在时相 T1 附近，抑制轮廓的等级差别，而平滑地连结轮廓。

参照图 3 至图 6 对第一实施方式的具体例进行说明。图 3 至图 6 是示出由第一实施方式的超声波图像获取装置获取的图像与壁运动信息的图。

首先，实施上述的步骤 S01 至步骤 S03 的处理。图 3 示出直到步骤 S03 的处理结果。作为一个例子，显示控制部 7 使长轴像 100 显示在显示部 81 中，而且，使内膜标记 110 和外膜标记 120 重叠于长轴像 100 上而显示在显示部 81 中。图 3 所示的长轴像 100 是在时相 e' 中获取的断层像。另外，显示控制部 7 使由运动信息计算部 21 求出的壁运动信息显示在显示部 81 中。作为一个例子，显示控制部 7 使表示心肌区域 A 中的壁厚变化率的时间变化的曲线 201 显示在显示部 81 中。同样地，显示控制部 7 使表示心肌的区域 B 中的壁厚变化率的曲线 202、表示区域 C 中的壁厚变化率的曲线 203、表示区域 D 中的壁厚变化率的曲线 204、表示区域 E 中的壁厚变化率的曲线 205 以及表示区域 F 中的壁厚变化率的曲线 206 显示在显示部 81 中。在曲线 201~206 中，横轴表示时相，纵轴表示壁厚变化率（%）。在图 3 所示的例子中，如用箭头 X 和箭头 201A 所示，在时相 e' 以后在前壁基部处轮廓位置的追踪偏离。另外，显示控制部 7 在从颜色决定部 22

接收到各心时相中的心肌的各部位的坐标信息和表示对各部位分配的颜色信息时，在断层像 100 中表现的内膜与外膜之间的范围的各部位，对各部位分配所决定的颜色并显示在显示部 81 中。例如，显示控制部 7 对内膜标记 110 与外膜标记 120 之间的各部位，分配与壁厚变化率的大小对应的颜色，重叠于断层像 100 上而显示在显示部 81 中。

然后，操作者参照时相 e' 中的长轴像 100，使用操作部 82，修改通过 ST 处理得到的轮廓位置。例如，对在长轴像 100 中表现的内膜的轮廓位置与内膜标记 110 的位置进行比较，而修改通过 ST 处理得到的轮廓位置。对于外膜，也对在长轴像 100 中表现的外膜的轮廓位置与外膜标记 120 的位置进行比较，而修改通过 ST 处理得到的轮廓位置。例如如图 4 所示，操作者使用操作部 82，修改用箭头 X 表示的前壁基部中的内膜的轮廓位置。从用户接口 (UI) 8 向图像处理部 10 和运算部 20 输出表示修改后的内膜的轮廓位置的坐标信息。

标记生成部 14 根据由操作者指定的内膜的二维轮廓的坐标信息，生成表示内膜的轮廓的形状的内膜标记。然后，如图 4 所示，显示控制部 7 使表示修改后的内膜的轮廓的内膜标记 110A 重叠于长轴像 100 上而显示在显示部 81 中。

另外，运动信息计算部 21 根据由操作者指定的内膜的二维轮廓的坐标信息，重新求出壁运动信息。作为一个例子，显示控制部 7 使表示壁厚变化率的新的曲线 211 显示在显示部 81 中。伴随轮廓的修改，在时相 e' 附近（用箭头 211A 表示的部分），壁厚变化率的值发生变化。这样，伴随轮廓的修改，曲线的值也被修改。

然后，再追踪部 12 将在时相 e' 中指定的轮廓设定为初始轮廓，将在时相 e' 以后获取的断层像作为对象而进行 ST 处理，从而重新求出时相 e' 以后的各心时相中的轮廓的位置。然后，位置计算部 13 连结时相 e' 以前的各心时相中的轮廓位置与时相 e' 以后的各心时相中的轮廓位置，从而得到全部区间中的轮廓位置。另外，标记生成部 14 根据各心时相中的轮廓的坐标信息，生成各心时相中的内膜标记和外

膜标记。运算部 20 的运动信息计算部 21 根据各心时相中的轮廓的坐标信息，求出各心时相中的运动信息。然后，显示控制部 7 使重新求出的标记重叠于各心时相中的断层像上而显示在显示部 81 中，而且使重新求出的壁运动信息显示在显示部 81 中。

图 5 示出再追踪处理的结果。如图 5 所示，显示控制部 7 使重新求出的内膜标记 130 和外膜标记 140 重叠于长轴像 100 上而显示在显示部 81 中。另外，显示控制部 7 使表示壁厚变化率的新的曲线 221 显示在显示部 81 中。由此，即使在时相 e' 以后（用箭头 221A 表示的部分），也通过 ST 处理准确地更新轮廓位置。另外，通过平滑化处理，即使在时相 e'（图中的 631.6（msec，毫秒））中，也平滑地连结波形。

另外，图 6 示出表示壁厚变化率的时间微分的曲线 231 ~ 236。曲线 231 是表示区域 A 中的壁厚变化率的时间微分的曲线。如曲线 231 所示，在时相 e'（用箭头 231A 表示的部分）中，在波形中未出现等级差别。从该现象也可知在时相 e' 中平滑地连结了轮廓位置。

在本第一实施方式中，假设在一个心跳周期内（从时相 T0 到时相 Tend）轮廓位置的追踪偏离的心时相仅为一个心时相（时相 T1）而进行了说明。即使在多个心时相中轮廓位置的追踪偏离的情况下，通过应用第一实施方式的处理，也可以修改轮廓位置的追踪。在再追踪处理之后进一步在经过时间的心时相 T1' 中轮廓位置的追踪偏离的情况下，从该心时相 T1' 起进行再追踪处理即可。通过直到心时相 Tend 反复该再追踪处理，即使在多个心时相中轮廓位置的追踪偏离那样的情况下，在一个心周期内的全部时相中，也得到更准确的追踪结果。

另外，用户接口（UI）8 构成为具备显示部 81 和操作部 82。显示部 81 由 CRT、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，触摸操作屏）等构成，通过操作者的操作而提供各种指示。另外，控制部 9 与超声波图像获取装置 1 的各部连接，控制各部的动

作。由用户接口 (UI) 8 和控制部 9 构成本发明的“关心区域设定部”的一个例子。

图像处理部 10 具备未图示的 CPU (Central Processing Unit, 中央处理单元)、ROM (Read Only Memory, 只读存储器)、RAM (Random Access Memory, 随机访问存储器) 以及 HDD (Hard Disk Drive, 硬盘驱动器) 等未图示的存储部。在存储部中, 存储有用于执行图像处理部 10 的功能的图像处理程序。在该图像处理程序中, 包括用于执行轮廓追踪部 11 的功能的轮廓追踪程序、用于执行再追踪部 12 的功能的再追踪程序、用于执行位置计算部 13 的功能的位置计算程序、以及用于执行标记生成部 14 的功能的标记生成程序。并且, CPU 通过执行轮廓追踪程序, 求出各心时相中的内膜的轮廓和外膜的轮廓。另外, CPU 执行再追踪程序, 从而求出任意的心时相以后的各心时相中的轮廓的位置。另外, CPU 执行位置计算程序, 从而求出全部时相中的轮廓的位置。另外, CPU 执行标记生成程序, 从而生成表示内膜的轮廓的内膜标记和表示外膜的轮廓的外膜标记。

另外, 运算部 20 具备未图示的 CPU 和 ROM、RAM 以及 HDD 等未图示的存储部。在存储部中, 存储有用于执行运算部 20 的功能的运算程序。在该运算程序中, 包括用于执行运动信息计算部 21 的功能的运动信息计算程序和用于执行颜色决定部 22 的功能的颜色决定程序。并且, CPU 执行运动信息计算程序, 从而求出各心时相中的壁运动信息。另外, CPU 执行颜色决定程序, 从而决定与壁运动信息的大小对应的颜色。

另外, 显示控制部 7 具备未图示的 CPU 和 ROM、RAM 以及 HDD 等未图示的存储部。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。并且, 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 中。

(超声波图像处理装置)

另外, 也可以由上述存储部 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。该超声

波图像处理装置从外部的超声波图像获取装置中获取所获取的在时间上连续的多个断层像数据（运动图像数据），根据这些多个断层像数据，追踪内膜以及外膜的轮廓位置而求出壁运动信息。

由超声波图像获取装置用超声波扫描心脏，从而针对每个心时相获取断层像数据。然后，超声波图像处理装置接收由超声波图像获取装置获取的多个断层像数据，将这些多个断层像数据存储到存储部 6 中。超声波图像处理装置的图像处理部 10 通过求出各心时相中的构成内膜（外膜）的二维轮廓的各点的位置，追踪内膜（外膜）的轮廓。而且，图像处理部 10 再次追踪给予了修改指示的心时相以后的各心时相中的内膜（外膜）的轮廓，求出全部区间中的轮廓位置。然后，超声波图像处理装置的运算部 20 根据由图像处理部 10 追踪的构成内膜（外膜）的二维轮廓的各点的位置，求出各心时相中的壁运动信息。而且，运算部 20 决定与壁运动信息的大小对应的颜色。

如上所述，对于超声波图像处理装置，也与上述的超声波图像获取装置 1 同样地，可以通过简便的操作修改轮廓位置的追踪的偏差，在全部区间中求出更准确的轮廓位置。

（第二实施方式）

接下来，对本发明的第二实施方式的超声波图像获取装置进行说明。在上述第一实施方式中，对在一个心跳内实施一次 ST 处理，而在某时相（时相 T1）中轮廓位置的追踪偏离的情况进行了说明。在第二实施方式中，对在多个心跳内进行 ST 处理的情况进行说明。第二实施方式的超声波图像获取装置的结构与第一实施方式的超声波图像获取装置 1 相同，所以对第二实施方式的超声波图像获取装置的动作进行说明。

（步骤 S01）

首先，操作者使用操作部 82，指定多个心跳（从时相 T0 到时相 Tend）。在指定了多个心跳时，从用户接口（UI）8 向图像处理部 10 和显示控制部 7 输出表示从时相 T0 到时相 Tend 的信息。

（步骤 S02）

然后，操作者使用操作部 82，在某心跳中的初始时相中指定初始轮廓的位置。具体而言，显示控制部 7 从存储部 6 读入某心跳的初始时相中的断层像数据，使基于该断层像数据的断层像显示在显示部 81 中。例如，在操作者使用操作部 82，将最初的心跳中的时相 T0 指定为初始时相的情况下，显示控制部 7 使最初的心跳的时相 T0 中的断层像显示在显示部 81 中。然后，操作者使用操作部 82，在断层像上指定内膜的初始轮廓的位置和外膜的初始轮廓的位置。

(步骤 S03)

轮廓追踪部 11 根据由操作者指定的初始轮廓的位置，将在多个心跳内（从时相 T0 到时相 Tend 的期间）获取的断层像数据作为对象而进行 ST 处理，从而求出从时相 T0 到时相 Tend 的期间的各心时相中的内膜的轮廓位置和外膜的轮廓位置。

然后，显示控制部 7 使内膜标记和外膜标记重叠于各心时相中的断层像上，按照心时相的顺序显示在显示部 81 中。与第一实施方式同样地，操作者对各心时相中的断层像中表现的内膜的轮廓与内膜的标记的位置进行比较，判断有无轮廓位置的修改。对于外膜，操作者也对各心时相中的断层像中表现的外膜的轮廓与外膜标记的位置进行比较，判断有无轮廓位置的修改。

(步骤 S04)

然后，与第一实施方式同样地，在时相 T1 中基于 ST 处理的轮廓位置从追踪偏离的情况下，修改从追踪偏离的时相 T1 中的轮廓位置。

(步骤 S05)

再追踪部 12 将修改后的轮廓位置作为初始轮廓，将从追踪偏离的时相 T1 到最后的时相 Tend 获取的各心时相中的断层像数据作为对象而进行 ST 处理，从而求出从时相 T1 到时相 Tend 的各心时相中的轮廓位置 P1。

(步骤 S06)

然后，位置计算部 13 通过在时相 T1 中连接从时相 T0 到时相

T1 的期间中的各心时相的轮廓位置 P0 与从时相 T1 到时相 Tend 的期间中的各心时相的轮廓位置 P1, 求出全部区间中的轮廓位置。而且, 位置计算部 13 通过在时相 T1 中在时间方向上对轮廓位置 P0 与轮廓位置 P1 进行平滑化, 从而平滑地连结轮廓位置 P0 与轮廓位置 P1。

根据该第二实施方式的动作, 虽然追踪不会在某一个心跳内偏离, 但在多个心跳内进行追踪的情况下, 微小的追踪位置误差被积累, 而在其它心跳内的某心时相中追踪位置较大地偏离的情况下, 将追踪位置偏离的时相作为时相 T1 而进行再追踪处理, 从而可以简便地得到更准确的追踪结果。

另外, 在将多个心跳作为对象而进行 ST 处理的情况下, 即使在多个心时相、例如在每个心跳中的时相 e' 中追踪偏离的情况下, 也与第一实施方式的处理同样地, 在追踪偏离的时相 e' 中逐次进行再追踪处理, 从而可以在作为对象的多个心跳中的全部心时相中, 得到更准确的追踪结果。

(第三实施方式)

接下来, 参照图 7 至图 10 对本发明的第三实施方式的超声波图像获取装置进行说明。图 7 至图 10 是用于说明第三实施方式的超声波图像获取装置的处理的示意图。在上述第一实施方式和第二实施方式中, 在未特别限定应用再追踪处理的轮廓的部位的情况下进行了说明。在第三实施方式中, 仅将施加了修改后的部分作为对象而实施再追踪处理。由此, 可以削减再追踪处理中所需的时间。另外, 第三实施方式的超声波图像获取装置的结构与第一实施方式的超声波图像获取装置 1 相同, 所以对第三实施方式的超声波图像获取装置的动作进行说明。另外, 在图 7 至图 10 中, 示意性地示出整体的轮廓 300。另外, 在图 7 至图 10 中, 示意性地示出整体的轮廓位置与施加了修改的部分的位置的关系。在示出该关系的图中, 横轴表示时间, 纵轴表示轮廓的位置。

(从步骤 S01 至步骤 S03)

与上述第一实施方式或第二实施方式同样地, 操作者使用操作部

82, 指定从时相 T0 到时相 Tend (步骤 S01)。然后, 操作者使用操作部 82, 在初始时相中指定初始轮廓的位置。例如, 操作者使用操作部 82, 在时相 T0 中的断层像上, 指定内膜的初始轮廓的位置和外膜的初始轮廓的位置 (步骤 S02)。轮廓追踪部 11 根据由操作者指定的初始轮廓的位置, 将在从时相 T0 到时相 Tend 的期间获取的断层像数据作为对象而进行 ST 处理, 从而求出从时相 T0 到时相 Tend 的期间的各心时相中的内膜的轮廓位置和外膜的轮廓位置 (步骤 S03)。

(步骤 S04)

然后, 显示控制部 7 使内膜标记和外膜标记重叠于各心时相中的断层像上, 按照心时相的顺序显示在显示部 81 中。在时相 T1 中基于 ST 处理的轮廓位置从追踪偏离的情况下, 在时相 T1 中修改基于 ST 处理的轮廓位置。例如, 如图 7 所示, 修改整体的轮廓 300 中的作为一部分区域的部分轮廓 (部分 (partial))。在这样由操作者修改了轮廓整体的一部分区域时, 从用户接口 (UI) 8 经由控制部 9 向图像处理部 10 输出表示修改后的部分轮廓的位置的位置信息。

(步骤 S05)

再追踪部 12 将部分地修改后的部分轮廓作为初始轮廓, 将在从时相 T1 到最后的时相 Tend 的期间获取的断层像数据作为对象而进行 ST 处理, 从而求出从时相 T1 到时相 Tend 的各心时相中的部分轮廓的位置。例如如图 7 所示, 再追踪部 12 仅将包括在时相 T1 中修改后的轮廓和其附近区域的部分轮廓位置 (P (T1)、部分) 作为对象, 将在时相 T1 中的部分轮廓位置 (P (T1)、部分) 作为初始轮廓, 在从时相 T1 到最后的时相 Tend, 通过 ST 处理追踪该初始轮廓。由此, 从时相 T1 到时相 Tend 的各心时相中的部分轮廓位置 (P1、部分) 被更新。

另一方面, 在由操作者给予了再追踪的指示时, 从轮廓追踪部 11 向位置计算部 13 输出从时相 T0 到时相 T1 的表示轮廓整体的位置的整体轮廓位置 (P0、整体 (total)) 的信息、和从时相 T1 到时相 Tend 的表示轮廓整体的位置的整体轮廓位置 (P1pre、整体) 的信息。

然后，位置计算部 13 保持从时相 T0 到时相 T1 的表示轮廓整体的位置的整体轮廓位置 (P0、整体) 和从时相 T1 到时相 Tend 的表示轮廓整体的位置的整体轮廓位置 (P1pre、整体)。

然后，如图 8 所示，位置计算部 13 通过仅更新所保持的整体轮廓位置 (P1pre、整体) 中的部分轮廓位置 (P1、部分) 的部分，求出再追踪后的表示轮廓整体的位置的整体轮廓位置 (P1、整体)。

(步骤 S06)

另外，如图 9 所示，位置计算部 13 通过在时相 T1 中，在轮廓整体的轮廓位置与修改部位附近的边界部分进行空间上的平滑化，在空间上平滑地连结整体轮廓位置 (P1pre、整体) 与部分轮廓位置 (P1、部分') (图 9 中的“空间平滑 (spatial smooth)”)。

(步骤 S07)

而且，如图 10 所示，位置计算部 13 通过在时相 T1 中，在时间方向上进行平滑化，平滑地连结从时相 T0 到时相 T1 的部分轮廓位置 (P0、部分') 与部分轮廓位置 (P1、部分')。优选在作为平滑化的对象的部分轮廓位置，考虑基于步骤 S06 的空间上的平滑化的扩展，使用与步骤 S05 中的部分轮廓位置相比扩大的部分轮廓位置 (部分')。

在基于 ST 处理的追踪处理中，为了推测移动矢量需要较长的计算时间。另一方面，与 ST 处理相比，可以相对高速地执行时间方向上的平滑化处理和空间上的平滑化处理。因此，如第三实施方式那样，无需再追踪轮廓整体，而仅再追踪施加了修改的部分，之后，进行平滑化处理，从而可以实现再追踪处理的高速化。

另外，优选如步骤 S06 那样，进行基于位置计算部 13 的空间上的平滑化处理。在 ST 处理中，一般考虑生物体的空间上的连续性，来进行空间方向的平滑化处理，以去除空间上过于陡峭的轮廓位置的变化。因此，轮廓整体的各部位中的轮廓位置的变化通过 ST 处理而比较平滑。另外，部分轮廓内的轮廓位置的变化通过 ST 处理而也比较平滑。但是，在从轮廓整体通过修改被切出的部分轮廓中，在其边界产生轮廓位置的间隔。因此，为了减小该空间上的间隔，优选在连

接轮廓整体与部分轮廓的部分，在空间方向上进行平滑化处理。

（第四实施方式）

接下来，参照图 11 对本发明的第四实施方式的超声波图像获取装置进行说明。图 11 是示出用于说明第四实施方式的超声波图像获取装置的处理的图像的图。在上述实施方式中，将表示心脏的二维运动图像数据作为对象，但本发明的超声波图像获取装置还可以将三维地得到的体（volume）运动图像数据作为对象。即，第四实施方式的超声波图像获取装置根据作为三维图像的体数据，追踪内膜的三维轮廓与外膜的三维轮廓，求出壁运动信息。第四实施方式的超声波图像获取装置的结构与第一实施方式的超声波图像获取装置 1 相同，所以对第四实施方式的超声波图像获取装置的动作进行说明。

第四实施方式的再追踪处理与第一实施方式的追踪处理相同，但由于对象是三维图像数据，所以图像的显示方法复杂。以下，对第四实施方式的处理的具体例进行说明。

在第四实施方式中，通过利用超声波探测器 2 和发送接收部 3 进行体扫描，针对每个心时相获取体数据。然后，图像生成部 5 通过对体数据实施 MPR 处理，生成任意的断面中的 MPR 图像数据。例如，图像生成部 5 通过对体数据实施 MPR 处理，针对各个断面中的每一个求出多个不同的断面中的 MPR 图像数据。然后，在 MPR 图像上，判断轮廓位置的追踪偏差的程度，并且进行轮廓位置的修改。

例如如图 11 所示，图像生成部 5 生成沿着心脏的长轴方向的长轴断面 A 中的长轴像 400（心尖四腔像（Apical 4 Chamber view））和与长轴断面 A 正交的长轴断面 B 中的长轴像 410。而且，图像生成部 5 生成沿着与长轴方向正交的方向（短轴方向）的短轴断面（C 面）中的 MPR 图像数据（短轴像数据）。例如如图 11 所示，图像生成部 5 生成长轴方向的规定深度的面 C1（心尖（apical））中的短轴像 420。同样地，图像生成部 5 生成规定深度的面 C2（（中间）middle）中的短轴像 430，生成规定深度的面 C3（（底部）basal）中的短轴像 440。由图像生成部 5 生成的 MPR 图像数据被存储到存储部 6 中。另

外,对于面 C1、面 C2 以及面 C3,既可以预先设定到图像生成部 5 中,也可以由操作者使用操作部 82 来指定面。

操作者参照显示在显示部 81 中的长轴像 400 和长轴像 410,使用操作部 82,在长轴像 400 和长轴像 410 中,指定内膜的初始轮廓和外膜的初始轮廓。在这样由操作者指定了初始轮廓时,从用户接口 (UI) 8 向图像处理部 10 输出长轴断面 A 中的内膜的初始轮廓的坐标信息和外膜的初始轮廓的坐标信息。同样地,从用户接口 (UI) 8 向图像处理部 10 输出长轴断面 B 中的内膜的初始轮廓的坐标信息和外膜的初始轮廓的坐标信息。

轮廓追踪部 11 通过根据长轴断面 A 中的内膜的初始轮廓的坐标信息和长轴断面 B 中的内膜的初始轮廓的坐标信息,在圆周方向上在空间上对内膜的轮廓进行内插,从而求出内膜的三维初始轮廓的位置。同样地,轮廓追踪部 11 通过根据长轴断面 A 中的外膜的初始轮廓的坐标信息和长轴断面 B 中的外膜的初始轮廓的坐标信息,在圆周方向上在空间上对外膜的轮廓进行内插,从而求出外膜的三维初始轮廓的位置。

然后,轮廓追踪部 11 将内膜的三维初始轮廓作为追踪对象,使用 ST 法,对在各心时相获取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 11 将外膜的三维初始轮廓作为追踪对象,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。这样,轮廓追踪部 11 追踪内膜的三维轮廓和外膜的三维轮廓。

运算部 20 的运动信息计算部 21 与第一实施方式同样地,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,求出各心时相中的壁运动信息。作为一个例子,运动信息计算部 21 求出长轴断面 A 中的壁运动信息、长轴断面 B 中的壁运动信息、面 C1 中的壁运动信息、面 C2 中的壁运动信息、以及面 C3 中的壁运动信息。

另外,标记生成部 14 生成各心时相中的表示内膜的轮廓的内膜

标记和表示外膜的轮廓的外膜标记。作为一个例子，标记生成部 14 生成长轴断面 A、长轴断面 B、面 C1、面 C2 以及面 C3 各自中的表示内膜的内膜标记和表示外膜的外膜标记。

然后，显示控制部 7 使各心时相中的 MPR 图像按照每个时相显示在显示部 81 中。另外，显示控制部 7 使各心时相中的内膜标记和外膜标记重叠于各心时相中的 MPR 图像上，依次显示在显示部 81 中。

例如如图 11 所示，显示控制部 7 使各心时相中的长轴像 400、长轴像 410、短轴像 420、短轴像 430 以及短轴像 440 按照每个心时相显示在显示部 81 中。而且，显示控制部 7 使各心时相中的内膜标记 401 和外膜标记 402 重叠于长轴像 400 上而显示在显示部 81 中。同样地，显示控制部 7 使各心时相中的内膜标记 411 和外膜标记 412 重叠于长轴像 410 上而显示在显示部 81 中。另外，显示控制部 7 使各心时相中的内膜标记 421 和外膜标记 422 重叠于短轴像 420 上而显示在显示部 81 中。另外，显示控制部 7 使各心时相中的内膜标记 431 和外膜标记 432 重叠于短轴像 430 上而显示在显示部 81 中。而且，显示控制部 7 使各心时相中的内膜标记 442 和外膜标记 443 重叠于短轴像 440 上而显示在显示部 81 中。

而且，显示控制部 7 与上述第一实施方式同样地，对内膜与外膜之间的区域分配与由运算部 20 求出的壁运动信息的大小对应的颜色，重叠于各 MPR 图像上而显示在显示部 81 中。

例如在时相 e'（时相 T1）中，基于 ST 处理的轮廓位置从追踪偏离的情况下，在时相 T1 中进行基于 ST 处理的轮廓位置的修改。具体而言，操作者对时相 T1 中的 MPR 图像中显示的轮廓与基于 ST 处理的轮廓进行比较，修改基于 ST 处理的轮廓位置。此时，操作者使用操作部 82，在显示于显示部 81 中的 MPR 图像内，修改相应的轮廓的部位。

然后，再追踪部 12 与第一实施方式同样地，将修改后的轮廓位置作为初始轮廓，将在从时相 T1 到最后的时相 Tend 的期间获取的各体数据作为对象而进行 ST 处理，从而求出从时相 T1 到时相 Tend 的

各心时相中的轮廓位置。然后，位置计算部 13 通过在时相 T1 中连接从时相 T0 到时相 T1 的期间中的各心时相的轮廓位置与从时相 T1 到时相 Tend 的期间中的各心时相的轮廓位置，求出全部时相中的轮廓位置。由此，修改三维轮廓位置而进行追踪。

另外，在第四实施方式中，也可以应用第二实施方式的处理、第三实施方式的处理。

另外，在上述第一实施方式至第四实施方式中，作为对象的脏器不限于心脏，也可以将与心周期同步地反复进行扩张和收缩的颈动脉等动脉血管作为对象。

现有技术

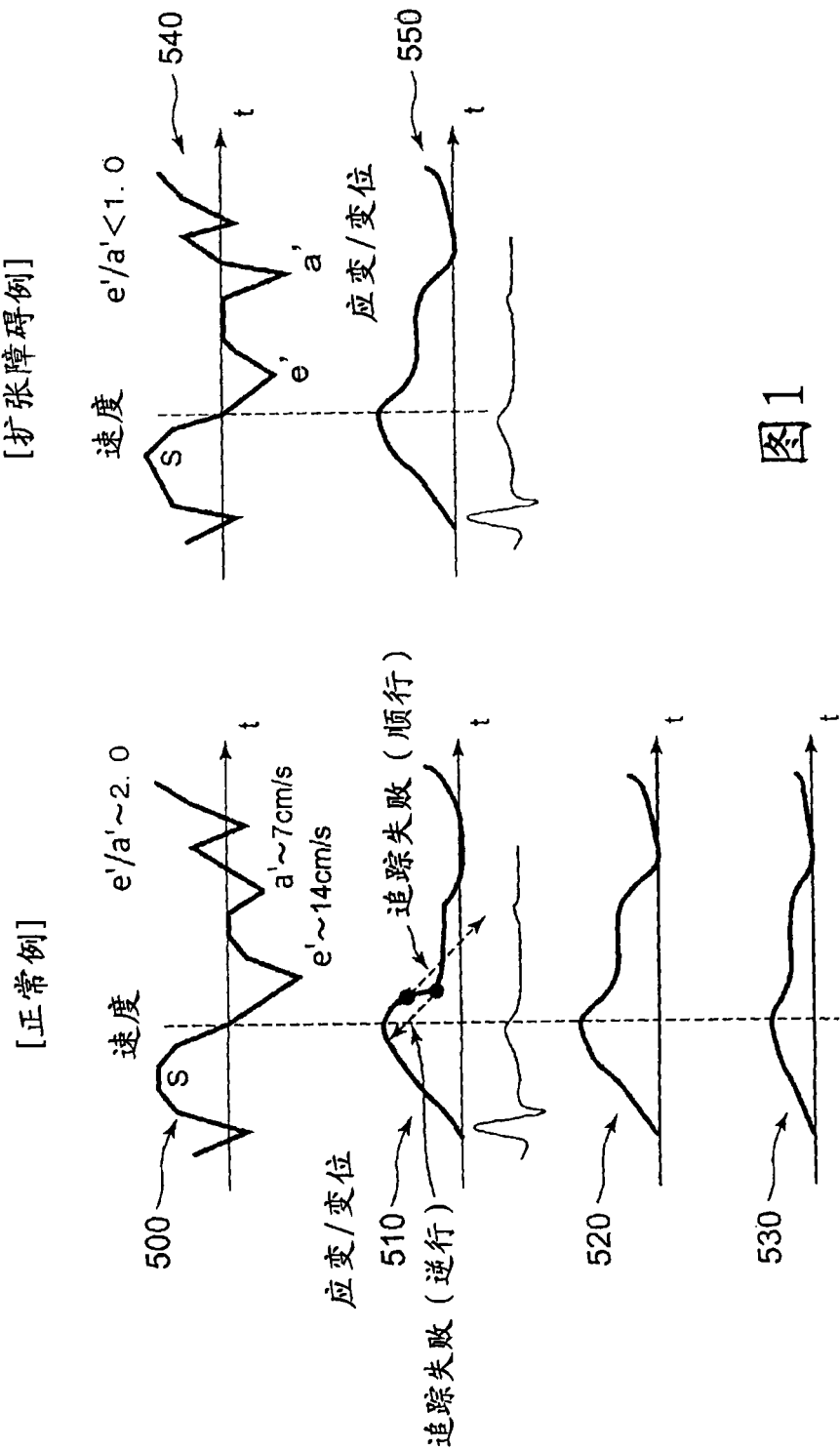
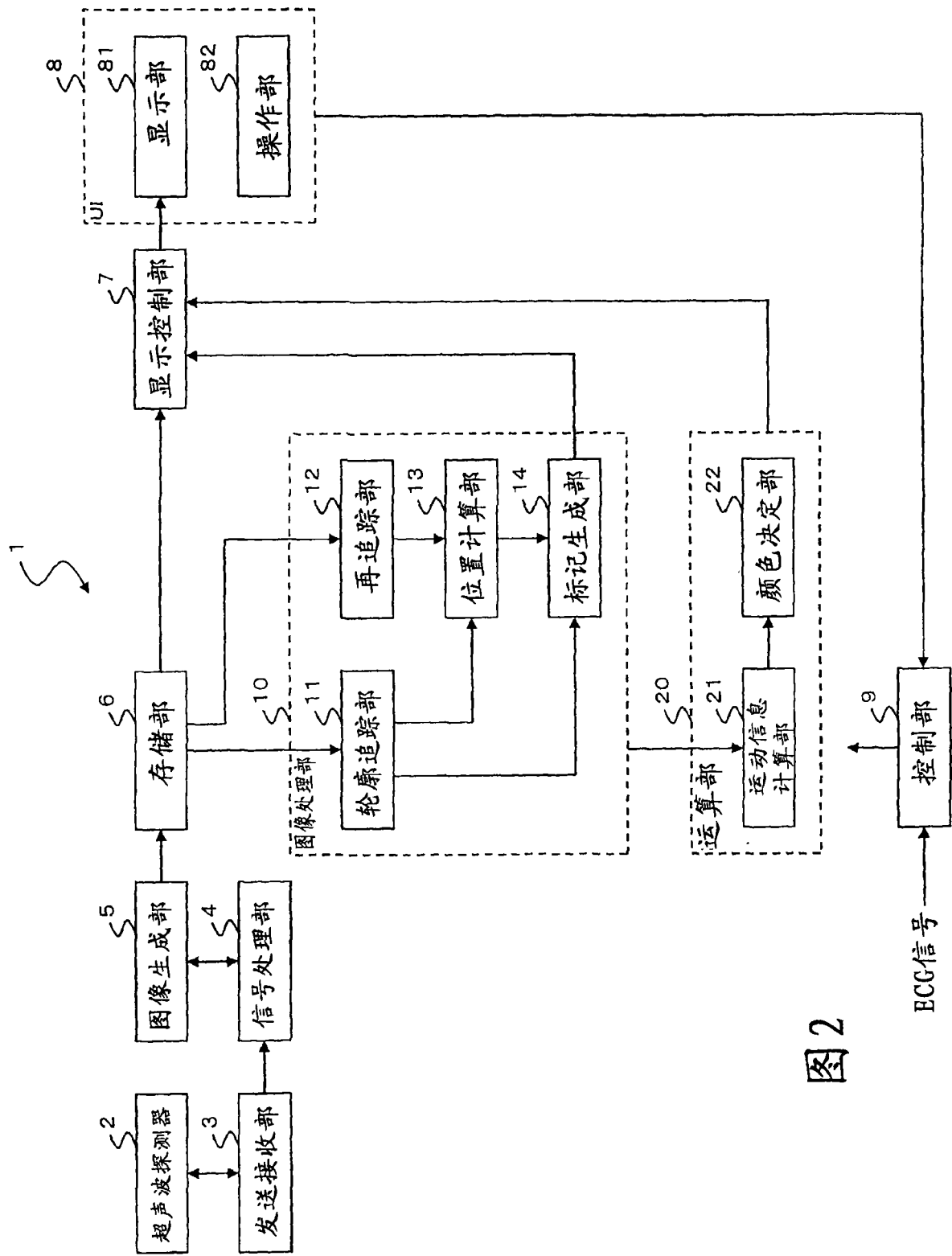
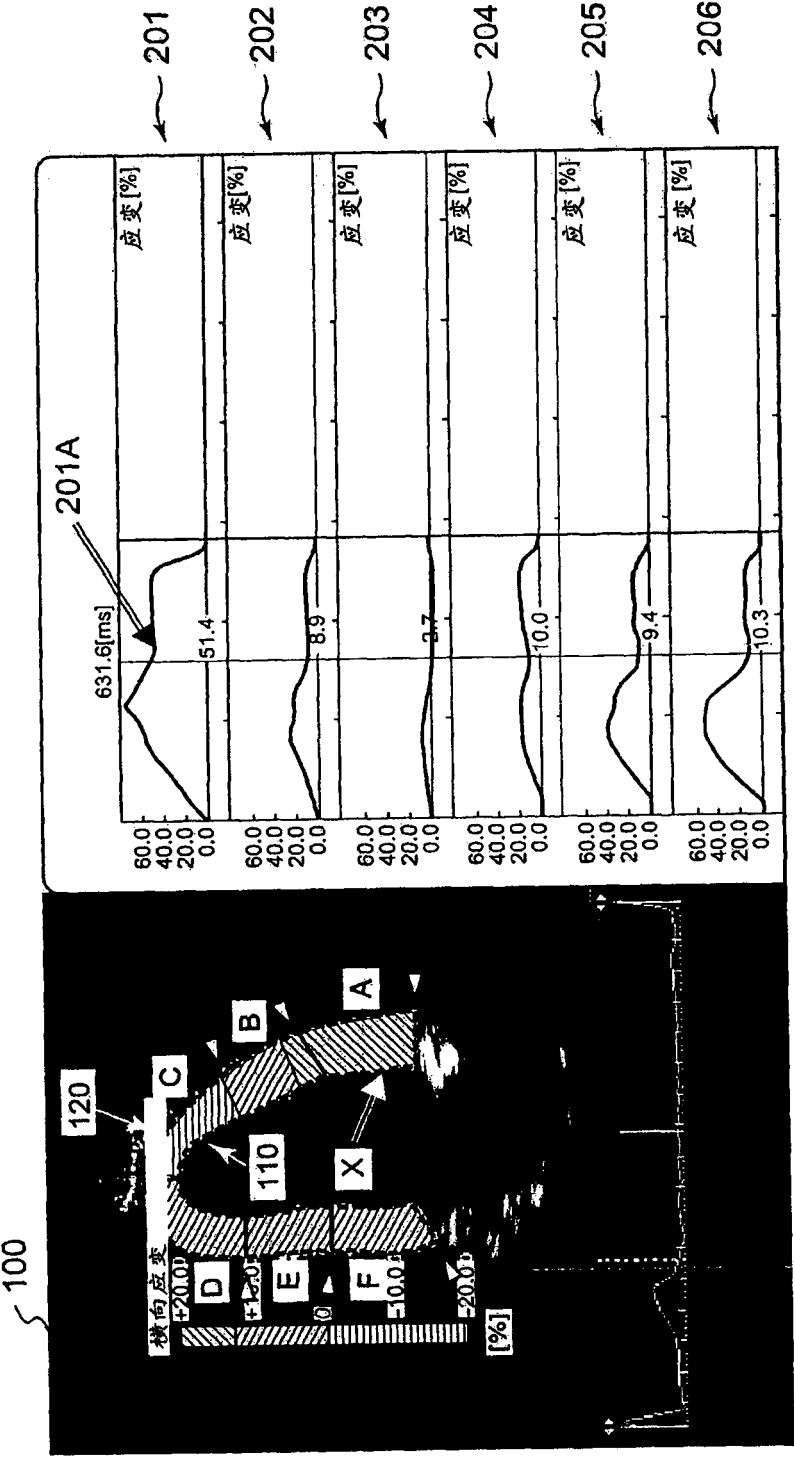


图1





时相e'

图3

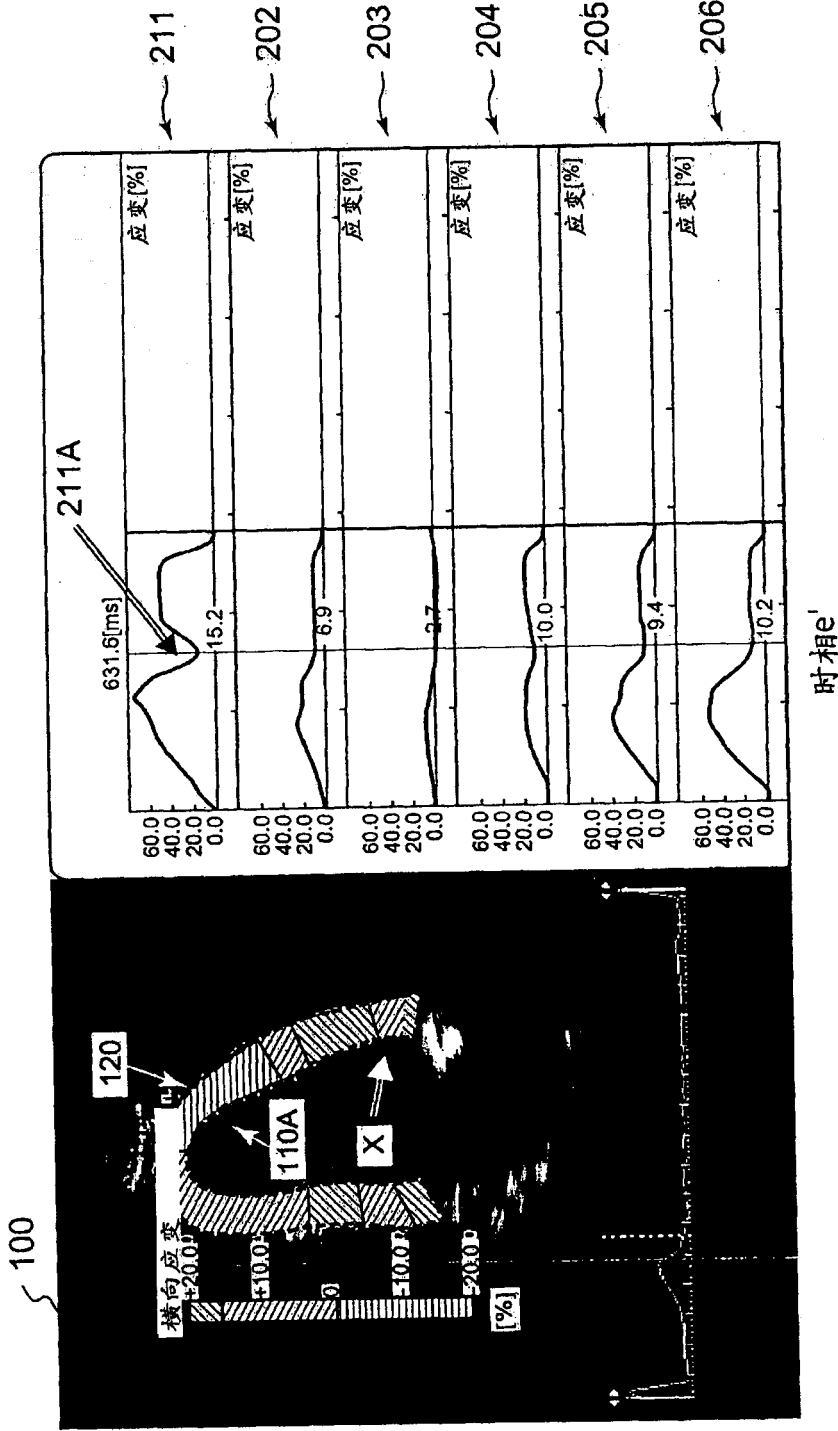


图4

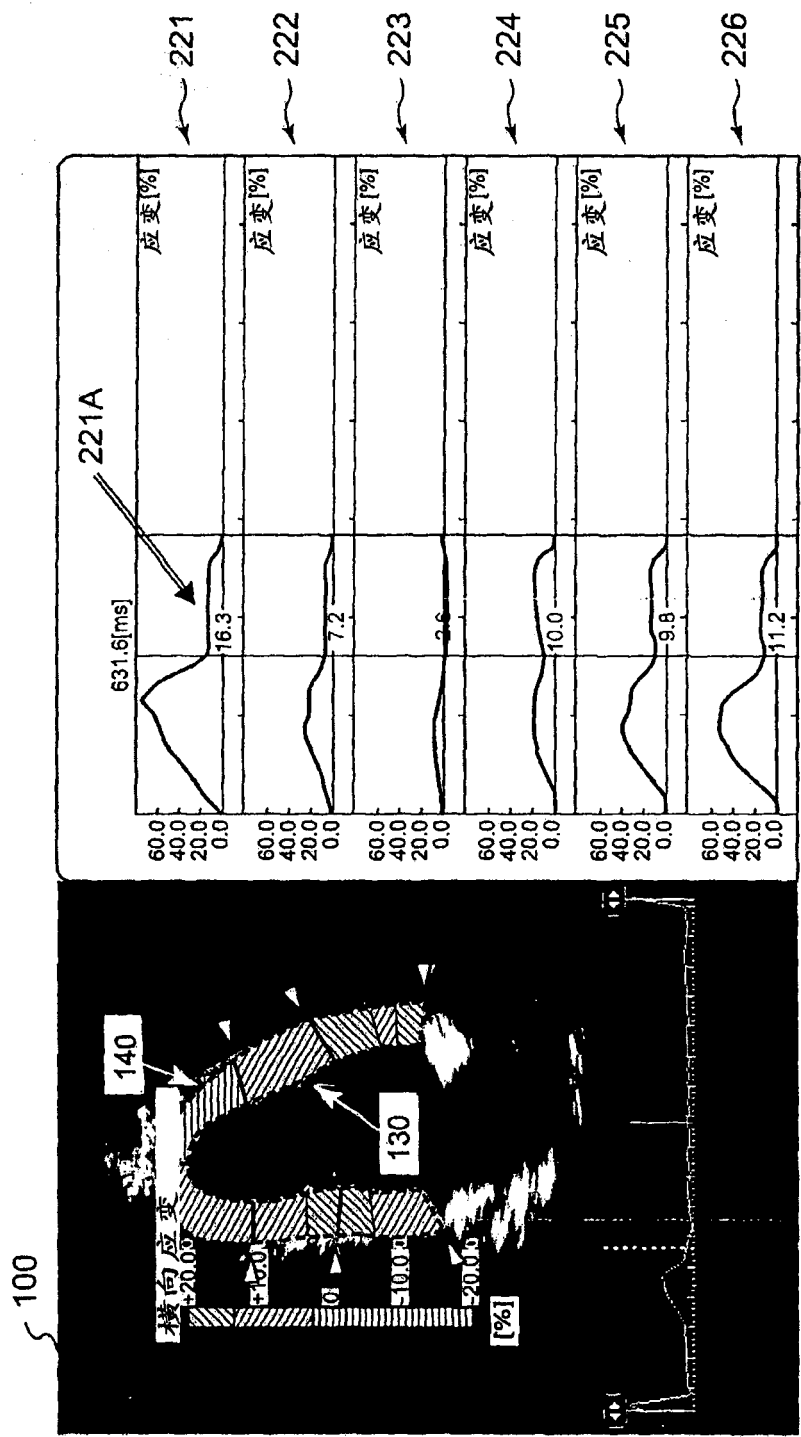


图 5

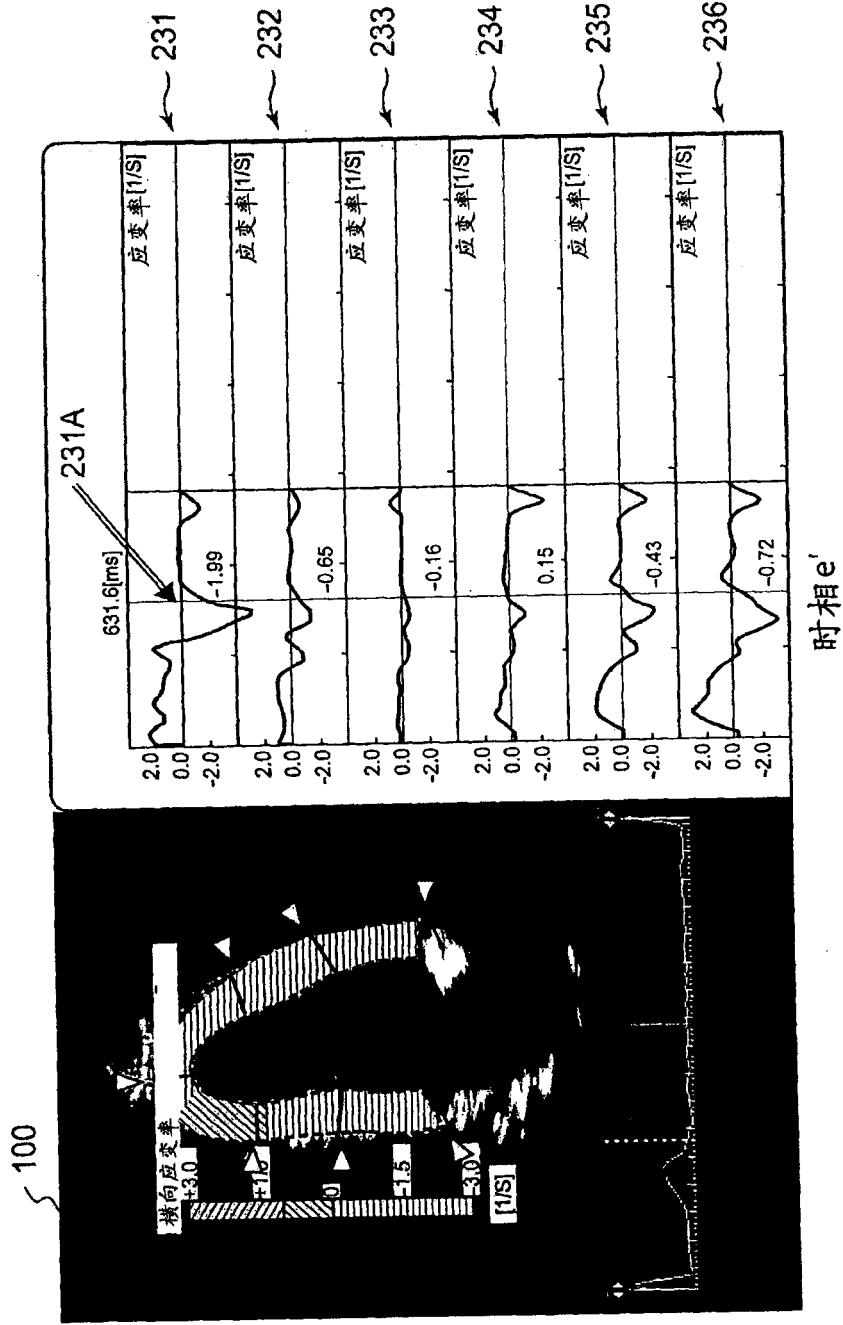


图6

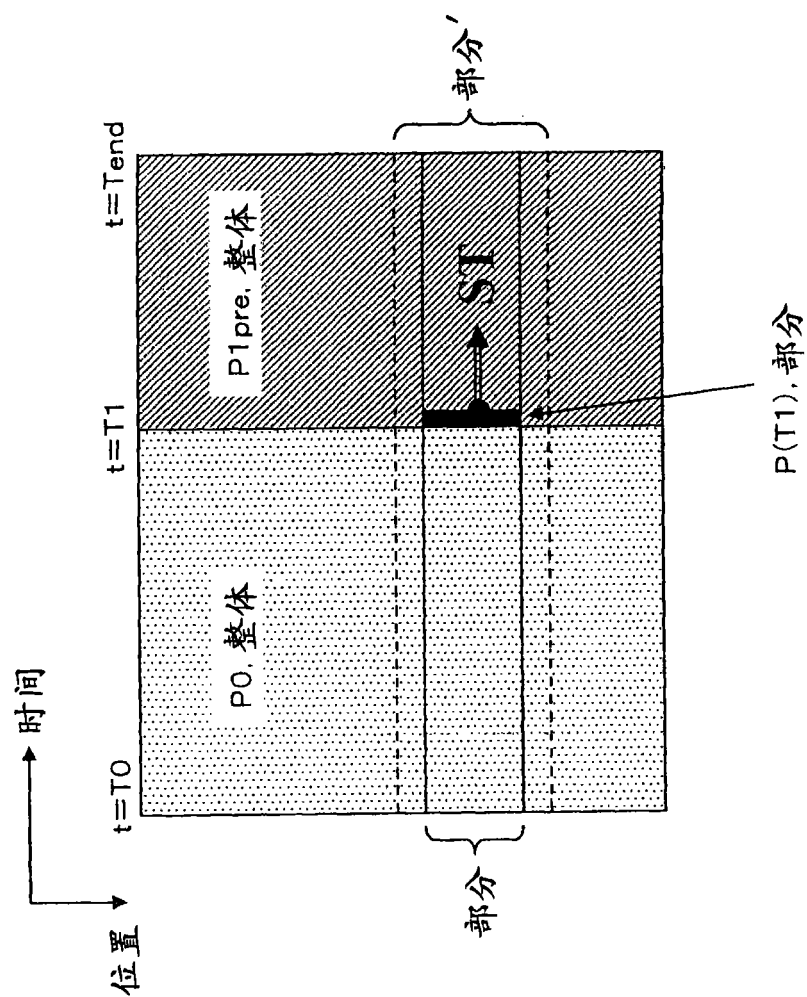
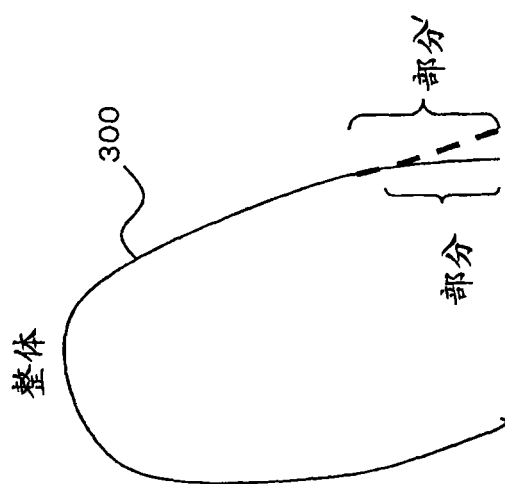
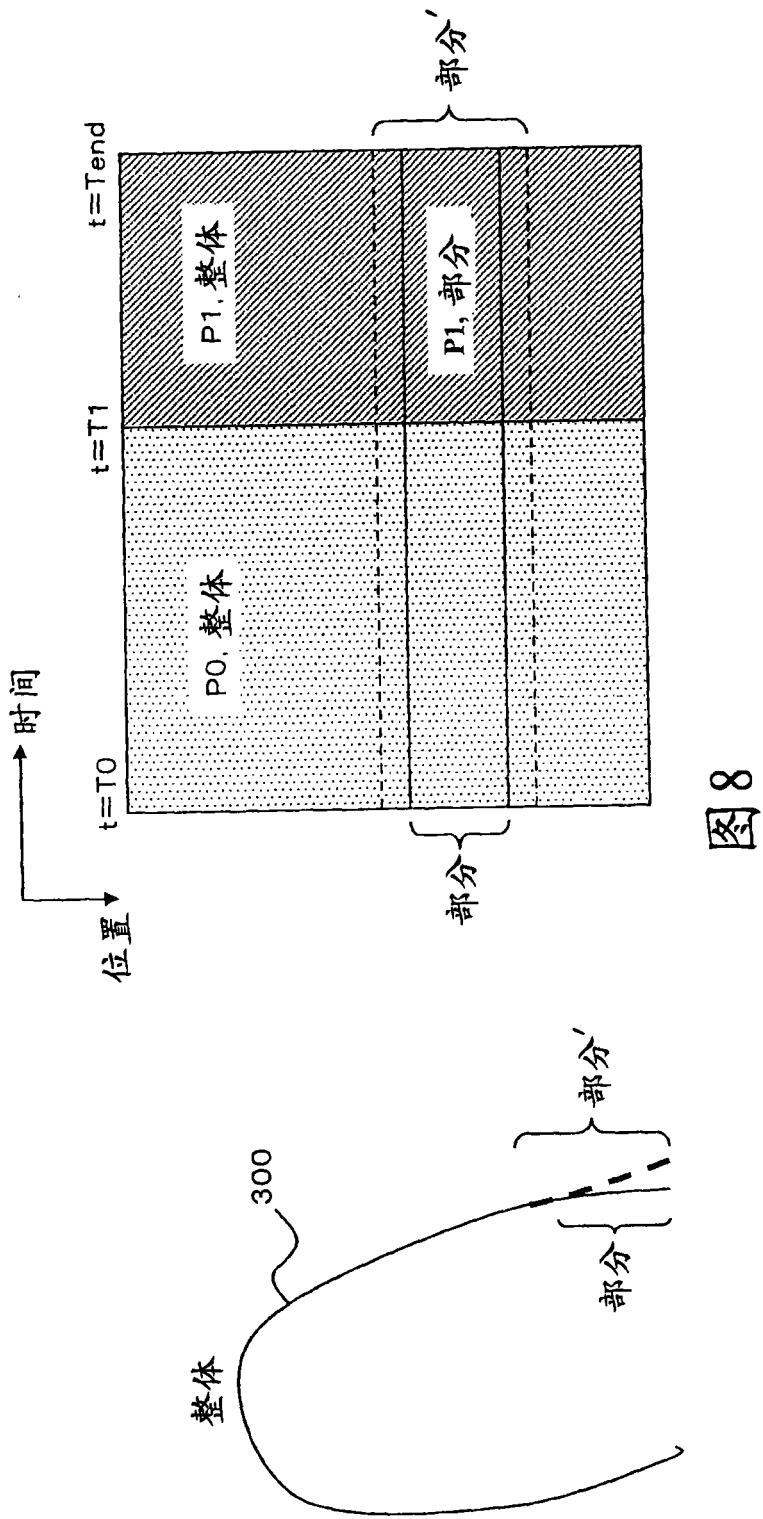


图7





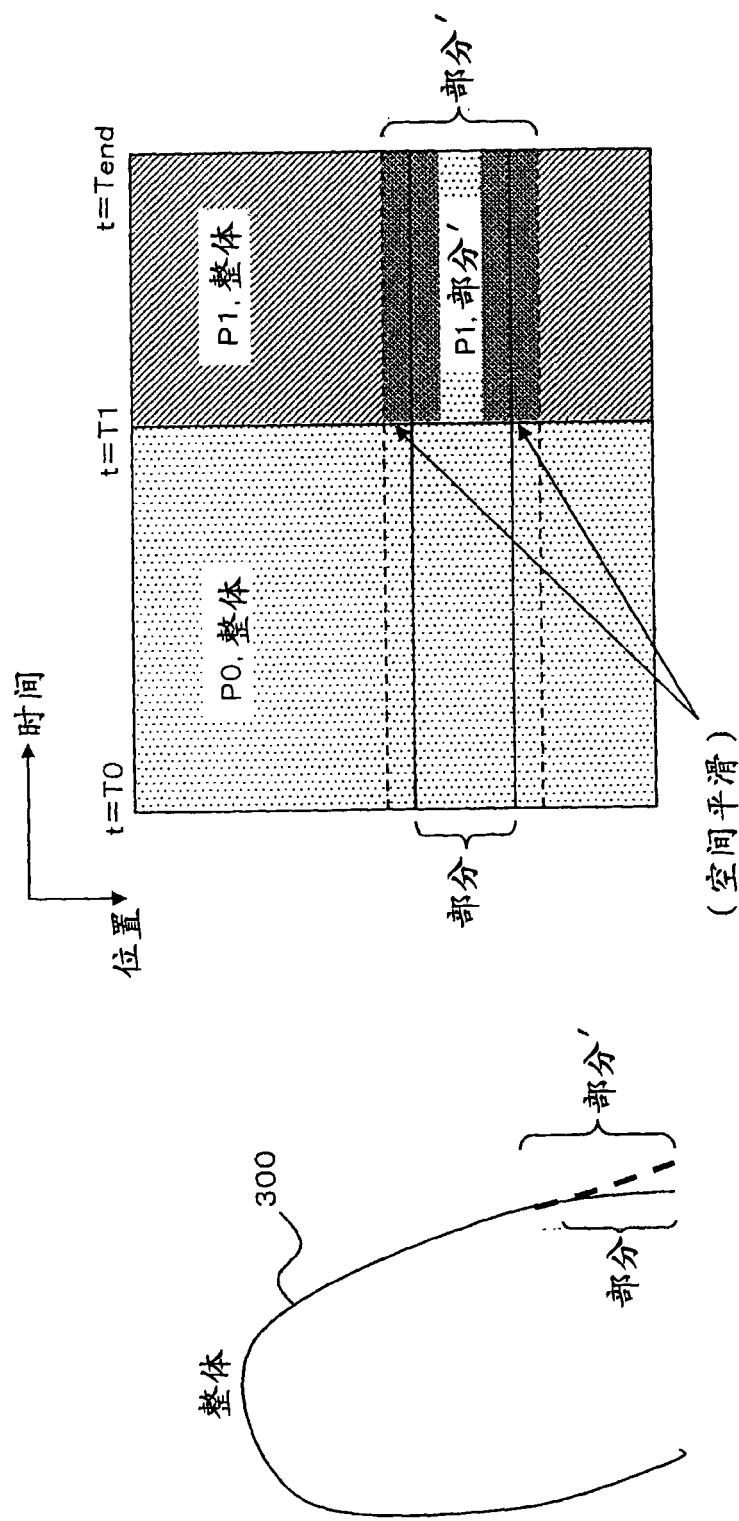


图9

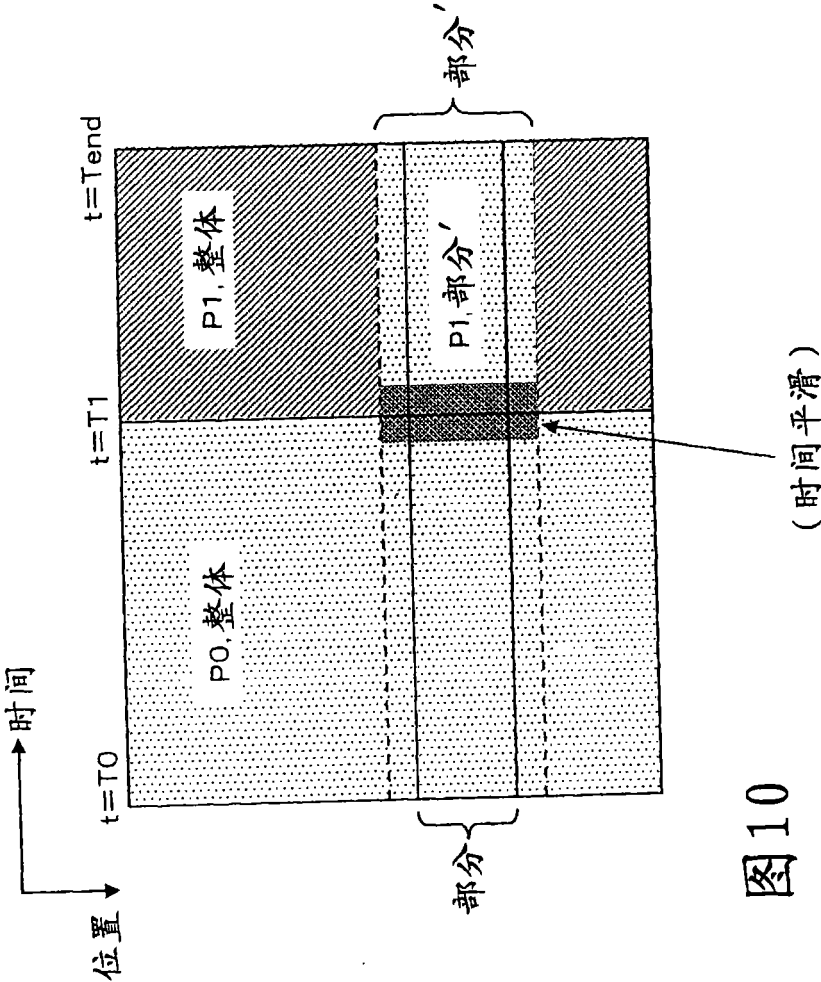
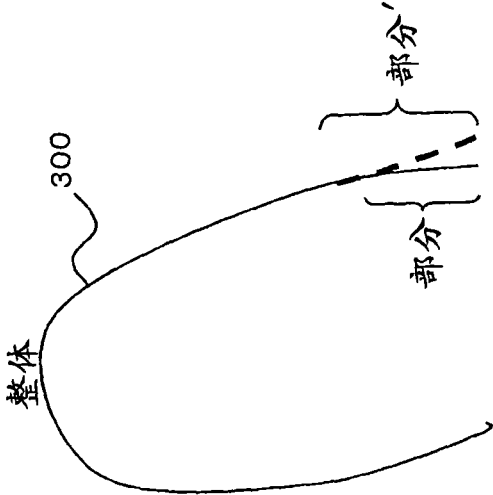


图10



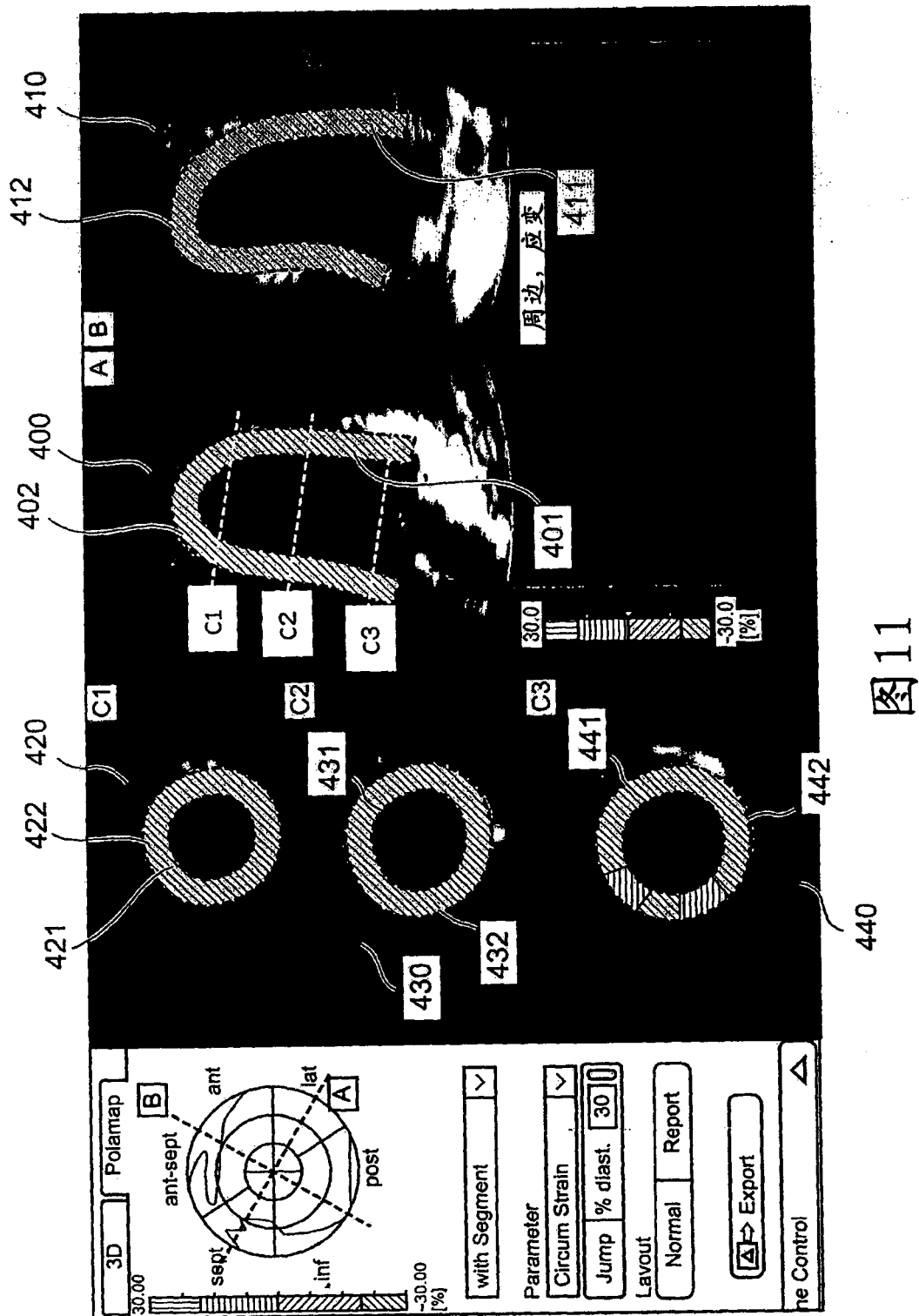


图 11

专利名称(译)	超声波图像获取装置		
公开(公告)号	CN101564306A	公开(公告)日	2009-10-28
申请号	CN200910134585.5	申请日	2009-04-23
[标]申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社 关西电力株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社 关西电力株式会社		
[标]发明人	阿部康彦 川岸哲也 石井克尚		
发明人	阿部康彦 川岸哲也 石井克尚		
IPC分类号	A61B8/08 G06T7/20		
CPC分类号	G06T7/204 A61B8/5284 A61B8/0883 A61B8/13 A61B8/463 G06T2207/10132 A61B8/483 A61B8/469 A61B8/0891 G06T2207/30048 G01S7/52071 G01S7/52042 G06T7/248		
代理人(译)	曲瑞		
优先权	2008114854 2008-04-25 JP		
其他公开文献	CN101564306B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波图像获取装置。轮廓追踪部在第一时相以外的时相中，根据在各时相获取的图像数据，追踪关心区域的位置。再追踪部在任意的第二时相中接收关心区域的位置的修改，根据在第二时相以后获取的图像数据，求出第二时相以后的时相中的修改后的关心区域的位置。位置计算部根据第二时相以前的关心区域的位置信息、和由再追踪部求出的第二时相以后的关心区域的位置信息，求出全部时相中的关心区域的位置信息。运算部根据该关心区域的位置信息，求出包含在关心区域中的组织的运动信息。

