



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200610141427.9

[43] 公开日 2007 年 7 月 4 日

[11] 公开号 CN 1989910A

[22] 申请日 2006.9.29

[21] 申请号 200610141427.9

[30] 优先权

[32] 2005.12.27 [33] JP [31] 2005-376261

[71] 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

共同申请人 东芝医疗系统株式会社

[72] 发明人 阿部康彦 川岸哲也

[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

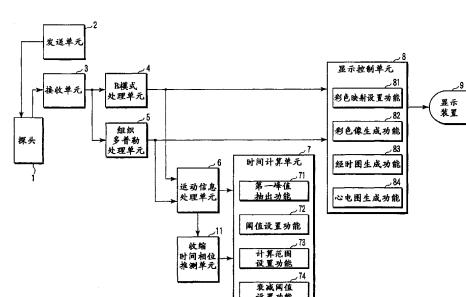
权利要求书 4 页 说明书 18 页 附图 10 页

[54] 发明名称

超声波图像处理装置以及超声波图像处理装置的控制程序

[57] 摘要

本发明的超声波图像处理装置取得通过超声波的收发得到的被检体中的多个位置上的组织的运动信息，例如与上述被检体中的组织的变形有关的定量值、或与上述被检体中的位移有关的定量值。根据该组织的运动信息，计算被检体的规定的运动定时，生成用于表示被检体中的多个位置上的组织的运动定时的第一图像。



1、一种超声波图像处理装置，其特征在于包括：

运动信息计算单元，取得通过超声波的收发得到的被检体中的多个位置上的组织的运动信息；

时间计算单元，根据上述组织的运动信息取得上述被检体的规定的运动定时；

显示控制单元，生成用于表示与上述规定的运动定时有关的信息的第一图像。

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：上述组织的运动信息是与不同的多个时刻的上述组织的运动有关的定量值。

3、根据权利要求 2 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：上述运动信息是与上述被检体中的组织的变形有关的定量值、或与上述被检体中的位移有关的定量值。

4、根据权利要求 2 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：

作为上述组织的运动信息，上述运动信息计算单元根据基于从上述被检体反射的超声波的接收数据，取得上述多个位置上的组织的速度，

上述时间计算单元通过包含上述多个位置上的组织的速度的时间积分的处理，求出上述规定的运动定时。

5、根据权利要求 2 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：

上述时间计算单元检测规定的时间范围中的上述运动信息的经时变化的极点、达到规定阈值的点以及重心的至少一种作为特征点，并取得从任意的时刻至到达上述特征点的时间作为上述运动定时。

6、根据权利要求 2 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：

上述时间计算单元抽出在规定的时间范围中的上述组织的运动信息的经时变化的最初的极点，检测从任意的时刻至到达上述最初的极值的时间作为上述运动定时。

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：

上述时间计算单元通过从上述规定的时间范围中的旧的时刻至新的时刻顺序搜索上述运动信息的极点，而抽出上述最初极值的候选，把将抽出了上述最初极值的候选的时刻的运动信息的值乘以了不足 1 的数值后的值设置为衰减阈值，

在上述规定的时间范围内，即在比上述最初极值的候选还新的时间范围内，当上述组织的运动信息的值小于衰减值的情况下，抽出上述最初极值的候选作为上述最初的极点。

8、根据权利要求 2 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：

进一步具备用于设置希望的阈值的阈值设置单元，其中

上述时间计算单元使用具有比已设置的上述规定的阈值还大的值的上述组织的运动信息，检测上述运动定时。

9、根据权利要求 8 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：上述阈值设置单元根据来自操作者的输入变更上述阈值。

10、根据权利要求 2 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：上述显示控制单元生成表示上述运动定时的 2 维分布或者 3 维分布的图像。

11、根据权利要求 10 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：上述显示控制单元生成把与上述运动定时间相位对应的色彩重叠在 B 模式图像上的对应的位置上的图像。

12、根据权利要求 2 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：

上述显示控制单元生成第二图像，该第二图像包含多个位置上的上述组织的运动信息中的至少 1 个位置上的运动信息的经时变化曲线、设置在该经时变化变化曲线上的上述阈值的范围。

13、根据权利要求 2 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：上述显示控制单元生成第三图像，该第三图像表示多个位置上的上述组织的运动信息中的至少 1 个位置上的运动信息的经时变化曲线、设置在该经时变化曲线上上述规定的时间范围。

14、根据权利要求 13 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：

根据来自操作者的输入设置上述规定的时间范围。

15、根据权利要求 2 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：上述显示控制单元生成与上述运动定时间相位对应地分配了不同色彩的上述第一图像，使得可以区分异常早的运动定时和异常迟的运动定时。

16、根据权利要求 2 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：上述显示控制单元生成与上述运动定时间相位对应地分配了不同色彩的上述第一图像，使得可以区分显示异常早的运动定时、正常的运动定时、以及异常迟的运动定时。

17、根据权利要求 2 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：

上述显示控制单元从上述运动信息中检测与上述被检体内的运动状态有关的信息，并根据与该运动状态有关的信息，生成与上述运动定时间相位对应地分配了不同色彩的上述第一图像。

18、根据权利要求 2 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：

进一步具备：根据过去的上述运动信息，推测被检体内的心脏当前的心跳中的收缩末期时间相位或者收缩末期以后延迟的时间相位的推测单元，其中

上述显示控制单元生成上述第一图像，该第一图像是用于在心电波形上表示上述推测出的时间相位的图像，通过操作者对上述心电波形的指定，与上述运动定时间相位对应地分配了不同的色彩。

19、根据权利要求 2 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：

进一步具备：根据过去的上述运动信息，推测被检体内的心脏当前的心跳中的收缩末期时间相位或者收缩末期以后延迟的时间相位的推测单元，其中

上述显示控制单元生成上述第一图像，该第一图像是用于在心电波形上表示上述推测出的时间相位的图像，通过操作者的指定，与上述运动定时间相位对应地分配了不同的色彩。

20、根据权利要求 5 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：上述显示控制单元生成用于表示与多个上述特征点有关的分析值或统

计值的图像。

21、根据权利要求 2 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：
上述运动信息计算单元跟踪上述被检体内的组织的运动，根据按照上述跟踪的上述被检体的速度的时间性变化，取得上述运动信息。

22、根据权利要求 2 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：
上述运动信息计算单元与上述被检体的位置或者形状相应地进行上述运动信息的角度修正。

23、一种超声波图像处理方法，其特征在于包括：
取得通过超声波的收发得到的被检体中的多个位置上的组织的运动信息，

根据上述组织的运动信息，取得上述被检体的规定的运动定时，
生成用于表示与上述规定的运动定时有关的信息的第一图像。

超声波图像处理装置以及 超声波图像处理装置的控制程序

技术领域

本发明涉及根据通过对被检体进行超声波的收发得到的回波信息而生成表示被检体的运动信息的图像的超声波图像处理装置以及超声波图像处理装置的控制程序。

背景技术

已知有用超声波扫描被检体内，以根据来自被检体内的反射波生成的接收信号为基础，对该被检体的内部进行图像化的超声波诊断装置。该超声波诊断装置从超声波探头向被检体内发送超声波，用超声波探头接收在被检体内部因声音阻抗的失配而产生的反射波，生成接收信号。这样的超声波诊断装置已知在心脏诊断中也有用。其中，对心肌等的生物组织，在客观并且定量地评价其功能方面非常有用。

在此，作为最近关注的治疗方法，可以举出对重度心跳不全患者的心脏再同步疗法（CRT）。对于用于该心脏再同步疗法可否适用的判定和治疗效果判定的定量性评价，也尝试使用超声波诊断装置。

以下，简单说明该心脏再同步疗法。重度心跳不全患者大多并发心壁运动的收缩同步不全。心脏通过电信号的传导而工作，但在重度心脏病患者中常引起心室内传导障碍。所谓心室内传导障碍是指在使心肌运动的电信号的传递顺序中产生偏差，由于该偏差，原本大致同时全体地传递电信号的心室中，出现早传递的部分和晚传递的部分。其结果，心壁的收缩不能同步，不能充分地送出血液，处于心跳不全的状态。针对这种障碍，人工地发出电信号而调整在心脏中传递的电信号的顺序，帮助心脏的泵功能的疗法就是心脏再同步疗法，具体地说，通过把心脏起搏器埋在胸部的皮肤下来完成。

这样的心脏再同步疗法已经对许多患者实施，确认了明显的症状改善。但是另一方面，在心跳不全病例中，确认了即使适合该心脏再同步疗法，也观察不到症状改善的患者也占总数的约 3 成。这是因为不能正确判断心跳不全病例的原因是否是收缩同步不全。现在，心脏再同步疗法的适用基准是心电波形的 QRS 宽度大于等于 130msec，左心室驱出率 (EF) 不足 35%，但在该基准中，还包含虽然是心跳不全但并不是收缩同步不全的患者。

因而，开发了采用使用了超声波诊断装置的定量评价法，只抽出收缩同步不全的技术。作为这种技术，已知例如在特开平 10-262970 号公报中公开的那样，使用多普勒法检测心肌（心脏壁）的运动速度，计算、分析该运动速度的技术。如果采用该技术，则能够自动地检测心肌的许多部位上的运动速度和位移等的经时变化的峰值。而后，计算从规定心跳时间相位至达到这些峰值的时间，与该时间相应地在心肌的超声波图像上附加颜色。这样，通过把心肌全体的运动状态的不同作为彩色图像输出，能够对心肌的各部位上的运动定时的不同进行图像化。

但是，在上述现有技术中存在以下那样的问题。根据专利文献 1 的技术，虽然对心肌的运动速度进行计算、分析，但因为速度是瞬时的物理量，所以心肌速度的经时变化并不一定只与心室的收缩状态相应地具有峰值。已知尤其在心跳不全病例中，因为心肌进行异常的动作，所以心肌速度具有许多峰值。即，难以根据运动速度稳定地评价哪个峰值是有意义的表示心室收缩的峰值。

以下，参照图 12、13 具体地表示该关系。在曲线图中，用实线表示在左心室附近的超声波图像上指定的 ROI1 的部位的速度的经时变化，用虚线表示用 ROI2 表示的部位的速度的经时变化。曲线图表示了 1 个心跳周期的速度变化，表示在 R 波附近划分出的从收缩初期到扩张末期的速度变化。在此，在图 12 中，表示直至收缩初期区间所包含的在 (a) 区域上了进行了峰值检测的情况。这时，在 tp1 所示的位置上检测出 ROI1 的运动速度的峰值，在用 tp2 表示的位置上检测

出 ROI2 的运动速度的峰值。但是，如果在图 13 所示那样的除去了收缩初始区间的 (b) 区域上进行峰值检测，则峰值检测的结果完全不同。

虽然未改变地在 tp2 位置上检测出 ROI2 的运动速度的峰值，但在 tp3 的位置上检测出 ROI1 的运动速度的峰值。在图 12、13 上的超声波图像上，与峰值的到达时间相应地表示浓淡，而在图 12 的情况下，观察到中隔侧早收缩，侧壁侧一方迟收缩，但可知在图 13 的情况下观察到全部相反。

因而，在专利文献 1 所示的技术中，因为包含许多误检测出表示心跳不全病例时的有意义的收缩的峰值的可能性，所以存在难以可靠地检测收缩同步不全的问题。

发明内容

本发明就是鉴于上述问题而提出的，其目的在于：提供一种能够正确掌握被检体内的组织的运动状态的医用图像处理装置以及医用图像处理装置的控制程序。

依照本发明的一方面，提供一种超声波图像处理装置，具备：运动信息计算单元，取得通过超声波的收发得到的被检体中的多个位置上的组织的运动信息；时间计算单元，根据上述组织的运动信息，取得上述被检体的规定的运动定时；显示控制单元，生成用于表示与上述规定的运动定时有关的信息的第一图像。

依照本发明的另一方面，提供一种超声波图像处理方法，具备：取得通过超声波的收发得到的被检体中的多个位置上的组织的运动信息；根据上述组织的运动信息，取得上述被检体的规定的运动定时；生成用于表示与上述规定的运动定时有关的信息的第一图像。

附图说明

图 1 是表示本发明的实施例的构成的框图。

图 2 是表示图 1 的实施例中的动作的流程图。

图 3 是表示在图 1 的实施例中取得的运动信息的一览的图。

图 4 是用于说明作为运动信息取得短轴像的位移时的角度修正的模式图。

图 5 是用于说明作为运动信息取得短轴像的变形时的角度修正的模式图。

图 6 是用于说明作为运动信息取得长轴像的位移时的角度修正的模式图。

图 7 是用于说明作为运动信息取得长轴像的变形时的角度修正的模式图。

图 8 是表示在图 1 的实施例中显示控制单元所生成的图像一例的图。

图 9 是表示在图 1 的实施例中显示控制单元所生成的计算、分析结果的图像一例的图。

图 10 是用于说明图 1 的实施例中的由第一峰值抽出功能产生的效果的图。

图 11 是用于说明图 1 的实施例中的由衰减阈值设置功能产生的效果的图。

图 12 是用于说明现有技术的图。

图 13 是用于说明现有技术的图。

具体实施方式

以下，说明本发明的实施例。在本实施例中，把心脏作为对象，说明使用 2 维图像评价心肌的组织的局部运动的情况。

(构成)

图 1 是本发明的一个实施例的超声波图像处理装置的构成图。超声波探头 1 具备排列有把电信号变换为超声波的多个超声波振子的超声波振子阵列，用该超声波振子阵列对被检体进行超声波的收发。在实施例 1 中，假设超声波探头 1 是把心脏作为对象的扇形探头。

发送单元 2 是产生用于从超声波振子阵列发出超声波的驱动信号的单元，产生使每个振子具有规定的延迟特性的驱动信号使得向规定

的扫描线形成超声波束。

接收单元3对用超声波振子阵列的各超声波振子接收到的超声波回波信号进行延迟加算处理，生成与规定的扫描线对应的超声波回波信号。

B模式处理单元4通过对进行了延迟加算处理的超声波回波信号实施包络线检波处理，生成与超声波回波的振幅强度对应的B模式信号。另外，B模式处理单元4生成表示与该B模式信号的规定剖面有关的2维分布的B模式超声波像。

组织多普勒处理单元5进行正交检波处理、自相关处理等，根据进行了延迟加算处理的超声波回波信号的多普勒偏移成分，求出与在被检体内移动的组织的速度、分散、能量对应的组织多普勒信号。组织多普勒处理单元5生成该速度、分散、能量值的与规定剖面有关的2维分布信息。

运动信息处理单元6根据组织多普勒单元5输出的2维分布信息，执行用于取得运动信息的各处理。具体地说，通过使用从2维分布信息得到的局部组织速度进行时间积分处理，计算局部的位移和变形等的运动信息，并提供该2维分布信息。这里所谓的位移(displacement)是表示被检体内的某一组织在任意的时间内移动了多少的值，所谓变形(strain)是用于表示被检体内的组织上的2点间的距离在任意的时间内变化了多少的值。

在此，假设用于得到位移和变形的时间积分处理与心跳时间相位同步进行。具体地说，由未图示的心电图单元取得被检体的心电图，从该心电图中确定规定的心跳时间相位(QRS波)，假设每当临近该心跳时间相位时，对上述的时间积分处理进行复位。对于取得这种运动信息的具体方法，可以适用在特开平2002-272845号公报中所示的技术。

而且，假设在得到这种位移或者变形的信息时，取得跟踪了组织的位置后的信息。在本实施例中，虽然以组织多普勒信息为基础跟踪组织的位置，但并不限于此。也可以使用B模式信息跟踪组织的位置。

进而，也可以在取得这种运动信息时进行角度修正。通常，多普勒信息是与沿着扫描线方向的运动有关的信息。因而，例如当得到左心室短轴像的情况下，理想的是以朝向收缩中心的成为基础进行角度修正，抽出与心肌厚度的变化有关的变形和位移。另外，例如当得到心尖像的情况下，理想的是调整探头向着被检体的触及方向使得能够检测沿着心内膜面的方向成分，抽出与心肌的长度方向的收缩有关的变形和位移。

时间计算单元 7 具有第一峰值抽出功能 71、阈值设置功能 72、计算范围设置功能 73 以及衰减阈值设置功能 74。第一峰值抽出功能 71 以从运动信息处理单元 6 取得的运动信息为基础，检测变形和位移的经时变化最初靠近峰值的时刻。进而，第一峰值抽出功能 71 计算从规定的时刻直至达到该峰值的时刻所需要的时间。通过对所指定的范围内的每一点求出该峰值到达时间，得到峰值到达时间的空间分布信息。在由阈值设置功能 72 和计算范围设置功能 73 设置的范围内进行这些计算，根据由衰减阈值设置功能 74 设置的条件，把规定量的衰减作为峰值检测的条件。将在以后进一步叙述这些功能的详细说明。

显示控制单元 8 具有彩色映射设置功能 81、彩色像生成功能 82、经时图生成功能 83、心电图生成功能 84。彩色像生成功能 82 根据由时间计算单元 7 得到的峰值到达时间的空间分布信息生成显示图像。对各点中的峰值到达时间的信息根据彩色映射设置功能 81 的设置进行彩色映射，生成重叠在 B 模式像上的图像数据。另外，经时图生成功能 83 把在图像上指定的 ROI 中的变形和位移的运动信息的经时变化作为曲线图形式表示。心电图生成功能 84 经由未图示的心电单元，生成被检体的心电图的图像数据。以后说明各个功能所生成的图像数据的详细。显示装置 9 显示在显示控制单元中生成的图像数据。

收缩时间相位推测单元 11 推测收缩末期时间相位和收缩延迟时间相位。以它为基础决定最明显显示收缩同步不全的对峰值到达时间的彩色信息的分配。显示控制单元 8 根据该分配而生成彩色图像。以后说明收缩时间相位推测单元进行的具体的推测方法。

而且，可以作为电路衬底等的硬件分别安装本实施例中的各构成，但也可以作为软件组装。作为软件组装的情况是在存储器和硬盘等存储装置中存储用于实现各个构成的功能的程序。而后，在内置的CPU中展开这些程序，由此根据图1所示那样的概念进行动作。

(动作)

图2是本实施例的超声波图像处理装置的动作的流程图。以下，依据该流程图进行说明。在此特别以作为本实施例的特征部分的时间计算单元7的动作为中心进行说明。

首先，作为步骤S1，设置运动信息处理单元6取得的运动信息。操作者选择根据位移、变形的哪个进行处理，以及从心脏的短轴方向、长轴方向的哪个开始进行超声波照射。运动信息处理单元6接受该设置，决定取得哪个方向成分的位移或者变形，通过根据该方向成分进行角度修正，计算适宜于诊断的位移和变形。

图3把上述操作者的设置与取得位移和变形的方向成分的关系做成表表示。首先，说明选择了短轴上的位移的情况。在收缩开始期和收缩末期中，心肌的厚度不同。因为短轴像适宜于观察该变化，所以进行角度修正使得计算厚度方向的心肌位移。具体地说，如图4所示，在组织的各点上，计算根据由操作者的指定和自动轮廓抽出而设置的朝向心脏的中心点的方向的位移。图4中的○表示组织，箭头表示所计算的方向。如图4所示，因为要计算的位移的方向、从超声波探头1发射的超声波照射方向在各点上不同，所以对它进行修正。因为随着收缩心肌向中心方向位移，所以所得到的值伴随着心脏的收缩而增加。在图3中用(+)表示随着收缩而值增加的情况，用(-)表示减少的情况。选择了短轴像上的变形的情况也一样，通过基于图5所示那样的角度关系的修正可以求出朝向心脏中心的方向的变形。图中的○表示组织，以2个○的箭头方向的位置关系为基础求出变形。因为心肌的厚度随着收缩而变厚，所以所得到的值随着收缩而增加。

另外，说明选择了长轴上的位移的情况。心脏随着该收缩而在长度方向(长轴方向)上收缩。因为长轴像适宜于观察该变化，所以计

算长度方向的位移。具体地说如图 6 所示，在组织的各点上计算心脏的长轴方向的位移。因为随着收缩，心脏在探头所朝向的方向上位移，所以如果把朝向探头的方向作为正，则所得到的值随着心肌的收缩而增加。另一方面，当选择了长轴像上的变形的情况下，根据图 7 所示那样的角度关系求出心脏的长轴方向的变形。

接着，在步骤 S2 中，计算范围设置功能 83 设置时间计算范围。所谓时间计算范围是求出上述变形和位移的运动信息的经时变化的峰值的时间范围。在收缩同步不全的诊断中，因为对于检测一次心跳内的收缩期间内的心肌各部分的收缩定时的差是有用的，所以把时间计算范围容纳在收缩期间内。具体地说，操作者通过移动显示在显示装置 9 上的心电波形或者已指定的区域的变形和位移的经时变化曲线图上的光标，来决定时间计算范围的始点和终点，计算范围设置功能 82 识别它，并存储在规定的存储器中。而且，作为具体的时间计算范围的设置方法，可以是以数值方式输入来自 R 波的某几秒的范围，或者是把一次心跳的时间作为 1，以这种相对的时间单位进行输入。这样决定时间计算范围的始点 ts 、终点 te ，设置时间计算范围 $ts \leq t \leq te$ 。

接着，作为步骤 S3，操作者把超声波探头 1 紧贴在被检体上，拍摄被检体的图像。操作者一边看着显示在显示装置 9 上的实时的图像一边调节超声波探头 1 的位置，使得能够得到所希望的图像。由此开始摄像。

接着，作为步骤 S4，图像化了的各部分的位移和变形的运动信息成为输入值，开始该输入值的峰值的搜索。在通过时间计算单元 7 的第一峰值抽出功能 81 从运动信息处理单元 6 取得的运动信息中，根据在规定的 1 次心跳内的 $t=ts$ 的时刻的运动信息的空间分布，开始峰值的搜索。

接着，作为步骤 S5，第一峰值抽出功能 81 判断时刻 t 的输入值是否超过阈值设置功能 82 所设置的阈值。运动信息大多具有多个比较微小的峰值。这种峰值因非本质性的各种原因而出现，不适于作为表示心肌的运动定时的峰值。因而通过设置阈值，使得不检测这种峰值。

可以由操作者适宜地改变该阈值，阈值设置功能 82 确认它，并存储在规定的存储器中，也可以使用预先存储在装置中的值。另外，通过实测，可以确认具体的阈值的适当值小于等于 1mm。当输入值超过阈值的情况下转移到步骤 S8，当输入值未超过阈值的情况下转移到步骤 S6。

在步骤 S6 中继续进行经过更新的新时刻的峰值搜索。在此，当在步骤 S7 中 $t < t_e$ 的情况下，在未检测出有效的峰值的状态下结束搜索，而在不是这样的情况下返回步骤 S5。

在步骤 S8 中，第一峰值抽出功能 81 判断时刻 t 的输入值是否是峰值。具体地说，对输入值进行时间微分，把该值是 0 的时刻、微分系数的极性变化了的时刻作为峰值进行检测。在是峰值的情况下，把 $tp1=t$ 作为峰值候选进行存储，转移到步骤 S11。当不是峰值的情况下转移到步骤 S9。

在步骤 S9 中更新 t ，继续进行新时刻的峰值搜索。在此在步骤 S10 中当 $t < t_e$ 的情况下，把 t_s 和 t_e 的两个时刻的输入值中的大的一方作为第一峰值进行检测。当 $t_e \leq t$ 的情况下返回步骤 S5。

在步骤 S11 中更新 t 。而后，在步骤 S12 中，判断输入值的绝对值是否小于规定值。在此，规定的值是指将步骤 S8 中的 $tp1$ 的输入值 X 乘以衰减阈值设置功能 84 所设置的值 α 的值。可以设置成可以由操作者设置 α ，由衰减阈值设置功能 84 识别它，并存储在规定的存储器中，也可以使用预先存储在装置中的值。另外，通过实测，可以确认具体的 α 的适当值是 0.5~0.8。当输入值小于规定值的情况下，把 $tp1$ 的时刻的输入值 X 作为第一峰值进行检测。在不是的情况下，转移到步骤 S13。

在步骤 S13 中，判断是否是时刻 t 的输入值是峰值并且时刻 t 的输入值 X' 比 $tp1$ 的输入值 X 还大。在满足两个条件的情况下，转移到步骤 S14，改变峰值的候选，重新存储为 $tp1=t$ 。而后回到步骤 S11。当在步骤 S13 中未满足上述的 2 个条件的情况下，转移到步骤 S15，当 $t < t_e$ 的情况下，把 $tp1$ 的时刻的输入值 X 作为第一峰值进行检测。

在不是的情况下，返回步骤 S11。

这样从 ts 到 te 顺序地进行峰值的搜索。而且，对从运动信息处理单元 6 得到的运动信息的 2 维分布中的各点，进行峰值的搜索。这样可以得到第一峰值到达时间的 2 维分布信息。

在步骤 S16 中，彩色像生成功能 82 把该第一峰值到达时间的 2 维分布信息变换为按照彩色映射设置单元 81 的设置的彩色信息，并显示在显示装置 9 上。这样，将第一峰值到达时间的 2 维分布信息一目了然地显示给操作者。

而且，虽然在上述说明中未特别涉及，但是可以对实时接收到的数据逐一地进行这种动作，也可以调出过去拍摄的图像进行处理。当调出过去拍摄的图像的情况下，在步骤 S1 之前附加过去图像的调出的步骤，舍去步骤 S3 的由超声波探头进行的摄像。在这种情况下，也可以由显示控制单元 8 对操作者指定的希望的心跳进行上述处理，生成静止画面。

另外，在实时进行的情况下，对各心跳循环进行从步骤 S4 到步骤 S16 的动作。由此对各心跳逐一地更新图像。进而，显示处理也可以在从 ts 到 te 的全部范围的峰值搜索结束后，在步骤 S16 中进行显示的处理。另外，也可以在每次检测出 1 个峰值时，在对应的位置上显示彩色信息，如果进入新的心跳则复位全部的彩色信息的显示。如果采用后者的例子，则在 QRS 波的上升沿时在复位了彩色信息的 B 模式像上，以重复进行从最早临近第一峰值的部分开始顺序施加彩色的这种形式进行显示。

在此，具体说明由彩色映射设置功能 81 进行的变换到第一峰值时间的彩色信息的方法。按照彩色映射设置功能 81 设置的彩色映射进行该变换。所谓彩色映射是指向哪个峰值时间分配什么颜色的设置，以绿→红这样的次序向各个时刻分配彩色信息。这可以由操作者手动地确定，也可以用装置自动设置。

另外，在以上说明中，示例了成为绿→红的次序的彩色映射，但也可以选择进一步使用了多种颜色的彩色映射。首先，使用 2 种颜色

的彩色映射时的颜色分配适宜于相对于绿色是正常的收缩，红色表示是延迟的收缩那样地进行分配。与此相对，当使用 3 种颜色的彩色映射的情况下，也可以用兰色表现异常的早期收缩，用绿色表现正常的收缩，用红色表现延迟的收缩。

作为采用装置进行自动设置的具体方法，例如，可以利用心电波形的形状确定一定的数值，使得把从 QRS 波开始的 600msec 的时刻作为界限而颜色改变，但在本实施例中，收缩时间相位推测单元 11 自动地检测收缩末期时间相位，以此为基准进行彩色映射设置功能 81 的设置。

以下，说明收缩时间相位推测单元 11 的动作。作为收缩末期时间相位的自动检测的具体例子，可以适用本发明的发明人的专利申请的特愿平 2004-161794 所示的方法。这是根据健康人的例子考虑心跳数的离散而推测收缩末期时间相位的方法。

但是，在重度心跳不全病例的情况下，收缩末期时间相位大多与健康人的情况不同。因而，在本实施例中，根据现病例的运动状态，对每个心跳推测收缩末期时间相位和收缩延迟时间相位。作为具体的收缩末期时间相位和收缩延迟时间相位的推测例子，针对要进行观察之前的心跳中的规定区域，进行以下的 4 个处理之一。

1：在各点上求出运动信息的重心时间，在区域内对它进行平均而求出心肌整体的平均重心时间。2：在区域内对位移和变形的运动信息进行平均，求出该平均运动信息的重心时间，并求出心肌全体的平均重心时间。3：在各点上求出运动信息的峰值，在区域内对它进行平均，求出心肌全体的平均峰值时间。4：在区域内对位移和变形的运动信息进行平均，求出该平均运动信息的峰值，求出心肌全体的平均峰值时间。

也可以由操作者选择它们之一。

使这样推测出的收缩末期时间相位和收缩延迟时间相位，反映到要观察的心跳的彩色映射中。具体地说，可以将把推测出的收缩末期时间相位作为基准的规定范围作为彩色映射的范围，也可以求出区域

内的运动平均时间信息的分散，推测收缩的延迟时间量，把它作为基准决定彩色映射。

(显示)

以下，参照具体的显示例子进一步说明本实施例的功能。图8是表示本实施例中的显示例子的图。显示控制单元8把彩色像部分110、全体的心电波形部分120、指定区域的心电波形部分130、运动信息的经时曲线部分140显示在显示装置9上。

彩色像生成功能82生成作为彩色信息表示在被检体的B模式图像上重叠显示上述第一峰值到达时间的彩色形态像111的彩色像部分110。另外，在彩色像部分110中，显示由计算范围设置功能73设置的时间计算范围112。在图8中，表示把指定区域的心电波形部分130以及运动信息的经时曲线部分140的显示时间区域设为1，把ts以及te设置成ts=0.05, te=0.58的情况下。另外，用彩条113表示彩色映射设置功能81设置的彩色映射。在图8的情况下，从显示时间区域的始点开始，在从0.09秒到0.56秒的范围内，分配彩色信息。在图8中，为了方便用浓淡代替彩色信息，但在实际中分配绿→红这样的色阶的彩色信息。在该显示例子中，表示左心室的长轴像，在中隔侧114引起异常的早期收缩。因而，在中隔侧114，浓淡程度比产生了延迟的侧壁侧115还淡。

心电图生成功能84通过未图示的心电图单元，生成根据来自被检体的心电信号得到的整体的心电波形部分120以及指定区域的心电波形部分130。所显示的范围可以在选择出的图像信息的全部范围内显示，也可以是以与显示在彩色像部分110中的B模式像对应的时刻为基准的数个心跳。操作者参照该心电波形120，设置用哪个心跳进行评价。具体地说，设置方法可以通过移动光标122而由操作者手动地确定，也可以根据一般的心电波形以规定的QRS波的上升沿为基准自动识别。另外，用横波状线表示的区域表示时间计算范围之外。进而，在全体的心电波形部分120中显示收缩末期时间相位123。操作者通过移动光标使得充分包含该收缩末期时间相位123前后，能够设

置适当的显示时间区域。

进而，在全体的心电波形部分 120 上显示彩色映射的基准时刻 124。根据该基准时刻 124，对各个时刻分配彩色映射使得成为绿→红那样的色阶。如上所述，在图 8 的情况下，从 0.09 秒到 0.56 秒分配彩色信息。这可以由操作者手动地确定，也可以用装置自动设置。作为自动设置的具体的方法，例如，利用心电波形的形状决定一定的数值使得成为从 QRS 波开始的 600msec 等，也可以以上述的收缩末期时间相位 123 作为基准决定。

指定区域的心电波形部分 130 与用全体的心电波形部分 120 指定的显示时间区域对应地放大显示心电波形。可以与运动信息的经时曲线部分 140 对照地显示指定区域的心电波形部分 130。

经时图生成功能 83 在彩色像部分 110 上生成作为表示由操作者指定的 ROI114 中的运动信息的经时变化的映射的运动信息的经时曲线部分 140。因为操作者能够参照彩色像部分 110 掌握收缩时间相位的异常部位，所以可以一边以彩色像部分 110 为引导一边在任意的部位上指定 ROI，进行局部运动信息的经时变化的分析。在图 8 的情况下，用实线 141 表示 ROI1 的运动信息，用虚线 142 表示 ROI2 的运动信息。

进而，显示控制单元 8 还可以显示由这样的 ROI 指定的与局部运动信息的经时变化相关的分析值。图 9 表示以表形式显示这种分析值的例子。在此，CH1~CH4 与操作者指定的 ROI 对应，在本显示例子中，指定 4 个 ROI (CH)。各 CH 的数值表示在各自的第一峰值的值 (mm)，括号内的数字表示第一峰值的到达时间 (msec)。在第一行的第一峰值的栏目中，显示 CH1~4 的第一峰值的统计值。 μ 是平均值， σ 是标准偏差， Δ 是最大值与最小值的差。另外，第二行的第一峰值时间栏也一样，显示 CH1~4 的第一峰值到达时间的统计值。 μ 是平均值， σ 是标准偏差， Δ 是最大值与最小值的差。

进而，在经时曲线部分 140 中，用横虚线的区域对计算范围设置功能 83 设置的时间计算范围之外进行遮挡显示，用点的区域对阈值设

置功能设置的阈值进行遮挡显示。操作者能够一边参照这些区域一边设置时间计算区域和阈值。而且，在图 8 中虽然把具有正极性的运动信息作为计算对象，但并不限于此。当对负极性的运动信息进行计算时，对负一侧的区域进行遮挡显示，当对运动信息的绝对值进行计算时，对负一侧的区域进行遮挡显示。遮挡显示并不限于图 8 所示那样的区域显示，可以在与阈值相当的位置上显示虚线和实线，也可以在曲线的数值轴的阈值位置上显示箭头。

（效果）

以下对于本实施例的效果举例如下。如果采用本实施例，则检测心肌的位移和变形等的运动量，对该运动量的经时变化进行计算、分析。因为位移和变形是经过了时间积分的物理量，所以与使用图 12、13 所示那样的速度的情况不同，经时变化比较稳定。因而，如果采用本实施例，则与对运动速度进行计算、分析的专利文献 1 那样的技术相比，能够可靠地检测出表示心脏的异常收缩的运动信息的峰值。

进而，如果采用本实施例，则把运动信息的第一峰值的到达时间变换为彩色信息并重叠在 B 模式像上。因而，即使在表示异常收缩的运动信息的峰值比因其后的收缩产生的在全体运动之后出现的峰值还小的情况下，也能够把表示异常收缩的时刻作为峰值进行检测。因而，能够稳定并且简便地掌握重度心跳不全病例中的收缩初期中异常收缩。因而，因为能够可靠地判断是否是收缩同步不全，所以能够可靠地判定心脏再同步疗法有效的患者。即，因为能够避免对患者进行效果不大的不需要的治疗，所以能够大大减轻患者和手术者的负担。

以下，参照图 10 具体说明其关系。在图中用实线表示左心室附近的超声波图像上的 ROI1，用虚线与 ROI2 对应地表示 1 个心跳周期中的各部位的位移。在此，当在直到收缩初始区间而包含的 (c) 区域中进行了峰值检测的情况下，表示 ROI1 的位移的曲线的峰值具有在用 tp4 表示的收缩初始位置上有异常举动的峰值。但是，因为在全体动作之后成为收缩后期才出现的 tp5 的位置上也具有峰值，所以如果机械地进行峰值检测，则把表示更高位移的 tp5 的位置检测为峰值。

因为该 tp5 的峰值位于与 ROI2 的位移的峰值相同的位置上，所以检测到双方在相同的时刻具有峰值。即，ROI1 的部位和 ROI2 的部位就成为宛如同步收缩那样的分析结果。与此相反，在本实施例的图 8 中，能够可靠地检测出在中隔侧产生的异常的早期收缩，一眼就能够看出与产生了延迟的侧壁侧相比中隔侧更早地收缩，发生了左心室壁间的收缩异步。

另外，在本实施例中，只对超过了规定阈值的运动信息的输入值进行时间计算，不把运动信息的比较微小的峰值检测为第一峰值。这种微小的峰值因非本质性的各种原因而出现，作为表示心肌的运动定时的峰值是不适当的。因而，如果采用本实施例，则能够可靠地检测出表示心脏的异常收缩的运动信息的峰值。

另外，因为一般在心腔内也能够检测出低值的运动信息，所以在不设置这种阈值的情况下，在心腔内也检测峰值并重叠彩色信息。但是，当进行收缩同步不全的判定的情况下，不需要这种信息，成为观察的障碍。如果采用本实施例，则通过对所计算的输入值设置阈值，能够把检测出比较大的运动信息的心壁的运动信息的峰值检测为中心。因而，能够大致只在心肌上显示重叠了彩色信息的图像，心肌的功能判定变得容易。

另外，当作为运动信息使用变形的情况下，变形比位移更容易受到斑点噪声的影响，因此在该经时变化中大多存在微小的峰值。但是，如果采用本实施例，则由于对所计算的输入值设置阈值，因而能够检测出因作为比较大的运动信息而出现的心肌收缩引起的变形。因而，如果采用本实施例，则能够可靠地检测表示心脏的异常收缩的运动信息的峰值。

进而，为了进行上述那样的阈值水平的最佳化，参照图 8 所示那样的运动信息的经时曲线图，对噪声除去进行最佳的阈值设置是有效的方法。如果采用本实施例，则如图 8 的点的区域所示，根据阈值而成为计算对象外的范围被重叠在曲线上遮挡显示。因而，操作者能够直观地掌握最佳阈值。

另一方面，根据本实施例，能够设置衰减阈值。在心跳不全病例中，因为心壁大多伴随不规则动作，所以并不限于必须只在该心肌部位的收缩末期具有峰值。如图 11 所示，也有具有 3 处峰值的情况。但是，图 11 的情况下的收集末期是第三个 tp 的时刻。与此相对，如果采用本实施例，则在峰值的检测后，只抽出到基于衰减阈值的值之前单调减少的峰值。由此，不抽出不明确的峰值，能够只检测表示心脏的异常收缩的明确的峰值。

另外，根据本实施例，可以设置时间计算范围。当使用了短轴像进行计算的情况下，因等容收缩期中的旋转成分的原因，在 QRS 波的上升沿之后大多出现峰值。但是，如果采用本实施例，则通过设置时间计算范围，能够把这种区域排除在计算的对象外。因而，如果采用本实施例，则能够可靠地检测出表示心肌的异常收缩的运动信息的峰值。

进而，为了进行上述那样的时间计算范围的最佳化，参照图 8 所示那样的运动信息的经时曲线部分 140，进行最佳的设置是有效的。根据本实施例，如图 8 的点的区域所示，把成为计算对象外的范围重叠在曲线上进行遮挡显示。因而，操作者能够直观地掌握最适宜的时间计算范围。

另外，根据本实施例，自动地推测收缩末期时间相位和收缩延迟时间相位，并反映在彩色映射中。因而，即使操作者不进行彩色映射的设置，也可以设置适宜的彩色映射，减轻操作者的负担。进而，在本实施例中，根据过去的心跳中的运动信息推测下次心跳中的收缩末期时间相位和收缩延迟时间相位，并反映到彩色映射的设置中。因而，不需要在等待 1 心跳量的拍摄结束后再进行彩色映射的设置。即，能够实时地在各心跳中设置适宜的彩色映射。由此，在许多心跳中的连续的观察变得容易，容易掌握被检体的运动状态。

进而，如果采用本实施例，则可以使用 2 种颜色以及 3 种及 3 种以上的颜色进行彩色映射的设置。因而、能够用 2 种颜色的彩色映射进行显示使得只让异常的早期收缩浮现出来，同时能够采用 3 种颜色

的彩色映射，一目了然地掌握异常的早期收缩和异常的延迟收缩。因而，能够与诊断的目的和被检体的状态相应地取得适宜的显示形态下的图像。因而，如果采用本实施例，则能够减轻操作者在诊断中的负担。

（变形例子）

本发明并不限于上述那样的实施例，在不脱离其宗旨的范围内当然可以有各种变形例。

例如，由本发明人们提出了通过运动和药物对被检体给予负荷，在其前后对峰值到达时间进行彩色显示的技术的专利申请（特愿2004-210110）。也可以把本发明适用于它，为了与上述那样的负荷前后的运动状态进行比较，而使用第一峰值抽出功能、阈值设置功能、计算范围设置功能以及衰减阈值设置功能的至少一种。即使这样也能够得到与在上述实施例中说明的结果同样的效果。

另外，在本实施例中，针对变形和位移的运动信息的分析使用了第一峰值抽出功能、阈值设置功能、计算范围设置功能以及衰减阈值设置功能，但并不限于此，可以针对速度、分散、能量值的运动信息适用这些功能。

进而，在本实施例中，具备第一峰值抽出功能、阈值设置功能、计算范围设置功能、衰减阈值设置功能、收缩时间相位推测单元，但不是必须具备这些功能的全部。很明显的是通过包含这些功能中的至少一种的组合，也起到在上述实施例中所示的效果中的对应的效果。

另外，在上述的实施例中，虽然说明了在2维空间上得到接收信号的情况，但并不限于此。在多个2维剖面上得到接收信号的情况、在3维空间上得到接收信号的情况，进而如polar-map那样从3维空间得到特征量并把计算结果投影显示在2维平面上的情况下，也能够通过上述实施例的维的扩展和变换而适应本发明。

另外，在本实施例中记述了从超声波探头得到接收信号并显示在显示装置上，但并不限于此。本实施例中的特征性的构成是运动信息计算单元、时间计算单元、显示控制单元以及收缩时间相位推测单元。

因而，即使设置成具有这些构成中的至少一种，处理来自外部的信息的装置，也可以适用本发明。具体地说，也可以是用 PC 或工作站等计算机，与超声波诊断装置分开进行处理的超声波图像处理装置。

而且，本发明并不限于上述实施例自身，在实施阶段中可以在不脱离其宗旨的范围内变形构成要素而具体化。另外，通过适当地组合上述实施例中公开的多个构成要素，能够形成各种发明。例如，也可以从实施例所示的全部构成要素中删除几个构成要素。进而，也可以适宜地组合不同实施例的构成要素。

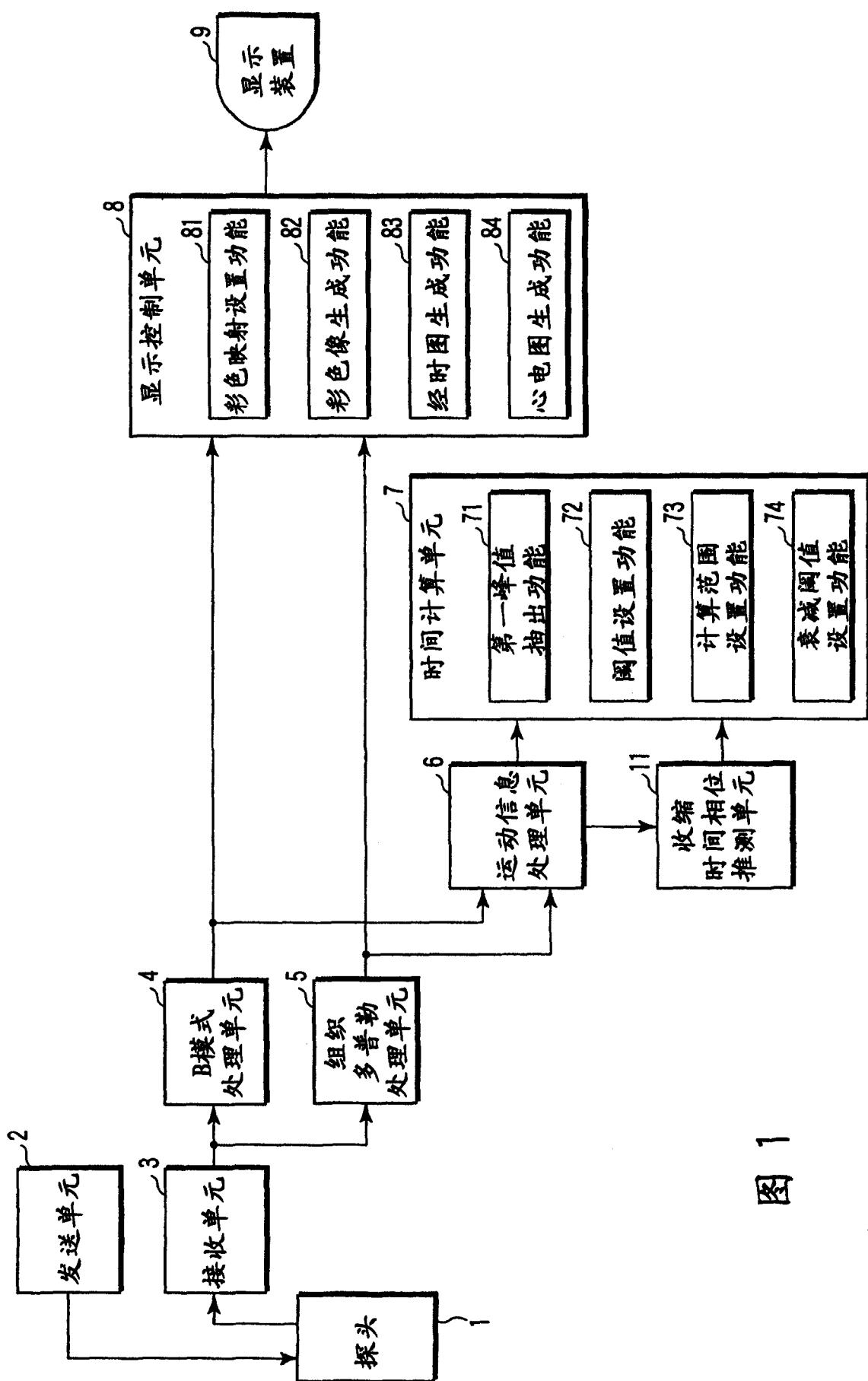
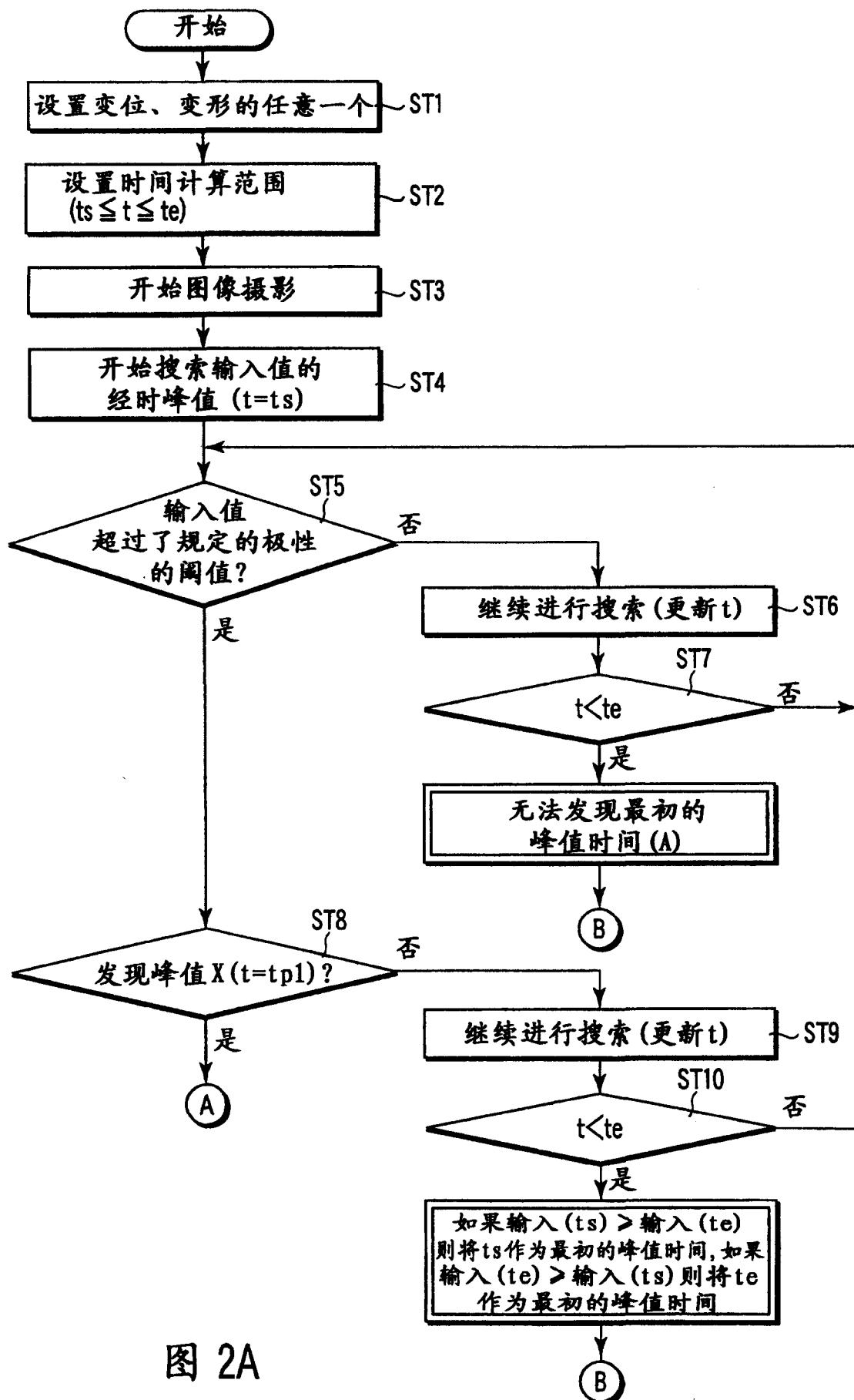


图 1



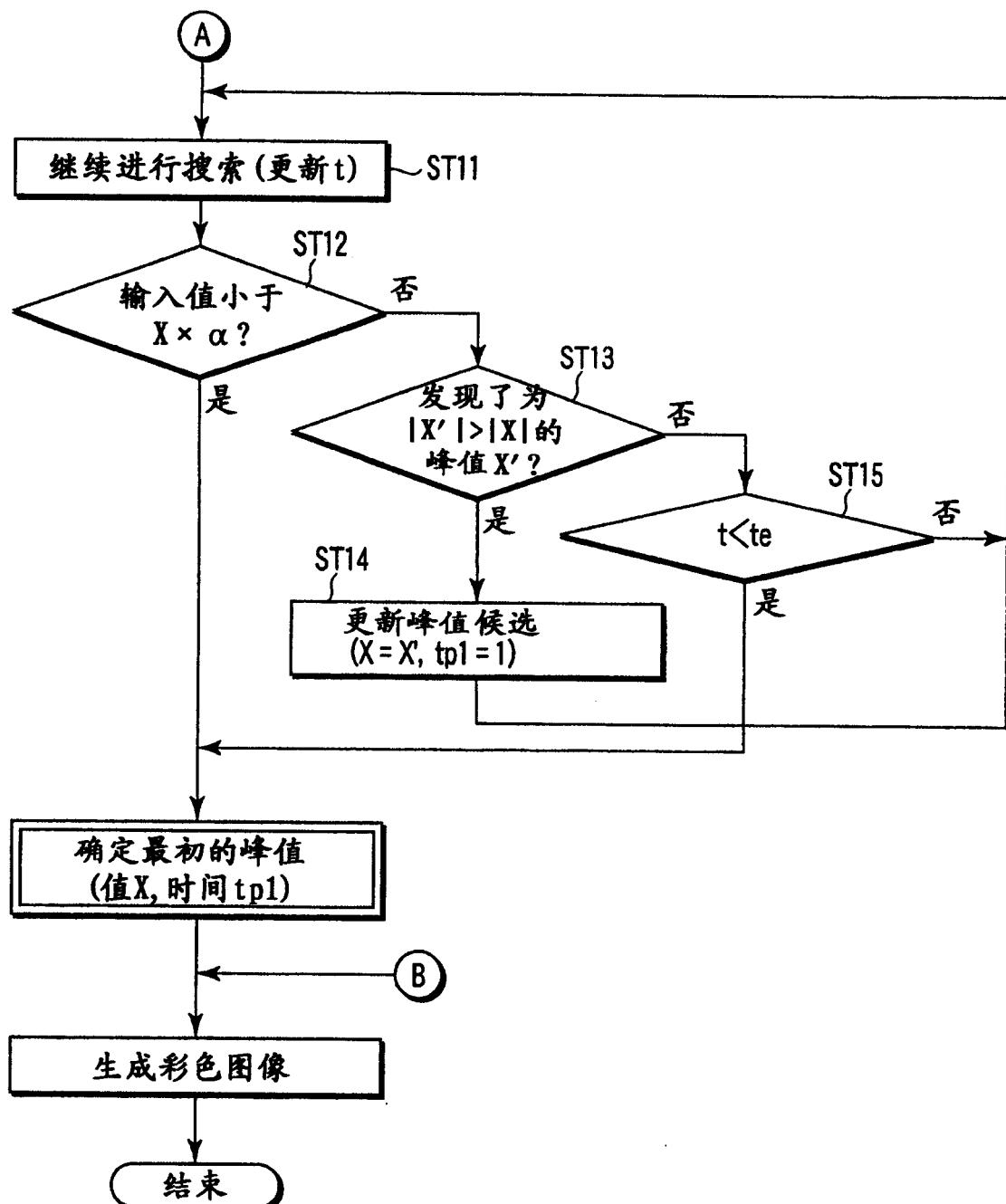


图 2B

图 3

	变位	变形
短轴	厚度变化 (+)	厚度变化 (+)
长轴	长度变化 (+)	长度变化 (+)

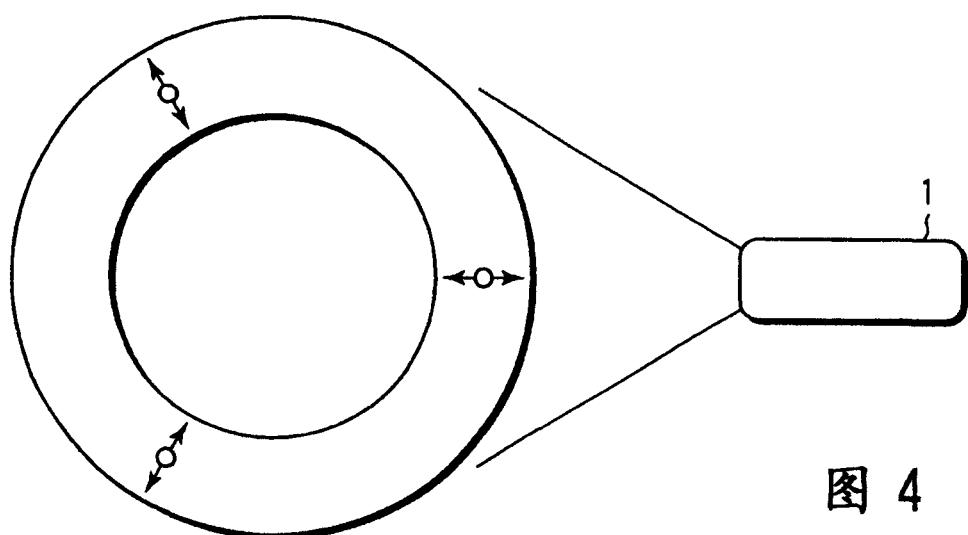


图 4

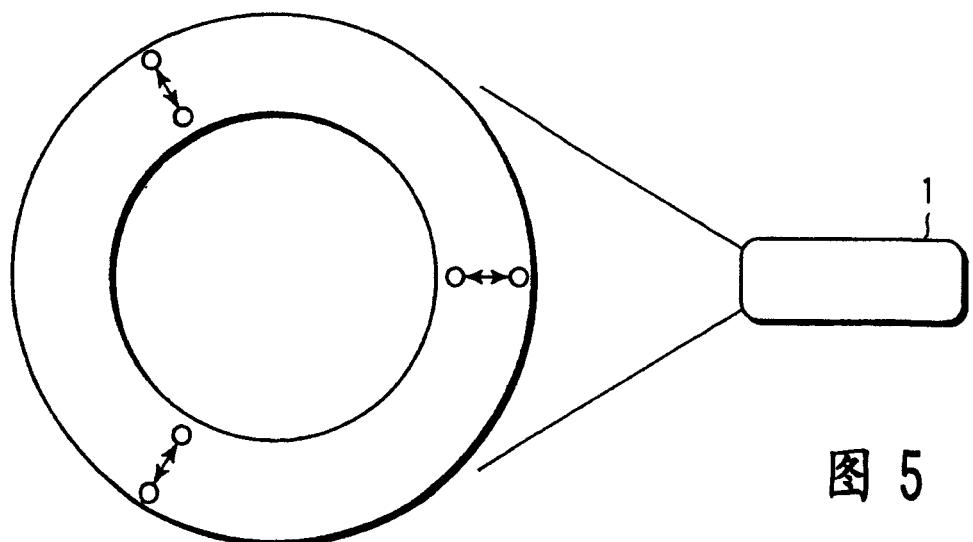


图 5

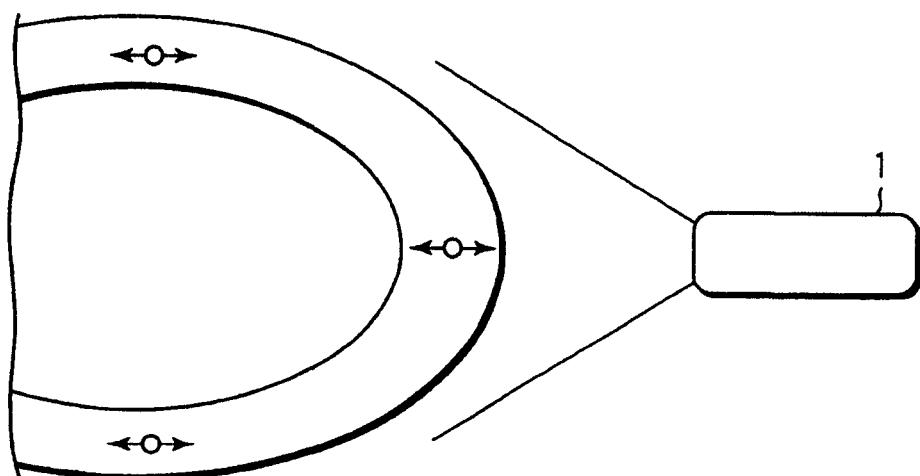


图 6

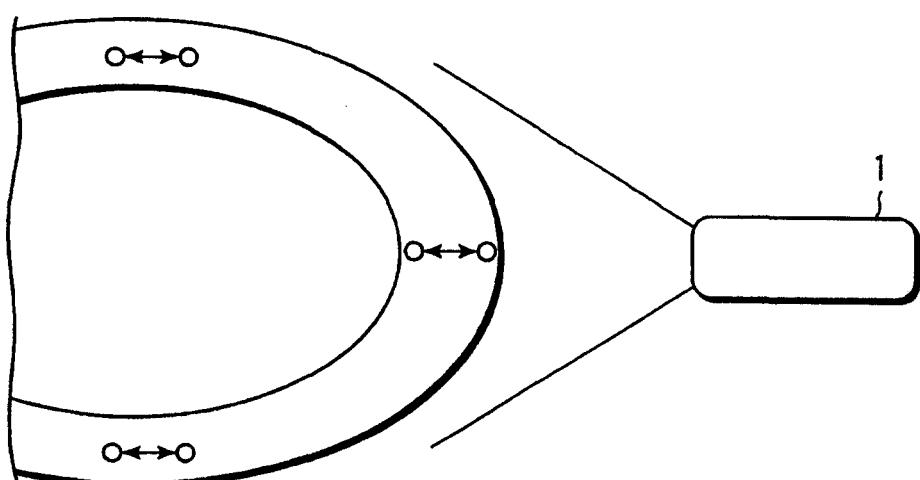


图 7

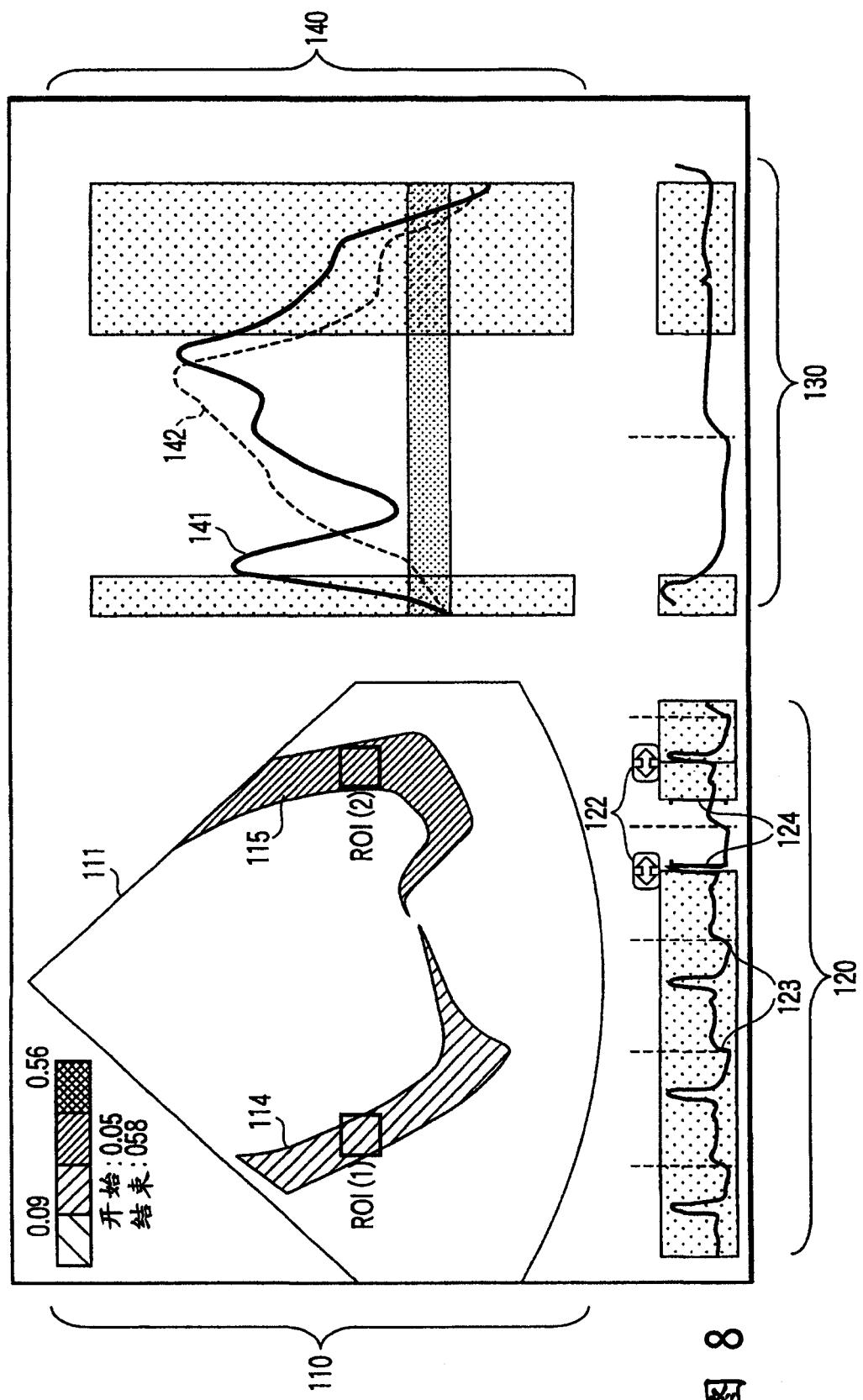


图 8

ROI信息	第一峰值	最小值	当前值
第一峰值 [mm]	$\mu=3.127, \sigma=1.204, \Delta=2.642$		
第一峰值时间 [msec]	$\mu=3.124, \sigma=252, \Delta=437$		
CH1: 1.94(106)		CH2: 3.62(106)	
CH3: 4.58(543)		CH2: 2.37(543)	

图 9

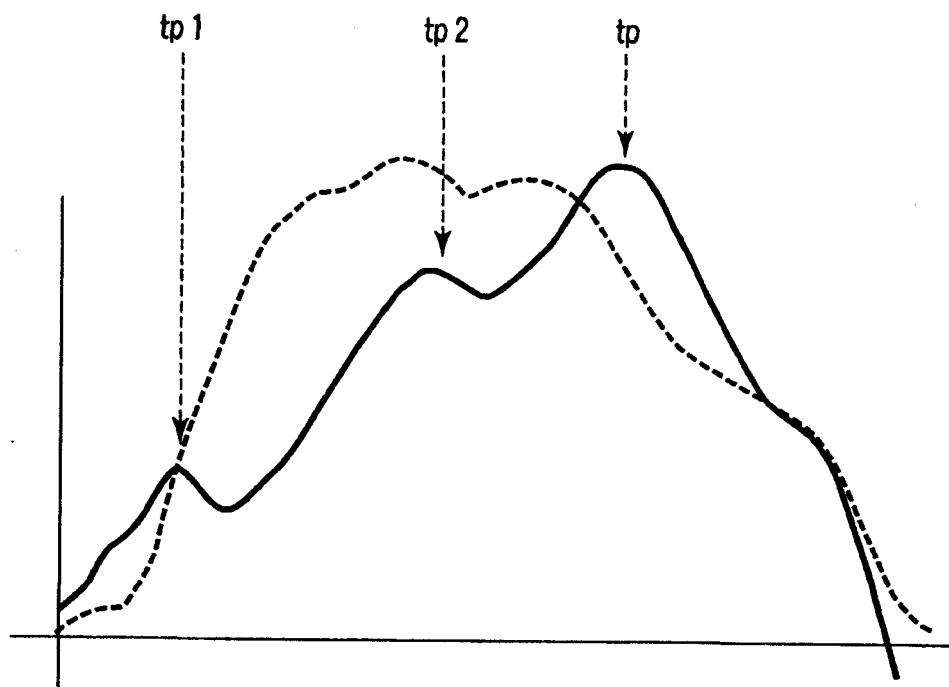


图 11

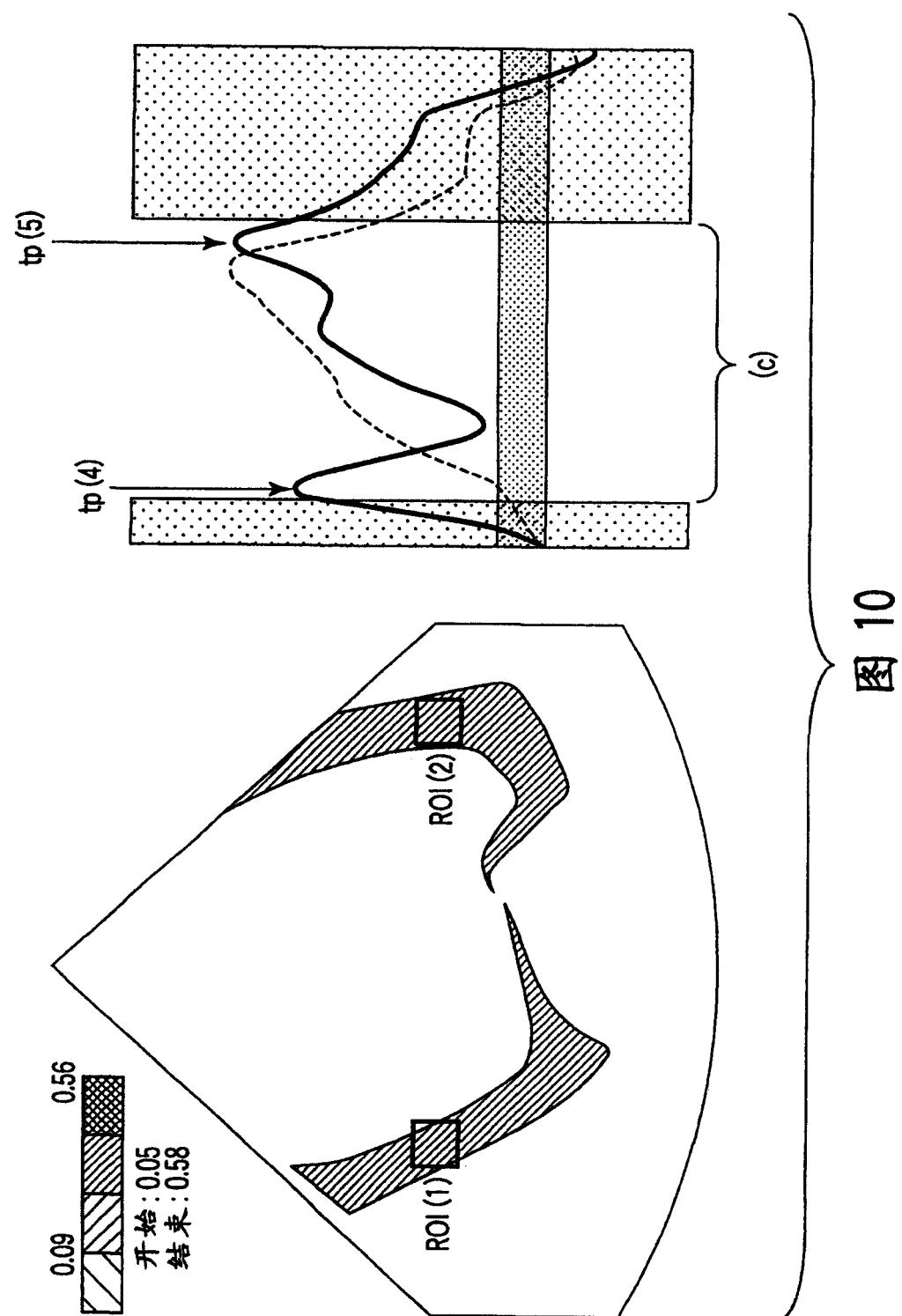
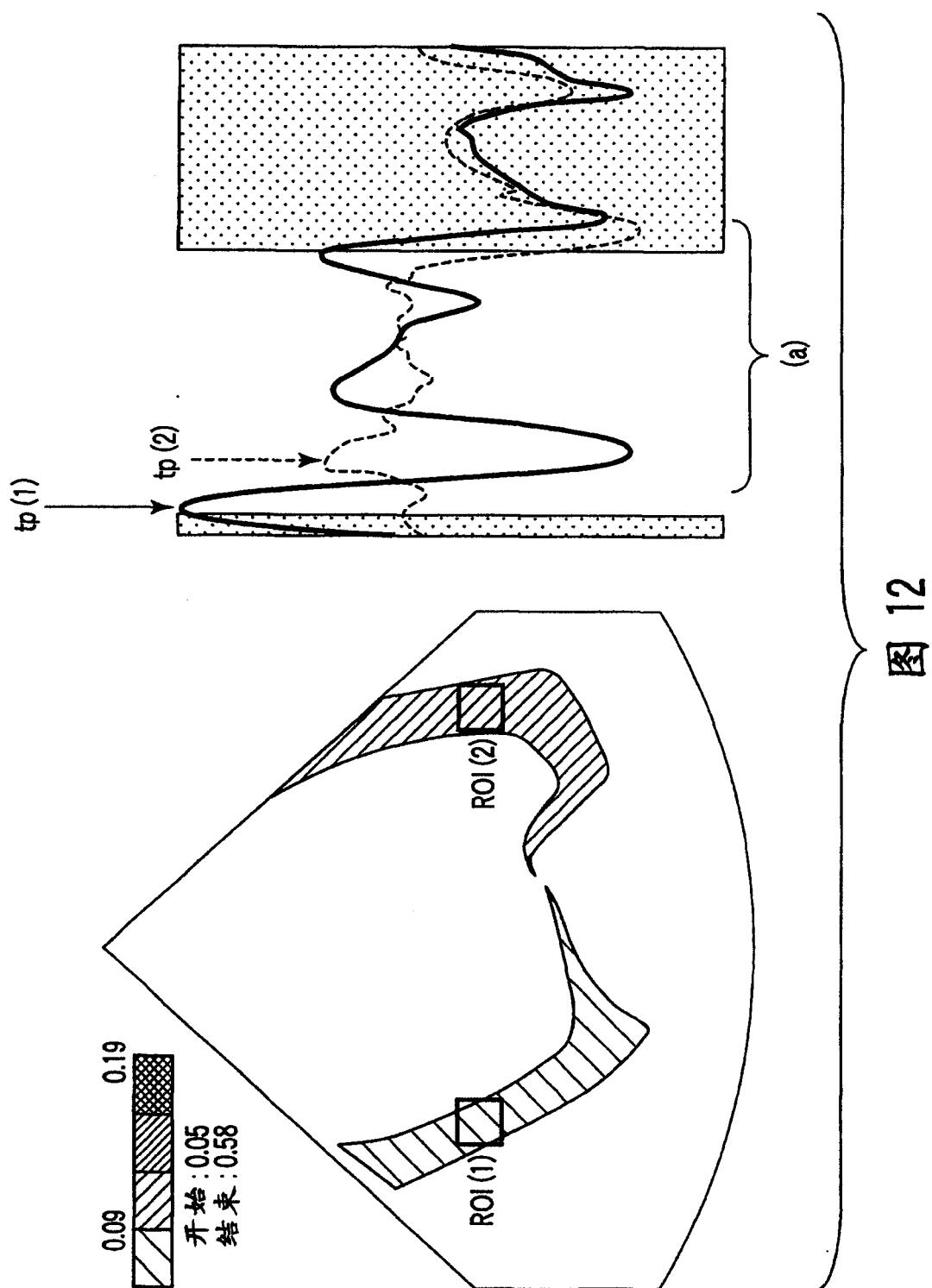
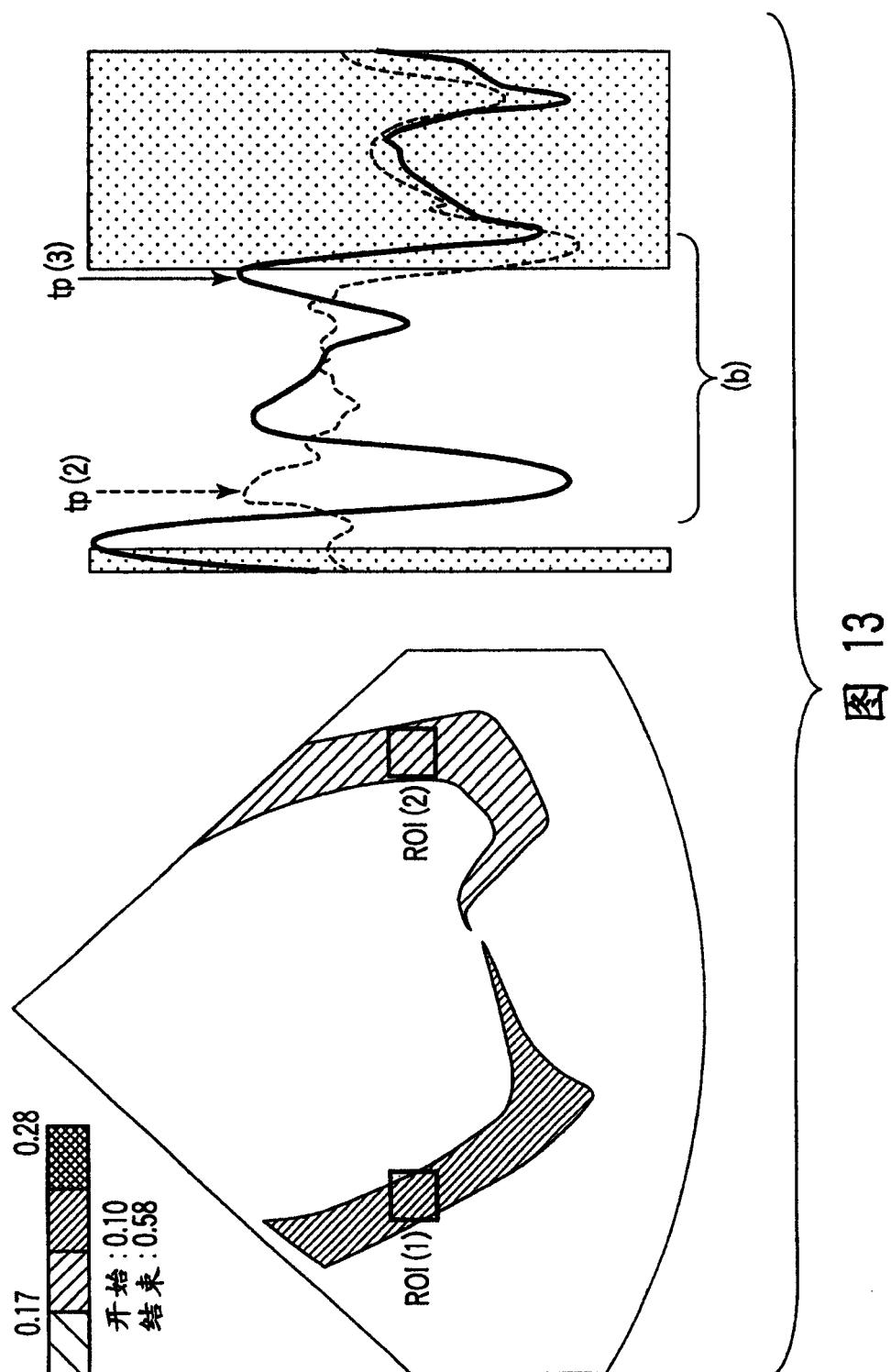


图 10





专利名称(译)	超声波图像处理装置以及超声波图像处理装置的控制程序		
公开(公告)号	CN1989910A	公开(公告)日	2007-07-04
申请号	CN200610141427.9	申请日	2006-09-29
[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	A61B8/00 G06Q50/00 G06T1/00 G06T7/20		
CPC分类号	G01S7/52042 G01S7/52071 G01S15/8979 A61B8/0883 G01S7/52087 A61B8/485 A61B8/488 G01S7 /52074 A61B8/463		
代理人(译)	曲瑞		
优先权	2005376261 2005-12-27 JP		
其他公开文献	CN1989910B		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明的超声波图像处理装置取得通过超声波的收发得到的被检体中的多个位置上的组织的运动信息，例如与上述被检体中的组织的变形有关的定量值、或与上述被检体中的位移有关的定量值。根据该组织的运动信息，计算被检体的规定的运动定时，生成用于表示被检体中的多个位置上的组织的运动定时的第一图像。

