



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101292882 B

(45) 授权公告日 2010.12.22

(21) 申请号 200810093594.X

G01S 7/52(2006.01)

(22) 申请日 2008.04.25

(56) 对比文件

(30) 优先权数据

2007-117314 2007.04.26 JP

US 2004/0116810 A1, 2004.06.17, 全文.

JP 特开 2001-14495 A, 2001.01.19, 全文.

JP 特开 2001-175847 A, 2001.06.29, 全文.

US 6106470 A, 2000.08.22, 全文.

(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

审查员 李尹岑

(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 11038

代理人 曲瑞

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006.01)

G06T 1/00(2006.01)

G06T 7/00(2006.01)

G01S 15/89(2006.01)

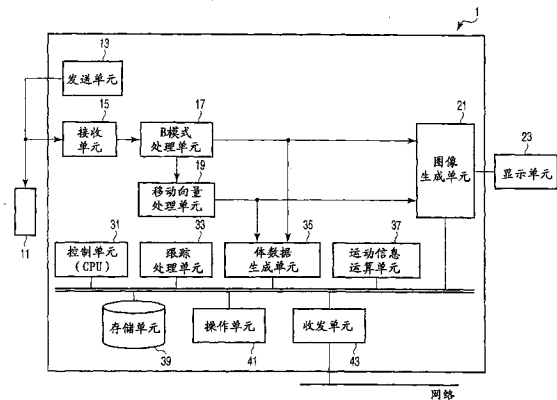
权利要求书 4 页 说明书 13 页 附图 20 页

(54) 发明名称

超声波图像处理装置以及超声波图像处理方法

(57) 摘要

本发明提供一种超声波图像处理装置以及超声波图像处理方法,其中,在初始时相指定在临床上有用的、对应于 ASE 分割的 Basal/Mid/Apical 这 3 个断面,其余时相通过三维地进行散斑跟踪,在至少一个心周期中跟踪 3 个断面的位置。重构与所跟踪的位置有关的 3 个 C 模式投影像。并且,计算在所跟踪的位置的任意的壁运动参数,与 C 模式重叠地显示或者在极图上投影显示。作为 C 模式的投影像方法,可以采用仅检测出在初始时相垂直于规定断面的移动分量来投影、检测出各壁的平均移动分量来投影、跟踪各心肌位置来投影中的任意方法。得到的 C 模式图像与表示长轴像和 C 模式图像的位置的标记同时显示。



CN 101292882 B

1. 一种超声波图像处理装置,其特征在于,具有:

存储单元,利用超声波扫描周期性运动的被检查体,存储在涉及上述周期性运动的每个时相取得的体数据;

设定单元,在上述体数据中的、规定时相中的体数据中设定任意断面;

跟踪单元,通过执行跟踪上述规定时相中的上述任意断面的位置的时间变化的跟踪处理,在与涉及上述周期性运动的其余时相对应的各体数据中设定相当于上述任意断面的面;

图像生成单元,根据与上述任意断面和相当于上述任意断面的面对应的数据,生成各时相中的第 1 超声波图像;和

显示单元,显示每个时相的上述第 1 超声波图像。

2. 如权利要求 1 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,

上述跟踪单元计算与相当于上述规定时相中的上述任意断面的面有关的移动向量,并且利用上述规定时相中的移动向量和上述规定时相中的上述任意断面,执行上述跟踪处理。

3. 如权利要求 2 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,

在设上述规定时相为 t_j 的情况下,上述跟踪单元针对涉及上述周期性运动的其余各时相 t_i ,将利用该其余各时相之前或之后的时相的上述移动向量、使该之前或之后的时相中的相当于上述任意断面的面移动后的区域,设定为上述其余各时相中的相当于上述任意断面的面,计算与上述其余各时相中的相当于上述任意断面的面有关的移动向量,并且利用上述其余各时相中的相当于上述任意断面的面和与上述其余各时相中的相当于上述任意断面的面有关的上述移动向量,设定之前或之后的时相中的相当于上述任意断面的面,其中, $i \neq j$, i 为满足 $1 \leq i \leq n$ 的整数, n 为满足 $n \geq 2$ 的整数。

4. 如权利要求 2 或 3 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,

上述跟踪单元计算上述任意断面的每个时相的各位置上的三维移动向量,并且计算上述各位置上的三维移动向量的、向上述任意断面的法线的投影分量的平均,作为与每个时相的上述任意断面有关的移动向量。

5. 如权利要求 2 或 3 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,

上述跟踪单元计算上述任意断面的每个时相的各位置上的三维移动向量,并且计算上述各位置上的三维移动向量的平均,作为与相当于每个时相的上述任意断面的面有关的移动向量。

6. 如权利要求 2 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,

上述跟踪单元计算上述任意断面的每个时相的各位置上的三维移动向量,作为与相当于每个时相的上述任意断面的面有关的移动向量,并且利用上述每个时相的各位置上的三维移动向量来使相当于各时相的上述任意断面的面的各位置移动,由此执行上述跟踪处理。

7. 如权利要求 1 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,

上述被检查体为心脏;

相当于上述规定时相中的任意断面的面是上述心脏的短轴断面;

上述第 1 超声波图像是上述心脏的短轴像。

8. 如权利要求 1 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,
上述被检查体为心脏;
相当于上述规定时相中的任意断面的面是上述心脏的长轴断面;
上述第 1 超声波图像是上述心脏的长轴像。
9. 如权利要求 1 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,
上述被检查体为心脏;
上述设定单元在与上述规定时相对应的体数据中,设定包含上述心脏的长轴断面内的瓣环部位的上述任意断面;
上述跟踪单元通过利用与上述其余时相对应的上述各体数据和上述规定时相中的上述瓣环部位的二维图案匹配,在与上述其余时相对应的上述各体数据中设定涉及上述周期性运动的其余时相中的瓣环部位的位置;
上述图像生成单元根据所设定的上述各时相中的瓣环部位的位置信息,生成上述各时相中的至少一个短轴像,作为上述第 1 超声波图像。
10. 如权利要求 1 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,
上述被检查体为心脏;
上述设定单元在与上述规定时相对应的体数据中,设定上述心脏的长轴断面中的、与短轴断面对应的跟踪位置;
上述跟踪单元利用与上述其余时相对应的上述各体数据和上述规定时相的上述长轴断面中的跟踪位置,在与上述其余时相对应的上述各体数据中设定涉及上述周期性运动的其余各时相的上述长轴断面中的跟踪位置;
上述图像生成单元根据所设定的上述各时相中的上述长轴断面中的跟踪位置,生成上述各时相中的至少一个短轴像,作为上述第 1 超声波图像。
11. 如权利要求 1 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,
上述图像生成单元生成组织形态图像和运动信息图像中的至少一方,作为上述第 1 超声波图像。
12. 如权利要求 1 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,
上述图像生成单元通过包含绘制的处理,生成上述第 1 超声波图像。
13. 如权利要求 1 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,
上述图像生成单元利用上述体数据,针对每个时相生成与上述第 1 超声波图像不同的第 2 超声波图像;
上述显示单元将上述第 2 超声波图像与表示上述第 1 超声波图像的位置的标记一起显示。
14. 如权利要求 13 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,
上述显示单元将上述第 2 超声波图像与表示与不同时相对应的多个上述第 1 超声波图像的位置的标记一起显示。
15. 如权利要求 13 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,
上述显示单元将上述第 1 超声波图像与表示上述第 2 超声波图像的位置的标记一起显示。
16. 如权利要求 13 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,

上述显示单元将上述第 1 超声波图像与表示与不同时相对应的多个上述第 2 超声波图像的位置的标记一起显示。

17. 如权利要求 1 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,
上述被检查体为心脏;

上述图像生成单元根据与上述每个时相的任意断面对应的数据,生成以心尖部为极点将上述被检查体的运动信息向极坐标展开后的运动信息图像,作为上述第 1 超声波图像。

18. 如权利要求 1 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,
上述被检查体为心脏;

上述图像生成单元利用上述任意断面、相当于上述任意断面的面和上述体数据,计算上述心脏的局部运动信息,并且针对每个时相生成将上述心脏的局部运动信息投影到上述第 1 超声波图像上而得到的第 3 超声波图像;

上述显示单元以规定的形态显示上述第 3 超声波图像。

19. 如权利要求 18 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,

上述显示单元以正确地表现上述第 1 超声波图像中的心壁区域与对壁厚方向的运动信息进行投影的区域的位关系的位置关系的形态,显示上述第 3 超声波图像。

20. 如权利要求 18 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,

上述显示单元以使上述第 1 超声波图像中的心壁区域与对壁厚方向的运动信息进行投影的区域一致的形态,显示上述第 3 超声波图像。

21. 一种超声波图像处理装置,其特征在于,具有:

存储单元,存储在与心脏有关的每个时相取得的体数据;

运算单元,利用上述体数据,针对每个时相计算心脏的局部运动信息;

设定单元,在上述体数据中设定任意断面;

生成单元,根据与相当于上述任意断面的面对应的组织形态数据,生成第 1 超声波图像,并且针对每个时相生成将上述心脏的局部运动信息投影到上述第 1 超声波图像上而得到的第 2 超声波图像;和

显示单元,显示上述第 2 超声波图像。

22. 如权利要求 21 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,

上述运算单元计算局部的三维移动向量信息;

上述生成单元针对在规定时相中设定的上述任意断面,利用上述三维移动向量信息,跟踪其余时相中的任意断面的位置,并且利用其结果生成上述第 2 超声波图像。

23. 一种超声波图像处理方法,其特征在于,包括以下步骤:

利用超声波扫描周期性运动的被检查体,在涉及上述周期性运动的每个时相取得的体数据中的、规定时相中的体数据中设定任意断面;

通过执行跟踪上述规定时相中的上述任意断面的位置的时间变化的跟踪处理,在与涉及上述周期性运动的其余时相对应的上述各体数据中设定相当于上述任意断面的面;

根据与相当于上述每个时相的任意断面的面对应的数据,生成上述各时相中的第 1 超声波图像;以及

显示每个时相的上述第 1 超声波图像。

24. 一种超声波图像处理方法,其特征在于,包括以下步骤:

利用在与心脏有关的每个时相取得的体数据,针对每个时相计算心脏的局部运动信息;

在上述体数据中设定任意断面;

根据与相当于上述任意断面的面对应的组织形态数据,生成第 1 超声波图像,并且针对每个时相生成将上述心脏的局部运动信息投影到上述第 1 超声波图像上而得到的第 2 超声波图像;以及

显示上述第 2 超声波图像。

超声波图像处理装置以及超声波图像处理方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波图像处理装置等,可以利用例如以 C 模式断面像为代表的 MPR 像,与运动一致地动态跟踪作为对象的运动组织,并以规定的形态显示利用该跟踪结果运算得到的组织的运动信息。

背景技术

[0002] 超声波诊断仅通过将超声波探头从体表接触这样的简单操作,利用实时显示即可得到心脏的跳动或胎儿的活动状况,并且由于安全性高,因此可以重复地进行检查。另外,系统规模与 X 射线、CT、MRI 等其它诊断设备相比较小,并且向床边移动这样的检查也容易进行,因此可以说是简便的诊断方法。在该超声波诊断中使用的超声波诊断装置取决于其具备的功能种类而分别不同,已经开发出小型的、可单手移动的装置,超声波诊断不象 X 射线等那样有被辐射的影响,在产科或在家医疗等中也可以使用。

[0003] 对于组织诊断,利用这样的超声波诊断装置对心肌等活体组织客观且定量地评价其功能是非常重要的。例如,在日本特开 2003-175041 号公报中,近年来,作为心脏的定量评价方法,一边进行图像中的局部图案匹配、一边计算位移或变形这样的局部壁运动信息的技术已经投入实用。另外,在同一日本特开 2003-175041 号公报中,有利用可以取得三维图像的超声波诊断装置来正确地运算壁运动信息的三维分布的方法。利用这些方法可以取得三维的壁运动信息等,从而可以定量地评价组织的功能。

[0004] 并且,近年来,开发出更具体地分析所取得的三维运动信息并利用规定的形态来进行显示的技术。例如有对维数据的任意断面 (MPR) 像计算局部的壁运动信息的技术。另外,在 Philips “iSlice View” QLAB’ s 3DQ Advanced plug-in features: Provides 9 equally-spaced MPR short axis views between the LV mitral annulus and apex (http://www.medical.philips.com/main/products/ultrasound/general/qlab/features/3dq_advanced/index.html) 中,在多个部位 (例如 9 个部位) 取得左心室的横断面 (C 模式) 像并且排列显示的技术已经投入实用。

[0005] 但是,现有的三维运动信息分析方法存在以下问题。

[0006] 在现有装置中,利用与在时间上恒定的位置 (位置不随时间变化的平面等) 有关的 MPR 像,分析三维运动信息。而心肌一般进行复杂变形一边运动。因此,现有方法无法局部地实现同一部位 (组织) 随时间的观察。例如,心脏沿长轴方法伸缩 (shortening),但利用现有方法将其作为 C 模式像并利用短轴像持续观察恒定断面时,在该断面上,不同的长轴方向的信息随时间时刻变换。

[0007] 并且,在现有装置中,为了覆盖作为观察对象的三维区域整体,显示 9 个 C 模式像。因此,应观察的图像数变多,观察者难以同时把握整体像。而且,显示范围一般受限,因此每个图像的显示尺寸小,从而难以观察微小的异常部位。

发明内容

[0008] 本发明鉴于上述问题作出,其目的在于提供一种可以正确且迅速地取得与有活动的诊断对象的同一部位有关的三维运动信息的超声波图像处理装置和超声波图像处理方法。

[0009] 根据本发明的一个方面,提供一种超声波图像处理装置,其特征在于,具有:存储单元,利用超声波扫描周期性运动的被检查体,存储在涉及上述周期性运动的每个时相取得的体数据;设定单元,在上述体数据中的、规定时相中的体数据中设定任意断面;跟踪单元,通过执行跟踪上述规定时相中的上述任意断面的位置的时间变化的跟踪处理,在与涉及上述周期性运动的其余时相对应的上述各体数据中设定相当于上述任意断面的面;图像生成单元,根据与相当于上述每个时相的任意断面的面对应的数据,生成上述各时相中的第 1 超声波图像;和显示单元,显示每个时相的上述第 1 超声波图像。

[0010] 根据本发明的另一个方面,提供一种超声波图像处理装置,其特征在于,具有:存储单元,存储在与心脏有关的每个时相取得的体数据;运算单元,利用上述体数据,针对每个时相计算心脏的局部运动信息;设定单元,在上述体数据中设定任意断面;生成单元,根据与相当于上述任意断面的面对应的组织形态数据,生成第 1 超声波图像,并且针对每个时相生成将上述心脏的局部运动信息投影到上述第 1 超声波图像上而得到的第 2 超声波图像;和显示单元,显示上述第 2 超声波图像。

[0011] 根据本发明的又一个方面,提供一种超声波图像处理方法,其特征在于,包括以下步骤:利用超声波扫描周期性运动的被检查体,在涉及上述周期性运动的每个时相取得的体数据中的、规定时相中的体数据中设定任意断面;通过执行跟踪上述规定时相中的上述任意断面的位置的时间变化的跟踪处理,在与涉及上述周期性运动的其余时相对应的上述各体数据中设定相当于上述任意断面的面;根据与相当于上述每个时相的任意断面的面对应的数据,生成上述各时相中的第 1 超声波图像;以及显示每个时相的上述第 1 超声波图像。

[0012] 根据本发明的又一个方面,提供一种超声波图像处理方法,其特征在于,包括以下步骤:利用在与心脏有关的每个时相取得的体数据,针对每个时相计算心脏的局部运动信息;在上述体数据中设定任意断面;根据与相当于上述任意断面的面对应的组织形态数据,生成第 1 超声波图像,并且针对每个时相生成将上述心脏的局部运动信息投影到上述第 1 超声波图像上而得到的第 2 超声波图像;以及显示上述第 2 超声波图像。

附图说明

[0013] 图 1 是用于说明第 1 实施方式的超声波诊断装置的构成的图。

[0014] 图 2 是示出依照第 1 实施方式的任意断面跟踪功能的处理(任意断面跟踪处理)的流的流程图。

[0015] 图 3 是用于说明与任意断面跟踪处理中的各心时相有关的体数据的取得的图。

[0016] 图 4 是示出图 2 的步骤 S3 中的任意断面跟踪处理的流的流程图。

[0017] 图 5 是用于说明实施例 1 的跟踪方法的图。

[0018] 图 6 是用于说明实施例 2 的跟踪方法的图。

[0019] 图 7 是用于说明实施例 3 的跟踪方法的图。

[0020] 图 8 是用于说明使用实施例 3 的跟踪方法的情况下的图像重构的图。

[0021] 图 9 是示出通过第 1 实施方式的跟踪处理得到的运动信息的显示形态的一个例子的图。

[0022] 图 10 是示出对通过第 1 实施方式的跟踪处理得到的运动信息进行三维表面绘制显示的情况下的一个例子的图。

[0023] 图 11 是示出第 2 实施方式的任意断面跟踪处理的流程的流程图。

[0024] 图 12 是示出通过第 2 实施方式的跟踪处理得到的运动信息的显示形态的一个例子的图。

[0025] 图 13 是示出对通过第 2 实施方式的跟踪处理得到的运动信息进行三维表面绘制显示的情况下的一个例子的图。

[0026] 图 14 是示出第 3 实施方式的任意断面跟踪处理的流程的流程图。

[0027] 图 15 是示出通过第 3 实施方式的跟踪处理得到的运动信息的显示形态的一个例子的图。

[0028] 图 16 是示出第 4 实施方式的任意断面跟踪处理的流程的流程图。

[0029] 图 17 是示出通过第 4 实施方式的跟踪处理得到的运动信息的显示形态的一个例子的图。

[0030] 图 18 是示出通过各实施方式的跟踪处理得到的运动信息的显示形态的变形例的图。

[0031] 图 19 是用于说明对 C-mode (C 模式) 面的壁厚方向的壁运动信息的投影的图。

[0032] 图 20 是示出将壁厚方向的壁运动信息投影到 C-mode 像上得到的重叠图像的显示形态的一个例子的图。

[0033] 图 21 是示出将壁厚方向的壁运动信息投影到 C-mode 像上得到的重叠图像的显示形态的其它例子的图。

具体实施方式

[0034] 以下参照附图说明本发明的第 1 实施方式至第 3 实施方式。在以下的说明中,对于具有大致相同的功能和构成的构成要素,附加同一符号并且仅在必要的情况下进行重复说明。

[0035] (第 1 实施方式)

[0036] 图 1 是第 1 实施方式的超声波诊断装置 1 的构成图。本超声波诊断装置 1 具有超声波探头 11、发送单元 13、接收单元 15、B 模式处理单元 17、移动向量处理单元 19、图像生成单元 21、显示单元 23、控制单元 (CPU) 31、跟踪处理单元 33、体数据生成单元 35、运动信息运算单元 37、存储单元 39、操作单元 41、收发单元 43。另外,在将本发明应用于超声波图像处理装置的情况下,图 1 的虚线内的要素成为其构成要素。

[0037] 超声波探头 11 根据来自发送单元 12 的驱动信号产生超声波,具有将来自被检查体的反射波变换成电信号的多个压电振子、设置在该压电振子上的匹配层、以及防止超声波从该压电振子向后方传播的衬底材料等。从该超声波探头 11 向被检查体发送了超声波时,由于活体组织的非线性,伴随超声波的传播,产生各种谐波分量。构成发送超声波的基波和谐波分量由于体内组织的声阻抗的边界、微小散射等而被后方散射,作为反射波(回波)被超声波探头 11 接收。

[0038] 发送单元 13 具有未图示的延迟电路和脉冲发生器电路等。在脉冲发生器电路中,以规定的比率 (rate) 频率 fr Hz (周期: $1/fr$ 秒) 重复产生用于形成发送超声波的比率脉冲。并且,在延迟电路中,将针对每个信道将超声波会聚成束状并决定发送指向性所需的延迟时间提供给各比率脉冲。发送单元 12 以基于该比率脉冲的定时,向每个振子施加驱动脉冲,以向规定的扫描行形成超声波束。

[0039] 接收单元 15 具有未图示的放大电路、A/D 转换器、加法器等。放大器电路针对每个信道放大经由探头 11 取入的回波信号。A/D 转换器向放大后的回波信号提供决定接收指向性所需的延迟时间,然后在放大器中进行加法处理。通过该加法计算,生成对应于规定的扫描行的超声波回波信号。

[0040] B 模式处理单元 17 通过对从接收单元 15 接收到的超声波回波信号实施包络线检波处理,生成对应于超声波回波的振幅强度的 B 模式信号。

[0041] 移动向量处理单元 19 在时相不同的两帧间利用图案匹配处理检测出组织位置,根据该移动位置求出各组织的移动量 (或速度)。具体地说,对于一帧上的关心区域,求出类似性最高的另一帧上的对应区域。通过求出该关心区域与对应区域之间的距离,可以求出组织的移动量。并且,通过用帧间的时间差来除该移动量,可以求出组织的移动速度。通过在帧上的各位置上逐帧地进行该处理,可以取得各组织的位移 (移动向量) 或与组织的位移有关的时空分布数据。

[0042] 图像生成单元 21 生成表示与 B 模式信号的规定断层有关的维数分布的 B 模式超声波像。并且,图像生成单元 21 生成 B 模式超声波像、与组织的运动信息有关的图像、B 模式超声波像和与组织的运动信息有关的图像的重叠图像等。这里,组织的运动信息是组织的变形、变形率、移动距离、速度以及其它可以与组织的运动相关地取得的物理信息。以下将包含这样的组织运动信息的图像总称为“运动信息图像”。

[0043] 显示部 23 根据来自图像生成单元 21 的视频信号,以规定的形态将活体内的形态学信息或运动信息等作为图像进行显示。另外,显示部 23 在显示多个图像的情况下,显示用于支持图像间的位置对应关系的标记。

[0044] 控制单元 (CPU) 31 具有作为信息处理装置 (计算机) 的功能,静态地或动态地控制本超声波诊断装置本体的动作。特别是,控制单元 31 通过未图示的存储器中展开存储单元 39 中存储的专用程序,实现后述的任意断面跟踪功能。

[0045] 跟踪处理单元 33 执行随时间跟踪在规定时相的体数据中设定的任意断面的活动的任意断面跟踪处理。

[0046] 体数据生成单元 35 利用从 B 模式处理单元 17 接收到的每帧的 B 模式数据、从移动向量处理单元 19 接收到的每个时相的组织位移的空间分布数据等,执行空间插值处理,针对与周期性运动有关的各时相,生成与该周期性运动的诊断对象有关的体数据。另外,在本实施方式中,体数据生成单元 35 利用图像生成单元 21 前级的数据 (所谓的原始数据) 生成体数据。但是,不限于此,在该体数据生成单元 35 中,也可以利用图像生成单元 21 后级的数据 (所谓的图像数据) 来生成体数据,执行后述的断面跟踪功能。

[0047] 运动信息运算单元 37 利用在体数据生成单元 35 中生成的与每个时相的组织位移有关的体数据、以及由断面跟踪单元 33 取得的每个时相的跟踪对象面,对与各跟踪对象面有关的运动信息进行运算。

[0048] 存储单元 39 是磁盘（软（floppy：注册商标）盘、硬盘等）、光盘（CD-ROM、DVD 等）、半导体存储器等记录介质以及读出存储在这些介质中的信息的装置。在该存储单元 37 中存储有：收发条件、规定的扫描序列、对应于各时相的原始数据或超声波图像数据（例如通过组织多普勒模式、B 模式等拍摄的组织图像数据）、在体数据生成单元 35 中生成的每个时相的体数据、在运动信息运算单元 37 中生成的运动信息、用于实现断面跟踪功能的专用程序、用于执行图像生成和显示处理的控制程序、诊断信息（患者 ID、医师的意见等）、诊断方案、体标记生成程序等。

[0049] 操作单元 41 与装置本体连接，具有用于将来自操作者的各种指示、关心区域（ROI）的设定指示、各种画质条件设定指示、任意断面跟踪处理中的初始时相的指定、以及该初始时相中的任意断面的设定等取入到装置本体的鼠标、跟踪球、模式切换开关、键盘等。

[0050] 收发单元 43 是经由网络与其它装置进行信息的收发的装置。在本超声波诊断装置 1 中得到的超声波图像等数据或分析结果等可由收发单元 43 经由网络传送到其它装置。

[0051] （任意断面跟踪功能）

[0052] 以下说明本超声波诊断装置 1 具有的任意断面跟踪功能。该功能通过利用超声波成像随时间跟踪在进行周期性运动的诊断对象中设定的任意断面的空间变动，来支持与该诊断对象有关的图像诊断。另外，在本实施方式中，为了具体说明，对进行周期性运动的诊断对象为心脏的情况进行说明。

[0053] 图 2 是示出依照第 1 实施方式的任意断面跟踪功能的处理（任意断面跟踪处理）的流程的流程图。以下说明各步骤中的处理的内容。

[0054] [步骤 S1：体数据的取得]

[0055] 首先，对于作为诊断对象的心脏，执行持续期间 T 的体扫描，如图 3 所示，在 t_0 、 t_1 、...、 t_n 的各心时相中的每一个取得 B 模式信号的体数据以及与组织位移有关的体数据（步骤 S1）。

[0056] 其中，期间 T 设为诊断对象的运动的一个周期以上（当前情况下为一个心周期以上）的期间。另外，体扫描的方法不限于此。例如，也可以利用一维阵列探头、二维阵列探头中的某一个来进行体扫描，还可以利用如下的三维触发扫描：通过根据对应的触发将与 ECG 同步地收集的与小区域有关的子体数据相互连接，来生成与所期望的范围有关的体数据，并且按照时间信息依次更新子体数据。

[0057] [步骤 S2：任意断面的设定]

[0058] 然后对与任意的规定时相有关的体数据设定任意断面（步骤 S2）。在本实施方式中，在期间 T 的初始时相 t_0 设定 Basal/Mid/Apical（基底 / 中间 / 顶）这三个断面（以下简称起见，分别称为 B 面、M 面和 A 面）。

[0059] 另外，对该初始时相的体数据的任意断面的设定可以由装置自动执行，也可以按照操作者从操作单元 41 的输入手动地执行。另外，从医学的观点看，初始时相最好是舒张末期时相或收缩末期时相。

[0060] [步骤 S3：任意断面跟踪处理]

[0061] 接着，跟踪处理单元 33 在步骤 S2 中没有设定断面的其余时相（即期间 T 内的初始时相 t_0 以外的各时相）的体数据中，通过对与在初始时相 t_0 中设定的各任意断面相对

应的区域进行散斑跟踪 (Speckletracking) (利用图案匹配的跟踪), 执行各任意断面的跟踪 (步骤 S3)。

[0062] 以下根据实施例并参照图 4 说明该任意断面跟踪的具体方法。

[0063] [实施例 1]

[0064] 本实施例的跟踪方法通过将存在于各断面上的组织的各位置上的移动向量向法线方向投影并进行平均, 求出移动分量 V , 利用其跟踪各时相中的任意断面。

[0065] 图 4 是示出步骤 S3 中的任意断面跟踪处理的流程的流程图。如该图所示, 首先, 仅对针对初始时相的体数据设定的 B 面、M 面、A 面中的每一个上的各心肌 (即, 包含在各面上的组织的各位置) 的移动向量的法线方向分量 (法线方向的投影分量。在图中示为 z) 进行平均, 算出初始时相 t_0 中的移动分量 $V = V_{z, \text{mean}}(t_0)$ (步骤 S31)。

[0066] 然后, 沿着法线方向使在初始时相中设定的 B 面、M 面、A 面中的每一个平行移动移动分量 $V = V_{z, \text{mean}}(t_0)$, 将移动后的 B 面、M 面、A 面的每一个中包含的心脏区域设定为时相 t_1 中的任意断面 (步骤 S32)。

[0067] 接着, 仅对时相 t_1 中的 B 面、M 面、A 面的每一个中的各心肌的移动向量的法线方向分量进行平均, 算出时相 t_i (其中, i 为表示 $2 \leq i \leq n$ 的整数) 中的移动分量 $V = V_{z, \text{mean}}(t_i)$ (步骤 S33)。

[0068] 接着, 在时相 t_i 中, 使 B 面、M 面、A 面中的每一个沿着其法线方向平行移动移动分量 $V = V_{z, \text{mean}}(t_i)$, 设定时相 t_i 中的 B 面、M 面、A 面 (步骤 S34)。

[0069] 以下, 通过按时间序列将上述步骤 S33、S34 的处理依次重复到时相 t_n , 可以跟踪各时相中的 B 面、M 面、A 面。

[0070] 利用以上所述的本实施例 1 的方法跟踪的 B 面、M 面、A 面利用将各面上的各位置 (各心肌) 的法线方向分量进行平均而算出的移动分量 V , 检测出其移动后的位置。因此, 如图 5 所示, 各时相中的 B 面、M 面、A 面分别与在初始时相中设定的 B 面、M 面、A 面平行。

[0071] [实施例 2]

[0072] 本实施例的跟踪方法通过对存在于所设定的任意断面内的组织的各位置上的移动向量 (不沿法线方向投影) 进行平均, 求出移动分量 V , 利用其跟踪各时相中的任意断面。

[0073] 即, 在图 4 中, 首先, 对针对初始时相的体数据设定的 B 面、M 面、A 面中的每一个上的各心肌 (即, 包含在各面中的组织上的各位置) 的移动向量进行平均, 算出初始时相 t_0 中的移动分量 $V = V_{\text{mean}}(t_0)$ (步骤 S31)。

[0074] 然后, 使在初始时相中设定的 B 面、M 面、A 面中的每一个平行移动移动分量 $V = V_{\text{mean}}(t_0)$, 设定时相 t_1 中的 B 面、M 面、A 面 (步骤 S32)。

[0075] 接着, 对时相 t_1 中的 B 面、M 面、A 面的每一个中的各心肌的移动向量进行平均, 算出时相 t_i (其中, i 为表示 $2 \leq i \leq n$ 的整数) 中的移动分量 $V = V_{\text{mean}}(t_i)$ (步骤 S33)。

[0076] 接着, 在时相 t_i 中, 使 B 面、M 面、A 面中的每一个沿着其法线方向平行移动移动分量 $V = V_{\text{mean}}(t_i)$, 设定时相 t_i 中的 B 面、M 面、A 面 (步骤 S34)。

[0077] 以下, 通过按时间序列将上述步骤 S33、S34 的处理依次重复到时相 t_n , 可以跟踪各时相中的任意断面。

[0078] 利用以上所述的本实施例 2 的方法跟踪的 B 面、M 面、A 面利用将各面上的各位置 (各心肌) 的移动向量进行平均而算出的移动分量 V , 检测出其移动后的位置。因此, 如图

6 所示,各时相中的 B 面、M 面、A 面不限于分别与在初始时相中设定的 B 面、M 面、A 面始终平行。

[0079] [实施例 3]

[0080] 本实施例的跟踪方法将存在于所设定的任意断面内的组织的各位置,利用其每个位置的移动向量,检测出下一时相中的任意断面上的各位置,通过按时间序列重复上述动作,来跟踪各时相中的任意断面。

[0081] 即,在图 4 中,首先,算出与对初始时相 t_0 的体数据设定的 B 面、M 面、A 面中的每一个上的各位置 $p_j(x, y, z)$ (其中, j 为满足 $1 \leq j \leq m$ 的整数。 m 为存在于各面上的心肌组织的位置的个数)有关的移动向量 $V = V(j, t_0)$ (步骤 S31)。

[0082] 然后,检测出使初始时相中的 B 面、M 面、A 面的各面上的各位置移动了该移动向量 $V = V(j, t_0)$ 后的位置,将由它们构成的各面设为下一时相 t_1 中的 B 面、M 面、A 面 (步骤 S32)。

[0083] 接着,针对时相 t_1 中的 B 面、M 面、A 面的各面上的各位置,算出其移动向量 $V = V(j, t_1)$ (步骤 S33)。

[0084] 接着,在时相 t_i 中,检测出使 B 面、M 面、A 面中的 B 面、M 面、A 面的各面上的各位置移动了每个位置的移动向量 $V = V(j, t_i)$ 后的位置,将由它们构成的各面设为下一时相 t_i (其中, i 为表示 $2 \leq i \leq n$ 的整数)中的 B 面、M 面、A 面 (步骤 S34)。

[0085] 以下,通过按时间序列将上述步骤 S33、S34 的处理依次重复到时间相 t_n ,可以跟踪各时相中的任意断面。

[0086] 利用以上所述的本实施例 3 的方法跟踪的 B 面、M 面、A 面利用将各面上的各位置 (各心肌) 的移动向量,检测出在下一时相构成 B 面、M 面、A 面的各面的各位置,通过按时间序列依次重复上述动作,来跟踪各时相中的任意断面。因此,如图 7 所示,各时相中的 B 面、M 面、A 面分别在初始时相以后的各时相中成为三维坐标系中的任意曲面。

[0087] 按照实施例 3、实施例 2、实施例 1 的顺序,可以进行对应于更局部的跟踪位置的高精度的运动信息的配置。

[0088] [步骤 S4 :C 模式图像的生成]

[0089] 然后,图像生成单元 21 将属于各时相中的任意断面的数据 (任意断面数据) 向投影面投影,生成超声波图像 (C 模式图像) (步骤 S4)。作为各种跟踪方法中的任意断面数据的投影方法,在利用上述实施例 1 或实施例 2 的跟踪方法的情况下,最好使被跟踪的任意断面 (在任意方法中都为平面) 与投影面相等。

[0090] 另一方面,在实施例 3 的方法的情况下,被跟踪的任意断面不一定是平面。因此,如图 8 所示,最好求出与被跟踪的任意断面内的心肌的微小的各局部位位置 (在跟踪处理中跟踪的各位置 $p_j(x, y, z)$) 有关的回归平面,将该回归平面作为投影面,重构超声波图像 (C 模式像)。或者,也可以利用回归平面上的各位置上的数据本身,生成与该回归平面有关的 C 模式像。

[0091] [步骤 S5 :运动信息的运算]

[0092] 然后,运动信息运算单元 37 对与各时相的任意断面有关的运动信息进行运算 (步骤 S5)。对于运动信息的运算方法并没有特别的限制。在本实施方式中,例如使用日本特开平 2003-175041 号中说明的组织变形成像方法。

[0093] 在组织变形成像方法中,与多个时相有关的速度分布图像是必需的。该速度分布图像可以通过对利用 B 模式等收集的与多个时相有关的多个二维或三维组织图像实施图案匹配处理来得到。

[0094] [步骤 S6 :图像显示]

[0095] 然后,显示与通过任意断面跟踪处理跟踪的任意断面有关的运动信息图像(步骤 S6)。即,图像生成单元 21 将在步骤 S5 中生成的任意断面内的各位置上的运动信息投影到步骤 S4 中的投影面上,来生成运动信息图像。另外,在将投影面作为回归平面的情况下,在回归平面上的各位置上求出运动信息,通过使其重叠到在步骤 S4 中生成的 C 模式像上,生成运动信息图像。显示单元 23 按照时相顺序连续显示(跟踪显示)所生成的运动信息图像。

[0096] 另外,在显示运动信息图像的情况下,还可以与运动信息图像同时地显示与该运动信息图像正交的断层像(当前的情况下为长轴像),在该长轴像上对与运动信息图像对应的位置进行标记显示。

[0097] 图 9 是示出长轴像上的对应于运动信息图像的位置的标记显示的一个例子的图。在该图中,4C 像、2C 像的各长轴像上的虚线示出对应于 B 面、M 面、A 面中的每一个的运动信息图像的位置的标记显示。另外,B 面、M 面、A 面的各运动信息图像(短轴像)上的虚线示出对应于 4C 像、2C 像中的每一个的位置的标记显示。

[0098] 通过这样的标记显示,可以把握动态跟随的 B 面、M 面、A 面的位置,并且还可以把握向长轴方向的伸缩由于心肌缺血等而局部低下的部位。该状况可以理解为,例如在图 9 左侧的长轴像中示出,如果对应于 B 面、M 面、A 面的 3 个短轴像的位置平行,则在左右心壁中,Basal/Mid/Apical 的所有区域均等地移动,而如该图所示,在仅对应于 M 面的短轴像相对于其它断面向左下倾斜的情况下,与右侧心肌的 Basal 部位相比,左侧心肌的 Basal 部位在局部上伸缩较小。

[0099] 另外,也可以对与所跟踪的任意断面有关的运动信息进行三维表面绘制显示。

[0100] 图 10 是示出对与所跟踪的任意断面有关的运动信息进行三维表面绘制显示情况下的一个例子的图。在该图中示出在心肌的横断面改变位置的同时形状发生变形的情况,按照彩色图分配使壁运动参数(例如 radial-strain(径向应变):壁厚变化率)的程度不同的色彩。

[0101] (效果)

[0102] 根据如上所述的结构,可以得到如下效果。

[0103] 根据本超声波诊断装置,算出各时相中的移动向量,利用该移动向量检测出下一时相中的任意断面,通过重复该动作来跟踪任意断面的空间变动。可以利用通过跟踪得到的各时相中的任意断面上的数据,生成 C 模式像、运动信息图像,并例如按照时间序列对其进行连续显示。通过这样的显示,可以直观且定量地把握心肌断面如何根据心时相随时间变形的情况。结果,可以正确且迅速地取得与有活动的心肌的同一部位有关的三维运动信息。

[0104] 例如,即使在有伸缩的情况下,也始终可以观察将同一局部节段上的心肌壁厚变化作为一例的运动信息。而且,仅利用 ASE 推荐的、临床上分析左心室整体所需的对应于 3 个区域的 3 个 C 模式像,因此与使用现有装置的观察相比,可以容易地进行同时把握。

[0105] (第 2 实施方式)

[0106] 以下说明本发明的第 2 实施方式。在第 1 实施方式中,说明了跟踪对应于短轴像的 B 面、M 面、A 面中包含的心脏区域的情况。而本实施方式的任意断面跟踪处理利用在临床上有很高意义的对应于长轴像的心尖四腔断面(4C 断面)、心尖三腔断面(3C 断面)、心尖二腔断面(2C 断面)来进行。本实施方式的方法可以单独地、或者与在第 1 实施方式中描述的方法相组合地实施。

[0107] 以下为了进行具体说明,以将对应于长轴像的任意断面设为 4C 断面和 2C 断面的情况为例。但是,不限于此,也可以利用 4C 断面、3C 断面、2C 断面中的任意组合,还可以使用全部的 3 个断面,或者仅使用某一个断面。

[0108] 图 11 是示出第 2 实施方式中的任意断面跟踪处理的流程的流程图。以下说明各步骤中的处理的内容。

[0109] 如该图所示,与第 1 实施方式的情况相同,对于作为诊断对象的心脏,通过持续期间 T 的体扫描,取得与 t_0 、 t_1 、 \dots 、 t_n 的各心时相有关的体数据(步骤 S31),对与初始时相有关的体数据设定 4C 断面、2C 断面作为任意断面(步骤 S32)。

[0110] 接着,跟踪处理单元 33 在步骤 S32 中没有设定断面的其余时相(即期间 T 内的初始时相 t_0 以外的各时相)的体数据中,通过对与在初始时相 t_0 中设定的 4C 断面、2C 断面相对应的区域进行散斑跟踪,执行任意断面跟踪(步骤 S33)。当然,对于该任意断面的跟踪方法,可以使用在实施方式中描述的方法。

[0111] 然后,图像生成单元 21 将所跟踪的各时相中的 4C 断面、2C 断面进行投影,生成 4C 像和 2C 像(步骤 S34)。并且,运动信息运算单元 37 对在所跟踪的各时相中 4C 断面、2C 断面上定义的任意的运动信息进行运算。运算得到的运动信息被重叠在 4C 像和 2C 像上,并将其作为运动信息图像显示在显示单元 23 上(步骤 S35、S36)。

[0112] 此时,运动信息图像例如与第 1 实施方式同样,与多个短轴像同时、并且在各短轴像中对与长轴像对应的位置进行标记显示,由此来支持长轴像的断面位置或跟踪位置的把握。对于这样的标记显示,图 12 中示出投影到利用在实施例 3 中描述的跟踪方法得到的回归平面的情况下的优选显示例(运动信息图像的心时相为收缩末期的例子)。各短轴像上显示的两个虚线标记分别对应于舒张末期时相中的 4C 像和 2C 像的位置,实线表示各个收缩末期时相中的各长轴像的标记。通过这样的显示,例如如果 Apical 水平的短轴像中的长轴像标记向左转动,Basal 水平的短轴像中的长轴像标记向与 Apical 水平相反方向的右向转动,则可以把握心肌壁的扭转运动的状态或程度。

[0113] 另外,在上述显示例中对于跟踪厚的长轴像也投影为二维断面图,但为了容易把握形状变化的情况,如在图 13 中对其示出的一例所示,可以三维地进行表面绘制显示。在本图的例子中,将跟踪开始设为舒张末期,用虚线对舒张末期的长轴像位置进行引导显示,并且用实线示出收缩末期的跟踪后的长轴像位置。如果采用这样的显示形态,可以在有扭转运动的情况下可以容易地把握。

[0114] 利用如上所述的结构,也可以得到与第 1 实施方式同样的效果。一般地,在健康的左心室中,心肌壁通过象拧抹布那样进行扭转运动,将血液驱赶到全身,这是已知的。通过观看上述长轴像,即使有这样的扭转运动,也始终可以观察将同一局部节段上的心肌长轴方向上的心肌收缩率的变化作为一例的运动信息。

[0115] (第3实施方式)

[0116] 以下说明本发明的第3实施方式。在第1和第2实施方式中,为了跟踪任意断面求出三维移动向量,利用该三维移动向量进行三维跟踪。而在本实施方式中,对利用运算比三维跟踪更高速的二维跟踪方法、可以简易地得到同样的效果的例子进行说明。

[0117] 图14是示出第3实施方式中的任意断面跟踪处理的流程的流程图。以下说明各步骤中的处理的内容。

[0118] 如该图所示,首先,对于作为诊断对象的心脏,通过持续期间T的体扫描,取得与 t_0 、 t_1 、 \dots 、 t_n 的各心时相有关的体数据,描绘出基于4C像和2C像的长轴2个断面,或者基于4C像、2C像、3C像的长轴3个断面(步骤S41)。

[0119] 然后,根据描绘出的各长轴断面,从操作者接收到开始所指定的跟踪的初始时相(最好是舒张末期时相或收缩末期时相)后,跟踪处理单元33将预先登记的瓣环形状词典作为模板,利用二维图案匹配的方法搜索该初始相位中的每个长轴断面左右的2个瓣环位置(步骤S42)。除了基于图案匹配的方法外,也可以按照操作者经由操作单元41进行的输入,手动地指定各瓣环位置。

[0120] 接着,在指定了各时相中的心尖部的位置指定后,跟踪处理单元33根据该指定的心尖部的位置和在步骤S42中搜索到的2个瓣环位置,抽出初始时相中的所有瓣环(步骤S43)。各时相中的心尖部的位置指定如下执行:首先,根据操作者经由操作单元41进行的指定,在规定时相中的长轴断面像上指定心尖部的位置,在其它其余时相的长轴断面像中共有该位置。但是,心尖部的位置指定不限于该方法。例如,也可以利用规定的方法对所有长轴断面像个别地指定心尖部的位置,将所有长轴断面像间的平均位置指定为新的心尖部的位置。一般地,心尖部的活动少,因此这样的心尖位置的指定最好是在其它所有时相中共有在某时相中设定的结果。

[0121] 然后,对于其余的时相,通过二维地进行利用图案匹配方法的跟踪,在各长轴像内至少在一个心周期中跟踪所有瓣环的位置(步骤S44)。

[0122] 然后,跟踪处理单元33设定C模式图像水平(步骤S45)。即,在各时相的长轴像中,求出4点至6点的瓣环位置的重心位置,在各时相中定义连接本重心和心尖位置的中心轴。然后,将中心轴分割成3个,指定各区域中的短轴断面的水平(即B面、M面、A面的水平)。最简单的是,可以将中心轴上的各区域的中央位置作为各短轴断面的水平。将中心轴作为法线向量,可以定义各水平的断面,因此将其设定为短轴断面(B面、M面、A面)。

[0123] 然后,重构与所设定的短轴断面有关的C模式图像(步骤S46)。C模式图像的重构如前所述。

[0124] 然后,通过在如上所述向中心轴方向跟踪的短轴像中进行二维跟踪,计算壁厚变化率等任意的壁运动参数(步骤S47),将其重叠在上述C模式像上来显示(步骤S48)。图15中示出基于本实施例的显示的优选的一个例子。

[0125] 根据以上所述的构成,不仅例如即使收缩也可以观察几乎相同的节段心肌的壁厚等运动信息,而且通过这些C模式像内进行二维跟踪,可以期待壁运动计算中的实质的三维跟踪效果,从而可以实现运算时间缩短的、基于伪三维跟踪的局部的壁运动分析。

[0126] (第4实施方式)

[0127] 以下说明第4实施方式。本实施方式是第3实施方式的变形例,对于与长轴像有

关的跟踪对象位置,不是利用上述的瓣环位置,而是利用长轴像上的各短轴像与心肌的交叉位置。

[0128] 图 16 是示出第 4 实施方式的任意断面跟踪处理的流程的流程图。以下说明各步骤中的处理的内容。

[0129] 如该图所示,首先,对于作为诊断对象的心脏,通过持续期间 T 的体扫描,取得与 t_0 、 t_1 、 \dots 、 t_n 的各心时相有关的体数据,描绘出基于 4C 像和 2C 像的长轴 2 个断面(或者是 4C 像和 3C 像的组合,也可以是 4C 像、2C 像、3C 像的全部)(步骤 S51)。

[0130] 然后,根据来自操作单元 41 的指示,指定开始跟踪的初始相位(最好是舒张末期时相或收缩末期时相),并在该初始相位的长轴断面像上设定短轴断面的水平(即 B 面、M 面、A 面的水平)(步骤 S52)。

[0131] 然后,在指定了各时相中的心尖部的位置指定后,应用公知的边缘检测技术,检测出初始时相中的各短轴断面与心肌的交叉位置(步骤 S53)。各时相中的心尖部的位置指定如前所述。

[0132] 然后,对于其余的时相,通过二维地进行利用图案匹配方法的跟踪,在各长轴像内至少涉及一个心周期地跟踪各短轴断面的各交叉位置(步骤 S54)。跟踪处理单元 33 对各短轴断面的交叉位置设定 C 模式图像水平(步骤 S55)。

[0133] 然后,图像生成单元 21 重构与所设定的短轴断面有关的 C 模式图像(步骤 S56)。C 模式图像的重构如前所述。

[0134] 然后,通过在如上所述向中心轴方向跟踪的短轴像中进行二维跟踪,计算壁厚变化率等任意的壁运动参数(步骤 S57),将其重叠在上述 C 模式像上来显示(步骤 S58)。图 17 中示出基于本实施例的显示的优选的一个例子。

[0135] 利用以上所述的结构,也可以实现与第 3 实施方式同样的效果。

[0136] (第 5 实施方式)

[0137] 以下说明第 5 实施方式。本实施方式的装置首先在三维空间上定义并计算壁厚方向的壁运动信息(例如利用壁厚变化率(Radial Strain)或其时间变化(Radial Strain Rate)、壁厚等内外膜间的三维距离定义的物理量),投影到任意断面上并用彩色进行重叠显示。由此,对于三维地正确运算得到的壁厚方向的壁运动信息,使得目前检查者习惯的在二维断层像上的评价成为可能。

[0138] 另外,在本实施方式中,为了具体地进行说明,作为对在三维空间上定义的壁厚方向的壁运动信息进行投影的断面,设为利用第 1 至第 4 实施方式的任意方法随时间跟踪取得的任意断面。但是,本实施方式的技术思想不限于此。例如,在观察在时间上不变动的位置上设定的断面等情况下,即使在使用不利用第 1 至第 4 实施方式的任意方法而取得的断面的情况下,对于三维地正确运算得到的壁厚方向的壁运动信息,也可以进行二维断层像上的评价。

[0139] [运动信息的运算]

[0140] 运动信息运算单元 37 利用在体数据生成单元 35 中生成的与每个时相的组织位移有关的体数据、和由断面跟踪单元 33 取得的每个时相的任意断面,在三维空间上对各时相中的壁厚方向的壁运动信息进行运算。即,运动信息运算单元 37 确定对应于由在各体数据中设定的任意断面定义(存在于该任意断面上)的内膜上的各位置的外膜上的各位置,对

壁厚、壁厚变化率等运动信息（壁厚方向的壁运动信息）进行运算。

[0141] 另外，该壁厚方向的壁运动信息的运算处理例如在图 2 的步骤 S5、图 11 的步骤 S35、图 14 的步骤 S47、图 16 的步骤 S57 中执行。

[0142] [图像显示]

[0143] 然后，图像生成单元 21 针对各时相，将运算得到的壁厚方向的壁运动信息投影到各投影面上。例如，在如图 19 所示将投影面设为 C-mode (C 模式) 面 1、C-mode 面 2 的情况下，图像生成单元 21 将以内膜的位置作为基准、沿长轴方向（直线 L 方向）垂直定义的外膜的位置向对应的 C-mode 面 1、C-mode 面 2 的位置分量投影。显示单元 23 例如以图 20 所示的显示将壁厚方向的壁运动信息投影到 C-mode 像（黑白像）上得到的重叠图像。

[0144] 另外，本图像显示处理例如在图 2 的步骤 S6、图 11 的步骤 S36、图 14 的步骤 S48、图 16 的步骤 S58 中执行。

[0145] 图 20 所示的壁厚方向的壁运动信息的显示形态如图 19 所示，正确地表现出对运动信息进行投影的区域与基于 C-mode 像的心壁区域的位置关系。但是，在该显示形态中，所投影的 C-mode 像上的外膜位置与外膜的投影位置分量偏离的情况下（图 19 中 C-mode 面 1 的情况下），壁厚方向的壁运动信息的显示区域与 C-mode 像上的心壁区域不一致。因此，在观察时，反而可能给用户不自然的印象。

[0146] 图 21 示出为了不给出这样的不自然印象的、壁厚方向的壁运动信息的显示形态的其它例子。在该显示形态中，使壁厚方向的壁运动信息的显示区域的尺寸与 C-mode 像上的心壁区域的尺寸相对应地进行重叠显示。这样的显示形态在对运动信息进行投影的区域与基于 C-mode 像的心壁区域的位置关系这一点上，是不正确的表现，但可以减轻前面列举的用户感受的不自然的印象。另外，图 20 所示的显示形态和图 21 所示的显示形态例如可以通过来自操作单元 41 的规定操作，在任意的定时进行变更。

[0147] 根据如上所述的构成，可以三维地正确运算壁厚方向的壁运动信息，对于其运算结果，将壁厚方向的壁运动信息投影到 C-mode 面等规定的断面上。因此，用户可以在目前习惯的二维断层像上评价正确的壁厚方向的壁运动信息。

[0148] 另外，在显示将壁厚方向的壁运动信息投影到 C-mode 像上得到的重叠图像的情况下，可以使壁厚方向的壁运动信息的显示区域的尺寸与 C-mode 像上的心壁区域的尺寸相对应地进行显示。因此，即使由于壁厚方向的壁运动信息的显示区域与 C-mode 像上的心壁区域不一致，而使用户受到不自然的印象的情况下，通过变更其显示形态，可以观察基于自然印象的图像观察。

[0149] 另外，本发明不限于上述实施方式本身，在实施阶段，在不脱离其要义的范围，可以对构成要素进行变形来实施。作为具体的变形例，例如有如下例子。

[0150] (1) 各实施方式的各功能还可以通过将执行该处理的程序安装到工作站等计算机上，并将它们在存储器上展开来实现。此时，可以在计算机上执行该方法的程序也可以存储在磁盘（软 (floppy : 注册商标) 盘、硬盘等）、光盘 (CD-ROM、DVD 等)、半导体存储器等记录介质中来发布。

[0151] (2) 在各实施方式中，对于与通过任意断面跟踪处理取得的任意断面有关的运动信息，可以代替在规定的 MPR 断面像上投影显示，或者与投影显示同时，例如图 18 所示，将其坐标变换成极图 (Polar-map) 来显示。在图 18 中，右下的显示相当于极图显示。其中，

与将壁运动信息进行彩色变换时的彩色条一起示出。这样,利用局部地正确运算得到的壁运动信息,可以一览地良好地把握左心室整体的壁运动信息的扩展情况。

[0152] (3) 在上述各实施方式中,例示出通过利用散斑跟踪的方法取得与各组织的移动向量或组织的位移有关的时空分布数据的情况。但是,不限于此,也可以根据通过组织多普勒方法收集的与多个时相有关的二维或三维图像数据来生成。

[0153] 利用在上述实施方式中公开的多个构成要素的适当组合,可以形成各种发明。例如,可以从实施方式示出的所有构成要素中删除几个构成要素。而且,可以适当组合不同实施方式中的构成要素。

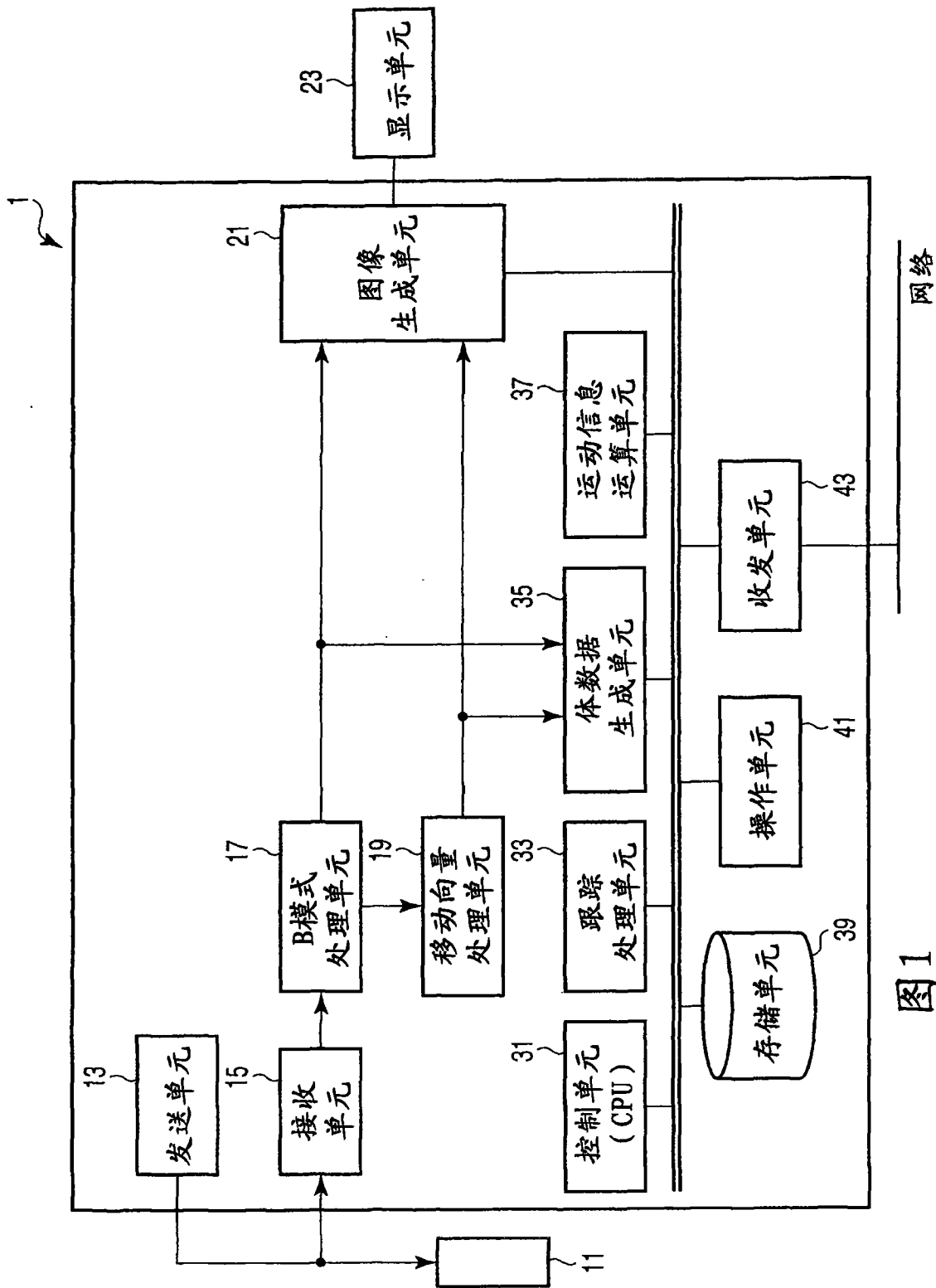


图1

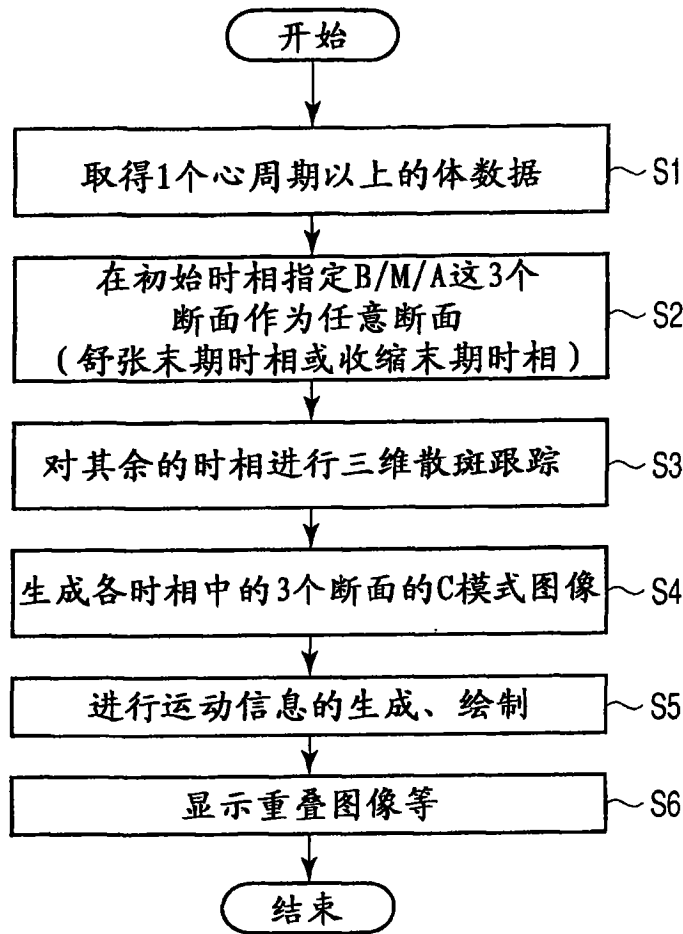


图 2

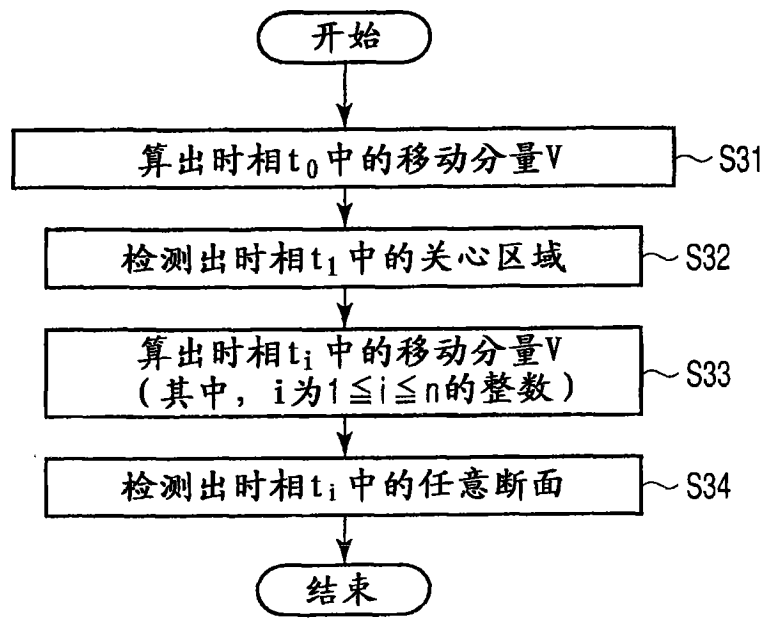


图 4

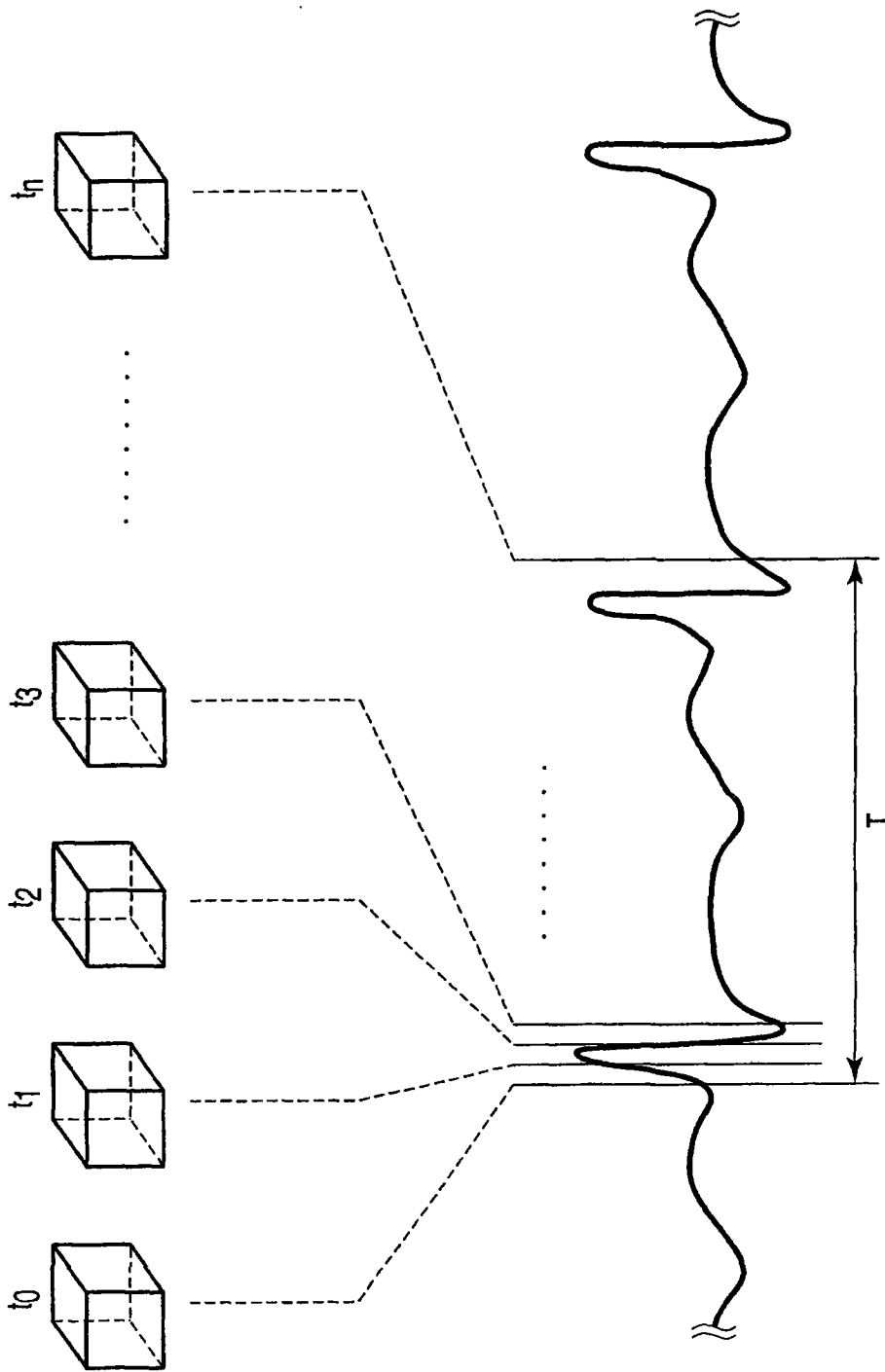
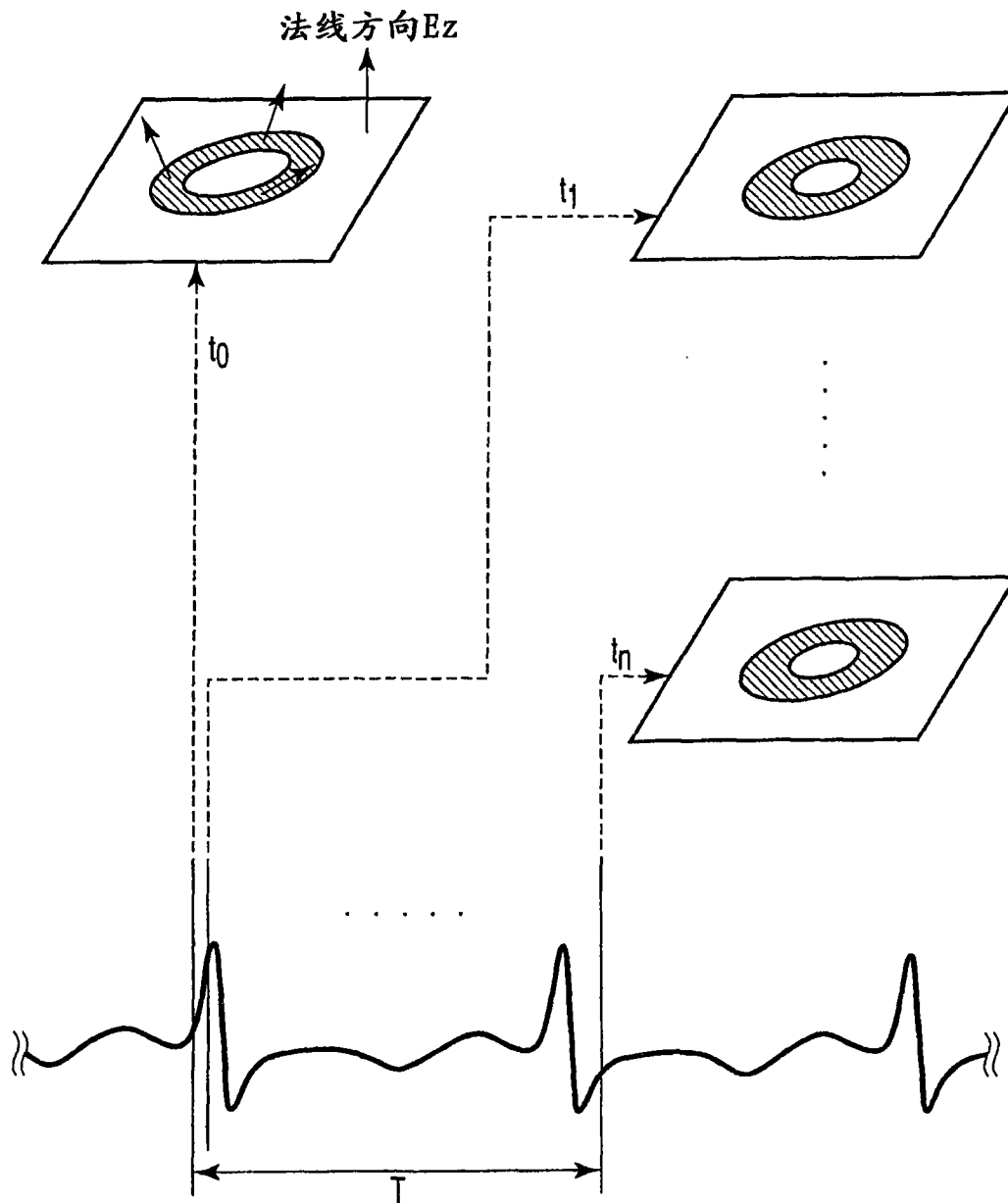


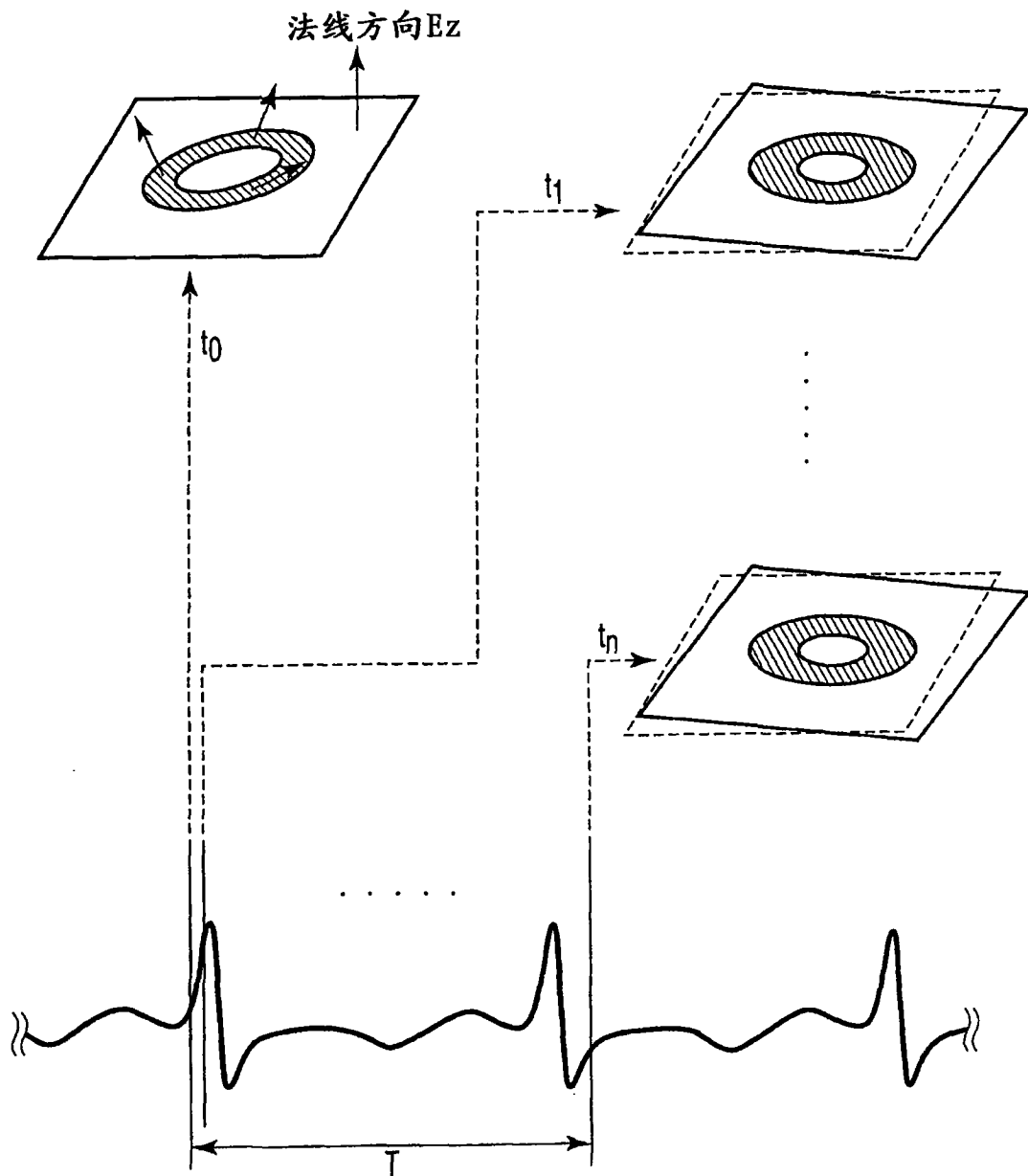
图3



$$V_z, \text{mean}(t) = \frac{1}{m} \sum_j^m \{ \text{向} V(j, t) \text{ 的} E_z \text{ 方向的投影分量} \}$$

m: 存在于面上的心肌组织的位置的个数

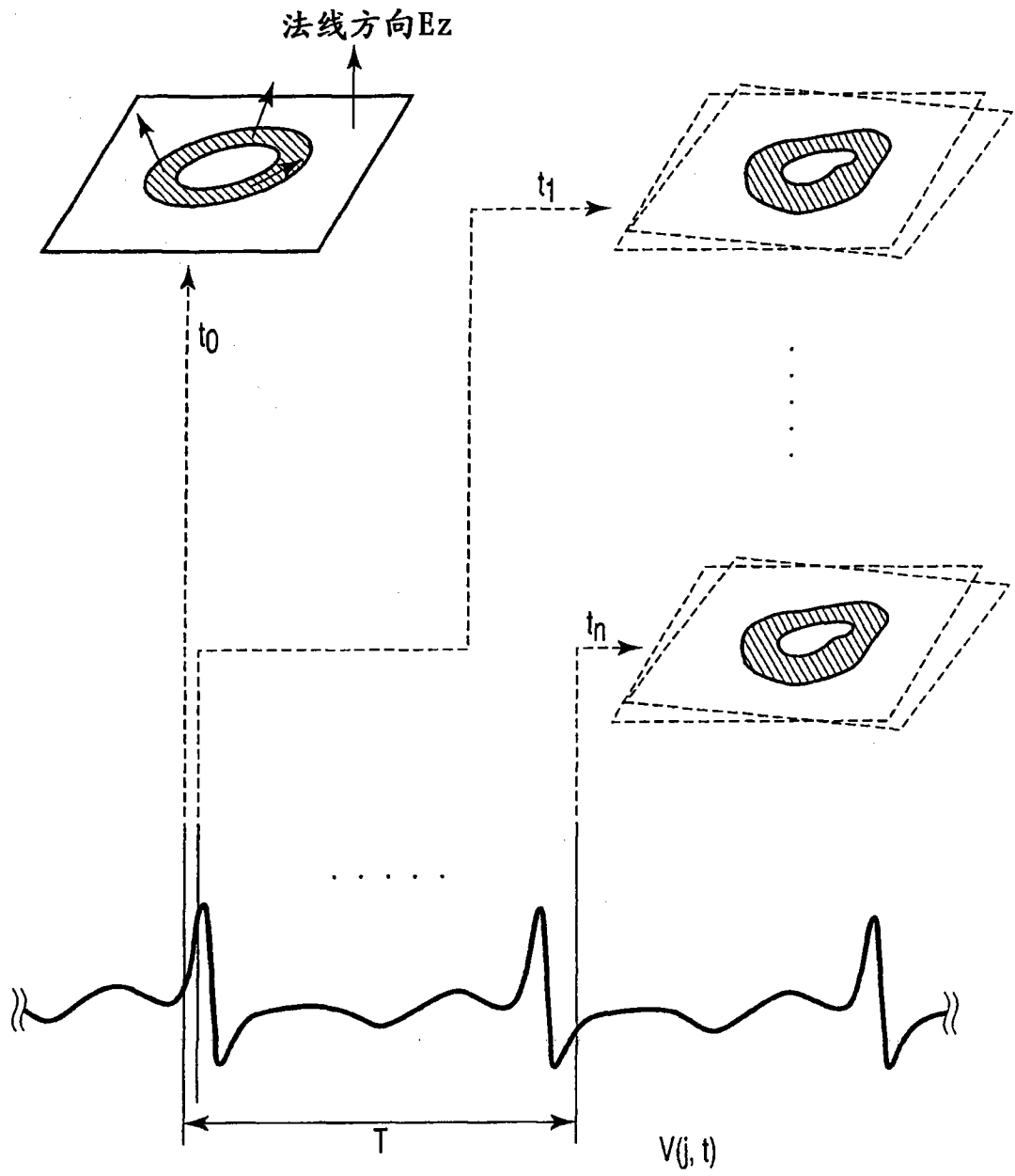
图 5



$$V_{men}(t) = \frac{1}{m} \sum_j^m V(j, t)$$

m: 存在于面上的心肌组织的位置的个数

图 6



心肌组织的各位置的移动向量= $V(j, t)$
($1 \leq j \leq m$)

图 7

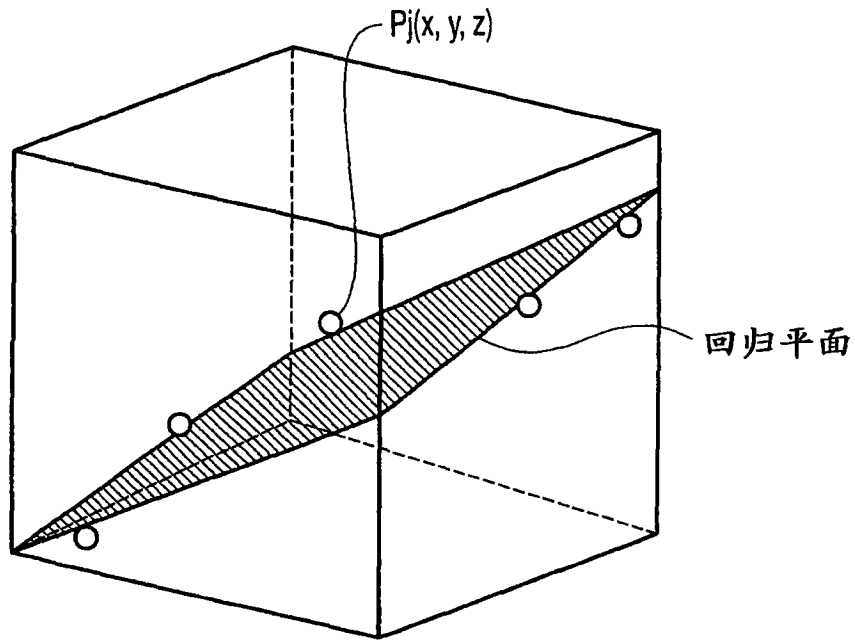


图 8

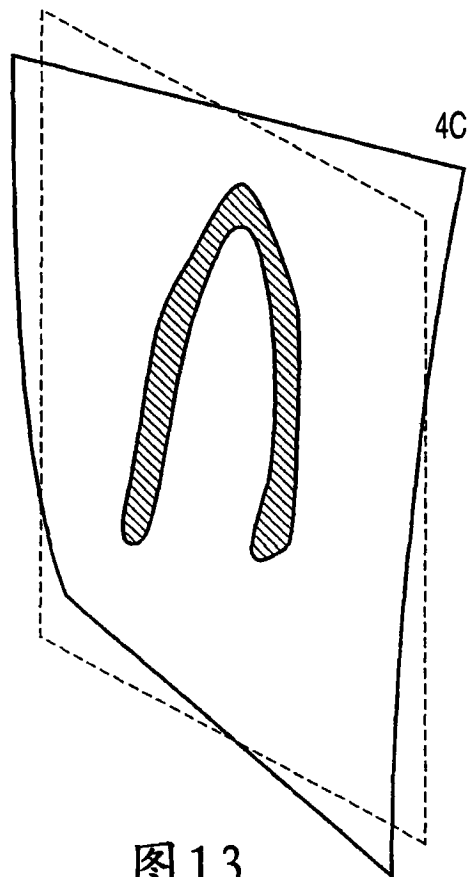


图 13

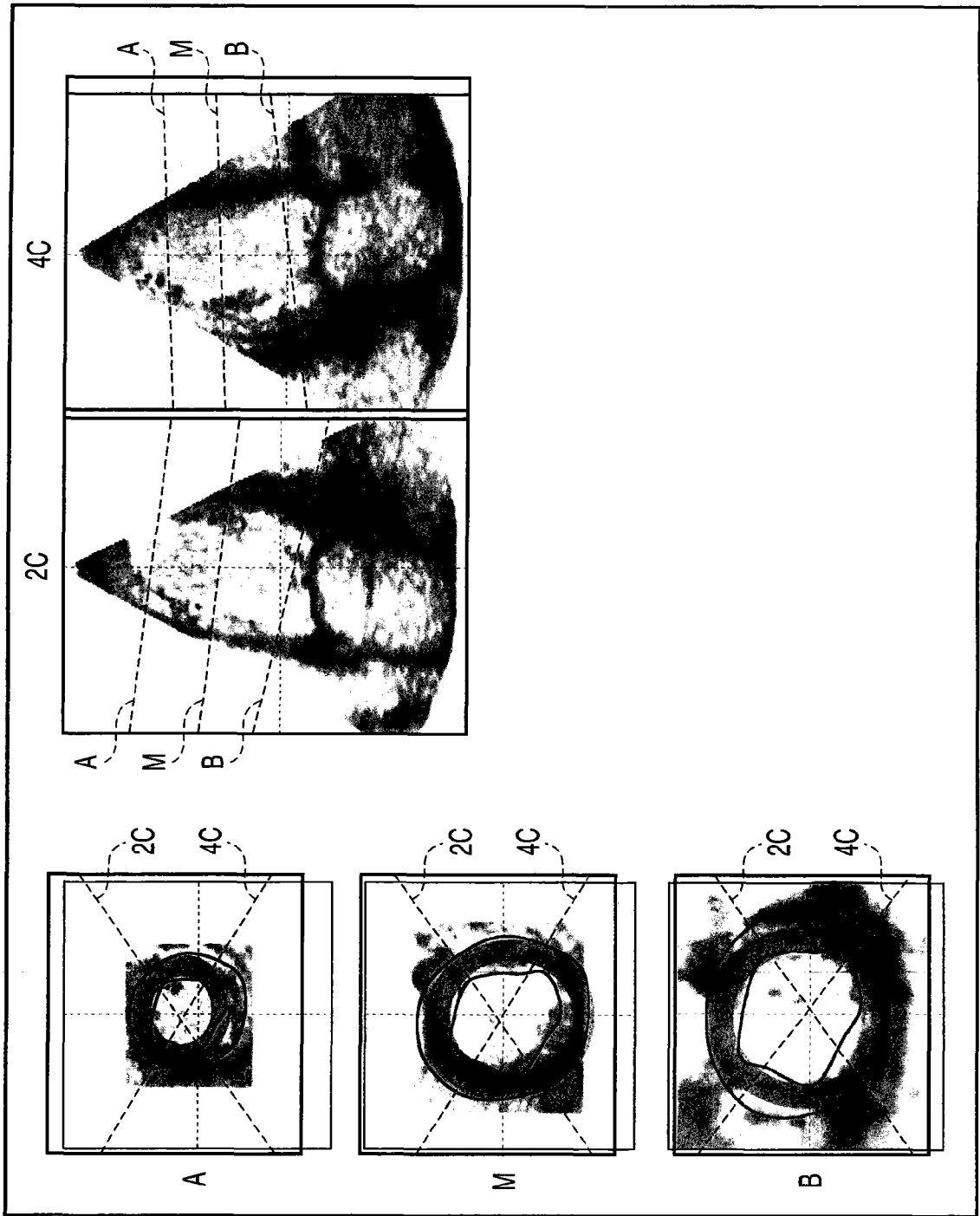


图9

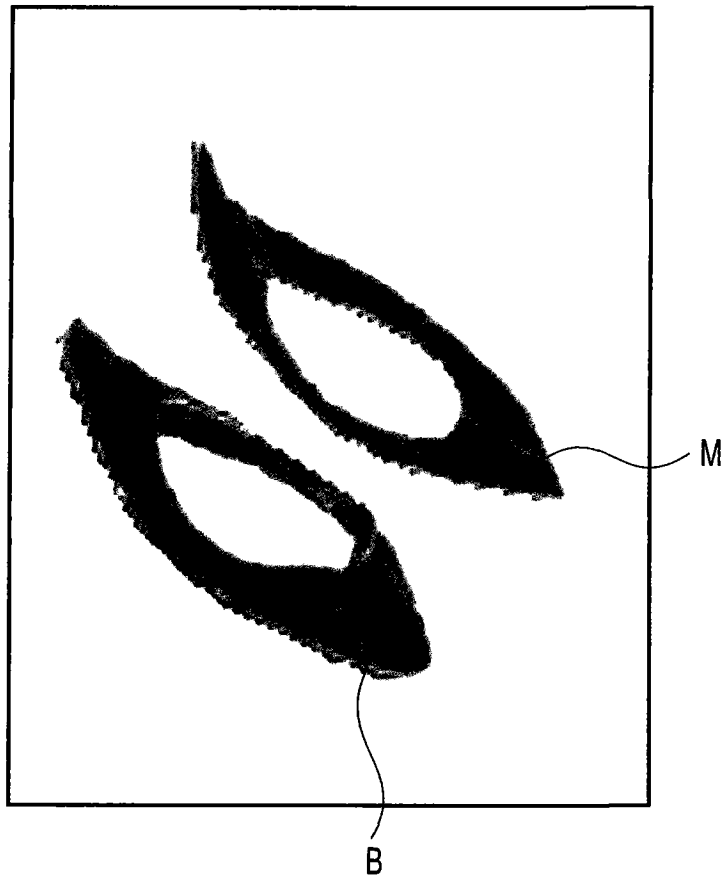


图 10

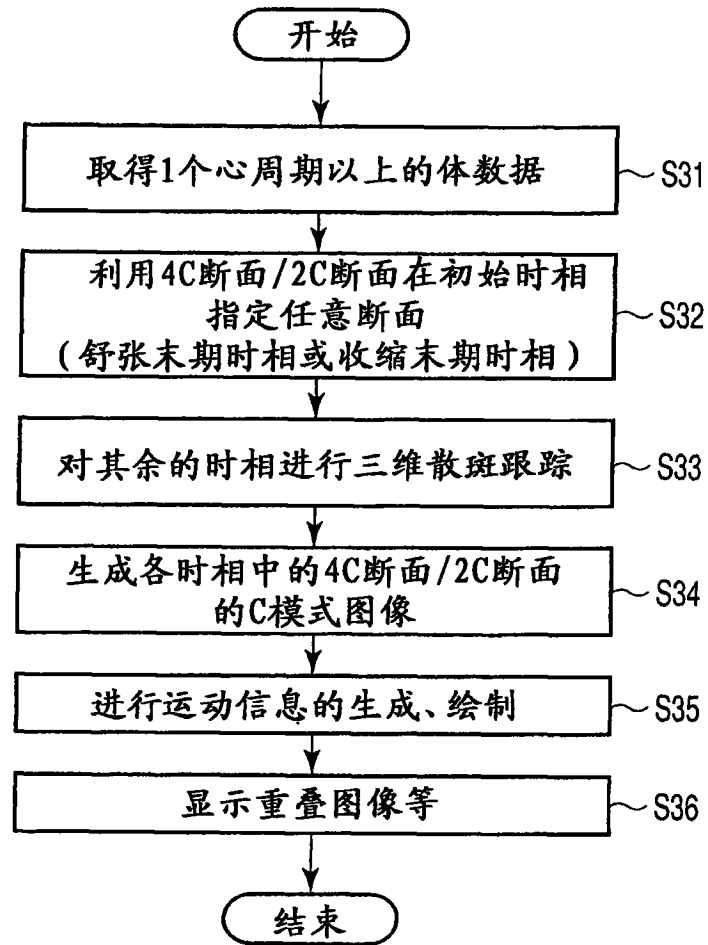


图 11

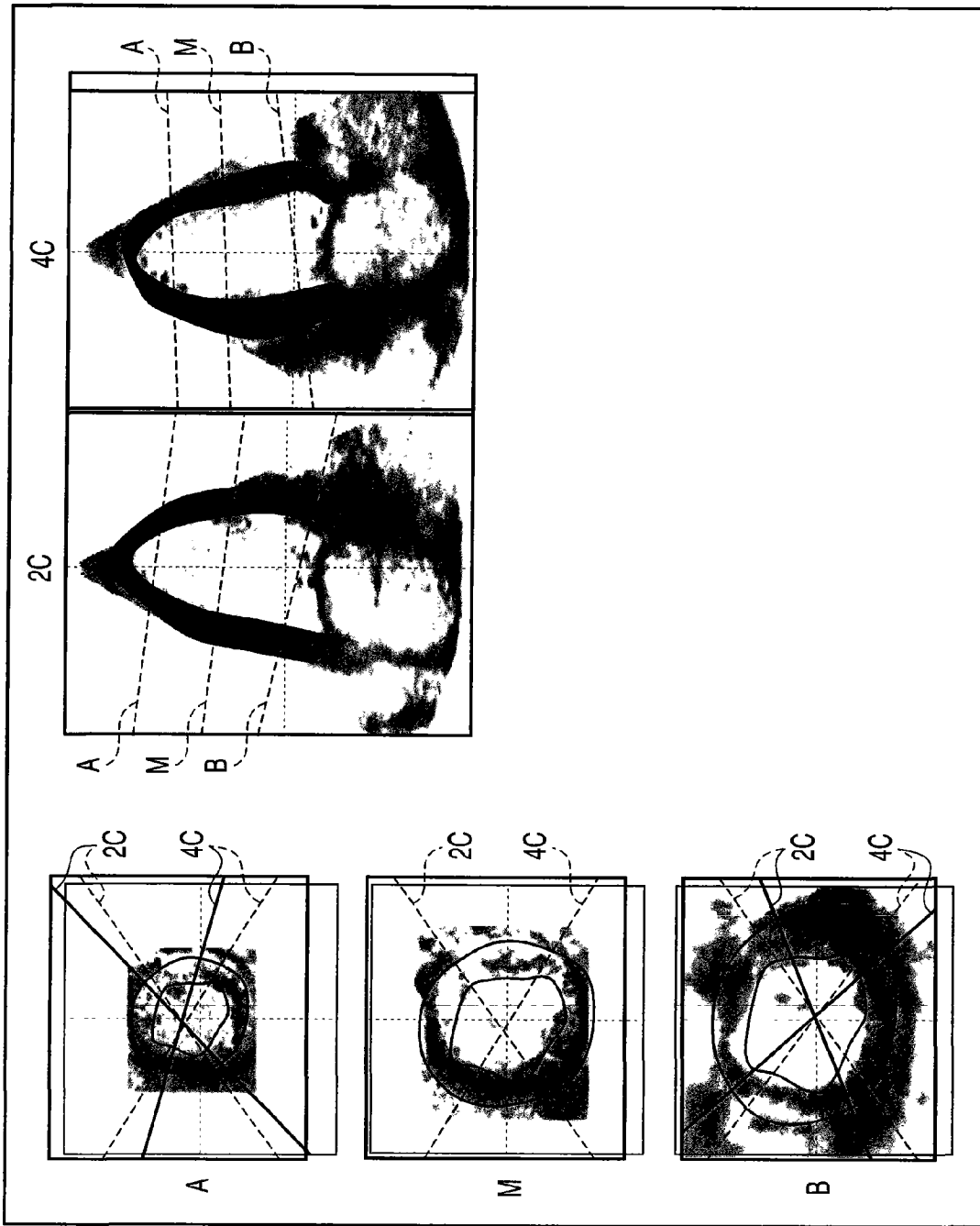


图12

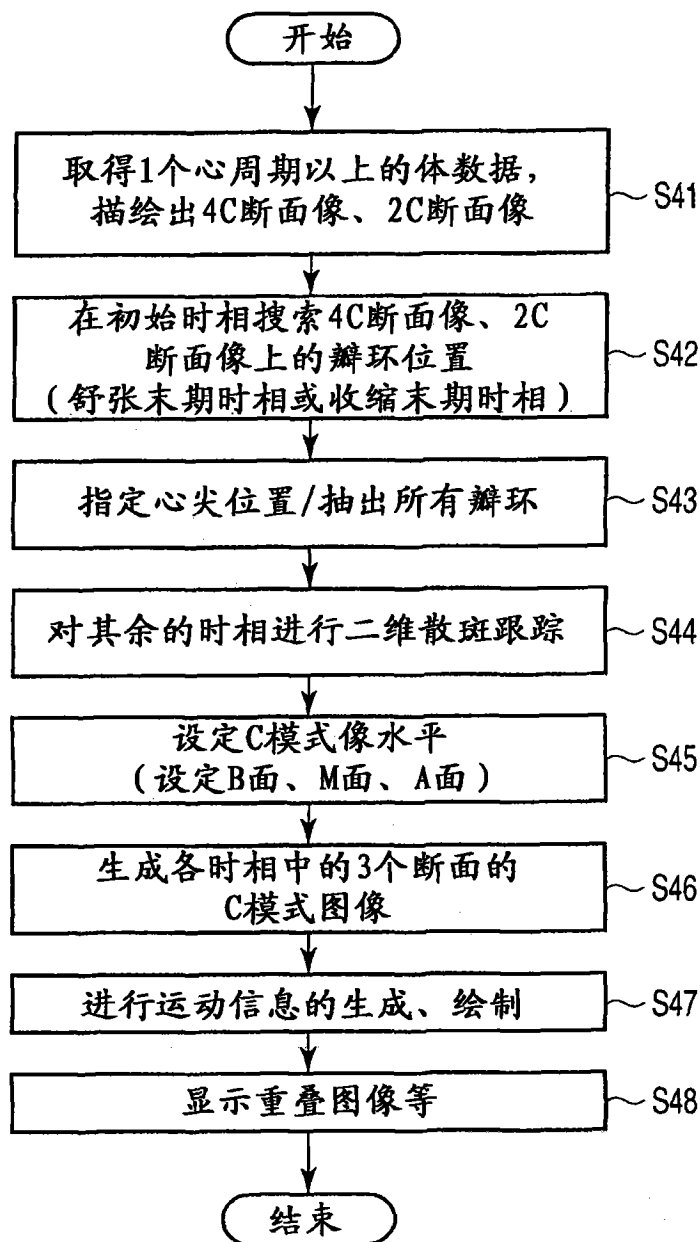


图 14

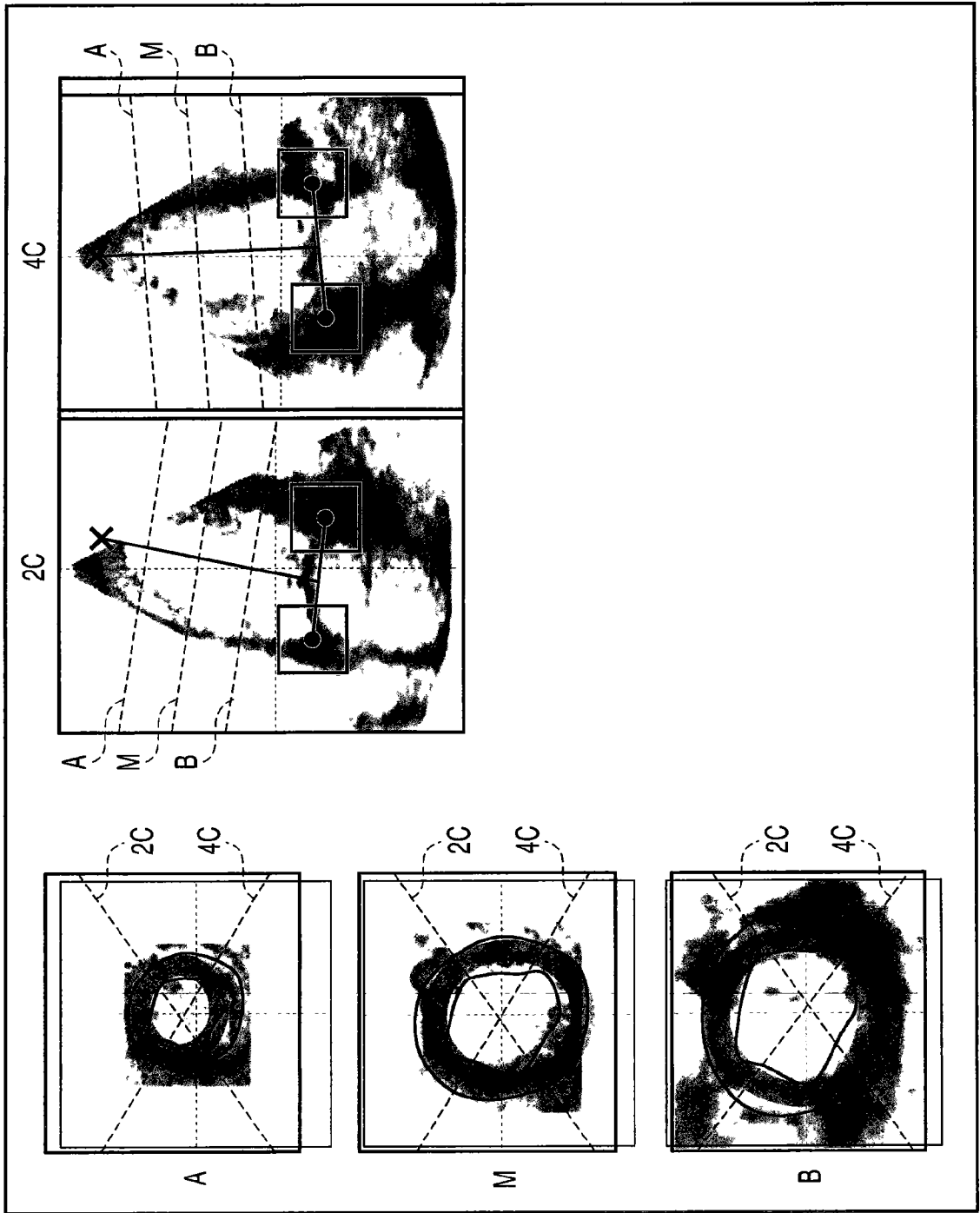


图15

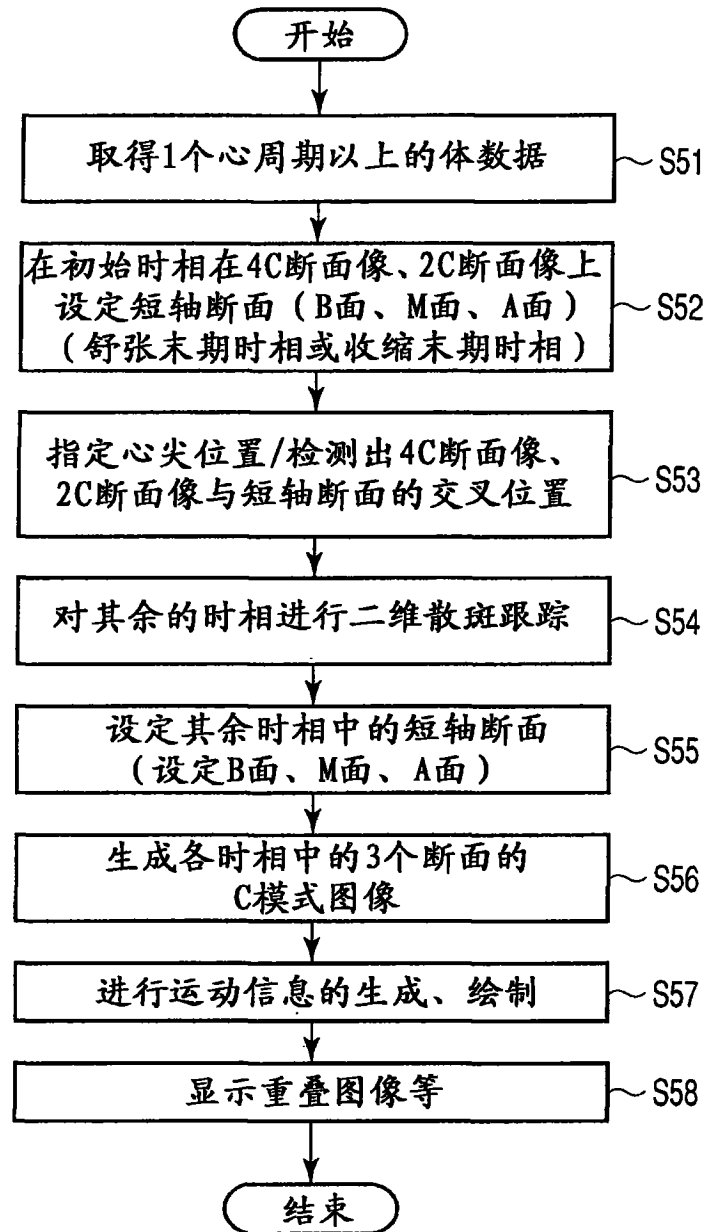


图 16

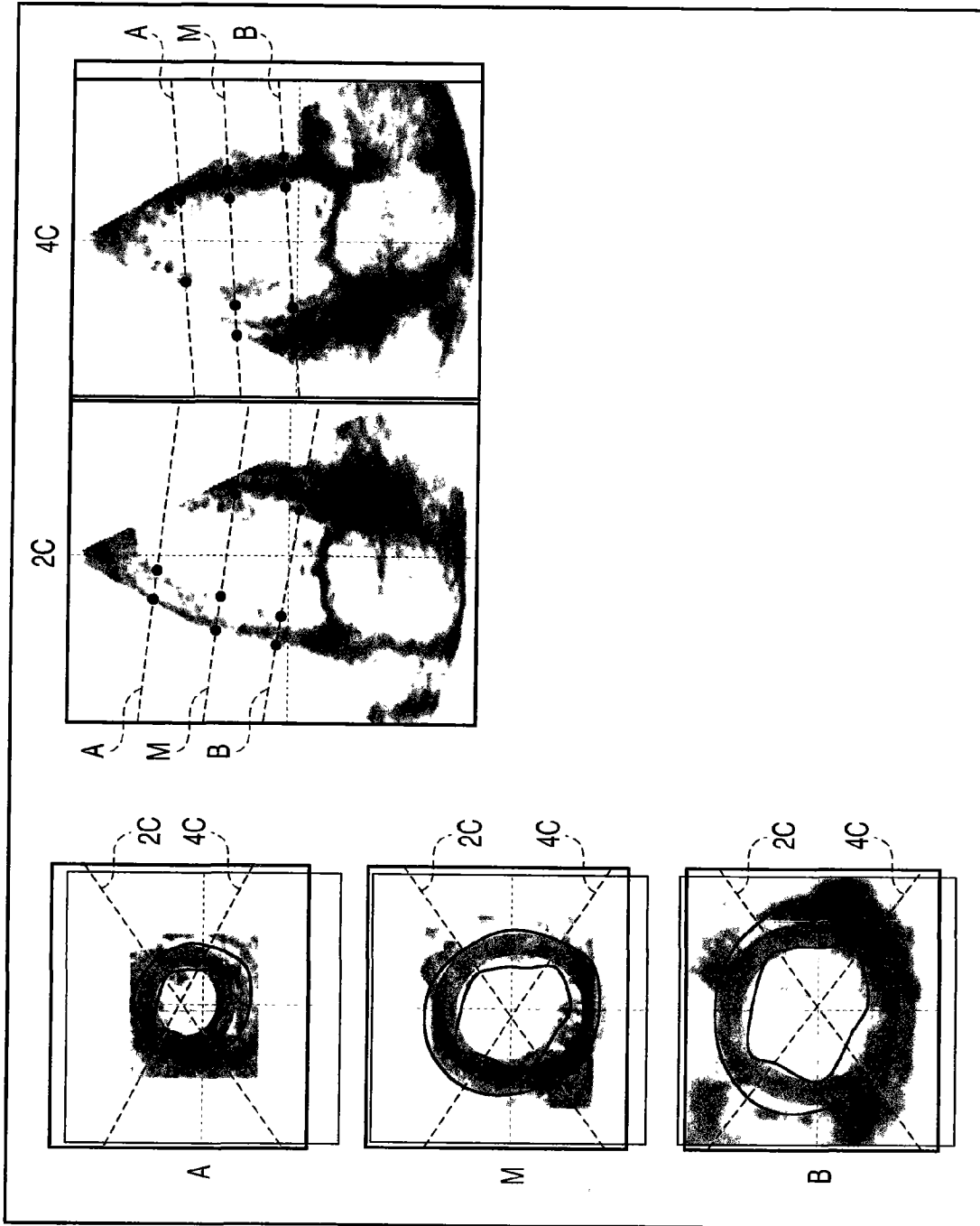


图17

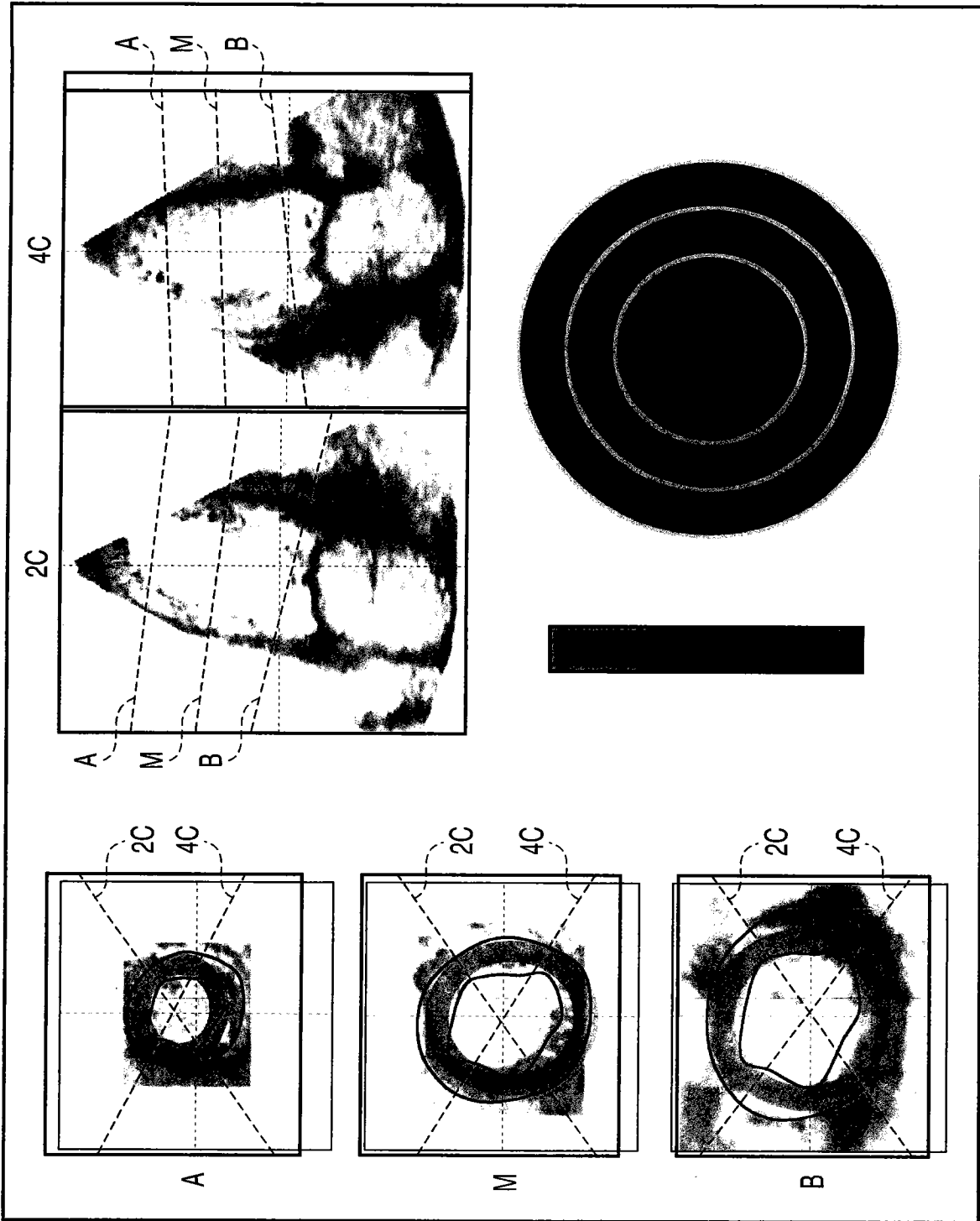


图18

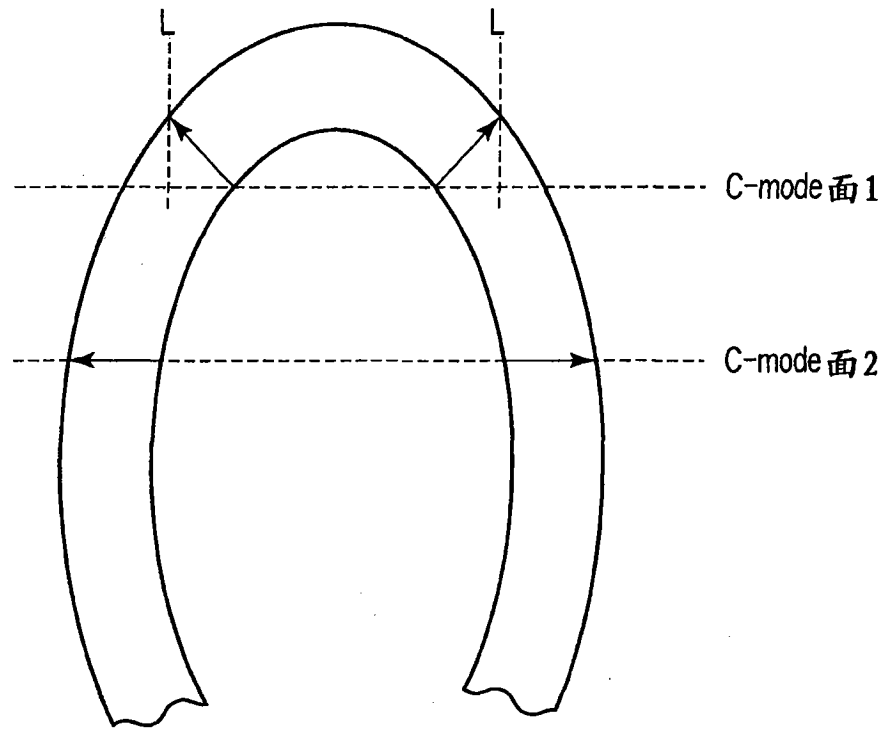


图 19

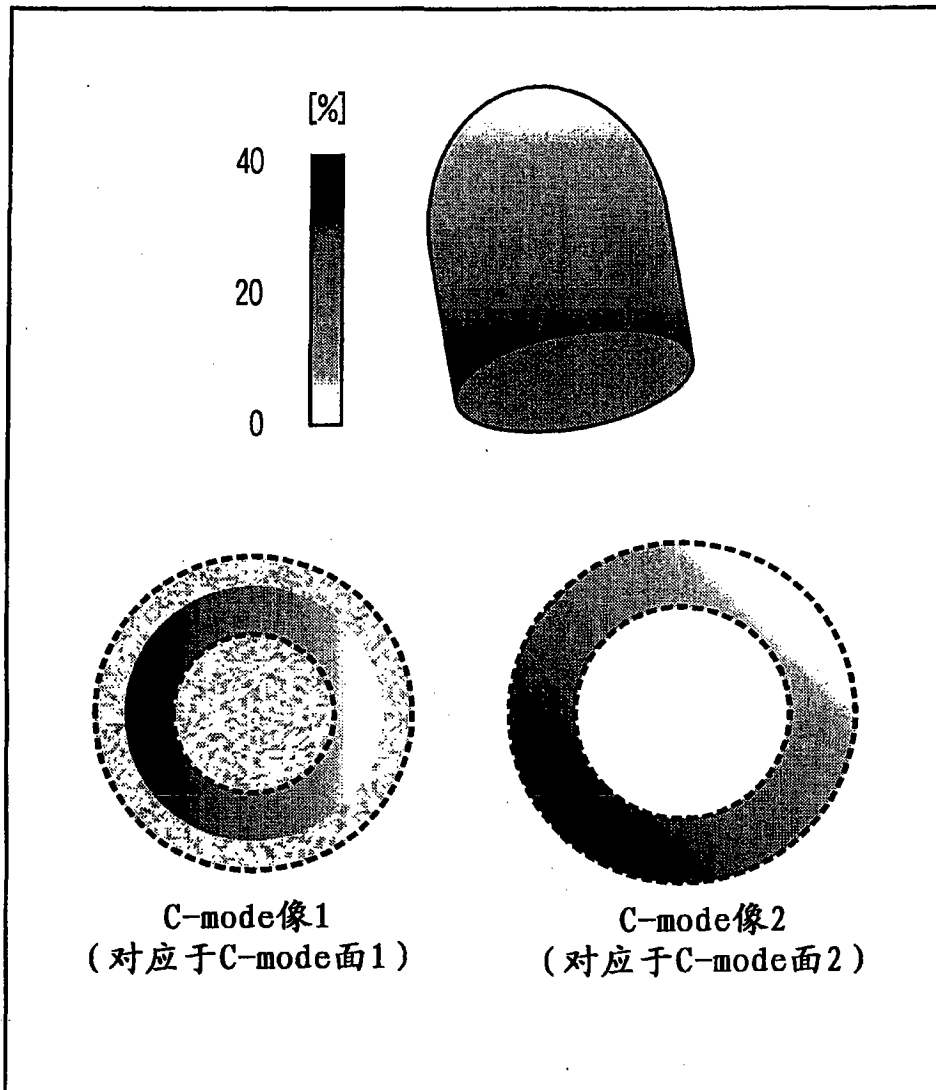


图 20

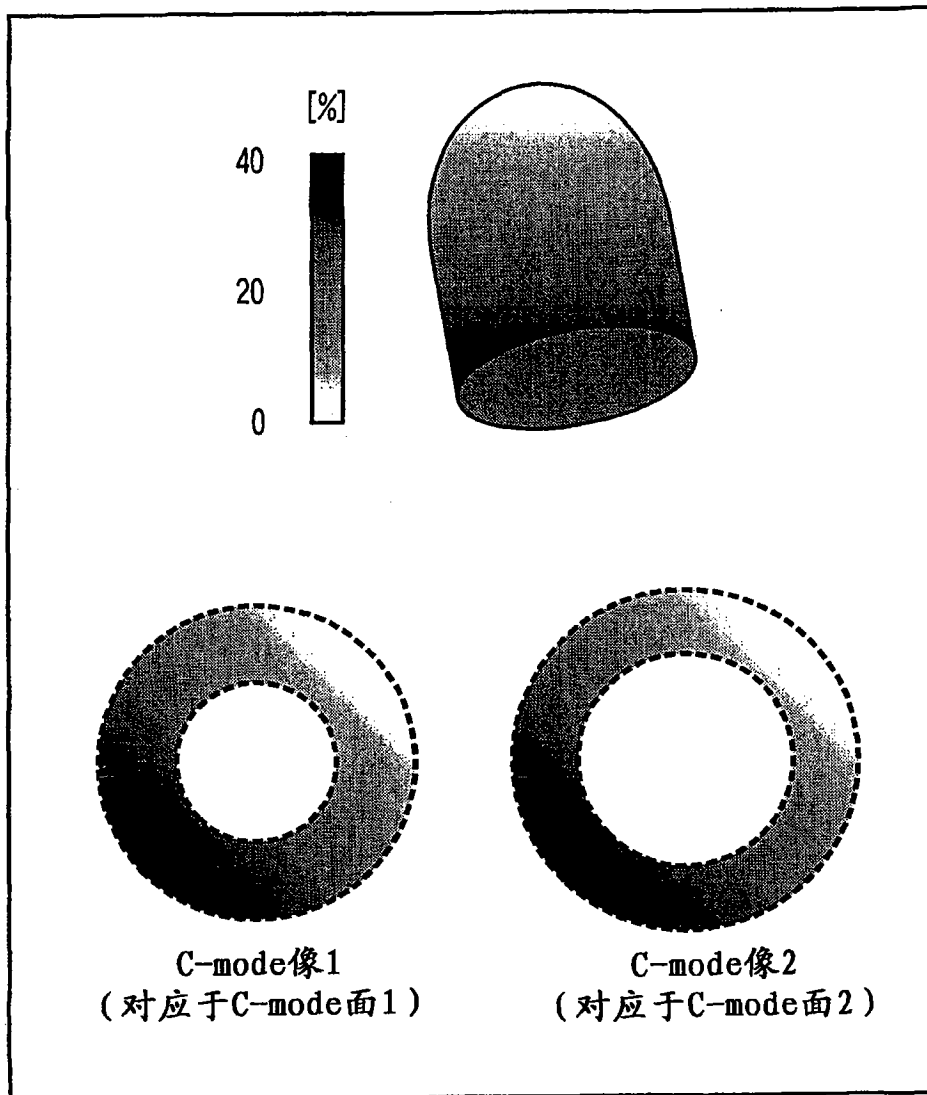


图 21

专利名称(译)	超声波图像处理装置以及超声波图像处理方法		
公开(公告)号	CN101292882B	公开(公告)日	2010-12-22
申请号	CN200810093594.X	申请日	2008-04-25
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	阿部康彦 川岸哲也		
发明人	阿部康彦 川岸哲也		
IPC分类号	A61B8/08 G06T1/00 G06T7/00 G01S15/89 G01S7/52		
CPC分类号	A61B8/5246 A61B8/14 A61B8/08 A61B8/523		
代理人(译)	曲瑞		
优先权	2007117314 2007-04-26 JP		
其他公开文献	CN101292882A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波图像处理装置以及超声波图像处理方法，其中，在初始时相指定在临床上有用的、对应于ASE分割的Basal/Mid/Apical这3个断面，其余时相通过三维地进行散斑跟踪，在至少一个心周期中跟踪3个断面的位置。重构与所跟踪的位置有关的3个C模式投影像。并且，计算在所跟踪的位置的任意的壁运动参数，与C模式重叠地显示或者在极图上投影显示。作为C模式的投影像方法，可以采用仅检测出在初始时相垂直于规定断面的移动分量来投影、检测出各壁的平均移动分量来投影、跟踪各心肌位置来投影中的任意方法。得到的C模式图像与表示长轴图像和C模式图像的位置的标记同时显示。

