



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200410010405. X

[43] 公开日 2005 年 8 月 31 日

[11] 公开号 CN 1660015A

[22] 申请日 2004. 10. 21

[21] 申请号 200410010405. X

[30] 优先权

[32] 2003. 10. 21 [33] JP [31] 360865/2003

[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

[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

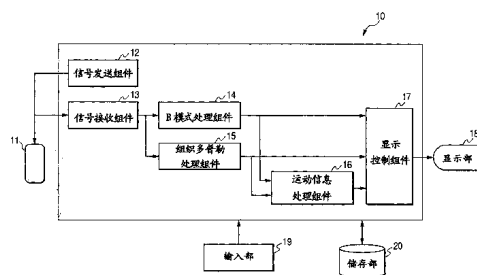
代理人 李德山

权利要求书 12 页 说明书 27 页 附图 16 页

[54] 发明名称 图象处理装置和超声波诊断装置

[57] 摘要

本发明提供图象处理装置和超声波诊断装置，在组织轨迹追踪成像法中，按照时间相位生成除去了由于物体运动等原因产生的并进运动成分和转动运动成分的速度分布图象。通过这种速度分布图象可以进行与组织的预定位置相关的轨迹追踪处理，通过生成出运动信息图象来提供可靠性更高的诊断图象。



1. 一种图象处理装置, 其特征在于包括:

对由被检测体心脏的多个时间相位分别得到的多个超声波数据进行储存的
5 储存组件;

相对所述多个超声波数据, 来设定用于定义所述心脏的运动方向的运动场的运动场设定组件;

相对所述多个超声波数据, 来设定所述心脏的收缩运动中心的中心设定组件;

10 根据所述多个超声波数据, 按照所述各时间相位来生成第一分布图象的第一分布图象生成组件, 其中所述第一分布图象与向着由所述运动场定义的所述运动方向的运动速度相关;

根据至少与两个连续的时间相位相关的所述心脏的收缩运动中心, 来对所述心脏的并进运动成分进行推定的第一推定组件;

15 通过根据所述并进运动成分对所述多个第一分布图象进行补正, 来生成所述各时间相位的第二分布图象的第二分布图象生成组件;

在所述多个第二分布图象中的与预定时间相位相对应的分布图象中, 设定存在于所述被检测体的组织区域中的多个轨迹追踪点的轨迹追踪点设定组件;

20 在与所述预定时间相位之外的剩余时间相位相对应的所述多个第二分布图象中, 根据所述多个轨迹追踪点的运动速度和所述多个时间相位的时间间隔, 来推定与所述各时间相位的所述多个轨迹追踪点对应的对应点的第二推定组件;

根据所述各时间相位的第二分布图象, 来确定所述轨迹追踪点和所述对应点的信号值的信号值确定组件;

25 根据所述轨迹追踪点和所述对应点的信号值来生成运动信息图象的运动信息图象生成组件; 和

显示所述运动信息图象的显示组件。

2. 如权利要求1所述的图象处理装置, 其特征在于: 所述多个超声波数据为 B 模式图象数据和用于获得 B 模式图象的超声波接收信号数据中的至少一
30 种;

所述第一分布图象生成组件, 相对所述多个超声波数据, 通过进行相邻的时间相位间的图形匹配处理来生成所述多个速度分布图象。

3. 如权利要求 1 所述的图象处理装置, 其特征在于: 所述超声波数据为通过组织多普勒模型而获得的图象数据。

5 4. 如权利要求 1 所述的图象处理装置, 其特征在于: 还具有: 根据所述多个第一分布图象, 对作为其方向实质上与所述并进运动成分垂直的运动成分的心脏转动运动成分进行推定的第三推定组件;

所述第二分布图象生成组件通过根据所述并进运动成分和所述转动运动成分对所述多个第一分布图象进行补正, 来生成多个第二分布图象。

10 5. 如权利要求 1 所述的图象处理装置, 其特征在于: 所述运动场设定组件将所述运动场设定为朝向所述心脏收缩中心方向的矢量场。

6. 如权利要求 1 所述的图象处理装置, 其特征在于: 所述中心设定组件, 对于有关某任意时间相位的超声波数据, 当存在与前段和后段的时间相位相关的超声波数据时, 通过基于与该前后的时间相位相关的超声波数据的内插处理, 来设定所述收缩中心;

当仅存在与前段的时间相位相关的超声波数据时, 仅根据与该前段的时间相位相关的超声波数据来设定所述收缩中心;

当仅存在与后段的时间相位相关的超声波数据时, 仅根据与该后段的时间相位相关的超声波数据来设定所述收缩中心。

20 7. 如权利要求 1 所述的图象处理装置, 其特征在于:
所述中心设定组件,

利用所述多个超声波数据对所述心脏的内膜位置进行自动检测;

抽取所述各时间相位的心脏区域;

从所述各时间相位的心脏区域的信息中, 推定在所述各时间相位的所述收缩中心位置来进行设定。

8. 如权利要求 1 所述的图象处理装置, 其特征在于: 所述运动信息图象为速度图象、畸变图象、位移图象、畸变速度图象中的至少一种。

9. 如权利要求 1 所述的图象处理装置, 其特征在于: 所述显示组件, 在连续显示多个所述运动信息图象时, 使所述各运动信息图象的所述收缩中心一致来进行显示。

10. 如权利要求 1 所述的图象处理装置, 其特征在于: 所述显示组件将表示所述收缩中心、所述收缩中心的轨迹、所述收缩中心的位置的移动信息的时间变化的图标中的至少一个显示在所述运动信息图象上。

11. 如权利要求 1 所述的图象处理装置, 其特征在于: 所述多个超声波数据为基于超声波扫描线位置的极坐标系统的 Raw 图象数据;

所述运动信息图象生成组件将所述极坐标系统的 Raw 图象数据变换成正交坐标, 以生成作为扫描转换图象的所述运动信息图象。

12. 一种图象处理装置, 其特征在于: 包括:

对作为在被检测体心脏的多个时间相位处通过组织多普勒模型而摄象得到的组织图象的第一超声波数据和作为在所述多个时间相位处通过组织多普勒模型之外的摄象模型而摄象得到的组织图象的第二超声波数据进行储存的储存组件;

相对所述多个第一超声波数据和所述多个第二超声波数据来设定用于定义所述心脏的运动方向的运动场的运动场设定组件;

15 相对所述多个第一超声波数据和所述多个第二超声波数据来设定所述心脏的收缩运动中心的中心设定组件;

根据所述多个第一超声波数据, 按照所述各时间相位来生成与朝向所述收缩运动中心的运动速度相关的第一分布图象, 并且根据所述多个第二超声波数据, 按照所述各时间相位来生成与朝向所述收缩运动中心的运动速度相关的第二分布图象的分布图象生成组件;

20 根据至少与两个连续的时间相位相关的所述心脏的收缩运动中心, 来推定所述心脏的并进运动成分的第一推定组件;

根据所述并进运动成分对所述多个第一分布图象进行补正, 据此生成所述各时间相位的第一补正分布图象, 并且根据所述并进运动成分对所述多个第二分布图象进行补正, 据此生成所述各时间相位的第二补正分布图象的补正分布图象生成组件;

25 利用所述第一补正分布图象和所述第二补正分布图象来生成运动信息图象的运动信息图象生成组件; 和

显示所述运动信息图象的显示组件。

30 13. 如权利要求 12 所述的图象处理装置, 其特征在于: 所述运动信息图象

生成组件,在至少与一个时间相位相对应的所述第一补正分布图象和所述第二补正分布图象中,设定存在于所述被检测体的组织区域中的多个轨迹追踪点;

在与所述至少一个时间相位之外的剩余时间相位相对应的所述第一补正分布图象和所述第二补正分布图象中,根据所述多个轨迹追踪点的运动速度和所述多个时间相位的时间间隔,来推定与所述各时间相位的所述多个轨迹追踪点对应的对应点;

根据所述各时间相位的所述第一补正分布图象和所述第二补正分布图象,来确定所述轨迹追踪点和所述对应点的信号值;

根据所述轨迹追踪点和所述对应点的信号值来生成运动信息图象。

10 14. 如权利要求 12 所述的图象处理装置,其特征在于:所述运动信息图象生成组件,对于多普勒角度补正有效的区域,利用所述第一补正分布图象来生成所述运动信息图象;

对于多普勒角度补正无效的区域,利用所述第二补正分布图象来生成所述运动信息图象。

15 15. 如权利要求 12 所述的图象处理装置,其特征在于:所述第一推定组件,根据所述多个第二超声波数据来推定作为其方向实质上与所述并进运动成分垂直的运动成分的心脏转动运动成分;

所述补正分布图象生成组件,根据所述并进运动成分和所述转动运动成分,通过对所述多个第二分布图象进行补正,来生成所述各时间相位的第二补正分布图象。

20 16. 如权利要求 12 所述的图象处理装置,其特征在于:所述运动场设定组件将所述运动场设定为朝向所述心脏的收缩中心的矢量场。

17. 如权利要求 12 所述的图象处理装置,其特征在于:

所述中心设定组件,

25 对于有关某任意时间相位的超声波数据,当存在与前段和后段的时间相位相关的超声波数据时,通过基于与该前后的时间相位相关的超声波数据的内插处理来设定所述收缩中心;

当仅存在与前段的时间相位相关的超声波数据时,仅根据与该前段的时间相位相关的超声波数据来设定所述收缩中心;

30 当仅存在与后段的时间相位相关的超声波数据时,仅根据与该后段的时间

相位相关的超声波数据来设定所述收缩中心。

18. 如权利要求 12 所述的图象处理装置, 其特征在于:

所述中心设定组件,

利用所述多个超声波数据对所述心脏的内膜位置进行自动检测;

5 抽取所述各时间相位的心脏区域;

根据所述各时间相位的心脏区域的信息, 推定在所述各时间相位的所述收缩中心位置来进行设定。

19. 如权利要求 12 所述的图象处理装置, 其特征在于: 所述运动信息图象为速度图象、畸变图象、位移图象、畸变速度图象中的至少一种。

10 20. 如权利要求 12 所述的图象处理装置, 其特征在于: 所述显示组件, 当连续显示多个所述运动信息图象时, 使所述各运动信息图象的所述收缩中心相一致来进行显示。

21. 如权利要求 12 所述的图象处理装置, 其特征在于: 所述显示组件将表示所述收缩中心、所述收缩中心的轨迹、所述收缩中心的位置的移动信息的时间变化的图标中的至少一个显示在所述运动信息图象上。

22. 如权利要求 12 所述的图象处理装置, 其特征在于: 所述多个超声波数据为基于超声波扫描线位置的极坐标系统的 Raw 图象数据;

所述运动信息图象生成组件将所述极坐标系统的 Raw 图象数据变换成正交坐标, 以生成作为扫描转换图象的所述运动信息图象。

20 23. 一种图象处理装置, 其特征在于包括:

对由被检测体的心脏的多个时间相位处分别得到的多个超声波数据进行储存的储存组件;

相对所述多个超声波数据来设定所述心脏的运动方向的运动场设定组件;

25 相对所述多个超声波数据来设定所述心脏的收缩运动中心的中心设定组件;

根据所述多个超声波数据, 按照所述各时间相位来生成与沿着所述运动方向朝向所述收缩运动中心的运动速度相关的第一分布图象的第一分布图象生成组件;

30 根据至少与两个连续的时间相位相关的所述心脏的收缩运动中心来推定所述心脏的并进运动成分的第一推定组件;

通过根据所述并进运动成分对所述多个第一分布图象进行补正,来生成所述各时间相位的第二分布图象的第二分布图象生成组件;

在所述多个第二分布图象中的、与预定时间相位相对应的分布图象中,设定位于所述被检测体的组织区域中的多个轨迹追踪点的轨迹追踪点设定组件;

5 在与所述预定时间相位之外的剩余时间相位相对应的所述多个第二分布图象中,根据所述多个轨迹追踪点的运动速度和所述多个时间相位的时间间隔,来推定与所述各时间相位的所述多个轨迹追踪点相对应的对应点的第二推定组件;

根据所述各时间相位的第二分布图象来决定与所述轨迹追踪点和所述对应点的信号值的信号值确定组件;

10 根据所述轨迹追踪点和所述对应点处的信号值来生成运动信息图象的运动信息图象生成组件;和

显示所述运动信息图象的显示组件。

24. 一种图象处理装置,其特征在于包括:

15 对作为分别通过被检测体的心脏的多个时间相位处的组织多普勒模型摄象得到的组织图象的第一超声波数据,以及作为分别通过多个时间相位处的组织多普勒模型之外的摄象模型摄象得到的组织图象的第二超声波数据进行储存用的储存组件;

相对所述多个第一超声波数据和所述多个第二超声波数据,对定义所述心脏运动方向用的运动场进行设定用的运动场设定组件;

相对所述多个第一超声波数据和所述多个第二超声波数据,对所述心脏的收缩运动中心进行设定用的中心设定组件;

25 根据所述多个第一超声波数据,按照所述各时间相位对与朝向所述收缩运动中心的运动速度相关的第一分布图象进行生成,并且根据所述多个第二超声波数据,按照所述各时间相位对与朝向所述收缩运动中心的运动速度相关的第二分布图象进行生成用的分布图象生成组件;

根据至少与两个连续的时间相位相关的所述心脏的收缩运动中心,对所述心脏的并进运动成分进行推定的第一推定组件;

30 通过根据所述并进运动成分对所述多个第一分布图象进行补正的方式来生成所述各时间相位的第一补正分布图象,并且通过根据所述并进运动成分对所

述多个第二分布图象进行补正的方式来生成所述各时间相位的第二补正分布图象的补正分布图象生成组件;

利用所述第一补正分布图象和所述第二补正分布图象来生成运动信息图象的运动信息图象生成组件; 和

5 显示所述运动信息图象用的显示组件。

25. 一种图象处理装置, 其特征在于包括:

对包含被检测体心脏的区域发送超声波信号并接收来自该被检测体的回波信号的超声波探头;

10 产生对所述超声波探头组件进行驱动的驱动信号, 并在所述被检测体的心脏的多个时间相位处将所述驱动信号施加给所述超声波探头的驱动信号生成组件;

在通过所述超声波探头从所述区域获得的所述多个时间相位中, 根据通过所述超声波探头接收到的回波信号来生成所述多个超声波数据的数据生成组件;

15 相对所述多个超声波数据来设定定义所述心脏运动方向的运动场的运动场设定组件;

相对所述多个超声波数据来设定所述心脏的收缩运动中心的中心设定组件;

20 根据所述多个超声波数据, 按照所述各时间相位来生成与朝着由所述运动场定义的所述运动方向的运动速度相关的第一分布图象的第一分布图象生成组件;

根据至少与两个连续的时间相位相关的所述心脏的收缩运动中心, 对所述心脏的并进运动成分进行推定的第一推定组件;

25 通过根据所述并进运动成分对所述多个第一分布图象进行补正的方式, 来生成所述各时间相位的第二分布图象的第二分布图象生成组件;

在所述多个第二分布图象中的与预定时间相位相对应的分布图象中, 设定位于所述被检测体的组织区域处的多个轨迹追踪点的轨迹追踪点设定组件;

30 在与所述预定时间相位之外的剩余时间相位相对应的所述多个第二分布图象中, 根据所述多个轨迹追踪点的运动速度和所述多个时间相位的时间间隔, 对与所述各时间相位处的所述多个轨迹追踪点对应的对应点进行推定的第二

推定组件;

根据所述各时间相位的第二分布图象来确定所述轨迹追踪点和所述对应点的信号值的信号值确定组件;

根据所述轨迹追踪点和所述对应点的信号值来生成运动信息图象的运动信息图象生成组件; 和
5 显示所述运动信息图象用的显示组件。

26. 一种图象处理装置, 其特征在于包括:

对作为分别通过被检测体的心脏的多个时间相位处的组织多普勒模型摄象得到的组织图象的第一超声波数据, 以及作为分别通过多个时间相位处的组织多普勒模型之外的摄象模型摄象得到的组织图象的第二超声波数据进行获取用的摄象组件;
10

相对所述多个第一超声波数据和所述多个第二超声波数据, 对定义所述心脏运动方向用的运动场进行设定用的运动场设定组件;

相对所述多个第一超声波数据和所述多个第二超声波数据, 对所述心脏的收缩运动中心进行设定用的中心设定组件;
15

根据所述多个第一超声波数据, 按照所述各时间相位对与朝向所述收缩运动中心的运动速度相关的第一分布图象进行生成, 并且根据所述多个第二超声波数据, 按照所述各时间相位对与朝向所述收缩运动中心的运动速度相关的第二分布图象进行生成用的分布图象生成组件;

根据至少与两个连续的时间相位相关的所述心脏的收缩运动中心, 对所述心脏的并进运动成分进行推定的第一推定组件;
20

通过根据所述并进运动成分对所述多个第一分布图象进行补正的方式对所述各时间相位的第一补正分布图象进行生成, 并且通过根据所述并进运动成分对所述多个第二分布图象进行补正的方式对所述各时间相位的第二补正分布图象进行生成用的补正分布图象生成组件;
25

利用所述第一补正分布图象和所述第二补正分布图象, 对运动信息图象进行生成用的运动信息图象生成组件; 和

显示所述运动信息图象用的显示组件。

27. 一种超声波图象处理方法, 其特征在于包括:

相对由被检测体的心脏的多个时间相位处获得的多个超声波数据, 对定义
30

所述心脏运动方向用的运动场进行设定的步骤;

相对所述多个超声波数据,对所述心脏的收缩运动中心进行设定的步骤;

根据所述多个超声波数据,按照所述各时间相位对朝着由所述运动场定义的所述运动方向的运动速度相关的第一分布图象进行生成的步骤;

5 根据至少与两个连续的时间相位相关的所述心脏的收缩运动中心,对所述心脏的并进运动成分进行推定的步骤;

通过根据所述并进运动成分对所述多个第一分布图象进行补正的方式,对所述各时间相位的第二分布图象进行生成的步骤;

10 在作为所述多个第二分布图象的与预定时间相位相对应的分布图象中,对位于所述被检测体的组织区域处的多个轨迹追踪点进行设定的步骤;

在与所述预定时间相位之外的剩余时间相位相对应的所述多个第二分布图象中,根据所述多个轨迹追踪点的运动速度和所述多个时间相位的时间间隔,对与所述各时间相位处的所述多个轨迹追踪点对应的对应点进行推定的步骤;

15 根据所述各时间相位的第二分布图象,对与所述轨迹追踪点和所述对应点处的信号值进行确定的步骤;

以及根据所述轨迹追踪点和所述对应点处的信号值,对运动信息图象进行生成的步骤。

28. 一种超声波图象处理方法,其特征在于包括:

20 相对作为在被检测体心脏的多个时间相位处通过组织多普勒模型摄象得到的组织图象的第一超声波数据和作为在多个时间相位处通过组织多普勒模型之外的摄象模型摄象得到的组织图象的第二超声波数据,来设定用于定义所述心脏运动方向的运动场的步骤;

25 相对所述多个第一超声波数据和所述多个第二超声波数据,对所述心脏的收缩运动中心进行设定的步骤;

根据所述多个第一超声波数据,按照所述各时间相位来生成与朝向所述收缩运动中心的运动速度相关的第一分布图象,并且根据所述多个第二超声波数据,按照所述各时间相位来生成与朝向所述收缩运动中心的运动速度相关的第二分布图象的步骤;

30 根据至少与两个连续的时间相位相关的所述心脏的收缩运动中心,对所述

心脏的并进运动成分进行推定的步骤;

通过根据所述并进运动成分对所述多个第一分布图象进行补正来生成所述各时间相位的第一补正分布图象, 并且通过根据所述并进运动成分对所述多个第二分布图象进行补正来生成所述各时间相位的第二补正分布图象的步骤; 和
5 利用所述第一补正分布图象和所述第二补正分布图象来生成运动信息图象的步骤。

29. 一种计算机可读存储器, 其特征在于包括:

用于对相对由被检测体的心脏的多个时间相位处获得的多个超声波数据, 来定义所述心脏运动方向的运动场进行设定的组件;

10 用于对相对所述多个超声波数据, 对所述心脏的收缩运动中心进行设定的组件;

用于对根据所述多个超声波数据, 按照所述各时间相位来生成朝着由所述运动场定义的所述运动方向的运动速度相关的第一分布图象的组件;

15 用于根据至少与两个连续的时间相位相关的所述心脏的收缩运动中心, 对所述心脏的并进运动成分进行推定的组件;

用于通过根据所述并进运动成分对所述多个第一分布图象进行补正来生成所述各时间相位的第二分布图象的组件;

用于在所述多个第二分布图象中的与预定时间相位相对应的分布图象中, 对位于所述被检测体的组织区域中的多个轨迹追踪点进行设定的组件;

20 用于在与所述预定时间相位之外的剩余时间相位相对应的所述多个第二分布图象中, 根据所述多个轨迹追踪点的运动速度和所述多个时间相位的时间间隔, 对与所述各时间相位的所述多个轨迹追踪点对应的对应点进行推定的组件;

用于根据所述各时间相位的第二分布图象, 对与所述轨迹追踪点和所述对应点的信号值进行确定的组件; 和

25 用于根据所述轨迹追踪点和所述对应点的信号值来生成运动信息图象的组件。

30. 一种计算机可读存储器, 其特征在于包括:

用于相对作为在被检测体的心脏的多个时间相位处通过组织多普勒模型摄像得到的组织图象的第一超声波数据和作为在多个时间相位处通过组织多普勒模型之外的摄像模型摄像得到的组织图象的第二超声波数据, 对用于定义所述
30

心脏运动方向的运动场进行设定的组件;

用于相对所述多个第一超声波数据和所述多个第二超声波数据,对所述心脏的收缩运动中心进行设定的组件;

5 用于根据所述多个第一超声波数据,按照所述各时间相位来生成与朝向所述收缩运动中心的运动速度相关的第一分布图象,并且根据所述多个第二超声波数据,按照所述各时间相位来生成与朝向所述收缩运动中心的运动速度相关的第二分布图象的组件;

用于根据至少与两个连续的时间相位相关的所述心脏的收缩运动中心,对所述心脏的并进运动成分进行推定的组件;

10 用于通过根据所述并进运动成分对所述多个第一分布图象进行补正来生成所述各时间相位的第一补正分布图象,并且通过根据所述并进运动成分对所述多个第二分布图象进行补正来生成所述各时间相位的第二补正分布图象的组件;和

15 用于利用所述第一补正分布图象和所述第二补正分布图象来生成运动信息图象的组件。

31. 一种图象处理装置,用于超声波图象诊断,根据来自被检测体的超声波回波信号求出组织的运动信息图象,并根据所述运动信息图象和组织的运动方向信息来求出组织的局部位移或畸变的分布图象,其特征在于包括:

20 使所述运动方向场为朝向心脏收缩中心的矢量场,即设定对随时间变化的收缩中心的移动进行跟踪的所述矢量场的第一组件;

对所述心脏收缩中心的位置进行求解的第二组件;

根据随时间变化的收缩中心的移动对整个心脏的并进运动成分进行推定的第三组件;和

25 从所检测出的组织运动信息中除去所述推定出的并进运动成分的第四组件。

32. 一种图象处理装置,其特征在于包括:

相对通过组织多普勒模型摄象得到的第一超声波数据和通过组织多普勒模型之外的摄象模型摄象得到的第二超声波数据,对定义所述心脏运动方向的运动场和所述心脏收缩中心位置进行设定的第一组件;

30 根据所述多个第一超声波数据来生成与朝向所述收缩运动中心的运动速度

相关的第一分布图象,并且根据所述多个第二超声波数据来生成与朝着由所述收缩运动中心的运动速度相关的第二分布图象的第二组件;

根据随时间变化的收缩中心的位置移动对整个心脏的并进运动成分进行推定的第三组件;

5 从所述第一分布图象和所述第二分布图象中除去所述推定出的并进运动成分的第四组件; 和

利用除去并进运动成分后的所述第一补正分布图象和所述第二补正分布图象来生成运动信息图象的运动信息图象生成组件。

33. 一种超声波诊断装置,根据来自被检测体的超声波回波信号求出组织的运动信息图象,并根据所述运动信息图象和组织的运动方向信息来求出组织的局部位移或畸变的分布图象,其特征在于包括:

使所述运动方向场为朝向心脏收缩中心的矢量场,即设定对随时间变化的收缩中心的移动进行跟踪的所述矢量场的第一组件;

对所述心脏收缩中心的位置进行求解的第二组件;

15 根据随时间变化的收缩中心的移动对整个心脏的并进运动成分进行推定的第三组件; 和

从检测出的组织运动信息中除去所述推定出的并进运动成分的第四组件。

34. 一种超声波诊断装置,其特征在于包括:

20 相对通过组织多普勒模型摄象得到的第一超声波数据和通过组织多普勒模型之外的摄象模型摄象得到的第二超声波数据,对定义所述心脏运动方向的运动场和所述心脏收缩中心位置进行设定的第一组件;

根据所述多个第一超声波数据来生成与朝向所述收缩运动中心的运动速度相关的第一分布图象,并且根据所述多个第二超声波数据来生成与朝着所述收缩运动中心的运动速度相关的第二分布图象的第二组件;

25 根据随时间变化的收缩中心的移动对整个心脏的并进运动成分进行推定的第三组件;

从所述第一分布图象和所述第二分布图象中除去所述推定出的并进运动成分的第四组件; 和

30 利用除去并进运动成分后的所述第一补正分布图象和所述第二补正分布图象来生成运动信息图象的运动信息图象生成组件。

图象处理装置和超声波诊断装置

5 技术领域

本发明涉及通过对诸如心肌等生物体组织的速度进行推定，对推定出的速度信息进行处理并输出组织的局部性运动信息来为医学诊断提供有效信息的图象处理装置和超声波诊断装置。

10 背景技术

一般说来，是否能够对涉及诸如心肌等生物体组织所具有的功能进行客观和定量的评价，对这种组织进行诊断是非常重要的。因此，采用图象处理装置进行图象诊断，对诸如主要对心脏等等进行定量评价的各种方法正在被研制开发中。如果举例来说，其中有代表性的为组织轨迹追踪成象法（TTI: Tissue Tracking Imaging）。

15 这种组织轨迹追踪成象法如诸如日本专利申请 2002-272845 号等文献中所说明的那样，可以对作为组织运动信息的、随运动产生有变化的组织位置进行轨迹追踪，并对由速度信息获得的信号进行积分，进而对据此获得的局部变形和畸变的图案进行图象化处理。如果采用这种方法，可以利用诸如短轴图象，
20 对表示心脏的局部心肌畸变和变形的图象进行制作和显示，因此可以对与图象输出值所在的局部区域相对应的时间变化解析作业提供帮助。对于采用短轴图象的场合，主要的心脏解析对象功能为对厚度增加（thickening: 厚度变化）进行的解析，当采用上述的组织轨迹追踪成象法时，可以通过角度补正方式对与该厚度增加相关的成分进行检测和图象化处理，使用朝向收缩中心的运动场（收缩场: contraction motion field）的定义并对其进行设定。而且，上述的组织轨迹追踪成象法，也适用于由于受到心脏整体的并进运动（也称为“translation”）的影响而使收缩中心位置随时间移动的、随时间变化的运动场。因此，可以对
25 由于并进运动产生的收缩中心位置的变动进行轨迹追踪。

然而，上述组织轨迹追踪成象法还存在有诸如下述的、需要进一步改进的
30 问题。

第一, 上述的组织轨迹追踪成象法为了使处理简单, 是对构成检测对象的速度成分检测结果进行近似处理的。换句话说就是, 相对预定位置检测出的速度, 包含有与由于生物体运动而产生的收缩中心移动速度成分 (即并进速度成分) 相对应的误差。下面参考图 1A、图 1B, 对这一状况进行说明。

5 图 1A 为说明现有技术中未对收缩中心移动进行角度补正用的心脏短轴图象的示意图。图 1B 为说明现有技术中对收缩中心移动进行轨迹追踪用的心脏短轴图象的示意图。正如图 1A 所示, 对于收缩中心移动速度成分为可以被忽略的比较大的场合, 如果按照 $v_{p: cont}^t = v_{p: obs}^t / \cos\theta$ 的方式进行忽略, 对 P^t 和 $V_{p: cont}^t$ (t 为时间相位) 进行的推定不会出现比较大的问题。

10 然而实际上如图 1B 所示, 当心脏整体产生并进运动时会将收缩中心移动速度成分叠加在 P^t 点处, 所以从严谨的角度考虑, 应该将收缩中心移动速度成分 $V_{c: trans}^t$ 合成在 $V_{p: obs}^t$ 处并进行观察。因此, 由于现有技术中对该影响进行了忽略, 所以对于收缩中心的移动比较大的场合将产生有误差。

第二, 实际上心脏整体的运动相当复杂, 目前已知在收缩期为了有效地传
15 送出血液, 左心室整体将产生挤压和捻转运动 (twist)。对于为短轴图象的场合, 可以通过诸如“**Myocardial Velocity Gradient Imaging by Phase Contrast MRI With Application to Regional Function in Myocardial Ischemia**”, A.E.Arai et al, **Magnetic Resonance in Medicine** 42: 98-109, 1999 中给出的方法, 将捻转运动作为转动成分 (rotation) 进行检测, 这推进了近年来对 MRI 等的研究。
20 因此, 对于试图用更高精度仅对厚度增加成分进行检测的场合, 不仅需要考虑前述并进成分所产生的影响, 还需要考虑转动成分所产生的影响。

现有技术中有一些针对这些问题提出的对心脏整个运动进行消除用的技术解决方案。如果举例来说, 在“组织多普勒方法获得 Wall Motion Imaging”, 岭等人, 日超医论文集 63: P671-672, 1993 中, 公开了一种对心脏运动进行模型
25 化处理, 通过最小二乘法利用若干点处的速度值对最可能的 (利用相关系数反复计算获得的) 并进成分进行推定和消除, 从而仅获得厚度增加成分的方法。如果采用这种方法, 虽然对于转动成分也可以进行具有实用性的推定, 然而在对心脏运动进行模型化处理时会受到比较大的制约, 特别是对于心肌内速度分布的变化并不能从 (假定心肌按一定方式进行收缩扩张的) 模型中消除, 所以
30 会产生误差。目前已经获知心肌内部的速度分布是彼此不同的, 所以从需要对

最终的心肌内部局部处的运动信息分布进行解析的角度看,上述方法存在有不能避免的矛盾。

第三,上述的组织轨迹追踪成象法是一种存在有图象化分界区域,且需要比较长的数据处理时间的方法。换句话说就是,上述组织轨迹追踪成象法,是采用根据组织多普勒方法进行的方法或根据二维速度检测(超声波的接收信号 RF 和 B 模式信号间的图象匹配等)进行的方法,得到与心肌预定位置处相关的速度成分的。然而,前者存在有部分多普勒角分界区域,从原理上讲存在有不能对速度进行检测的区域。后者虽然不存在多普勒角分界区域,然而对作为图象进行的特征量计算需要花费非常多的计算时间,存在有对于临床应用难以获得普及的问题。

发明内容

鉴于上述问题的存在,本发明的目的在于:提供一种可以使用改进后的组织轨迹追踪成象法,来据此提供出临床价值比较高的运动信息图象和新的诊断信息的图象处理装置和超声波诊断装置。

本发明通过下述技术方案来实现上述目的。

本发明提出的一种图象处理装置,其特征在于可以具有对由被检测体的心脏的多个时间相位处分别得到的多个超声波数据进行储存用的储存组件;相对所述多个超声波数据,对定义所述心脏运动方向用的运动场进行设定用的运动场设定组件;相对所述多个超声波数据,对所述心脏的收缩运动中心进行设定用的中心设定组件;根据所述多个超声波数据,按照所述各时间相位对与朝着由所述运动场定义出的所述运动方向的运动速度相关的第一分布图象进行生成用的第一分布图象生成组件;根据至少与两个连续的时间相位相关的所述心脏的收缩运动中心,对所述心脏的并进运动成分进行推定的第一推定组件;通过根据所述并进运动成分对所述多个第一分布图象进行补正的方式,对所述各时间相位的第二分布图象进行生成用的第二分布图象生成组件;在作为所述多个第二分布图象的与预定时间相位相对应的分布图象中,对位于所述被检测体的组织区域处的多个轨迹追踪点进行设定用的轨迹追踪点设定组件;在与所述预定时间相位之外的剩余时间相位相对应的所述多个第二分布图象中,根据所述多个轨迹追踪点的运动速度和所述多个时间相位的时间间隔,对与所述各时间

相位处的所述多个轨迹追踪点相对应的对应点进行推定的第二推定组件; 根据所述各时间相位的第二分布图象, 对与所述轨迹追踪点和所述对应点处的信号值进行确定用的信号值确定组件; 根据所述轨迹追踪点和所述对应点处的信号值, 对运动信息图象进行生成用的运动信息图象生成组件; 以及对所述运动信息图象进行显示用的显示组件。

本发明提出的一种图象处理装置, 其特征在于可以具有对作为分别通过被检测体的心脏的多个时间相位处的组织多普勒模型摄象得到的组织图象的第一超声波数据, 以及作为分别通过多个时间相位处的组织多普勒模型之外的摄象模型摄象得到的组织图象的第二超声波数据进行储存用的储存组件; 相对所述多个第一超声波数据和所述多个第二超声波数据, 对定义所述心脏运动方向用的运动场进行设定用的运动场设定组件; 相对所述多个第一超声波数据和所述多个第二超声波数据, 对所述心脏的收缩运动中心进行设定用的中心设定组件; 根据所述多个第一超声波数据, 按照所述各时间相位对与朝向所述收缩运动中心的运动速度相关的第一分布图象进行生成, 并且根据所述多个第二超声波数据, 按照所述各时间相位对与朝向所述收缩运动中心的运动速度相关的第二分布图象进行生成用的分布图象生成组件; 根据至少与两个连续的时间相位相关的所述心脏的收缩运动中心, 对所述心脏的并进运动成分进行推定的第一推定组件; 通过根据所述并进运动成分对所述多个第一分布图象进行补正的方式对所述各时间相位的第一补正分布图象进行生成, 并且通过根据所述并进运动成分对所述多个第二分布图象进行补正的方式对所述各时间相位的第二补正分布图象进行生成用的补正分布图象生成组件; 利用所述第一补正分布图象和所述第二补正分布图象, 对运动信息图象进行生成用的运动信息图象生成组件; 以及对所述运动信息图象进行显示用的显示组件。

本发明提出的一种图象处理装置, 其特征在于可以具有对由被检测体的心脏的多个时间相位处分别得到的多个超声波数据进行储存用的储存组件; 相对所述多个超声波数据, 对定义所述心脏运动方向用的运动场进行设定用的运动场设定组件; 相对所述多个超声波数据, 对所述心脏的收缩运动中心进行设定用的中心设定组件; 根据所述多个超声波数据, 按照所述各时间相位对与沿所述运动方向朝向所述收缩运动中心的运动速度相关的第一分布图象进行生成用的第一分布图象生成组件; 根据至少与两个连续的时间相位相关的所述心脏的

收缩运动中心, 对所述心脏的并进运动成分进行推定的第一推定组件; 通过根据所述并进运动成分对所述多个第一分布图象进行补正的方式, 对所述各时间相位的第二分布图象进行生成用的第二分布图象生成组件; 在作为所述多个第二分布图象的与预定时间相位相对应的分布图象中, 对位于所述被检测体的组织区域处的多个轨迹追踪点进行设定用的轨迹追踪点设定组件; 在与所述预定时间相位之外的剩余时间相位相对应的所述多个第二分布图象中, 根据所述多个轨迹追踪点的运动速度和所述多个时间相位的时间间隔, 对与所述各时间相位处的所述多个轨迹追踪点对应的对应点进行推定的第二推定组件; 根据所述各时间相位的第二分布图象, 对与所述轨迹追踪点和所述对应点处的信号值进行确定用的信号值确定组件; 根据所述轨迹追踪点和所述对应点处的信号值, 对运动信息图象进行生成用的运动信息图象生成组件; 以及对所述运动信息图象进行显示用的显示组件。

本发明提出的一种图象处理装置, 其特征在于可以具有对作为分别通过被检测体的心脏的多个时间相位处的组织多普勒模型摄象得到的组织图象的第一超声波数据, 以及作为分别通过多个时间相位处的组织多普勒模型之外的摄象模型摄象得到的组织图象的第二超声波数据进行储存用的储存组件; 相对所述多个第一超声波数据和所述多个第二超声波数据, 对定义所述心脏运动方向用的运动场进行设定用的运动场设定组件; 相对所述多个第一超声波数据和所述多个第二超声波数据, 对所述心脏的收缩运动中心进行设定用的中心设定组件; 根据所述多个第一超声波数据, 按照所述各时间相位对与朝向所述收缩运动中心的运动速度相关的第一分布图象进行生成, 并且根据所述多个第二超声波数据, 按照所述各时间相位对与朝向所述收缩运动中心的运动速度相关的第二分布图象进行生成用的分布图象生成组件; 根据至少与两个连续的时间相位相关的所述心脏的收缩运动中心, 对所述心脏的并进运动成分进行推定的第一推定组件; 通过根据所述并进运动成分对所述多个第一分布图象进行补正的方式对所述各时间相位的第一补正分布图象进行生成, 并且通过根据所述并进运动成分对所述多个第二分布图象进行补正的方式对所述各时间相位的第二补正分布图象进行生成用的补正分布图象生成组件; 利用所述第一补正分布图象和所述第二补正分布图象, 对运动信息图象进行生成用的运动信息图象生成组件; 以及对所述运动信息图象进行显示用的显示组件。

本发明提出的一种图象处理装置，其特征在于可以具有对包含被检测体心脏的区域进行超声波信号发送、并且对来自该被检测体的回波信号进行信号接收用的超声波探头组件；产生对所述超声波探头组件进行驱动用的驱动信号，并且在所述被检测体的心脏的多个时间相位处将所述驱动信号施加至所述超声波探头组件处用的驱动信号生成组件；在通过所述超声波探头组件由所述区域获得的所述多个时间相位中，根据通过所述超声波探头组件接收到的回波信号，对所述多个超声波数据进行生成用的数据生成组件；相对所述多个超声波数据，对定义所述心脏运动方向用的运动场进行设定用的运动场设定组件；相对所述多个超声波数据，对所述心脏的收缩运动中心进行设定用的中心设定组件；根据所述多个超声波数据，按照所述各时间相位对朝着由所述运动场定义的所述运动方向的运动速度相关的第一分布图象进行生成用的第一分布图象生成组件；根据至少与两个连续的时间相位相关的所述心脏的收缩运动中心，对所述心脏的并进运动成分进行推定的第一推定组件；通过根据所述并进运动成分对所述多个第一分布图象进行补正的方式，对所述各时间相位的第二分布图象进行生成用的第二分布图象生成组件；在作为所述多个第二分布图象的与预定时间相位相对应的分布图象中，对位于所述被检测体的组织区域处的多个轨迹追踪点进行设定用的轨迹追踪点设定组件；在与所述预定时间相位之外的剩余时间相位相对应的所述多个第二分布图象中，根据所述多个轨迹追踪点的运动速度和所述多个时间相位的时间间隔，对与所述各时间相位处的所述多个轨迹追踪点对应的对应点进行推定的第二推定组件；根据所述各时间相位的第二分布图象，对与所述轨迹追踪点和所述对应点处的信号值进行确定用的信号值确定组件；根据所述轨迹追踪点和所述对应点处的信号值，对运动信息图象进行生成用的运动信息图象生成组件；以及对所述运动信息图象进行显示用的显示组件。

本发明提出的一种图象处理装置，其特征在于可以具有对作为分别通过被检测体的心脏的多个时间相位处的组织多普勒模型摄象得到的组织图象的第一超声波数据，以及作为分别通过多个时间相位处的组织多普勒模型之外的摄象模型摄象得到的组织图象的第二超声波数据进行获取用的摄象组件；相对所述多个第一超声波数据和所述多个第二超声波数据，对定义所述心脏运动方向用的运动场进行设定用的运动场设定组件；相对所述多个第一超声波数据和所述

多个第二超声波数据, 对所述心脏的收缩运动中心进行设定用的中心设定组件; 根据所述多个第一超声波数据, 按照所述各时间相位对与朝向所述收缩运动中心的运动速度相关的第一分布图象进行生成, 并且根据所述多个第二超声波数据, 按照所述各时间相位对与朝向所述收缩运动中心的运动速度相关的第二分布图象进行生成用的分布图象生成组件; 根据至少与两个连续的时间相位相关的所述心脏的收缩运动中心, 对所述心脏的并进运动成分进行推定的第一推定组件; 通过根据所述并进运动成分对所述多个第一分布图象进行补正的方式对所述各时间相位的第一补正分布图象进行生成, 并且通过根据所述并进运动成分对所述多个第二分布图象进行补正的方式对所述各时间相位的第二补正分布图象进行生成用的补正分布图象生成组件; 利用所述第一补正分布图象和所述第二补正分布图象, 对运动信息图象进行生成用的运动信息图象生成组件; 以及对所述运动信息图象进行显示用的显示组件。

本发明提出的一种超声波图象处理方法, 其特征在于可以包括相对由被检测体的心脏的多个时间相位处获得的多个超声波数据, 对定义所述心脏运动方向用的运动场进行设定的步骤; 相对所述多个超声波数据, 对所述心脏的收缩运动中心进行设定的步骤; 根据所述多个超声波数据, 按照所述各时间相位对朝着由所述运动场定义的所述运动方向的运动速度相关的第一分布图象进行生成的步骤; 根据至少与两个连续的时间相位相关的所述心脏的收缩运动中心, 对所述心脏的并进运动成分进行推定的步骤; 通过根据所述并进运动成分对所述多个第一分布图象进行补正的方式, 对所述各时间相位的第二分布图象进行生成的步骤; 在作为所述多个第二分布图象的与预定时间相位相对应的分布图象中, 对位于所述被检测体的组织区域处的多个轨迹追踪点进行设定的步骤; 在与所述预定时间相位之外的剩余时间相位相对应的所述多个第二分布图象中, 根据所述多个轨迹追踪点的运动速度和所述多个时间相位的时间间隔, 对与所述各时间相位处的所述多个轨迹追踪点对应的对应点进行推定的步骤; 根据所述各时间相位的第二分布图象, 对与所述轨迹追踪点和所述对应点处的信号值进行确定的步骤; 以及根据所述轨迹追踪点和所述对应点处的信号值, 对运动信息图象进行生成的步骤。

本发明提出的一种超声波图象处理方法, 其特征在于可以包括相对作为分别通过被检测体的心脏的多个时间相位处的组织多普勒模型摄象得到的组织图

象的第一超声波数据,以及作为分别通过多个时间相位处的组织多普勒模型之外的摄象模型摄象得到的组织图象的第二超声波数据,对定义所述心脏运动方向用的运动场进行设定的步骤;相对所述多个第一超声波数据和所述多个第二超声波数据,对所述心脏的收缩运动中心进行设定的步骤;根据所述多个第一超声波数据,按照所述各时间相位对与朝向所述收缩运动中心的运动速度相关的第一分布图象进行生成,并且根据所述多个第二超声波数据,按照所述各时间相位对与朝向所述收缩运动中心的运动速度相关的第二分布图象进行生成的步骤;根据至少与两个连续的时间相位相关的所述心脏的收缩运动中心,对所述心脏的并进运动成分进行推定的步骤;根据所述并进运动成分对所述多个第一分布图象进行补正的方式对所述各时间相位的第一补正分布图象进行生成,并且根据所述并进运动成分对所述多个第二分布图象进行补正的方式对所述各时间相位的第二补正分布图象进行生成的步骤;以及利用所述第一补正分布图象和所述第二补正分布图象,对运动信息图象进行生成的步骤。

本发明提出的一种计算机可读存储器,其特征在于可以包括用于对相对由被检测体的心脏的多个时间相位处获得的多个超声波数据,对定义所述心脏运动方向用的运动场进行设定的组件;用于对相对所述多个超声波数据,对所述心脏的收缩运动中心进行设定的组件;用于对根据所述多个超声波数据,按照所述各时间相位对朝着由所述运动场定义的所述运动方向的运动速度相关的第一分布图象进行生成的组件;用于对根据至少与两个连续的时间相位相关的所述心脏的收缩运动中心,对所述心脏的并进运动成分进行推定的组件;用于对通过根据所述并进运动成分对所述多个第一分布图象进行补正的方式,对所述各时间相位的第二分布图象进行生成的组件;用于对在作为所述多个第二分布图象的与预定时间相位相对应的分布图象中,对位于所述被检测体的组织区域处的多个轨迹追踪点进行设定的组件;用于对在与所述预定时间相位之外的剩余时间相位相对应的所述多个第二分布图象中,根据所述多个轨迹追踪点的运动速度和所述多个时间相位的时间间隔,对与所述各时间相位处的所述多个轨迹追踪点对应的对应点进行推定的组件;用于对根据所述各时间相位的第二分布图象,对与所述轨迹追踪点和所述对应点处的信号值进行确定的组件;以及用于对根据所述轨迹追踪点和所述对应点处的信号值,对运动信息图象进行生成的组件。

本发明提出的一种计算机可读存储器，其特征在于可以包括用于对相对作为分别通过被检测体的心脏的多个时间相位处的组织多普勒模型摄象得到的组织图象的第一超声波数据，以及作为分别通过多个时间相位处的组织多普勒模型之外的摄象模型摄象得到的组织图象的第二超声波数据，对定义所述心脏

5 运动方向用的运动场进行设定的组件；用于对相对所述多个第一超声波数据和所述多个第二超声波数据，对所述心脏的收缩运动中心进行设定的组件；用于对根据所述多个第一超声波数据，按照所述各时间相位对与朝向所述收缩运动中心的运动速度相关的第一分布图象进行生成，并且根据所述多个第二超声波数据，按照所述各时间相位对与朝向所述收缩运动中心的运动速度相关的第二

10 分布图象进行生成的组件；用于对根据至少与两个连续的时间相位相关的所述心脏的收缩运动中心，对所述心脏的并进运动成分进行推定的组件；用于对根据所述并进运动成分对所述多个第一分布图象进行补正的方式对所述各时间相位的第一补正分布图象进行生成，并且根据所述并进运动成分对所述多个第二分布图象进行补正的方式对所述各时间相位的第二补正分布图象进行生成的组

15 件；以及用于对利用所述第一补正分布图象和所述第二补正分布图象，对运动信息图象进行生成的组件。

本发明提出的一种根据由被检测体给出的超声波回波信号对组织的运动信息图象进行求解，并根据所述运动信息图象和组织的运动方向信息对组织的局部位移或畸变的分布图象进行求解，应用在超声波图象诊断领域处的图象处理

20 装置，其特征在于可以具有使所述运动方向场为朝向心脏收缩中心的矢量场，并且对随时间变化的收缩中心的移动进行追随移动的所述矢量场进行设定用的第一组件；对所述心脏收缩中心的位置进行求解用的第二组件；由随时间变化的收缩中心的移动对整个心脏的并进运动成分进行推定的第三组件；以及由检测出的组织运动信息中，对所述推定出的并进运动成分进行消除的第四组件。

25 本发明提出的一种图象处理装置，其特征在于可以具有相对通过组织多普勒模型摄象得到的第一超声波数据，以及通过组织多普勒模型之外的摄象模型摄象得到的第二超声波数据，对定义所述心脏运动方向用的运动场和所述心脏收缩中心位置进行设定的第一组件；根据所述多个第一超声波数据，对与朝向所述收缩运动中心的运动速度相关的第一分布图象进行生成，并且根据所述多个第二超声波数据，对与朝着由所述收缩运动中心的运动速度相关的第二分布

30

图象进行生成用的第二组件；由随时间变化的收缩中心的移动对整个心脏的并进运动成分进行推定的第三组件；由所述第一分布图象和所述第二分布图象中，对所述推定出的并进运动成分进行消除的第四组件；以及利用消除掉并进运动成分的所述第一补正分布图象和所述第二补正分布图象，对运动信息图象进行生成用的运动信息图象生成组件。

本发明提出的一种根据由被检测体给出的超声波回波信号对组织的运动信息图象进行求解，并根据所述运动信息图象和组织的运动方向信息对组织的局部位移或畸变的分布图象进行求解的超声波诊断装置，其特征在于可以具有使所述运动方向场为朝向心脏收缩中心的矢量场，并且对随时间变化的收缩中心的移动进行追随移动的所述矢量场进行设定用的第一组件；对所述心脏收缩中心的位置进行求解用的第二组件；由随时间变化的收缩中心的移动对整个心脏的并进运动成分进行推定的第三组件；以及由检测出的组织运动信息中，对所述推定出的并进运动成分进行消除的第四组件。

本发明提出的一种超声波诊断装置，其特征在于可以具有相对通过组织多普勒模型摄象得到的第一超声波数据，以及通过组织多普勒模型之外的摄象模型摄象得到的第二超声波数据，对定义所述心脏运动方向用的运动场和所述心脏收缩中心位置进行设定的第一组件；根据所述多个第一超声波数据，对与朝向所述收缩运动中心的运动速度相关的第一分布图象进行生成，并且根据所述多个第二超声波数据，对与朝着由所述收缩运动中心的运动速度相关的第二分布图象进行生成用的第二组件；由随时间变化的收缩中心的移动对整个心脏的并进运动成分进行推定的第三组件；由所述第一分布图象和所述第二分布图象中，对所述推定出的并进运动成分进行消除的第四组件；以及利用消除掉并进运动成分的所述第一补正分布图象和所述第二补正分布图象，对运动信息图象进行生成用的运动信息图象生成组件。

附图说明

图 1A 为说明本发明研究课题用的示意性说明图，为表示心肌在预定位置处的动作用的示意图。

图 1B 为说明本发明研究课题用的示意性说明图，为表示心肌在预定位置处的动作用的示意图。

图 2A 为表示作为第一进行形式的超声波诊断装置 10 用的示意性结构构成图。

图 2B 为表示通过作为第一进行形式的组织轨迹追踪成象法对心脏进行观察时的处理流程用的示意图。

5 图 3 为说明假定出的短轴模型用的示意图。

图 4 为表示并进速度成分计算·消除功能中所进行的各处理流程用的示意性流程图。

图 5 为表示半自动设定功能的计算方法用的示意性流程图。

图 6 为说明半自动设定功能用的示意图。

10 图 7 为说明并进速度成分的推定处理用的示意图。

图 8 为表示作为第二进行形式的超声波诊断装置 10 用的示意性结构构成图。

图 9 为表示通过作为第二进行形式的组织轨迹追踪成象法对心脏进行观察时的处理流程用的示意图。

15 图 10 为说明转动速度成分计算·消除功能用的示意图。

图 11 为表示作为第三进行形式的超声波诊断装置 10 用的示意性结构构成图。

图 12 为表示收缩场和转动运动场中的多普勒分界区域用的示意图。

20 图 13A、图 13B、图 13C 为分别明确表示各收缩中心位置的明示显示实例用的示意图。

图 14 为说明超声波诊断装置 10 具有 TTI 内插处理功能的变形实例用的示意图。

具体进行方式

25 下面参考附图，对本发明的第一至第三进行形式进行说明。在下面的说明中，具有大体相同功能和构成的构成要素附加有相同的参考标号，并且仅在必要进行重复说明。

(第一进行形式)

30 图 2A 为表示作为第一进行形式的超声波诊断装置 10 用的示意性结构构成图。该超声波诊断装置 10 具有超声波探头组件 11、信号发送组件 12、信号接

收组件 13、B 模式处理组件 14、组织多普勒处理组件 15、运动信息处理组件 16、显示控制组件 17、显示部 18、输入部 19、储存部 20。

5 超声波探头组件 11 具有可以根据由信号发送组件 12 给出的驱动信号产生超声波信号，并且将由被检测体反射回来的反射波信号变换为电气信号用的多个压电振动元件，设置在该压电振动元件处的匹配层，以及防止该压电振动元件朝向后侧方向发送出超声波信号用的背衬材料等等。当超声波探头组件 11 朝向被检测体发送出超声波信号时，由于生物体组织所具有的非线形特性，将随着超声波信号的传播产生出各种谐波成分。构成该信号发送超声波的基本波和
10 谐波成分，将由于生物体内组织的声阻抗间的边界、微小散射等等产生朝向后侧方向的散射，并作为反射波（回波）由超声波探头组件 11 进行信号接收。在本进行形式和如后所述的各进行形式中，是以取心脏为摄象对象的场合为例进行说明的，所以超声波探头组件 1 采用的是扇形探头组件。

信号发送组件 12 具有图中未示出的延迟回路和脉冲回路等等。脉冲回路可以按照预定的比率频率 f_r Hz（周期： $1/f_r$ 秒），重复产生出形成信号发送超声波用的比率脉冲信号。延迟回路可以按各通道，在各比率脉冲信号施加上使
15 超声波信号集束成束状且确定其信号发送方向性所需要的延迟时间。信号发送组件 12 可以根据该比率脉冲信号给出的时间相位，将驱动脉冲信号施加在形成朝向预定扫描线的超声波束用的各振动元件处。

信号接收组件 13 具有图中未示出的放大回路、A/D 变换器、加法器等等。
20 放大回路可以按各通道，对通过超声波探头组件 11 得到的回波信号进行放大。A/D 变换器可以相对放大后的回波信号施加确定信号接收方向性所需要的延迟时间，并随后通过加法器进行加法处理。通过进行这种加法运算，可以生成出与预定扫描线相对应的超声波回波信号。

B 模式处理组件 14 通过相对由信号接收组件 13 接收到的超声波回波信号
25 进行包络线检波处理的方式，生成出与超声波回波信号的振幅强度相对应的 B 模式信号。

组织多普勒处理组件 15 对通过信号接收组件 13 得到的超声波回波信号进行正交检波处理、自相关处理等等处理，并根据进行延迟加法运算后的超声波回波信号的多普勒偏移成分，求解出与被检测体内移动着的组织的速度、分散
30 度、能量等相对应的组织多普勒信号。

运动信息处理组件 16 根据由 B 模式处理组件 14 和组织多普勒处理组件 16 输出的 B 模式信号和多普勒信号, 进行获取运动信息图象所需要的、诸如消除并进速度成分和转动速度成分等等的各种处理作业。在后面, 还将对作为这种运动信息处理组件 6 的具体动作方式的、对诸如并进速度成分等进行推定、
5 消除作业进行详细说明。

显示控制组件 17 用于对表示与 B 模式信号相关的多维分布用的 B 模式超声波图象进行生成。而且, 显示控制组件 17 可以根据组织多普勒信号, 对表示与速度、分散度、能量值的预定剖面相关的二维分布用的组织多普勒超声波图象进行生成。根据需要, 显示控制组件 17 还可以对 B 模式超声波图象和组织多
10 普勒超声波图象的重叠图象、B 模式超声波图象的变形和畸变的二维分布图象的重叠图象等等进行生成。

显示部 18 可以根据显示控制组件 17 给出的视频信号, 以图象形式对生物体内的形态学信息、血液信息进行显示。而且对于采用造影剂的场合, 还可以根据由造影剂的空间分布、即血液流动或存在有血液的区域求解出的定量信息
15 量, 对灰度图象和彩色图象进行显示。

输入部 19 与装置主体相连接, 并且具有可以将操作者给出的各种指令信息、关注区域 (ROI) 的设定指令信息、各种图象质量条件的设定指令信息输入至装置主体处用的鼠标和轨迹球、模式切换开关、键盘等等。

储存部 20 用于对与各时间相位相对应的超声波图象数据 (超声波数据)、
20 与通过运动信息处理组件 16 生成出的各时间相位相对应的速度分布图象等等进行储存。超声波图象数据为通过组织多普勒模型摄象获得的组织图象数据, 以及通过组织多普勒模型之外的模式摄象获得的组织图象数据。这些组织图象数据也构成为扫描记录前的所谓 Raw 图象数据。

(组织轨迹追踪成象法)

25 下面, 对作为本进行形式的前提技术的组织轨迹追踪成象法进行简单说明。对该技术的详细说明, 可以参见诸如日本专利申请 2002-272845 号等文献中的说明。这种组织轨迹追踪成象法需要获得组织速度的时间空间分布图象。这种组织速度的时间空间分布图象 (下面也简称为“速度分布图象”), 可以由与通过组织多普勒方法收集到的多个时间相位相关的超声波图象数据进行生成, 也
30 可以由与通过诸如 B 模式等等收集到的多个时间相位相关的二维组织图象进行

图形匹配处理进行获得。在本进行形式中，利用的是通过前一方法生成出的速度分布图象。利用后一方法的技术解决方案，将通过第二进行形式进行说明。

图 2B 为表示通过作为本进行形式的组织轨迹追踪成象法对心脏进行观察时的处理流程用的示意图。正如图 2B 所示，可以首先在图象平面上设定出时间空间的运动方向场（步骤 A）。换句话说就是，可以对作为进行这种组织轨迹追踪的运动场的、诸如运动方向为与心脏的收缩中心相关的放射线状的收缩场，或是具有以心脏的收缩中心作为中心的运动方向的转动运动场中的一个进行选择 and 设定（在此，设定的是收缩场）。运动场为对各点的运动方向进行定义用的场（矢量场）。因此，通过对其进行设定的方式，可以对各点的运动方向进行确定。

随后，根据通过组织多普勒方法收集到的多个时间相位相关的超声波图象数据，相对各时间相位对被检测体中的相应速度分布图象进行求解，并且对定义组织运动方向用的运动场的信息进行储存（步骤 B）。

随后，对运算开始时间相位的轨迹追踪点组进行限定设定（步骤 D）。可以根据上述速度分布图象，对该轨迹追踪点组随时间的移动进行轨迹追踪，并且对各时间相位处的各轨迹追踪点相对应的对应点进行推定（步骤 E）。

随后，根据轨迹追踪点组和推定出的对应点，对变形、畸变等预定的中间输出值进行运算（步骤 F），进而据此对与各点相关的图象化用的信号值进行推定（步骤 G）。最后，对由这些信号值构成的运动图象数据进行生成，并显示在监视器处（步骤 H）。

（并进速度成分的计算·消除功能）

下面，对本超声波诊断装置 10 所具有的并进速度成分计算·消除功能进行说明。这种功能可以通过上述组织轨迹追踪成象法的速度时间空间分布图象获取处理（即如图 2B 中的步骤 B）的过程实现。在此所说明的具体实例是以心脏的短轴模型作为对象的实例。

首先，对假定出的短轴模型进行说明。该短轴模型是按照“各位置处的并进速度成分与收缩中心位置处的移动速度相等”的方式进行假定的。按照诸如文献“应用在断层回波心电图中的中心线的产业应用性”，石井等人，日超医论文集 56: p.157-158, 1990 中给出的报告，心脏各位置处的并进速度成分与“心脏整体”的并进速度相关，因此可以按照使与左心室内各点相关的并进速度成分按时

间相位相同或大体相同的方式，进行这种假定。

图 3 为说明假定的短轴模型用的示意图。而且，在图 3 和以后说明中给出的参考标记的含义如下（观测系统为相对地面）。

- P^t : 时间相位 t 时的 P 点位置
- 5 C^t : 时间相位 t 时收缩中心 C 点的位置
- $V_{p: total}^t$: P^t 点的组织速度
- $V_{p: cont}^t$: P^t 点的组织收缩（舒张）速度成分
- $V_{c: trans}^t$: C^t 点的并进速度成分
- $V_{p: trans}^t$: P^t 点的组织并进速度成分
- 10 $V_{p: rot}^t$: P^t 点的组织转动速度成分
- （其中，图 3 中的 $V_{p: rot}^t=0$ ）

在某时刻 t （在这种场合，为时间相位 t ），对于心肌中预定 P^t 点的位置处需要考虑的全部运动成分，为局部的心肌的收缩成分 $V_{p: cont}^t$ ，并进速度成分 $V_{p: trans}^t$ ，转动成分 $V_{p: rot}^t$ 。换句话说就是，对这三者进行合成后的速度，为生成在

15 P^t 点处的、作为 P^t 点的组织速度 $V_{p: total}^t$ 。

$$V_{p: total}^t = V_{p: cont}^t + V_{p: trans}^t + V_{p: rot}^t \quad (1)$$

其中， $V_{p: total}^t$ 、 $V_{p: cont}^t$ 、 $V_{p: trans}^t$ 、 $V_{p: rot}^t$ 均为矢量速度。下面，对为了简单而使 $V_{p: rot}^t=0$ ，忽略转动成分时，在时间相位 t 处对通过组织多普勒方法获得的 P 点的速度 $V_{p: obs}^t$ 进行观察用的模型进行说明。

20 当上述公式中有 $V_{p: rot}^t=0$ 时，公式（1）将呈下述公式（2）的形式。

$$V_{p: total}^t = V_{p: cont}^t + V_{p: trans}^t \quad (2)$$

利用这种模型，可以由已知的 $V_{p: obs}^t$ 、 $V_{p: trans}^t$ 、 P^t 和 $\alpha = \angle OP^t P_d^t$ 、 $\theta = \angle OP^t C^t$ 的信息中，得到目前未知的、需要求解的 $V_{p: cont}^t$ 、 $V_{p: total}^t$ 、 P^{t+1} 。其中， P_d^t 为相对 P^t 点仅产生有平行移动 $V_{p: trans}^t$ 的点（即 P^t 通过并进运动后的运动点）。

25 由图 3 中右上图可知，当扫描线与 P^t 点的运动方向间的夹角为 θ 时，可以获得下述关系式（3）、（4）。

$$|P_p^t - P_{ct}^t| = |V_{p: cont}^t| \cdot \cos\theta \quad (3)$$

$$|V_{p: obs}^t| = |P_p^t - P_{ct}^t| + |V_{p: trans}^t| \cdot \cos\alpha \quad (4)$$

因此， $V_{p: cont}^t$ 可以通过下述公式（5）进行求解。

30 $|V_{p: cont}^t| = (|V_{p: obs}^t| - |V_{p: trans}^t| \cdot \cos\alpha) / \cos\theta \quad (5)$

与 $V_{p: cont}^t$ 相关的方向 $(C^t - P^t)$ 可以通过预定方法进行求解。因此，可以通过上述公式 (5) 求解出 $V_{p: cont}^t$ 的矢量速度。

通过利用所求解出的 $V_{p: cont}^t$ 和下述公式 (6) 获得 $V_{p: trans}^t$ 的方式，可以求解出作为 $dt = (\text{时间相位 } t+1) - (\text{时间相位 } t)$ 的 $V_{p: total}^t$ 。

$$5 \quad V_{p: trans}^t = (C^{t+1} - C^t) / dt \quad (6)$$

在此没有对本进行形式进行更详细的说明。利用上述的组织轨迹追踪成象法，可以通过 $P^{t+1} = P^t \text{ 点} + V_{p: total}^t \cdot dt$ 的方式，推定出 P^t 点在下一时间相位的对应点 P^{t+1} 。

在此需要给予关注的是在公式 (5) 中，在 $\cos\theta$ 接近 90 度的区域处将不能获得正确的结果。因此，可以通过这种范围对多普勒分界区域进行设定。其具体的内容将通过第三进行形式进行说明。

下面，对根据上述模型对并进速度成分计算·消除功能的具体内容进行说明。图 4 为表示并进速度成分计算·消除功能中所进行的各处理流程用的示意性流程图，而且正如该图所示，是由对收缩中心进行设定、对并进速度成分进行推定、对并进速度成分进行消除这三个过程构成的。

[对收缩中心进行的设定：步骤 S1]

如果举例来说，对收缩中心进行的设定可以通过上述日本专利申请 2002-272845 号公开的几种方法实现。在此，仅对本超声波诊断装置 10 所具有的收缩中心的半自动设定功能进行说明。这种半自动设定功能可以通过按时间相位为前后设定的位置，利用线形内插处理，对省略位置设定的时间相位处的位置进行进行位置推定。而且，通过线形内插处理，还可以对于与不具有某一端点处时间的开始和结束两端（即最初时间相位和最后时间相位）相关的图象，按照节省使用者进行位置设定所需要的时间的方式，进行时间的自动端部处理。

图 5 为表示半自动设定功能的计算方法用的示意性流程图。图 6 为说明该半自动设定功能用的示意图。

正如图 5 所示，可以首先对预定时间相位处的图象进行选定（步骤 S11），对收缩中心位置进行设定（步骤 S12）。对相对当前位置设定的时间相位为过去时间相位的位置设定是否已经完成进行判断（步骤 S13），对于为过去时间相位的位置设定没有全部完成的场合，将直至开始时的时间相位均相同地设定为当前时间相位的位置（开始时间相位自动端部处理：步骤 S14）。在另一方

面,对于已经对过去时间相位进行了位置设定的场合,通过对与当前时间相位最近的过去时间相位和当前时间相位间进行的上述线形内插处理,进行位置设定(步骤S14')。

随后,对相对当前位置设定的时间相位为未来时间相位的位置设定是否已经完成进行判断(步骤S15),对于位置设定没有全部完成的场合,对直至最终的时间相位均按照相同于当前时间相位的方式进行设定(结束时间相位自动端部处理:步骤S16)。在另一方面,对于位置设定已经进行的场合,通过对与当前时间相位最近的未来时间相位和当前时间相位间进行的上述线形内插处理,进行位置设定(步骤S16')。

由于对心脏按特定心跳周期为单位进行数据解析的场合比较多,所以操作者往往需要麻烦地进行收缩中心设定作业。然而,如果采用上述计算方法,对于对作为解析对象的一心跳周期进行设定的场合,可以使开始时间相位(start)和结束时间相位(end)处的收缩中心位置(x)相同,因此可以节省对开始时间相位和结束时间相位这两个时间相位进行的位置设定作业。

因此,使用者可以通过对最小为两个时间相位,或是如图6的示意图所示的三个时间相位进行位置设定(图中的ph1为舒张末期的R波时间相位,ph2为收缩末期的时间相位)的方式,按照具有实用精度的方式,简单地进行一心跳周期中的收缩中心位置设定。

对于未进行作为本功能的自动端部处理的场合,需要通过对包含两端部的四个时间相位至五个时间相位进行位置设定的方式,对与作为处理对象的整个时间相位相对应的图象进行收缩中心位置的设定。

另外,除了上述的半自动设定功能之外,还可以相对通过诸如文献“部分形状约束轮廓模型的超声波心壁运动的轮廓抽出方法”,电子信息通信学会论文集D-II Vol.J83-D-II No.1 pp.183-190 (Jan.2000)等等给出的自动轮廓抽出技术所获得的心脏内膜轨迹追踪面,以该面积重心作为收缩中心进行设定。如果采用这种方式,还可以进行与心内膜的形状和运动信息相对应地自动收缩运动中心设定。

[对并进速度成分进行的推定]

下面,对并进速度成分 $v_{p, trans}^t$ 的推定处理的具体内容进行说明。这种推定处理采用着上述的“各位置处的并进速度成分与收缩中心位置处的移动速度相

等 (即 $V_{p: trans}^t = V_{c: trans}^t$)”的假定, 并采用下述方式对当前时间相位的并进速度成分进行推定。

换句话说就是, 可以如图 7 所示, 对于通过并进运动使收缩中心 C^t 移动至 C^{t+1} 的场合的并进速度成分 $V_{p: trans}^t$, 可以作为 $dt = (\text{时间相位 } t+1) - (\text{时间相位 } t)$, 通过上述的公式 (6) $V_{p: trans}^t = (C^{t+1} - C^t) / dt$ 进行求解。其中, C^t 、 C^{t+1} 为二维坐标的值, $V_{p: trans}^t$ 为矢量速度。

在此, 取以收缩中心作为对象的上述公式 (6) 作为最简单实例, 通过未来位置和当前位置间的变化对当前速度进行推定。然而, 本发明并不仅限于此, 还可以通过过去位置和当前位置间的变化对当前速度进行推定, 通过包含当前的过去和为了的多个时间相位处的位置变化对当前速度进行推定。然而不论对于哪种场合, 在解析时间定义的端部 (开始端部和结束端部) 中的数据位于定义外部处的场合, 均可以采用该外部数据, 对于其数据未位于定义外部的场合, 可以采用与当前速度接近的可利用时间相位的速度, 进行端部处理。

[并进速度成分的消除]

下面, 对并进速度成分 $V_{p: trans}^t$ 的消除进行说明。如果采用上述假定, 与定义为收缩中心的 $V_{p: trans}^t$ 相同的成分, 可以通过 P^t 点进行生成。因此, 如果为简单起见使 $V_{p: rot}^t = 0$, P^t 点所具有的速度矢量成分, 由原检测出的朝向运动方向的收缩速度成分 $V_{p: cont}^t$ 和 $V_{p: trans}^t$ 合成出的 $V_{p: total}^t$ 构成 (参见公式 (1))。因此, 当需要对 $V_{p: cont}^t$ 进行求解时, 可以通过上述的公式 (2) 的变形公式 (7) 进行求解。

$$V_{p: cont}^t = V_{p: total}^t - V_{p: trans}^t \quad (7)$$

其中, $V_{p: total}^t$ 、 $V_{p: cont}^t$ 、 $V_{p: trans}^t$ 均为矢量速度。当采用这种方式对并进速度成分进行消除时, 可以获得朝向原检测出的运动方向 (收缩舒张方向) 的速度成分 $V_{p: cont}^t$ (如果举例来说, 该方向在朝向收缩中心时为正方向, 离开收缩中心时为负方向), 而且可以将其变换为作为 $|V_{p: cont}^t|$ 进行定义的标量。

如果对通过本方式的这一阶段获得的 $|V_{p: cont}^t|$ 进行图象化处理, 将可以获得对并进速度成分进行消除后的收缩舒张速度图象。

[对组织轨迹追踪成象法的应用]

下面, 对组织轨迹追踪成象法的应用进行说明。采用组织轨迹追踪成象法需要对点 P 进行轨迹追踪。在进行这种轨迹追踪时的速度矢量在这种场合下为

$V_{p: total}^t$, 即在时间相位 t 处通过点 P 生成出的速度矢量。相关的 $V_{p: total}^t$, 与朝向原检测出的运动方向的速度成分和并进速度成分构成的合成矢量相等价。采用这种 $V_{p: total}^t$, 可以通过下述的公式 (8), 对时间相位 $t+1$ 时的 P 点位置 P^{t+1} 进行轨迹追踪。

$$P^{t+1} = P^t_{\text{点}} + V_{p: total}^t / dt \quad (8)$$

其中, $V_{p: total}^t \cdot dt$ 为位移矢量值。

随后, 需要对轨迹追踪位置处的运动信息中间值进行定义, 对于中间值定义用的速度成分与轨迹追踪的场合不同, 可以相对各时间相位的各轨迹追踪点使用 $|V_{p: cont}^t|$ 成分。可以对相对 $|V_{p: cont}^t|$ 成分进行位置轨迹追踪, 并且进行时间积分以求解出各时间相位处的矢量中间值, 在进行最终输出时获取出由该中间值变换出的该矢量的绝对值, 并变换为 (在这时, 其方向在朝向收缩中心时为正方向, 离开收缩中心时为负方向) 标量值, 从而可以作为对并进速度成分和转动速度成分进行消除后的收缩舒张方向的运动信息, 进行畸变和位移的图象化处理。而且, 这种运动信息的图象化处理方法, 已经记载在诸如上述专利文献日本专利申请 2002-272845 号的说明中。

通过上述的一连串作业, 可以通过进行并进速度成分消除的方式减轻误差, 从而可以获得相对假定运动方向成分的组织运动特征量的输出图象显示。

如果采用这种超声波诊断装置, 可以利用对诸如身体移动等等原因产生的并进速度成分进行消除后的信息, 对运动信息图象进行生成, 所以可以提供出具有更高可靠性的诊断图象。

另外, 如果采用这种超声波诊断装置, 还可以利用与前后时间相位相关的信息进行线形内插处理, 对与该时间的相位相关的心脏收缩中心进行设定, 并且可以通过半自动设定功能对最初时间相位和最后时间相位的心脏收缩中心进行自动设定。因此, 可以减轻操作者的作业负担, 提高作业效率。

25 (第二进行形式)

下面对第二进行形式进行说明。第二进行形式可以相对与通过诸如 B 模式等等收集到的多个时间相位相关的多个二维组织图象进行图形匹配处理, 生成出速度分布图象, 并且利用这一图象。

图 8 为表示作为本进行形式的超声波诊断装置 10 用的示意性结构构成图。将图 8 与图 2A 进行比较可知, 其不同点在于将组织多普勒处理组件 15 替换为

移动矢量处理组件 30。

移动矢量处理组件 30 可以在由时间相位构成的两个超声波组织图象(比如说 B 模型图象)间进行图形匹配处理,对组织的移动位置进行检测,并根据该移动位置求解出组织速度。如果更具体的讲就是,可以对第一超声波图象中的部分图象进行获取,进而对第二超声波图象中与前部分图象相类似程度最高的部分的位置进行求解,通过对该第二超声波图象中的位置与第一超声波图象中的部分图象的位置间的距离进行求解,并且用第一超声波图象与第二超声波图象间的时间差除以该距离的方式,可以对组织的移动速度进行求解。通过相对超声波图象上的各点进行这种处理的方式,可以获取出组织移动速度的分布图象。

运动信息处理组件 16 可以根据由移动矢量处理组件 30 输出的速度分布图象,求解出预定剖面的变形或畸变的二维分布图象(运动量信息图象)。

图 9 为表示通过作为本进行形式的组织轨迹追踪成象法对心脏进行观察时的处理流程用的示意图。对采用这种组织轨迹追踪成象法进行的处理与采用如图 2B 所示的一连串处理进行比较可知,两者间的不同仅仅在于步骤 A'。在该步骤 A'中,是通过移动矢量处理组件 30 对作为上述内容的组织移动速度分布图象进行获取的。

(并进速度成分的计算·消除功能)

下面,对本超声波诊断装置 10 所具有的并进速度成分计算·消除功能进行说明。这种并进速度成分计算·消除功能可以通过使用上述组织轨迹追踪成象法对速度时间空间分布图象进行获取处理(即图 9 中的步骤 A')的过程实现,而且在此给出的是以心脏的短轴模型作为对象的实例。下面,对根据图 4 进行的进行并进速度成分计算·消除功能用的各处理作业进行说明。

[对收缩中心进行的设定: 步骤 S1]

首先,对于对收缩中心进行的设定进行说明。正如本进行形式所示,可以利用进行图形匹配处理后的速度分布图象,所以原则上不需要对点的轨迹追踪进行运动方向场的设定。然而,如果考虑到本进行形式的目的是要通过预定运动方向求解出速度成分,所以也可以对预定的运动方向场进行设定。在此是通过短轴剖面对 thickening 方向进行检测,对收缩中心进行设定的。

具体的收缩中心设定方法可以利用上述的半自动设定功能(即对两点的线

形内插处理和端部处理)。其它可以采用的收缩中心设定方法实例,可以为上述的自动轮廓抽出技术。

[对并进速度成分进行的推定]

对于并进速度成分 $V_{p: trans}^t$ 的推定处理的内容,与第一进行形式中相应的内容相同。

[并进速度成分的消除]

对于并进速度成分 $V_{p: trans}^t$ 的消除处理的内容,也与第一进行形式中相应的内容相同。而且,如果能够获得收缩中心的转动速度成分 $V_{c: trans}^t$,还可以对检测 $V_{c: trans}^t$ 用的运动方向、即收缩舒张方向的夹角 β 进行求解。

10 [对组织轨迹追踪成象法的应用]

下面,对组织轨迹追踪成象法的应用进行说明。采用组织轨迹追踪成象法需要对点 P 进行轨迹追踪。

采用中间值定义用的速度成分与进行轨迹追踪的场合不同,可以相对各时间相位的各轨迹追踪点采用 $|V_{p: cont}^t|$ 成分。可以对相对 $|V_{p: cont}^t|$ 成分进行位置轨迹追踪,进行时间积分并求解出各时间相位的矢量中间值,在进行最终输出时获取出由该中间值变换出的该矢量的绝对值,并变换为(在这时,其方向在朝向收缩中心时为正方向,离开收缩中心时为负方向)标量值,进而可以作为对并进速度成分和转动速度成分进行消除后的收缩舒张方向的运动信息,进行畸变和位移的图象化处理。而且,这种运动信息的图象化处理方法,已经记载在诸如上述专利文献日本专利申请 2002-272845 号的说明中。

(转动速度成分的计算·消除功能)

下面,对本超声波诊断装置 10 所具有的转动速度成分计算·消除功能进行说明。这种功能可以通过该短轴模型中“转动速度成分 $V_{p: cont}^t$ 与收缩速度成分 $V_{p: cont}^t$ 垂直”的假定进行。

25 图 10 为说明转动速度成分计算·消除功能用的示意图。由该图中右上图可知,可以通过下述公式求解出 $V_{p: cont}^t$ 、 $V_{p: rot}^t$ 。

$$V_{p: cont}^t = V_{c: rot}^t \cdot \cos\beta \quad \dots (9)$$

$$V_{p: cont}^t = V_{c: rot}^t \cdot \sin\beta \quad \dots (10)$$

其中, $V_{c: rot}^t$ 为该时间相位 t 处的收缩中心 C^t 的转动速度成分。根据这些公式进行的推定运算,可以通过诸如图 4 中的步骤 S2 进行,其消除作业可以通

过该图中的步骤 S3 进行。

采用这种方式对并进速度成分和转动速度成分这两种成分进行消除后，可以获得朝向原检测出的运动方向的速度成分 $V_{p: cont}^t$ ，并且可以变换为作为 $|V_{p: cont}^t|$ （比如说其方向在朝向收缩中心时为正方向，离开收缩中心时为负方向）的标量值。如果通过在这阶段对 $|V_{p: cont}^t|$ 进行图象化处理，将可以对已经对并进速度成分和转动速度成分这两种成分进行消除后收缩舒张速度进行图象化处理。

另外，对于检测出的运动方向为具有 rotation 成分の場合 (Rotation motion field)，通过采用 $V_{p: rot}^t$ 作为速度信息的方式（在此省略对步骤的详细说明），将可以在对心脏整体运动产生的 translation 成分和 contraction 成分进行消除的状态下，对转动方向的运动信息（速度、畸变、位移）进行获取。对于这种场合，对最终输出进行变换时矢量的方向，可以按照诸如顺时针方向为正方向，逆方向为负方向的方式进行定义。

（第三进行形式）

下面对第三进行形式进行说明。第三进行形式可以相对与通过组织多普勒方法收集到的多个时间相位相关的超声波图象数据生成出的速度分布图象，以及与通过诸如 B 模式等等收集到的多个时间相位相关的多个二维组织图象，进行图形匹配处理生成出速度分布图象，并且对这两个图象进行利用以生成出有用的运动信息图象。

图 11 为表示作为本进行形式的超声波诊断装置 10 用的示意性结构构成图。由图 11 给出的构成形式中包括组织多普勒处理组件 15 和移动矢量处理组件 30 这两个组件。

运动信息处理组件 16 可以根据如后所述的组织多普勒方法和图象匹配方法的合成功能（下面也简称为“合成功能”），在多普勒补正分界区域之外（不能对多普勒角度进行有效补正的区域）采用第一进行形式给出的方法，在多普勒补正分界区域之内采用第二进行形式给出的方法，以分别生成出运动量信息图象，进而生成出对两者进行合成获得的合成图象，并显示在显示部 18 处。

另外，运动信息处理组件 16 对于对多个运动信息显示为按时间系列的图象的场合，可以按照与收缩中心保持一致的方式进行显示控制。

显示部 18 对如后所述的合成图象进行显示，并且根据如后所述的显示功能

进行预定的显示。

(合成功能)

下面,对本进行形式所具有的合成功能进行说明。本合成功能具有进行对多普勒补正分界区域内外的速度分布图象进行生成、通过多普勒补正分界区域对速度角度进行补正、图象合成处理这三项处理的功能。

[对多普勒补正分界区域内外的速度分布图象进行生成]

分别按照上述的第一和第二进行形式对运动信息图象进行生成,并且对于作为组织多普勒有效区域和无效区域的多普勒补正分界区域内侧或外侧,分别使用相应的速度分布图象。

图 12 为表示收缩场和转动运动场中的多普勒分界区域用的示意图。图中的斜线区域与设定各运动方向场过程中的多普勒角度补正分界区域相当。换句话说就是,在该区域的内部,运动方向与扫描线方向的夹角 θ_d (多普勒角) 接近 90 度,所以难以通过组织多普勒方法对速度信息进行检测。对于收缩场,诸如多普勒角为 80 ~ 100 度 (90 ± 10 度) 的区域为该多普勒角度补正分界区域。

另外,本超声波诊断装置 10 可以根据通过组织多普勒方法获得的超声波图象数据生成出速度分布图象 V_d , 而且至少在上述多普勒角度补正分界区域内能够进行图形匹配处理,相对组织上的多个点求解出二维矢量速度信息。

另外,上述多普勒角度补正分界区域并不仅限于上述实例中的 80 ~ 100 度 (90 ± 10 度), 还可以采用其范围为诸如略微有些余量的多普勒角 85 ~ 105 度 (90 ± 15 度) 的构成形式。

[通过多普勒角度补正分界区域对速度 (标量) 进行的角度补正]

在多普勒角度补正分界区域内,可以利用通过第二进行形式给出的方法,对速度分布图象进行生成。因此,可以如图 12 所示,通过如图 11 所示的方式,由组织多普勒处理组件 15 对大部分区域进行标量速度的求解。对于上述多普勒角度补正分界区域内的矢量速度信息 V_v , 可以采用作为朝向运动方向的成分的标量 V_s 变换出的组织速度。

$$V_s = |V_v| \cdot \cos \gamma \quad (11)$$

其中, γ 为 V_v 矢量与设定运动方向间的夹角。

对于区域的边界处,可能会由于不同的计算方法得出的速度值存在有差值而呈台阶状。然而如果采用本方法,可以在具有如上所述的余量所获得的边界

区域（多普勒角 80~85 度，100~105 度）处，获得 V_s 和 V_d 这两种值，并利用多普勒角 θ_d 和下述公式（12），通过权重平均方法由这些值求解出 V_d' ，从而可以通过在该边界区域处采用 V_d' 作为速度信息的方式，减轻这种台阶差。

$$V_d' = k \cdot V_d + (1 - k) \cdot V_s \quad (12)$$

5 其中， $0 \leq k \leq 1$ ，而且 k 是一个当 θ_d 离开 90 度时增大、接近 90 度时减小的参数。

[图象合成处理]

可以对通过上述各种处理获得的速度分布图象进行如上所述的处理，对与多普勒角度补正分界区域内外相关的运动信息图象进行生成。运动信息处理组
10 件 16 可以将其作为一个合成图象进行生成。所生成出的合成图象可以作为构成最终结果的运动信息图象，显示在显示部 18 处。

通过采用上述各种处理，利用如第一和第二进行形式所述的步骤，可以对并进速度成分进行消除，以减轻由其产生的误差，并且可以通过对多普勒角没有边界限制且仅需要比较短的运算时间的方式，获得相对假定运动方向成分的
15 组织运动特征量的输出图象显示。

（显示功能）

下面，对本超声波诊断装置 10 所具有的、可以有效地观察运动信息图象的几种显示功能进行说明。这种显示功能可以通过显示部 18 进行，也可以按照第一和第二进行形式的方式进行。

20 [以收缩中心作为基准的显示功能]

本显示功能对于连续的、比如说呈时间系列的多个运动信息图象进行动画显示的场合，可以按照将收缩中心固定在画面上的预定基准位置处、使该基准位置与各图象的收缩中心相一致的方式，对各运动信息图象进行显示。在此从物理意义上讲，将观察系统设定在心脏上与对该心脏进行观察是等价的。因此，
25 观察者可以自己看见放置在心脏上对该心脏进行观察用的图象。因此，即使对于随着并进运动使整个心脏的位置随时间移动的场合，也可以按照心脏完全不受并进运动影响的方式进行固定显示，所以可以对作为被检测对象的收缩舒张形式进行清楚和容易地观察。

[对收缩中心位置的明示性显示]

30 作为收缩中心位置信息的临床应用的一个实例，已经由文献“在左心壁运动

评价中补正 tissue Doppler imaging 的 tissue locus imaging”，竹中等人，东芝医学观察（東芝メデイカルレビュー）-70 号：51-55，1998 公开，即在通过心尖近似方法形成的左心室长轴方向的剖面中，舒张型心肌病症和正常实例相比，其收缩的恶化程度，随着左心室扩大程度而增加，收缩中心位置将朝向基部方向移动。

针对这种报告，本超声波诊断装置 10 还具有能够对收缩中心位置作为临床信息进行明示显示的功能。

图 13A、图 13B、图 13C 为分别明确表示各收缩中心位置的明示显示实例用的示意图。换句话说就是，在图 13A 所示的实例中，在图象上通过×标记对收缩中心位置进行着明示显示。在图 13B 所示的实例中，通过对收缩中心位置随时间的位置变化进行解析的方式，在图象上通过实线对其轨迹进行着明示显示。而且在图 13C 所示的实例中，对收缩中心位置的移动信息（比如说位移）的时间变化，通过重叠在图象上或游离于图象的图标进行着显示。

通过这种对收缩中心位置作为临床信息进行明示显示的方式，可以对诊断提供帮助。

（与适当图象格式相关的 TTI（组织轨迹追踪成象法）内插处理功能的变形实例）

下面，对本超声波诊断装置 10 所具有的 TTI 内插处理功能的变形实例进行说明。而且，这种功能也可以应用在第一和第二进行形式中。

正如图 14 的上部所示，常规的 TTI 是以扫描转换（SC）处理后的速度图象（X-Y 坐标系）为基础进行的。然而，TTI 也可以适用于 SC 处理前的所谓 Raw 图象（R-θ 坐标系）。对于这种场合，可以在 Raw 图象上进行 TTI 图象运算之后，再通过 SC 处理输出最终图象。

另外，这种作业基本上与是否进行角度补正无关，比如说在如图 14 的下部所示，为简单起见对作为运动场的“光栅运动场（与扫描线平行的运动场）”进行设定时，可以不对 Raw 图象进行角度补正，通过 TTI 简单地获取出运动信息图象。

对于在临床上使用通过心尖近似方法形成的 4CH 和 2CH 左心室长轴方向的剖面图，对左心室局部心肌的短缩分率（shortening）进行观察的场合，可以利用本功能进行相当有效的设定。然而，无论根据需要对剖面进行何种设定，

均可以使关注区域的运动方向成分与扫描线大体保持平行。而且,对于关注区域的制约比较大,以及相应点和剖面设定困难的场合更需要给予注意。

上面根据各进行形式对本发明进行了说明,然而在本发明提供的技术思想的范围内,本领域的普通技术人员还可以获得各种各样的变形实例和补正实例,5 这些变形实例和补正实例也属于本发明的保护范围。如果举例来说,还可以在不脱离本发明的主题和范围内,获得如下述的(1)至(4)所示的各种变形进行形式。

(1)在各进行形式中,是以通过二维空间获得构成超声波数据的接收信号的场合为例进行说明的,然而本发明并不仅限于此,对于通过三维空间获得类10 似接收信号的场合,还可以通过类似的方式增加空间维数,进而应用由各进行形式提供的技术思想。

(2)在各进行形式中,是以使用在超声波诊断装置 10 的场合为例进行说明的,然而本发明并不仅限于此,上述的一连串处理步骤,还可以通过具有相同功能的 PC 和工作站等其它的计算机,按照与超声波诊断装置分离的方式进行。15 行。

(3)上述的第二进行形式,是以通过心脏短轴方向对所谓的短缩分率(thickening)成分进行检测的场合为例进行说明的,然而本发明并不仅限于此,还可以应用于通过心脏长轴方向对所谓的短缩分率(shortening)成分进行检测的场合。

20 对于这种场合,理想的方式是沿长轴方向的心肌对运动方向场进行设定,而最简单化的场合是采用转动运动场。而且,本运动成分(近似的)与短缩分率成分相当,通过由本运动成分中消除沿垂直方向(收缩运动方向)的短缩分率成分的方式,还可以在消除掉并运动成分影响的状态下提供出短缩分率成分。

25 (4)在上述各进行形式中,并没有涉及有关运动信息图象制作之后的时间解析方法,然而本发明当然也可以采用诸如日本专利申请 2002-272845 号中记载的时间解析方法,如果在各进行形式给出的步骤中采用能够提高运动信息图象精度的时间解析方法,还将能够以更高的精度提供出时间解析结果。

另外,本发明并不仅限于上述进行形式,在进行本发明时还可以在不脱离30 本发明的主题和范围内的前提下对各构成要素进行变形而构成具体进行形式。

而且,对由上述进行形式公开的多个构成要素进行适当组合,也可以形成各种发明进行形式。如果举例来说,还可以由进行形式公开的全部构成要素中去掉几个构成要素。而且,还可以对不同进行形式中的构成要素进行适当组合。

图 1A

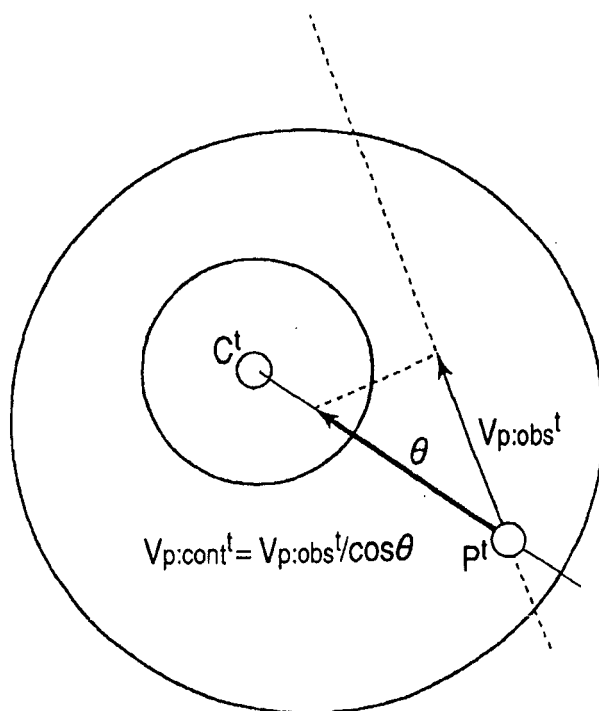


图1B

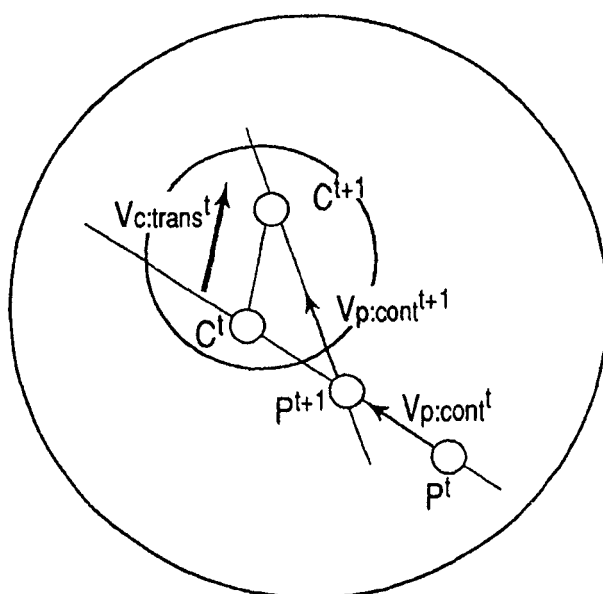


图2A

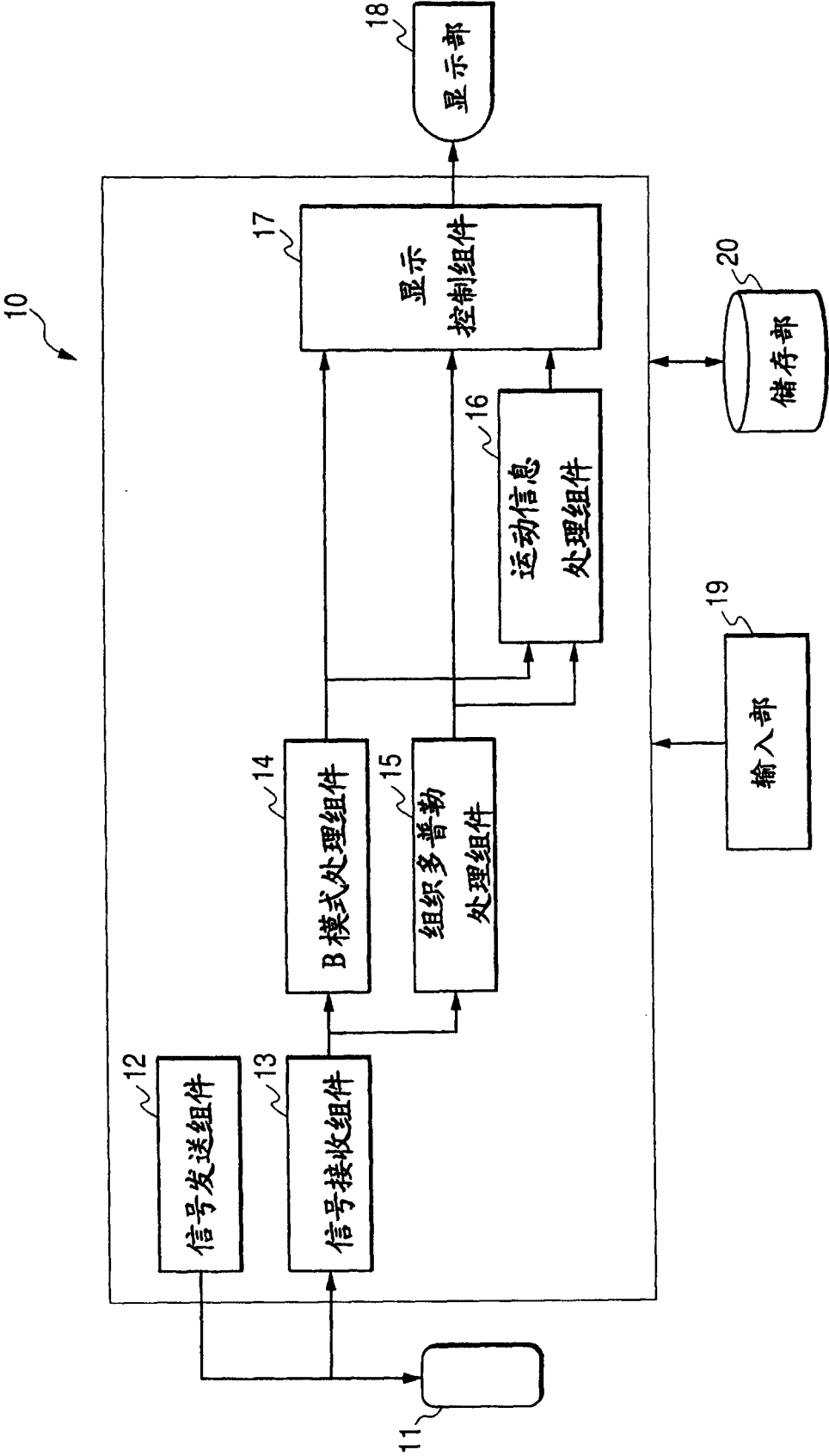


图 2B

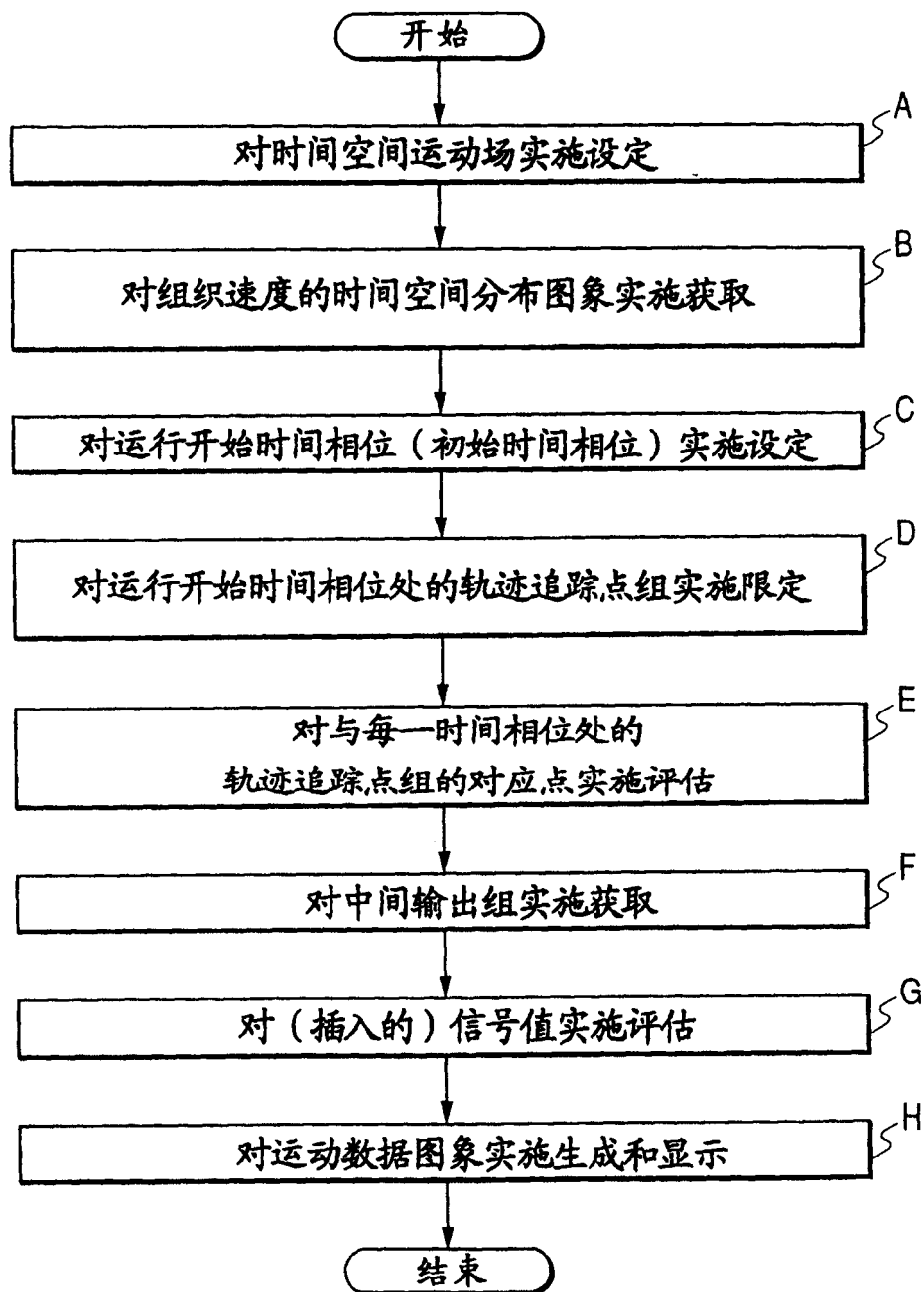


图3

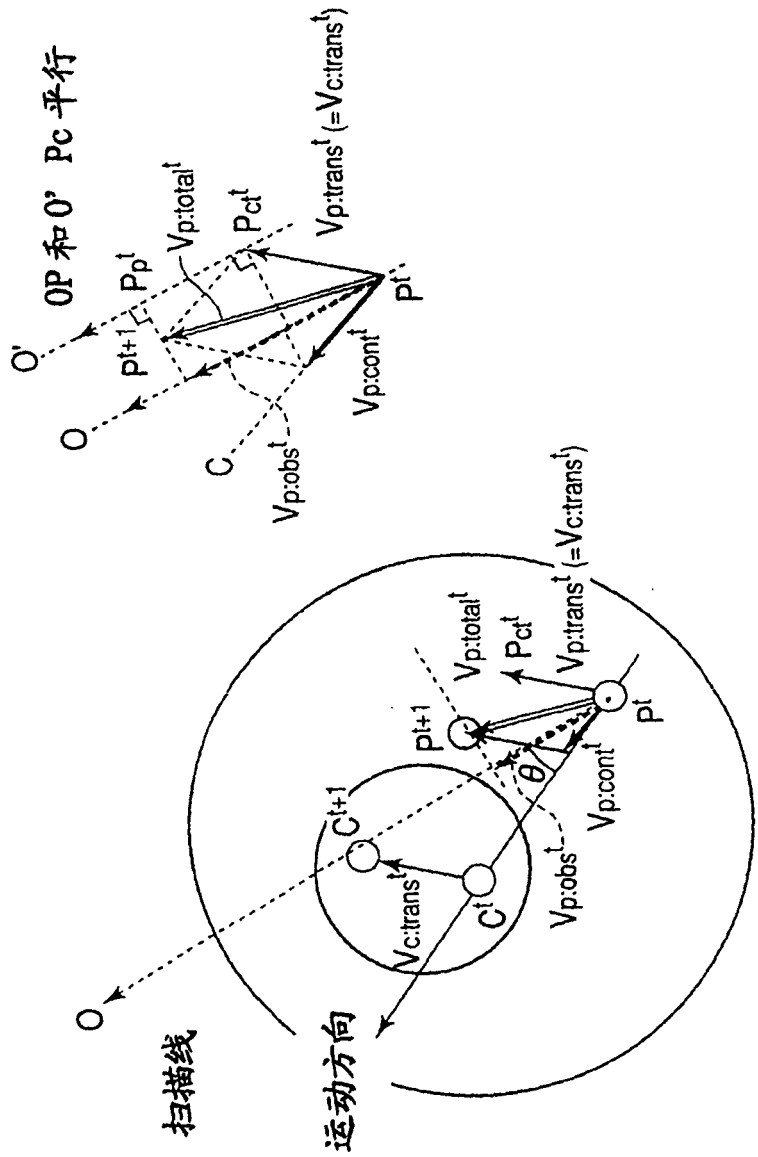


图 4

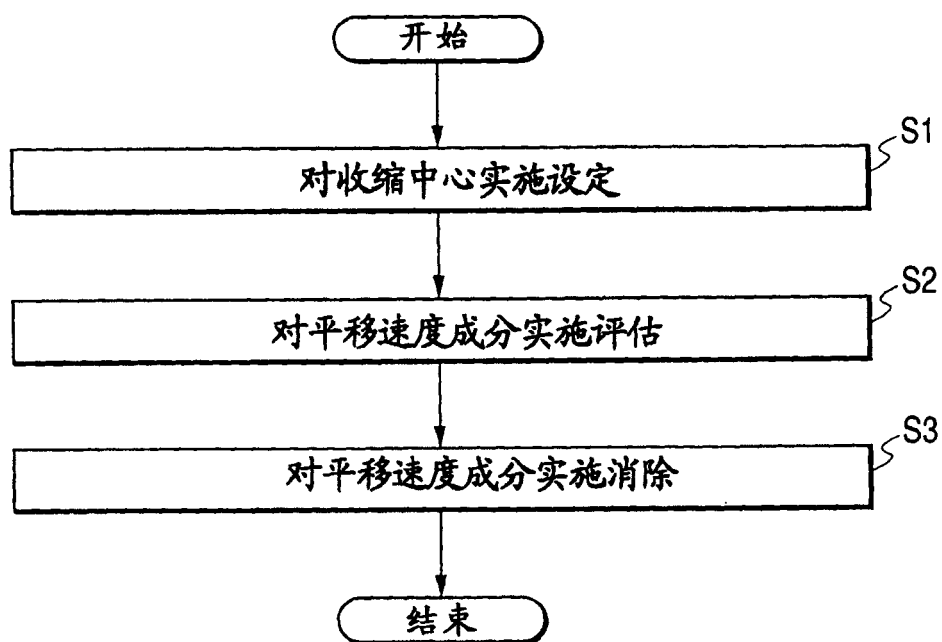


图5

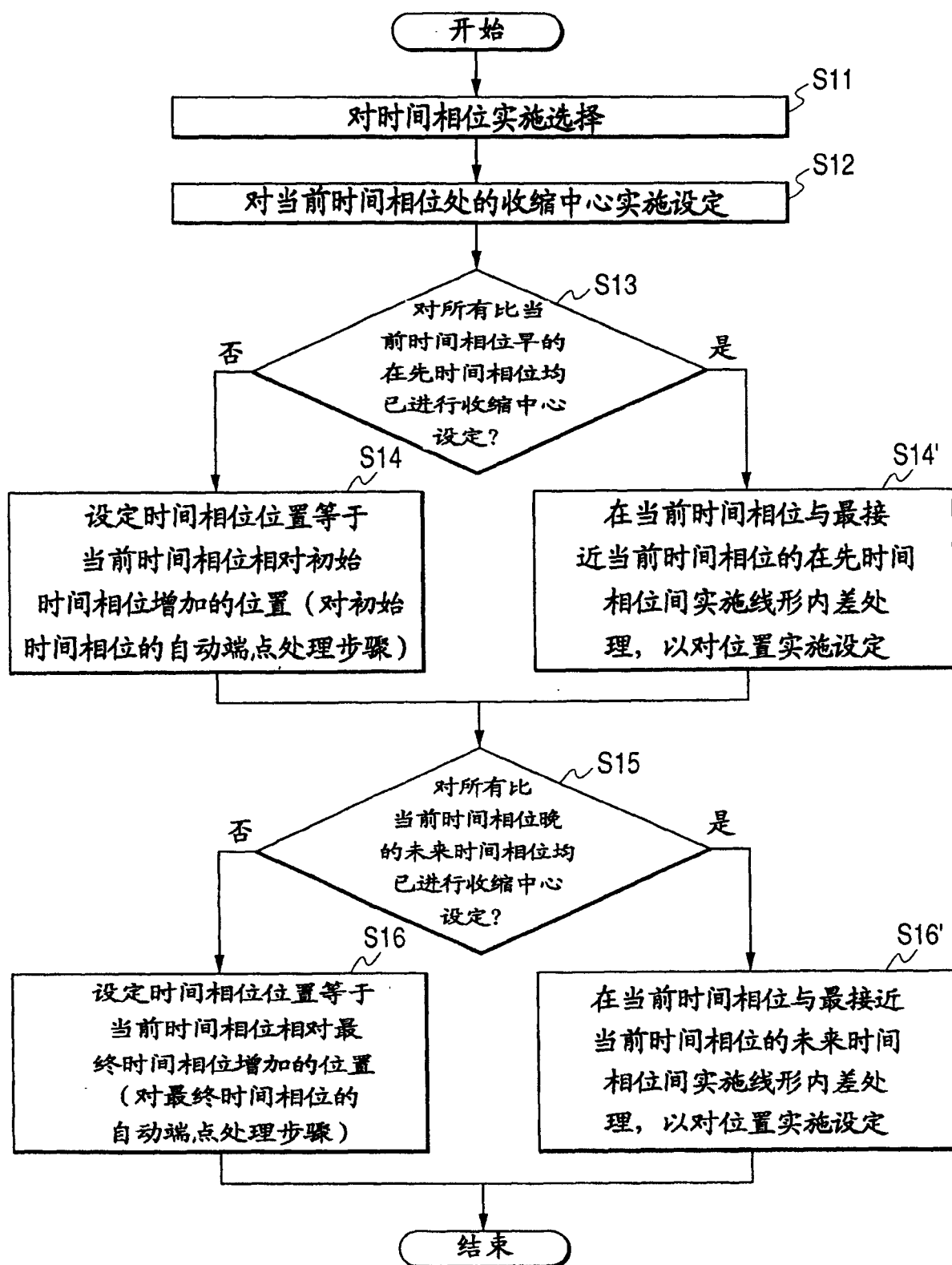


图6

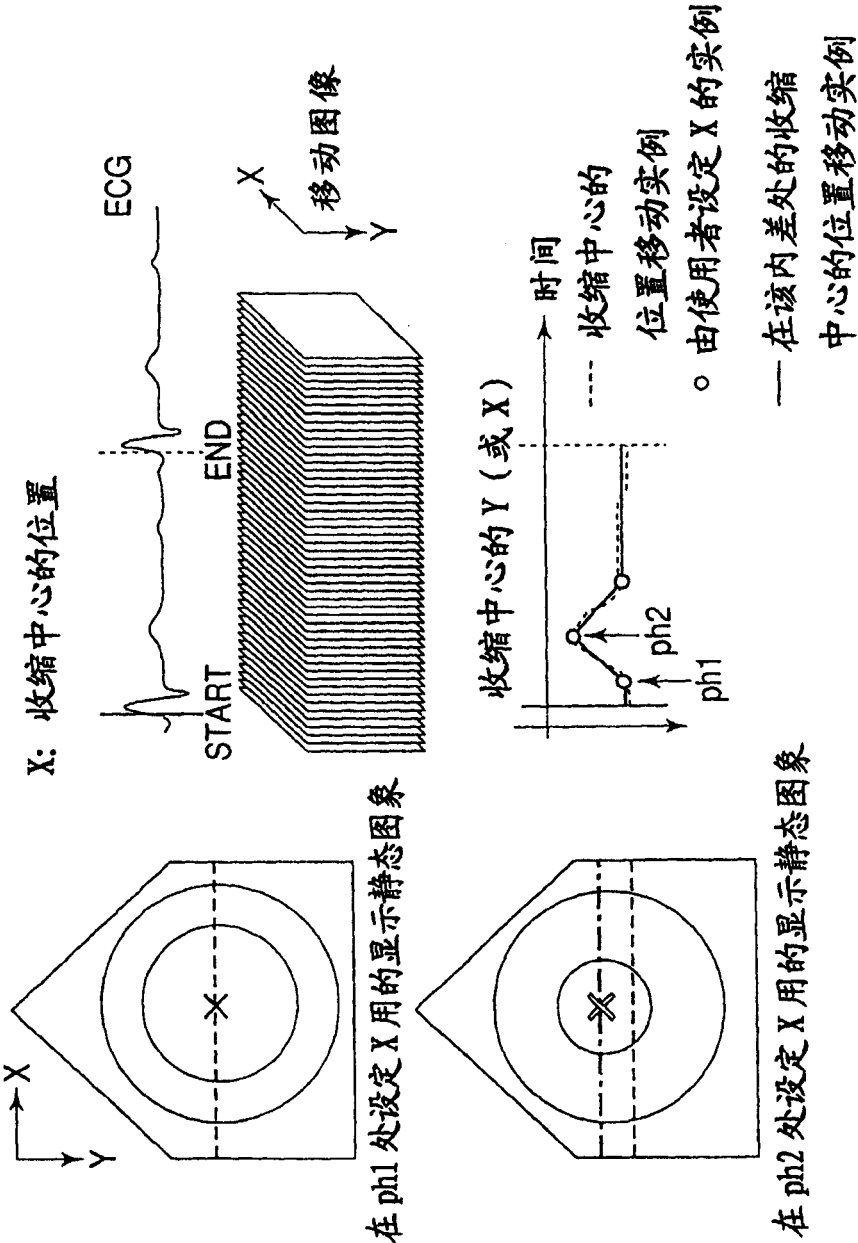


图 7

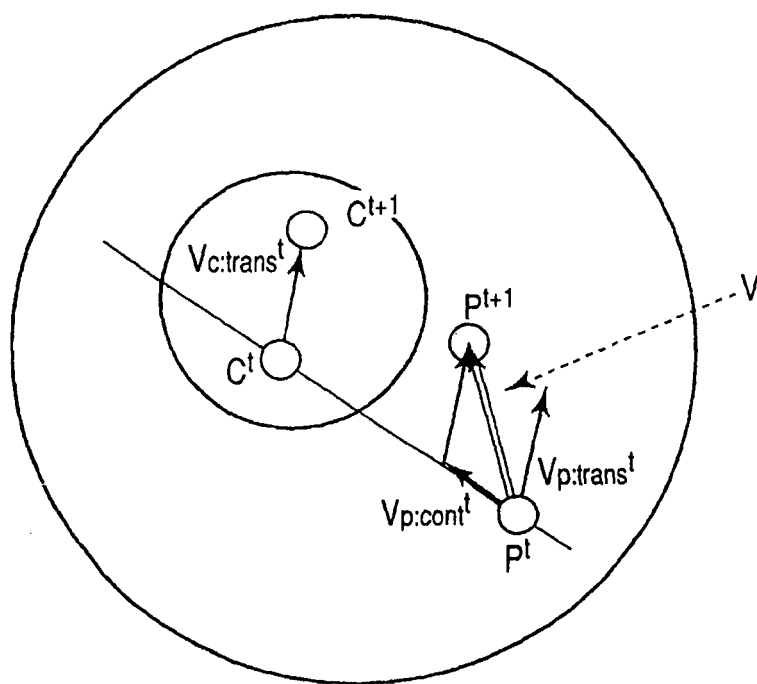


图8

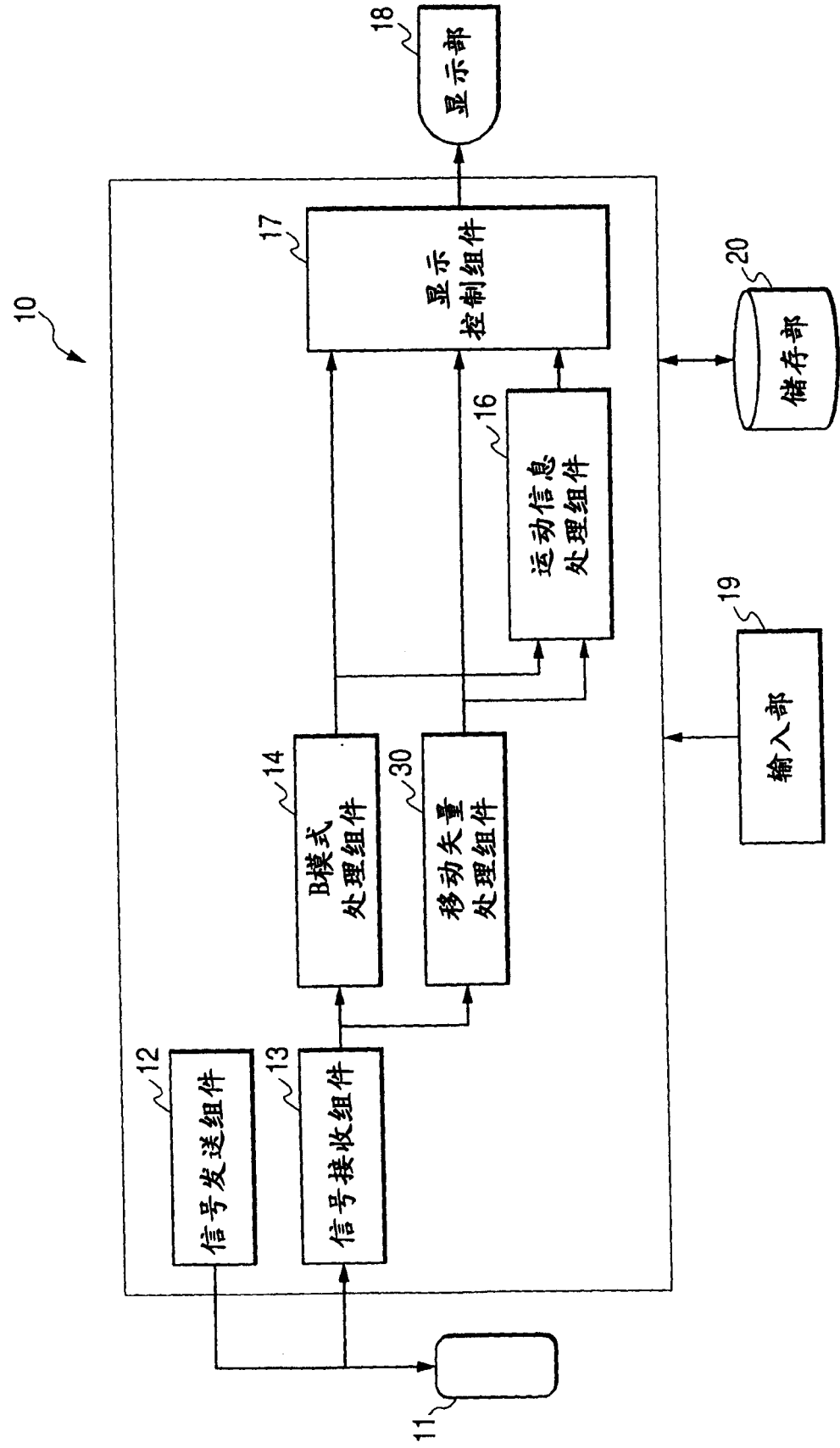


图 9

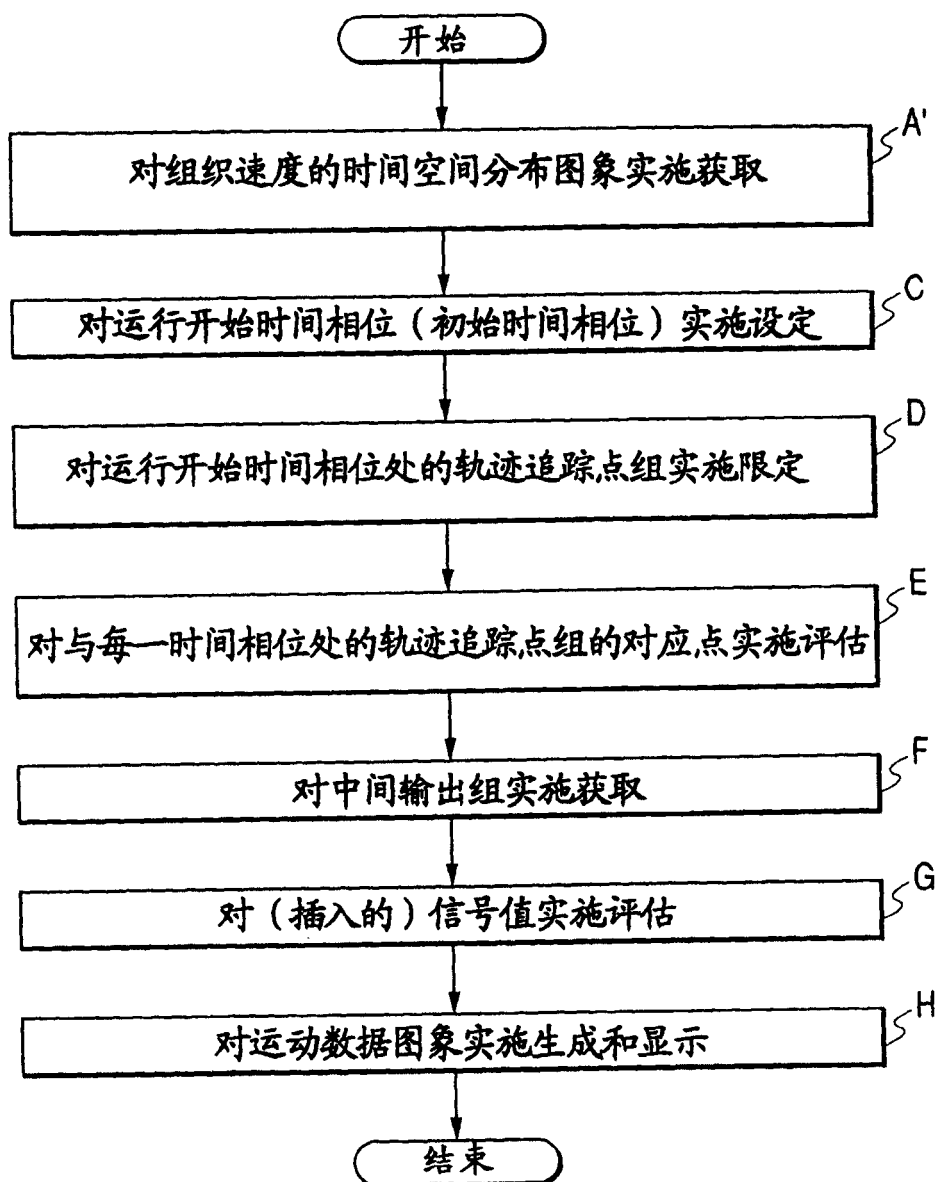


图 10

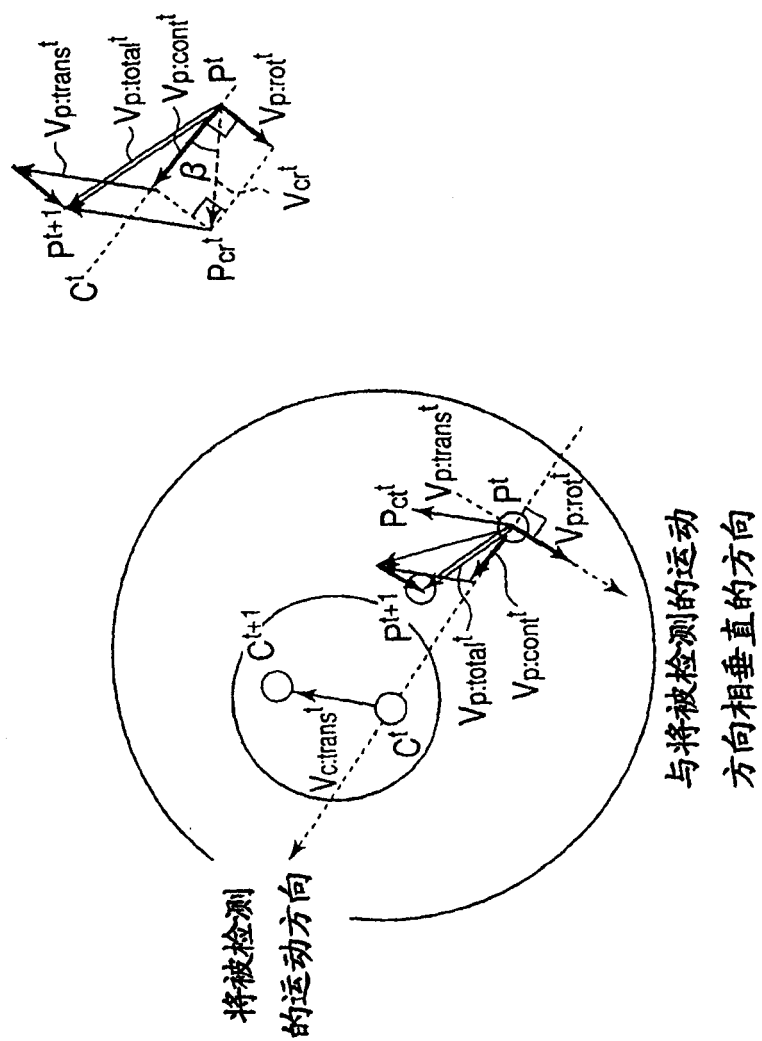


图11

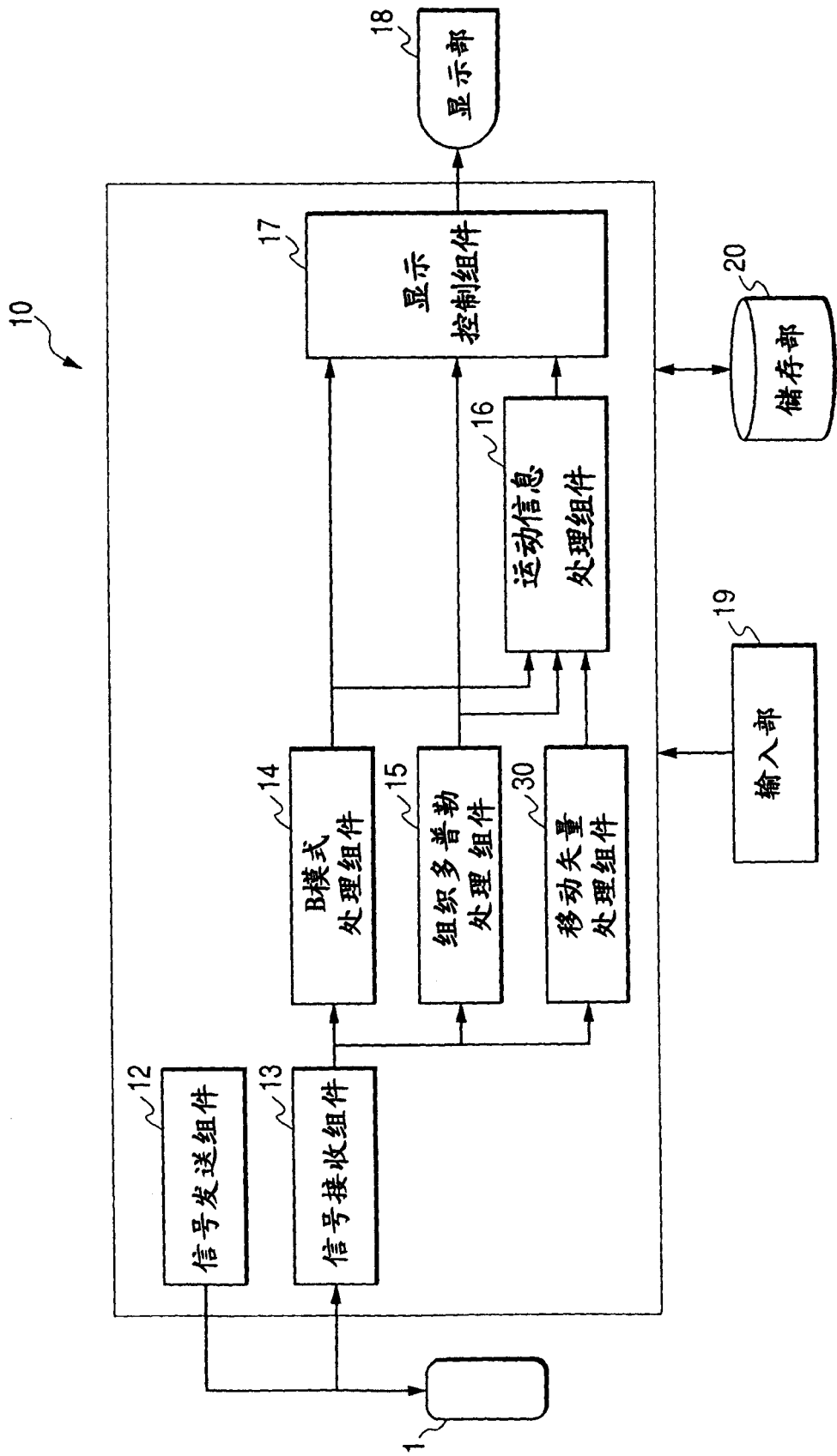


图12

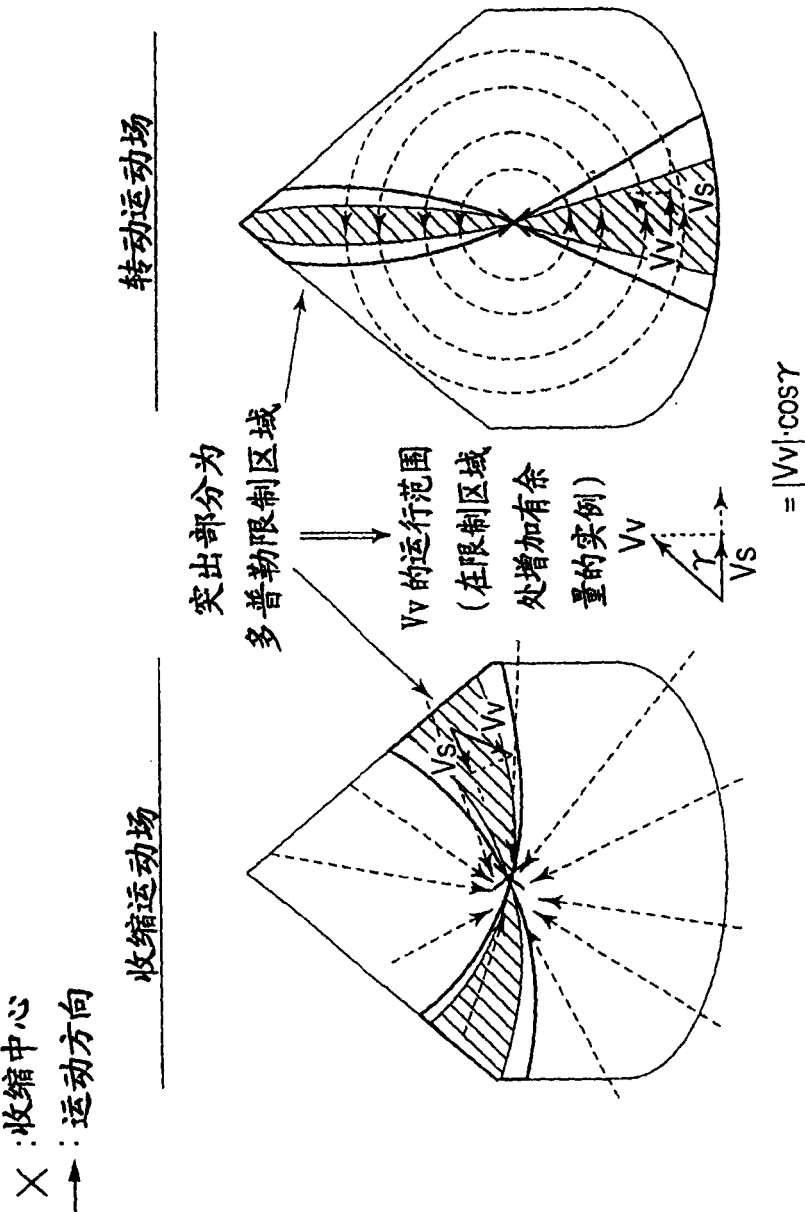


图13A

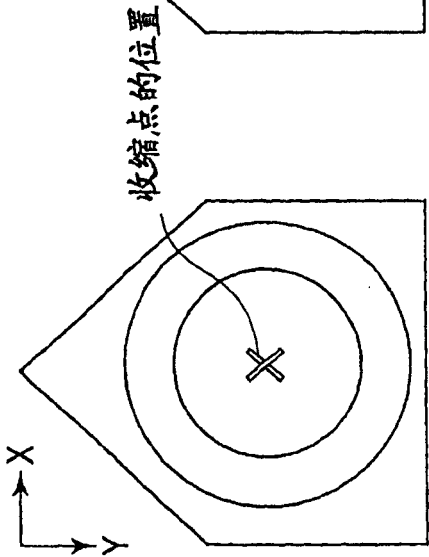


图13B

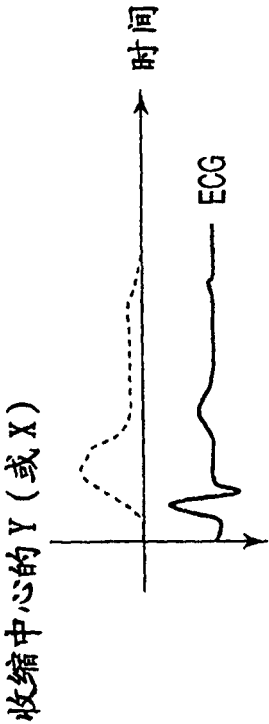
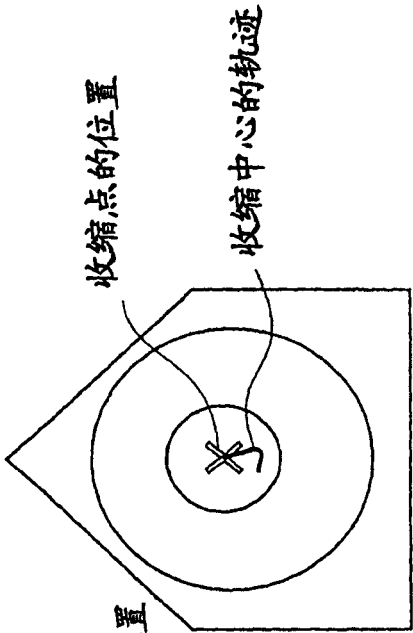
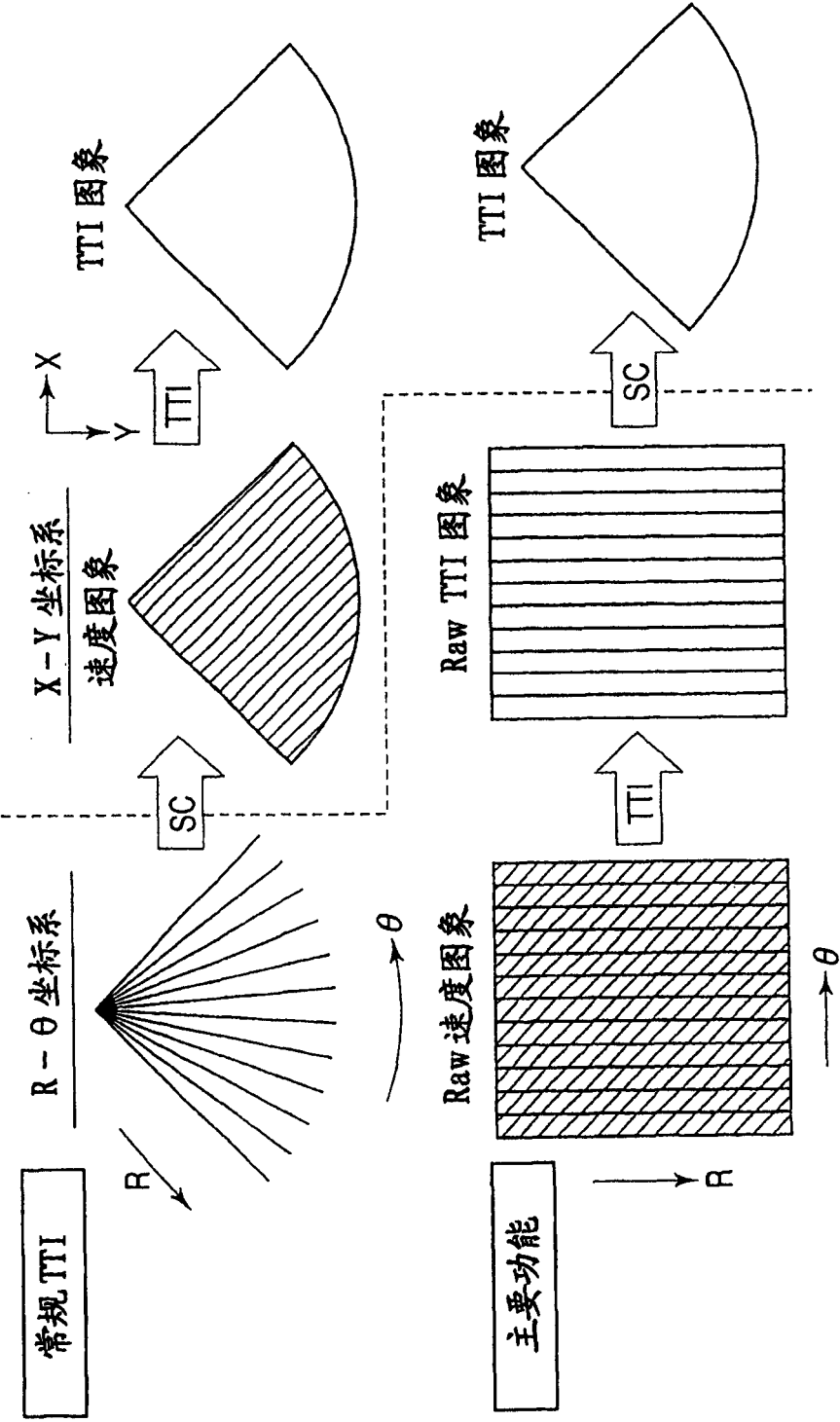


图13C

图14



专利名称(译)	图象处理装置和超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN1660015A	公开(公告)日	2005-08-31
申请号	CN200410010405.X	申请日	2004-10-21
[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		
发明人	阿部康彦		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14 G01S15/89 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/488 A61B8/14 A61B8/0883 G01S15/8981 A61B8/463 A61B8/485 G01S7/52087 G01S7/52042		
代理人(译)	李德山		
优先权	2003360865 2003-10-21 JP		
其他公开文献	CN100446729C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供图象处理装置和超声波诊断装置，在组织轨迹追踪成像法中，按照时间相位生成除去了由于物体运动等原因产生的并进运动成分和转动运动成分的速度分布图象。通过这种速度分布图象可以进行与组织的预定位置相关的轨迹追踪处理，通过生成运动信息图象来提供可靠性更高的诊断图象。

