



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101606850 B

(45) 授权公告日 2012.01.04

(21) 申请号 200910150308.3

CN 1586404 A, 2005.03.02, 全文.

(22) 申请日 2009.06.19

审查员 赵实

(30) 优先权数据

2008-160744 2008.06.19 JP

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 阿部康彦 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 8/00 (2006.01)

(56) 对比文件

US 2003/0083578 A1, 2003.05.01, 全文.

JP 特开 2006-55266 A, 2006.03.02, 全文.

CN 1895176 A, 2007.01.17, 全文.

US 2007/0118041 A1, 2007.05.24, 全文.

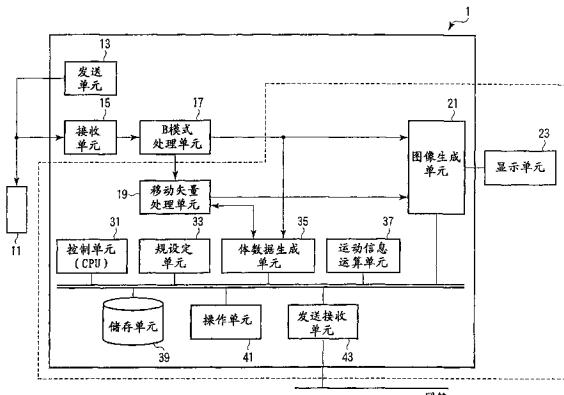
权利要求书 12 页 说明书 18 页 附图 15 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及
医用图像处理装置

(57) 摘要

本发明提供超声波诊断装置、超声波图像处
理装置以及医用图像处理装置。其中，用组织的移
动矢量信息，在各时相中设定由规端点定义的多
个应变规，生成在与各时相的超声波图像等对应
的三维位置配置了应变规的三维应变规图像并进
行显示。另外，在体数据上设定 MPR 图像，对其投
影规坐标而以规定的方式进行显示。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

数据收集单元,用超声波扫描周期性地运动的被检体的组织,收集有关上述运动的一周期以上的期间的体数据;

关心区域设定单元,对规定时相的上述体数据设定上述被检体的组织的三维关心区域;

移动矢量信息生成单元,通过使用了模式匹配的处理生成在上述规定时相以外的时相的上述关心区域的移动矢量信息;

规设定单元,用上述关心区域的移动矢量信息设定至少一个作为上述被检体的组织上的线段的应变规的三维位置;

图像生成单元,生成上述设定的应变规被三维地视频化的三维应变规图像;以及显示单元,以规定的形式显示上述三维应变规图像。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述规设定单元,将上述应变规设定为连接两个端点和存在于该端点之间的一个以上的中间点的多个线段。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述被检体的组织是心脏,

上述规设定单元沿着心脏组织的壁厚方向与内膜以及外膜的位置对应地设定上述应变规。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述被检体的组织是心脏,

上述超声波诊断装置还包括:

设定单元,在包含上述规定时相的多个时相的体数据上设定心脏的短轴位置和将该短轴位置作为基准的收缩中心;

计算单元,计算将上述收缩中心作为基准的内膜位置以及外膜位置从基准时相的旋转角;以及

旋转差信息生成单元,生成表示上述内膜位置的旋转角和上述外膜位置的旋转角之差的第一旋转差信息,

上述显示单元以规定的形式显示上述第一旋转差信息。

5. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述计算单元计算存在于上述内膜位置和上述外膜位置之间的中层位置从基准时相的旋转角,

上述旋转差信息生成单元生成表示上述内膜位置的旋转角和上述中层位置的旋转角之差的第二旋转差信息以及表示上述外膜位置的旋转角和上述中层位置的旋转角之差的第三旋转差信息,

上述显示单元以规定的形式显示上述第二旋转差信息以及上述第三旋转差信息。

6. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述图像生成单元生成上述第一旋转差信息、上述第二旋转差信息以及上述第三旋转差信息中的至少任意一个被变换为色彩信息、并被映射到对应的位置上的上述三维应变规图像。

7. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置, 其特征在于 :

上述旋转差信息生成单元对与上述心脏的心肌部位有关的每个解剖学上的片断生成上述旋转差信息,

上述显示单元将每个上述解剖学上的片断的上述旋转差信息作为时间变化曲线而进行显示。

8. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置, 其特征在于 :

上述旋转差信息生成单元通过对与在不同的时刻收集的体数据对应的上述旋转差信息彼此进行差分, 生成有关上述旋转差信息的时间上的变化的信息,

上述显示单元, 以规定的形式显示有关上述旋转差信息的时间上的变化的信息。

9. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置, 其特征在于 :

上述显示单元同时显示与在不同的时刻收集的体数据对应的多个上述三维应变规图像。

10. 一种超声波诊断装置, 其特征在于, 包括 :

数据收集单元, 用超声波扫描周期性地运动的被检体的组织, 收集有关上述运动的一周期以上的期间的体数据;

关心区域设定单元, 对规定时相的上述体数据设定上述被检体的组织的三维关心区域;

移动矢量信息生成单元, 通过使用了模式匹配的处理生成在上述规定时相以外的时相的上述关心区域的移动矢量信息;

规设定单元, 用上述关心区域的移动矢量信息设定至少一个作为上述被检体的组织上的线段的应变规的三维位置;

断面设定单元, 对上述各时相的体数据设定至少一个任意断面;

图像生成单元, 生成上述应变规投影到上述至少一个任意断面上的三维应变规图像; 以及

显示单元, 以规定的形式显示上述三维应变规图像。

11. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置, 其特征在于 :

还具有对上述至少一个任意断面动态地设定 MPR 图像的单元, 使得追随包含 MPR 图像的组织部位的活动。

12. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置, 其特征在于 : 上述规设定单元将上述应变规设定为连接两个端点和存在于该端点之间的一个以上的点的多个线段。

13. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置, 其特征在于 :

上述被检体的组织是心脏,

上述规设定单元沿着心脏组织的壁厚方向与内膜以及外膜的位置对应地设定上述应变规。

14. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置, 其特征在于 :

上述被检体的组织是心脏,

上述超声波诊断装置还包括 :

设定单元, 在包含上述规定时相的多个时相的体数据上设定心脏的短轴位置和将该短轴位置作为基准的收缩中心;

计算单元,计算将上述收缩中心作为基准的内膜位置以及外膜位置从基准时相的旋转角;以及

旋转差信息生成单元,生成表示上述内膜位置的旋转角和上述外膜位置的旋转角之差的第一旋转差信息,

上述显示单元以规定的形式显示上述第一旋转差信息。

15. 根据权利要求 14 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述计算单元计算存在于上述内膜位置和上述外膜位置之间的中层位置从基准时相的旋转角;

上述旋转差信息生成单元生成表示上述内膜位置的旋转角和上述中层位置的旋转角之差的第二旋转差信息以及表示上述外膜位置的旋转角和上述中层位置的旋转角之差的第三旋转差信息;

上述显示单元以规定的形式显示上述第二旋转差信息以及上述第三旋转差信息。

16. 根据权利要求 15 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述图像生成单元生成上述第一旋转差信息、上述第二旋转差信息以及上述第三旋转差信息中的至少任意一个被变换为色彩信息、并被映射到对应的位置上的上述三维应变规图像。

17. 根据权利要求 14 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述旋转差信息生成单元对与上述心脏的心肌部位有关的每个解剖学上的片断生成上述旋转差信息,

上述显示单元将每个上述解剖学上的片断的上述旋转差信息作为时间变化曲线而进行显示。

18. 根据权利要求 14 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述旋转差信息生成单元通过对与在不同的时刻收集的体数据对应的上述旋转差信息彼此进行差分,生成有关上述旋转差信息的时间上的变化的信息,

上述显示单元以规定的形式显示有关上述旋转差信息的时间上的变化的信息。

19. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述显示单元同时显示与在不同的时刻收集的体数据对应的多个上述三维应变规图像。

20. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

数据收集单元,用超声波扫描周期性地运动的被检体的组织,收集有关上述运动的一周期以上的期间的体数据;

断面设定单元,对于上述各时相的体数据,设定至少一个任意断面;

关心区域设定单元,在规定时相的上述至少一个任意断面上设定上述被检体的组织的关心区域;

移动矢量信息生成单元,通过使用了模式匹配的处理生成在上述规定时相以外的时相的上述关心区域的移动矢量信息;

规设定单元,用上述关心区域的移动矢量信息设定至少一个作为上述被检体的组织上的线段的应变规的三维位置;

图像生成单元,生成上述应变规设定在上述至少一个任意断面上的对应的位置上的三

维应变规图像；以及

显示单元，以规定的形式显示上述三维应变规图像。

21. 根据权利要求 20 所述的超声波诊断装置，其特征在于：还具有，对上述至少一个任意断面动态地设定 MPR 图像的单元，使得追随包含 MPR 图像的组织部位的活动。

22. 根据权利要求 20 所述的超声波诊断装置，其特征在于：上述规设定单元将上述应变规设定为连接两个端点和存在于该端点之间的一个以上的点的多个线段。

23. 根据权利要求 20 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述被检体的组织是心脏，

上述规设定单元沿着心脏组织的壁厚方向与内膜以及外膜的位置对应地设定上述应变规。

24. 根据权利要求 20 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述被检体的组织是心脏，

上述超声波诊断装置还包括：

设定单元，在包含上述规定时相的多个时相的体数据上设定心脏的短轴位置和将短轴位置作为基准的收缩中心；

计算单元，计算将上述收缩中心作为基准的内膜位置以及外膜位置从基准时相的旋转角；以及

旋转差信息生成单元，生成表示上述内膜位置的旋转角和上述外膜位置的旋转角之差的第一旋转差信息，

上述显示单元以规定的形式显示上述第一旋转差信息。

25. 根据权利要求 24 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述计算单元计算存在于上述内膜位置和上述外膜位置之间的中层位置从基准时相的旋转角，

上述旋转差信息生成单元生成表示上述内膜位置的旋转角和上述中层位置的旋转角之差的第二旋转差信息以及表示上述外膜位置的旋转角和上述中层位置的旋转角之差的第三旋转差信息，

上述显示单元以规定的形式显示上述第二旋转差信息以及上述第三旋转差信息。

26. 根据权利要求 25 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述图像生成单元生成上述第一旋转差信息、上述第二旋转差信息以及上述第三旋转差信息中的至少任意一个变换为色彩信息、并被映射到对应的位置上的上述三维应变规图像。

27. 根据权利要求 24 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述旋转差信息生成单元对与上述心脏的心肌部位有关的每个解剖学上的片断生成上述旋转差信息，

上述显示单元将每个上述解剖学上的片断的上述旋转差信息作为时间变化曲线而进行显示。

28. 根据权利要求 24 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述旋转差信息生成单元通过对与在不同的时刻收集的体数据对应的上述旋转差信息彼此进行差分，生成有关上述旋转差信息的时间上的变化的信息，

上述显示单元以规定的形式显示有关上述旋转差信息的时间上的变化的信息。

29. 根据权利要求 20 所述的超声波诊断装置, 其特征在于 :

上述显示单元同时显示与在不同的时刻收集的体数据对应的多个上述三维应变规图像。

30. 一种超声波图像处理装置, 其特征在于, 包括 :

存储单元, 存储通过用超声波扫描周期性地运动的被检体的组织而在有关上述运动的一周期以上的期间收集到的体数据 ;

关心区域设定单元, 对规定时相的上述体数据设定上述被检体的组织的三维关心区域 ;

移动矢量信息生成单元, 通过使用了模式匹配的处理生成在上述规定时相以外的时相的上述关心区域的移动矢量信息 ;

规设定单元, 用上述关心区域的移动矢量信息设定至少一个作为上述被检体的组织上的线段的应变规的三维位置 ;

图像生成单元, 生成上述设定的应变规被三维地视频化的三维应变规图像 ; 以及显示单元, 以规定的形式显示上述三维应变规图像。

31. 一种超声波图像处理装置, 其特征在于, 包括 :

存储单元, 存储通过用超声波扫描周期性地运动的被检体的组织而在有关上述运动的一周期以上的期间收集到的体数据 ;

关心区域设定单元, 对规定时相的上述体数据设定上述被检体的组织的三维关心区域 ;

移动矢量信息生成单元, 通过使用了模式匹配的处理生成在上述规定时相以外的时相的上述关心区域的移动矢量信息 ;

规设定单元, 用上述关心区域的移动矢量信息设定至少一个作为上述被检体的组织上的线段的应变规的三维位置 ;

断面设定单元, 对上述各时相的体数据设定至少一个任意断面 ;

图像生成单元, 生成上述应变规被投影到上述至少一个任意断面上的三维应变规图像 ; 以及

显示单元, 以规定的形式显示上述三维应变规图像。

32. 一种超声波图像处理装置, 其特征在于, 包括 :

存储单元, 存储通过用超声波扫描周期性地运动的被检体的组织而在有关上述运动在一周期以上的期间收集到的体数据 ;

断面设定单元, 对上述各时相的体数据设定至少一个任意断面 ;

关心区域设定单元, 在规定时相的上述至少一个任意断面上设定上述被检体的组织的关心区域 ;

移动矢量信息生成单元, 通过使用了模式匹配的处理生成在上述规定时相以外的时相的上述关心区域的移动矢量信息 ;

规设定单元, 用上述关心区域的移动矢量信息设定至少一个作为上述被检体的组织上的线段的应变规的三维位置 ;

图像生成单元, 生成上述应变规被设定在上述至少一个任意断面上的对应的位置的三

维应变规图像；以及

显示单元，以规定的形式显示上述三维应变规图像。

33. 一种医用图像处理装置，其特征在于，包括：

存储单元，存储对周期性地运动的被检体的组织在一周期以上的期间收集到的体数据；

关心区域设定单元，对规定时相的上述体数据设定上述被检体的组织的三维关心区域；

移动矢量信息生成单元，通过使用了模式匹配的处理生成在上述规定时相以外的时相的上述关心区域的移动矢量信息；

规设定单元，用上述关心区域的移动矢量信息设定至少一个作为上述被检体的组织上的线段的应变规的三维位置；

断面设定单元，对上述各时相的体数据设定至少一个任意断面；

图像生成单元，生成上述应变规被投影到上述至少一个任意断面上的三维应变规图像；以及

显示单元，以规定的形式显示上述三维应变规图像。

34. 一种医用图像处理装置，其特征在于，包括：

存储单元，存储对周期性地运动的被检体的组织在一周期以上的期间收集到的体数据；

关心区域设定单元，对规定时相的上述体数据设定上述被检体的组织的三维关心区域；

移动矢量信息生成单元，通过使用了模式匹配的处理生成在上述规定时相以外的时相的上述关心区域的移动矢量信息；

规设定单元，用上述关心区域的移动矢量信息设定至少一个作为上述被检体的组织上的线段的应变规的三维位置；

图像生成单元，生成上述设定的应变规被三维地视频化的三维应变规图像；以及

显示单元，以规定的形式显示上述三维应变规图像。

35. 根据权利要求 34 所述的医用图像处理装置，其特征在于：

上述规设定单元将上述应变规设定为连接两个端点和存在于该端点之间的一个以上的中间点的多个线段。

36. 根据权利要求 34 所述的医用图像处理装置，其特征在于：

上述被检体的组织是心脏，

上述规设定单元沿着心脏组织的壁厚方向与内膜以及外膜的位置对应地设定上述应变规。

37. 根据权利要求 34 所述的医用图像处理装置，其特征在于：

上述被检体的组织是心脏，

上述医用图像处理装置还包括：

设定单元，在包含上述规定时相的多个时相的体数据上设定心脏的短轴位置和将短轴位置作为基准的收缩中心；

计算单元，计算将上述收缩中心作为基准的内膜位置以及外膜位置从基准时相的旋转

角；以及

旋转差信息生成单元，生成表示上述内膜位置的旋转角和上述外膜位置的旋转角之差的第一旋转差信息，

上述显示单元以规定的形式显示上述第一旋转差信息。

38. 根据权利要求 37 所述的医用图像处理装置，其特征在于：

上述计算单元计算存在于上述内膜位置和上述外膜位置之间的中层位置从基准时相的旋转角，

上述旋转差信息生成单元生成表示上述内膜位置的旋转角和上述中层位置的旋转角之差的第二旋转差信息以及表示上述外膜位置的旋转角和上述中层位置的旋转角之差的第三旋转差信息，

上述显示单元以规定的形式显示上述第二旋转差信息以及第三旋转差信息。

39. 根据权利要求 38 所述的医用图像处理装置，其特征在于：

上述图像生成单元生成上述第一旋转差信息、上述第二旋转差信息以及上述第三旋转差信息中的至少任意一个变换为色彩信息、且被映射到对应的位置上的上述三维应变规图像。

40. 根据权利要求 37 所述的医用图像处理装置，其特征在于：

上述旋转差信息生成单元对与上述心脏的心肌部位有关的每个解剖学上的片断生成上述旋转差信息，

上述显示单元将每个上述解剖学上的片断的上述旋转差信息作为时间变化曲线而进行显示。

41. 根据权利要求 37 所述的医用图像处理装置，其特征在于：

上述旋转差信息生成单元通过对与在不同的时刻收集的体数据对应的上述旋转差信息彼此进行差分，生成有关上述旋转差信息的时间上的变化的信息，

上述显示单元以规定的形式显示有关上述旋转差信息的时间上的变化的信息。

42. 根据权利要求 34 所述的医用图像处理装置，其特征在于：

上述显示单元同时显示与在不同的时刻收集的体数据对应的多个上述三维应变规图像。

43. 一种医用图像处理装置，其特征在于，包括：

数据收集单元，用超声波扫描周期性地运动的被检体的组织，收集有关上述运动的一周期以上的期间的体数据；

关心区域设定单元，对规定时相的上述体数据设定上述被检体的组织的三维关心区域；

移动矢量信息生成单元，通过使用了模式匹配的处理生成在上述规定时相以外的时相的上述关心区域的移动矢量信息；

规设定单元，用上述关心区域的移动矢量信息设定至少一个作为上述被检体的组织上的线段的应变规的三维位置；

断面设定单元，对上述各时相的体数据设定至少一个任意断面；

图像生成单元，生成上述应变规被投影到上述至少一个任意断面上的三维应变规图像；以及

显示单元,以规定的形式显示上述三维应变规图像。

44. 根据权利要求 43 所述的医用图像处理装置,其特征在于:

还具有对上述至少一个任意断面动态地设定 MPR 图像的单元,使得追随包含 MPR 图像的组织部位的活动。

45. 根据权利要求 43 所述的医用图像处理装置,其特征在于:上述规设定单元将上述应变规设定为连接两个端点和存在于该端点之间的一个以上的点的多个线段。

46. 根据权利要求 43 所述的医用图像处理装置,其特征在于:

上述被检体的组织是心脏,

上述规设定单元沿着心脏组织的壁厚方向与内膜以及外膜的位置对应地设定上述应变规。

47. 根据权利要求 43 所述的医用图像处理装置,其特征在于:

上述被检体的组织是心脏,

上述医用图像处理装置还包括:

设定单元,在包含上述规定时相的多个时相的体数据上设定心脏的短轴位置和将短轴位置作为基准的收缩中心;

计算单元,计算将上述收缩中心作为基准的内膜位置以及外膜位置从基准时相的旋转角;以及

旋转差信息生成单元,生成表示上述内膜位置的旋转角和上述外膜位置的旋转角之差的第一旋转差信息,

上述显示单元以规定的形式显示上述第一旋转差信息。

48. 根据权利要求 47 所述的医用图像处理装置,其特征在于:

上述计算单元计算存在于上述内膜位置和上述外膜位置之间的中层位置从基准时相的旋转角,

上述旋转差信息生成单元生成表示上述内膜位置的旋转角和上述中层位置的旋转角之差的第二旋转差信息以及表示上述外膜位置的旋转角和上述中层位置的旋转角之差的第三旋转差信息,

上述显示单元,以规定的形式显示上述第二旋转差信息以及上述第三旋转差信息。

49. 根据权利要求 48 所述的医用图像处理装置,其特征在于:

上述图像生成单元生成上述第一旋转差信息、上述第二旋转差信息以及上述第三旋转差信息中的至少任意一个被变换为色彩信息、且被映射到对应的位置上的上述三维应变规图像。

50. 根据权利要求 47 所述的医用图像处理装置,其特征在于:

上述旋转差信息生成单元对与上述心脏的心肌部位有关的每个解剖学上的片断生成上述旋转差信息,

上述显示单元将每个上述解剖学上的片断的上述旋转差信息作为时间变化曲线而进行显示。

51. 根据权利要求 47 所述的医用图像处理装置,其特征在于:

上述旋转差信息生成单元通过对与在不同的时刻收集的体数据对应的上述旋转差信息彼此进行差分,生成有关上述旋转差信息的时间上的变化的信息,

上述显示单元以规定的形式显示有关上述旋转差信息的时间上的变化的信息。

52. 根据权利要求 43 所述的医用图像处理装置, 其特征在于 :

上述显示单元同时显示与在不同的时刻收集的体数据对应的多个上述三维应变规图像。

53. 一种医用图像处理装置, 其特征在于, 包括 :

存储单元, 存储对周期性地运动的被检体的组织在一周期以上的期间收集到的体数据;

断面设定单元, 对上述各时相的体数据设定至少一个任意断面;

关心区域设定单元, 在规定时相的上述至少一个任意断面上设定上述被检体的组织的关心区域;

移动矢量信息生成单元, 通过使用了模式匹配的处理生成在上述规定时相以外的时相的上述关心区域的移动矢量信息;

规设定单元, 用上述关心区域的移动矢量信息设定至少一个作为上述被检体组织上的线段的应变规的三维位置;

图像生成单元, 生成上述应变规被设定在上述至少一个任意断面上的对应的位置上的三维应变规图像; 以及

显示单元, 以规定的形式显示上述三维应变规图像。

54. 一种超声波图像生成方法, 其特征在于, 包括 :

数据收集步骤, 用超声波扫描周期性地运动的被检体的组织, 收集有关上述运动的一周期以上的期间的的体数据;

关心区域设定步骤, 对规定时相的上述体数据设定上述被检体的组织的三维关心区域;

移动矢量信息生成步骤, 通过使用了模式匹配的处理生成在上述规定时相以外的时相的上述关心区域的移动矢量信息;

规设定步骤, 用上述关心区域的移动矢量信息设定至少一个作为被检体的组织上的线段的应变规的三维位置;

图像生成步骤, 生成上述设定的应变规被三维地视频化的三维应变规图像; 以及

显示步骤, 以规定的形式显示上述三维应变规图像。

55. 一种超声波图像生成方法, 其特征在于, 包括 :

数据收集步骤, 用超声波扫描周期性地运动的被检体的组织, 收集有关上述运动的一周期以上的期间的体数据;

关心区域设定步骤, 对规定时相的上述体数据设定上述被检体的组织的三维关心区域;

移动矢量信息生成步骤, 通过使用了模式匹配的处理生成在上述规定时相以外的时相的上述关心区域的移动矢量信息;

规设定步骤, 用上述关心区域的移动矢量信息设定至少一个作为上述被检体的组织上的线段的应变规的三维位置;

断面设定步骤, 对上述各时相的体数据设定至少一个任意断面;

图像生成步骤, 生成上述应变规被投影到上述至少一个任意断面上的三维应变规图

像 ; 以及

显示步骤, 以规定的形式显示上述三维应变规图像。

56. 一种超声波图像生成方法, 其特征在于, 包括 :

数据收集步骤, 用超声波扫描周期性地运动的被检体的组织, 收集有关上述运动的一周期以上的期间的体数据;

断面设定步骤, 对上述各时相的体数据设定至少一个任意断面;

关心区域设定步骤, 在规定时相的上述至少一个任意断面上设定上述被检体的组织的关心区域;

移动矢量信息生成步骤, 通过使用了模式匹配的处理生成在上述规定时相以外的时相的上述关心区域的移动矢量信息;

规设定步骤, 用上述关心区域的移动矢量信息设定至少一个作为上述被检体的组织上的线段的应变规的三维位置;

图像生成步骤, 生成上述应变规被设定到上述至少一个任意断面上的对应的位置上的三维应变规图像; 以及

显示步骤, 以规定的形式显示上述三维应变规图像。

57. 一种超声波图像处理方法, 其特征在于, 包括 :

存储步骤, 存储通过用超声波扫描周期性地运动的被检体的组织而在有关上述运动的一周期以上的期间收集到的体数据;

关心区域设定步骤, 对规定时相的上述体数据设定上述被检体的组织的三维关心区域;

移动矢量信息生成步骤, 通过使用了模式匹配的处理生成在上述规定时相以外的时相的上述关心区域的移动矢量信息;

规设定步骤, 用上述关心区域的移动矢量信息设定至少一个作为上述被检体的组织上的线段的应变规的三维位置;

图像生成步骤, 生成上述设定的应变规被三维地视频化的三维应变规图像; 以及

显示步骤, 以规定的形式显示上述三维应变规图像。

58. 一种超声波图像处理方法, 其特征在于, 包括 :

存储步骤, 存储通过用超声波扫描周期性地运动的被检体的组织而在有关上述运动的一周期以上的期间收集到的体数据;

关心区域设定步骤, 对上述规定时相的上述体数据设定上述被检体的组织的三维关心区域;

移动矢量信息生成步骤, 通过使用了模式匹配的处理生成在上述规定时相以外的时相的上述关心区域的移动矢量信息;

规设定步骤, 用上述关心区域的移动矢量信息设定至少一个作为上述被检体的组织上的线段的应变规的三维位置;

断面设定步骤, 对上述各时相的体数据设定至少一个任意断面;

图像生成步骤, 生成上述应变规被投影到上述至少一个任意断面上的三维应变规图像; 以及

显示步骤, 以规定的形式显示上述三维应变规图像。

59. 一种超声波图像处理方法,其特征在于,包括:

存储步骤,存储通过用超声波扫描周期性地运动的被检体的组织而在有关上述运动的一周期以上的期间收集到的体数据;

断面设定步骤,对上述各时相的体数据设定至少一个任意断面;

关心区域设定步骤,在规定时相的上述至少一个任意断面上设定上述被检体的组织的关心区域;

移动矢量信息生成步骤,通过使用了模式匹配的处理生成在上述规定时相以外的时相的上述关心区域的移动矢量信息;

规设定步骤,用上述关心区域的移动矢量信息设定至少一个作为上述被检体的组织上的线段的应变规的三维位置;

图像生成步骤,生成上述应变规被设定到上述至少一个任意断面上的对应的位置上的三维应变规图像;以及

显示步骤,以规定的形式显示上述三维应变规图像。

60. 一种医用图像处理方法,其特征在于,包括:

存储步骤,存储对周期性地运动的被检体的组织在一周期以上的期间收集到的体数据;

关心区域设定步骤,对规定时相的上述体数据设定上述被检体的组织的三维关心区域;

移动矢量信息生成步骤,通过使用了模式匹配的处理生成在上述规定时相以外的时相的上述关心区域的移动矢量信息;

规设定步骤,用上述关心区域的移动矢量信息设定至少一个作为上述被检体的组织上的线段的应变规的三维位置;

图像生成步骤,生成上述设定的应变规被三维地视频化的三维应变规图像;以及

显示步骤,以规定的形式显示上述三维应变规图像。

61. 一种医用图像处理方法,其特征在于,包括:

存储步骤,存储对周期性地运动的被检体的组织在一周期以上的期间收集到的体数据;

关心区域设定步骤,对规定时相的上述体数据设定上述被检体的组织的三维关心区域;

移动矢量信息生成步骤,通过使用了模式匹配的处理生成在上述规定时相以外的时相的上述关心区域的移动矢量信息;

规设定步骤,用上述关心区域的移动矢量信息设定至少一个作为上述被检体的组织上的线段的应变规的三维位置;

断面设定步骤,对上述各时相的体数据设定至少一个任意断面;

图像生成步骤,生成上述应变规被投影到上述至少一个任意断面上的三维应变规图像;以及

显示步骤,以规定的形式显示上述三维应变规图像。

62. 一种医用图像处理方法,其特征在于,包括:

存储步骤,存储对周期性地运动的被检体的组织在一周期以上的期间收集到的体数

据；

断面设定步骤，对上述各时相的体数据设定至少一个任意断面；

关心区域设定步骤，在规定时相的上述至少任意一个断面上设定上述被检体的组织的关心区域；

移动矢量信息生成步骤，通过使用了模式匹配的处理生成在上述规定时相以外的时相的上述关心区域的移动矢量信息；

规设定步骤，用上述关心区域的移动矢量信息设定至少一个作为上述被检体的组织上的线段的应变规的三维位置；

图像生成步骤，生成上述应变规被设定到上述至少一个任意断面上的对应的位置上的三维应变规图像；以及

显示步骤，以规定的形式显示上述三维应变规图像。

超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及医用图像处理 装置

[0001] (相关申请的交叉引用)

[0002] 本申请基于 2008 年 6 月 19 日提交的在先的日本专利申请 No. 2008-160744 并要求其为优先权，其全部内容通过引用结合在本申请中。

技术领域

[0003] 本发明涉及通过超声波图像进行组织的动态评价的场合，例如将被心脏的内外膜之间分割的规 (gauge) 与超声波图像等的医用图像重叠显示出来，为了支援心肌的多层构造引起的复杂的壁运动的直观把握的超声波诊断装置，超声波图像处理装置以及医用图像处理装置。

背景技术

[0004] 关于心肌等的生物体组织，客观而且定量地评价其功能对于其组织的诊断是非常重要的。近年来，主要以心脏为例正在试验各种定量评价法。

[0005] 例如，日本特开 2003-175041 号公报所公开的那样，例如一边进行由超声波诊断装置所取得的图像中的局部区域的追踪，一边计算移位或变形了的局部的壁运动信息的被称作散斑追踪 (speckletracking) 的技术已经得到实用化。另外，日本特开 2003-175041 号公报、日本特开 2007-117611 号公报、大阪市大论文 [小川他 Am J Cardiol 2006 ;98 : 1531-1538] 所公开的，利用这种散斑追踪，例如，提出显示连结变形的测量用的 2 点间一对的“应变规 (strain gauge)”的应变规显示方法。

[0006] 但是，在以前的方法中，将连结内膜位置和外膜位置的 2 点间的线段的活动的情况只限定于一个平面上而进行应变规显示，所以有时无法仔细观察有三维的复杂的动态的心肌运动。

发明内容

[0007] 鉴于上述情形，本发明的目的在于提供超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及医用图像处理装置，通过在三维数据内设定用于进行应变测量的规，并将其视频化，可以充分地观察以心脏为代表的具有三维的复杂的动态的组织运动的样子。

[0008] 本发明的一个实施方式的超声波诊断装置，其特征在于，包括：

[0009] 数据收集单元，用超声波扫描周期性地运动的被检体的组织，收集有关上述运动的一周期以上的期间的体数据；

[0010] 关心区域设定单元，对规定时相的上述体数据设定上述被检体的组织的三维关心区域；

[0011] 移动矢量信息生成单元，通过使用了模式匹配的处理生成在上述规定时相以外的时相的上述关心区域的移动矢量信息；

[0012] 规设定单元，用上述关心区域的移动矢量信息设定至少一个作为上述被检体的组

织上的线段的应变规的三维位置；

[0013] 图像生成单元，生成上述设定的应变规被三维地视频化的三维应变规图像；以及

[0014] 显示单元，以规定的形式显示上述三维应变规图像。

[0015] 本发明的另一实施方式的超声波诊断装置，其特征在于，包括：

[0016] 数据收集单元，用超声波扫描周期性地运动的被检体的组织，收集有关上述运动的一周期以上的期间的体数据；

[0017] 关心区域设定单元，对规定时相的上述体数据设定上述被检体的组织的三维关心区域；

[0018] 移动矢量信息生成单元，通过使用了模式匹配的处理生成在上述规定时相以外的时相的上述关心区域的移动矢量信息；

[0019] 规设定单元，用上述关心区域的移动矢量信息设定至少一个作为上述被检体的组织上的线段的应变规的三维位置；

[0020] 断面设定单元，对上述各时相的体数据设定至少一个任意断面；

[0021] 图像生成单元，生成上述应变规投影到上述至少一个任意断面上的三维应变规图像；以及

[0022] 显示单元，以规定的形式显示上述三维应变规图像。

[0023] 本发明的另一实施方式的超声波诊断装置，其特征在于，包括：

[0024] 数据收集单元，用超声波扫描周期性地运动的被检体的组织，收集有关上述运动的一周期以上的期间的体数据；

[0025] 断面设定单元，对于上述各时相的体数据，设定至少一个任意断面；

[0026] 关心区域设定单元，在规定时相的上述至少一个任意断面上设定上述被检体的组织的关心区域；

[0027] 移动矢量信息生成单元，通过使用了模式匹配的处理生成在上述规定时相以外的时相的上述关心区域的移动矢量信息；

[0028] 规设定单元，用上述关心区域的移动矢量信息设定至少一个作为上述被检体的组织上的线段的应变规的三维位置；

[0029] 图像生成单元，生成上述应变规设定在上述至少一个任意断面上的对应的位置上的三维应变规图像；以及

[0030] 显示单元，以规定的形式显示上述三维应变规图像。

[0031] 本发明的另一实施方式的超声波图像处理装置，其特征在于，包括：

[0032] 存储单元，存储通过用超声波扫描周期性地运动的被检体的组织而在有关上述运动的一周期以上的期间收集到的体数据；

[0033] 关心区域设定单元，对规定时相的上述体数据设定上述被检体的组织的三维关心区域；

[0034] 移动矢量信息生成单元，通过使用了模式匹配的处理生成在上述规定时相以外的时相的上述关心区域的移动矢量信息；

[0035] 规设定单元，用上述关心区域的移动矢量信息设定至少一个作为上述被检体的组织上的线段的应变规的三维位置；

[0036] 图像生成单元，生成上述设定的应变规被三维地视频化的三维应变规图像；以及

- [0037] 显示单元,以规定的形式显示上述三维应变规图像。
- [0038] 本发明的另一实施方式的超声波图像处理装置,其特征在于,包括:
- [0039] 存储单元,存储通过用超声波扫描周期性地运动的被检体的组织而在有关上述运动的一周期以上的期间收集到的体数据;
- [0040] 关心区域设定单元,对规定时相的上述体数据设定上述被检体的组织的三维关心区域;
- [0041] 移动矢量信息生成单元,通过使用了模式匹配的处理生成在上述规定时相以外的时相的上述关心区域的移动矢量信息;
- [0042] 规设定单元,用上述关心区域的移动矢量信息设定至少一个作为上述被检体的组织上的线段的应变规的三维位置;
- [0043] 断面设定单元,对上述各时相的体数据设定至少一个任意断面;
- [0044] 图像生成单元,生成上述应变规被投影到上述至少一个任意断面上的三维应变规图像;以及
- [0045] 显示单元,以规定的形式显示上述三维应变规图像。
- [0046] 本发明的另一实施方式的超声波图像处理装置,其特征在于,包括:
- [0047] 存储单元,存储通过用超声波扫描周期性地运动的被检体的组织而在有关上述运动在一周期以上的期间收集到的体数据;
- [0048] 断面设定单元,对上述各时相的体数据设定至少一个任意断面;
- [0049] 关心区域设定单元,在规定时相的上述至少一个任意断面上设定上述被检体的组织的关心区域;
- [0050] 移动矢量信息生成单元,通过使用了模式匹配的处理生成在上述规定时相以外的时相的上述关心区域的移动矢量信息;
- [0051] 规设定单元,用上述关心区域的移动矢量信息设定至少一个作为上述被检体的组织上的线段的应变规的三维位置;
- [0052] 图像生成单元,生成上述应变规被设定在上述至少一个任意断面上的对应的位置的三维应变规图像;以及
- [0053] 显示单元,以规定的形式显示上述三维应变规图像。
- [0054] 本发明的另一实施方式的医用图像处理装置,其特征在于,包括:
- [0055] 存储单元,存储对周期性地运动的被检体的组织在一周期以上的期间收集到的体数据;
- [0056] 关心区域设定单元,对规定时相的上述体数据设定上述被检体的组织的三维关心区域;
- [0057] 移动矢量信息生成单元,通过使用了模式匹配的处理生成在上述规定时相以外的时相的上述关心区域的移动矢量信息;
- [0058] 规设定单元,用上述关心区域的移动矢量信息设定至少一个作为上述被检体的组织上的线段的应变规的三维位置;
- [0059] 图像生成单元,生成上述设定的应变规被三维地视频化的三维应变规图像;以及
- [0060] 显示单元,以规定的形式显示上述三维应变规图像。
- [0061] 本发明的另一实施方式的医用图像处理装置,其特征在于,包括:

- [0062] 存储单元,存储对周期性地运动的被检体的组织在一周期以上的期间收集到的体数据;
- [0063] 关心区域设定单元,对规定时相的上述体数据设定上述被检体的组织的三维关心区域;
- [0064] 移动矢量信息生成单元,通过使用了模式匹配的处理生成在上述规定时相以外的时相的上述关心区域的移动矢量信息;
- [0065] 规设定单元,用上述关心区域的移动矢量信息设定至少一个作为上述被检体的组织上的线段的应变规的三维位置;
- [0066] 断面设定单元,对上述各时相的体数据设定至少一个任意断面;
- [0067] 图像生成单元,生成上述应变规被投影到上述至少一个任意断面上的三维应变规图像;以及
- [0068] 显示单元,以规定的形式显示上述三维应变规图像。
- [0069] 本发明的另一实施方式的医用图像处理装置,其特征在于,包括:
- [0070] 存储单元,存储对周期性地运动的被检体的组织在一周期以上的期间收集到的体数据;
- [0071] 断面设定单元,对上述各时相的体数据设定至少一个任意断面;
- [0072] 关心区域设定单元,在规定时相的上述至少一个任意断面上设定上述被检体的组织的性关心区域;
- [0073] 移动矢量信息生成单元,通过使用了模式匹配的处理生成在上述规定时相以外的时相的上述关心区域的移动矢量信息;
- [0074] 规设定单元,用上述关心区域的移动矢量信息设定至少一个作为上述被检体组织上的线段的应变规的三维位置;
- [0075] 图像生成单元,生成上述应变规被设定在上述至少一个任意断面上的对应的位置上的三维应变规图像;以及
- [0076] 显示单元,以规定的形式显示上述三维应变规图像。
- [0077] 本发明的另一实施方式的超声波图像生成方法,其特征在于,包括:
- [0078] 数据收集步骤,用超声波扫描周期性地运动的被检体的组织,收集有关上述运动的一周期以上的期间的的体数据;
- [0079] 关心区域设定步骤,对规定时相的上述体数据设定上述被检体的组织的三维关心区域;
- [0080] 移动矢量信息生成步骤,通过使用了模式匹配的处理生成在上述规定时相以外的时相的上述关心区域的移动矢量信息;
- [0081] 规设定步骤,用上述关心区域的移动矢量信息设定至少一个作为被检体的组织上的线段的应变规的三维位置;
- [0082] 图像生成步骤,生成上述设定的应变规被三维地视频化的三维应变规图像;以及
- [0083] 显示步骤,以规定的形式显示上述三维应变规图像。
- [0084] 本发明的另一实施方式的超声波图像生成方法,其特征在于,包括:
- [0085] 数据收集步骤,用超声波扫描周期性地运动的被检体的组织,收集有关上述运动的一周期以上的期间的体数据;

- [0086] 关心区域设定步骤,对规定时相的上述体数据设定上述被检体的组织的三维关心区域;
- [0087] 移动矢量信息生成步骤,通过使用了模式匹配的处理生成在上述规定时相以外的时相的上述关心区域的移动矢量信息;
- [0088] 规设定步骤,用上述关心区域的移动矢量信息设定至少一个作为上述被检体的组织上的线段的应变规的三维位置;
- [0089] 断面设定步骤,对上述各时相的体数据设定至少一个任意断面;
- [0090] 图像生成步骤,生成上述应变规被投影到上述至少一个任意断面上的三维应变规图像;以及
- [0091] 显示步骤,以规定的形式显示上述三维应变规图像。
- [0092] 本发明的另一实施方式的超声波图像生成方法,其特征在于,包括:
- [0093] 数据收集步骤,用超声波扫描周期性地运动的被检体的组织,收集有关上述运动的一周期以上的期间的体数据;
- [0094] 断面设定步骤,对上述各时相的体数据设定至少一个任意断面;
- [0095] 关心区域设定步骤,在规定时相的上述至少一个任意断面上设定上述被检体的组织的关心区域;
- [0096] 移动矢量信息生成步骤,通过使用了模式匹配的处理生成在上述规定时相以外的时相的上述关心区域的移动矢量信息;
- [0097] 规设定步骤,用上述关心区域的移动矢量信息设定至少一个作为上述被检体的组织上的线段的应变规的三维位置;
- [0098] 图像生成步骤,生成上述应变规被设定到上述至少一个任意断面上的对应的位置上的三维应变规图像;以及
- [0099] 显示步骤,以规定的形式显示上述三维应变规图像。
- [0100] 本发明的另一实施方式的超声波图像处理方法,其特征在于,包括:
- [0101] 存储步骤,存储通过用超声波扫描周期性地运动的被检体的组织而在有关上述运动的一周期以上的期间收集到的体数据;
- [0102] 关心区域设定步骤,对规定时相的上述体数据设定上述被检体的组织的三维关心区域;
- [0103] 移动矢量信息生成步骤,通过使用了模式匹配的处理生成在上述规定时相以外的时相的上述关心区域的移动矢量信息;
- [0104] 规设定步骤,用上述关心区域的移动矢量信息设定至少一个作为上述被检体的组织上的线段的应变规的三维位置;
- [0105] 图像生成步骤,生成上述设定的应变规被三维地视频化的三维应变规图像;以及
- [0106] 显示步骤,以规定的形式显示上述三维应变规图像。
- [0107] 本发明的另一实施方式的超声波图像处理方法,其特征在于,包括:
- [0108] 存储步骤,存储通过用超声波扫描周期性地运动的被检体的组织而在有关上述运动的一周期以上的期间收集到的体数据;
- [0109] 关心区域设定步骤,对上述规定时相的上述体数据设定上述被检体的组织的三维关心区域;

- [0110] 移动矢量信息生成步骤,通过使用了模式匹配的处理生成在上述规定时相以外的时相的上述关心区域的移动矢量信息;
- [0111] 规设定步骤,用上述关心区域的移动矢量信息设定至少一个作为上述被检体的组织上的线段的应变规的三维位置;
- [0112] 断面设定步骤,对上述各时相的体数据设定至少一个任意断面;
- [0113] 图像生成步骤,生成上述应变规被投影到上述至少一个任意断面上的三维应变规图像;以及
- [0114] 显示步骤,以规定的形式显示上述三维应变规图像。
- [0115] 本发明的另一实施方式的超声波图像处理方法,其特征在于,包括:
- [0116] 存储步骤,存储通过用超声波扫描周期性地运动的被检体的组织而在有关上述运动的一周期以上的期间收集到的体数据;
- [0117] 断面设定步骤,对上述各时相的体数据设定至少一个任意断面;
- [0118] 关心区域设定步骤,在规定时相的上述至少一个任意断面上设定上述被检体的组织的性关心区域;
- [0119] 移动矢量信息生成步骤,通过使用了模式匹配的处理生成在上述规定时相以外的时相的上述关心区域的移动矢量信息;
- [0120] 规设定步骤,用上述关心区域的移动矢量信息设定至少一个作为上述被检体的组织上的线段的应变规的三维位置;
- [0121] 图像生成步骤,生成上述应变规被设定到上述至少一个任意断面上的对应的位置上的三维应变规图像;以及
- [0122] 显示步骤,以规定的形式显示上述三维应变规图像。
- [0123] 本发明的另一实施方式的医用图像处理方法,其特征在于,包括:
- [0124] 存储步骤,存储对周期性地运动的被检体的组织在一周期以上的期间收集到的体数据;
- [0125] 关心区域设定步骤,对规定时相的上述体数据设定上述被检体的组织的三维关心区域;
- [0126] 移动矢量信息生成步骤,通过使用了模式匹配的处理生成在上述规定时相以外的时相的上述关心区域的移动矢量信息;
- [0127] 规设定步骤,用上述关心区域的移动矢量信息设定至少一个作为上述被检体的组织上的线段的应变规的三维位置;
- [0128] 图像生成步骤,生成上述设定的应变规被三维地视频化的三维应变规图像;以及
- [0129] 显示步骤,以规定的形式显示上述三维应变规图像。
- [0130] 本发明的另一实施方式的医用图像处理方法,其特征在于,包括:
- [0131] 存储步骤,存储对周期性地运动的被检体的组织在一周期以上的期间收集到的体数据;
- [0132] 关心区域设定步骤,对规定时相的上述体数据设定上述被检体的组织的三维关心区域;
- [0133] 移动矢量信息生成步骤,通过使用了模式匹配的处理生成在上述规定时相以外的时相的上述关心区域的移动矢量信息;

- [0134] 规设定步骤,用上述关心区域的移动矢量信息设定至少一个作为上述被检体的组织上的线段的应变规的三维位置;
- [0135] 断面设定步骤,对上述各时相的体数据设定至少一个任意断面;
- [0136] 图像生成步骤,生成上述应变规被投影到上述至少一个任意断面上的三维应变规图像;以及
- [0137] 显示步骤,以规定的形式显示上述三维应变规图像。
- [0138] 本发明的另一实施方式的医用图像处理方法,其特征在于,包括:
- [0139] 存储步骤,存储对周期性地运动的被检体的组织在一周期以上的期间收集到的体数据;
- [0140] 断面设定步骤,对上述各时相的体数据设定至少一个任意断面;
- [0141] 关心区域设定步骤,在规定时相的上述至少任意一个断面上设定上述被检体的组织的关心区域;
- [0142] 移动矢量信息生成步骤,通过使用了模式匹配的处理生成在上述规定时相以外的时相的上述关心区域的移动矢量信息;
- [0143] 规设定步骤,用上述关心区域的移动矢量信息设定至少一个作为上述被检体的组织上的线段的应变规的三维位置;
- [0144] 图像生成步骤,生成上述应变规被设定到上述至少一个任意断面上的对应的位置上的三维应变规图像;以及
- [0145] 显示步骤,以规定的形式显示上述三维应变规图像。
- [0146] 在下面的描述中将提出本发明的其它目的和优点,部分内容可以从说明书的描述中变得明显,或者通过实施本发明可以明确上述内容。通过下文中详细指出的手段和组合可以实现和得到本发明的目的和优点。

附图说明

- [0147] 结合在这里并构成说明书的一部分的附图描述本发明当前优选的实施方式,并且与上述的概要说明以及下面的对优选实施方式的详细描述一同用来说说明本发明的原理。
- [0148] 图 1 为与本发明的第一实施方式相关的超声波诊断装置 1 的结构图。
- [0149] 图 2 为表示与本发明的第一实施方式相关的三维应变规图像的生成以及显示处理的流程图。
- [0150] 图 3 为表示在应变规图像的生成中执行的处理的流程图。
- [0151] 图 4 为表示在显示单元 23 上显示的三维应变规图像的一例的图。
- [0152] 图 5 为将以基准时相将在 4C 面和 2C 面上设定的应变规抽出的三维应变规图像 51 与基准时相的 MPR 图像一起示出的图。
- [0153] 图 6 为将以基准时相将在 4C 面图像上设定的应变规抽出的三维应变规图像 52 与基准时相的 MPR 图像一起示出的图。
- [0154] 图 7 为将只有在基准时相的 2C 面图像上设定的应变规被抽出的三维应变规图像 53 与基准时相的 MPR 图像一起示出的图。
- [0155] 图 8 为将在基准时相的 A 面图像、M 面图像和 B 面图像中分别设定的应变规被抽出的三维应变规图像 55 与基准时相的 MPR 图像一起示出的图。

[0156] 图 9 为将在基准时相的 A 面图像上设定的应变规被抽出的三维应变规图像 55 与基准时相的 MPR 图像一起示出的图。

[0157] 图 10 为将在基准时相的 M 面图像上设定的应变规被抽出的三维应变规图像 56 与基准时相的 MPR 图像一起示出的图。

[0158] 图 11 为将在基准时相的 B 面图像上设定的应变规被抽出的三维应变规图像 57 与基准时相的 MPR 图像一起示出的图。

[0159] 图 12 为与本发明的第二实施方式相关的三维应变规图像的生成以及显示处理的流程图。

[0160] 图 13 为表示在步骤 S13 中的移动矢量信息的运算处理的流程图。

[0161] 图 14 为表示在显示单元 23 上显示的三维应变规图像的一例的图。

[0162] 图 15 为表示与本发明的第三实施方式相关的三维应变规图像的生成以及显示处理的流程图。

[0163] 图 16 为表示包括中层规点被设定的应变规的三维应变规图像的一例（短轴图像）的图。

[0164] 图 17 为表示包括中层规点被设定的应变规的三维应变规图像的其他例子（心尖图像）的图。

[0165] 图 18 为表示旋转差信息生成处理的流程图。

[0166] 图 19 为表示旋转差信息的一例的图。

[0167] 图 20 为表示旋转差信息的一例的图。

具体实施方式

[0168] 以下，依据附图对本发明的实施方式进行说明。在以下的说明中，将有关大致相同的功能以及构成的构成要素附加同一个符号，重复说明只用在需要的场合中。

[0169] 另外，在之后叙述的各实施方式中，对将本发明的技术性思想应用于超声波诊断装置的情况作为例子进行说明。但是，没必要只限于此，本发明的技术思想也可以应用于用工作站、个人用计算机等的超声波图像处理装置、用 CT 图像、MRI 图像等医用图像的医用图像处理装置、超声波处理装置以外的医用图像诊断装置（例如，X 线计算机断层摄影装置、磁共振成像装置等）。

[0170] 另外，对于根据与各实施方案相关的各构成要素实现的功能，特别是关于根据后述的移动矢量处理单元 19、图像生成单元 21、追踪处理单元 33、运动信息运算单元 37、规设定单元 38（参照图 1）而实现的功能，也可以将执行与该各构成要素同样的处理的软件程序安装在工作站等计算机、具有计算机功能的超声波诊断装置等中，将这些在存储器上展开而实现。此时，能够在计算机上执行该方法的程序也能够存储在磁盘（软盘（注册商标）、硬盘等）、光盘（CD-ROM、DVD 等）、半导体存储器等记录媒体中并进行分发。

[0171] [第一实施方式]

[0172] 图 1 为与本发明的第一实施方式相关的超声波诊断装置 1 的结构图。本超声波诊断装置 10 具备超声波探头 11、发送单元 13、接收单元 15、B 模式处理单元 17、移动矢量处理单元 19、图像生成单元 21、显示单元 23、控制单元（CPU）31、体数据生成单元 35、运动信息生成单元 37、规设定单元 38、存储单元 39、操作单元 41 和网络接收发送单元 43。另外，在

本发明的技术性思想适用于超声波图像处理装置的场合,例如图 1 的虚线内就成为其构成要素。

[0173] 超声波探头 11 具有:根据发送单元 12 发出的驱动信号而发生超声波,将来自被检体的反射波转换成电气信号的多个压电振子;在该压电振子中设置的整合层;以及防止从该压电振子向后方传播超声波的填料材料等。当从该超声波探头 11 向被检体发送了超声波,则依据生物体组织的非线性,伴随超声波的传播一起发生各种的谐波成分。构成发送超声波的基本波与谐波成分被体内组织的声阻抗的边界、微小散射等向后方散射,作为反射波(回波)被超声波探头 11 接收。

[0174] 发送单元 13 有未图示的延迟电路以及脉冲发生器电路等。在脉冲发生器电路中,以规定的额定频率 $fr\text{Hz}$ (周期: $1/fr$ 秒)反复发生为了形成发送超声波的频率脉冲(rate pulse)。另外,在延迟电路中,对每个通道将超声波会聚成束状并且决定发送指向性所需要的延迟时间被赋予到每个频率脉冲。发送单元 12 基于该频率脉冲的定时,对每个振子施加驱动脉冲,使得向规定的扫描线形成超声波束。

[0175] 接收单元 15 有未图示的放大器电路、A/D 变换器、加法器等。在放大器电路中,将通过探头 11 读取的回波信号对每个通道进行放大。A/D 变换器给出对放大的回波信号决定接收指向性所需的延迟时间,之后在加法器中进行加法处理。通过该加法运算,生成与规定的扫描线相对应的超声波回波信号。

[0176] B 模式处理单元 17 对从接收单元 15 所收取到的超声波回波信号施实包络线检波处理,从而生成与超声波回波信号的振幅强度相对应的 B 模式信号。

[0177] 移动矢量处理单元 19 在时相不同的两个帧之间采用模式匹配处理查出并追踪组织的位置,根据该移动位置求出各组织的移动量(或者是速度)。具体的说,关于一个帧上的关心区域,求出类似性最高的其他帧上的对应区域。通过求出该关心区域和对应区域之间的距离,就能够求出组织的移动量(或者是速度)。另外,通过该移动量除以帧之间的时间差,就能够求出各组织的移动速度。通过在帧上的各位置上逐帧地进行该处理,就能够取得各组织的位移(移动矢量)或者有关组织位移的时间空间分布的数据。

[0178] 图像生成单元 21 生成表示与 B 模式信号的规定断层相关的维度分布的 B 模式超声波图像。另外,图像生成单元 21 生成 B 模式超声波图像、有关组织的运动信息的图像、B 模式超声波图像以及有关组织的运动信息的图像的重叠图像等。在此,所谓组织的运动信息是与组织的变形、变形率、移动距离、速度以及其他与组织运动相关的可以获取的物理性信息。以下将包含这样的组织的运动信息的图像的总称为“运动信息图像”。

[0179] 显示部 23 根据来自图像生成单元 21 的视频信号,以规定的方式对生物体内的形式学的信息和运动信息等作为图像进行显示。另外,显示部 23 在显示多个图像的时候,显示用于支援图像间位置对应的标记。

[0180] 控制单元(CPU)31 具有作为信息处理装置(计算机)的功能,静态或者动态地控制本超声波诊断装置的主体的动作。尤其是,控制单元 31 通过在未图示的存储器上展开在存储单元 39 中存储的专用程序,实现后述的任意断面的追踪功能。

[0181] 体数据生成单元 35 用从 B 模式处理单元 17 收取到的每个帧的 B 模式数据,从移动矢量处理单元 19 收取到的每个时相的组织移位的空间分布数据等进行空间性的内插处理,对有关该周期性地运动的各时相生成有关周期性地运动的诊断对象的体数据。另外,在

本实施方式中,体数据生成单元 35 通过图像生成单元 21 用前阶段的数据(所谓原始数据(raw data))生成体数据。但是,不仅限于此,也可以在该体数据生成单元 35 中通过图像生成单元 21 用后阶段的数据(所谓图像数据)生成体数据。

[0182] 运动信息运算单元 37 用由移动矢量处理单元 19 所取得的每个时相的组织的各坐标,运算出各种运动信息(例如:移动量、移动率、变形、变形率、相对旋转斜度、内膜和外膜之间的旋转成分的差等)。

[0183] 规设定单元 38 用移动矢量处理单元 19 输出的移动矢量信息,进行后述的应变规设定等处理。

[0184] 存储单元 39 是磁盘(软盘(登录商标)、硬盘等)、光盘(CD-ROM、DVD 等)、半导体存储器等记录媒体,并且是将在这些媒体中记录的信息读出的装置。在该存储单元 37 中存储接收发送条件、规定的扫描序列、与各时相对应的原始数据和超声波图像数据(例如:由组织多普勒模式、B 模式等摄影的组织图像数据)等、在体数据生成单元 35 中被生成的每个时相的体数据、被取得的各种运动信息、为了实现移动矢量运算功能的专用程序、为了执行三维应变规图像的生成以及显示的控制程序、诊断信息(患者 ID、医生的意见等)、诊断方案、体标志生成程序等。

[0185] 操作单元 41 与装置主体相连接,具有将来自操作员的各种指示、关心区域(ROI)的设定指示、各种画质量条件设定指示、在任意断面追踪处理中的基准时相的指定、该基准中的任意断面的设定等读取到装置主体上的鼠标和轨迹球、模式切换的开关和键盘等。

[0186] 发送接收单元 43 是通过网络和其他装置进行信息的发送接收的装置。本超声波诊断装置 1 中取得的超声波图像等数据和分析结果等能够由发送接收单元 43 经由网络转送到其他装置上。

[0187] (三维应变规图像的生成・显示功能)

[0188] 接着,对本超声波诊断装置 1 具备的三维应变规图像的生成・显示功能予以说明。在该功能中,生成为了可视地示出心肌的局部的变形(应变(strain))的线段(规),并在超声波图像上的对应位置上三维地显示上述线段。

[0189] 另外,在本实施方式中,为了予以具体说明,将诊断对象为心脏时的运动信息生成功能作为例子。但是,本运动信息生成功能的适用对象不只限于心脏,只要是实质上进行周期性地运动的部位,不论是哪个部位都可以。

[0190] 图 2 为表示按照本三维应变规图像的生成以及显示功能的处理(三维应变规图像的生成・显示处理)的流程图。以下根据该图予以说明。

[0191] [步骤 S1:数据收集]

[0192] 首先,对有关某患者的心脏的所期望的观察部位,以规定的时刻为基准,收集至少一个心跳以上期间的时序列的三维图像数据(体数据)(以下称为“时序列的体数据群”)(步骤 S1)。另外,体数据的收集方法不只限于一种。例如,也可以采用一维阵列(array)探头、二维阵列(array)探头、四维机械探头中的任意一个进行体数据扫描,另外,通过将有关与 ECG 同步收集的小区域的辅助体数据根据对应的触发器接合,生成有关在期望范围内的体数据,并且也可以采用按照时间信息逐次更新辅助体数据的三维触发器扫描。

[0193] [步骤 S2:移动矢量信息的运算处理]

[0194] 其次,生成在各时相的组织的移动矢量信息(步骤 S2)。也就是说,移动矢量处理

单元 19 在与构成所收集的时序列体数据群的一个心跳以上的各时相对应的体数据中,在规定的时相的体数据中基于来自用户的指示等抽出有关心肌部位的关心区域,通过将抽出的关心区域通过三维模式匹配处理进行时间上的追踪(散斑追踪处理:ST 处理),运算时间空间性移动矢量信息。另外,将该移动矢量除以体数据的体积之间的时间差,可以求出组织的移动速度。

[0195] [步骤 S3:三维应变规图像的生成]

[0196] 其次,进行三维应变规图像的生成处理(步骤 S3)。

[0197] 图 3 为表示在应变规图像的生成中执行的处理的流程图。如图所示,首先,规设定单元 36 对与作为基准的时相(例如,作为基准时相的收缩末期时相)相对应的超声波图像设定规定数(例如,数十程度)的应变规。(步骤 S3a)

[0198] 也就是说,规设定单元 36 显示例如两个 B 模式图像(心尖四腔图像:4C、心间二腔图像:2C)和三个 C 模式图像(心尖部:A(Apical)、中间部:M(Mid)、心基部:B(Basal)。在以下简便地将心尖部:A(Apical)称为 A 面、将中间部:M(Mid)称为 M 面、将心基部:B(Basal)称为 B 面。)等五个 MPR 图像,在收缩末期的时相的各 MPR 图像上的内膜和外膜的位置上设定初始轮廓,并在该初始轮廓上以等间隔地(或者以内膜重心为中心的等角度)设定预先设定的数量的规端点的一方。另外,规设定单元 36 将对该初始轮廓上的各规端点的一方的内膜面的法线和外膜交叉的位置设定为规端点的另一个,通过用线段(应变规)沿着法线将规端点彼此连接起来,设定多个应变规。

[0199] 其次,规设定单元 36 用在基准时相中设定的各应变规和移动矢量信息,对其它时相的体数据设定各应变规(步骤 S3b)。也就是说,规设定单元 36 通过将在基准时相中设定的构成各应变规的规端点用移动矢量信息追踪,设定与各时相的体数据相对应的各应变规。

[0200] 其次,图像生成单元 21 通过绘制处理等生成各应变规配置在超声波图像的对应位置上的各时相的应变规图像(步骤 S3c)。

[0201] [步骤 S4:应变规图像的显示]

[0202] 其次,显示单元 23 以规定的形式显示三维应变规图像(步骤 S4)。

[0203] 图 4 为表示在显示单元 23 中显示的三维应变规图像的一例的图。该图所示的三维应变规图像 50 稀疏地进行显示,使得从在心肌的关心区域内设定的多个应变规中容易地观察在基准时相的 B 模式图像的 2 面(4C、2C)和 C 模式图像的 3 面(A 面、M 面、B 面)等 5 个 MPR 图像上被设定的应变规。

[0204] 将三维应变规图像 50 按时间列序连续地显示的时候,在基准时相中三维应变规图像 50 的各应变规存在于 5 个 MPR 图像(也就是说,4C 面、2C 面、A 面、M 面、B 面)的各面内,而在之后的时相中,伴随着组织的活动,有可能任意地从这 5 个 MPR 图像的面内超出。因此,在图 4 的例子中,通过在表示基准时相的 5 个 MPR 图像的位置的同时,表示各时相的三维应变规图像 50,能够容易地把握在各时相的三维应变规图像 50 上的各应变规和基准时相的 5 个 MPR 图像上的各应变规之间的对应关系,实现解剖学上的定位的认识。

[0205] 另外,不限于图 4 的例子,例如也可以将心肌的在三维空间内的多个应变规高密度地显示。但是,考虑到在解剖学上的定位的把握的容易性和由于各应变规的显示彼此干扰而难以看到的副作用等,可以说图 4 的例子较好。

[0206] 另外,还可以选择性地显示三维应变规。例如,如图 5 所示,还可以生成在基准时相中仅抽出了在 4C 面和 2C 面中设定的应变规的三维应变规图像 51,并与基准时相的 4C 面图像和 2C 面图像一起显示该三维应变规图像 51。另外,在图 6 中将仅抽出了在基准时相的 4C 面图像中设定的应变规的三维应变规图像 52 与对应的基准时相的 MPR 图像一起显示,在图 7 中将仅抽出了在基准时相的 2C 面图像中设定的应变规的三维应变规图像 53 与对应的基准时相的 MPR 图像一起显示,在图 8 中将抽出了在基准时相的 A 面图像、M 面图像、B 面图像中分别设定的应变规的三维应变规图像 54 与对应的基准时相的 MPR 图像一起显示,在图 9 中将抽出了在基准时相的 A 面图像中设定的应变规的三维应变规图像 55 与对应的基准时相的 MPR 图像一起显示,在图 10 中将抽出了在基准时相的 M 面图像中设定的应变规的三维应变规图像 56 与对应的基准时相的 MPR 图像一起显示,在图 11 中将抽出了在基准时相的 B 面图像中设定的应变规的三维应变规图像 57 与对应的基准时相的 MPR 图像一起显示。

[0207] 根据以上所述的构成,可以得出以下效果。

[0208] 在本超声波诊断装置中,用组织的移动矢量信息在各时相中设定用规端点定义的多个应变规,生成在与各时相的超声波图像相对应的三维位置上配置了各应变规的三维应变规图像并进行显示。观察者通过观察被显示的三维应变规图像,除了内膜和外膜之间的距离的变化(壁厚变化)之外,还可以直观地把握内膜和外膜之间的旋转和变位的程度的差异。尤其是,通过观察三维应变规的三维性的举动,可以以更接近实际状态的形式表现出具有三维构造的心脏的壁运动的样子,可以把握在以前的例子中所未能发现的动态。

[0209] [第二实施方式]

[0210] 其次,对本发明的第二实施方式进行说明。与本实施方式相关的超声波诊断装置将散斑追踪处理的对象设为心脏内膜和外膜之间的应变规,生成三维应变规图像并进行显示。

[0211] 图 12 为表示与本发明的第二实施方式相关的三维应变规图像的生成以及显示的流程图。以下,对于各步骤中的处理内容进行说明。

[0212] [步骤 S11 :数据收集]

[0213] 首先,和步骤 S1 同样地收集时序列的体数据群(步骤 S11)。

[0214] [步骤 S12 :任意断面以及应变规的设定]

[0215] 其次,对基准时相的体数据设定多个任意断面,并在各断面上的心脏的内膜和外膜之间设定应变规(步骤 S12)。也就是说,在期间 T 的基准时相 t0(例如,扩张末期的时相或收缩末期的时相)中,例如设定 B 面、M 面、A 面这三个断面,在与各断面对应的 MPR 图像上存在的内膜和外膜之间设定应变规。

[0216] 同时,对该基准时相的体数据的任意断面的设定既可以根据装置自动执行,也可以根据操作者的操作单元 41 的输入人工地执行。另外,关于应变规的设定方法,例如可以利用步骤 S3a 的方法。

[0217] [步骤 S13 :移动矢量信息的运算处理]

[0218] 其次,移动矢量处理单元 19 对在基准时相 t0 中设定的各断面以及应变规用散斑追踪处理进行追踪并运算每个时相的移动矢量信息,并且对在步骤 S12 中没有设定断面以及应变规的剩余的时相(也就是说,期间 T 内的基准时相 t0 以外的各时相)的体数据设定相对应的各断面(步骤 S31)。

[0219] 另外,以下,根据实施例对任意断面追踪的具体的方法进行说明。

[0220] [实施例 1]

[0221] 在与本实施例相关的追踪法中,通过将在各断面中存在的组织的各位置中的移动矢量沿法线方向投影并进行平均而求出移动成分 V ,用该移动成分 V 追踪在各时相中的任意断面以及应变规。

[0222] 图 13 为表示在步骤 S13 中的移动矢量信息的运算处理的流程图。如图所示,首先,只对于对基准时相的体数据设定的 B 面、M 面、A 面等各面上的各心肌(也就是说,包含在各面上的组织的各位置)的移动矢量的法线方向成分 V_z (法线方向的投影成分)进行平均,算出基准时相 t_0 的移动成分 $V = V_{z, \text{meant}}(t_0)$ (步骤 S13a)。

[0223] 其次,只将在基准时相中被设定的 B 面、M 面、A 面等各面沿着其法线方向平行移动移动成分 $V = V_{z, \text{meant}}(t_0)$,将在移动后的 B 面、M 面、A 面的各面上包含的心脏区域作为时相 t_1 的任意断面,再设定相对应的应变规(步骤 S13b)。

[0224] 其次,只对在时相 t_1 的 B 面、M 面、A 面等各面上的各心肌的移动矢量的法线方向成分进行平均,算出时相 t_i (其中, i 表示 $2 \leq i \leq n$ 的整数)的移动成分 $V = V_{z, \text{meant}}(t_i)$ (步骤 S13c)。

[0225] 其次,将时相 t_i 的 B 面、M 面、A 面等各面沿着其法线方向上只平行移动移动成分 $V = V_{z, \text{meant}}(t_i)$,设定时相 t_i 的 B 面、M 面、A 面以及相对应的应变规(步骤 S13d)。

[0226] 以下,通过将在时序列上的上述步骤 13c、13d 的处理逐次重复到时相 t_n ,可以追踪各时相的 B 面、M 面、A 面以及应变规。

[0227] 对于根据以上叙述的本实施例 1 的方法而追踪的 B 面、M 面、A 面以及应变规,用只对在各面上的各位置(各心肌)的法线方向成分进行平均而算出的移动成分 V 来检测其移动后的位置。所以,在与本实施例相关的方法中,各时相的 B 面、M 面、A 面分别与在基准时相中设定的 B 面、M 面、A 面平行。

[0228] [实施例 2]

[0229] 在与本实施例相关的追踪法中,通过对存在于被设定的任意断面内的组织的各位置中的移动矢量(不沿法线方向投射)进行平均而求出移动成分 V ,用该移动成分 V 追踪在各时相的任意断面以及应变规。

[0230] 也就是说,在图 13 中,首先,将对基准时相的体数据设定的 B 面、M 面、A 面中的各面上的各心肌(也就是说,包含于各面中的组织上的各位置)的移动矢量进行平均,算出基准时相 t_0 的移动成分 $V = V_{z, \text{meant}}(t_0)$ (步骤 S13a)。

[0231] 其次,将在基准时相中被设定的 B 面、M 面、A 面中的各面只平行移动移动成分 $V = V_{z, \text{meant}}(t_0)$,设定在时相 t_1 的 B 面、M 面、A 面,进一步设定相对应的应变规(步骤 S13b)。

[0232] 其次,对时相 t_1 的 B 面、M 面、A 面中的各面的各心肌的移动矢量进行平均,算出时相 t_i (其中, i 表示 $2 \leq i \leq n$ 的整数)的移动成分 $V = V_{z, \text{meant}}(t_i)$ (步骤 S13c)。

[0233] 其次,将时相 t_i 的 B 面、M 面、A 面中的各面沿着其法线方向上只平行移动移动成分 $V = V_{z, \text{meant}}(t_i)$,设定时相 t_i 的 B 面、M 面、A 面以及应变规(步骤 S13d)。

[0234] 以下,通过在时序列上直到时相 t_n 为止逐次重复上述步骤 33、34 的处理,可以追踪各时相的任意断面以及应变规。

[0235] 对于通过以上叙述的本实施例 2 的方法追踪的 B 面、M 面、A 面以及应变规,用对在

各面上的各位置（各心肌）的移动矢量进行平均而算出的移动成分 V 来检测其移动后的位置。所以，在与本实施例相关的方法中，各时相的 B 面、M 面、A 面不一定一直分别与在基准时相中设定的 B 面、M 面、A 面平行。

[0236] [实施例 3]

[0237] 在与本实施例相关的追踪法中，对于存在于被设定的任意断面内的组织的各位置，用其各位置的移动矢量检测在下一个时相的任意断面上的各位置，将其按时序列逐次重复，追踪在各时相上的任意断面以及应变规。

[0238] 也就是说，在图 13 中，首先，算出与对基准时相 t_0 的体数据设定的 B 面、M 面、A 面中的各面上的各位置 $p_j(x, y, z)$ （其中， j 是满足 $1 \leq j \leq m$ 的整数。 m 是存在于各面上的心肌组织的位置的数量）相关的移动矢量 $V = V(j, t_0)$ （步骤 S13a）。

[0239] 其次，检测将基准时相的 B 面、M 面、A 面的各个面上的各位置只移动该移动矢量 $V = V(j, t_0)$ 的位置，对于由此构成的各面，设定在时相 t_1 的 B 面、M 面、A 面，再次设定应变规（步骤 S13b）。

[0240] 其次，对于时相 t_1 的 B 面、M 面、A 面中的各面上的各位置，算出该移动矢量 $V = V(j, t_1)$ （步骤 S13c）。

[0241] 其次，检测将时相 t_1 的 B 面、M 面、A 面中的各面上的各位置只移动每个位置的移动矢量 $V = V(j, t_1)$ 的位置，对于由此构成的各面，设定在下一个时相 t_i （其中， i 表示 $2 \leq i \leq n$ 的整数）的 B 面、M 面、A 面及应变规（步骤 S13d）。

[0242] 以下，通过在时序列上直到时相 t_n 为止逐次重复上述步骤 13c、13d 的处理，可以追踪各时相的任意断面。

[0243] 对于根据以上叙述的本实施例 3 的方法而追踪的 B 面、M 面、A 面以及应变规，用各面上的各位置（各心肌）的移动矢量检测在下一次时相中构成 B 面、M 面、A 面的各面的各位置，将这些按时序列逐次重复，由此追踪各时相的任意断面。所以，在本实施例的方法中，各时相的 B 面、M 面、A 面在各基准时相以后的各时相中成为三维座标系的任意曲面。

[0244] 另外，按照实施例 3、实施例 2、实施例 1 的顺序，可以得到与局部的追踪位置相对应的高精度的应变规配置。

[0245] [步骤 S14 : 三维应变规图像的生成]

[0246] 其次，图像生成单元 21 将属于各时相的任意断面的应变规投影到投影面上，生成三维应变规图像（步骤 S14）。作为在各种追踪方法中的应变规的投影的方式，在用与上述实施例 1 或实施例 2 相关的追踪方法时，较好为将被追踪的任意断面（在所有的方法中都为平面）和投影面设为相等。

[0247] 另外，在与实施例 3 相关的方法的场合，被追踪的任意断面不一定成为平面。所以，较好为求出有关被追踪的任意断面内的心肌的微少的各局部位置（在追踪处理中追踪的各位置 $p_j(x, y, z)$ ）的回归平面，将该回归平面作为投影面而重构三维应变规图像。或者还可以用在回归平面上的各位置上的数据，生成关于该回归平面的三维应变规图像。

[0248] [步骤 S15 : 图像显示]

[0249] 其次，显示单元 23 将三维应变规图像用规定的方式显示（步骤 S15）。

[0250] 图 14 为表示在显示单元 23 上显示的三维应变规图像的一例的图。在该图中，设定心尖四腔图像（4C 图像）和心尖二腔图像（2C 图像）、以及 B 面图像、M 面图像、A 面图像

这 5 个 MPR 图像，在各 MPR 图像上显示应变规。

[0251] [第三实施方式]

[0252] 其次，对本发明的第三实施方式进行说明。与本实施方式相关的超声波诊断装置中，将散斑追踪处理的对象设为心脏的内膜和外膜之间的应变规，生成并显示三维应变规图像的另一个示例。

[0253] 图 15 为表示与第三实施方式相关的三维应变规图像的生成以及显示处理的流程图。以下对各步骤中的处理的内容进行说明。

[0254] [步骤 S21：数据收集]

[0255] 首先，和步骤 S1 同样地收集时序列的体数据群（步骤 S21）。

[0256] [步骤 S22：任意断面的设定]

[0257] 其次，对期间 T 的基准时相 t0（例如：扩张末期的时相或者收缩末期的时相）的体数据，设定所期望的任意断面（MPR 图像是一个、多个、哪个都可以）（步骤 S22），对于该基准时相的体数据的任意断面的设定，既可以根据装置自动执行，也可以根据操作者的操作单元 41 的输入人工地执行。

[0258] [步骤 S33：移动矢量信息的运算处理]

[0259] 其次，移动矢量处理单元 19 在基准时相 t0 设定的 MPR 图像内，执行散斑追踪处理（二维 ST 处理），并运算与组织对应的各点的各时相的移动矢量信息（步骤 S33）。

[0260] [步骤 S34：三维应变规图像的生成]

[0261] 其次，图像生成单元 21 用二维 ST 处理获得的每个时相的移动矢量信息，生成三维应变规图像（步骤 S34）。也就是说，图像生成单元 21 例如用步骤 S3a 的方法在基准时相上设定应变规，用每个时相的移动矢量信息追踪应变规的端点。由此，在各时相的各 MPR 图像上的应变规被设定，生成三维应变规图像。

[0262] [步骤 S35：图像显示]

[0263] 其次，显示单元 23 将三维应变规图像用规定的方式显示（步骤 S35）。根据本实施方式的方法获得的三维应变规图像在将例如步骤 S32 中设定的 MPR 图像作为 B 模式图像 2 面（心尖四腔图像：4C、心尖二腔图像：2C）和 C 模式图像 3 面（A 面、M 面、B 面）这 5 个面的时候，就成为类似于图 14 的图像。另外，依据这 5 个 MPR 图像的三维标准规图像显示是与本实施方式相关的方法的较好的例子。

[0264] [第四实施方式]

[0265] 其次，对本发明的第四的实施方式进行说明。与本实施方式相关的超声波诊断装置是如下的装置，在第一至第三任何一个的实施方式相关的方法中，生成在应变规中设定规中点（在连接规端点的线段上存在的点）的三维应变规图像并进行显示。另外，该规中点在 S3b、步骤 S14、步骤 S23 等中，例如在基准时相中与应变规的端点一起被设定为规的中间点，并通过用移动矢量信息追踪处理，在各时相中被追踪。

[0266] 图 16 为表示包括规中点被设定的应变规的三维应变规图像的一例（短轴图像）的图。如图所示，其特征在于，可以观察到应变规变形为“＼”字的样子。这一点示出通过具有规中点的应变规，可以三维地直观地把握由心肌的多层构造引起的复杂的壁运动。具体地说，表现如下结果，对应于被称作内膜的纵走筋和中膜的轮状筋和外膜的纵走筋的心脏的三层构造，在各层中内膜与中膜与外膜伴随着心脏的伸缩运动显示复杂的动态。对于

这个现象,通过用没有规中点的应变规的三维应变规图像使不能把握的,而通过采用本实施方式的三维应变规图像,首次提供了该现象。

[0267] 另外,人们知道在虚血性心疾病の場合,心肌の内膜側首先(敏锐)被阻碍。所以,用负荷回波引起局部的心肌虚血的情况の場合,用包含规中点被设定的应变规的三维应变规图像比較觀察负荷的前后的方案可以说是非常有益的。根据这样的观察,例如在内膜側在负荷后产生阻碍并从负荷前到运动状态发生变化の場合,作为本发明的应变规显示的“く”字的弯曲程度的变化,期待能够敏锐而且直观地把握该三维情况。另外,不只是负荷前后,即使根据药物等的治疗前后的壁运动的变化的过程观察,也能够期待同样的效果。

[0268] 图 17 为表示包括规中点被设定的应变规的三维应变规图像的其他的一例(心尖图像)的图。如图所示,在心尖图像の場合,与内膜和外膜之间的旋转成分相比,通过应变规显示可以直观地表现伴随向长轴方向的运动的内外膜各层间的移动距离(变位)的差。所以,例如可以期待易于把握内膜側和外膜側的哪一侧为壁厚度增大做贡献的情况。

[0269] 同时,在本实施方式中,从临床上的目的来看,将观察心肌的内膜、中层、外膜各自的运动作为目的,将规端点的一方设在内膜上,将规端点的另一方设在外膜上,在扩张末期的时相中,将规中点设在规端点间的中间点。但是,不仅限于此,如果对于可视地示出心肌的局部性的变形有效果,则不限制规中点位置。另外,在本实施方式中,将观察心肌的内膜、中膜、外膜各自的运动作为目的而将一个规中点设定在规端点之间。但是,不拘泥于此例,规中点如果在规端点间,则可以在所期望的位置上只设定所期望的数量。如上所述,通过设定至少一个的中点,可以定义由多个的线段构成的应变規。

[0270] [第五的实施方式]

[0271] 其次,对本发明第五实施方式进行说明。在与本实施方式相关的超声波诊断装置中,用三维散斑追踪处理的结果计算心脏内膜和外膜的旋转差和变位成分等的定量化信息或对于中层的内膜和外膜的旋转差和变位成分等的定量化信息(以下,共同称为“旋转差信息”),并单独地或者与三维应变規图像一起用规定的方式显示,另外,在本实施方式中,较好为预先设定规定的短轴水平面(A面、M面、B面等)。

[0272] 图 18 为表示旋转差信息生成处理的流程图。对于该旋转差信息生成处理,依据运动信息运算单元 37 在例如三维应变規图像的生成的前后执行,或者与三维应变規的生成并列执行。

[0273] 首先,旋转差信息生成单元 37 对各时相上的超声波图像设定收缩中心,并且对与心肌部位相关的每个解剖学上的片断(segment)进行旋转差信息的运算(步骤 S14)。收缩中心的设定例如采用内膜的重心位置。另外,解剖学的片断的分配(分割)可以通过下述方案执行,例如在数据收集时将预先规定的断面设为显示格式而分配,对应于该显示格式,用户调整探针位置。依据该分割,心肌例如被区分为 Sept/Ant/Lat/Post/Inf 等各解剖学的区域。

[0274] 其次,旋转差信息生成单元 37 对于扩张末期时相中的内膜重心位置,例如将内膜和外膜的各位置绕逆时针方向旋转的方向设为正,将顺时针方向作为负并以[degree(度)]单位,对各时相根据下面式(1)计算心肌的各个区域的旋转信息。

[0275] $\delta \text{Rot}(i, o) = \text{Rot}(i) - \text{Rot}(o)$ (式 1)

[0276] 另外, $\delta \text{Rot}(i, o)$ 表示对于内膜的外膜的相对的旋转的差分值, $\text{Rot}(i)$ 表示在各

个区域的内膜的旋转角, $\text{Rot}(o)$ 表示在各个区域的外膜的旋转角。

[0277] 其次, 旋转差信息生成单元 37 通过将心肌的每个区域的旋转信息按每个时相绘制 (plot), 生成例如如图 19 所示的旋转差信息 (步骤 S43)。所生成的旋转差信息, 例如在步骤 S4、步骤 S15、步骤 S25 等中显示。在图 19 中, “ES”表示收缩末期时相, “global”显示心肌全体的平均值。所生成的旋转差信息例如在步骤 S4、步骤 S15、步骤 S25 等中被显示。

[0278] 在上述例子中, 示出了用只从内膜和外膜的信息计算旋转信息的方式 (1) 的例子。但是, 不拘泥于此例, 例如也可以根据还考虑了中层运动的下面的式 (2) 计算旋转差信息。

[0279] 也就是说, 对于扩张末期时相的内膜重心位置, 将内膜和外膜以及中层的各个位置绕逆时针旋转的方向设为正, 将顺时针作为负并以 [degree] 为单位, 在各时相中对于心肌的各区域, 根据下式 (2) 计算对于内膜和中膜间的旋转差的中层和外膜间的相对的旋转差即旋转信息 $RG(m)$ (步骤 S42)。

$$[0280] RG(m) = \delta \text{Rot}(i, m) - \delta \text{Rot}(m, o)$$

$$[0281] = \text{Rot}(i) - \text{Rot}(m) - (\text{Rot}(m) - \text{Rot}(o))$$

$$[0282] = \text{Rot}(i) - 2 * \text{Rot}(m) + \text{Rot}(o) \quad (\text{式 2})$$

[0283] 同时, $\text{Rot}(i)$ 是在各个区域中的内膜的旋转角, $\text{Rot}(o)$ 是各个区域中的外膜的旋转角, $\text{Rot}(m)$ 是各个区域中的中层的旋转角。

[0284] 此时, 旋转差信息生成单元 37 通过对每个时相绘制心肌的每个区域的旋转信息, 例如生成图 20 所示的内外旋转差信息 (步骤 S43)。图 20 也一样, “ES”表示收缩末期时相, “global”表示心肌全体的平均值。被生成的旋转差信息例如在步骤 S4、步骤 S15、步骤 S25 中被显示。

[0285] 由此, 可以定量地表现在心肌的各个区域的内膜和外膜之间的旋转差和对于中层的内膜侧和外膜侧的旋转差等, 如果用图表显示, 则可以分析在心肌的各个区域的内膜和外膜之间的旋转差和对于中层的内膜侧和外膜侧的旋转差的时间变化。另外, 如果将所获得的旋转差分参数变换成色标, 并与位置对应地在 MPR 图像上重叠显示, 则可以成为提示新的壁运动信息的参数成像。作为参数成像, 除此之外还可以将旋转差分参数变换成色标, 并向内膜面上的位置映射, 根据绘制三维地进行显示。另外, 关于时序列的本实施方式的运算参数的变化, 将特意用包含差分的处理获得的变化结果的图表显示和上述变化结果通过参数成像显示出来, 由此支援时间上的壁运动变化的程度的把握, 这可以说是较好的应用例子。

[0286] 另外, 本发明不仅仅限于上述实施方式, 在实施阶段中在不脱离其要旨的范围内将其要领在不可以对构成要素进行变形使其具体化。作为具体的变形例子, 有如下的示例。

[0287] (1) 对于与本实施方式相关的各功能, 通过将执行该处理的程序安装在工作站等的计算机上, 可并在存储器上展开这此而并实现。此时, 对于能够使计算机执行该方法的程序, 也能够安装在磁盘 (软件 (注册商标)、硬盘等)、光盘 (CD-ROM, DVD 等)、半导体存储器等纳入记录媒体中而进行分发。

[0288] (2) 上述实施方式所叙述的三维应变规图像的显示方式, 始终是一个例子, 但本发明的技术性思想不只限于此。其显示方式可以有多种的变形, 例如还可以同时显示被收集到的不同时刻的三维应变规图像。这样的显示方式对于在观察手术后的过程观察等的诊断

部位的时间性变化时特别有好处。

[0289] 另外,根据上述实施方式中公开的多个的构成要素的适当的组合,可以形成各种发明。例如,可以从实施方式中示出的全部构成要素削除几个构成要素。另外,可以适当地组合不同实施方式中的构成要素。

[0290] 本领域的技术人员容易想到其它优点和变更方式。因此,本发明就其更宽的方面而言不限于这里示出和说明的具体细节和代表性的实施方式。因此,在不背离由所附的权利要求书以及其等同物限定的一般发明概念的精神和范围的情况下,可以进行各种修改。

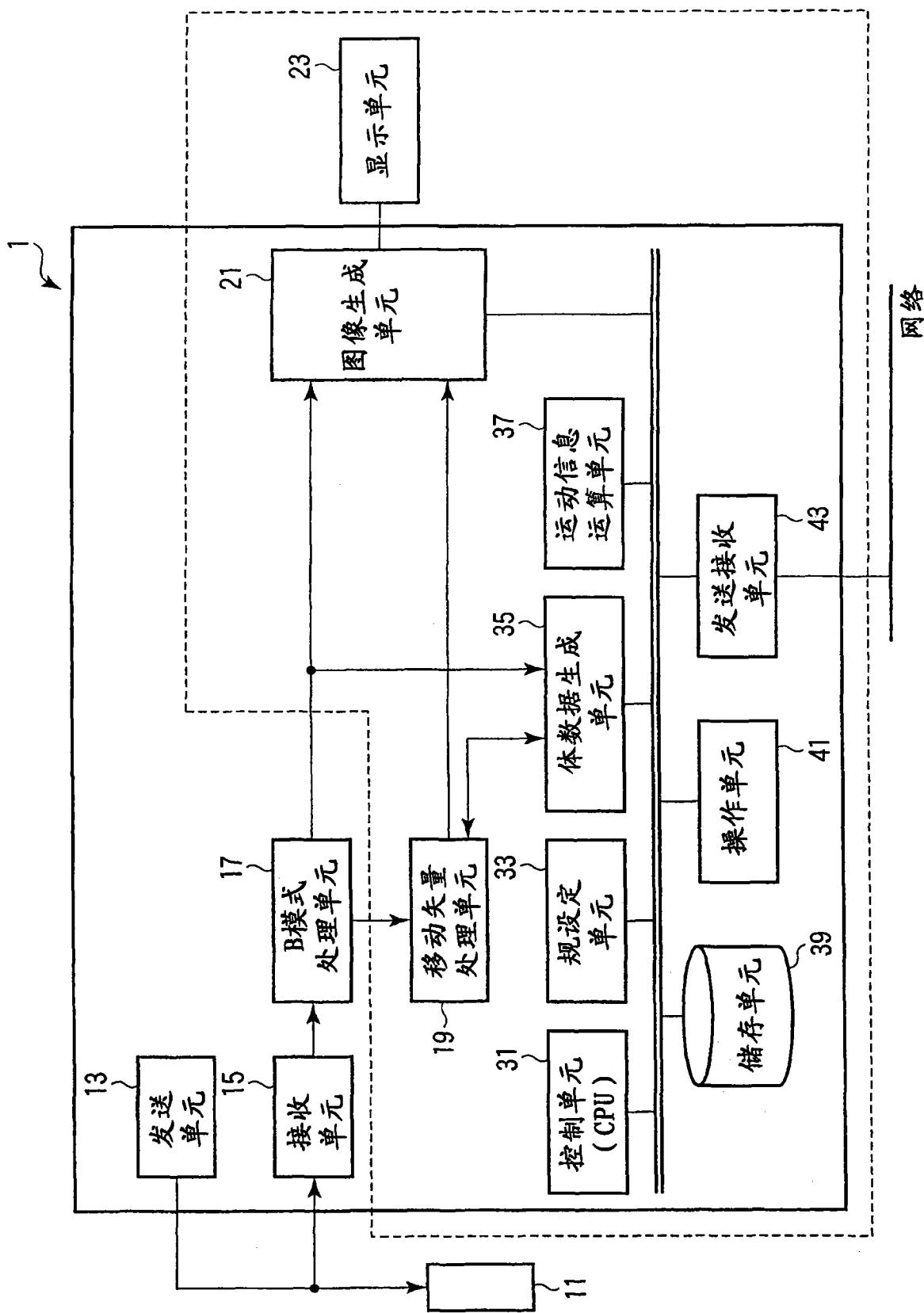


图 1

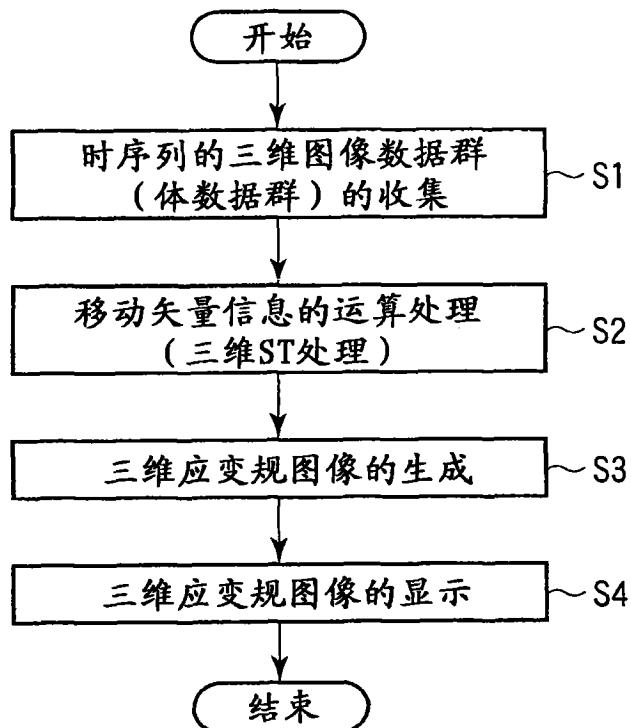


图 2

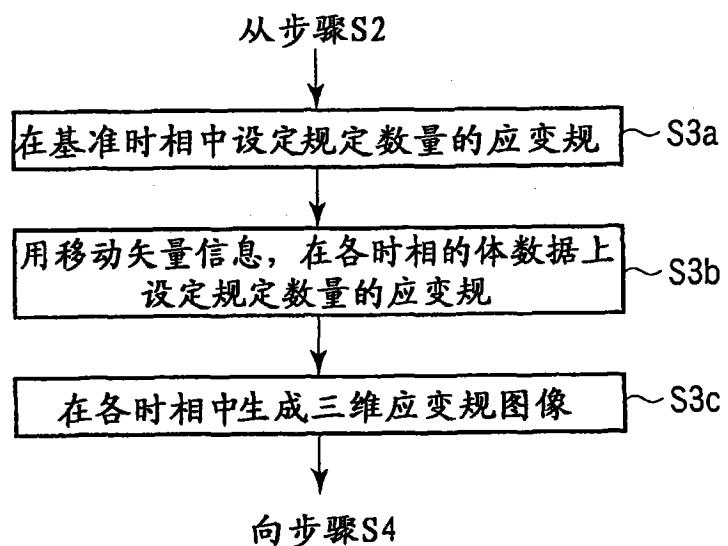


图 3

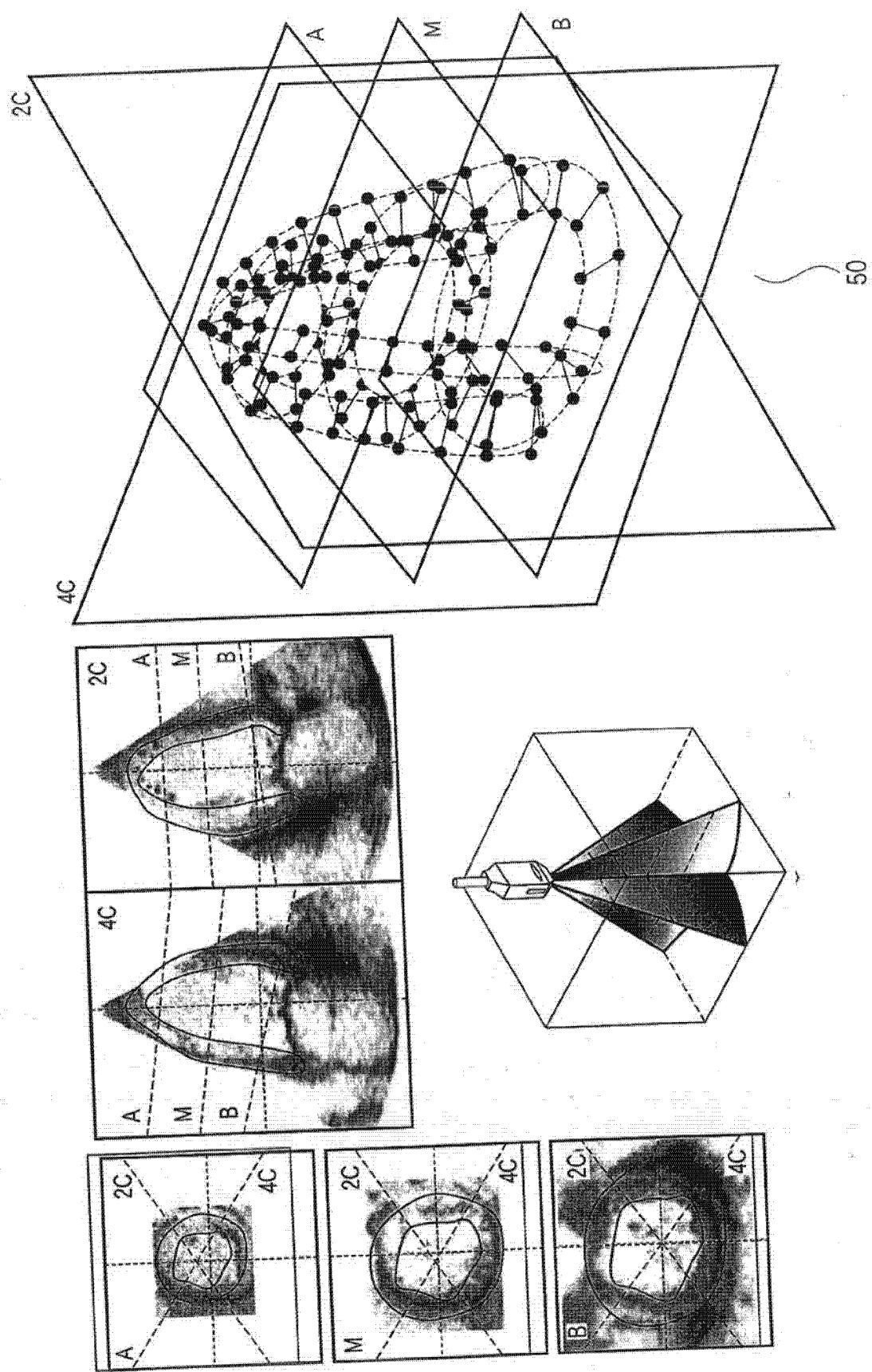


图 4

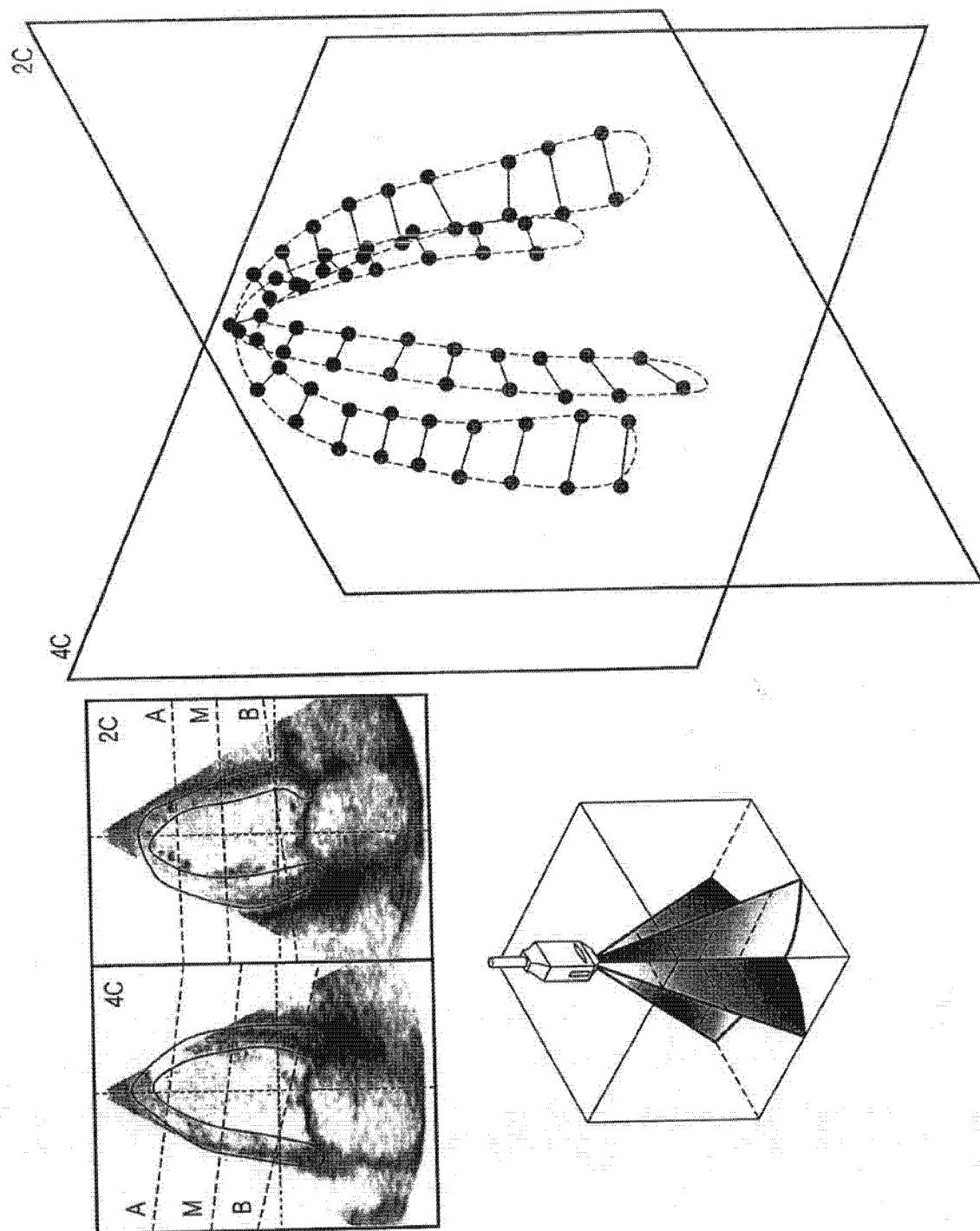


图 5

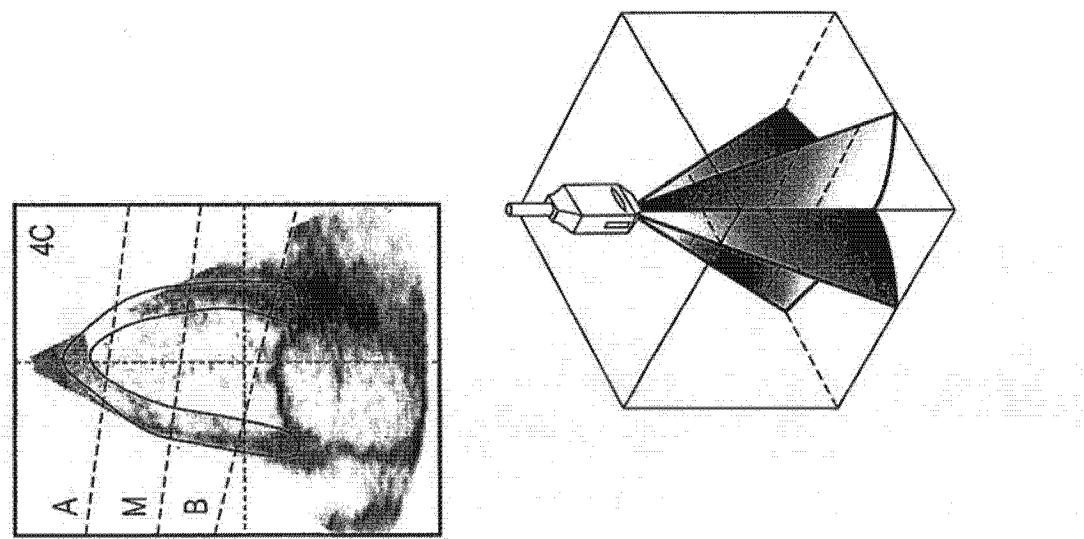
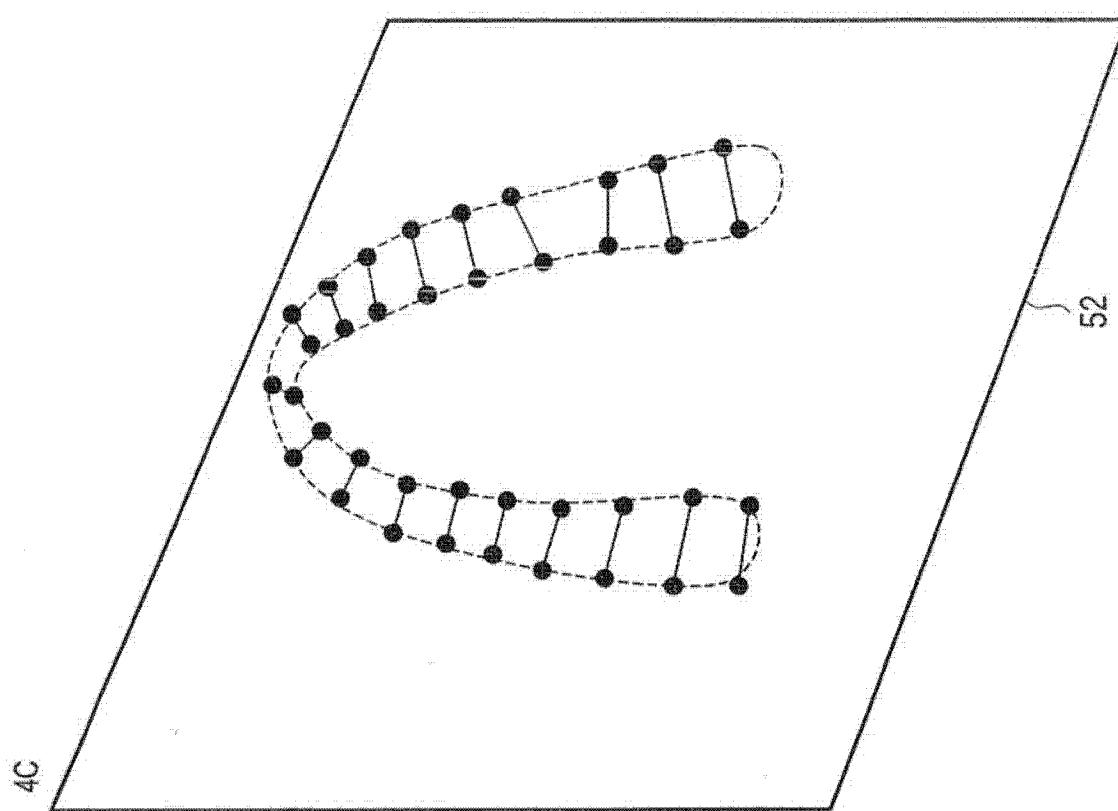


图 6

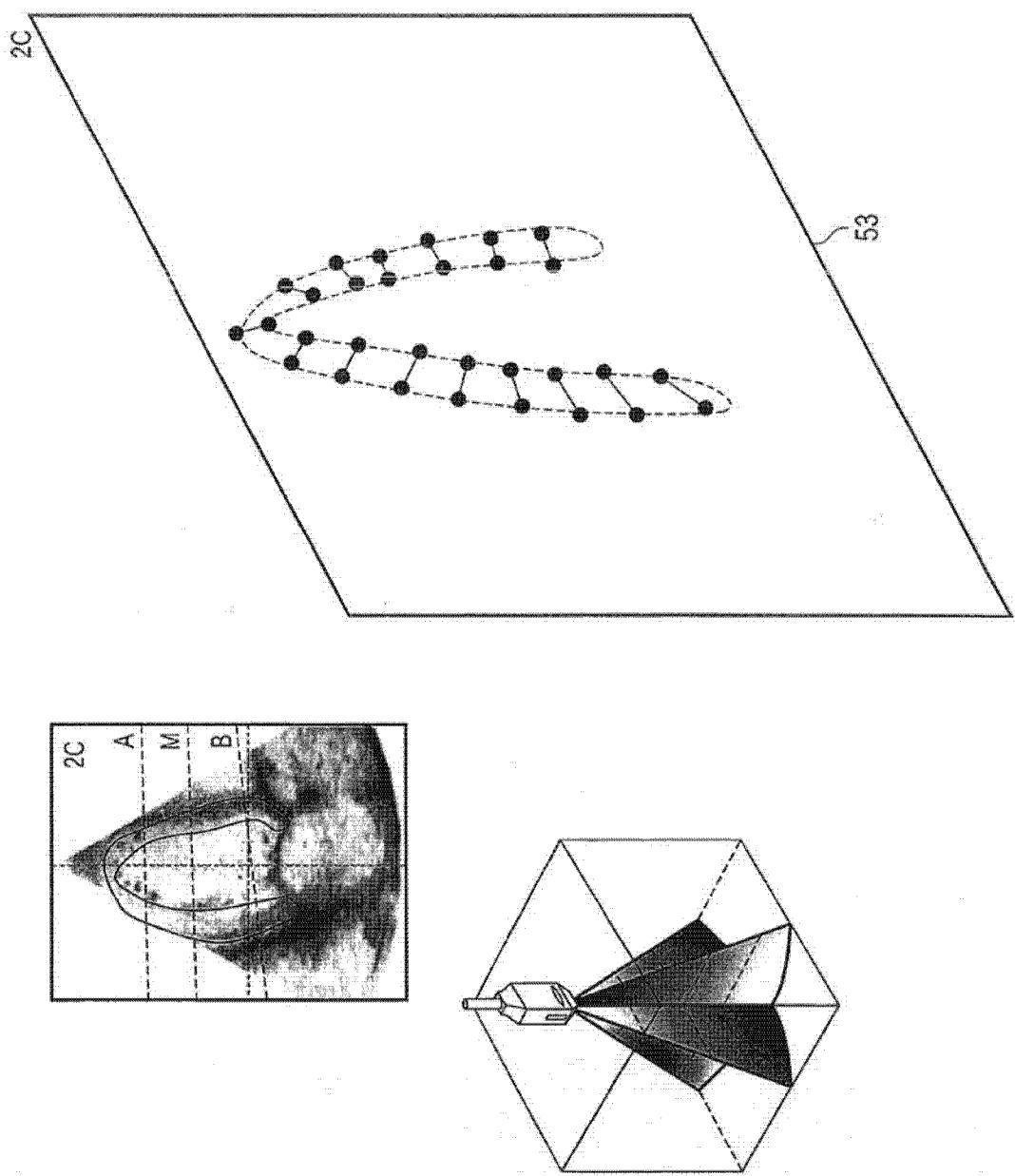


图 7

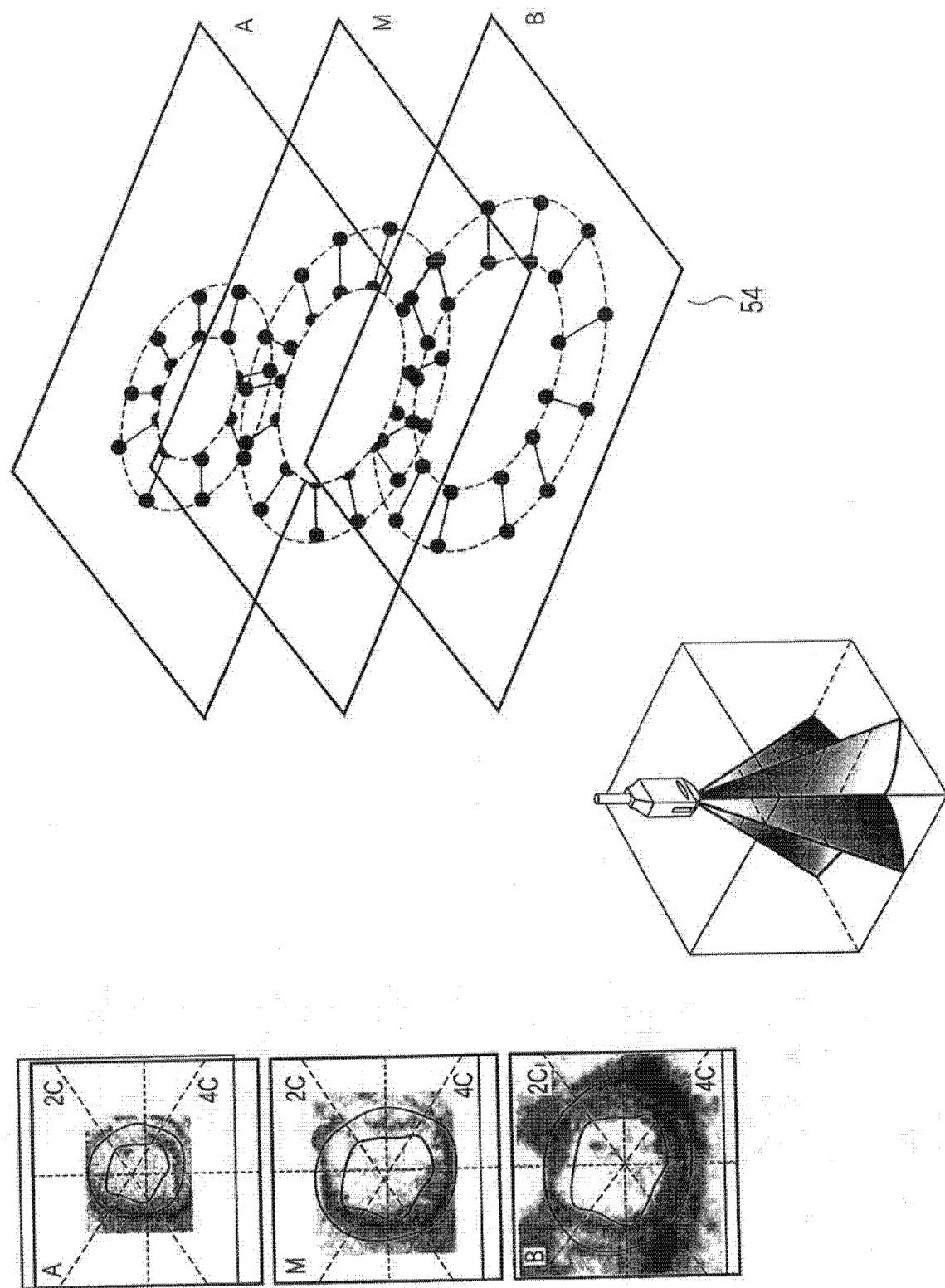


图 8

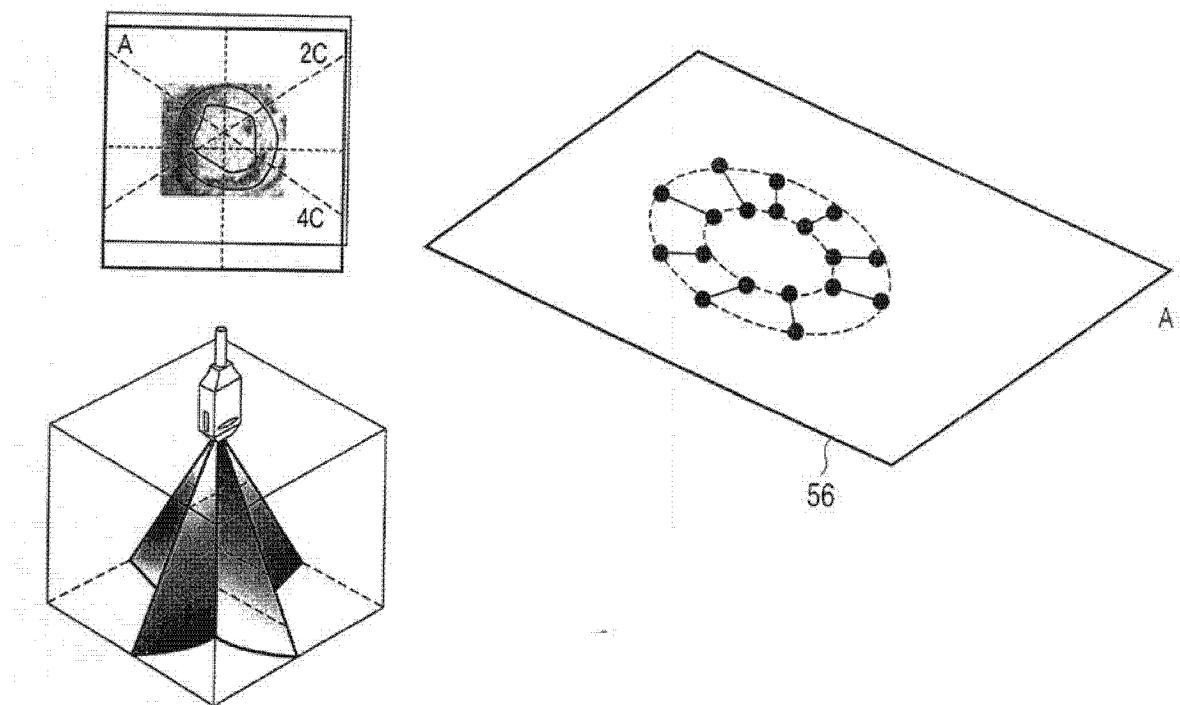


图 9

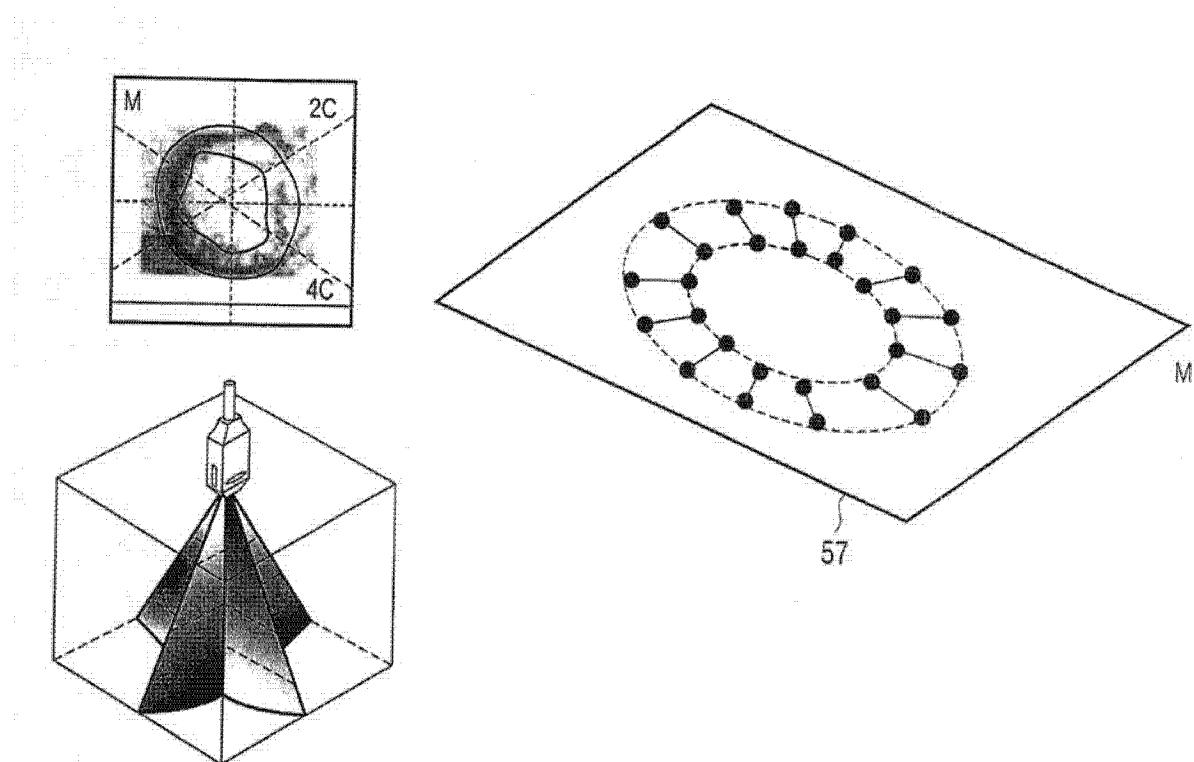


图 10

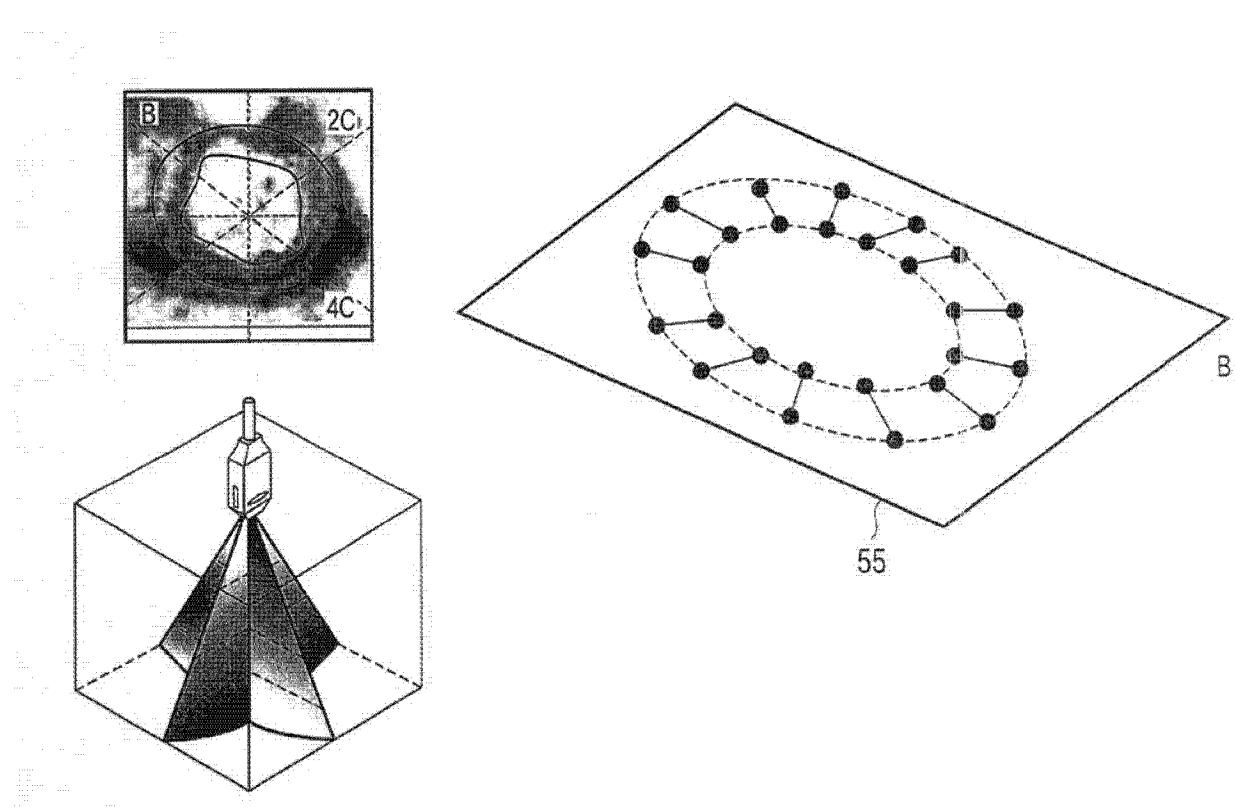


图 11

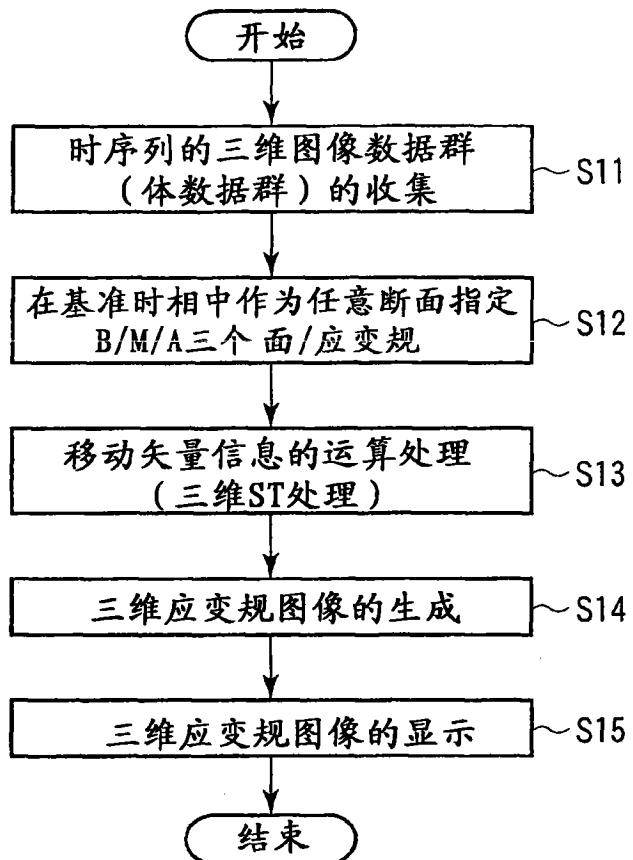


图 12

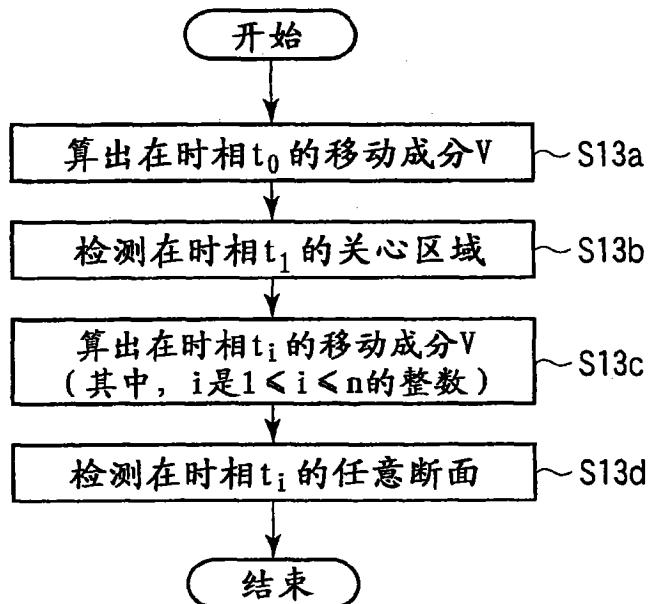


图 13

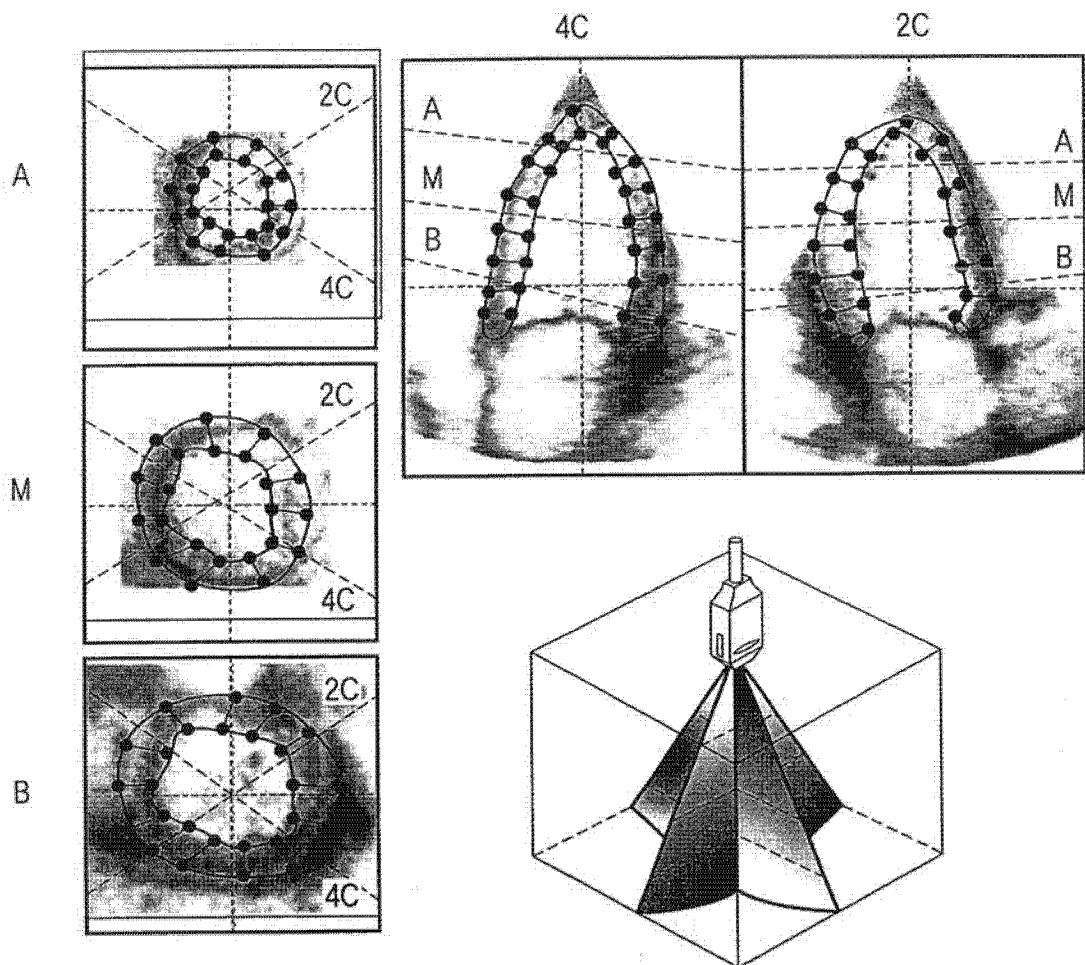


图 14

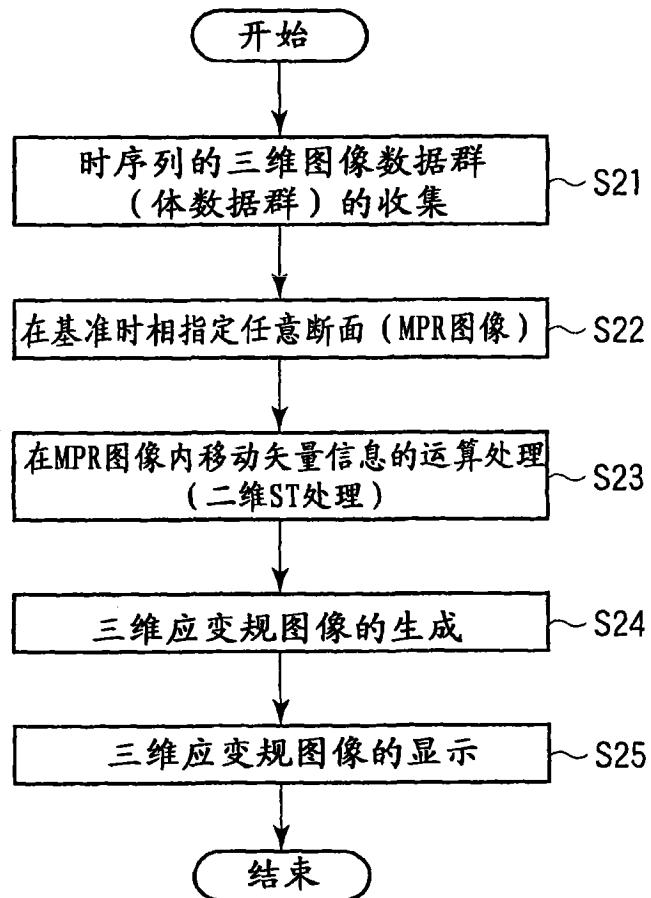


图 15

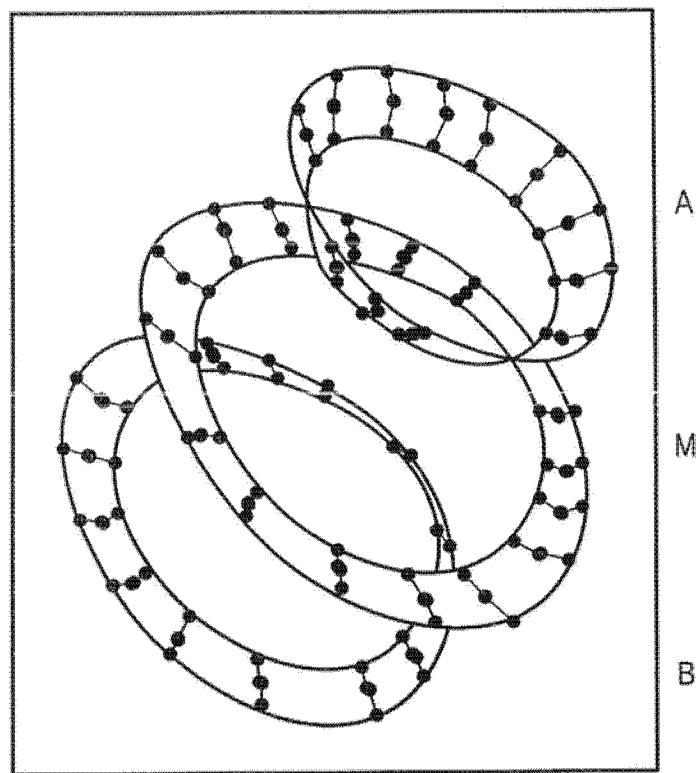


图 16

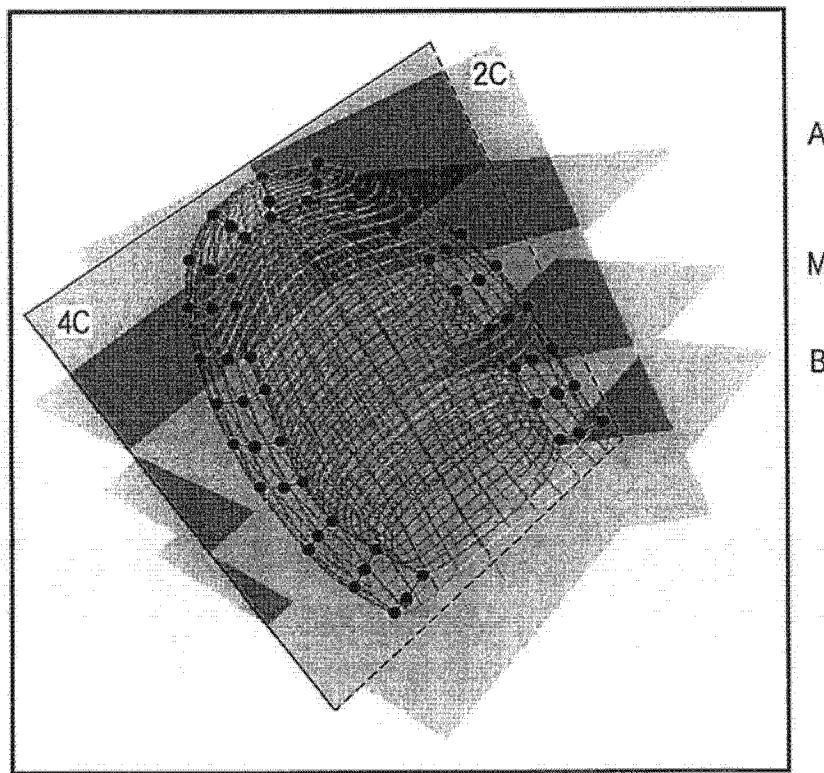


图 17

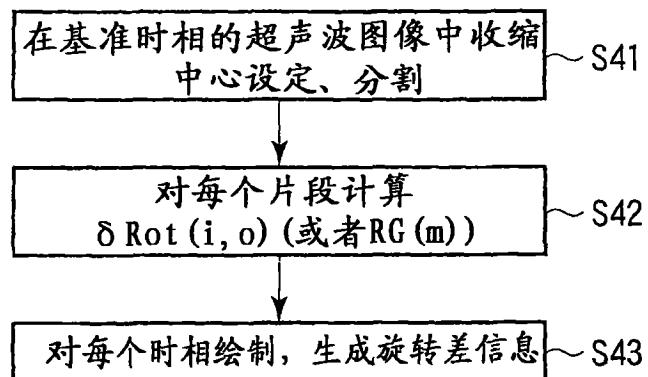


图 18

Endo-Epi 的旋转差(Rotation Gap of Endo-Epi)

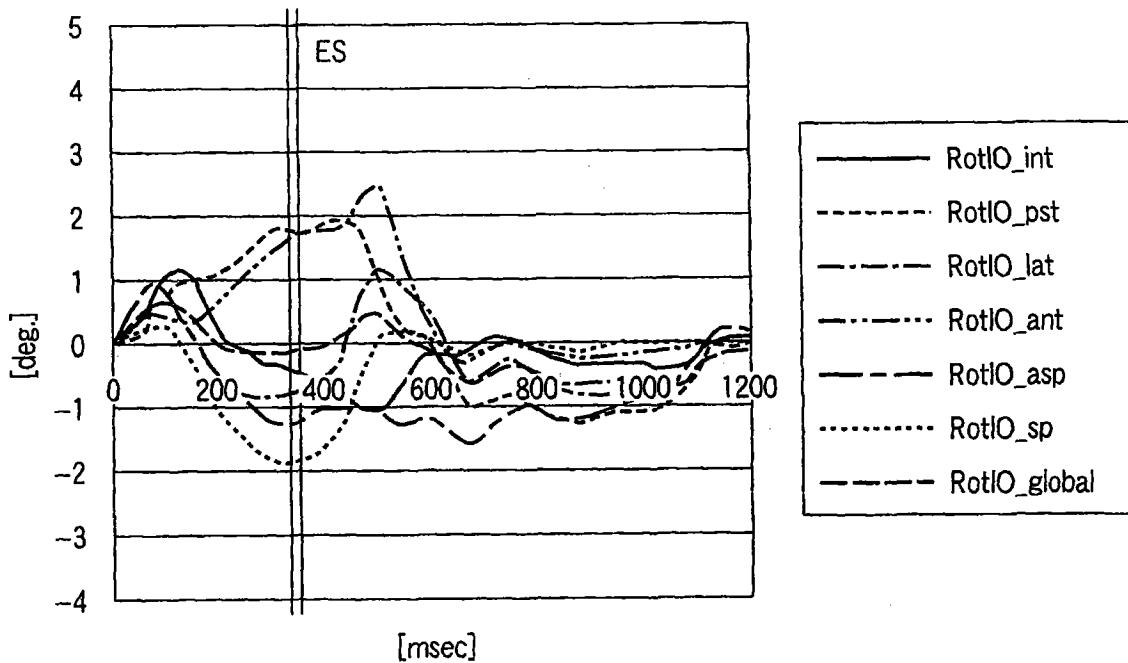


图 19

内外旋转差(Rotation Gap for midwall)

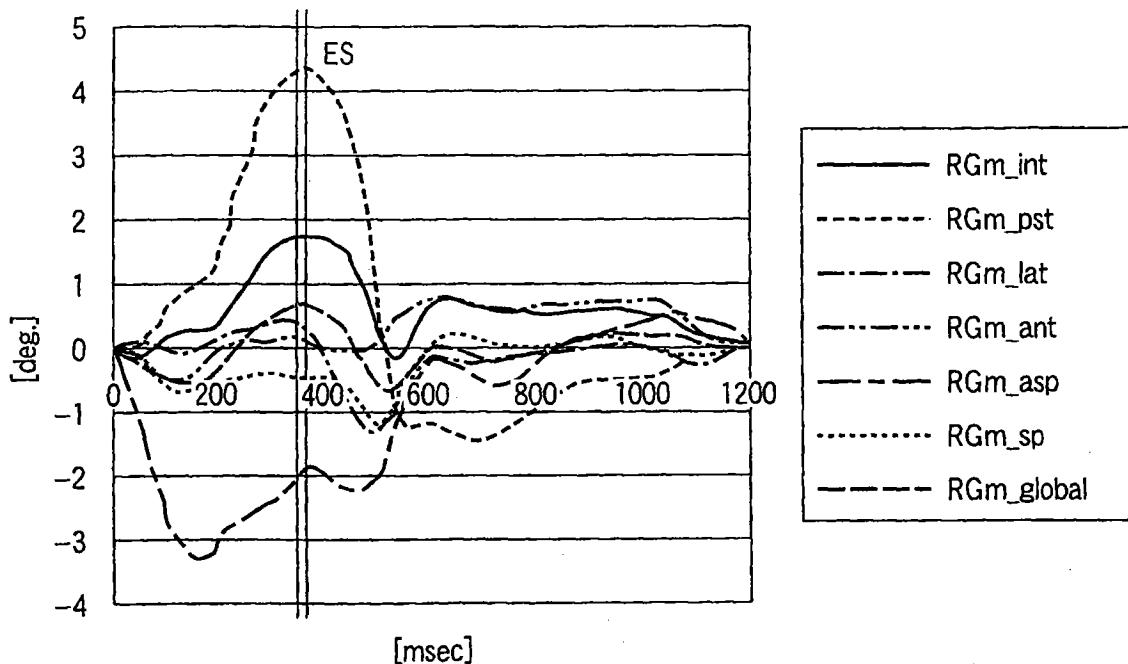


图 20

专利名称(译)	超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及医用图像处理装置		
公开(公告)号	CN101606850B	公开(公告)日	2012-01-04
申请号	CN200910150308.3	申请日	2009-06-19
[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		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B8/08 A61B6/503		
代理人(译)	曲瑞		
审查员(译)	赵实		
优先权	2008160744 2008-06-19 JP		
其他公开文献	CN101606850A		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明提供超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及医用图像处理装置。其中，用组织的移动矢量信息，在各时相中设定由规端点定义的多个应变规，生成在与各时相的超声波图像等对应的三维位置配置了应变规的三维应变规图像并进行显示。另外，在体数据上设定MPR图像，对其投影规坐标而以规定的方式进行显示。

