

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

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



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200910171012.X

[43] 公开日 2010 年 3 月 3 日

[11] 公开号 CN 101658433A

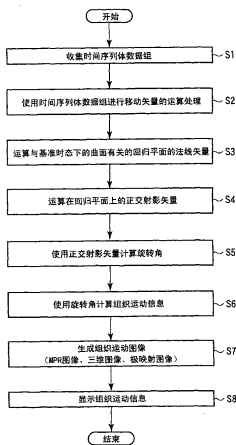
[22] 申请日 2009.8.28  
[21] 申请号 200910171012.X  
[30] 优先权  
[32] 2008. 8.29 [33] JP [31] 222648/2008  
[71] 申请人 株式会社东芝  
地址 日本东京都  
共同申请人 东芝医疗系统株式会社  
[72] 发明人 阿部康彦

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
代理人 黄剑锋

权利要求书 6 页 说明书 15 页 附图 13 页

[54] 发明名称  
超声波诊断装置、图像处理装置及图像处理  
方法

[57] 摘要  
一种超声波诊断装置、图像处理装置及图像处  
理方法，对于以心脏壁为代表的运动组织，在三维  
空间内定义有关基准时态的回归平面的法线矢量。  
并且，利用回归平面的法线矢量计算各时态的各顶  
点( $P_{ij}(t)$ )的向回归平面的正交射影矢量、计算该  
正交射影矢量彼此所成的角，从而取得各时态的各  
顶点( $P_{ij}(t)$ )相对于基准时态的局部的旋转角。



1、一种超声波诊断装置，其特征在于，具备：

数据取得单元，取得用超声波对心脏进行扫描而得到的接收信号，作为至少一个心拍以上的体数据；

设定单元，在上述至少一个心拍以上的体数据的规定的心时态，设定心肌的关注区域；

运算单元，运算与上述心肌的关注区域有关的局部的三维移动矢量信息；

追踪单元，利用上述局部的三维移动矢量信息追踪上述规定的心时态以外的上述心肌的关注区域的三维位置，从而取得至少一个心拍以上的上述心肌的关注区域的三维位置信息；

旋转角运算单元，运算与上述心脏的圆周方向有关的曲面的、或者向心脏的长轴方向的运动成分的至少一个与上述圆周方向不一致的情况的影响被消除了的、与上述圆周方向有关的曲面的局部位置的旋转角；

运动信息取得单元，利用上述旋转角，取得有关旋转的组织运动信息；以及

显示单元，以规定的形态显示有关上述旋转的组织运动信息。

2、如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述运动信息取得单元利用在上述心脏的长轴方向上被分割为多个的各个与圆周方向有关的曲面上运算的上述旋转角，通过两个圆周方向的上述旋转角的差分取得有关扭转角的上述组织运动信息，

上述超声波诊断装置还具备显示单元，该显示单元以规定的形态显示有关上述扭转角的上述组织运动信息。

3、如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述运动信息取得单元利用在上述心脏的长轴方向上被分割为多个的各个与圆周方向有关的曲面上运算的上述旋转角和上述心肌的关注区域三维位置信息，取得两个圆周方向的有关扭转梯度的上述组织运动信息，

上述超声波诊断装置还具备显示单元，该显示单元以规定的形态显示有关上述扭转梯度的上述组织运动信息。

4、如权利要求2所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述两个圆周方向上的上述旋转角的一个的长轴方向的位置设定于上述心脏的瓣环部位。

5、如权利要求3所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述两个圆周方向上的上述旋转角的一个的长轴方向的位置设定于上述心脏的瓣环部位。

6、如权利要求2所述的超声波诊断装置，其特征在于，

取上述两个圆周方向上的上述旋转角的对的、上述长轴方向上的位置设定在相互的附近。

7、如权利要求3所述的超声波诊断装置，其特征在于，

取上述两个圆周方向上的上述旋转角的对的、上述长轴方向上的位置设定在相互的附近。

8、如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述旋转角运算单元，

求出各心时态的对于与上述圆周方向有关的曲面的旋转中心位置；

在作为基准的规定心时态，计算对于与上述圆周方向有关的曲面的回归平面的法线矢量；

在各心时态，计算用来求出上述旋转角的、将上述曲面上的任意1点与上述旋转中心位置连接的线的矢量；

利用上述法线矢量计算上述线的矢量在上述回归平面上的正交射影成分矢量；

计算上述作为基准的时态下的上述正交射影成分矢量与各心时态下的上述正交射影成分矢量所成的角。

9、如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述旋转角运算单元，

求出各心时态的对于与上述圆周方向有关的曲面的旋转中心位置；

在作为基准的规定心时态，计算对于与上述圆周方向有关的曲面的回归平面的法线矢量；

在各心时态，计算用来求出上述旋转角的将上述曲面上的任意1点与上述旋转中心位置连接的线的矢量；

计算上述作为基准的规定心时态下的上述线的矢量与各心时态下的上述

线的矢量的外积矢量；

根据上述法线矢量与上述外积矢量所成的角，运算与上述圆周方向有关的曲面的局部位置的旋转角。

10、如权利要求 8 所述的超声波诊断装置，其特征在于，  
利用使用了与上述圆周方向有关的曲面上的多个点的位置的最小二乘法，推测上述回归平面的法线矢量。

11、如权利要求 9 所述的超声波诊断装置，其特征在于，  
利用使用了与上述圆周方向有关的曲面上的多个点的位置的最小二乘法，推测上述回归平面的法线矢量。

12、如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，  
上述运动信息取得单元基于在与上述圆周方向有关的曲面上的多个点上运算的旋转角，运算与有关上述旋转的组织运动信息有关的在上述圆周方向上的平均值。

13、一种图像处理装置，其特征在于，具备：  
存储单元，存储至少在一个心拍以上的期间取得的、有关心脏的体数据；

设定单元，在上述至少一个心拍以上的体数据的规定的心时态，设定心肌的关注区域；

运算单元，运算与上述心肌的关注区域有关的局部的三维移动矢量信息；

追踪单元，利用上述局部的三维移动矢量信息，追踪上述规定的心时态以外的上述心肌的关注区域的三维位置，从而取得至少一个心拍以上的上述心肌的关注区域的三维位置信息；

旋转角运算单元，运算与上述心脏的圆周方向有关的曲面的、或者向心脏的长轴方向的运动成分的至少一个与上述圆周方向不一致的情况的影响被消除了的、与上述圆周方向有关的曲面的局部位置的旋转角；

运动信息取得单元，利用上述旋转角，取得有关旋转的组织运动信息；  
显示单元，以规定的形态显示有关上述旋转的组织运动信息。

14、如权利要求 13 所述的图像处理装置，其特征在于，  
有关上述心脏的体数据是通过超声波诊断装置、X 射线计算机断层射

影装置、磁共振成像装置中的任一种取得的。

15、如权利要求 13 所述的图像处理装置，其特征在于，

上述运动信息取得单元利用在上述心脏的长轴方向上被分割为多个的各个与圆周方向有关的曲面上运算的上述旋转角，通过两个圆周方向的上述旋转角的差分取得有关扭转角的上述组织运动信息，

上述图像处理装置还具备显示单元，该显示单元以规定的形态显示有关上述扭转角的上述组织运动信息。

16、如权利要求 13 所述的图像处理装置，其特征在于，

上述运动信息取得单元利用在上述心脏的长轴方向上被分割为多个的各个与圆周方向有关的曲面上运算的上述旋转角和上述心肌的关注区域三维位置信息，取得两个圆周方向的有关扭转梯度的上述组织运动信息，

上述图像处理装置还具备显示单元，该显示单元以规定的形态显示有关上述扭转梯度的上述组织运动信息。

17、如权利要求 15 所述的图像处理装置，其特征在于，

上述两个圆周方向上的上述旋转角的一个的长轴方向的位置设定于上述心脏的瓣环部位。

18、如权利要求 16 所述的图像处理装置，其特征在于，

上述两个圆周方向上的上述旋转角的一个的长轴方向的位置设定于上述心脏的瓣环部位。

19、如权利要求 15 所述的图像处理装置，其特征在于，

取上述两个圆周方向上的上述旋转角的对的、上述长轴方向上的位置设定在相互的附近。

20、如权利要求 16 所述的图像处理装置，其特征在于，

取上述两个圆周方向上的上述旋转角的对的、上述长轴方向上的位置设定在相互的附近。

21、如权利要求 13 所述的图像处理装置，其特征在于，

上述旋转角运算单元，

求出各心时态的对于与上述圆周方向有关的曲面的旋转中心位置；

在作为基准的规定心时态，计算对于与上述圆周方向有关的曲面的回归平面的法线矢量；

在各心时态，计算用来求出上述旋转角的将上述曲面上的任意 1 点与上述旋转中心位置连接的线的矢量；

利用上述法线矢量计算上述线的矢量在上述回归平面上的正交射影成分矢量；

计算上述作为基准的时态下的上述正交射影成分矢量与各心时态下的上述正交射影成分矢量所成的角。

22、如权利要求 13 所述的图像处理装置，其特征在于，

上述旋转角运算单元，

求出各心时态的对于与上述圆周方向有关的曲面的旋转中心位置；

在作为基准的规定心时态，计算对于与上述圆周方向有关的曲面的回归平面的法线矢量；

在各心时态，计算用来求出上述旋转角的将上述曲面上的任意 1 点与上述旋转中心位置连接的线的矢量；

计算上述作为基准的规定心时态下的上述线的矢量与各时态下的上述线的矢量的外积矢量；

根据上述法线矢量与上述外积矢量所成的角，运算与上述圆周方向有关的曲面的局部位置的旋转角。

23、如权利要求 21 所述的图像处理装置，其特征在于，

利用使用了与上述圆周方向有关的曲面上的多个点的位置的最小二乘法，推测上述回归平面的法线矢量。

24、如权利要求 22 所述的图像处理装置，其特征在于，

利用使用了与上述圆周方向有关的曲面上的多个点的位置的最小二乘法，推测上述回归平面的法线矢量。

25、如权利要求 13 所述的图像处理装置，其特征在于，

上述运动信息取得单元基于在与上述圆周方向有关的曲面上的多个点上运算的旋转角，运算与有关上述旋转的组织运动信息有关的上述圆周方向上的平均值。

26、一种图像处理方法，其特征在于，包括：

取得至少一个心拍以上的有关心脏的体数据；

在上述至少一个心拍以上的体数据的规定的心时态，设定心肌的关注

区域;

运算与上述心肌的关注区域有关的局部的三维移动矢量信息;

利用上述局部的三维移动矢量信息,追踪上述规定的心时态以外的上述心肌的关注区域的三维位置,从而取得至少一个心拍以上的上述心肌的关注区域的三维位置信息;

运算与上述心脏的圆周方向有关的曲面的、或者向心脏的长轴方向的运动成分的至少一个与上述圆周方向不一致的情况的影响被消除了的、与上述圆周方向有关的曲面的局部位置的旋转角;

利用上述旋转角,取得有关旋转的组织运动信息;

以规定的形态显示有关上述旋转的组织运动信息。

## 超声波诊断装置、图像处理装置及图像处理方法

### 技术领域

本发明涉及在利用三维图像评价有关组织的旋转的运动信息的情况下、用来精确地提取旋转成分的超声波诊断装置、图像处理装置及图像处理方法。

### 背景技术

关于心肌等的生物体组织，客观且定量地评价其功能对于该组织的诊断是非常重要的。近年来，主要以心脏为例，尝试了使用超声波诊断装置等的各种定量评价法。例如在日本特开 2002-059160 号公报中公开那样，一边进行图像中的局部的图案匹配、一边计算变位及变形等的局部的壁运动信息的称作斑点追踪的技术已实用化。此外，例如在日本特开 2006-194794 号公报中，还公开了作为壁运动信息而在短轴截面内求出三维的旋转及扭转的方法。

在定量地评价组织的旋转运动时，在伴随着三维位置追踪的空间内，旋转角的具体的求出方法目前还没有建立。例如，在已述的日本特开 2002-059160 号公报、日本特开 2006-194794 号公报中，仅定义了短轴截面内（二维平面内）的旋转角。

在伴随着三维位置追踪的空间内计算旋转角的情况下，在以往的方法中有如下的问题。即，在进行三维位置追踪的情况下，用来定义旋转角的平面并不一定限于平面，有时为曲面形状。此外，也有想要求出旋转角的部位向相对于用来定义旋转角的面垂直的方向移动的情况。如果不考虑这些事情而希望定量地评价组织的旋转运动，则在有收缩（shortening）运动的向圆周方向的不均匀性及随着剪切（shear）运动成分相对于与旋转方向的垂直的方向在空间上不一致的运动成分的情况下，会过大评价旋转角。

### 发明内容



本发明是鉴于上述情况而做出的，目的是提供一种在评价关于组织的旋转的运动信息的情况下、与以往相比能够更正确地提取三维空间内的旋转成分的超声波诊断装置、图像处理装置及图像处理方法。

根据本发明的一技术方案，提供一种超声波诊断装置，具备：数据取得单元，取得用超声波对心脏进行扫描而得到的接收信号，作为至少一个心拍以上的体数据；设定单元，在上述至少一个心拍以上的体数据的规定的心时态，设定心肌的关注区域；运算单元，运算与上述心肌的关注区域有关的局部的三维移动矢量信息；追踪单元，利用上述局部的三维移动矢量信息追踪上述规定的心时态以外的上述心肌的关注区域的三维位置，从而取得至少一个心拍以上的上述心肌的关注区域的三维位置信息；旋转角运算单元，运算与上述心脏的圆周方向有关的曲面的、或者向心脏的长轴方向的运动成分的至少一个与上述圆周方向不一致的情况的影响被消除了的、与上述圆周方向有关的曲面的局部位置的旋转角；运动信息取得单元，利用上述旋转角，取得有关旋转的组织运动信息；以及显示单元，以规定的形态显示有关上述旋转的组织运动信息。

上述运动信息取得单元利用在上述心脏的长轴方向上被分割为多个的各个与圆周方向有关的曲面上运算的上述旋转角，通过两个圆周方向的上述旋转角的差分取得有关扭转角的上述组织运动信息，上述超声波诊断装置还具备显示单元，该显示单元以规定的形态显示有关上述扭转角的上述组织运动信息。

也可以是，上述运动信息取得单元利用在上述心脏的长轴方向上被分割为多个的各个与圆周方向有关的曲面上运算的上述旋转角和上述心肌的关注区域三维位置信息，取得两个圆周方向的有关扭转梯度的上述组织运动信息，上述超声波诊断装置还具备显示单元，该显示单元以规定的形态显示有关上述扭转梯度的上述组织运动信息。

上述两个圆周方向上的上述旋转角的一个的长轴方向的位置设定于上述心脏的瓣环部位。

取上述两个圆周方向上的上述旋转角的对的、上述长轴方向上的位置设定在相互的附近。

上述旋转角运算单元，求出各心时态的对于与上述圆周方向有关的曲

面的旋转中心位置；在作为基准的规定心时态，计算对于与上述圆周方向有关的曲面的回归平面的法线矢量；在各心时态，计算用来求出上述旋转角的、将上述曲面上的任意 1 点与上述旋转中心位置连接的线的矢量；利用上述法线矢量计算上述线的矢量在上述回归平面上的正交射影成分矢量；计算上述作为基准的时态下的上述正交射影成分矢量与各心时态下的上述正交射影成分矢量所成的角。

也可以是，上述旋转角运算单元，求出各心时态的对于与上述圆周方向有关的曲面的旋转中心位置；在作为基准的规定心时态，计算对于与上述圆周方向有关的曲面的回归平面的法线矢量；在各心时态，计算用来求出上述旋转角的将上述曲面上的任意 1 点与上述旋转中心位置连接的线的矢量；计算上述作为基准的规定心时态下的上述线的矢量与各时态下的上述线的矢量的外积矢量；根据上述法线矢量与上述外积矢量所成的角，运算与上述圆周方向有关的曲面的局部位置的旋转角。

利用使用了与上述圆周方向有关的曲面上的多个点的位置的最小二乘法，推测上述回归平面的法线矢量。

上述运动信息取得单元基于在与上述圆周方向有关的曲面上的多个点上运算的旋转角，运算与有关上述旋转的组织运动信息有关的在上述圆周方向上的平均值。

根据本发明的另一技术方案，提供一种图像处理装置，具备：存储单元，存储至少在一个心拍以上的期间取得的、有关心脏的体数据；设定单元，在上述至少一个心拍以上的体数据的规定的心时态，设定心肌的关注区域；运算单元，运算与上述心肌的关注区域有关的局部的三维移动矢量信息；追踪单元，利用上述局部的三维移动矢量信息，追踪上述规定的心时态以外的上述心肌的关注区域的三维位置，从而取得至少一个心拍以上的上述心肌的关注区域的三维位置信息；旋转角运算单元，运算与上述心脏的圆周方向有关的曲面的、或者向心脏的长轴方向的运动成分的至少一个与上述圆周方向不一致的情况的影响被消除了的、与上述圆周方向有关的曲面的局部位置的旋转角；运动信息取得单元，利用上述旋转角，取得有关旋转的组织运动信息；显示单元，以规定的形态显示有关上述旋转的组织运动信息。

根据本发明的另一技术方案，提供一种图像处理方法，包括：取得至少一个心拍以上的有关心脏的体数据；在上述至少一个心拍以上的体数据的规定的时态，设定心肌的关注区域；运算与上述心肌的关注区域有关的局部的三维移动矢量信息；利用上述局部的三维移动矢量信息，追踪上述规定的时态以外的上述心肌的关注区域的三维位置，从而取得至少一个心拍以上的上述心肌的关注区域的三维位置信息；运算与上述心脏的圆周方向有关的曲面的、或者向心脏的长轴方向的运动成分的至少一个与上述圆周方向不一致的情况的影响被消除了的、与上述圆周方向有关的曲面的局部位置的旋转角；利用上述旋转角，取得有关旋转的组织运动信息；以规定的形态显示有关上述旋转的组织运动信息。

#### 附图说明

图 1 是有关第 1 实施方式的超声波诊断装置 1 的结构图。

图 2 是表示有关第 1 实施方式的运动信息生成处理的流程的流程图。

图 3 是用来说明运算旋转信息的坐标系的图。

图 4 是用来说明与基准时态下的某个曲面有关的回归平面的法线矢量的定义的图。

图 5 是用来说明向回归平面的正交射影矢量、使用正交射影矢量的旋转角的定义的图。

图 6 是表示用有关第 1 实施方式的方法计算的有关旋转角的组织运动图像的显示形态的一例的图。

图 7 是表示有关旋转角的组织运动图像的显示形态的另一例的图。

图 8 是表示有关旋转角的组织运动图像的显示形态的另一例的图。

图 9 是表示与由来自于通过第 1 实施方式的方法计算的旋转角而求出的扭转角有关的组织运动图像的显示形态的一例的图。

图 10 是表示与由来自于通过有关第 1 实施方式的方法计算的旋转角而求出的扭转率有关的组织运动图像的显示形态的一例的图。

图 11 是表示有关扭转率的组织运动图像的显示形态的另一例的图。

图 12 是用来说明有关实施方式的旋转角的运算定义的一例的图。

图 13 是用来说明有关实施方式的超声波诊断装置的作用效果的图。

图 14A、图 14B 是用来说明有关实施方式的超声波诊断装置的作用效果的图。

图 15 是用来说明有关实施方式的超声波诊断装置的作用效果的图。

图 16A、图 16B 是用来说明有关实施方式的超声波诊断装置的作用效果的图。

图 17 是表示有关第 2 实施方式的旋转角生成处理的流程的流程图。

图 18 是用来说明有关第 2 实施方式的旋转角生成处理的概念的图。

图 19 是用来说明有关第 2 实施方式的旋转角生成处理的概念的图。

图 20 是用来说明有关第 2 实施方式的旋转角生成处理的概念的图。

## 具体实施方式

以下，按照附图说明本发明的实施方式。在以下的说明中，对于具有大致相同的功能及结构的结构要素赋予相同的标号，并仅在需要的情况下进行重复说明。

另外，在本实施方式中，以将本发明的技术思想应用在超声波诊断装置中的情况为例进行说明。但是，并不局限于此，本发明的技术思想对于使用工作站、个人计算机等的超声波图像处理装置也能够应用。

此外，关于通过本实施方式的各结构要素实现的功能、特别是通过后述的移动矢量处理单元 19、图像生成单元 21、运动信息运算单元 37 实现的功能，也可以通过将执行与该各结构要素同样的处理的软件程序装载到工作站等的计算机、具有计算机功能的超声波诊断装置等中、并将它们在存储器中展开来实现。此时，能够使计算机执行该方法的程序也可以保存在磁盘（软盘（注册商标）、硬盘等）、光盘（CD-ROM、DVD 等）、半导体存储器等的记录媒体中而发布。

图 1 是有关本实施方式的超声波诊断装置 1 的结构图。该超声波诊断装置 1 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、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，在将本发明应用到超声波图像处理装置中的情况下，例如图 1 的虚线内是其结构要素。

超声波探头 11 具有基于来自发送单元 13 的驱动信号产生超声波、并将来自被检体的反射波变换为电信号的多个压电振子、设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垫 (backing) 材料等。如果从该超声波探头 11 对被检体发送超声波, 则通过生物体组织的非线性等, 随着超声波的传播而产生各种谐波成分。构成发送超声波的基波和谐波成分因体内组织的声音阻抗的边界、微小散射等而被后方散射, 并作为反射波 (回波) 被超声波探头 11 接收。

发送单元 13 具有未图示的延迟电路及脉冲发生器电路等。在脉冲发生器电路中, 以规定的速率频率 (レート周波数)  $f_r$  Hz (周期  $1/f_r$  秒) 反复产生用来形成发送超声波的速率脉冲。此外, 在延迟电路中, 对各速率脉冲赋予按每一信道将超声波聚束为束状并且决定发送指向性所需要的延迟时间。发送单元 13 以基于该速率脉冲的定时, 对每一振子施加驱动脉冲, 以朝向规定的扫描线形成超声波束。

接收单元 15 具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, 将经由探头 11 取入的回波信号按照每一信道进行放大。在 A/D 变换器中, 对放大后的回波信号赋予决定接收指向性所需要的延迟时间, 然后在加法器中进行加法处理。通过该加法, 生成对应于规定的扫描线的超声波回波信号。

B 模式处理单元 17 通过对从接收单元 15 接受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。

移动矢量处理单元 19 在时态不同的两个三维图像数据间或时态不同的两个体数据间利用图案匹配处理检测组织的移动位置, 并基于该移动位置求出各组织的移动矢量 (或速度)。具体而言, 对于一个三维图像数据内的关注区域, 求出相似性最高的另一个三维图像数据内的关注区域, 通过求出该关注区域间的距离, 能够求出组织的移动矢量。此外, 通过将该移动矢量的大小 (即移动量) 除以三维图像数据的帧间的时间差 (体数据间的时间差), 能够求出组织的移动速度。通过在三维图像数据上的各位置上一帧一帧地 (或者在三维图像数据上的各位置上一个体数据一个体数据地) 进行该处理, 能够取得与组织的变位 (移动矢量) 或组织的速度有关的时空分布数据 (移动矢量信息)。

图像生成单元 21 生成有关 B 模式信号的 MPR 的二维或三维的 B 模式超声波像。此外，图像生成单元 21 利用在运动信息运算单元 37 中生成的有关旋转的运动信息，生成在超声波图像的对应的位置上重叠了该运动信息的图像（组织运动信息图像）。

显示部 23 基于来自图像生成单元 21 的视频信号，如后述那样以规定的形态显示超声波图像、组织运动信息图像、旋转差信息等。此外，显示部 23 显示表示图像上的解剖学位置的标记（marker）、及彩码化的表示物理量的大小的彩条。

控制单元（CPU）31 具有作为信息处理装置（计算机）的功能。静态或动态地控制该超声波诊断装置主体的动作。特别是，控制单元 31 通过将存储在存储单元 39 中的专用程序展开到未图示的存储器中，执行后述的运动信息生成功能。

运动信息运算单元 37 在后述的遵循运动信息生成功能的处理（运动信息生成处理）中，利用回归平面等，提取三维空间内的组织的旋转成分，利用它运算有关旋转的运动信息（例如与短轴面内的面积重心有关的运动信息（Rotation 或 Rotation rate）、作为不同的短轴面间的旋转的差分的运动信息（Twist 或 Twist rate）、以及用短轴面间的距离将 Twist 信息标准化的运动信息（Torsion 或 Torsion rate）等）。

存储单元 39 是磁盘（软盘（注册商标）、硬盘等）、光盘（CD-ROM、DVD 等）、半导体存储器等的记录媒体、以及读取这些记录媒体中记录的信息的装置。在该存储单元 37 中存储收发条件、规定的扫描顺序、对应于各时态的原始数据及超声波图像数据（例如通过组织多普勒模式、B 模式等射影的组织图像数据）、预先生成的每一时态的体数据、与组织的移动矢量或组织的速度有关的时空分布数据、用来实现后述的运动信息生成功能的程序、诊断信息（患者 ID、医生的所见等）、诊断草案、身体标记生成程序等。

操作单元 41 具有连接在装置主体上、用来进行来自操作者的各种指示、关注区域（ROI）的设定指示、各种画质条件设定指示、任意的组织运动信息的选择等的鼠标或跟踪球、模式切换开关、键盘等。

收发单元 43 是经由网络与其他装置进行信息收发的装置。能够将在本

超声波诊断装置 1 中得到的超声波图像等的的数据及解析结果等通过网络收发单元 43 经由网络传送给其他装置。

#### （运动信息生成功能）

接着，对本超声波诊断装置 1 具备的运动信息生成功能进行说明。该功能是针对以心脏壁为代表的运动组织在三维空间内定义回归平面的法线矢量、利用该回归平面的法线矢量正确地提取组织的旋转成分、利用它生成有关旋转的运动信息的功能。

另外，在本实施方式中，为了具体说明，而以诊断对象为心脏的情况下的运动信息生成功能为例。但是，本运动信息生成功能的适用对象并不限于心脏，只要是实质上进行旋转运动的组织，任何部位都可以。

图 2 是表示本运动信息生成功能的处理（运送信息生成处理）的流程图。以下，按照该图进行说明。

#### [时间序列体数据的收集：步骤 S1]

首先，对于某个患者的心脏的希望观察部位或心脏整体等，收集至少一个心拍量以上的期间的时间序列的体数据（以下称作“时间序列体数据组”）（步骤 S1）。即，将关于某个患者的心脏的希望观察部位，以某个时刻为基准，从心尖入口开始，利用二维阵列探头等，收集时间序列（至少一个心拍量）的体数据。

#### [移动矢量信息的生成：步骤 S2]

接着，生成移动矢量信息（步骤 S2）。即，移动矢量处理单元 32 在构成收集到的时间序列体数据组的一个心拍以上的对应于各时态的体数据中的、基准时态  $t=t_0$ （例如，优选为发生 P 波、R 波的扩张末期）的体数据中，基于来自用户的指示等设定心肌部位（例如优选为心脏内膜）的边界面。移动矢量处理单元 32 例如如图 3 所示，将设定的边界面分隔为网，并用三维图案匹配处理在时间上追踪网的各顶点的位置，从而运算时空的移动矢量信息。

#### [有关基准时态下的曲面的回归平面的法线矢量的运算：步骤 S3]

接着，运动信息运算单元 37 运算有关基准时态下的曲面的回归平面的法线矢量（步骤 S3）。即，如图 4 所示，运动信息运算单元 37 按照初始设定或来自操作者的指示，在基准时态  $t=t_0$  从短轴方向的网中选择 1 个曲面

$C_i(t_0)$  ( $i$  是表示短轴的水平的尾标), 并利用曲面  $C_i(t_0)$  上的各顶点  $P_{ij}(t_0)$  ( $j$  是表示圆周方向的位置的尾标) 运算回归平面  $C'_i$  的单位法线矢量  $n_{C'_i}$ 。

优选地, 利用对应的短轴曲面  $C_i(t_0)$  上的  $m$  个点  $P_{ij}(t_0)$  的位置通过 2 变量的最小二乘法推测回归平面  $C'_i$  的单位法线矢量  $n_{C'_i}$ 。这样的计算方法中由于之后确定的  $m$  个  $P_{ij}(t_0)$  的平均位置即中心位置  $G_i(t_0)$  与回归平面  $C'_i$  的距离  $\epsilon$  足够小, 所以中心位置  $G_i(t_0)$  成为矢量  $V_{ij}(t_0)$  的基准位置, 由此可以说这种计算方法是优选的。

[在回归平面上的正交射影矢量的运算: 步骤 S4]

接着, 运动信息运算单元 37 对于各时态的各顶点  $P_{ij}(t)$ , 运算在回归平面  $C'_i$  上的正交射影矢量 (步骤 S4)。首先, 运动信息运算单元 37 按照以下的式 (1), 通过曲面  $C_i(t)$  上的各顶点  $P_{ij}(t)$  的平均坐标, 求出中心位置  $G_i(t)$ 。

$$G_i(t) = (1/m) \sum P_{ij}(t) \quad (1)$$

其中,  $\sum$  是取  $1 \leq j \leq m$  的和的运算。此外,  $m$  是圆周方向的分割数。

接着, 运动信息运算单元 37 在各时态, 如图 5 所示, 利用与从各顶点  $P_{ij}(t)$  向回归平面  $C'_i$  引下的垂线的垂足的位置  $P'_{ij}(t)$  有关的以下的式 (2), 运算各时态的在回归平面  $C'_i$  上的正交射影矢量  $V'_{ij}(t)$ 。

$$\begin{aligned} V'_{ij}(t) &= P'_{ij}(t) - G_i(t) \\ &= V_{ij}(t) - \langle n_{C'_i}, V_{ij}(t) \rangle * n_{C'_i} \end{aligned} \quad (2)$$

这里,  $V_{ij}(t) = P_{ij}(t) - G_i(t)$ 。

此外,  $\langle n_{C'_i}, V_{ij}(t) \rangle$  表示  $n_{C'_i}$  与  $V_{ij}(t)$  的内积。

[使用正交射影矢量的旋转角的计算: 步骤 S5]

接着, 如图 5 所示, 运动信息运算单元 37 利用各时态的各顶点的射影成分矢量  $V'_{ij}(t)$ 、基准时态的各顶点的射影成分矢量  $V'_{ij}(t_0)$ , 运算射影成分矢量彼此所成的角  $\theta_{ij}(t)$ , 在各时态, 取得各顶点的相对于基准时态的局部的旋转角 (Rotation) (步骤 S5)。

[使用旋转角的组织运动信息的运算: 步骤 S6]

接着, 运动信息运算单元 37 利用在步骤 5 中得到的局部的旋转角, 运算与组织的旋转有关的运动信息 (步骤 S6)。



例如，扭转角（Twist）是用两个圆周方向的曲面间的旋转角的差分定义的。因而，在将扭转角作为组织运动信息而运算的情况下，将一个旋转角的长轴方向的水平固定为对应于瓣环部的  $i=0$  的  $C_{0j}(t)$ ，设另一个旋转角的长轴方向的水平为  $C_{ij}(t)$ ，通过以下的式（3），求出局部的扭转角即  $Tw_{ij}(t)$ 。另外，在旋转角的单位是[deg.]的情况下，扭转角的单位也为[deg.]。

$$Tw_{ij}(t) = \theta_{ij}(t) - \theta_{0j}(t) \quad (3)$$

此外，例如扭转梯度（Torsion：也称作扭转率）是将两个圆周方向的曲面间的扭转角除以运算扭转角的两个曲面间的距离而定义的。因而，将一个扭转角的长轴方向的水平（level）固定为对应于瓣环部的  $i=0$  的  $C_{0j}(t)$ ，将另一个旋转角的长轴方向的水平作为  $C_{ij}(t)$ ，通过以下的式（4），求出局部的扭转梯度即  $TbN_{ij}(t)$ 。

$$\begin{aligned} TbN_{ij}(t) &= [Tw_{ij}(t) - Tw_{0j}(t)] / Di_{0j}(t) \\ &= [\{\theta_{ij}(t) - \theta_{0j}(t)\} - \{\theta_{0j}(t) - \theta_{0j}(t)\}] / Di_{0j}(t) \\ &= [\theta_{ij}(t) - \theta_{0j}(t)] / Di_{0j}(t) \end{aligned} \quad (4)$$

其中， $Di_{0j}(t)$  表示  $P_{ij}(t)$  与  $P_{0j}(t)$  之间的距离。如果设  $Di_{0j}(t)$  的单位为[cm]，则用[deg./cm]表示扭转梯度的单位。此外，由上述式（4）可知，从扭转角及旋转角的哪个都能够导出扭转梯度。

[组织运动信息图像的生成：步骤 S7]

接着，利用组织运动信息组，生成映射了运动信息的时间序列的映射图像（步骤 S7）。例如，图像生成单元 21 对生成的组织运动信息组进行彩码化并映射到心肌的对应部位上，从而按照各时态制作体绘制像。另外，映射组织运动信息的方法并不局限于体绘制处理。例如，只要是表面绘制像、极映射（Polar-map）图像、MPR 图像等的具有一览性的显示，任何方法都可以。

[组织运动图像的显示：步骤 S8]

接着，显示单元 23 以规定的形态显示组织运动图像（步骤 S8）。

图 6 是表示用本实施方式的方法计算的有关旋转角的组织运动图像的显示形态的一例的图。如该图所示，C1、C2、C3 表示水平（level）不同的左心室的短轴的 MPR 像，A 表示心尖四腔的 MPR 像，B 表示与 A 正交的

心尖（接近于心尖二腔像的截面）的 MPR 像。这里，在三维空间的内膜上得到的旋转角被变换为图中的彩码（在本例中，以逆时针为正而配色为蓝色系，以顺时针为负而配色为红色系），叠加在对应的 MPR 像的心肌的关注区域（表示内外膜边界的波线内部）的位置上而被显示。此外，在该图的左上部，以极映射形式对旋转信息进行彩色变换并显示。还为了减轻局部性的噪音的影响，优选地将这些局部的旋转信息在圆周方向或长轴方向等空间方向内进行平滑化处理而成为空间上平滑的值。

并且，右下部的时间变化曲线将 ASE 推荐的 16 段（在极映射显示内表示区域的分割）的各区域的局部的旋转角的平均值表示为 16 个曲线（curve）。该图表示收缩末期的时态，表现了瓣环部位以红色系（顺时针）旋转、并且心尖部以蓝色系（逆时针）旋转，左心室在收缩期中进行扭转那样的运动是一目了然的。特别地，根据极映射显示，能够一次掌握遍及左心室整体的旋转的状况。另外，用[deg.]单位表示旋转角。

此外，作为三维的旋转信息的显示而采用了极映射形式，但也可以将其三维地表面绘制显示。在此情况下，如图 7 所示，优选地与上述例子同样地对旋转角进行彩色变换、分配到对应的位置上而显示在反映了心肌的关注区域（在本例中是内膜）的形状的边界面上。根据这样的显示形态，虽然不能如极映射显示那样一次观察左心室整体的状况，但能够一边直观地掌握心肌的边界面的形状，一边同时认识对应的部位的旋转的状况。此外，在本显示例中，优选地通过使显示的三维对象旋转而能够观察被遮挡的部位。

此外，在图 8 中表示扭转角的信息的极映射的显示例。虽然圆周方向各段在绝对值上有差异，但可以看到心尖部的扭转角比瓣环部位的扭转角更大的状况。

#### （有关扭转显示的变形例）

一般，在目前以二维研究的扭转临床分析方面，多数情况下评价总体的（平均的）圆周方向的扭转。这在图 8 中也可知，是因为即使在相同水平的短轴上、所观察到的扭转角在圆周方向各段也不均匀。所以，按照目前为止的例子，在图 9 中表示以将局部的扭转角在圆周方向上平均后的结果作为扭转角的信息而显示的例子。图 9 的显示形式与图 6 相同，但显

示的壁运动指标从旋转角代替为扭转角。如果这样，则可知能够更明确地评价扭转角随着从瓣环水平到中间水平及心尖水平逐渐变大的状况。

用户只要根据该评价用途，在想要对圆周方向的段评价整体的扭转的情况下使用后者的设定、在想要对圆周方向的段评价局部的扭转的情况下使用前者的设定就可以。

（有关扭转梯度的显示的例子）

在图 10 中表示扭转梯度的信息的显示例。该图是利用在圆周方向上平均后的扭转角求出的例子。可以看出心尖部的扭转角比瓣环部位的扭转角更大的状况，这一点是和扭转角的图 9 是同样的，但由于  $Di0j(t)$  的值根据圆周方向的位置而不同，所以为与扭转角不同的分布结果（参照时间变化曲线）。这表示由扭转角与扭转率的定义差异带来的物理意义的差异。即，反映了即使是相同的扭转角、如果该两点（水平）间的距离不同、则扭转梯度不同。

（有关扭转梯度的显示的变形例）

上述有关扭转梯度的显示的例子中的扭转梯度  $TbNij(t)$  是将一个扭转角的长轴方向的水平固定为  $i=0$  的  $C0j(t)$  的所谓瓣环（Basal）基准的扭转梯度。所以，在本变形例中，将两个圆周方向的曲面间的距离作为有关长轴方向的水平的附近的一定水平（从  $i-d$  到  $i+d$  的  $i$  方向的  $2d+1$  的宽度），通过下述式定义  $TrNij(t)$ 。

$$TrNij(t) = \{TW_{i+dj}(t) - TW_{i-dj}(t)\} / Didj(t)$$

其中， $Didj(t)$  是  $Pi+dj(t)$  与  $Pi-dj(t)$  之间的距离。

本定义的扭转梯度  $TrNij(t)$  在与作为前例的  $TbNij(t)$  相比更想在长轴方向评价局部的（Regional）的扭转梯度的情况使用。如果扭转角的在长轴方向上的变化的方式一定（1 次线性）、两水平间的距离也相同的情况下， $TrNij(t)$  等于  $TbNij(t)$ 。但是，考虑到一般情况下扭转角的在长轴方向上的变化的方式并不一定是 1 次线性的，所以在此情况下  $TrNij(t)$  与  $TbNij(t)$  为不同的分布。

在图 11 中使用图 6 的显示形式表示如上述式那样求出的局部的扭转梯度  $TrNij(t)$  的信息的显示例。该图如实施例 3 的变形例所示，是使用在圆周方向取平均的扭转角求出的例子。如上所述可知，输出与图 10 所示的

TbNij (t) 的结果不同的分布。另外，本变形例的方法在显示扭转角的情况下也能够使用。

### (效果)

根据以上所述的本超声波诊断装置，对于以心脏壁为代表的运动组织，在三维空间内定义有关基准时态的回归平面的法线矢量。并且，计算各时态的各顶点 Pij (t) 的向回归平面的正交射影矢量，计算该正交射影矢量彼此所成的角，从而取得各时态的各顶点 Pij (t) 的相对于基准时态的局部的旋转角。这样，通过利用回归平面定义旋转角，在短轴的曲面不限于平面的情况、向垂直于曲面的方向有不均匀的运动成分的情况等，也正确地提取组织的旋转成分，利用它生成有关旋转的运动信息。

另一方面，如图 12 所示的 Vij (t0)、Vij (t) 的两个矢量所成的角度 θij (t) 例如可以按照以下的式 (5) 计算。

$$\theta_{ij}(t) = \sin^{-1} | \mathbf{V}_{ij}(t0) \times \mathbf{V}_{ij}(t) | / | \mathbf{V}_{ij}(t0) | \cdot | \mathbf{V}_{ij}(t) | \quad (5)$$

这里，×是指矢量的外积。

在按照该式 (5) 计算了组织的旋转角的情况下，如果如图 13 所示曲面 Ci (t) 随着时间经过而同样地向中心轴方向运动 (shortening)，则即使存在垂直于截面的运动，也能够如图 14A、图 14B 所示那样得到正确的旋转角。但是，如图 15 所示，在有收缩运动的向圆周方向的不均匀性或随着剪切运动成分而有垂直于旋转方向的不一致的运动成分的情况下，如图 16A、图 16B 所示那样会过大评价旋转角。根据本超声波诊断装置，即使在发生了这样的向圆周方向的不均匀的收缩运动等的情况下，也能够正确地计算组织的旋转成分。

### (第 2 实施方式)

接着，对有关本发明的第 2 实施方式的超声波诊断装置进行说明。在本实施方式中，在要求出曲面形状的旋转角的部位向垂直于曲面的方向具有不均匀的运动的情况下，作为通过曲面上的任意的 1 点得到确切的旋转角的方法，求出“以有关基准时态 (例如 t=t0) 下的曲面 Ci (t0) 的回归平面 C' i 的法线矢量为旋转轴，根据定义旋转的两个矢量彼此的外积矢量的方向与旋转轴所成的角来修正的旋转角”。

图 17 是表示有关第 2 实施方式的运动信息生成处理的流程的流程图。另外，在该图中，步骤 S1~S3 的处理、步骤 S6~S8 的处理与图 2 的例子实质上是相同的。以下，对步骤 S4'、S5' 的处理的内容进行说明。

[法线矢量与外积矢量所成的角  $\beta_{ij}(t)$  的计算、使用  $B_{ij}(t)$  的旋转角  $\theta_{ij}(t)$  的计算：步骤 S4'、S5' ]

图 18、图 19、图 20 是用来说明步骤 S4'、S5' 的处理的内容的图。如图 18、图 19 所示，根据矢量积的基本性质，作为矢量  $V_{ij}(t_0)$  与矢量  $V_{ij}(t)$  的外积的  $CP_{ij}(t)$  也为矢量，具有正交于矢量  $V_{ij}(t_0)$  和矢量  $V_{ij}(t)$  的两者的方向（图 18 表示了右手系的情况）。

这里，考虑矢量  $CP_{ij}(t)$  与回归平面  $C'_i$  的法线矢量  $n_{C'_i}$ （参照图 17）所成的角  $\beta_{ij}(t)$ 。于是，在  $\beta_{ij}(t)=0$  的情况下，不存在成为问题的垂直于曲面  $C_i(t)$  的运动成分。从而可知，矢量  $V_{ij}(t_0)$  与矢量  $V_{ij}(t)$  所成的旋转角  $\theta_{ij}(t)=\beta_{ij}(t)$ 。

另一方面，在  $\beta_{ij}(t)=90$  度的情况下，意味着曲面  $C_i(t)$  的点  $P_{ij}(t)$  在圆周方向上不运动（不旋转）而仅在垂直于曲面的方向上运动。因而，在此情况下， $\beta_{ij}(t)=0$ 。

根据以上，运动信息运算单元 37 计算矢量  $CP_{ij}(t)$  与矢量  $n_{C'_i}$  所成的角  $\beta_{ij}(t)$ （步骤 S4'）。接着，运动信息运算单元 37 作为一例而如图 20 所示，利用根据  $n_{C'_i}$  与  $CP_{ij}(t)$  的内积求出的  $\cos(\beta_{ij}(t))$ ，通过以下的式（6）对矢量  $V_{ij}(t_0)$  与矢量  $V_{ij}(t)$  所成的角  $\alpha_{ij}(t)$  进行修正，从而推测旋转角  $\theta_{ij}(t)$ （步骤 S5'）。

$$\theta_{ij}(t) = \alpha_{ij}(t) * \cos(\beta_{ij}(t)) \quad (6)$$

以下，执行图 2 所示的步骤 S6~S8 为止的各处理，例如以图 6 等的形态显示组织运动信息图像。

根据以上所述的本超声波诊断装置，对于以心脏壁为代表的运动组织，将基准时态  $t_0$  的矢量  $V_{ij}(t_0)$  与任意时态  $t$  的矢量  $V_{ij}(t)$  所成的角  $\alpha_{ij}(t)$ ，利用矢量  $V_{ij}(t_0)$  及  $V_{ij}(t)$  的外积矢量与在三维空间内有关基准时态  $t_0$  的回归平面的法线矢量  $n_{C'_i}$  所成的角  $\beta_{ij}(t)$  进行修正，取得正确的旋转角。因而，在短轴的曲面不限于平面的情况、向垂直于曲面的方向有不均匀的运动成分的情况等，也正确地提取组织的旋转成分，并利用

它生成有关旋转的运动信息。

另外，本发明并限于上述实施方式原样，在实施阶段中在不脱离其主旨的范围内能够将结构要素变形而具体化。作为具体的变形例，有以下这样的例子。

(1) 例如，有关本实施方式的各功能也可以通过将执行该处理的程序装载到工作站等的计算机中、将它们在存储器中展开来实现。此时，能够使计算机执行该方法的程序也可以保存在磁盘(软盘(注册商标)、硬盘等)、光盘(CD-ROM、DVD等)、半导体存储器等的记录媒体中而发布。

(2) 在上述各实施方式中，为了使说明变得容易理解，以使用由超声波诊断装置取得的有关心脏的超声波图像数据的情况为例进行了说明。但是，本发明的技术思想并不限于使用超声波图像数据的情况。例如，使用利用磁共振成像装置取得的有关心脏的磁共振图像数据、或者使用X射线计算机断层射影装置(X射线CT装置)取得的有关心脏的CT图像数据，也能够对心脏组织运算三维空间中的局部的旋转信息。

此外，通过在上述实施方式中公开的多个结构要素的适当的组合，能够形成各种发明。例如，也可以从实施方式所示的所有结构要素中删除几个结构要素。进而，也可以将跨越不同的实施方式的结构要素适当组合。

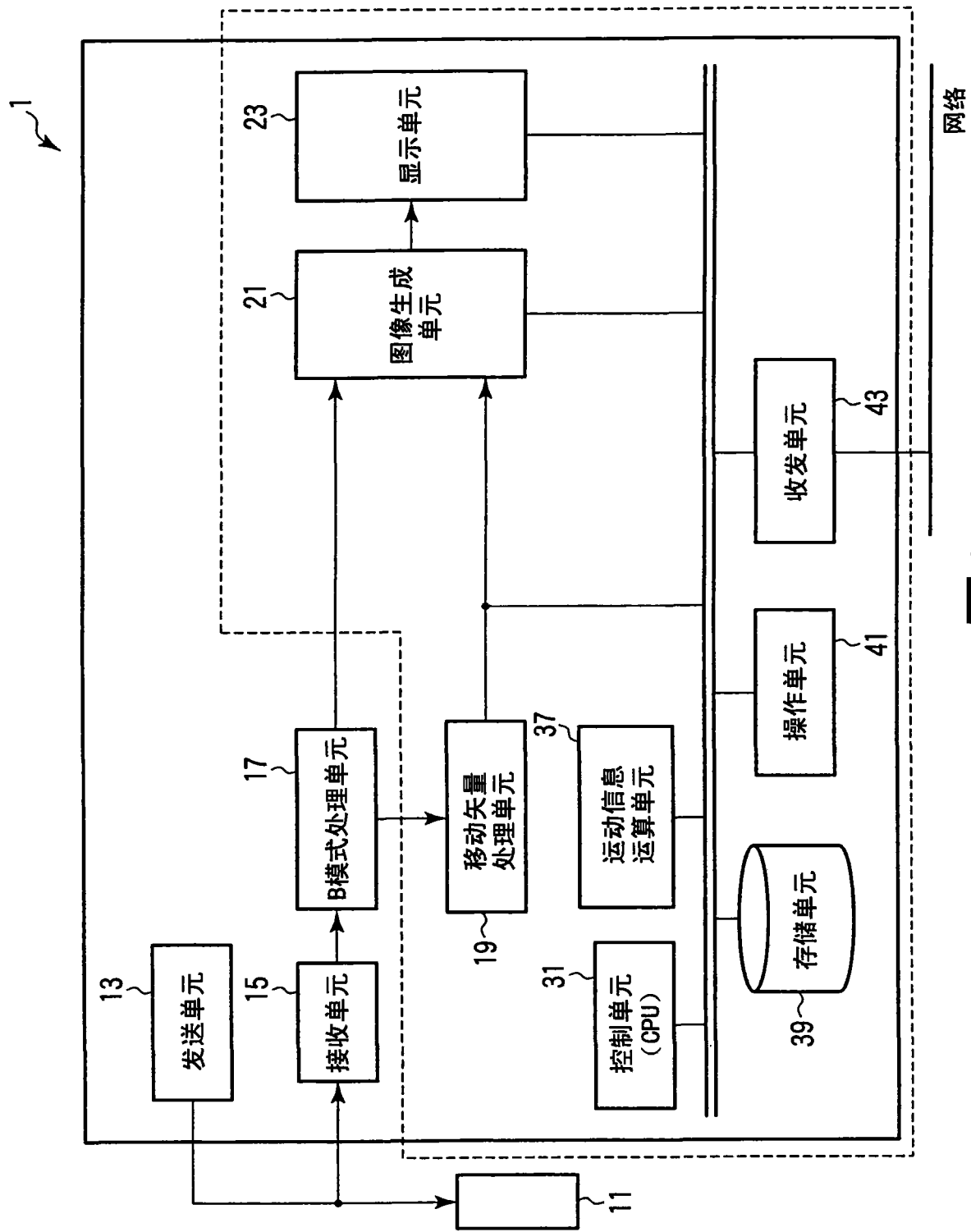


图1

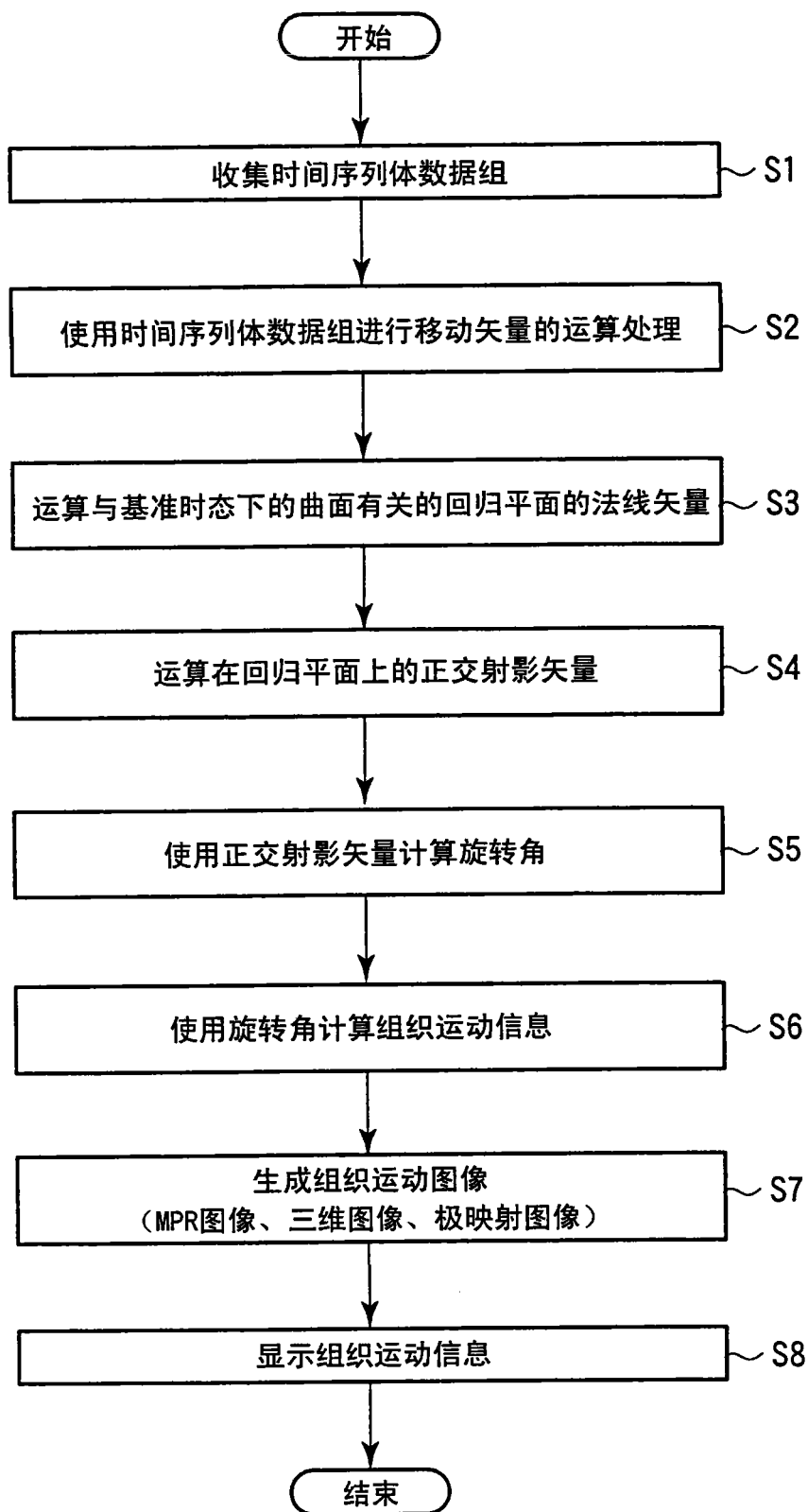


图2



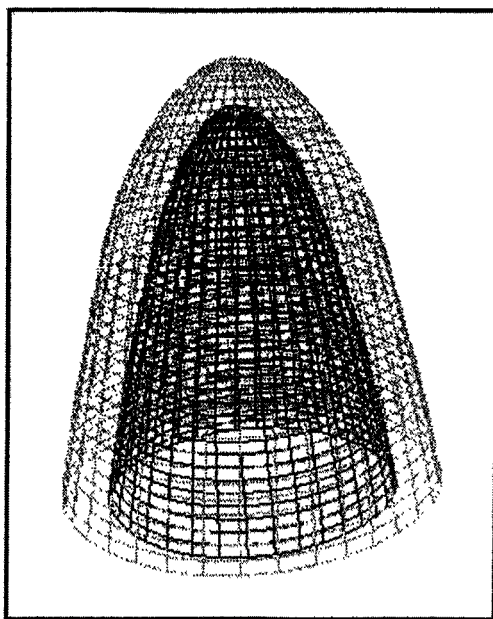


图3

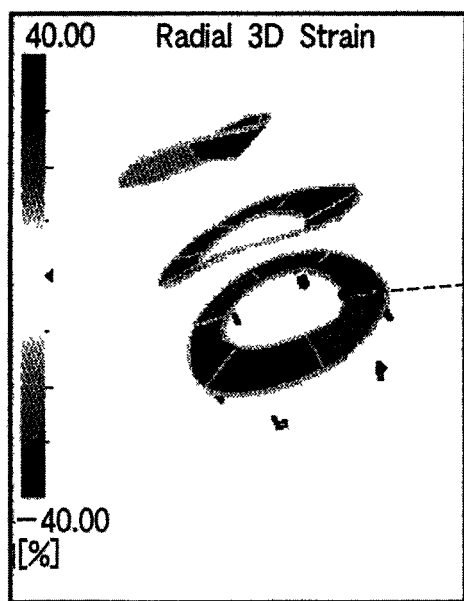


图4

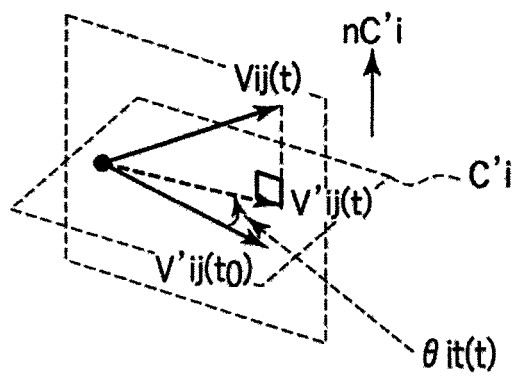
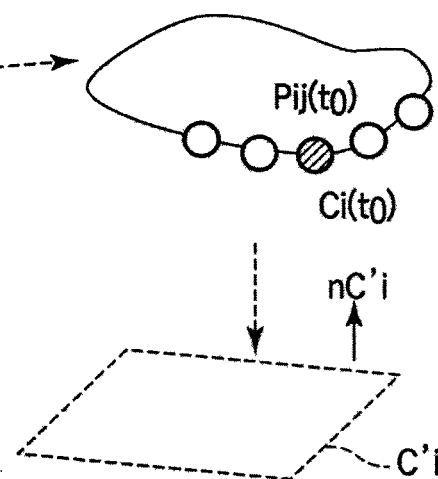


图5

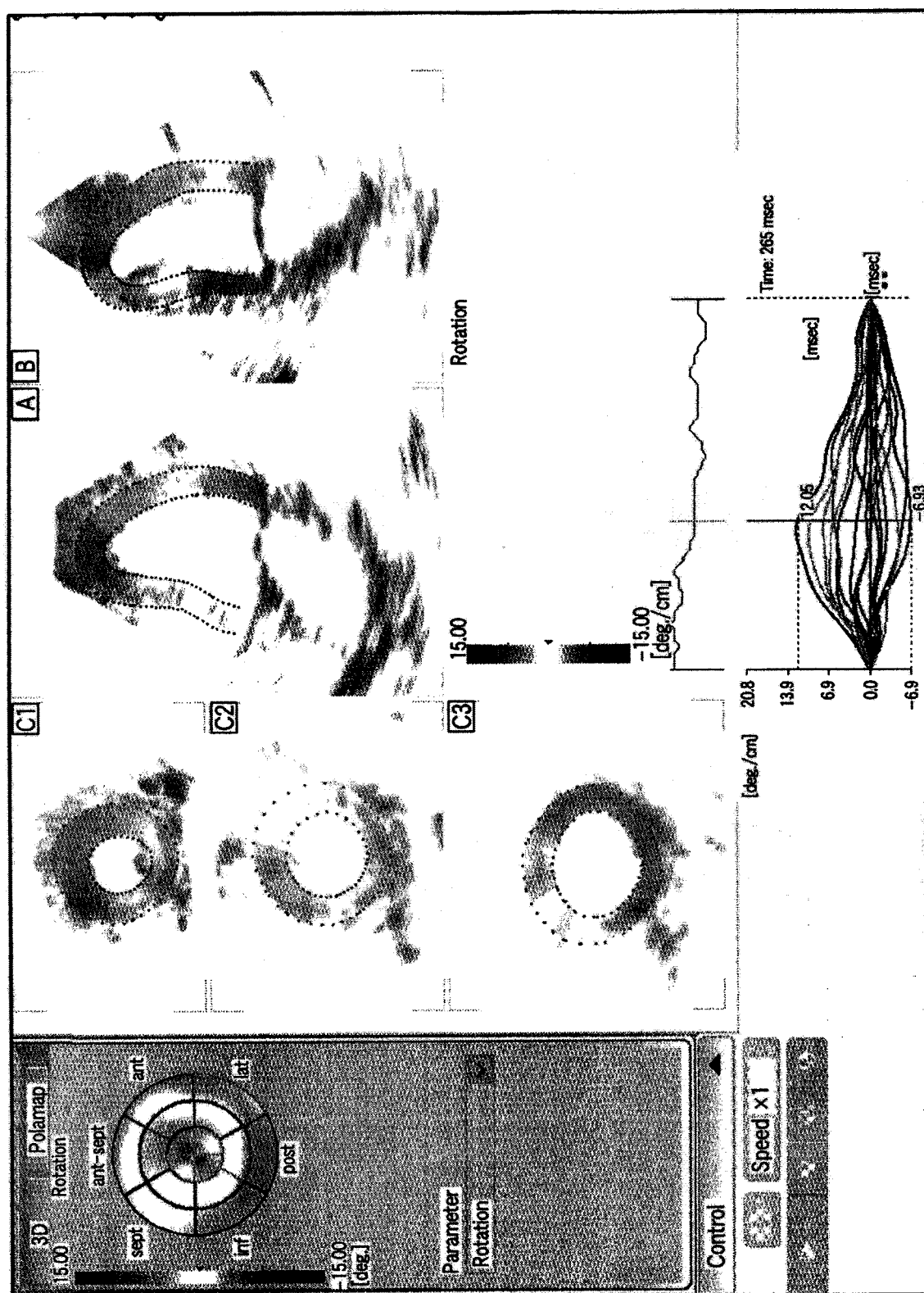


图6

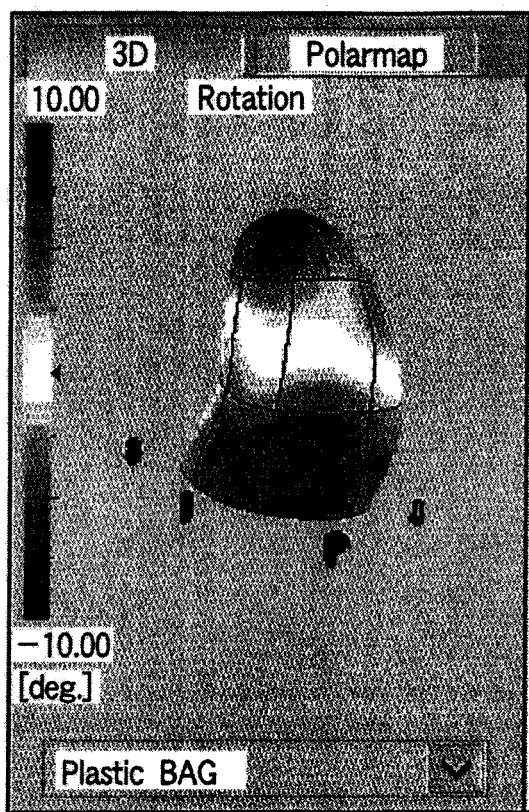


图7

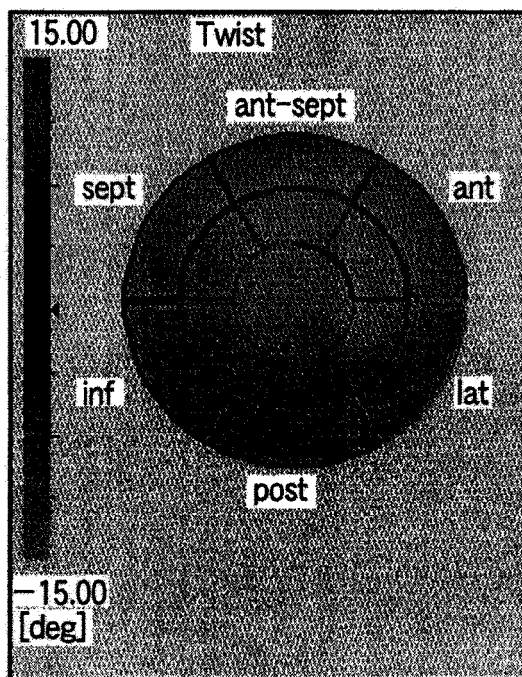


图8



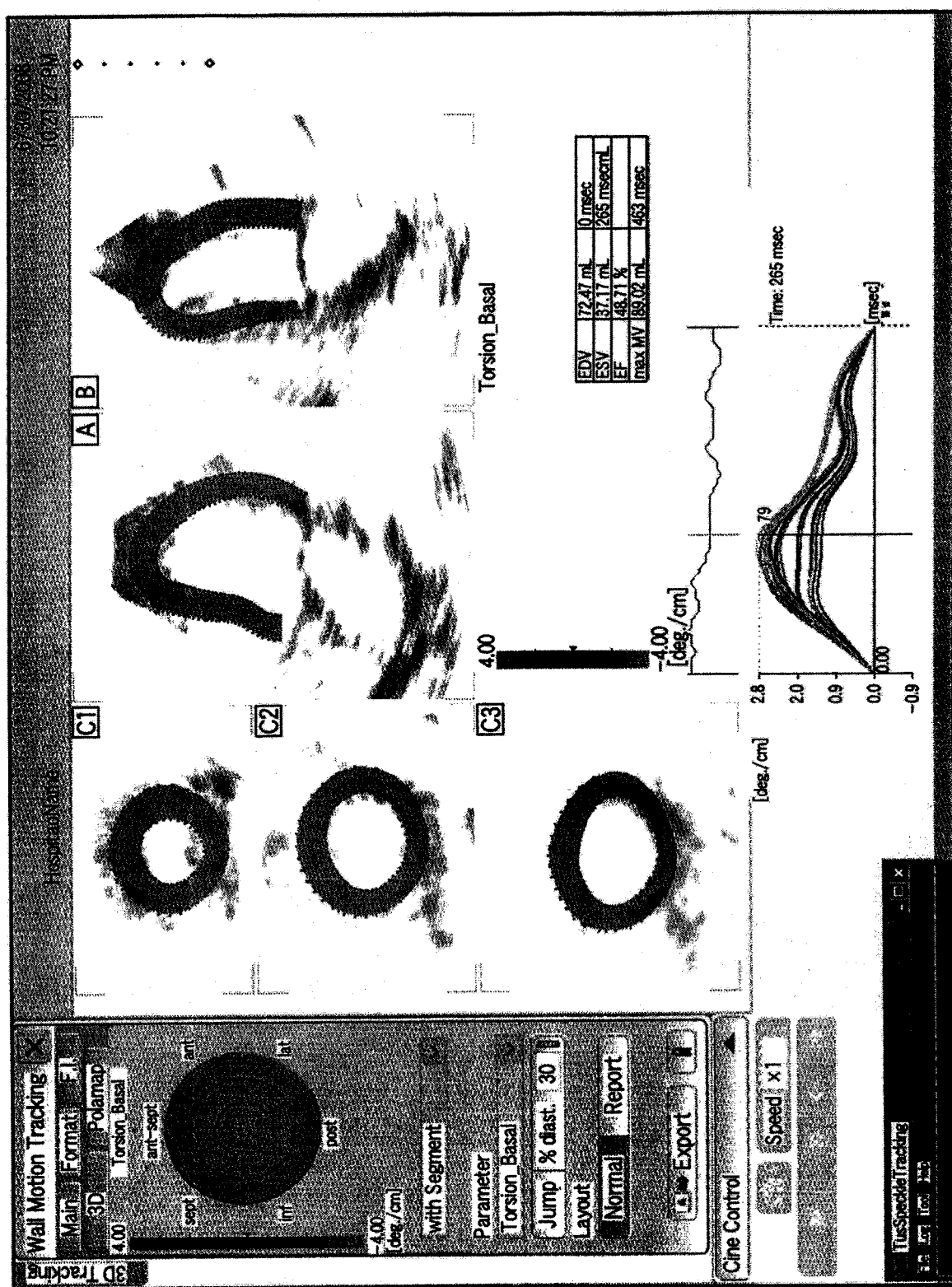
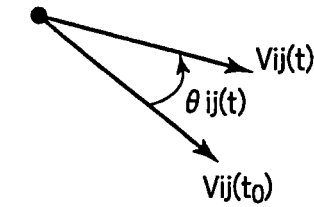


图10





$$|V_{ij}(t_0) \times V_{ij}(t)| = |V_{ij}(t_0)| |V_{ij}(t)| \sin(\theta_{ij}(t))$$

图12

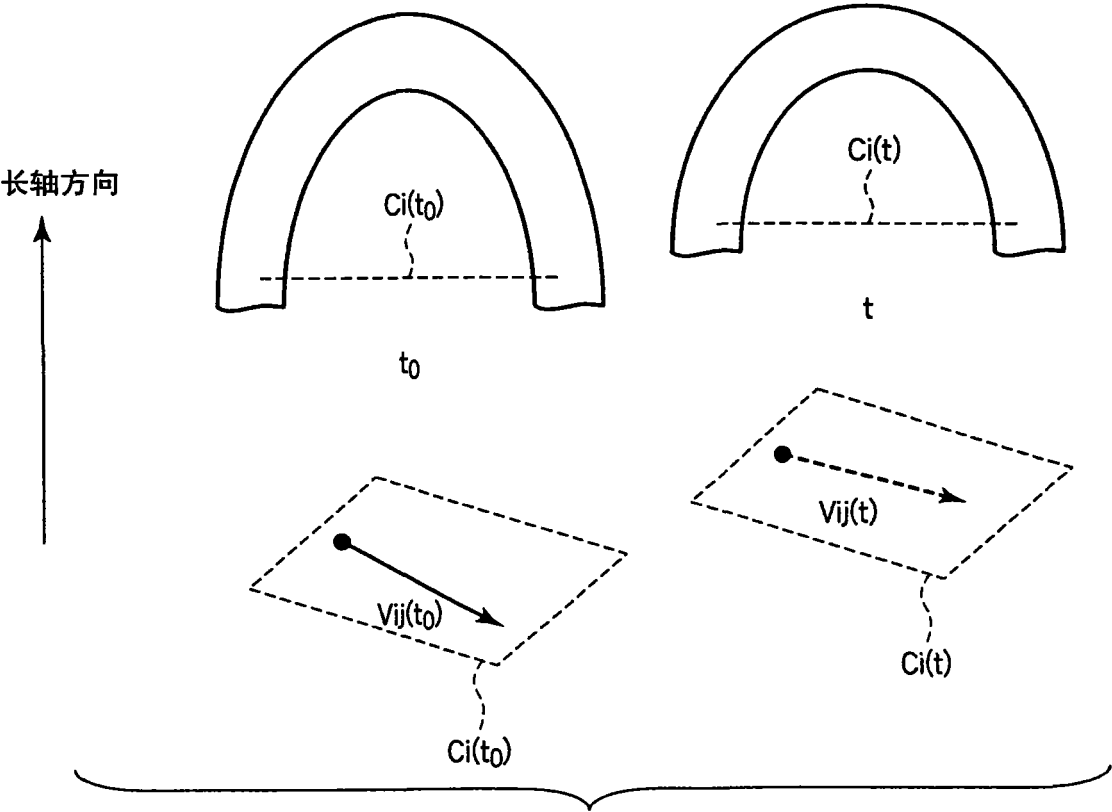


图13

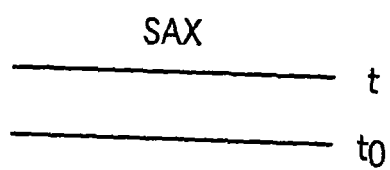


图14A

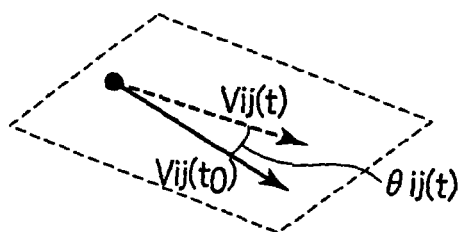


图14B

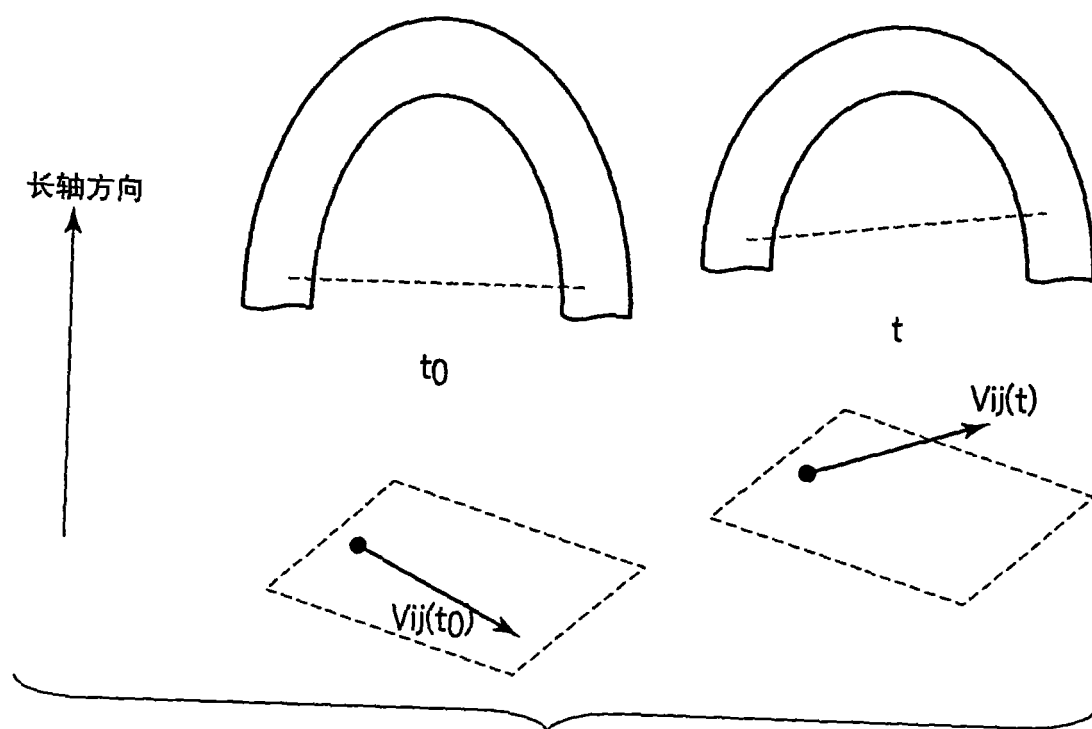


图15



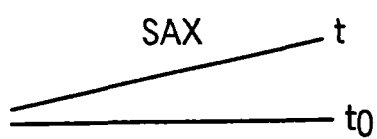


图16A

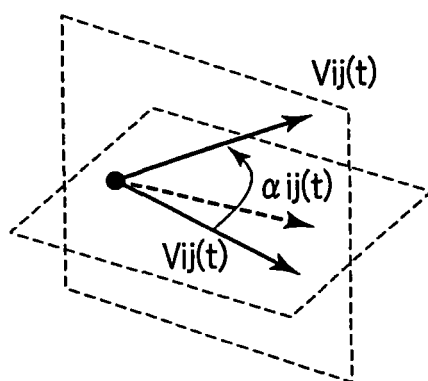


图16B

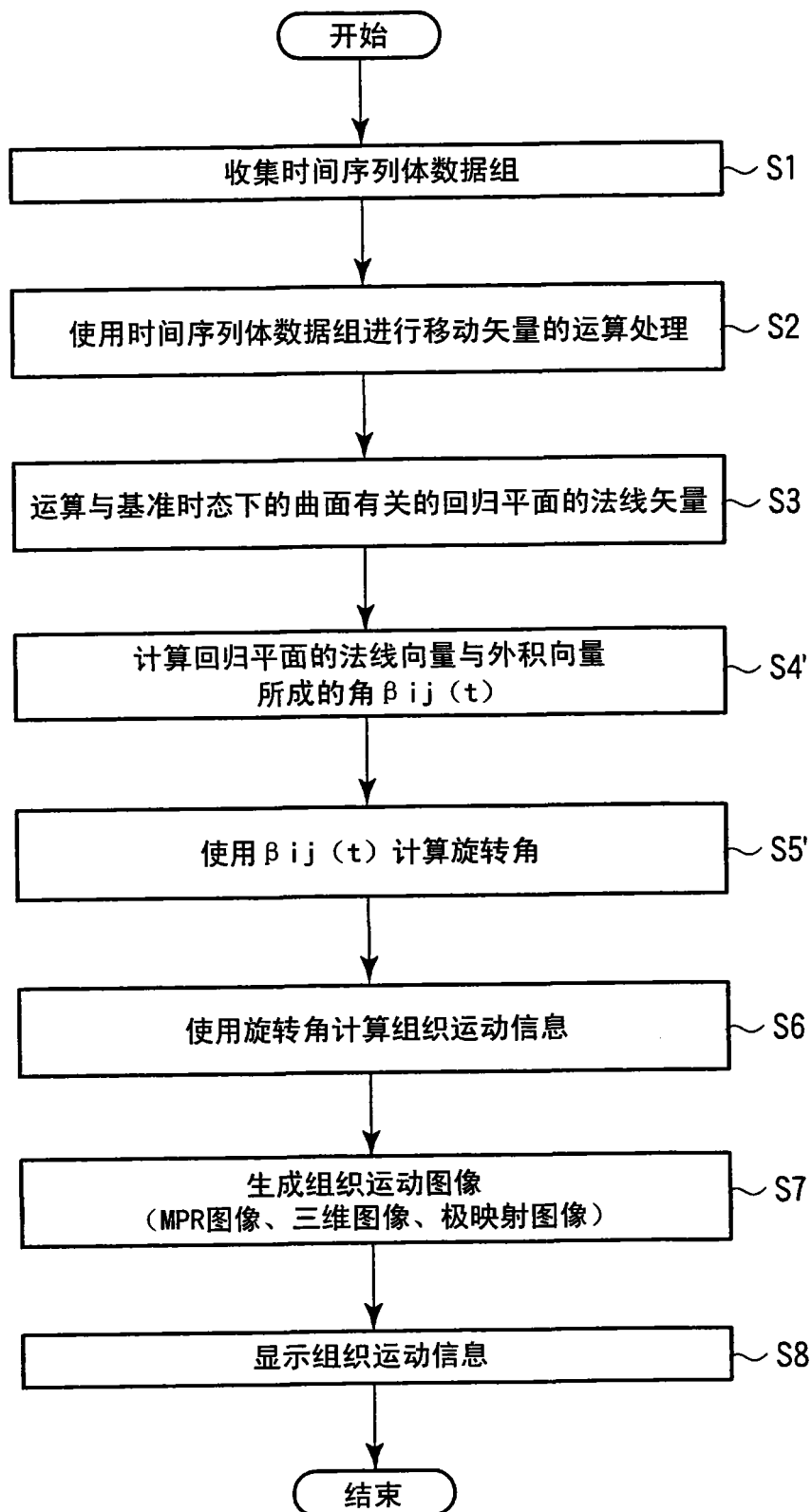


图17

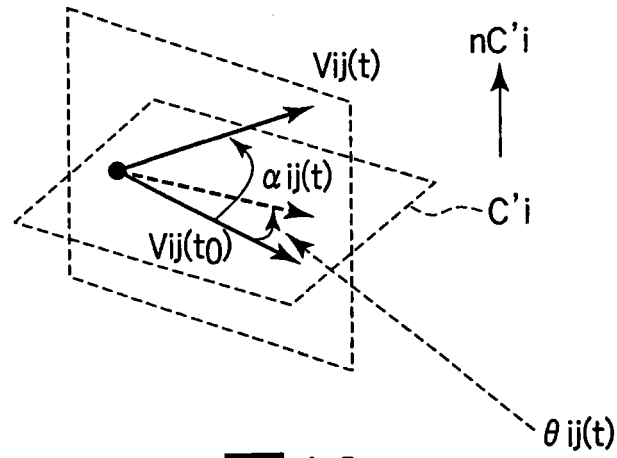


图18

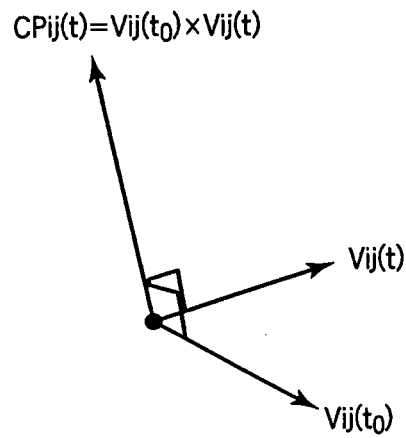
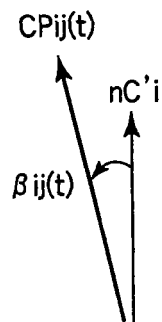


图19



$$\langle n_{C'i}, C_{Pij}(t) \rangle = |n_{C'i}| |C_{Pij}(t)| \cos(\beta_{ij}(t))$$

图20

专利名称(译)	超声波诊断装置、图像处理装置及图像处理方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN101658433A</a>	公开(公告)日	2010-03-03
申请号	CN200910171012.X	申请日	2009-08-28
[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		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/0883 A61B6/503 A61B8/14 A61B8/483 A61B8/523 G01S15/8993		
代理人(译)	黄剑锋		
优先权	2008222648 2008-08-29 JP		
其他公开文献	CN101658433B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

一种超声波诊断装置、图像处理装置及图像处理方法，对于以心脏壁为代表的运动组织，在三维空间内定义有关基准时态的回归平面的法线矢量。并且，利用回归平面的法线矢量计算各时态的各顶点( $P_{ij}(t)$ )的向回归平面的正交射影矢量、计算该正交射影矢量彼此所成的角，从而取得各时态的各顶点( $P_{ij}(t)$ )相对于基准时态的局部的旋转角。

