

[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 200810145645.9

[43] 公开日 2009年2月11日

[11] 公开号 CN 101361665A

[22] 申请日 2008.8.7

[21] 申请号 200810145645.9

[30] 优先权

[32] 2007.8.10 [33] JP [31] 2007-209959

[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 吴丽丽

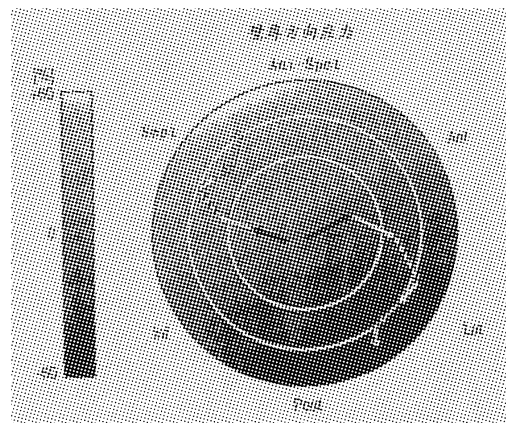
权利要求书4页 说明书13页 附图9页

### [54] 发明名称

超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及方法

### [57] 摘要

本发明的超声波诊断装置使用映射了运动信息的每个时间相位的三维映射像，对每个时间相位搜索局部区域中的运动信息的峰值，根据其结果，作成表示局部峰值部位的时间性变动的轨迹线等，例如与映射像重叠地进行显示。观察者通过观察所显示的映射图像上的轨迹线，能够直接掌握心脏的机械式兴奋的时空传播的状况。



1. 一种超声波诊断装置，其特征在于包括：

针对心脏组织，使用以第一时刻为基准在第一期间中收集到的多个个体数据即第一体数据群，生成上述第一期间中的第一组织运动信息的运动信息生成单元；

对于上述第一期间生成第一时序组织运动信息图像的图像生成单元；

使用上述第一时序组织运动信息图像，抽出上述组织运动信息的局部区域，由此生成表示上述心脏组织的机械式兴奋的时空传播的状况的第一兴奋传播信息的传播信息生成单元；

显示上述第一兴奋传播信息的显示单元。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述图像生成单元通过使用包含渲染的重构处理、或以心尖部作为极将心基部作为周边的极座标格式的重构处理的方法进行显影，而对于上述第一期间生成第一时序组织运动信息图像。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述图像生成单元将上述第一组织运动信息显影在心脏内膜上，从而对于上述第一期间生成时序组织运动信息图像。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述传播信息生成单元搜索出上述第一组织运动信息具有局部峰值的至少一个部位，生成包含将搜索出的上述具有局部峰值的部位与时间相位对应起来而表示的信息的上述第一兴奋传播信息。

5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置，其特征在于：

将上述具有局部峰值的部位与时间相位对应起来而表示的信息是上述具有局部峰值的部位的各时间相位的轨迹。

6. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述显示单元对每个时间相位分配不同的色彩来显示上述轨迹。

7. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述传播信息生成单元使用上述第一期间中的上述第一组织运动信息，对每个时间相位计算出上述具有局部峰值的部位的移动速度，生成包含上述计算出的移动速度的上述兴奋传播信息。

8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述传播信息生成单元针对上述第一组织运动信息而抽出具有规定阈值以上的值的至少一个部位作为特异区域，生成包含将上述特异区域与时间相位对应起来表示的信息的上述兴奋传播信息。

9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述运动信息生成单元针对上述心脏组织，使用在将与上述第一时刻不同的第二时刻作为基准的第二期间中收集到的多个个体数据即第二个体数据群，生成上述第二期间中的第二组织运动信息，

上述图像生成单元对于上述第二期间，生成第二时序组织运动信息图像，

上述传播信息生成单元使用上述第二时序组织运动信息图像，生成表示上述心脏组织的机械式兴奋的时空传播的状况的第二兴奋传播信息，

与上述第一兴奋传播信息和上述第一时序组织运动图像同时或交替地，上述显示单元显示上述第二兴奋传播信息和上述第二时序组织运动图像。

10. 根据权利要求9所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述第一组织运动信息和上述第二组织运动信息是同一种类的运动信息。

11. 根据权利要求9所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述第一组织运动信息和上述第二组织运动信息是不同类型的运动信息。

12. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述运动信息生成单元针对上述心脏组织，使用上述第一个体数据群，生成上述第一期间中的第二组织运动信息，

上述图像生成单元对于上述第一期间，生成第二时序组织运动信

息图像，

上述传播信息生成单元使用上述第二时序组织运动信息图像，生成表示上述心脏组织的机械式兴奋的时空传播的状况的第二兴奋传播信息，

与上述第一兴奋传播信息和上述第一时序组织运动图像同时或交替地，上述显示单元显示上述第二兴奋传播信息和上述第二时序组织运动图像。

13. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述显示单元将用于掌握与上述组织有关的解剖学部分的方位的对应方式的支持信息与上述组织运动图像一起进行显示。

14. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述组织运动信息是组织的局部失真、旋转、扭曲、变位、或作为它们的时间变化率的失真率、旋转率、扭曲率、速度的任意一个。

15. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述运动信息生成单元通过模式匹配的处理，计算出组织的局部区域的移动向量信息，通过包含使用了上述移动向量信息的跟踪的处理，生成组织的运动信息。

16. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述运动信息生成单元生成分离为心脏的壁厚方向、长轴的切线方向、圆周方向的各分量的组织运动信息。

17. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述传播信息生成单元使用以上述组织运动信息的空间峰值为基准的相对阈值，抽出上述局部区域。

18. 一种超声波图像处理装置，其特征在于包括：

针对心脏组织，利用以第一时刻为基准在第一期间中收集到的多个个体数据即第一体数据群，存储上述第一期间中的第一组织运动信息的存储单元；

对于上述第一期间生成第一时序组织运动信息图像的图像生成单元；

使用上述第一时序组织运动信息图像，抽出上述组织运动信息的局部区域，由此生成表示上述心脏组织的机械式兴奋的时空传播的状况的第一兴奋传播信息的传播信息生成单元；

与上述第一时序组织运动图像一起显示上述第一兴奋传播信息的显示单元。

19. 一种超声波图像处理方法，其特征在于包括：

针对心脏组织，使用以第一时刻为基准在第一期间中收集到的多个个体数据即第一体数据群，生成上述第一期间中的第一组织运动信息；

对于上述第一期间生成第一时序组织运动信息图像；

使用上述第一时序组织运动信息图像，抽出上述组织运动信息的局部区域，由此生成表示上述心脏组织的机械式兴奋的时空传播的状况的第一兴奋传播信息；

与上述第一时序的组织运动图像一起显示上述第一兴奋传播信息。

## 超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及方法

### 技术领域

本发明涉及利用三维地被分析了的心壁运动信息，提供能够直接掌握或能够分析心脏的机械式兴奋的时空变化的情况的信息，主要支持缺血性疾病等的诊断的超声波诊断装置等。

### 背景技术

客观并且定量地对与心肌等身体组织有关的运动和功能进行评价对于该组织的诊断非常重要。在使用了超声波图像处理装置的图像诊断中，也主要以心脏为例试验了各种定量的评价方法。例如已知在正常的心肌的收缩期中，在壁厚方向(短轴)上其厚度增加(thickening)，在长轴方向上其长度收缩(shortening)。一般该thickening和shortening可以说其运动方向呈现相互垂直不同的顺序，另一方面通过观察它们的运动而评价心肌壁运动，揭示出例如心肌梗塞等心脏疾病相关的诊断支持的可能性。

另外，作为显示心脏的内膜面等的运动的技术，例如已知三维表面渲染显示、牛眼显示(或Polar-map显示)。作为典型例子，可以列举4维TSI(Tissue Synchronization Imaging)、CFM(Contraction Front Mapping)等。通过使用这些方法，可以定量地观察与心壁的运动信息有关的三维分布的状况。

但是，在近年的研究中，了解了例如在缺血性心疾病等的诊断中，调查作为心脏泵的机械式运动(机械式兴奋)的时空传播的情况。

但是，在现有的心壁的运动信息的显示方法中，无法直接掌握机械式兴奋的时空传播的状况或定量化。例如，CFM以掌握收缩峰值定时的部位间的错开为目的，因此无法直接掌握心壁运动的时空传播的状况。例如，在非专利文献1所揭示的技术中，提供某时间相位下的

位于收缩峰值的部位的分布像。因此，能够掌握收缩峰值定时的部位间的错开，但不能直接掌握壁运动的时空传播的状况。

### 发明内容

本发明就是鉴于上述情况而提出的，其目的在于：提供一种能够利用三维分析后的心壁运动信息，提供可直接掌握并分析心脏的机械式兴奋的时空传播的状况的信息，主要支持缺血性疾病等的诊断的超声波诊断装置、超声波图像处理装置和超声波图像处理方法。

本发明的一个方面的发明是一种超声波诊断装置，具备：针对心脏组织，使用以第一时刻为基准在第一期间中收集到的多个个体数据即第一体数据群，生成上述第一期间中的第一组织运动信息的运动信息生成单元；对于上述第一期间生成第一时序的组织运动信息图像的图像生成单元；使用上述第一时序的组织运动信息图像，抽出上述组织运动信息的局部区域，由此生成表示上述心脏组织的机械式兴奋的时空传播的状况的第一兴奋传播信息的传播信息生成单元；显示上述第一兴奋传播信息的显示单元。

本发明的另一方面的发明是一种超声波图像处理装置，具备：针对心脏组织，利用以第一时刻为基准在第一期间中收集到的多个个体数据即第一体数据群，存储上述第一期间中的第一组织运动信息的存储单元；对于上述第一期间生成第一时序的组织运动信息图像的图像生成单元；使用上述第一时序的组织运动信息图像，抽出上述组织运动信息的局部区域，由此生成表示上述心脏组织的机械式兴奋的时空传播的状况的第一兴奋传播信息的传播信息生成单元；与上述第一时序的组织运动图像一起显示上述第一兴奋传播信息的显示单元。

本发明的另一方面的发明是一种超声波图像处理方法，包括：针对心脏组织，使用以第一时刻为基准在第一期间中收集到的多个个体数据即第一体数据群，生成上述第一期间中的第一组织运动信息；对于上述第一期间生成第一时序的组织运动信息图像；使用上述第一时序的组织运动信息图像，抽出上述组织运动信息的局部区域，由此生成

表示上述心脏组织的机械式兴奋的时空传播的状况的第一兴奋传播信息;与上述第一时序的组织运动图像一起显示上述第一兴奋传播信息。

#### 附图说明

图 1 是实施例 1 的超声波诊断装置 1 的结构图。

图 2 是表示在兴奋传播信息生成功能的处理(兴奋传播信息生成处理)中执行的各处理的流程的流程图。

图 3 是用于说明心脏的壁厚方向、长轴方向、圆周方向的图。

图 4 是表示显示单元 23 中的映射图像(表面渲染像)和兴奋传播信息的显示形式的位置例子的图。

图 5 是表示实施例 1 的映射图像(Polar-Mapping 像)和兴奋传播信息的显示形式的一个例子的图。

图 6 是表示对每个时间相位分配不同的色彩来描绘轨迹线的情况的显示例子的图。

图 7 是表示实施例 1 的映射图像和兴奋传播信息的显示形式的其他例子的图。

图 8 是表示在实施例 2 的兴奋传播信息生成处理中执行的各处理的流程的流程图。

图 9 是表示实施例 2 的映射图像和兴奋传播信息的显示形式的一个例子的图。

图 10 是表示实施例 2 的映射图像和兴奋传播信息的显示形式的其他例子的图。

#### 具体实施方式

以下,依照附图,说明本发明的实施例 1 和实施例 2。另外,在以下的说明中,对于具有大致相同功能和结构的构成要素,附加同一符号,只在必要的情况下进行重复说明。

另外,在以下的各实施例中,以将本发明的技术思想适用于超声波诊断装置中的情况为例子进行说明。但是,并不只限于此,本发明

的技术思想也可以适用于工作站、个人计算机等超声波图像处理装置。

另外，对于各实施例的各构成要素，特别是后述的移动向量处理单元 19、运动信息计算单元 37、兴奋传播分析单元 38（参考图 1），也可以通过将执行与该各构成要素相同的处理的软件程序安装到工作站等计算机、具有计算机功能的超声波诊断装置等中，将它们展开到存储器上，来实现。这时，能够使计算机执行该方法的程序也可以存储在磁盘（软盘（注册商标）、硬盘等）、光盘（CD-ROM、DVD 等）、半导体存储器等存储介质中来分发。

### （实施例 1）

图 1 是实施例 1 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、移动向量处理单元 19、图像生成单元 21、显示单元 23、控制单元（CPU）31、跟踪处理单元 33、体数据生成单元 35、运动信息计算单元 37、兴奋传播分析单元 38、存储单元 39、操作单元 41、发送接收单元 43。另外，在将本发明适用于超声波图像处理装置的情况下，图 1 的虚线内为其构成要素。

超声波探头 11 根据来自发送单元 13 的驱动信号产生超声波，具有将来自被检体的反射波变换为电信号的多个压电振子、设置在该压电振子上的匹配层、防止超声波从该压电振子向后方传播的衬垫材料等。如果从该超声波探头 11 向被检体发送超声波，则由于生物体组织的非线性特性等，随着超声波的传播而产生各种谐波分量。构成发送超声波的基波和谐波分量由于体内组织的音响阻抗的边界、微小散射等而向后方散射，作为反射波（回波）由超声波探头 11 接收。

发送单元 13 具有未图示的延迟电路和脉冲产生电路等。在脉冲产生电路中，以规定的速率频率  $f_r$  Hz（周期： $1/f_r$  秒），循环产生用于形成发送超声波的速率脉冲。另外，在延迟电路中，对各速率脉冲施加对每个信道将超声波聚波为波束状并且决定发送方向性所需要的延迟时间。发送单元 13 在基于该速率脉冲的定时下，向每个振子施加驱动脉冲使得朝向规定的扫描线形成超声波波束。

接收单元 15 具备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，对每个信道放大经由探头 11 取得的回波信号。在 A/D 变换器中，对放大后的回波信号施加决定接收方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，生成与规定的扫描线对应的超声波回波信号。

B 模式处理单元 17 对从接收单元 15 接收到的超声波回波信号实施包络线检波处理，从而生成与超声波回波的振幅强度对应的 B 模式信号。

移动向量处理单元 19 在时间相位不同的 2 个体数据之间，利用模式匹配处理而检测出组织的移动位置，根据该移动位置，求出各组织的移动量（或速度）。具体地说，对一个体数据内的关注区域，求出类似性最高的另一个体数据内的对应区域。通过求出该关注区域与对应区域之间的距离，能够求出组织的移动量。另外，通过将该移动量除以体（volume）间的时间差，能够求出组织的移动速度。通过在体（volume）上的各位置在体双极（volume bipolar）上进行该处理，能够取得各组织的变位（移动向量）或与组织的变位有关的时空分布数据。另外，在此，将体数据定义为具有三维位置信息的接收信号的集合（即具有空间信息的接收信号的集合）。

图像生成单元 21 生成表示 B 模式信号在规定断层中的二维分布的 B 模式超声波像。另外，图像生成单元 21 根据计算出的组织运动信息，利用表面渲染（surface rendering）、Polar-Mapping 等方法，生成映射了该运动信息的二维图像或三维图像。

显示部件 23 根据来自图像生成单元 21 的视频信号，如后述那样以规定的形式将组织运动信息等显示为图像。另外，显示部件 23 在显示多个图像的情况下，显示出用于支持图像间的位置对应的标记（marker）。

控制单元（CPU）31 具有作为信息处理装置（计算机）的功能，静态或动态地控制本超声波诊断装置本体的动作。特别地，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上，

来实现后述的组织运动信息显示功能。

运动信息计算单元 37 根据移动向量处理单元 19 输出的时空分布数据，对每个时间相位生成组织运动信息。在此，组织运动信息例如是指心壁等规定的组织的与规定方向有关的变位、变位率、失真、失真率、移动距离、速度、速度斜率、以及其他能够对组织运动取得的物理信息。

兴奋传播信息分析单元实现后述的兴奋传播信息生成功能。

存储单元 39 是磁盘（软盘（注册商标）、硬盘等）、光盘（CD-ROM、DVD 等）、半导体存储器等存储介质、以及读出记录在这些介质中的信息的装置。在该存储单元 39 中，存储发送接收条件、规定的扫描时序、与各时间相位对应的原始数据、超声波图像数据（例如根据组织多普勒模式、B 模式等摄影了的组织图像数据）、预先生成的每个时间相位的体数据、与移动向量有关的时空分布数据、用于实现后述的兴奋传播生成功能的程序、诊断信息（患者 ID、医生的意见等）、诊断协议、身体标记生成程序等。

操作单元 41 与装置本体连接，具有用于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、后述的兴奋传播生成功能中的任意的组织运动信息和任意心时间相位的选择等的鼠标、跟踪球、模式切换开关、键盘等。

发送接收单元 43 是经由网络与其他装置进行信息的发送接收的装置。通过发送接收单元 43，能够经由网络将在本超声波诊断装置 1 中得到的超声波图像等的数据和分析结果等转送到其他装置。

（兴奋传播信息生成功能）

接着，说明本超声波诊断装置 1 所具备的兴奋传播信息生成功能。该功能利用三维分析后的心壁运动信息，生成并提供能够直接掌握心脏的机械式兴奋的时空传播的状况的信息（兴奋传播信息）。

图 2 是表示兴奋传播信息生成功能的处理（兴奋传播信息生成处理）中执行的各处理的流程的流程图。以下说明各处理。

[时序体数据的收集：步骤 S1]

首先,针对与某患者有关的心脏的希望观察部位或心脏全体等,收集至少一个心跳以上的期间中的时序的体数据(以下称为时序体数据群),其作为基准的收集时刻是不同的(步骤 S1)。

即,将某时刻  $t_i$  作为基准,利用二维阵列探头,针对与某患者有关的心脏的希望观察部位,从心尖附近收集时序(至少一个心跳量)的体数据。在此,作为基准的时刻  $t_i$  是指用于识别数据收集时刻的时间信息。

#### [组织运动信息的生成: 步骤 S2]

接着,生成各组织运动信息(步骤 S2)。即,移动向量处理单元 19 在构成所收集到的时序体数据群的与 1 个心跳以上的各时间相位对应的体数据中的规定的时间相位的体数据中,根据来自用户的指示等,抽出心肌部位,通过三维的模式匹配处理,在时间上跟踪所抽出的局部心肌部位,由此计算出时空的移动向量信息(步骤 S2a)。运动信息计算单元 37 利用计算出的时空移动向量信息,三维地计算心壁运动信息,生成包括 1 个心跳以上的三维运动信息的组织运动信息群(步骤 S2b)。

在本实施例中,为了具体进行说明,假设在本步骤 S2 中生成与 Radial-strain 有关的组织运动信息群。但是,这只是示例,并不只限于此例。作为生成对象的心壁运动信息,例如可以列举与向壁厚度的变化有关的运动信息(Radial-strain、Radial-strain rate)、与向长轴方向(例如长轴的切线方向)的变化有关的运动信息(Longitudinal-strain、Longitudinal-strain rate)、与向圆周方向的变化有关的运动信息(Circumferential-strain、Circumferential-strain rate)、与短轴面间的面积重心有关的运动信息(Rotation、Rotation rate)、不同的短轴面间的旋转的差分即运动信息(Twist、Twist rate)用短轴面间的距离对 Twist 信息进行了标准化的运动信息(Torsion、Torsion rate)、与移动距离有关的运动信息(Displacement、Velocity)等。图 3 示例了壁厚方向、长轴方向、圆周方向。通过初始设置、或来自操作单元 41 的选择操作,来决定生成上述心壁运动信息的哪个。

### [步骤 S3: 运动信息映射图像的生成]

接着, 使用组织运动信息群, 生成映射了运动信息的时序映射图像 (步骤 S3)。例如, 图像生成单元 21 使用组织运动信息群, 对所生成的与向壁厚方向的变化有关的 Radial-strain 进行彩色编码, 并映射到心肌的对应部位上, 由此对每个时间相位作成表面渲染像。另外, 映射组织运动信息的方法并不只限于表面渲染处理。例如只要是 Polar-map 等有一览性的显示, 则也可以是任意的的方法。

### [局部峰值的搜索: 步骤 S4a]

接着, 使用所生成的时序 (即每个时间相位) 的表面渲染像, 执行各时间相位的局部峰值的搜索 (步骤 S4a)。即, 兴奋传播分析单元 38 在通过规定的方法选择出的初始相位  $t_0$  的表面渲染像全体中, 搜索运动信息为极大值 (或极小值) 的部位。兴奋传播分析单元 38 在下一个时间相位  $t_1$  的表面渲染像上, 以在上述时间相位  $t_0$  搜索出的部位所对应的位置为基准设定规定的局部区域, 搜索该局部区域内的具有运动信息的极大值 (或极小值) (局部峰值) 的部位 (不限于一个)。进而, 兴奋传播分析单元 38 在时间相位  $t_1$  的下一个时间相位  $t_2$  在表面渲染像上, 以在上述时间相位  $t_1$  搜索出的部位所对应的位置为基准设定规定的局部区域, 搜索该局部区域内的具有局部峰值的部位。以后, 针对时序的表面渲染像的全部, 执行同样的局部峰值的搜索。

另外, 本兴奋传播信息生成功能对局部区域的形状、大小并没有特别的限定。但是, 理想的是例如与被检体的心周期或病情等对应地进行变更。另外, 也可以例如与在初始时间相位设定的局部区域的移动速度对应地, 动态地变更以上的时间相位的局部区域的形状和大小。另外, 可以根据时间相位间的移动量和帧时间间隔, 计算出局部区域的移动速度。

### [兴奋传播信息的生成: 步骤 S5]

接着, 使用搜索出的每个时间相位的局部峰值, 生成兴奋传播信息 (步骤 S5)。即, 兴奋传播分析单元 38 根据搜索出的每个时间相

位的局部峰值，作为兴奋传播信息而生成表示具有局部峰值的部的时间性变动的轨迹线。

#### [兴奋传播信息和映射像的显示：步骤 S6]

接着，控制单元 31 控制显示单元 23，使得与映射图像一起显示兴奋传播信息。

图 4 是表示显示单元 23 中的映射图像（表面渲染像）和兴奋传播信息的显示形式的位置例子的图。另外，图 5 是表示显示单元 23 中的映射图像（Polar-Mapping 像）和兴奋传播信息的显示形式的位置例子的图。在各图中，作为轨迹线与当前的映射图像重叠地显示兴奋传播的状况，并且经时地逐次更新。因此，观察者通过观察动画地显示出的兴奋传播信息和映射图像，能够直接并且在视觉上掌握心脏的机械式兴奋的传播状况。

另外，也可以根据需要，作为与希望的时间相位有关的静止图像来显示映射图像和兴奋传播信息。

另外，在兴奋传播信息和映射图像的显示中，如图 4、图 5 所示那样，也可以将用于对与映射图像的心肌部位有关的解剖学上的部分（segment）进行定位（orientation）的支持信息（即 Sept/Ant/Lat/Post/Inf 的文字信息）设置在对应的心脏壁位置而进行标记显示。

例如通过在数据收集时将预先规定的断面（心尖四腔像、心尖二腔像等）设置为显示格式，与该显示格式对应地由用户调整调整探头位置，来实现该用于定位的图像和解剖学上的部分的对应。通过进行这样的标记显示，能够一边掌握在解剖学上看着心脏的哪里，一边观察表示心脏的机械式兴奋的时空传播状况的信息。

#### （应用例子 1）

在本兴奋传播信息生成功能中，也可以与轨迹一起对各时间相位计算出局部峰值位置的速度，并包含在兴奋传播信息中进行显示。可以根据各时间相位的移动方向和移动量、帧间的时间，计算局部峰值位置的速度。另外，对于局部峰值位置的速度，也可以将与各时间相

位对应的轨迹线作为向量，表现为该向量的长度。

(应用例子 2)

在本兴奋传播信息生成功能中，也可以对每个时间相位分配不同的色彩地来描绘显示轨迹线，使得能够与心时间相位对应。这时，理想的是例如如图 6 所示那样，同时显示出表示哪个色彩与哪个时间相位对应的色彩条。在这样显示色彩条的情况下，如图 6 所示那样附加心电图 (ECG) 波形和对比颜色的显示是适合的。

另外，每个时间相位的轨迹显示的方法并不只限于该例子。例如如果是对轨迹的每个区间附加表示时间相位的文字信息等的能够判断出时间相位的显示形式，则可以是任意的。

(应用例子 3)

也可以例如如图 7 所示那样，同时显示 (或交替显示) 出以下的各兴奋传播信息，即该各兴奋传播信息是在步骤 S1 中收集基准时刻不同的多个时序体数据 (例如将作为基准的时刻分别设定为  $t_i$ 、 $t_j$  的 2 个)，使用它们执行上述步骤 S2 ~ S4 的兴奋传播信息生成处理，由此而得到的。本应用例子对于以下的情况特别有益，即例如在假设一个时序体数据群是治疗前，另一个时序体数据群是治疗后的情况，或者对施压 (stress) 回波的时间相位 (例如施压前和施压后等) 进行比较的情况等，每隔一定期间观察状况的情况。

另外，在图 7 所示的例子中，示例了运动信息都是 Radial-strain 的情况。但是，并不只限于此，也可以对 Phase (i) 和 Phase (j) 显示出不同种的运动信息。

(应用例子 4)

也可以同时显示 (或交替显示) 重叠了以下这样的各兴奋传播信息的各映射图像，即该各兴奋传播信息是在步骤 S2 中根据一个时序体数据群生成不同的多个运动信息 (例如 radial-strain 和 Longitudinal-strain 等)，使用它们执行上述步骤 S3、S4 的兴奋传播信息生成处理，其结果所得到的。

根据这样的结构，能够迅速并且容易地识别出多个不同的心壁运

动信息和兴奋传播信息，能够三维地掌握该复合的情况。

(效果)

根据以上所述的结构，能够得到以下的效果。

根据本超声波诊断装置，使用映射了运动信息的每个时间相位的三维映射像，对每个时间相位搜索局部区域的运动信息的峰值，根据其结果作成表示局部的峰值部位的时间性变动的轨迹线等，例如与映射像重叠地显示。观察者通过观察显示出的映射图像上的轨迹线，能够直接地掌握心脏的机械式兴奋的时空传播的状况。

另外，在本超声波诊断装置中，可以根据需要，计算出与局部峰值对应的部位的每个时间相位的移动速度，将其包含在兴奋传播信息中进行显示。因此，观察者通过观察包含在兴奋传播信息中的每个时间相位的移动速度，能够定量地掌握心脏的机械式兴奋的时空传播的状况。

(实施例2)

接着，说明本发明的实施例2。

实施例1的超声波诊断装置时空地跟踪具有局部峰值的部位，利用其结果掌握心脏的机械式兴奋的时空传播的状况。

与此相对，本实施例的超声波诊断装置并不限于局部峰值，而将具有某基准值(阈值)以上的值的部位作为特异区域而抽出，利用其结果生成兴奋传播信息。

另外，对于实施例1所述的应用例子，也可以适用于本实施例的超声波诊断装置中。

图8是表示在本实施例的兴奋传播信息生成处理中执行的各处理的流程的流程图。以下，说明各处理。

[步骤S1、S2、S3]

与实施例1实质上一样。

[特异区域的抽出：步骤S4b]

接着，使用所生成的时序(即每个时间相位)的表面渲染像，执行各时间相位的特异区域的抽出(步骤S4b)。即，兴奋传播分析单

元 38 在通过规定的方法选择出的初始时间相位  $t_0$  的表面渲染像全体中，抽出运动信息为规定的阈值以上的区域（特异区域）。兴奋传播分析单元 38 在下一个时间相位  $t_1$  的表面渲染像上，同样抽出运动信息为规定的阈值以上的特异区域。然后，针对时序的表面渲染像的全部，执行同样的特异区域的抽出。

另外，在本特异区域的抽出处理中使用的阈值的设定方法的一个例子是各时间相位的空间峰值  $\times \alpha$  ( $0 \leq \alpha < 1.0$ )，例如可以设定为  $\alpha = 0.9$  左右。另外， $\alpha$  的值当然可以设定为任意，例如通过增大  $\alpha$ ，可以限定于峰值点附近的部位，通过减小  $\alpha$  可以限定于广阔的峰值区域的部位而进行抽出。

[兴奋传播信息的生成：步骤 S5]

接着，兴奋传播分析单元 38 生成所抽出的每个时间相位的特异区域的时间性变动作为兴奋传播信息（步骤 S5）。

[兴奋传播信息和映射像的显示：步骤 S6]

接着，控制单元 31 控制显示单元 23，使其将兴奋传播信息与映射图像重叠进行显示。

图 9 是表示本实施例的映射图像和兴奋传播信息的显示形式的一个例子的图。另外，图 10 是表示  $\alpha$  的值比图 9 小的情况下的映射图像和兴奋传播信息的显示形式的一个例子的图。在各图中，将具有规定值以上的运动信息的特异区域显示在当前的映射图像上，并且经时地逐次更新。因此，观察者通过观察动画地显示出的兴奋传播信息和映射图像，能够直接并且在视觉上掌握心脏的机械式兴奋的传播的状况。

（效果）

根据以上所述的结构，能够得到以下的效果。

根据本超声波诊断装置，使用映射了运动信息的每个时间相位的三维映射像，针对规定的运动信息对每个时间相位抽出具有基准值以上的值的部位作为特异区域，根据其结果作成表现为特异区域的时间性变动的兴奋传播信息，例如与映射像重叠地进行显示。观察者通过观察所显示的映射图像上的特异区域，能够直接掌握心脏的机械式兴

奋的时空传播的状况。

另外，在本超声波诊断装置中，也可以根据需要，计算出特异区域的每个时间相位的移动速度，将其包含在兴奋传播信息中进行显示。因此，观察者通过观察包含在兴奋传播信息中的每个时间相位的移动速度，能够定量地掌握心脏的机械式兴奋的时空传播的状况。

另外，本发明并不只限于上述实施例自身，在实施阶段，在不脱离其宗旨的范围内，可以对构成要素进行变形而具体化。

另外，通过适当地组合上述实施例所揭示的多个构成要素，能够形成各种发明。例如，可以从实施例所示的全部构成要素中删除若干个构成要素。进而，可以适当地组合不同的实施例中的构成要素。

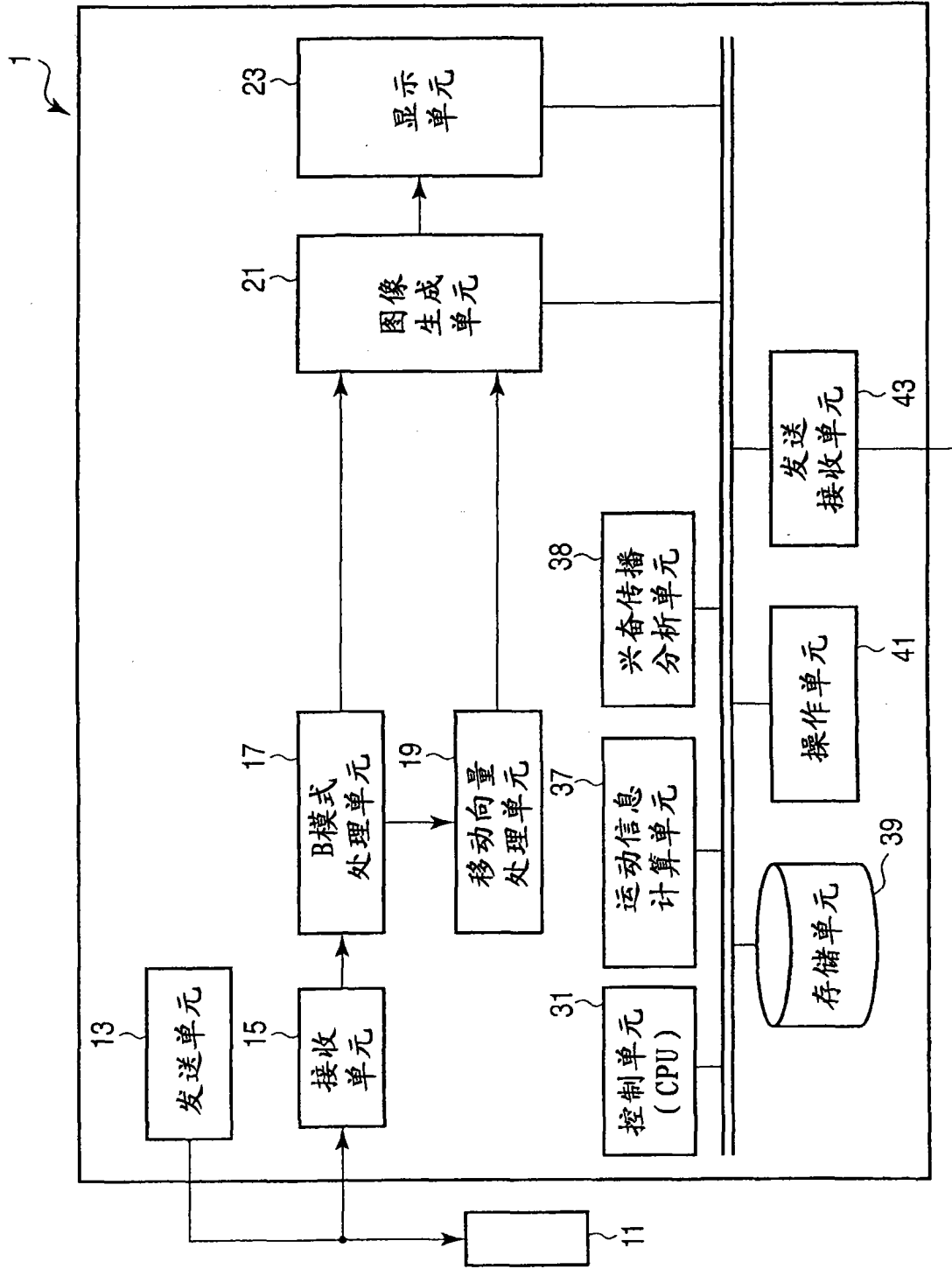


图1

(实施例1)

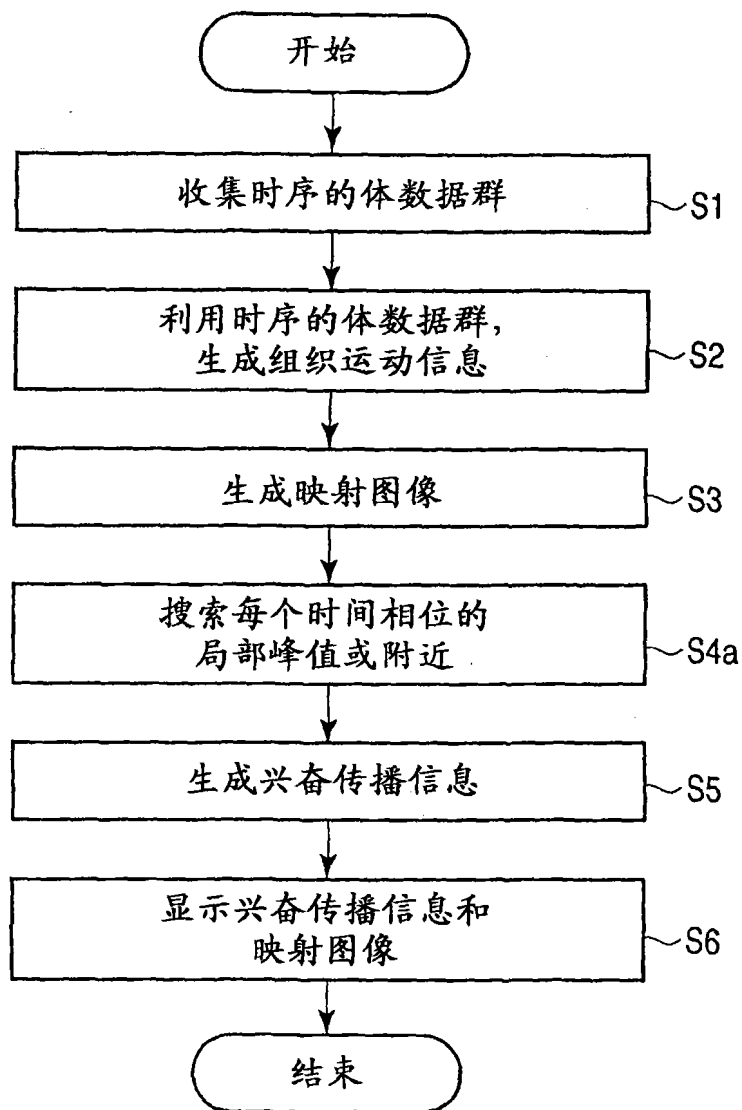
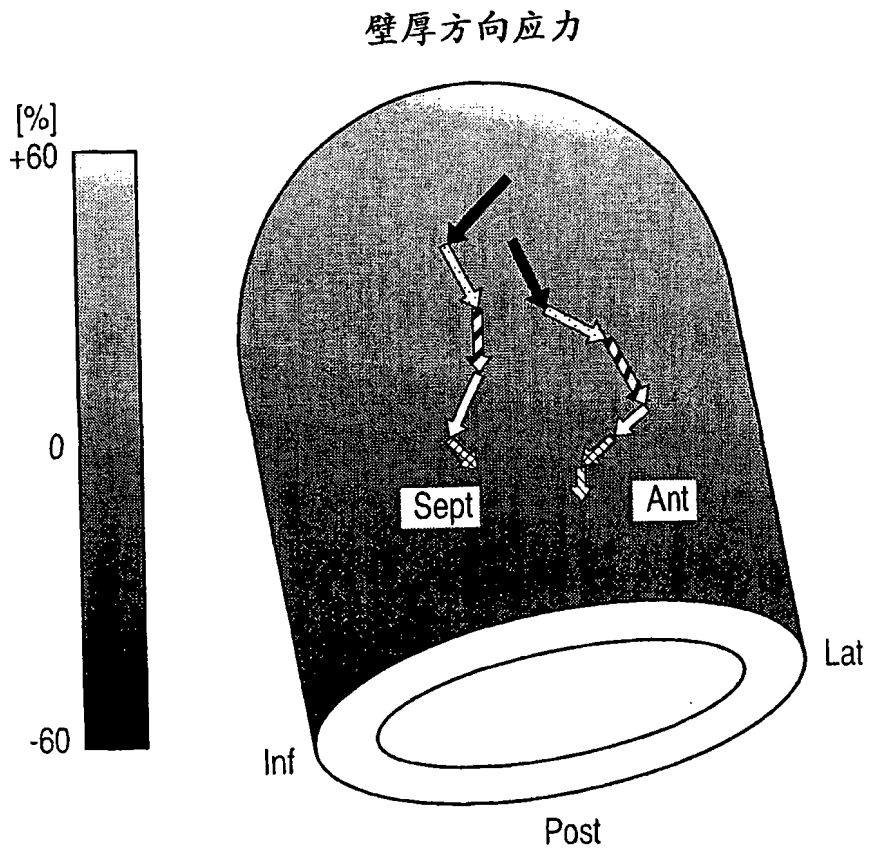
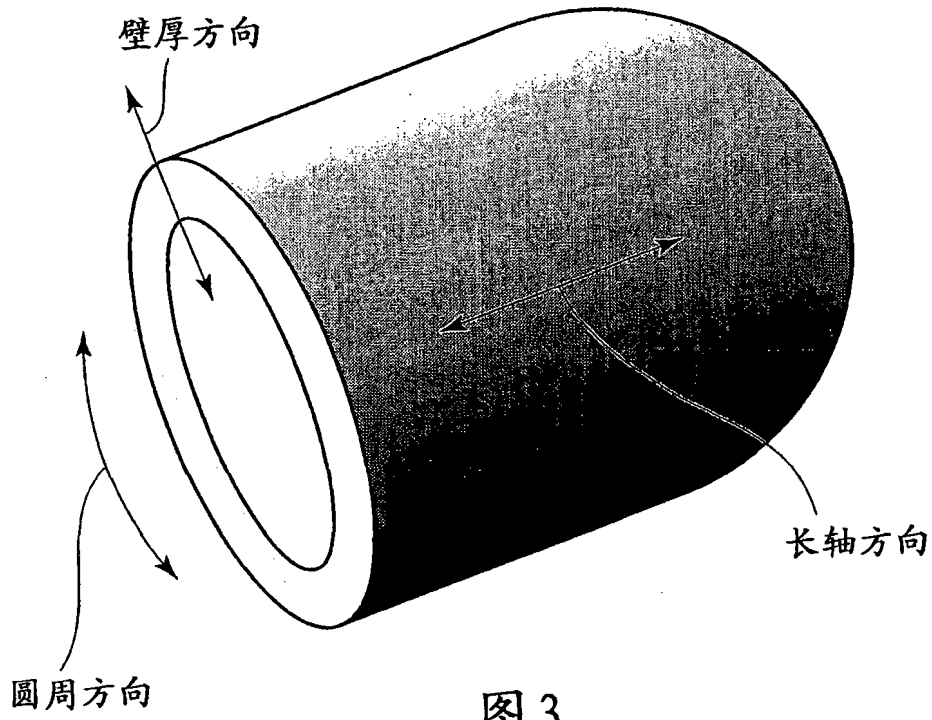


图2



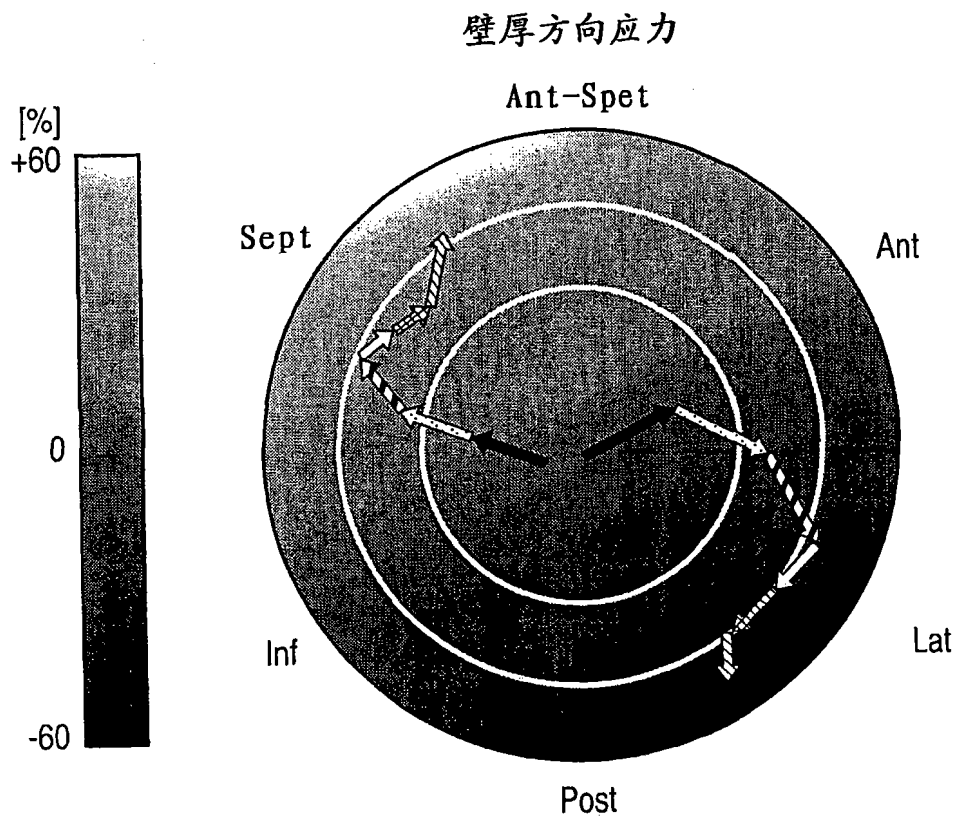


图5

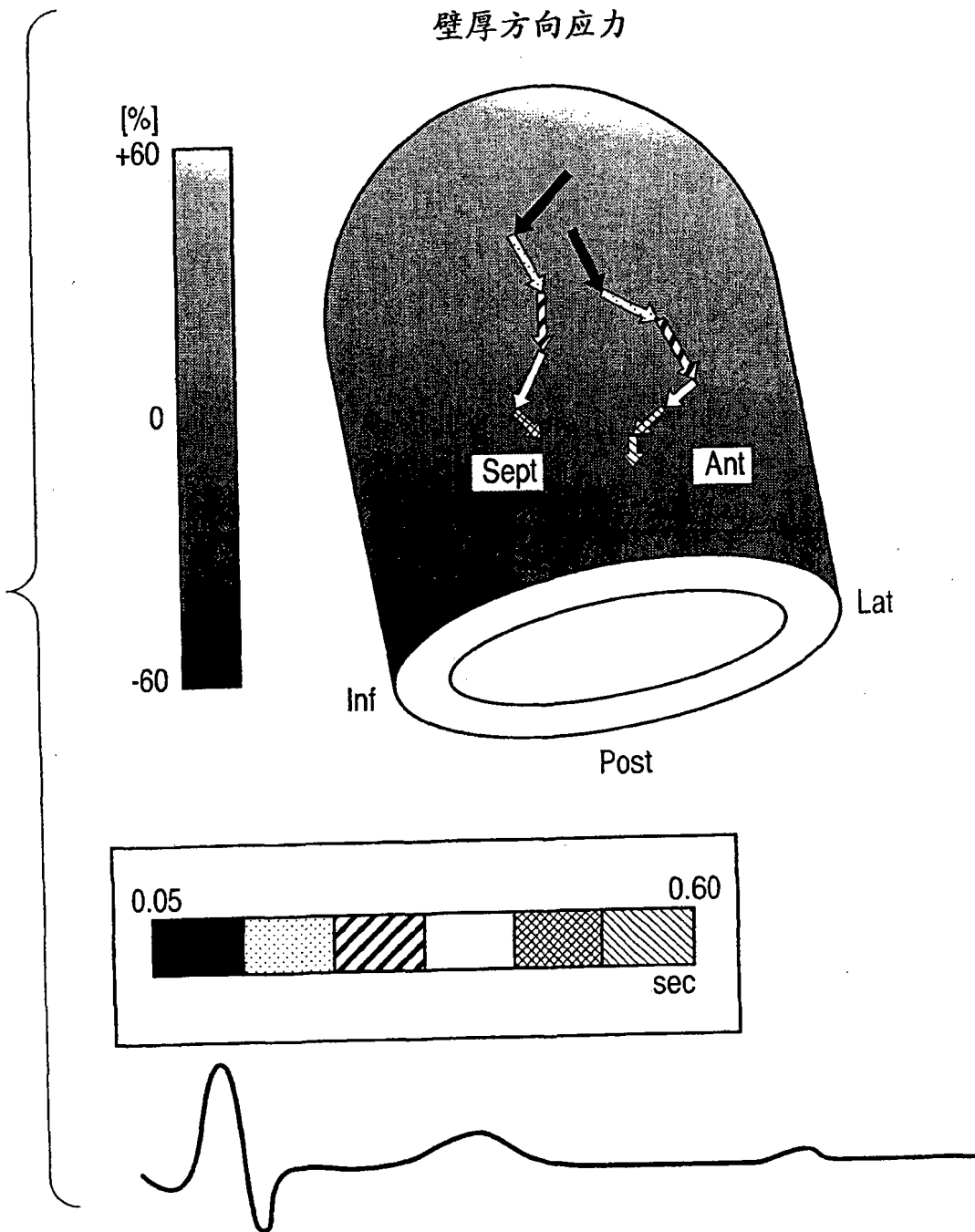


图6

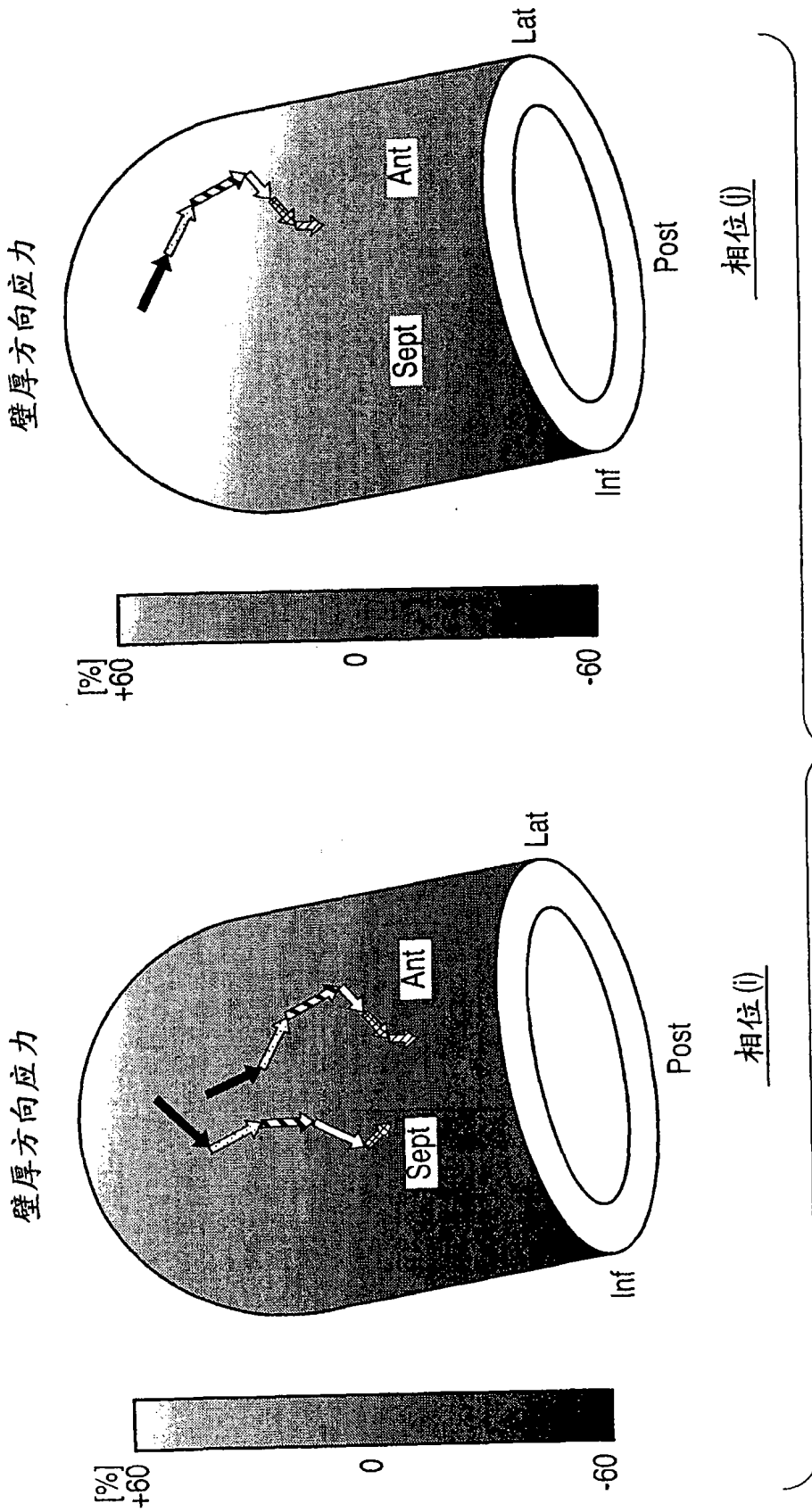


图7

(实施例2)

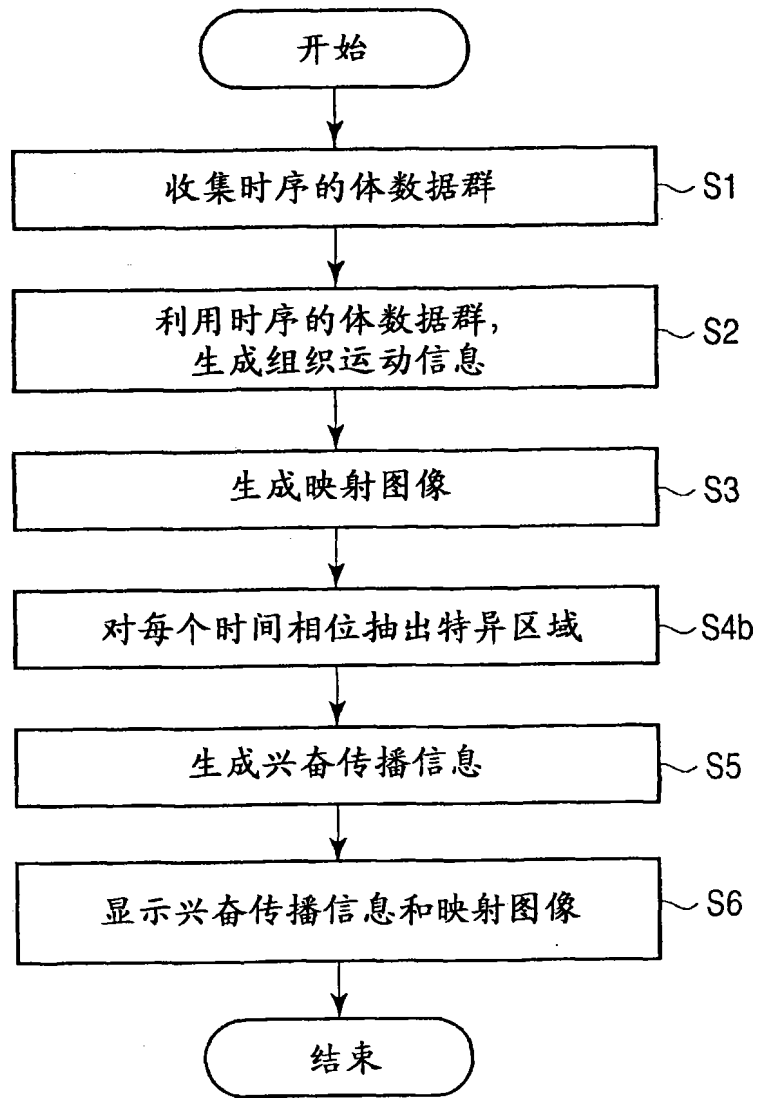


图 8

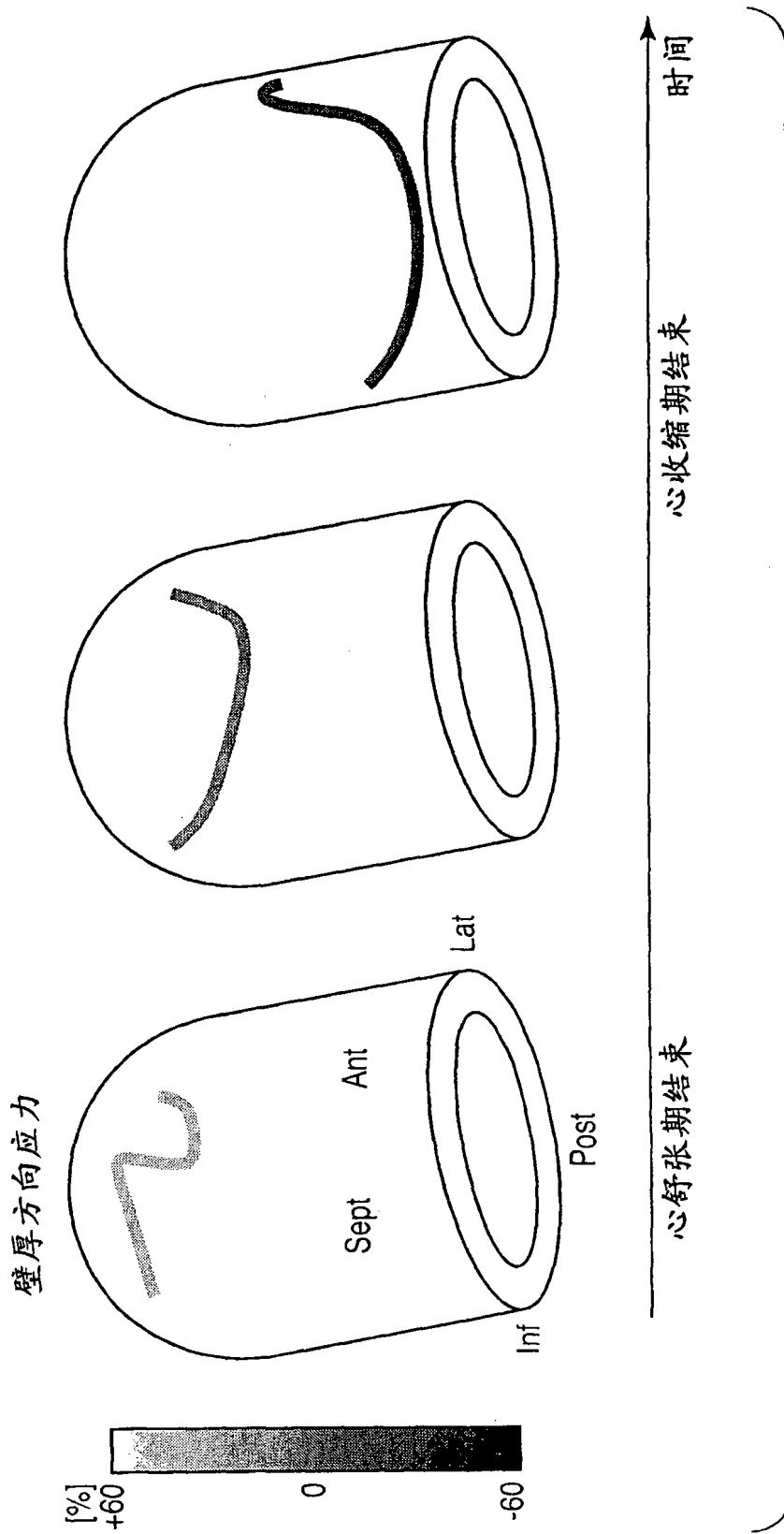


图9

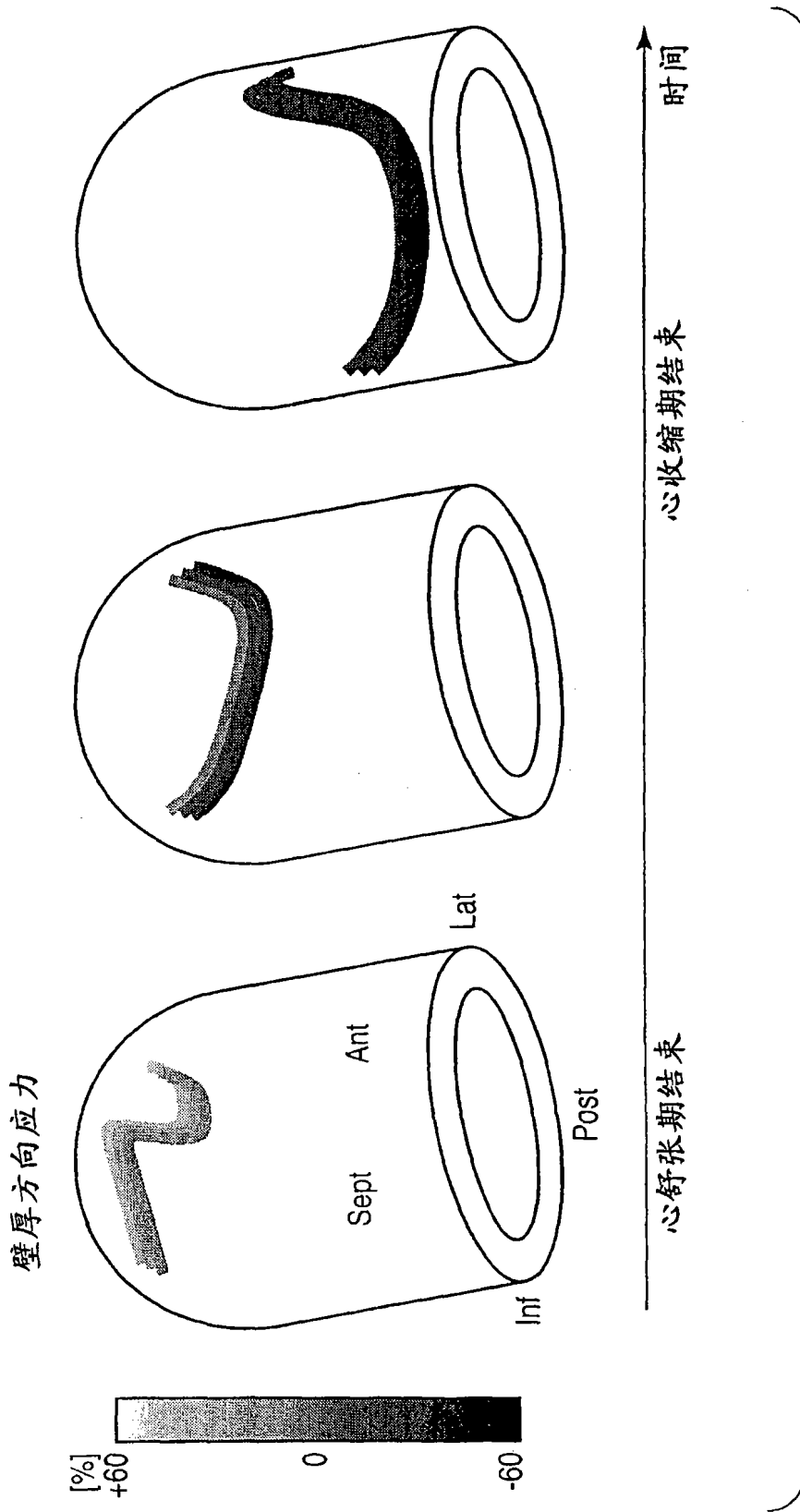


图10

专利名称(译)	超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN101361665A</a>	公开(公告)日	2009-02-11
申请号	CN200810145645.9	申请日	2008-08-07
[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 A61B8/5207 A61B8/0883 A61B8/14 A61B8/461 A61B8/5223		
代理人(译)	吴丽丽		
优先权	2007209959 2007-08-10 JP		
其他公开文献	CN101361665B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明的超声波诊断装置使用映射了运动信息的每个时间相位的三维映射像，对每个时间相位搜索局部区域中的运动信息的峰值，根据其结果，作成表示局部峰值部位的时间性变动的轨迹线等，例如与映射像重叠地进行显示。观察者通过观察所显示的映射图像上的轨迹线，能够直接掌握心脏的机械式兴奋的时空传播的状况。

