



# [12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200510116382.5

[43] 公开日 2006年4月26日

[11] 公开号 CN 1762307A

[22] 申请日 2005.10.21  
 [21] 申请号 200510116382.5  
 [30] 优先权  
     [32] 2004.10.22 [33] JP [31] 2004-308642  
 [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 中田一人

[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 王以平

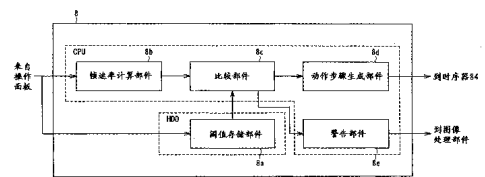
权利要求书 3 页 说明书 18 页 附图 15 页

## [54] 发明名称

超声波诊断装置和超声波诊断方法

## [57] 摘要

本发明的超声波诊断装置具备发送接收单元、血流像生成单元、多普勒波谱像生成单元和扫描时序设置单元。发送接收单元向被检体发送第 1 和第 2 超声波，从被检体接收第 1 和第 2 回波信号。血流像生成单元根据第 1 回波信号生成血流像。多普勒波谱像生成单元根据第 2 回波信号生成多普勒波谱像。扫描时序设置单元设置扫描时序使得交替地进行第 1 和第 2 超声波的发送接收。另外，将扫描时序变更为调节了总体次数的其他扫描时序，使得血流像的帧速率大于等于规定的设置值。



1. 一种超声波诊断装置，其特征在于包括：

5 向被检体发送用于得到血流像的第1超声波和用于得到多普勒波谱像的第2超声波，从上述被检体接收与上述第1超声波对应的第1回波信号和与上述第2超声波对应的第2回波信号的发送接收单元；

针对上述第1回波信号，通过实施包含自相关处理的处理而生成上述血流像的血流像生成单元；

10 根据上述第2回波信号，生成上述多普勒波谱像的多普勒波谱像生成单元；

设置扫描时序，使得通过交替地进行上述第1超声波的发送接收和上述第2超声波的发送接收，能够实质上同时地显示上述血流像和上述多普勒波谱像，并且将上述扫描时序变更为调节了与上述第1超声波的发送接收有关的总体次数的其他扫描时序，使得上述血流像的  
15 帧速率大于等于规定的设置值的扫描时序设置单元。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述扫描时序设置单元在上述血流像的上述帧速率小于上述规定的设置值的情况下，将上述扫描时序变更为针对上述第1超声波的发送接收降低了总体次数的扫描时序。

20 3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于还包括：

在上述总体次数小于等于规定值时，控制上述血流像生成单元，使得从上述第1回波信号检测出血流能量值，根据检测出的上述血流能量值生成上述血流像的血流像生成控制单元。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于还包括：

25 针对与发送到上述被检体的第3超声波对应的第3回波信号，为了与上述血流像合成地进行显示，通过实施包含包络线检波处理和对数变换处理的处理，而生成用亮度表示上述被检体的组织的形态像的形态像生成单元。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述血流像生成单元构成为在上述总体次数超过了规定值时，生成上述血流像使得用彩色表示血流信息，在上述总体次数小于等于上述规定值时，生成上述血流像使得用亮度表示上述血流信息。

5 6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于还包括：  
从装置操作者接受上述规定的设置值的变更的变更接受单元。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于还包括：  
作成并输出在上述变更之前预告变更为调节了上述总体次数的  
上述其他扫描时序的警告信息的警告单元。

10 8. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置，其特征在于还包括：  
在上述总体次数小于等于上述规定值时，针对上述第1超声波的  
发送接收，将脉冲波数设置为小于等于2的脉冲控制单元，其中

上述血流像生成单元具有从上述第1回波信号除去杂乱回波成分的壁滤波器，

15 上述血流像生成控制单元在上述总体次数小于等于上述规定值  
时，控制上述血流像生成单元，使得上述壁滤波器的滤波频带变宽。

9. 一种超声波诊断方法，其特征在于包括：

20 设置扫描时序，使得通过交替地进行用于得到被检体的血流像的  
第1超声波的发送接收和用于得到上述被检体的多普勒波谱像的第2  
超声波的发送接收，能够实质上同时地显示上述血流像和上述多普勒  
波谱像的步骤；

依照上述扫描时序，向上述被检体发送上述第1超声波和上述第  
2超声波，从上述被检体接收与上述第1超声波对应的第1回波信号  
和与上述第2超声波对应的第2回波信号的步骤；

25 针对上述第1回波信号，通过实施包含自相关处理的处理而生成  
上述血流像的步骤；

根据上述第2回波信号生成上述多普勒波谱像的步骤；

将上述扫描时序变更为调节了与上述第1超声波的发送接收有关的  
总体次数的其他扫描时序，使得上述血流像的帧速率大于等于规定的  
设置值的步骤。

10. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断方法, 其特征在于:

在上述血流像的上述帧速率小于上述规定的设置值的情况下, 从上述扫描时序变更为针对上述第 1 超声波的发送接收降低了总体次数的扫描时序。

5 11. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断方法, 其特征在于:

在上述总体次数小于等于规定值时, 从上述第 1 回波信号检测出血流能量值, 根据检测出的上述血流能量值生成上述血流像。

12. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断方法, 其特征在于还包括:

10 针对与发送到上述被检体的第 3 超声波对应的第 3 回波信号, 为了与上述血流像合成地进行显示, 通过实施包含包络线检波处理和对数变换处理的处理, 而生成用亮度表示上述被检体的组织的形态像的步骤。

13. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断方法, 其特征在于:

15 在上述总体次数超过了规定值时, 生成上述血流像使得用彩色表示血流信息, 在上述总体次数小于等于上述规定值时, 生成上述血流像使得用亮度表示上述血流信息。

14. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断方法, 其特征在于还包括: 从装置操作者接受上述规定的设置值的变更的步骤。

15. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断方法, 其特征在于还包括:

20 作成并输出在上述变更之前预告变更为调节了上述总体次数的上述其他扫描时序的警告信息的步骤。

16. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断方法, 其特征在于还包括:

25 在上述总体次数小于等于上述规定值时, 针对上述第 1 超声波的发送接收将脉冲波数设置为小于等于 2, 并且使从上述第 1 回波信号除去杂乱回波成分的壁滤波器的滤波频带变宽的步骤。

## 超声波诊断装置和超声波诊断方法

### 5 技术领域

本发明涉及通过超声波的发送接收而得到超声波图像的超声波诊断装置和超声波诊断方法，特别涉及至少同时或几乎同时显示血流像和多普勒波谱像的超声波诊断装置和超声波诊断方法。

### 10 现有技术

在超声波诊断装置的被检体的观察中，有被称为三部分(triplex)模式的动作模式。三部分模式是同时或几乎同时，即实质上同时地显示二维形态像、二维血流像、多普勒波谱像的复合模式。

15 二维形态像是将反射的超声波的强度调制为亮度的形态像。二维血流像是从血液的流动中抽出所产生的多普勒位移(频率位移)并显示血流的二维的彩色像，并在二维形态像上作为彩色映射(Color Flow Mapping)进行覆盖显示。多普勒波谱像是抽出因血液的流动而产生的超声波的多普勒位移，显示多普勒位移的时间变化的图(graph)。

20 即，三部分模式是根据二维形态像和二维血流像确定血管位置和血流，根据多普勒波谱像测量血流速度的模式。为了几乎同时显示二维血流像和多普勒波谱像，必须交替地进行用于得到二维血流像的超声波发送接收和用于得到多普勒波谱像的超声波发送接收。对于该三部分模式中的扫描方法，已知多普勒交替扫描(例如参考日本特开平6-7348号公报)。

25 多普勒交替扫描是经过一定时间地一个一个地交替进行用于二维形态像的扫描(以下称为“B模式扫描”)或用于彩色二维血流像的扫描(以下称为“CFM模式扫描”)、用于多普勒波谱像的扫描(以下称为“D模式扫描”)而扫描被检体的方法。为了除去杂乱回波(crutter)，在同一扫描线中连续多次地进行CFM模式扫描的超声

波的发送接收。将同一扫描线中的超声波发送接收的循环次数称为总体次数 (ensembled number)。

在该多普勒交替扫描中, 在 D 模式扫描之间夹着 B 模式扫描或 CFM 模式扫描。因此, 在 D 模式扫描中进行的超声波的发送接收中, 无法将循环频率 (DpPRF) 设置得高。如果无法将 DpPRF 设置得高, 则在检测高流速的血流时, 会在多普勒波谱像中产生混淆现象 (aliasing) (折回)。

因此, 希望通过所谓的多普勒分段扫描 (segment scan) 的扫描方法来解决。该扫描是在一定时间分为一群的波束群地交替地进行 B 模式扫描和 CFM 模式扫描、D 模式扫描的方法。即, 多普勒分段扫描划分为在规定的时间内连续地进行 B 模式扫描或 CFM 模式扫描的 B/CFM 段、在规定的时间内连续地进行 D 模式扫描的 D 段, 而交替地进行超声波发送接收。通过循环多次地进行该二个段, 而形成二维形态像的一个帧 (例如参考日本特开 2002-143168 号公报)。

通过该多普勒分段扫描, 在 D 模式扫描的段中, 能够将 DpPRF 设置得高, 即使是高流速的血流也能够不产生折回地在多普勒波谱像中得到良好的波形。

在此, 在三部分模式中, 在使用了多普勒分段扫描的情况下, 必须将 B/CFM 段和 D 段的时间比设置为大于等于 1: 2。在 B/CFM 段时, 不进行 D 模式扫描。在该时间多普勒波谱像中会产生间隙。利用 D 段时的收集数据补偿该间隙。在多普勒波谱像的补偿精度的关系上, 理想的是将时间比设置为大于等于 1: 2。

但是, 如果将该时间比设置为大于等于 1: 2, 则与二维形态像和二维血流像的复合模式相比, 帧速率会降低为小于等于 1/3。在 D 段时, 由于不进行 B 模式扫描和 CFM 模式扫描, 所以只降低加入了 D 段的量的帧速率。

因此, 在三部分模式中, 如果使用多普勒分段扫描, 则能够检测出高流速的血流, 但无法同时提高多普勒波谱像的补偿精度和帧速率。

即, 在至少同时或几乎同时显示二维血流像和多普勒波谱像的超

声波诊断装置中，难以同时良好地检测出高流速的血流、提高多普勒波谱像的补偿精度和帧速率。

### 发明内容

5 本发明就是鉴于以上问题而提出的，其目的在于提供以下这样的超声波诊断装置和超声波诊断方法：在超声波诊断的技术中，在至少同时或几乎同时显示血流像和多普勒波谱像时，一边维持良好的高流速的血流的检测和多普勒波谱像的补偿精度，一边防止帧速率的降低。

为了解决上述问题，本发明的超声波诊断装置的特征在于包括：  
10 向被检体发送用于得到血流像的第1超声波和用于得到多普勒波谱像的第2超声波，从上述被检体接收与上述第1超声波对应的第1回波（echo）信号和与上述第2超声波对应的第2回波信号的发送接收单元；针对上述第1回波信号，通过实施包含自相关处理的处理而生成上述血流像的血流像生成单元；根据上述第2回波信号，生成上述多普勒波谱像的多普勒波谱像生成单元；设置扫描时序，使得通过交替地进行上述第1超声波的发送接收和上述第2超声波的发送接收，能够实质上同时地显示上述血流像和上述多普勒波谱像，并且将上述扫描时序变更为调节了与上述第1超声波的发送接收有关的总体次数的其他扫描时序，使得上述血流像的帧速率大于等于规定的设置值的扫描时序设置单元。  
15 20

另外，为了解决上述问题，本发明的超声波诊断方法的特征在于包括：设置扫描时序，使得通过交替地进行用于得到被检体的血流像的第1超声波的发送接收和用于得到上述被检体的多普勒波谱像的第2超声波的发送接收，能够实质上同时地显示上述血流像和上述多普勒波谱像的步骤；依照上述扫描时序，向上述被检体发送上述第1超声波和上述第2超声波，从上述被检体接收与上述第1超声波对应的第1回波信号和与上述第2超声波对应的第2回波信号的步骤；针对上述第1回波信号，通过实施包含自相关处理的处理而生成上述血流像的步骤；根据上述第2回波信号生成上述多普勒波谱像的步骤；将  
25

上述扫描时序变更为调节了与上述第1超声波的发送接收有关的总体次数的其他扫描时序，使得上述血流像的帧速率大于等于规定的设置值的步骤。

5 根据这样的本发明的超声波诊断装置和超声波诊断方法，即使在进行了血流像的帧速率降低这样的变更的情况下，也能够维持良好的帧速率。

#### 附图说明

图1是实施例1~4的超声波诊断装置的模块结构图。

10 图2是图1所示的超声波诊断装置所具备的控制部件的功能框图。

图3是表示三部分模式中的显示部件的显示例子的图。

图4是说明实施例1的动作步骤的变更的图。

图5是说明实施例2的动作步骤的变更的图。

15 图6是说明实施例3的动作步骤的变更的图。

图7是说明实施例4的动作步骤的变更的图。

图8是表示通过实现降低了总体次数的扫描时序的动作步骤而进行的扫描的图。

20 图9是表示通过实现降低了扫描密度的扫描时序的动作步骤而进行的扫描的图。

图10是表示通过规定能量多普勒模式的扫描和信号处理的动作步骤而进行的扫描的图。

图11是表示通过规定动态流程(dynamic flow)的扫描和信号处理的动作步骤而进行的扫描的图。

25 图12是表示实施例1的超声波诊断装置的动作的流程图。

图13是表示实施例2的超声波诊断装置的动作的流程图。

图14是表示实施例3的超声波诊断装置的动作的流程图。

图15是表示实施例4的超声波诊断装置的动作的流程图。

### 具体实施方式

以下，一边参考附图，一边具体地说明本发明的超声波诊断装置和超声波诊断方法的适合的实施例。

#### 1. 实施例 1

5 图 1 是实施例 1 的超声波诊断装置的模块结构图。超声波诊断装置 1 具备：对被检体发送接收超声波的超声波探测器 2；通过超声波的发送接收而显示二维形态像、二维血流像和多普勒波谱像的显示部件 6。在超声波探测器 2 和显示部件 6 之间，作为进行信号处理等的单元，具备发送接收部件 3、信号处理部件 4、图像处理部件 5。另外，  
10 还具备控制这些各构成要素 2、3、4、5、6 的控制部件 8，该控制部件 8 与操作面板 7 连接。

超声波探测器 2 具备排列有多个的压电陶瓷等的压电振子。该超声波探测器 2 是发送接收超声波的发送接收装置，通过从发送接收部件 3 向多个压电振子施加电压脉冲而产生超声波波束，向未图示的被  
15 检体发送超声波波束，并接收反射的超声波而转换为回波信号。

发送接收部件 3 由发送部件和接收部件构成。发送部件至少具备脉冲产生器 3a、发送延迟电路 3b、脉冲器 (pulser) 3c。接收部件具备前置放大器 3d、A/D3e、接收延迟电路 3f、加法器 3g、相位检波电路 3h。

20 脉冲产生器 3a 控制与各模式对应的脉冲宽度的发送电压脉冲的发送脉冲信号，它生成发送脉冲信号，并发送到发送延迟电路 3b。发送延迟电路 3b 决定超声波波束的扫描方向，对每个压电振子使发送脉冲信号延迟而设置时间差。脉冲器 3c 在从发送延迟电路 3b 接收到的发送脉冲信号的定时下，向各压电振子施加发送电压脉冲。

25 前置放大器 3d 对回波信号进行放大。A/D3e 将放大后的信号转换为数字信号。接收延迟电路 3f 和加法器 3g 对来自各振子的信号进行整相位相加，生成单一信号。相位检波电路 3h 在进行了将经过了加法器 3g 的信号的希望中心频率设置为 0Hz 的频率位移后，将正交相位检波的信号传送到信号处理部件 4。

信号处理部件 4 是执行用于从发送接收部件 3 发送信号并生成各像的信号处理的生成处理装置。

B 模式处理部件 41 具备回波滤波器 41a、包络线检波电路 41b、对数压缩电路 (LOG) 41c, 它执行生成二维形态像的信号处理 (以下称为“B 模式信号处理”)。回波滤波器 41a 对从发送接收部件 3 接收到的频率位移的信号施加低通滤波。包络线检波电路 41b 对包络线进行检波, 得到包络线检波信号。LOG41c 对包络线检波信号实施对数变换。经过该处理步骤, 生成二维形态像的数据, 并发送到图像处理部件 5。

10 彩色多普勒处理部件 42 具备隅角旋转 (corner turning) 缓存器 42a、壁 (wall) 滤波器 42b、自相关器 42c、运算部件 42d, 执行生成二维血流像的信号处理 (以下称为“CFM 模式信号处理”)。隅角旋转缓存器 42a 在暂时存储来自相位检波电路 3h 的正交相位检波的信号的数据列后, 进行排序。壁滤波器 42b 按照规定的顺序读出存储在隅角旋转缓存器 42a 中的数据列, 以规定的滤波器频带除去信号的杂乱回波成分。自相关器 42c 实时地进行二维的多普勒信号处理, 对信号进行频率分析。运算部件 42d 具有平均速度运算部件、分散运算部件、能量 (power) 运算部件, 分别求出多普勒位移频率、分散值、或血流能量值等二维血流像的数据。例如, 运算部件 42d 将包含在信号中的血流的速度的速度成分转换为对应的彩色信息。

20 D 模式处理部件 43 具备壁 (wall) 滤波器 43a、FFT 电路 43b、算后 (post) 处理器 43c, 它执行用于形成多普勒波谱像的信号处理 (以下称为“D 模式信号处理”)。壁滤波器 43a 除去包含在检波输出信号中的杂乱回波成分。FFT 电路 43b 对除去了杂乱回波成分后的检波输出信号进行频率分析, 得到波谱数据, 在经过了算后处理器 43c 的处理后, 将该波谱数据发送到图像处理部件 5。

图像处理部件 5 由 DSC (数字扫描转换器) 构成。该图像处理部件 5 将从 B 模式处理部件 41、彩色多普勒处理部件 42 和 D 模式处理部件 43 输出的各数据转换为能够显示在显示部件 6 上的图像数据, 并

发送到显示部件 6。

显示部件 6 由监视器构成，同时或几乎同时地显示由图像处理部件 5 处理后的各图像。图 3 是表示三部分模式中的显示部件 6 的显示例子的图。如图 3 所示，三部分模式在二维形态像内的 ROI (Region Of Interest: 关注区域) 上覆盖显示二维血流像，并且在二维形态像之外显示多普勒波谱像。

操作面板 7 由键盘、跟踪球、鼠标等构成。该操作面板 7 用于装置操作者输入各模式的切换、ROI 的位置或范围的切换、收集多普勒波谱的点的变更等。另外，还用于由装置操作者输入帧速率的阈值，成为将阈值存储到后述的阈值存储部件 8a 中的设置装置。

控制部件 8 由 CPU81、RAM82、HDD83 等的计算机和时序器 (sequencer) 84 构成。在 HDD83 中，存储有超声波诊断装置的控制程序。在控制部件 8 中，一边由 CPU81 适当地将运算结果存储到 RAM82 中，一边基于该超声波诊断装置的控制程序进行运算，并根据运算结果使时序器 84 控制各单元。

图 2 是图 1 所示的超声波诊断装置所具备的控制部件 8 的功能框图。如图 2 所示，控制部件 8 具备阈值存储部件 8a、帧速率计算部件 8b、比较部件 8c、动作步骤生成部件 8d 和警告部件 8e。该控制部件 8 与帧速率对应地生成各单元执行的动作的步骤，并将动作步骤存储在时序器 84 内的未图示的存储器中。由此，使各单元依照动作步骤进行扫描和信号处理。由动作步骤生成部件 8d 和时序器 84 设置或变更动作步骤。

动作步骤生成部件 8d 生成动作步骤。如图 4~图 7 所示，动作步骤规定了用于生成各像的扫描时序，在被检体内的扫描中，规定了用于生成各像的超声波发送接收的定时和超声波发送接收方向。另外，对发送接收部件 3 和信号处理部件 4 规定了动作。在发送接收部件 3 的动作规定中，包含脉冲波数的规定，在信号处理部件 4 的动作规定中，规定在哪个定时下由哪个模式的处理部件 41、42、43 进行动作，特别针对彩色多普勒模式处理部件 42 规定壁滤波器的滤波频带，并规

定从信号取得的值的种类。根据二维形态像、二维血流像、多普勒波谱像的扫描线密度、总体次数、脉冲循环频率的设置，生成该动作步骤。在并不特定优先帧速率的通常状态下，通过规定的通常生成过程生成动作步骤。

- 5       另外，在将帧速率与规定的阈值比较，小于该阈值的情况下，动作步骤生成部件 8d 生成用于维持帧速率的动作步骤，并强制地改写时序器 84 的存储器。在成为帧速率大于阈值的状态时，结束强制变更，恢复为依照原则生成的动作步骤。

10       用于维持帧速率的动作步骤变更是以下这样的变更：降低 CFM 模式扫描的超声波发送接收的总体次数，通过减少 CFM 模式扫描的总体次数，而在空的时间中顺序提前 B 模式扫描的超声波发送接收。即，动作步骤生成部件 8d 是变更为降低了 CFM 模式扫描的超声波发送接收的总体次数的扫描时序的扫描时序设置装置。

15       变更后的总体次数可以预先确定为规定的数，也可以与帧速率的降低情况对应地进行调整。在预先确定规定的数的情况下，作为帧速率维持用的动作步骤，将包含预先决定的总体次数的动作步骤存储为超声波诊断装置的控制程序的结构，或者作为 LUT (Look Up Table) 存储到 HDD83 中。在总体次数的调整中，生成只减少了帧速率要降低的量的总体次数的动作步骤。

20       图 4 是说明动作步骤生成部件 8d 的帧速率维持用的动作步骤变更的图。在图 4 中，B0 是指对编号 0 的扫描线规定为进行 B 模式扫描，另外规定为在信号处理中由 B 模式处理部件 41 进行 B 模式信号处理。C01 是指对编号 0 的扫描线规定为进行 CFM 模式扫描中的第一次超声波发送接收，另外规定为在信号处理中由彩色多普勒模式处理部件 42 进行 CFM 模式信号处理，作为自相关处理时的第一个数据。  
25       D 是指对规定的关注位置规定为进行 D 模式扫描，另外规定为在信号处理中由 D 模式处理部件 43 进行 D 模式信号处理。

      如图 4 所示，通过动作步骤的强制变更，例如从在对 CFM 模式扫描的同一扫描线进行 9 次超声波发送接收后对 B 模式扫描的下一个

扫描线进行扫描的扫描时序，变更为在对同一扫描线进行4次超声波发送接收后进行B模式扫描的扫描时序。即，强制变更为将CFM模式扫描的总体次数从9降低到4的扫描时序。

- 由帧速率计算部件8b计算出与规定的阈值进行比较的帧速率。
- 5 所计算出的帧速率与是否进行用于维持帧速率的动作步骤变更无关地，假想地通过通常生成过程生成动作步骤。

帧速率是指在一秒中能够生成的帧数。即，分别设B模式扫描、CFM模式扫描、D模式扫描的一个发送接收的时间为B、C、D，设B模式扫描的扫描线数为Nb，设CFM模式扫描的扫描线数为Nc，

10 设CFM模式扫描的总体次数为Ec，设B模式扫描在一个帧扫描的期间进行的D模式扫描的次数为M，则帧速率是 $1/(B \times Nb + C \times Nc \times Ec + D \times M)$  (fps)。在多普勒分段扫描的情况下，为 $D \times M \geq 2 \times (B \times Nb + C \times Nc \times Ec)$ 。

通过随着进行二维血流像的范围和深度的变更、形成多普勒波谱像的收集点和范围的变更等的帧速率的变更的操作，而启动超声波诊断装置的控制程序，从而进行帧速率的计算。另外，也可以随时进行帧速率的计算。

15

与帧速率比较的规定的阈值存储在阈值存储部件8a中。该阈值是作为动作步骤的变更点的帧速率的阈值，通过由装置操作者使用操作面板7，而存储在阈值存储部件8d中。所存储的阈值是装置操作者所希望的值，理想的是在诊断中能够正确地观察被检体的下限值的3fps左右。即，操作面板7是接受由装置操作者进行的帧速率的阈值的变更的变更接受装置。

20

由比较部件8c进行阈值与帧速率的比较。即，比较部件8c是对存储在阈值存储部件8a中的阈值和由帧速率计算部件8b计算出的帧速率进行比较的比较装置。

25

另外，警告部件8e发挥以下的功能：在进行用于维持帧速率的动作步骤的变更之前，进行用于预告动作步骤的变更的警告的警告单元。为此，预先设置用于确定发出警告的条件的警告用阈值，并存储

在阈值存储部件 8a 中。然后，与用于判断是否变更动作步骤的阈值一样，将警告用阈值读入到比较部件 8c，并对由帧速率计算部件 8b 计算出的帧速率和警告用阈值进行比较。

5 在由比较部件 8c 判断出由帧速率计算部件 8b 计算出的帧速率小于等于警告用阈值的情况下，从比较部件 8c 向警告部件 8e 通知该情况。这样，警告部件 8e 作成声音、文字、图形等的警告信息，并输出到规定的输出装置。

图 2 表示了作为警告信息，警告部件 8e 作成文字信息的情况的例子。在该情况下，警告部件 8e 向图像处理部件 5 发送警告信息。由此，在图像处理部件 5 中，将警告信息转换为能够显示在显示部件 6 上的图像数据，最终显示在显示部件 6 上。图 3 表示了作为警告信息，与二维形态像一起在显示的帧速率的近旁显示希望的信息的例子。

警告信息可以是改变显示在显示部件 6 上的文字、图形或图像的颜色颜色信息，或者作为使文字、图形或图像闪烁的显示信息。

15 所以，根据显示在显示部件 6 上的警告信息，操作者能够事先知道马上要变更动作步骤的情况。另外，也可以根据需要进行变更帧速率的操作，或者再次设置动作步骤变更用的阈值。在此，由于必须在动作步骤的变更之前将警告信息通知操作者，所以将警告用阈值设置为比动作步骤变更用的阈值大的值。

20 如果通过以上那样的由控制部件 8 为了维持帧速率而生成的动作步骤，则在一个 B/CFM 段中，成为以下这样的扫描时序：CFM 模式扫描的超声波发送接收次数减少，B 模式扫描的超声波发送接收次数增加，二维形态像和二维血流像的一个帧的 B/CFM 段的个数减少，并且二维形态像和二维血流像的一个帧的形成时间减少。即，通过将  
25 阈值设置为能够观察被检体的帧速率的下限，从而能够阻止降低到该帧速率以下，而始终能够观察被检体。

根据图 12，说明这样的超声波诊断装置 1 的动作。

预先通过超声波诊断装置 1 的操作面板 7，由装置操作者输入动作步骤变更用的阈值和警告用的阈值，并将输入的各阈值存储在阈值

存储部件 8a 中。装置操作者将装置操作者能够正确地观察被检体的帧速率的下限值作为动作步骤变更用的阈值，设置存储到阈值存储部件 8a 中。另外，装置操作者将与在进行动作步骤的变更之前应该通知警告的定时对应的帧速率的值作为警告用的阈值，设置存储到阈值存储部件 8a 中。

然后，由控制部件 8 的帧速率计算部件 8b 计算出帧速率(S100)。接着，比较部件 8c 从阈值存储部件 8a 读出动作步骤变更用的阈值和警告用的阈值（以下称为“阈值”）(S101)。比较部件 8c 进行由帧速率计算部件 8b 计算出的帧速率与动作步骤变更用的阈值的比较，和由帧速率计算部件 8b 计算出的帧速率与警告用的阈值’的比较(S102)。

在此，在装置操作者使用操作面板 7 进行了伴随着帧速率变更的输入的情况下，根据变更的程度，会产生变更后的帧速率小于所设置的阈值的状态。

在比较部件 8c 中帧速率小于警告用的阈值’的情况下(S103, Yes)，从比较部件 8c 向警告部件 8e 通知帧速率小于警告用的阈值’的情况的信息。这样，警告部件 8e 作成警告信息并发送到图像处理部件 5(S104)。其结果是在显示部件 6 上显示出警告信息。

装置操作者确认显示在显示部件 6 上的警告信息，能够事先知道如果帧速率进一步降低则变更动作步骤的情况。装置操作者根据警告信息，可以进行增加帧速率的操作，也可以再次设置而进一步降低动作步骤变更用的阈值。

如果帧速率进一步降低，则在比较部件 8c 中判断为帧速率小于动作步骤变更用的阈值(S105, Yes)。这样的情况大多是不能够正确地观察被检体的帧速率的情况。因此，动作步骤生成部件 8d 进行用于维持帧速率的动作步骤变更。

动作步骤生成部件 8d 如图 4 所示那样，针对 CFM 模式扫描的超声波发送接收，生成降低总体次数的扫描时序的动作步骤，并强制地变更时序器 84 的存储器。时序器 84 将基于强制变更了的动作步骤

的控制信号输出到各单元（S106）。发送接收电路3和超声波探测器2依照变更后的动作步骤，在CFM模式扫描中进行降低了总体次数的超声波发送接收。

另外，在帧速率超过警告用的阈值的情况下，不作成警告信息（S103, No）。另外，在帧速率大于动作步骤变更用的阈值的情况下（S105, No），维持所设置的动作步骤，或者通过恢复为由通常生成过程生成的动作步骤，而恢复为原来的扫描时序（S107）。

图8是表示比较由通常生成过程生成的动作步骤的扫描A和为了维持帧速率而变更的动作步骤的扫描B的图。另外，省略图示了D模式扫描。如图8所示，通过变更后的动作步骤，成为CFM模式扫描的同一扫描线的超声波发送接收次数减少了的扫描时序，形态像和血流像的全部扫描区域的扫描完成时间减少。由此，在图4所示的三部分模式等中，即使装置操作者在帧速率降低时进行操作，也能够维持能够观察被检体的帧速率。

另外，通过操作面板7设置阈值，并存储到阈值存储部件8a中，能够变更为与装置操作者的使用形式一致的扫描，提高方便性。

## 2. 实施例2

接着，说明实施例2。本实施例的超声波诊断装置的结构与图1和图2所示的实施例1一样，省略详细的说明。

本实施例的动作步骤生成部件8d在帧速率小于阈值的情况下，为了维持帧速率，而针对CFM模式扫描的超声波发送接收，生成规定降低了扫描线密度的扫描时序的动作步骤。

动作步骤生成部件8d降低CFM模式扫描的超声波发送接收的扫描线密度，生成规定在空时间中提前B模式扫描的扫描时序的动作步骤。由此，在B/CFM段中，成为B模式扫描的超声波发送接收次数增加了的扫描时序，B模式扫描和CFM模式扫描的全扫描区域的扫描完成时间变短，二维形态像和二维血流像的一帧形成时间缩短。

该降低CFM模式扫描的扫描线密度的变更可以是变更为预先决定了的扫描线密度，也可以是根据帧速率的降低情况而进行调整的程

度的变更。

图 5 是说明动作步骤生成部件 8d 的用于维持帧速率的动作步骤变更的图。如图 5 所示，动作步骤生成部件 8d 例如变更为规定以下这样的扫描时序的动作步骤：降低扫描线密度而使得 CFM 模式扫描的扫描线的个数从 64 个中抽出 32 个，在抽出的空时间中提前 B 模式扫描地进行扫描。

根据图 13，说明这样的超声波诊断装置 1 的动作。

首先，由控制部件 8 的帧速率计算部件 8b 计算出帧速率(S200)。接着，由比较部件 8c 从阈值存储部件 8a 中读出动作步骤变更用的阈值和警告用的阈值'(S201)。比较部件 8c 进行由帧速率计算部件 8b 计算出的帧速率与动作步骤变更用的阈值的比较、以及由帧速率计算部件 8b 计算出的帧速率与警告用阈值'的比较(S202)。

在比较部件 8c 中帧速率小于警告用阈值'的情况下(S203, Yes)，从比较部件 8c 向警告部件 8e 通知帧速率小于警告用阈值'的信息。这样，警告部件 8e 作成警告信息并传送到图像处理部件 5(S204)。其结果是在显示部件 6 上显示出警告信息。

进而，如果帧速率进一步降低，则在比较部件 8c 中判断为帧速率小于动作步骤变更用的阈值(S205, Yes)。这样，比较部件 8c 使动作步骤生成部件 8d 进行用于维持帧速率的动作步骤的变更。

动作步骤生成部件 8d 如图 5 所示那样，针对 CFM 模式扫描的超声波发送接收而降低扫描密度，并且新生成规定了顺序提前了 B 模式扫描的扫描时序的动作步骤。时序器 84 将基于强制变更了的动作步骤的控制信号输出到各单元(S206)。特别是超声波探测器 2 和发送接收电路 3 依照变更了的操作步骤，针对 CFM 模式扫描的超声波发送接收而降低扫描密度地实现扫描时序。

另外，在帧速率大于动作步骤变更用的阈值的情况下(S205, No)，通过维持动作步骤，或恢复为通过通常生成过程生成的动作步骤，而恢复扫描时序(S207)。另外，在帧速率大于警告用阈值的情况下(S203, No)，不进行警告信息的作成和显示。

图 9 是对通过通常生成过程生成的动作步骤的扫描 A 和为了维持帧速率而变更了的动作步骤的扫描 B 进行比较的图。通过变更后的动作步骤，成为 CFM 模式扫描的扫描线密度，即一定区域内的扫描线个数减少的扫描时序，形态像和血流像用的全区域扫描的完成时间减少。由此，在图 4 所示的三部分模式等中，能够维持良好的帧速率。

### 3. 实施例 3

接着，说明实施例 3。另外，本实施例的超声波诊断装置的结构与图 1 和图 2 所示的实施例 1 一样，省略详细的说明。

在本实施例的超声波诊断装置 1 中，动作步骤生成部件 8d 从 CFM 模式信号处理变更为通过能量多普勒模式生成二维血流像的 P 模式信号处理的动作步骤。能量多普勒模式是对多普勒位移进行检波，根据由多普勒位移求出的血流能量值，显示血流的模式。

动作步骤生成部件 8d 在比较部件 8c 中帧速率小于阈值的情况下，由彩色多普勒模式处理部件 42 根据血流能量值生成二维血流像的数据，换一种说法就是生成规定的动作步骤使得进行 P 模式信号处理，并写入到时序器 84 的存储器中。时序器 84 特别向彩色多普勒模式处理部件 42 的运算部件 42d 输出控制信号，使得进行 P 模式信号处理。运算部件 42d 依照使得在信号处理中得到血流能量值那样地规定的动作步骤，基于血流能量值进行运算动作。即，动作步骤生成部件 8d 是针对彩色多普勒信号处理部件 42，从回波信号中检测出血流能量值，进行控制使得基于血流能量值生成血流像的血流像生成控制部件。

图 6 是说明动作步骤生成部件 8d 的用于维持帧速率的动作步骤变更的图。如图 6 所示，将 CFM 模式信号处理切换到 P 模式信号处理。即，强制地变更为使得运算部件 42d 进行计算而得到血流能量值那样地规定的动作步骤。另外，针对基于血流能量值的二维血流像的生成，强制变更为即使总体次数降低也影响小并且规定了同时降低了总体次数的扫描时序的动作步骤。

根据图 14，说明这样的超声波诊断装置 1 的动作。

首先，由控制部件 8 的帧速率计算部件 8b 计算出帧速率(S300)。

接着，比较部件 8c 从阈值存储部件 8a 读出动作步骤变更用的阈值和警告用的阈值' (S301)。比较部件 8c 进行由帧速率计算部件 8b 计算出的帧速率与动作步骤变更用的阈值的比较，和由帧速率计算部件 8b 计算出的帧速率与警告用的阈值' 的比较 (S302)。

5 在比较部件 8c 中帧速率小于警告用的阈值' 的情况下 (S303, Yes)，从比较部件 8c 向警告部件 8e 通知帧速率小于警告用的阈值' 的信息。这样，警告部件 8e 作成警告信息并传送到图像处理部件 5 (S304)。其结果是在显示部件 6 上显示出警告信息。

10 进而，如果帧速率进一步降低，则在比较部件 8c 中判断为帧速率小于动作步骤变更用的阈值 (S305, Yes)。这样，比较部件 8c 使动作步骤生成部件 8d 进行用于维持帧速率的动作步骤的变更。

动作步骤生成部件 8d 在进行 P 模式信号处理的同时，生成降低了总体次数的动作步骤，并强制地改写时序器 84 的存储器 (S306)。时序器 84 向各单元输出基于动作步骤的控制信号，特别地由运算部件  
15 42d 依照动作步骤，变更为得到血流能量值的 P 模式信号处理，进行计算得到血流能量值。

另外，在帧速率大于动作步骤变更用的阈值的情况下 (S305, No)，通过维持动作步骤，或恢复为通过通常生成过程生成的动作步骤，而恢复扫描时序 (S307)。另外，在帧速率大于警告用的阈值的情况  
20 下 (S303, No)，不进行警告信息的作成和显示。

图 10 是对通过通常生成过程生成的动作步骤的扫描 A 和为了维持帧速率而变更了的动作步骤的扫描 B 进行比较的图。图中的 P 是在信号处理中进行 P 模式信号处理的规定。另外，如图 10 所示，根据变更后的动作步骤，对于扫描，与 CFM 模式扫描时相比变化为总体  
25 次数降低了的扫描，形态像和血流像用的全扫描区域的扫描完成时间减少。

通过该动作，即使是在超声波诊断装置 1 的动作中伴随着帧速率降低的变更，通过能够以比较高的帧速率进行显示的能量多普勒模式，也能够维持能够观察被检体的帧速率。

#### 4. 实施例 4

接着,说明本发明的超声波诊断装置的实施例 4。另外,本实施例的超声波诊断装置的结构与图 1 和图 2 所示的实施例 1 一样,省略详细的说明。

5 在本实施例的超声波诊断装置 1 中,在动作步骤生成部件 8d 中,变更为动态流程的动作步骤。

动态流程是例如美国专利第 6,508,766 号公报(与日本特开 2001-269344 号公报对应)所记载的模式。另外,在本实施例中,采用该动态流程中的在降低总体次数的同时用血流能量值得到二维血流像的  
10 变更、壁滤波器 42b 的滤波频带的变更、脉冲波数的变更。

即,在本实施例的超声波诊断装置 1 中,在总体次数大于等于规定的值或超过了规定的值的情况下,采用用于生成用彩色表示血流信息的血流像的动作步骤。相反,在总体次数小于规定的值的情况或小于等于规定的值的情况下,采用用于生成用与血流能量值对应的亮度  
15 表示血流信息的血流像的动作步骤(动态流程模式)。

图 7 是说明动作步骤生成部件 8d 的用于维持帧速率的动作步骤变更的图。如图 7 所示,将 CFM 模式信号处理切换为动态流程的用于生成二维血流像的 Df 模式信号处理。强制地变更为以下这样的动作步骤:使运算部件 42d 进行基于血流能量值的计算,并且使壁滤波器  
20 42b 的滤波频带变宽而接近全通状态,并且规定超声波发送接收的超声波的脉冲波数为小于等于 2。即,动作步骤生成部件 8d 也是脉冲控制装置。

动作步骤生成部件 8d 的动作步骤的变更结果是,血流像从彩色模式图像变更为亮度显示的黑白的动态流程图像。因此,根据由警告  
25 部件 8e 作成的警告信息的显示,装置操作者能够事前特别知道血流像从彩色变化为黑白的情况。

根据图 15,说明这样的超声波诊断装置 1 的动作。

首先,由控制部件 8 的帧速率计算部件 8b 计算出帧速率(S400)。接着,比较部件 8c 从阈值存储部件 8a 读出动作步骤变更用的阈值和

警告用的阈值' (S401)。比较部件 8c 进行由帧速率计算部件 8b 计算出的帧速率与动作步骤变更用的阈值的比较, 和由帧速率计算部件 8b 计算出的帧速率与警告用的阈值' 的比较 (S402)。

在比较部件 8c 中帧速率小于警告用的阈值' 的情况下 (S403, Yes), 从比较部件 8c 向警告部件 8e 通知帧速率小于警告用的阈值' 的信息。这样, 警告部件 8e 作成警告信息并传送到图像处理部件 5 (S404)。其结果是在显示部件 6 上显示出警告信息。

进而, 如果帧速率进一步降低, 则在比较部件 8c 中判断为帧速率小于动作步骤变更用的阈值 (S405, Yes)。这样, 比较部件 8c 使动作步骤生成部件 8d 进行用于维持帧速率的动作步骤的变更。

动作步骤生成部件 8d 在降低总体次数的基础上, 生成将 CFM 模式信号处理切换为 Df 模式信号处理的动作步骤, 并强制地改写时序器 84 的存储器 (S406)。时序器 84 依照该动作步骤, 向各单元输出控制信号。特别地, 依照动作步骤进行动作, 使得超声波探测器 2 和发送接收电路 3 在用于二维血流像的扫描中以小于等于 2 的脉冲波数进行超声波发送接收, 运算部件 42d 进行运算而得到血流能量值, 壁滤波器 42b 使滤波频带变宽而成为接近全通的状态。

另外, 在帧速率大于动作步骤变更用的阈值的情况下 (S405, No), 通过维持动作步骤, 或恢复为通过通常生成过程生成的动作步骤, 而恢复扫描时序 (S407)。另外, 在帧速率大于警告用的阈值的情况下 (S403, No), 不进行警告信息的作成和显示。

图 11 是对根据原则生成的动作步骤的扫描 A 和为了维持帧速率而变更了的动作步骤的扫描 B 进行比较的图。图中的 Df 表示 Df 模式信号处理。另外, 如图 11 所示, 通过变更了的动作步骤, 在 CFM 模式扫描时总体次数降低, 用于形态像和血流像的全扫描区域的扫描完成时间减少。

另外, 通过 Df 模式信号处理, 能够在维持能够观察被检体的帧速率的同时, 得到良好的图像。

另外, 可以组合在实施例 1 ~ 实施例 4 中所示的各提高帧速率的

结构和动作，能够有效地提高帧速率。也可以根据装置操作者通过操作面板 7 进行的伴随着帧速率的降低的变更的程度，来进行组合。

另外，动作步骤生成部件 8d 自己生成降低总体次数的动作步骤和降低扫描密度的动作步骤等。但是，并不只限于此，也可以向时序器 84 通知规定了用于生成动作步骤的地址目标的索引和总体次数等参数，由时序器 84 实时地生成动作步骤。

例如，在使 CFM 模式扫描的总体次数从 9 降低到 4 的情况下，动作步骤生成部件 8d 向时序器 84 发送索引和表示 CFM 模式的总体次数是 4 的参数，由时序器 84 根据该索引和参数来生成动作步骤。

10 说明了超声波诊断装置 1 进行多谱勒分段扫描的情况，但也可以将本发明适用于多普勒交替扫描中。进而，在本实施例中，主要说明了二维形态像和二维血流像，但在三维形态像和三维血流像中同样起作用，因此可以适用于三维像的模式。

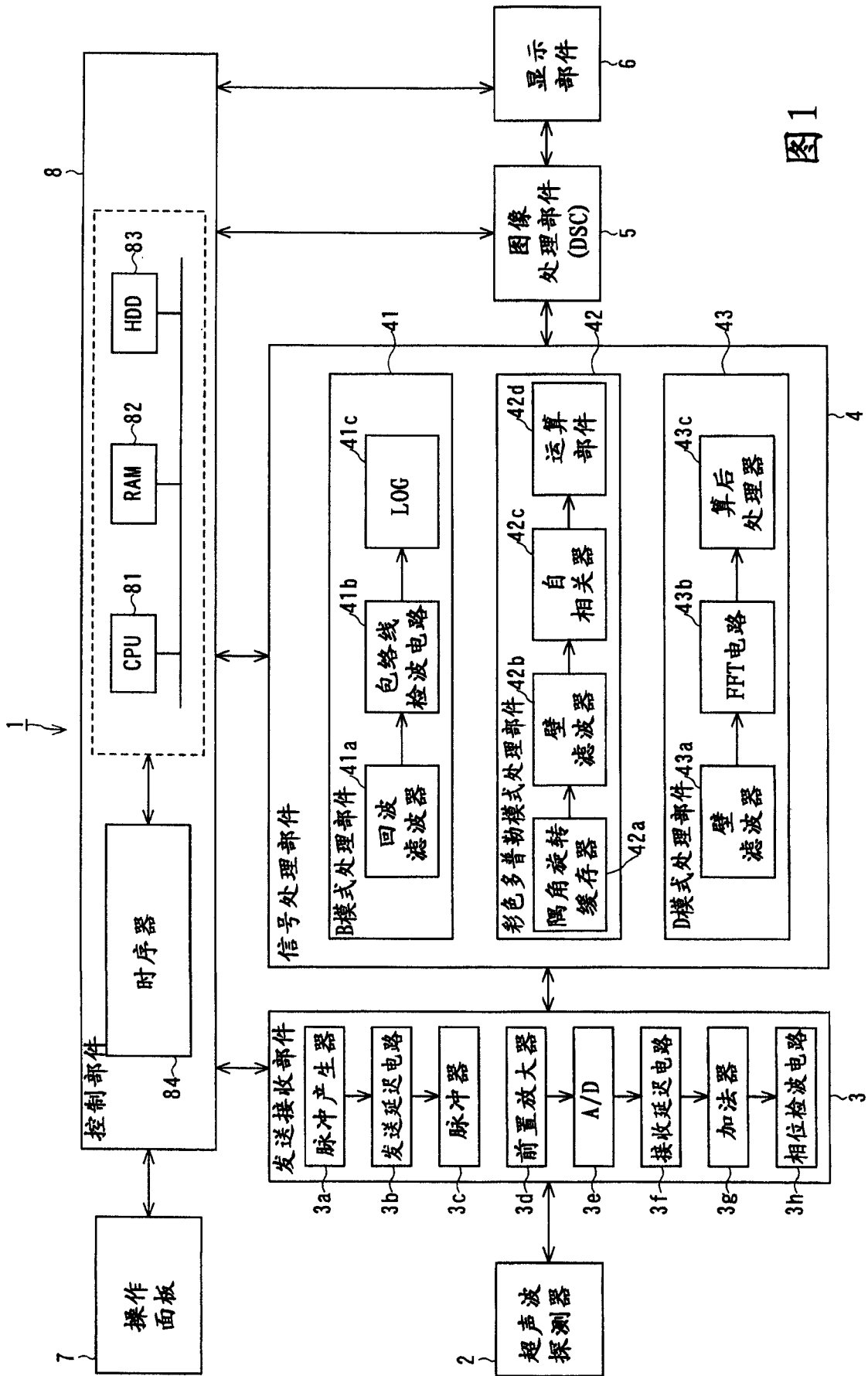


图1

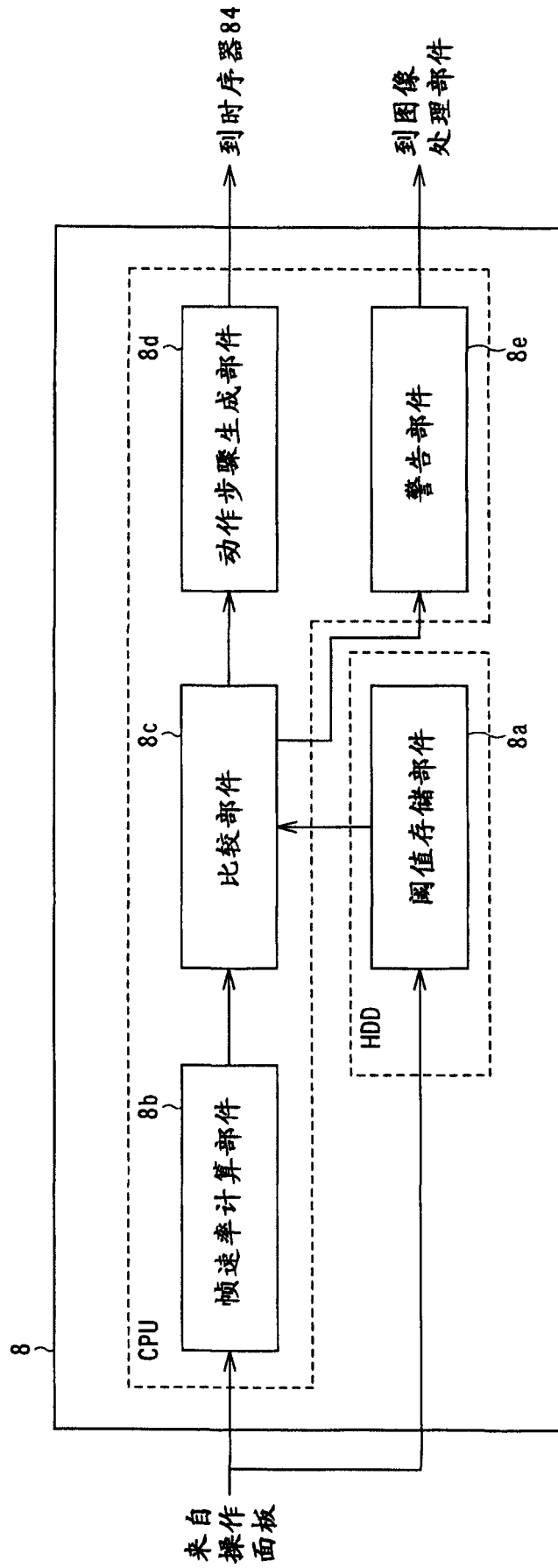


图2

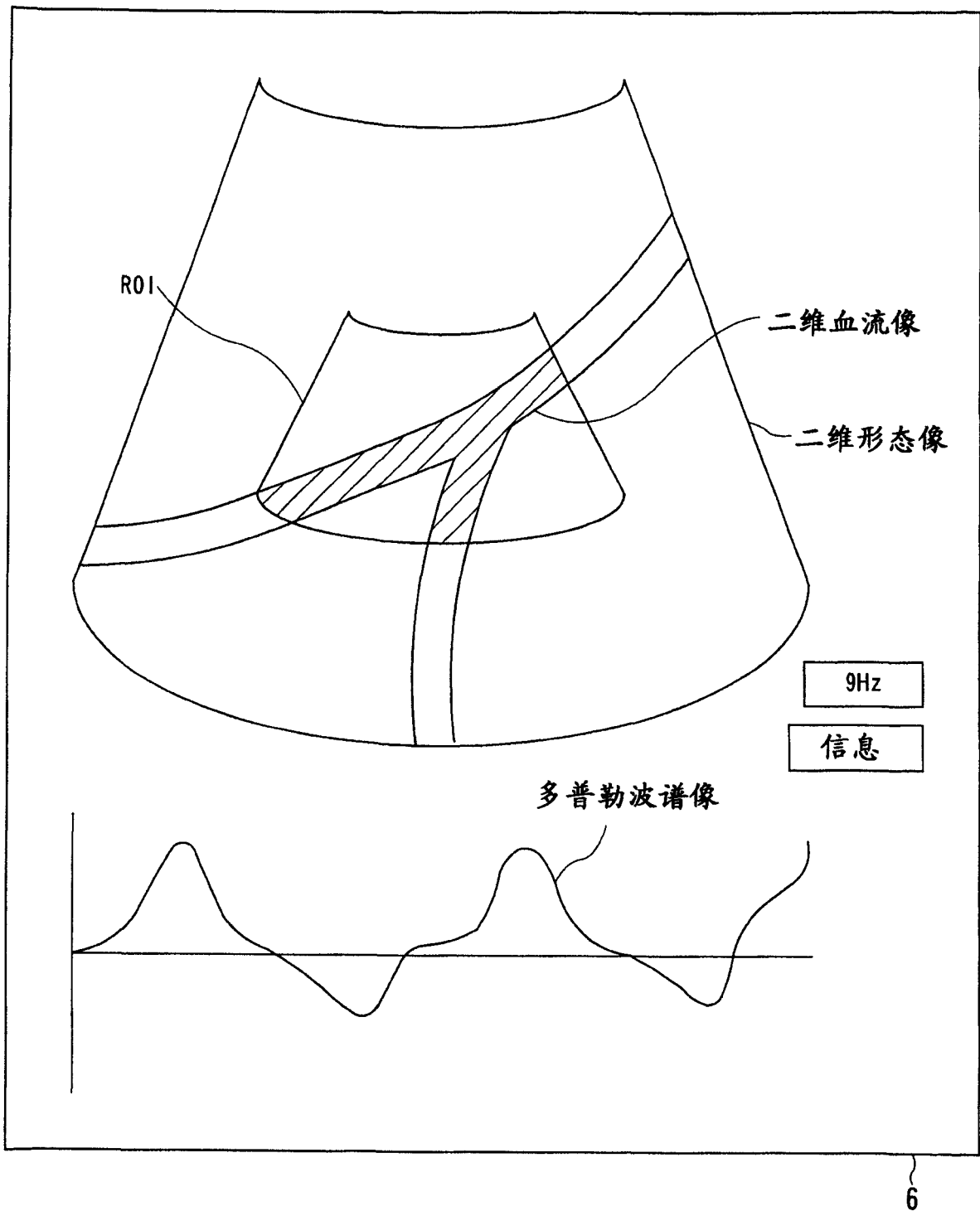
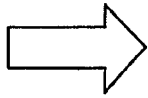
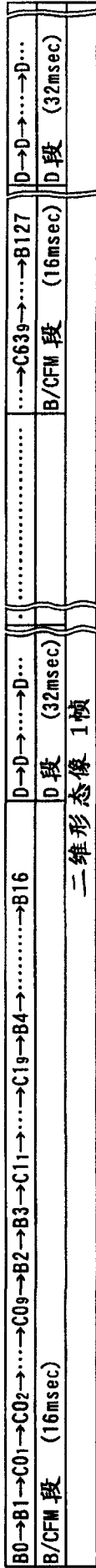


图 3

通常过程的动作步骤



强制变更后的动作步骤

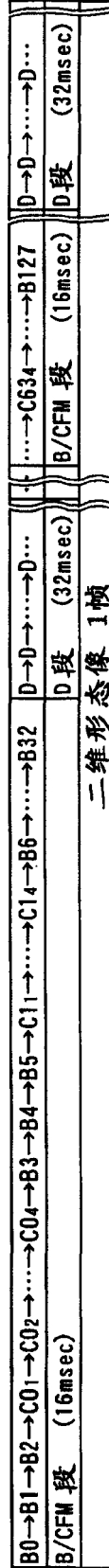


图4

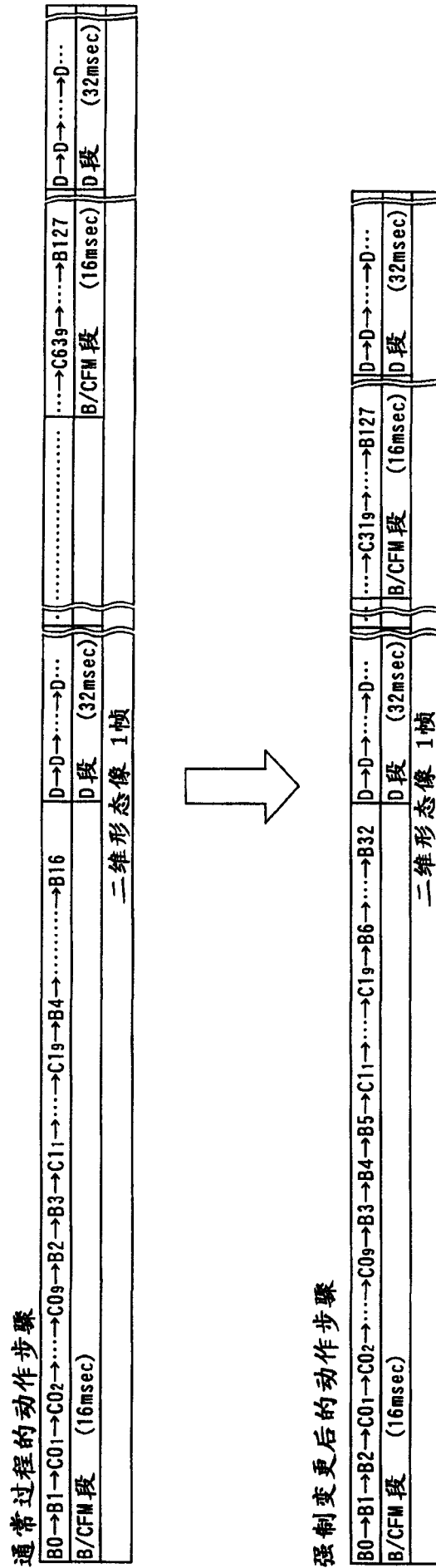


图 5

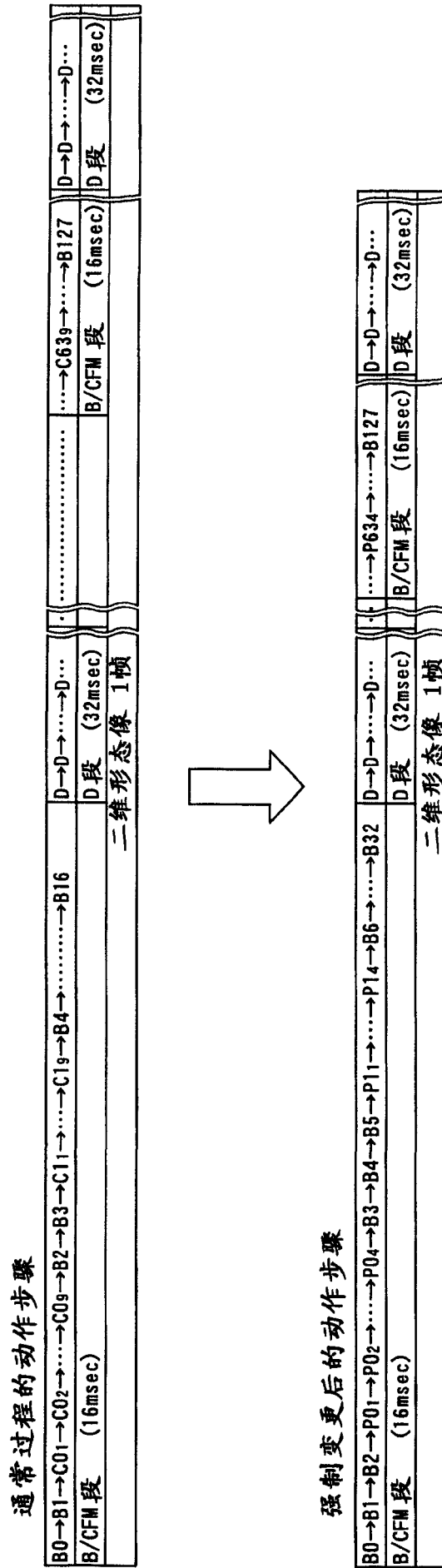


图6

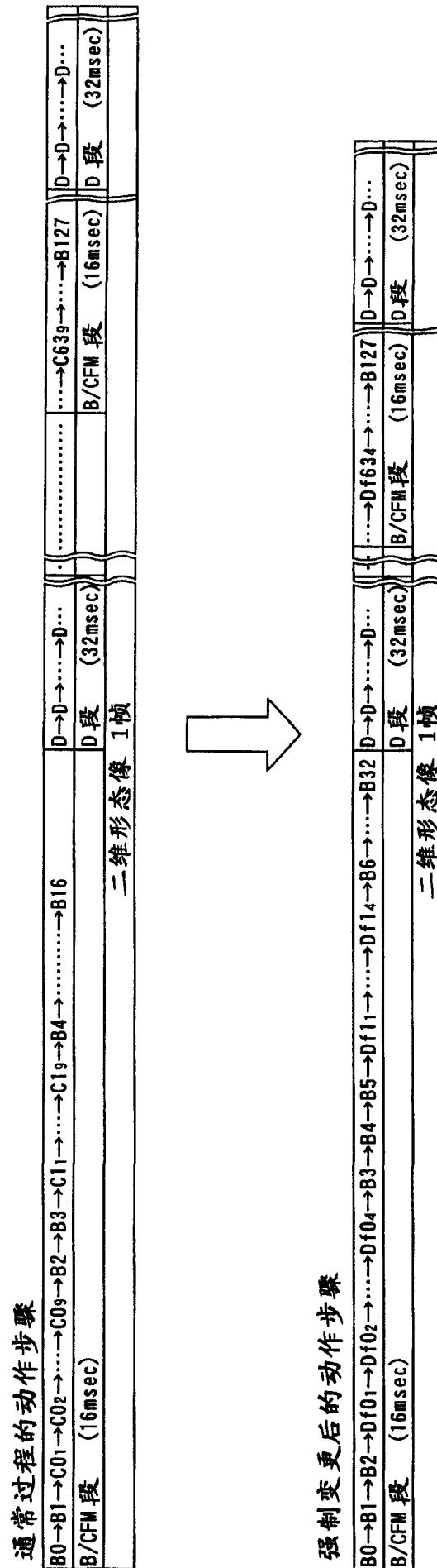


图 7

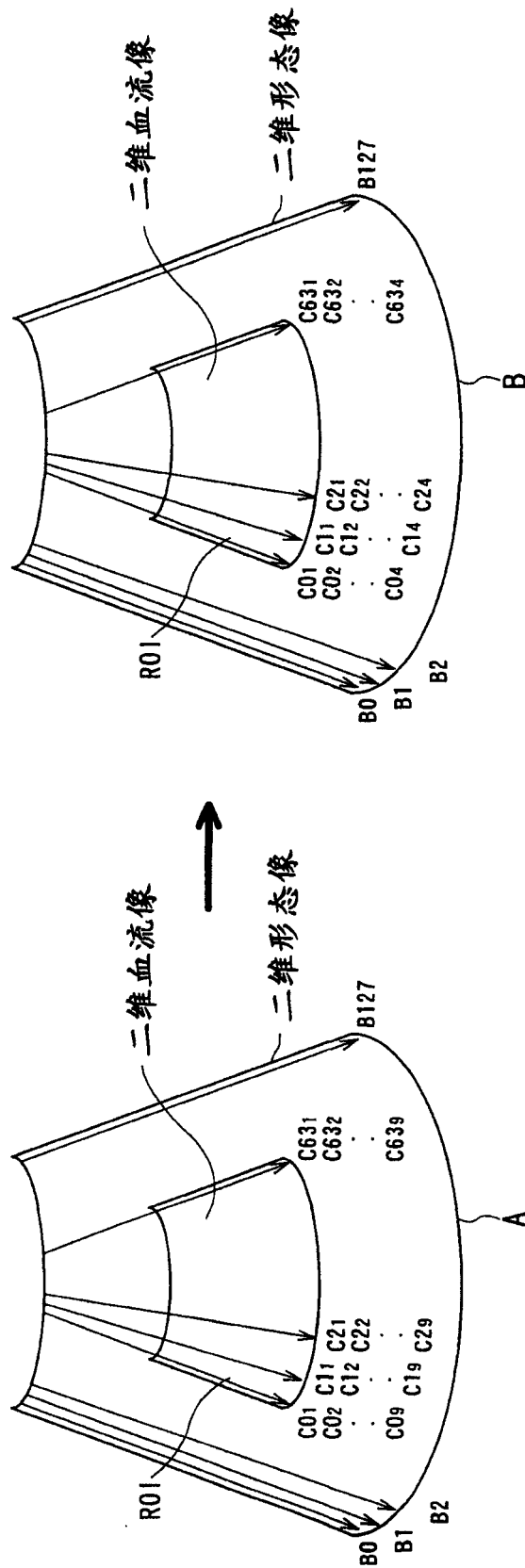


图8

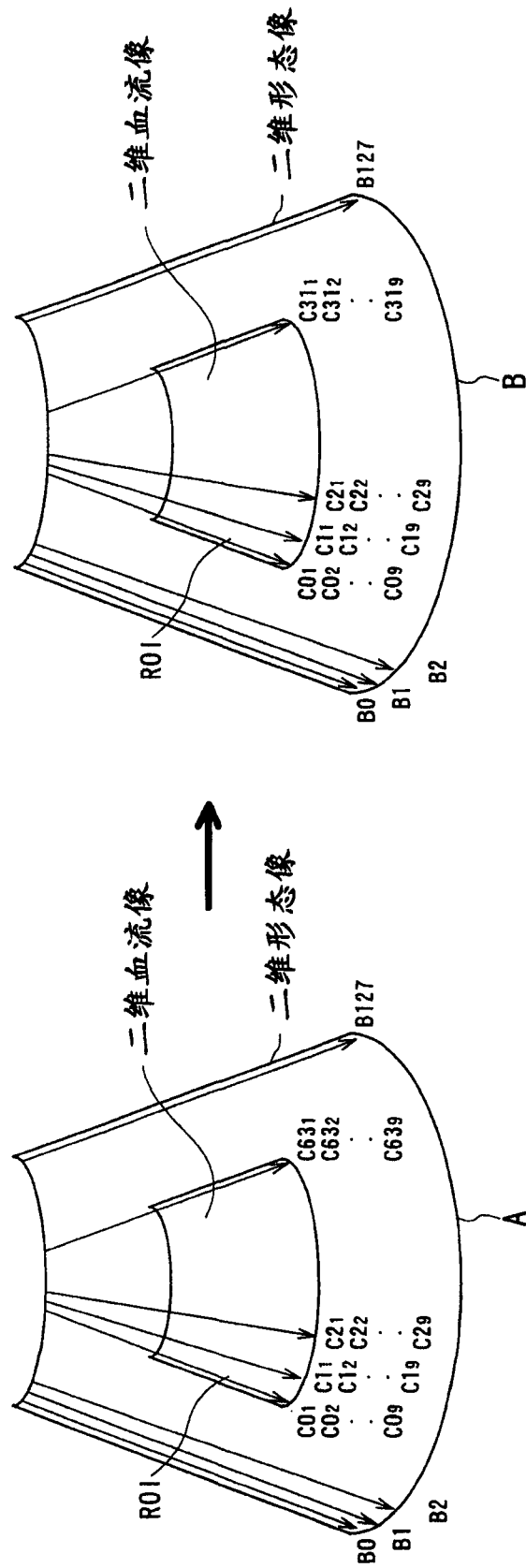


图9

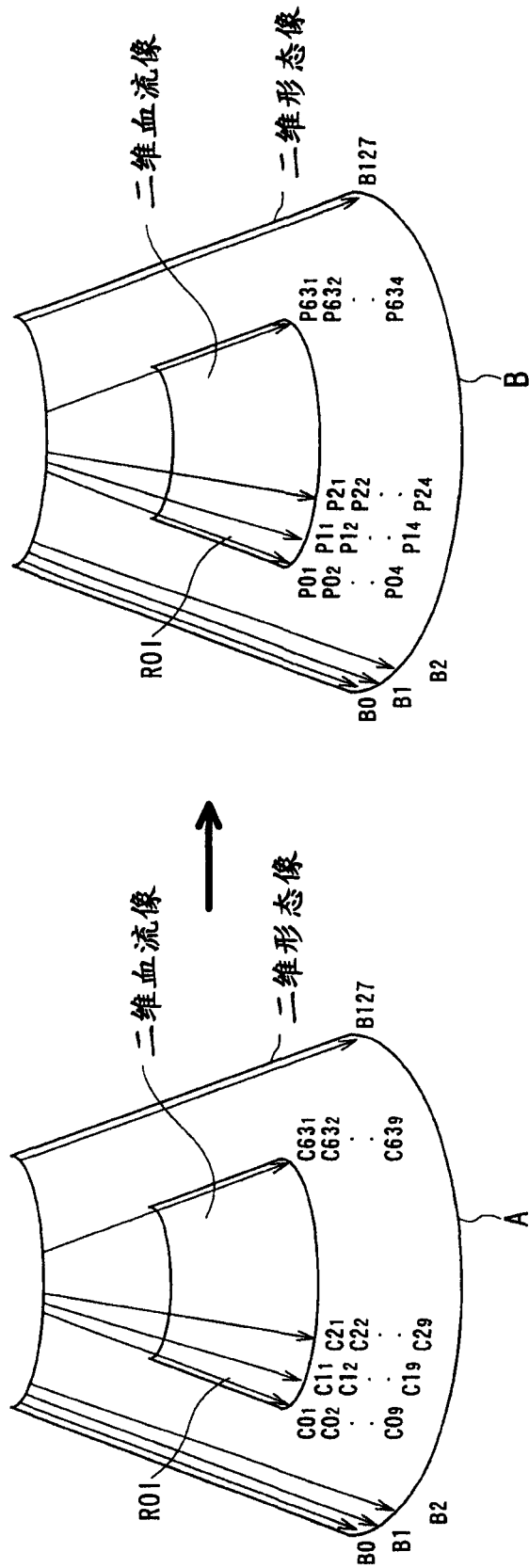


图10

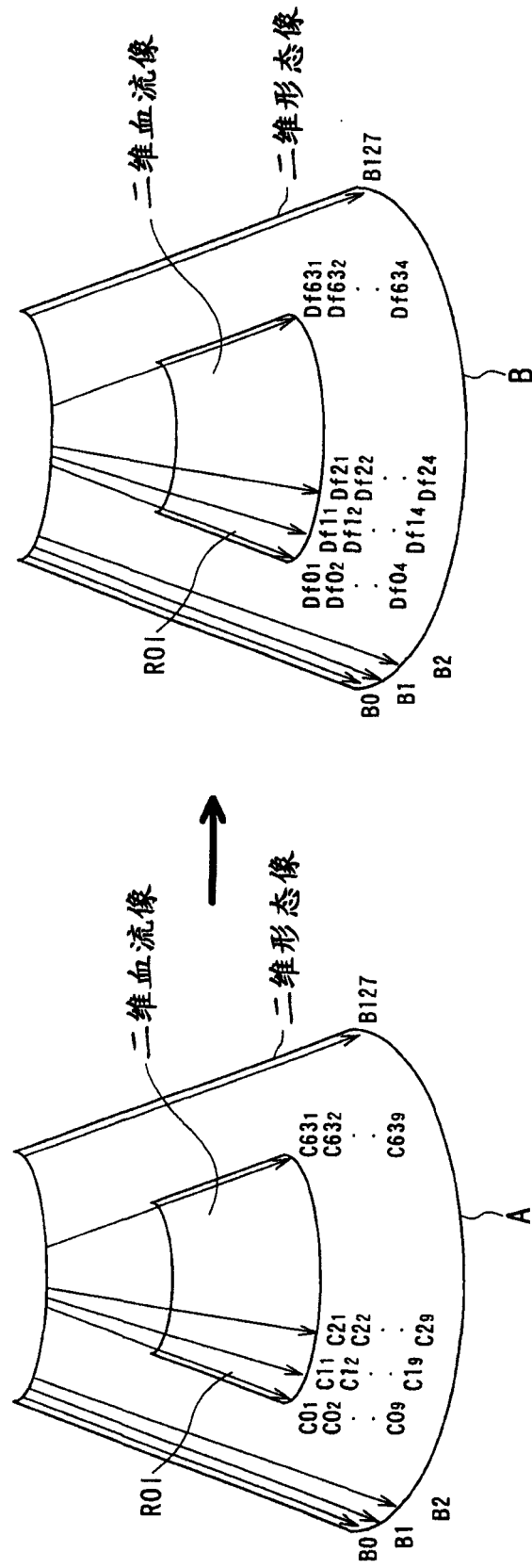


图11

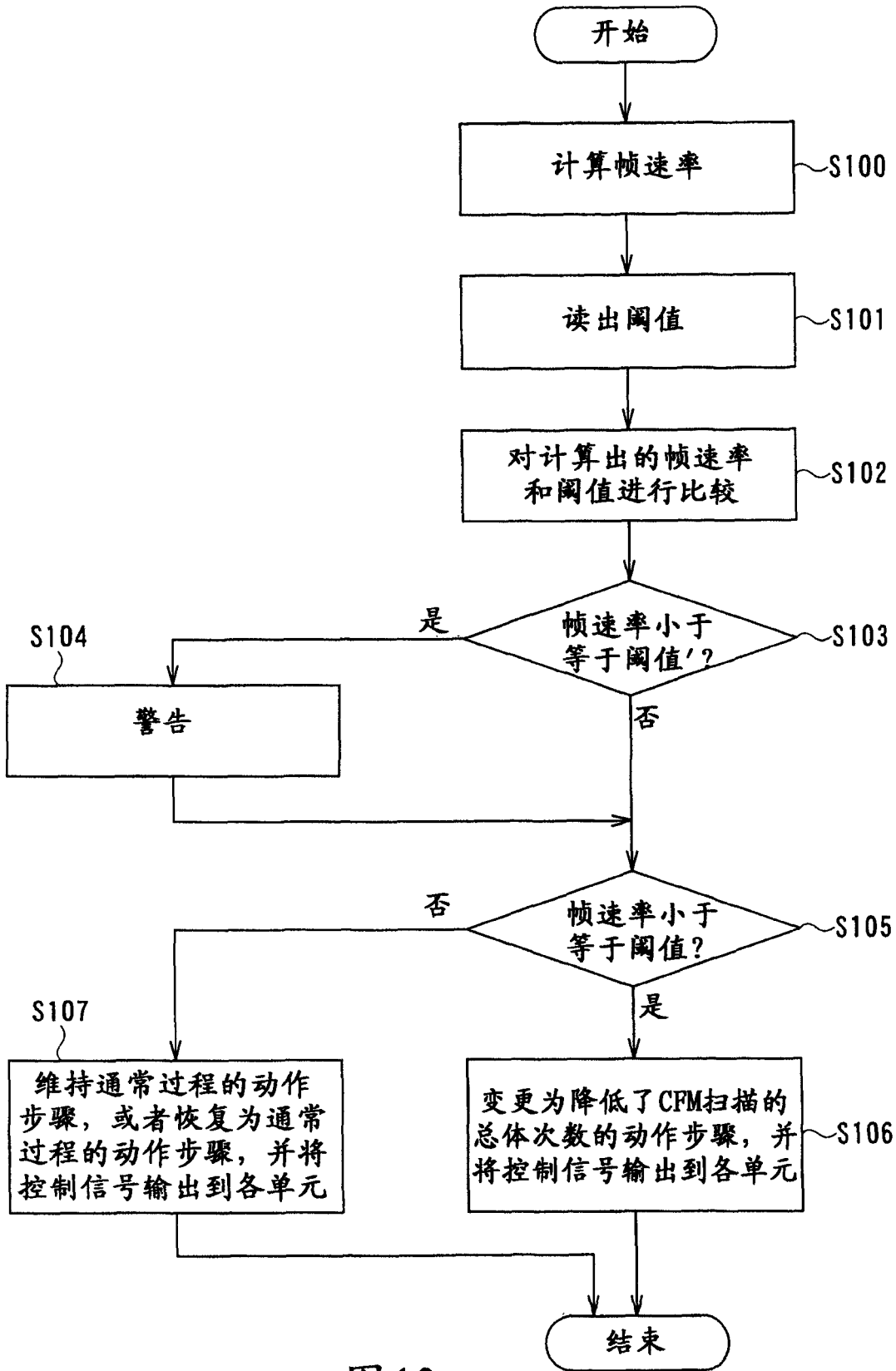


图 12

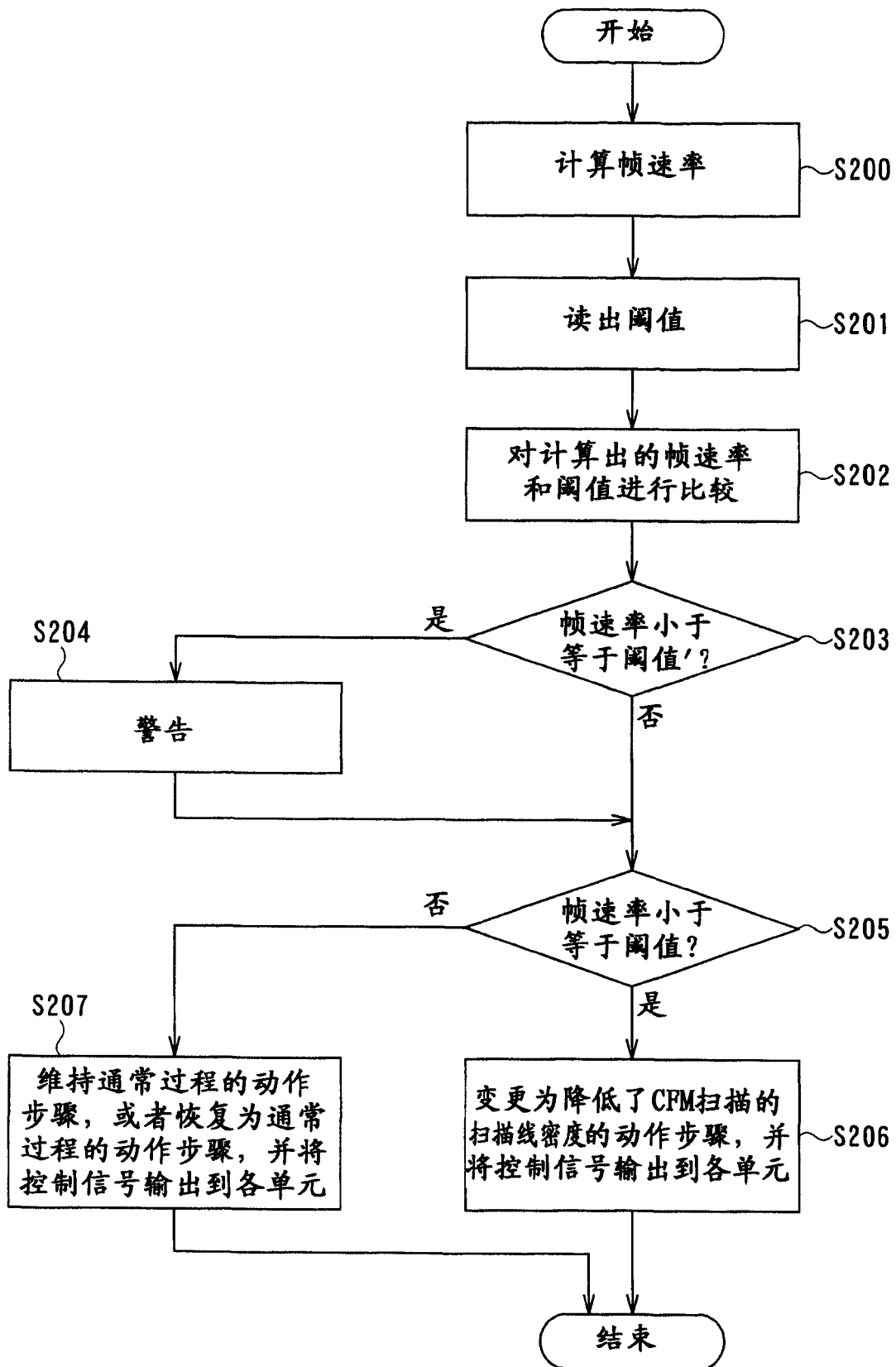


图 13

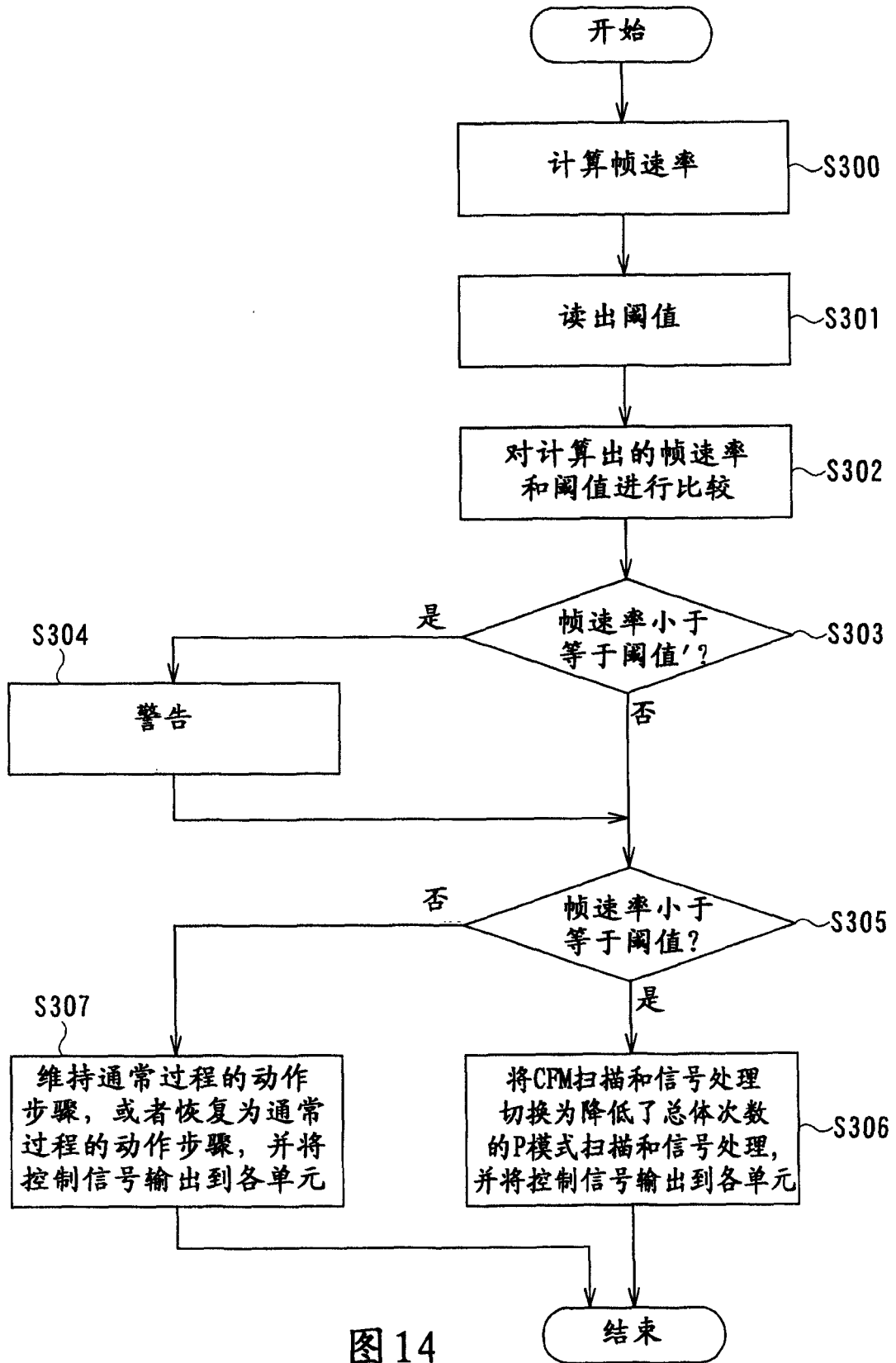


图 14

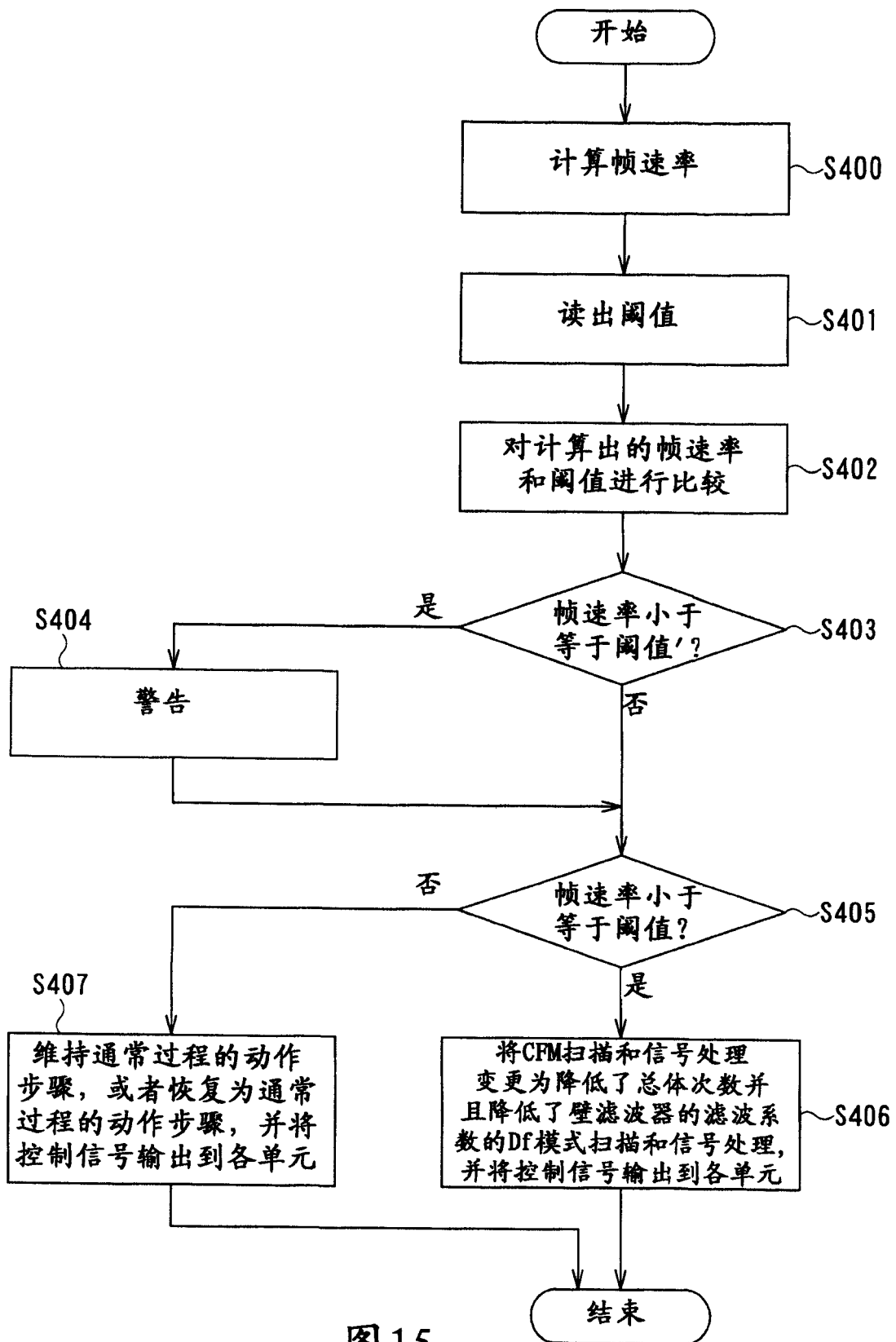


图15

