



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 03108612.8

[43] 公开日 2003 年 10 月 15 日

[11] 公开号 CN 1448113A

[22] 申请日 2003.3.31 [21] 申请号 03108612.8

[30] 优先权

[32] 2002.3.29 [33] JP [31] 097079/2002

[71] 申请人 松下电器产业株式会社

地址 日本大阪府

[72] 发明人 大宫淳

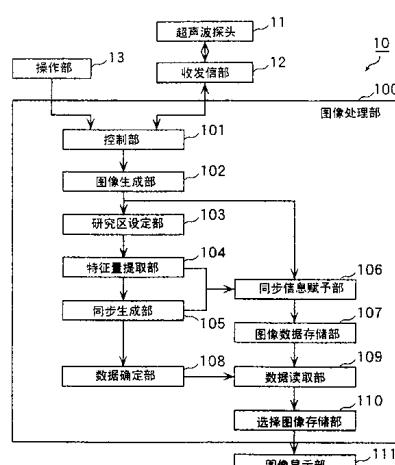
[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
代理人 黄剑锋

权利要求书 6 页 说明书 18 页 附图 19 页

[54] 发明名称 图像处理装置及超声波诊断装置

[57] 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置或 CT(计算机断层分析)装置等图像显示装置。图像生成部(102)根据经控制部(101)从收发信部(12)接收到的电信号，生成断层图像的图像数据。研究区设定部(103)对生成的断层图像设定研究区。特征量提取部(104)对设定的兴法味区域提取特征量，例如心脏左室的容量等。同步生成部(105)根据提取的特征量，生成同步信号。同步信息赋予部(106)将表示生成的同步信号的信息赋予图像数据，并存储在图像数据存储部(107)中。数据读取部(109)从图像数据存储部(107)中读取赋予表示同步信号信息的图像数据，图像显示部(111)显示读取的图像数据的断层图像。



1、一种图像处理装置，处理周期性活动的对象物的断层图像，其特征在于：具备：

图像取得单元，通过在 1 周期以上的规定期间内以一定速率进行采样，取得断层图像的图像数据列；

特征值提取单元，根据取得的图像数据列，依次提取与时间经过一起变化的特征值；和

同步信号生成单元，根据提取的特征值，生成表示上述活动中相同相位的定时的同步信号。

2、根据权利要求 1 所述的图像处理装置，其特征在于：还具备

同步信息附加单元，根据上述生成的同步信号，判断采样的上述图像数据列中各图像数据的相位定时，对相位相同的图像数据附加表示是相同相位的同步信息。

3、根据权利要求 2 所述的图像处理装置，其特征在于：还具备

图像存储单元，存储包含附加上述同步信息的相同相位图像数据的图像数据列。

4、根据权利要求 3 所述的图像处理装置，其特征在于：还具备

图像读取单元，从上述图像存储单元中读取附加上述同步信息的图像数据；和

显示单元，根据上述读取的图像数据来显示断层图像。

5、根据权利要求 4 所述的图像处理装置，其特征在于：

上述特征值是上述对象物的容积。

6、根据权利要求 4 所述的图像处理装置，其特征在于：

上述同步生成单元从上述提取的特征值中确定最小值的特征值，根据对应于确定的最小值特征值的图像数据的采样定时，生成上述同步信号。

7、根据权利要求 5 所述的图像处理装置，其特征在于：

上述同步生成单元配备：

最小值确定部，从上述提取的特征值中确定最小值的特征值；

极大值确定部，确定紧靠上述确定最小值特征值之前的极大值特征值；

和

极小值确定部，确定上述紧靠确定极大值特征值之前的极小值特征值；

在采样对应于上述确定极大值特征值的图像数据的时刻、与采样对应于上述确定极小值特征值的图像数据的时刻的中间时刻，生成上述同步信号。

8、根据权利要求 6 或 7 所述的图像处理装置，其特征在于：

上述同步信号是包含脉冲波形的同步信号，

由脉冲波形的峰值定时来表示上述相同相位的定时。

9、根据权利要求 7 所述的图像处理装置，其特征在于：

上述同步信号是模拟的心电信号的 R 波，

通过上述 R 波的峰值定时来表示上述相同相位的定时。

10、根据权利要求 8 所述的图像处理装置，其特征在于：

上述图像处理装置还配备：

特征值存储单元，存储上述提取的特征值；和

同步信号存储单元，存储表示上述生成的同步信号的信息，

上述显示单元还读取表示上述特征值的信息和表示上述同步信号的信息，与上述断层图像一起显示。

11、根据权利要求 10 所述的图像处理装置，其特征在于：

上述图像处理装置还配备接受读取开始点与读取终止点设定的接受单元，

上述显示单元读取表示上述设定的读取开始点与读取终止点之间特征值的信息和表示上述同步信号的信息，与上述断层图像一起显示。

12、根据权利要求 11 所述的图像处理装置，其特征在于：

上述图像处理装置还配备接受标志设定的标志接受单元，

上述显示单元还显示上述设定的标志，使上述特征值、上述同步信号和上述断层图像表示相同相位。

13、根据权利要求 8 所述的图像处理装置，其特征在于：

上述显示单元配备：

数据压缩部，压缩上述读取的图像数据；

存储器存储部，将压缩的图像数据存储在帧存储器中；和

图像显示部，从帧存储器中读取数据，显示断层图像。

14、根据权利要求 13 所述的图像处理装置，其特征在于：

上述图像显示部从上述帧存储器中读取多个上述数据，显示多个断层图像。

15、根据权利要求 14 所述的图像处理装置，其特征在于：

上述图像显示部边依次更新读取的上述多个数据中时间久的部分上述数据，边显示多个断层图像。

16、根据权利要求 1 所述的图像处理装置，其特征在于：还配备

周期推测单元，判断上述生成的同步信号的周期是否在一定基准值内；

和

警报通知单元，在判断上述周期在一定基准值以外的情况下，进行规定警告。

17、根据权利要求 2 所述的图像处理装置，其特征在于：还配备

血流信息计算单元，根据以与上述图像取得单元的采样定时具有规定关系的定时进行采样的数据，生成表示血流的物理特征的血流信息；

血流图像生成单元，根据生成的血流信息，生成血流图像的图像数据；

和

对应单元，根据上述同步信号，使附加上述同步信号的断层图像的图像数据与上述血流图像的图像数据对应。

18、根据权利要求 17 所述的图像处理装置，其特征在于：

上述对应单元将基于在采样上述断层图像的图像数据之后进行采样数据的血流图像图像数据，与该断层图像的图像数据相对应。

19、一种超声波诊断装置，生成并显示周期活动的对象物断层图像，其特征在于：具备：

图像取得单元，通过在 1 周期以上的规定期间内以一定速率进行采样，

取得断层图像的图像数据列；

特征值提取单元，根据取得的图像数据列，依次提取与时间经过一起变化的特征值；

同步信号生成单元，根据提取的特征值，生成表示上述活动中相同相位的定时的同步信号；

同步信息附加单元，根据上述生成的同步信号，判断采样上述图像数据列中各图像数据的相位定时，对相位相同的图像数据附加表示是相同相位的同步信息；和

显示单元，根据附加了上述同步信息的相同相位图像数据，显示断层图像。

20、一种图像处理方法，处理周期活动的对象物的断层图像，其特征在于：具有：

图像取得步骤，通过在 1 周期以上的规定期间内以一定速率进行采样，取得断层图像的图像数据列；

特征值提取步骤，根据取得的图像数据列，依次提取与时间经过一起变化的特征值；和

同步信号生成步骤，根据提取的特征值，生成表示上述活动中相同相位的定时的同步信号。

21、根据权利要求 20 所述的图像处理方法，其特征在于：还具有

同步信息附加步骤，根据上述生成的同步信号，判断采样上述图像数据列中各图像数据的相位定时，对相位相同的图像数据附加表示是相同相位的同步信息。

22、根据权利要求 21 所述的图像处理方法，其特征在于：还具有

血流信息计算步骤，根据与上述图像取得步骤具有规定定时而被采样的数据，生成表示血流的物理特征的血流信息；

血流图像生成步骤，根据生成的血流信息，生成血流图像的图像数据；和

对应步骤，根据上述同步信号，使附加上述同步信号的断层图像的图像

数据与上述血流图像的图像数据对应。

23、一种图像处理装置用程序，处理周期活动的对象物的断层图像，其特征在于：在计算机中执行：

 图像取得步骤，通过在 1 周期以上的规定期间内以一定速率进行采样，取得断层图像的图像数据列；

 特征值提取步骤，根据取得的图像数据列，依次提取与时间经过一起变化的特征值；和

 同步信号生成步骤，根据提取的特征值，生成表示上述活动中相同相位的定时的同步信号。

24、根据权利要求 23 所述的程序，其特征在于：在计算机中还执行

 同步信息附加步骤，根据上述生成的同步信号，判断采样上述图像数据列中各图像数据的相位定时，对相位相同的图像数据附加表示是相同相位的同步信息。

25、根据权利要求 24 所述的程序，其特征在于：在计算机中还执行

 血流信息计算步骤，根据边与上述图像取得步骤具有规定定时边进行采样的数据，生成表示血流的物理特征的血流信息；

 血流图像生成步骤，根据生成的血流信息，生成血流图像的图像数据；和

 对应步骤，根据上述同步信号，使附加上述同步信号的断层图像的图像数据与上述血流图像的图像数据对应。

26、一种超声波诊断装置用程序，生成并显示周期活动的对象物断层图像，其特征在于：在计算机中执行：

 图像取得步骤，通过在 1 周期以上的规定期间内以一定速率进行采样，取得断层图像的图像数据列；

 特征值提取步骤，根据取得的图像数据列，依次提取与时间经过一起变化的特征值；

 同步信号生成步骤，根据提取的特征值，生成表示上述活动中相同相位的定时的同步信号；

同步信息附加步骤，根据上述生成的同步信号，判断采样上述图像数据列中各图像数据的相位定时，对相位相同的图像数据附加表示是相同相位的同步信息；和

显示步骤，根据附加了上述同步信息的相同相位图像数据，显示断层图像。

27、一种计算机可读取记录媒体，记录处理周期活动对象物的断层图像的图像处理装置用程序，其特征在于：所述程序包含

图像取得步骤，通过在1周期以上的规定期间内以一定速率进行采样，取得断层图像的图像数据列；

特征值提取步骤，根据取得的图像数据列，依次提取与时间经过一起变化的特征值；和

同步信号生成步骤，根据提取的特征值，生成表示上述活动中相同相位的定时的同步信号。

28、一种计算机可读取记录媒体，记录生成并显示周期活动的对象物断层图像的超声波诊断装置用程序，其特征在于：所述程序包含

图像取得步骤，通过在1周期以上的规定期间内以一定速率进行采样，取得断层图像的图像数据列；

特征值提取步骤，根据取得的图像数据列，依次提取与时间经过一起变化的特征值；

同步信号生成步骤，根据提取的特征值，生成表示上述活动中相同相位的定时的同步信号；

同步信息附加步骤，根据上述生成的同步信号，判断采样上述图像数据列中各图像数据的相位定时，对相位相同的图像数据附加表示是相同相位的同步信息；和

显示步骤，根据附加了上述同步信息的相同相位图像数据，显示断层图像。

图像处理装置及超声波诊断装置

技术领域

本发明涉及一种超声波诊断装置或 CT（计算机断层分析）装置等图像显示装置，尤其是涉及对于通过向检查对象物照射超声波或 X 线等所得到的断层图像的图像处理技术。

背景技术

近年来，向活体组织（被测者）照射超声波或 X 线等诊断用信号（下面称为信号），接收从活体组织反射的信号、或透过活体组织的信号，根据接收到的信号来图像化活体组织内部的图像显示装置，被广泛应用于产业领域或临床医学领域。作为这种装置的代表例，有使用反射信号的超声波诊断装置、使用透过信号的 CT 装置。

尤其是随着处理速度的提高，这些图像显示装置可对活体组织进行实时测量，并图像化。尤其是在以循环器官为开始的必需高的时间分解能的临床医学领域中，由于实时提供活体组织的断层图像，所以可对患部等进行动态诊断。

另外，就实时诊断而言，虽然有时想测量周期动作的检测对象的功能或容积等，但此时必需通过某种方法取得同步信号。

图 1 是现有超声波诊断装置 50 的外观图。如图 1 所示，超声波诊断装置 50 由显示装置 51、主体装置 52、探测器 53 和心电图用电极 54 构成。

显示装置 51 是显示通过超声波回声法等得到的断层图像或必要信息用的由液晶或 CRT 等构成的显示装置，具有接受来自操作者的操作的触摸屏等。

主体装置 52 具备经探测器 53 来控制超声波收发信用的收发信电路、用于处理各种信号或图像的由 DSP (Digital Signal Processor) 或 RAM 等构成的信号、图像处理电路、接受来自操作者操作的开关组、和具有鼠标、触

摸屏的液晶显示器等。另外，主体装置 52 经心电图用电极 54 来接收心电信号。

探测器 53 是由收发信超声波用的超声波振子或音响透镜等构成的探头。

从而，对于现有的超声波诊断装置 50 而言，经心电图用电极 54，从被测者处取得作为同步信号的心电信号。

但是，在现有的超声波诊断装置的情况下，因为通过专用的心电图用电极 54 将上述同步信号输入超声波诊断装置，所以必需输入同步信号用的专用电路或专用电缆等，诊断所需成本变高，同时，必需设置外部装置用的空间。

此外，在考虑临床医学领域中的利用的情况下，必需向作为测量对象的患者安装用于测量或提取同步信号用的测定装置，对患者在身心两方面造成负担。

因此，利用同步信号的功能测量通常必需外部装置，必需还对测量对象安装测定装置，所以存在复杂，且测量成本变高的缺点。

发明内容

鉴于上述问题，本发明的第 1 目的在于提供一种不从外部输入同步信号而可利用同步信号来进行检查的图像处理装置或超声波诊断装置。另外，本发明的第 2 目的在于提供一种容易理解提取的同步信号与显示的断层图像的关联用的显示方法。

为了实现上述目的，根据本发明的图像处理装置是一种处理按一定周期活动的对象物的断层图像的图像处理装置，其中具备：图像取得单元，通过在 1 周期以上的规定期间内以一定速率进行采样，取得断层图像的图像数据列；特征值提取单元，根据取得的图像数据列，依次提取与时间经过一起变化的特征值；和同步信号生成单元，根据提取的特征值，生成表示上述活动中相同相位的定时的同步信号。

由此，因为根据取得的断层图像来生成同步信号（因为不从外部输入心电信号而可获得同步信号），所以可对周期活动的检测对象物进行着眼于相同相位断层图像的诊断或显示。结果，具有如下效果：不需要以前那样输入由外部装置生成的同步信号，可较低成本且简便地进行诊断。

另外，上述图像处理装置的特征在于：还具备同步信息附加单元，根据上述生成的同步信号，判断采样上述图像数据列中各图像数据的相位定时，对相位相同的图像数据附加表示是相同相位的同步信息。

由此，因为根据生成的同步信号，向图像数据赋予同步信息，可仅选择相同相位的图像数据，所以不必从外部输入同步信号，在削减存储器容量的同时，可显示相同相位的断层图像。

另外，上述图像处理装置的特征在于：具备血流信息计算单元，根据边与上述图像取得单元具有规定定时边进行采样的数据，生成表示血流的物理特征的血流信息；血流图像生成单元，根据生成的血流信息，生成血流图像的图像数据；和对应单元，根据上述同步信号，使附加上述同步信号的断层图像的图像数据与上述血流图像的图像数据对应。

由此，因为根据取得的断层图像生成同步信号，根据该同步信号来显示血流等彩色多普勒图像，所以可不从外部输入同步信号，使时间上具有一定关系的一般断层图像与彩色多普勒图像对应并显示。

另外，为了实现上述目的，根据本发明的超声波诊断装置是一种生成并显示按一定周期活动的对象物断层图像的超声波诊断装置，其中具备：图像取得单元，通过在1周期以上的规定期间内以一定速率进行采样，取得断层图像的图像数据列；特征值提取单元，根据取得的图像数据列，依次提取与时间经过一起变化的特征值；同步信号生成单元，根据提取的特征值，生成表示上述活动中相同相位的定时的同步信号；同步信息附加单元，根据上述生成的同步信号，判断采样上述图像数据列中各图像数据的相位定时，对相位相同的图像数据附加表示是相同相位的同步信息；和显示单元，根据附加了上述同步信息的相同相位图像数据，显示断层图像。

由此，因为根据取得的断层图像来生成同步信号（因为不从外部输入心电信号而可获得同步信号），所以可对周期活动的检测对象物进行着眼于相同相位断层图像的诊断或显示。结果，可实现不需要以前那样输入由外部装置生成的同步信号、可较低成本且简便地进行诊断的超声波诊断装置。

另外，为了实现上述目的，本发明实现为将上述图像处理装置或超声波

诊断装置的特征单元步骤化的图像处理方法或超声波诊断方法，还可实现为包含所有这些步骤的程序。另外，该程序不仅存储于图像处理装置或超声波诊断装置配备的 ROM 等中，而且可经 CD-ROM 等记录媒体或通信网络等传送媒体来使之流通。

附图说明

图 1 是现有超声波诊断装置的外观图。

图 2 是表示实施例 1 中的超声波诊断装置功能构成的框图。

图 3 是表示研究区设定部在断层图像中设定研究区的方法一例的图。

图 4(a) 是根据时间经过来排列取得的断层图像例的图。

图 4(b) 是根据(a)中的各断层图像来计算作为特征量之一的左室容积，并用曲线来进行表示的曲线（左室容积曲线）的一例。

图 4(c) 是表示根据计算的左室容积曲线生成的同步信号的图。

图 5(a) 是左室容积曲线的一例。

图 5(b) 是根据心脏左室活动（左室容积曲线）生成的、相当于心电波形 R 波的模拟 R 波的一例。

图 6 是表示实时生成模拟 R 波情况下的[模拟 R 波生成处理]流程的流程图。

图 7(a) 是表示生成的同步信号一例的图。

图 7(b) 是模式表示实施例 1 的超声波诊断装置中，赋予同步信息的图像数据的存储及仅读取赋予同步信息的图像数据状态的图。

图 8 是表示实施例 2 的超声波诊断装置功能构成的框图。

图 9(a) 是表示图像生成部的处理内容的图。

图 9(b) 是表示特征量提取部的处理内容的图。

图 9(c) 是表示同步生成部和同步信息附加部的处理内容的图。

图 9(d) 是表示图像显示部的处理内容的图。

图 10(a) 是表示生成的同步信号一例的图。

图 10(b) 是模式表示实施例 2 的超声波诊断装置中，仅选择赋予同步信息的图像数据状态的图。

图 11 是表示实施例 3 的超声波诊断装置功能构成的框图。

图 12(a) 是不进行图像数据压缩情况下的断层图像的显示例。

图 12(b) 是模式表示通过将选择的图像数据压缩到 1/6 来缩小显示尺寸，在 1 画面中同时显示 6 个断层图像情况的图。

图 13 是表示滚动显示特征量及同步信号情况状态的一例。

图 14(a) 是表示对于同步信号，使显示对象与时间一起变化并显示情况下的处理方法一例的图。

图 14(b) 是表示通过图 14(a) 所示方法显示的、实际同步信号状态的图。

图 15 是表示控制部的图像显示处理流程的流程图。

图 16(a) 是表示生成的正常同步信号波形的图。

图 16(b) 是模式表示根据对生成同步信号推测的周期来监视周期变动，在观测到异常时通知警告状态的图。

图 17 是表示实施例 4 的超声波诊断装置功能构成的框图。

图 18 是表示取得断层图像的图像数据与包含血流信息图像的图像数据情况下的相互取得定时关系的图。

图 19(a) 是取得的多个断层图像的一例。

图 19(b) 是生成的同步信号波形的一例。

图 19(c) 是取得的多个血流图像的一例，是表示使血流图像与生成的同步信号相联系情况下的处理状态的图。

图 19(d) 是合成断层图像与血流图像后的多个合成图像一例。

具体实施方式

下面，参照附图来说明根据本发明的实施例。另外，在以下的实施例中，将超声波诊断装置作为上述图像处理装置的一例，对其进行说明。

(实施例 1)

图 2 是表示本实施例中的超声波诊断装置 10 的功能构成的框图。本装置 10 是具有根据取得的断层图像来生成同步信号功能的超声波诊断装置，由超声波探头 11、收发信部 12、操作部 13、图像处理部 100 及图像显示部 111 构成。

超声波探头 11 一般被称为探测器，例如是相控阵方式的电子扫描型探测器。超声波探头 11 根据从收发信部 12 接收到的控制信号来射出超声波（例如超声波脉冲）。并且，超声波探头 11 将从被测者（下面称为患者）的活体内反射的超声波（下面称为超声波回声）变换为电信号后发送给收发信部 12。

收发信部 12 由使超声波从超声波探头 11 发生用的发送射线形成装置及接收从检测超声波回声的超声波探头 11 发送的电信号的接收射线形成装置等构成，对从超声波探头 11 接收到的电信号进行放大等后，发送给图像处理部 100。

操作部 13 配备开关或触摸屏等，接受操作者对其的操作，将与之对应的控制信号等发送给图像处理部 100。

图像处理部 100 根据从收发信部 12 接收到的电信号来生成断层图像的图像数据。并且，图像处理部 100 根据从生成的断层图像得到的特征量（心脏左室的容积或截面积等，也称为特征值）变化，生成同步信号。这里，所谓[图像数据]是超声波探头 11 每次扫描时生成的二维辉度数据等，称为由 B 模式等显示用的数据。

图像处理部 100 由控制部 101、图像生成部 102、研究区设定部 103、特征量提取部 104、同步生成部 105、同步信息赋予部 106、图像数据存储部 107、数据确定部 108、数据读取部 109 和选择图像存储部 110 构成。

控制部 101 是具备例如 ROM 或 RAM 等的微机，对图像处理部 100 中的各部指示各自的处理执行，并控制这些处理的定时。具体而言，在控制进行超声波的发送及超声波回声接收的收发信部 12 的同时，接受从操作部 13 发送的控制信号等后，进行解码。并且，控制部 101 向图像生成部 102 发送从收发信部 12 接收到的变换超声波回声的电信号。

图像生成部 102 通过对经控制部 101 从收发信部 12 接收到的电信号进行放大运算或 A/D 变换、插值运算等，生成断层图像的图像数据。

研究区设定部 103 对生成的断层图像，进行作为特征量计算对象的研究区（Region Of Interest: ROI）的设定，并且，对该研究区中的对象物提取轮廓。一般，按时间系列来取得多个断层图像，对每个断层图像设定研究区。

作为提取对象物轮廓的方法，既可以经操作部 13，从操作者由手动来接受轮廓，也可由特开 2002-224116 号公报中记载的自动轮廓提取法来取得研究区的轮廓。该自动轮廓提取法对对象物的断层图像，首先，通过使用二进制化及退缩手法来提取粗的初期轮廓，对该初期轮廓使用动态轮廓模块 (SNAKES)，边进行收敛计算，边求出最终的具体的轮廓。

图 3 是表示研究区设定部 103 对断层图像设定研究区的方法一例的图。在图 3 中，表示描绘心脏的断层图像，其中将左室设定为研究区的情况。在图 3 中，由正方形包围的区域 21 是后述图像显示部 111 的观察用监视器的外框，由其内部斜线表示的扇型部分 22 是由超声波诊断装置 10 描绘的断层图像整体，由黑色细线描绘的曲线 23、24 是心脏的轮廓，用黑粗线 25 包围的曲线内部是研究区（这里是心脏左室）。

特征量提取部 104 对于研究区设定部 103 指定的断层图像研究区，提取或算出特征量（例如心脏左室的容量或截面积等）。例如，根据断层图像算出对象物的半径，将算出的半径代入单一平面长度 (single plan area length) 法或改进辛普森等近似式，算出心脏左室的容积。

同步生成部 105 根据提取的特征量来生成同步信号（例如心电波形的 R 波波形等）。例如，有在心脏左室容积变为最小的时刻生成同步信号的方法、或生成与心脏左室容积变化一致的同步信号（例如模拟心电波形的 R 波）的方法等。

图 4 (a) – (c) 是表示根据从特征量提取部 104 中提取的特征量来生成同步信号的方法一例的图。图 4(a) 是根据时间经过来排列取得的断层图像例的图。图 4(b) 是根据上述图(a) 中的各断层图像来计算作为特征量之一的心脏左室容积 V (用 [●] 表示)，并用曲线来进行表示的曲线（下面称为左室容积曲线）的图。图 4(b) 中，纵轴表示左室容积 V，横轴表示时间 t。其中，对计算出的左室容积 V，进行齿条 (spline) 插补，或多项式插补（此时的插补曲线用 (点数-1) 次多项式来表示）等，生成左室容积曲线 33。图 4(c) 是表示图 4(b) 的左室容积曲线 33 生成的同步信号一例的图。在图 4 (c) 中，表示在检测出左室容积曲线 33 的极值（此时最小值为 32、37）的情况下，

为了与检测出该极值的时刻一致，生成同步脉冲 34、38（例如三角波脉冲等）的状态。

另外，这里虽表示了将心脏的左室容积用作特征量的例子，但例如也可利用将搏动的血管壁的动作原样用作特征量的方法、或将血管的直径变化用作特征量的方法。

另外，同步生成部 105 也可构成为模拟生成更接近于实际心电波形的波形。此时，根据心脏左室的活动状况来生成相当于心电波形的同步信号。心电波形虽表示活动中的心肌活动电位的变化，但根据[医用电子测量]（八木著，产业图书（株）发行），心脏的收缩会作为触发脉冲而引起神经或神经状肌纤维的电传导。即，心脏活动与心电波形密切联系，通过观察心脏的活动来推测心电波形，并模拟生成心电波形。

作为心电图中显示的波形，对应于心脏的活动期，有 P 波、Q 波、R 波、S 波、T 波及 U 波，但在测量以心脏为代表的循环器官系统功能的情况下，一般使用 R 波。R 波是心脏左室的收缩开始期中表示的波形，因为振幅大，所以多用作对心脏功能进行诊断等时的触发信号。

图 5 (a)、(b) 是说明模拟生成相当于心电波形的同步信号的方法图。图 5(a) 是左室容积曲线的一例。另外，图 5(b) 是根据心脏左室活动（左室容积曲线）生成的、相当于心电波形 R 波的一例。

通常，R 波出现的定时是在左室开始缩小时刻之前约 0.05 秒左右的时刻，是在左室容积曲线 33 中，表示左室进入收缩期之前的极小值 41 和极大值 42 的时刻（时刻分别为 T3、T4）的恰好中间定时。因此，根据左室容积曲线 33 来确定最小值 43 及其时刻 T5，并确定最小值 43 之前的极大值 42 及其时刻 T4 以及极大值 42 之前的极小值 41 及其时刻 T3。图 5 (b) 表示同步生成部 105 生成的模拟 R 波形状的具体例。此时的 R 波为合成大小两个等边三角形的形状，若象图 5 那样定义 a-d，则有 [a: b: c: d=10: 5: 2: 1]。

生成模拟 R 波的方法中有两种方法。

一个是在事先取得一定期间（例如 10 秒左右）断层图像中非实时生成模拟 R 波的方法。此时，最初也设定研究区，提取轮廓，根据提取的轮廓及多

个断层图像来求出左室容积曲线 33。根据左室容积曲线 33，按上述步骤，确定时刻 T3 及 T4，在这两个时刻的中间生成模拟 R 波。

另一个是实时生成模拟 R 波的方法。该情况是一边将规定帧（例如 10 帧）的断层图像作为 1 组，边实时生成模拟 R 波的方法。该情况也设定研究区，提取轮廓后求出部分左室容积曲线 33。在对求出的部分左室容积曲线可确定最小值的情况下，从该时刻向回追溯，确定时刻 T3 及 T4，并与上述一样，在这两个时刻的中间生成模拟 R 波。例如，若考虑 30 [fps] 帧速率的情况，则在生成模拟 R 波脉冲之前，至少需要 330 [ms]，所以由于有时刻延迟，帧间时刻为 33 [ms]，所以可追随实际的心脏活动。

图 6 是表示实时生成模拟 R 波情况下的[模拟 R 波生成处理]流程的流程图。

最初，取得 10 帧的断层图像，据此计算左室容积，暂时存储（S501）。接着，将各容积值与预定的标准值（Vs）进行比较（S502），判断可否确定最小值（S503）。在可确定最小值的情况下（S503：是），确定极大值及极小值及各自的时刻（T4、T3）（S504、S505）。

接着，因为通过确定 T4 及 T3 来决定模拟 R 波各特征点的时刻（S506），所以可生成模拟 R 波（S507）。另外，在不能确定最小值的情况下（S503：否），取得下一 10 帧的断层图像，进行与上述一样的处理。

同步信息赋予部 106 对应于图像数据来赋予生成的特征量或同步信号信息，将之存储在图像数据存储部 107 中。

图像数据存储部 107 例如是由 RAM 等构成的具有数十—数百 M 比特容量的存储装置。图像数据存储部 107 存储由同步信息赋予部 106 对应赋予特征量（例如心脏左室的容积）或同步信号的图像数据。

数据确定部 108 通过指定上述特征量或上述同步信号信息，确定从同期或有规则性变动的图像数据列中选择位于确定相位的图像数据的信息，发送到数据读取部 109。

数据读取部 109 根据从数据确定部 108 接收到的信息，从图像数据存储部 107 中读取对应的图像数据，发送到选择图像存储部 110。

选择图像存储部 110 是图像显示部 111 的观察用监视器用帧存储器等，存储由数据读取部 109 读取的图像数据。

图像显示部 111 读取选择图像存储部 110 中存储的图像数据，在作为观察用监视器的液晶显示器等中显示 B 模式等断层图像。另外，图像显示部 111 具有图形加速器或 DSC (Digital Scan Converter) 等。

图 7 是说明本实施例的超声波诊断装置 10 的功能概要的图。图 7(a) 是表示生成的同步信号一例的图。图 7(b) 是模式表示超声波诊断装置 10 中，赋予同步信息的图像数据的存储及仅读取赋予同步信息的图像数据状态的图。

如图 7(b) 所示，表示同步信息赋予部 106 向图像数据赋予同步信息 [R]，存储于图像数据存储部 107 中，数据读取部 109 从图像数据存储部 107 中仅读取赋予同步信息 [R] 的图像数据的状态。

这里，虽向作为生成同步脉冲源的断层图像赋予所谓 [R] 的同步信息，但也可特意确定该同步信息。另外，也可向赋予了同步信息 [R] 的图像数据以外的图像数据赋予 [P]、[Q] 等其它同步信息，或向一个图像数据赋予多个同步信息。并且，也可向各个图像数据赋予特征量本身。

并且，在由数据确定部 108 来指定所谓 [R] 的同步信息的情况下，数据读取部 109 从图像数据存储部 107 中仅依次读取赋予所谓 [R] 的同步信息的图像数据 (61-65 等)。作为确定图像数据的方法，操作者既可指定同步信息本身，也可指定赋予 [R] 的图像数据的 n 帧前或 n 帧后的图像数据。另外，也可指定 [R] 和 [Q] 等多个同步信息，读取各周期中赋予这些同步信息的图像数据，同时显示于图像显示部 111 中。更新显示的定时为适当时间间隔 (例如 1 秒间隔)，由图像数据存储部 107 自动读取，当操作部 13 中有跟踪球或键盘等 (未图示) 时，也可手动更新显示。

如上所述，本实施例的超声波诊断装置 10 由于根据取得的断层图像来生成同步信号，所以不从外部输入同步信号，可提取同相位的断层图像，并据此来诊断检查对象。

另外，在本实施例中，说明了生成模拟 R 波的构成，但也可构成为生成

P 波或 Q 波等 R 波以外的心电波形。另外，在本实施例中，说明了取得 10 帧的断层图像，并据此来进行左室容积计算等的实施例，但不用说，不限于 10 帧。

并且，在图像显示装置为 X 线 CT 装置的情况下，控制部 101 进行 X 线照射和 X 线检测器的控制，在为 MRI (Magnetic Resonance Imaging) 的情况下，进行测量区域的磁场和脉冲列控制及检测器的控制。

此外，在本实施例中，示出着眼于心脏左室来作为研究区的实例，但研究区的对象不限于心脏左室，其形状也可任意。另外，设定研究区的方法也不限于上述方法，也可由上述方法以外的方法来设定。

(实施例 2)

图 8 是表示本实施例的超声波诊断装置 20 的功能构成框图。上述实施例 1 的超声波诊断装置 10 在将赋予同步信息的断层图像暂时存储在图像数据存储部 107 中后，进行同一相位的断层图像的显示，在本装置 20 中，不暂时存储在图像数据存储部中，较高速地进行同一相位的断层图像显示。下面，重点说明与上述实施例 1 不同的构成，对共同的构成附加相同的符号，省略说明。

超声波诊断装置 20 与上述超声波诊断装置 10 的不同之处在于新具备图像数据选择部 202 来代替上述图像数据存储部 107 和数据读取部 109。

控制部 201 进行图像数据选择部 202 的控制，来取代上述实施例 1 的图像数据存储部 107 及数据读取部 109 的控制。

图像数据选择部 202 仅选择赋予由数据确定部 108 指定的同步信息的图像数据，废弃此外的图像数据。将选择的图像数据发送到选择图像存储部 110。因此，与从外部输入同步信号的情况一样，观测者可根据同步信号来仅实时观察任意同一相位中的断层图像。

图 9 是表示超声波诊断装置 20 中各部处理流程的流程图。图 9(a) 是表示图像生成部 102 的处理内容的图。图 9(b) 是表示特征量提取部 104 的处理内容的图。图 9(c) 是表示同步生成部 105 和同步信息附加部 106 的处理内容的图。图 9(d) 是表示图像显示部 111 的处理内容的图。

如图 9 (a) 所示，最初，图像生成部 102 根据经收发信部 12 及控制部 201 接收到的电信号，生成断层图像的图像数据 (S81)。

接着，特征量提取部 104 根据生成的断层图像计算特征量（例如心脏左室的容积等），进行存储 (S82)。并且，同步生成部 105 根据提取的特征量，确定特征量的极大值、极小值及最小值，同步信息赋予部 106 并据此来对图像数据实施同步信息（例如[R]）的赋予/非赋予 (S83)。此时，为了确定最小值，必需在规定期间（例如 1 周期）比较左室容积值。

最后，图像显示部 11 仅选择赋予同步信息的图像数据，根据选择的图像数据来更新断层图像的显示 (S84)。下面，第 2 帧以后也进行同样的处理 (S85 等)。

图 10 是说明本实施例中超声波诊断装置 20 的功能概要的图。图 10(a) 是表示生成的同步信号一例的图。图 10(b) 是模式表示超声波诊断装置 20 中，仅选择赋予同步信息的图像数据来显示断层图像的状态图。

如图 10 (b) 所示，同步信息赋予部 106 向图像数据赋予同步信息 [R]，因为从数据确定部 108 向图像数据选择部 202 指定仅选择同步信息 [R]，所以表示仅选择赋予同步信息的图像数据 (61–65) 来作为显示对象的状态。

如上所述，因为通过本实施例的超声波诊断装置 20，可根据生成的同步信号来向图像数据附加同步信息，并仅选择同一相位的图像数据，所以不必从外部输入同步信号，可实现存储器容量的削减，同时显示同一相位的断层图像。

另外，与上述实施例 1 一样，同步生成部 105 也可构成为模拟生成心电波形。

(实施例 3)

图 11 是表示本实施例的超声波诊断装置 30 的功能构成框图。本超声波诊断装置 30 进行断层图像缩小显示或滚动显示、在特征量产生异常时的警告通知等。并且，本装置 30 还在一个画面中同时显示提取的特征量或生成的同步信号和断层图像。

下面，与实施例 2 的情况一样，重点说明与上述实施例 1 或实施例 2 不

同的构成，对共同的构成附加相同符号，并省略说明。

超声波诊断装置 30 与上述超声波诊断装置 10 的不同之处在于新具备特征量存储部 302、特征量读取部 303、同步信号存储部 306 及同步信号读取部 307，在同步生成部 304 中具有周期推定部 305，在选择图像存储部 308 内具有图像压缩部 309，在图像显示部 310 内具有周期变动警告部 311。

控制部 301 具备上述实施例 2 的控制部 201 的功能，并且，为了进行断层图像的缩小显示或滚动显示、特征量产生异常时的警报通知等，对各部指示各个处理的执行，控制这些处理的定时。另外，控制部 301 控制后述的图像显示处理。控制部 301 还经操作部 13 从操作者处接受表示读取开始点和读取结束点的信息，发送给特征量读取部 303 及同步信号读取部 307。

特征量存储部 302 接收并依次存储特征量提取部 104 生成的特征量。

特征量读取部 303 基于从控制部 301 接收的信息，读取读取开始点与读取结束点之间的特征量存储部 302 中存储的特征量信息，发送给图像显示部 310。

同步生成部 304 除了上述实施例 1 的同步生成部 105 的功能外，还具有周期推定部 305。

周期推定部 305 求出生成的同步信号的周期平均值，通过进行统计处理来推测同步信号的周期。

同步信号存储部 306 存储同步生成部 304 生成的同步信号信息。

同步信号读取部 307 根据从控制部 301 接收到的信息，读取读取开始点与读取结束点之间存储于同步信号存储部 306 中的同步信号信息，发送给图像显示部 310。

选择图像存储部 308 除上述实施例 1 的选择图像存储部 110 的功能外，还新具备图像压缩部 309。这里，每次从图像数据选择部 202 发送图像数据时都更新帧存储器的内容，依次写上新的图像数据，总可显示最新的断层图像（图 12 (b) 的情况下为 6 个）。

图像数据选择部 202 一旦取得发送到选择图像存储部 308 的图像数据，则图像压缩部 309 变换图像数据（例如去除中间部分），以缩小显示尺寸，为

了显示于选择图像存储部 110 的观察用监视器中，在 1 画面的帧存储器中存储换算多个图像数据。

图 12 是模式表示图像压缩部 309 压缩断层图像的图像数据的状态图。图 12(a)是不进行图像数据压缩情况下的断层图像的显示例。图 12(b)是表示通过将图像数据图像压缩到 1/6 来在一个画面中显示 6 个断层图像的实例。在图 12 (b) 中，作为显示 $[n*m (n \geq 1, m \geq 1)]$ 个断层图像情况的一例，是同时显示 6 个 ($n=3, m=2$) 断层图像的情况。

图像压缩部 309 根据图像显示部 310 中观察用监视器 1100 的可显示画面尺寸、断层图像的数据尺寸和显示的断层图像个数（即 m 及 n ）来决定压缩率，通过一般使用的溢出采样技术来进行内插计算后，求出压缩后的断层图像上的象素坐标，通过在对应于想显示位置的帧存储器中存储图像数据，可同时显示多个连续取得的断层图像。

图像显示部 310 除上述实施例 1 的图像显示部 111 的功能外，新具备周期变动警告部 311。并且，图像显示部 310 在显示最新的断层图像时，对该断层图像进行高辉度处理等，可容易知道最新的断层图像是哪个。

周期变动警告部 311 通过求出正态概率分布等，进行检定等统计处理，在有同步生成部产生的同步信号周期异常的情况下，检测并通知给观测者。通知方法有响警告声、改变画面上异常部位部分颜色来显示等方法。

图 13 是表示滚动显示特征量及同步信号情况状态的一例。此时，特征量存储部 302 和同步信号存储部 306 中的数据存储方式为环形缓冲区或与之类似的构成。伴随断层图像的图像数据生成，每次生成特征量和同步信号时，依次写上存储，在存储到存储区域最后并结束的情况下，从存储区域的开头开始，擦去老的信息，并写入新信息。

在图像显示部 310 中显示这些信息的情况下，向选择图像存储部 308 内的帧存储器中写入在位于从操作者接收到的读取开始点与读取结束点范围内的图像数据中的特征量或同步信号信息。读取开始点与读取结束点的位置可改变，在图像显示部 310 上与时间同时滚动显示特征量或同步信号。另外，还可显示可知在哪个定时取得显示的特征量或同步信号的标志。

在图 13 的观察用监视器 1100 中同时显示 3 个断层图像 1205-1207 和特征量（心脏的左室容积）曲线 33 及同步信号波形 35。并且，在观察用监视器 1100 中示出表示不同周期中的同相位各断层图像 1205-1207 与特征量曲线 33 及同步信号波形 35 的对应关系的标志 1211-1213。在观察用监视器 1101 中示出表示同一周期中不同相位的各断层图像 1215-1217 与特征量曲线 33 及同步信号波形 35 的对应关系的标志 1221-1223。此时，以标志 1222 为中心，示出同一周期内相位不同的连续 3 个断层图像 1215-1217。

图 14 表示特征量存储部 302 和同步信号存储部 306 的显示区域与时间一起变化的状态图。这里，虽说明同步信号，但即使特征量也一样。图 14(a) 是表示对于同步信号，使显示对象与时间一起变化并显示情况下的处理方法一例的图。另外，图 14(b) 是表示通过图 14(a) 所示方法显示的、实际同步信号状态的图。

在图 14 (a) 中，示出同步信号存储部 306 中存储的同步信号信息的读取位置与时间一起切换成图像 1→图像 2→图像 3→图像 4 的状态。与此同时，显示于图像显示部 310 的观察用监视器中的同步信号如图 14 (b) 变化，显示同步信号从画面右侧流到左侧。

图 15 是表示本超声波诊断装置 30 的控制部 301 的图像显示处理流程的流程图。此时，在成为控制对象的显示模式中有显示模式 1 和显示模式 2。显示模式 1 如上述图 12 (b) 所示，是缩小显示断层图像的模式。另一方面，显示模式 2 如上述图 13 所示，是显示不同周期中相同相位的多个断层图像、特征量曲线及同步信号波形、或相同周期中不同相位的多个断层图像、特征量曲线及同步信号波形的模式。

控制部 301 从操作者接收显示模式种类，若选择显示模式 1 (S1401)，则指示数据确定部 108 显示 6 个附加同步信息[R]的断层图像。接着，图像数据选择部 202 根据来自数据确定部 108 的指示，选择 6 帧（即 $n \cdot m$ 帧：n 和 m 为自然数）的带[R]的图像数据，发送给选择图像存储部 308 (S1402)。从而，图像压缩部 309 将接收到的图像数据压缩到 $(1/n \cdot m)$ ，存储于帧存储器中 (S1403)。并且，图像显示部 310 根据帧存储器中存储的图像数据来显示

于观察用监视器中 (S1404)。

另一方面，若选择显示模式 2 (S1401)，则根据从操作者接收到的读取开始点及读取结束点和标志 (S1406、S1407)，在观察用监视器中显示不同周期中相同相位的多个断层图像、特征量曲线及同步信号波形、或相同周期中不同相位的多个断层图像、特征量曲线及同步信号波形 (S1408)。

图 16 是模式表示周期推测部 305 根据对生成的同步信号推测的周期来监视周期变动，由周期变动警告部 311 在观测到异常的情况下通知警告的状态图。图 16(a) 是表示生成的正常同步信号波形 35 的图。图 16(b) 是模式表示根据对生成同步信号推测的周期来监视周期变动，在观测到异常时通知警告状态的图。

通常，在着眼于相同特征量来生成同步信号的情况下，在观察活体的情况下，以基本恒定的周期来生成同步信号。但是，在生成的同步信号突然变动的情况下，任何异常发生的概率高，必需通知观测者。在图 16 (b) 的情况下，对生成的同步信号计算平均值 T_m ，在同步信号比该 T_m 短 X% 的情况下，或长 Y% 的情况下，通过警告声或改变显示色等来通知观测者。

另外，在上述图 11 中，构成为具备周期变动警告部 311，在同步信号周期变动的情况下进行警报通知，但也可构成为具备特征量变动警告部，以在特征量异常变动的情况下通知警报。此时，检测变动的对象不是周期，上述心脏左室的容积最大值/最小值/最大值与最小值的差等成为对象，利用它们的平均值等，时刻监视变化的特征量，在检测到异常数值时，发生警告声等。

如上所述，通过本实施例的超声波诊断装置 30 可进行断层图像的缩小显示或滚动显示、在特征量发生异常情况下通知警报等。

另外，与上述实施例 1 一样，同步生成部 304 也可构成为模拟生成心电波形。

(实施例 4)

图 17 是表示本实施例的超声波诊断装置 40 的功能构成框图。

下面，与实施例 2 的情况一样，重点说明与上述实施例 1 不同的构成，对共同的构成附加相同符号，并省略说明。

超声波诊断装置 40 与上述超声波诊断装置 10 的不同之处在于新具备生成包含血流信息的图像的血流信息运算部 402。这里，所谓包含血流信息的图像[下面称为血流图像]一般指称为彩色多普勒的图像。另外，所谓彩色多普勒是指利用活体中的运动反射体（血流情况下为红血球组）产生的超声波多普勒效应，将心脏或血管内的血流信息等二维分布与组织的断层图像重叠后，实时彩色显示的血流图像。通过利用彩色多普勒，可由不同颜色的图像来表现接近超声波探头 11 的速度分量和远离的速度分量，通过将其与组织断层图像重叠显示，可在视学上把握该部位中的血流信息。

控制部 401 在具有上述实施例 1 的控制部 101 的功能同时，为了边取得断层图像的图像数据边取得血流图像的图像数据，根据预定的规则（例如交互取得）来对收发信部 12 控制取得断层图像用超声波的收发信和取得血流信息用的超声波收发信。并且，控制部 401 根据上述规则，将从收发信部 12 接收到的电信号分别发送给图像生成部 102 和血流信息运算部 402。

血流信息运算部 402 利用多普勒效应，生成由预定采样速率收集的表示血流物理特征的血流信息（例如血流速度、或速度分散、血流方向等），根据该血流信息来生成血流图像的图像数据。

同步信息赋予部 403 将断层图像的图像数据与血流图像的图像数据对应成一组数据，赋予相同的同步信息，存储在图像数据存储部 107 中。

图 18 是表示取得断层图像的图像数据与包含血流信息图像的图像数据情况下的相互取得定时关系的图。通常在取得彩色多普勒图像的情况下，如图 18 所示，边取得断层图像的图像数据，边间歇收集血流信息用数据。因此，超声波诊断装置在显示采色多普勒图像的情况下，帧速率降低(通常为 10[fps] 左右)。在显示彩色多普勒图像的情况下，通常在灰度的断层图像 1701 上重叠用暖色/冷色表示血流速度的血流图像 1702，生成合成图像 1703。另外，如图 18 所示，同步信息赋予部 403 将在断层图像 1701 之后取得的血流图像 1702 对应成一组数据后，赋予同步信息，存储在图像数据存储部 107 中。

图 19 是使血流图像与生成的同步信号相联系的情况下的处理状态图。图 19(a) 是取得的多个断层图像的一例。图 19(b) 是生成的同步信号波形的一例。

图 19(c)是取得的多个血流图像的一例，是表示使血流图像与生成的同步信号相联系情况下的处理状态的图。图 19(d)是合成断层图像与血流图像后的多个合成图像一例。如图 19 (a) – (c) 所示，与根据断层图像 1801 生成的同步信号 1802 对应后，添加血流图像，作为一组数据，赋予同步信息[R]，存储在图像数据存储部 107 中。并且，合成对应的断层图像 1801 和血流图像 1803，生成彩色多普勒图像 1804。

如上所述，本实施例的超声波诊断装置 40 根据取得的断层图像生成同步信号，根据该同步信号，显示血流等彩色多普勒图像，所以不必从外部输入同步信号，可对应显示时间上具有一定关系的一般断层图像和彩色多普勒图像。

另外，与上述实施例 1 一样，同步生成部 105 也可模拟生成心电波形。

图 1

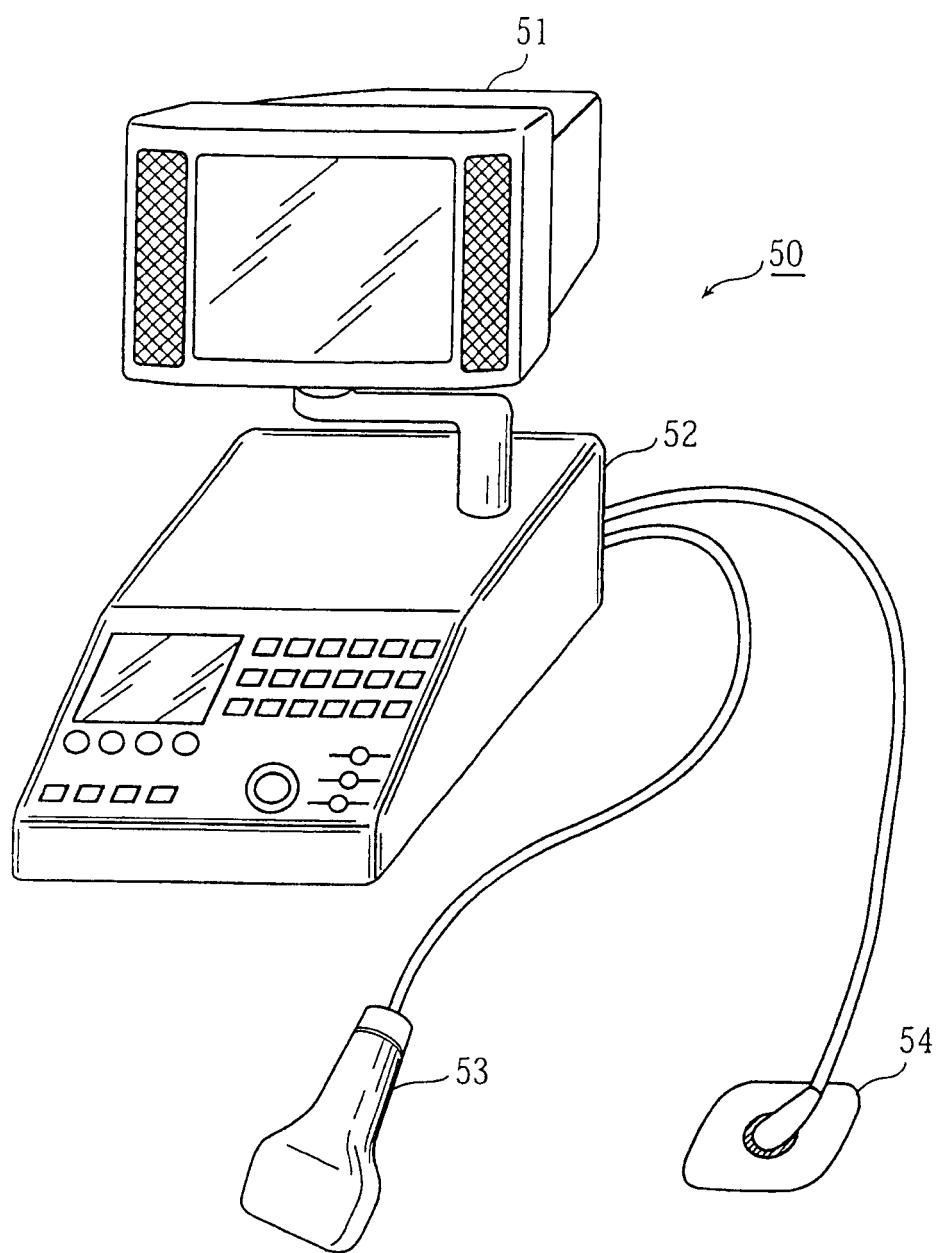


图2

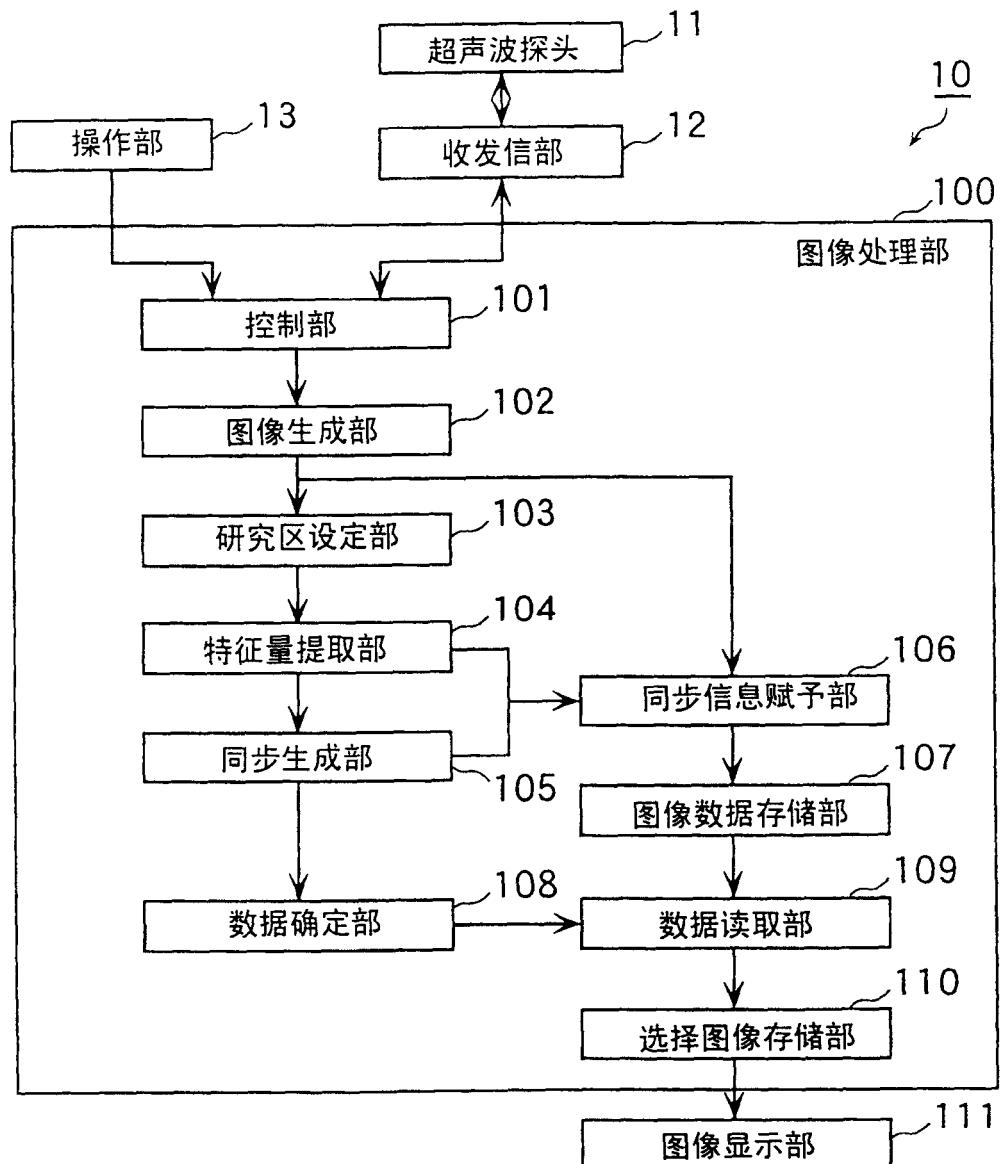


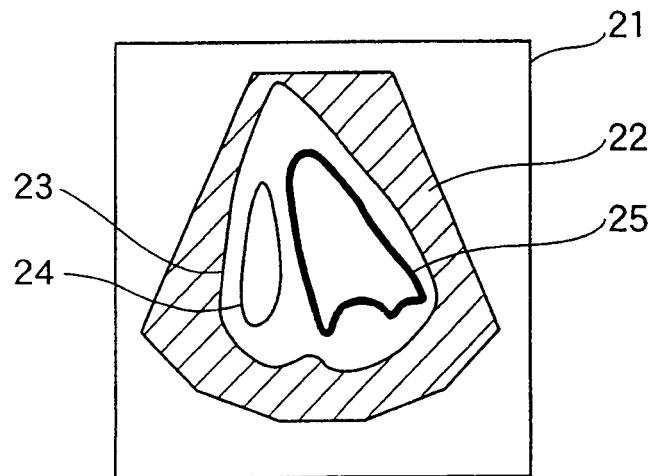
图3

图4

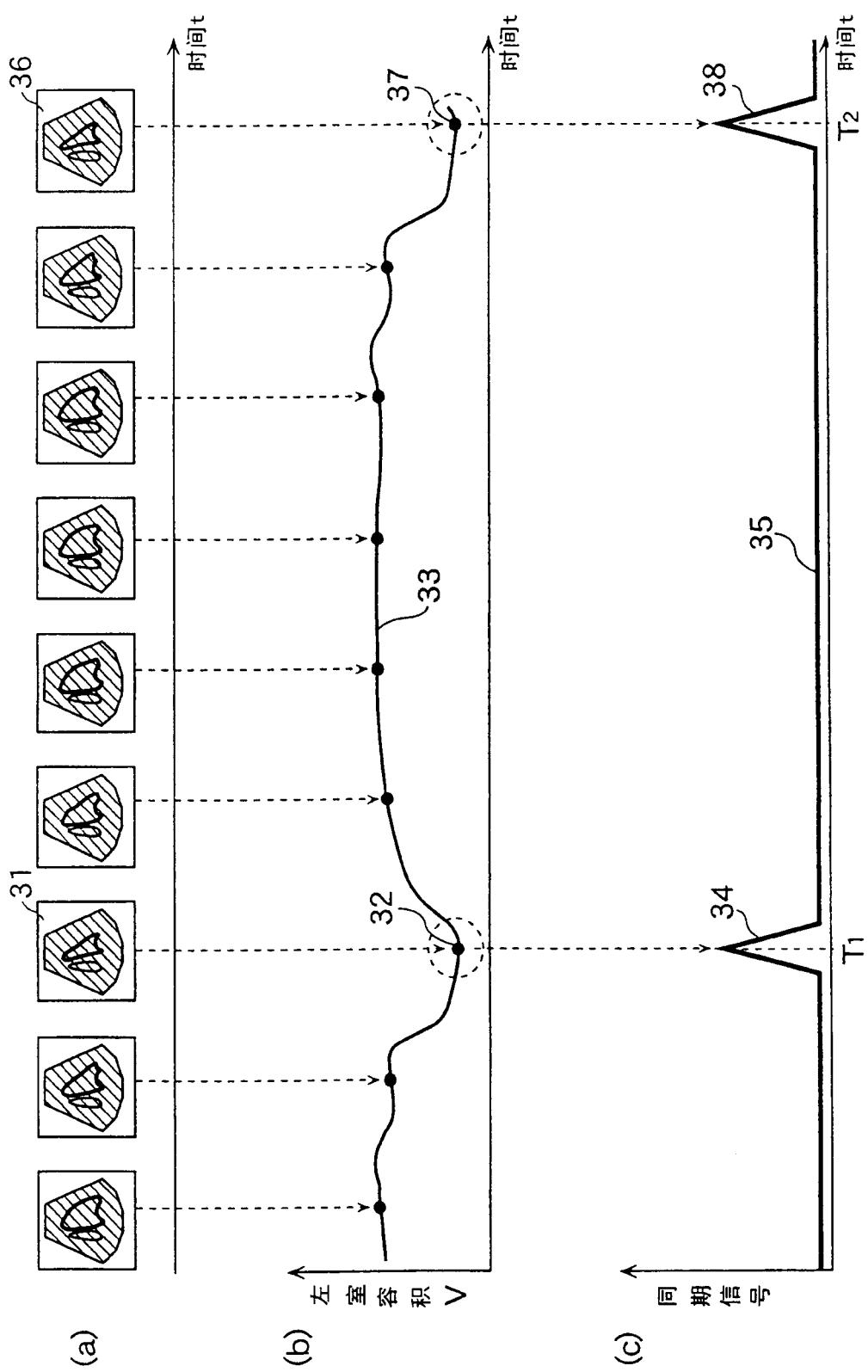


图5

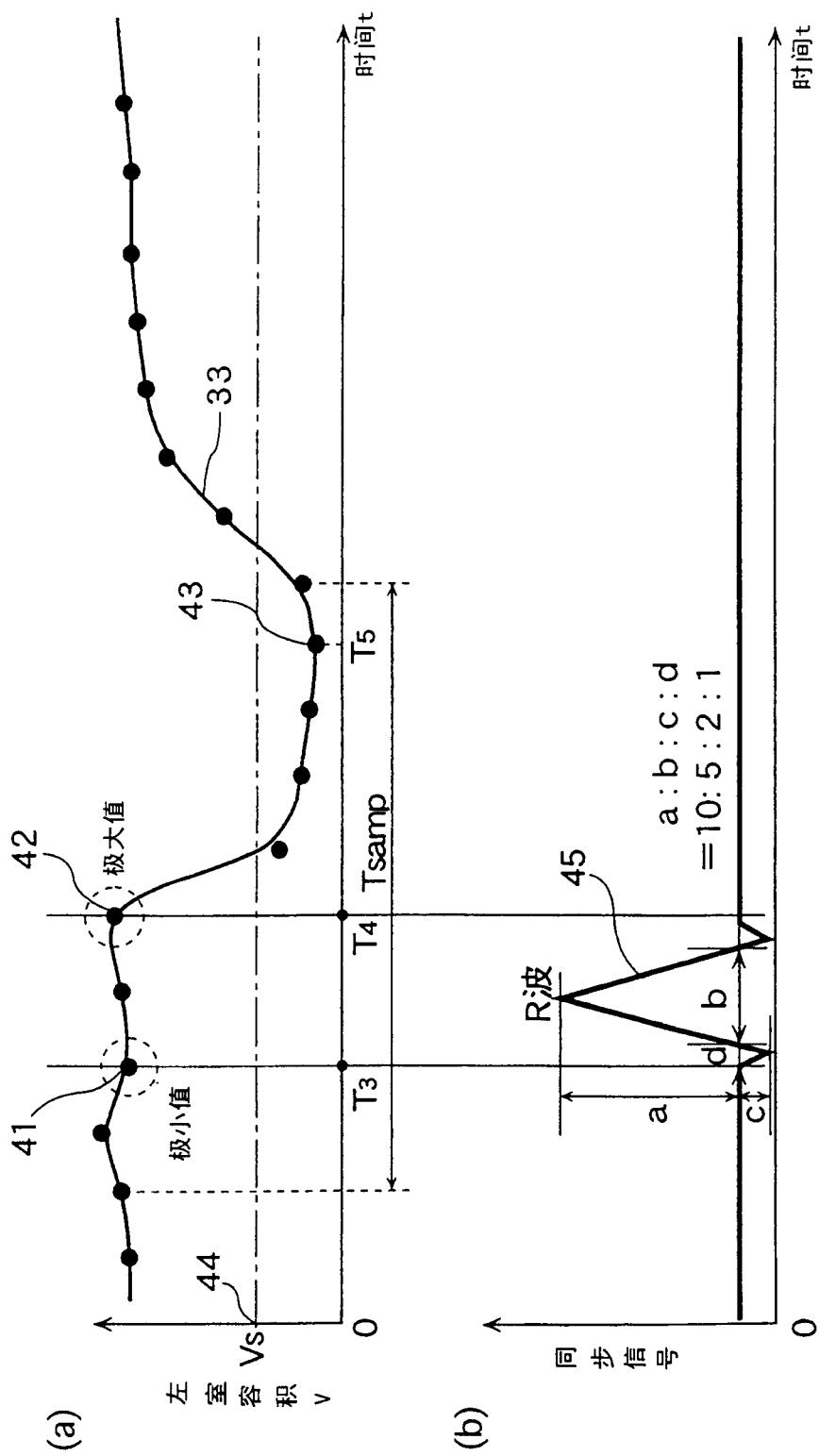


图6

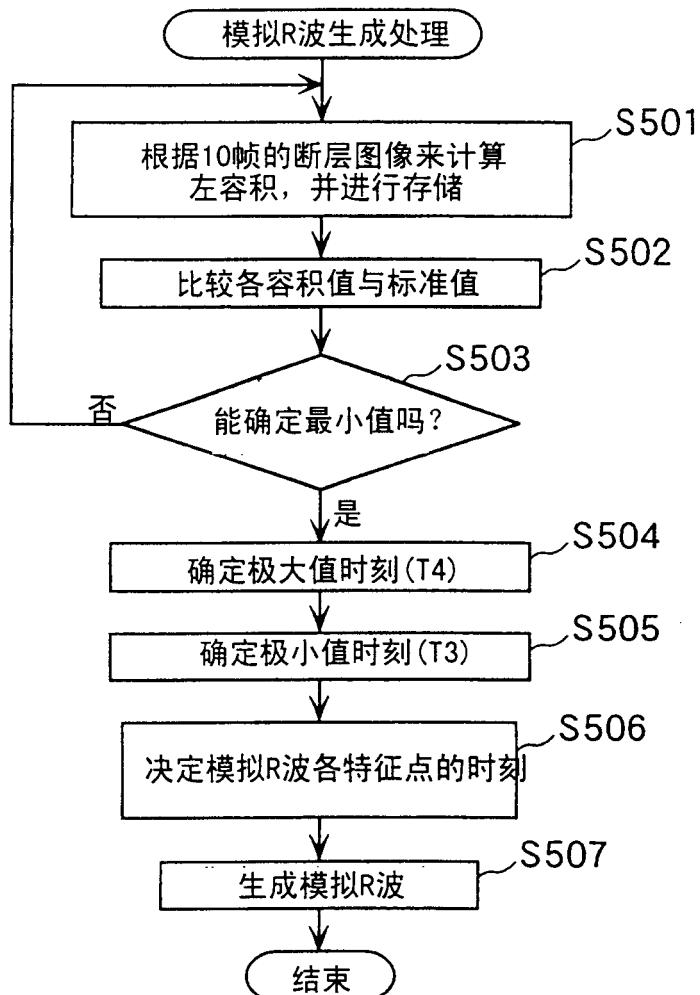


图7

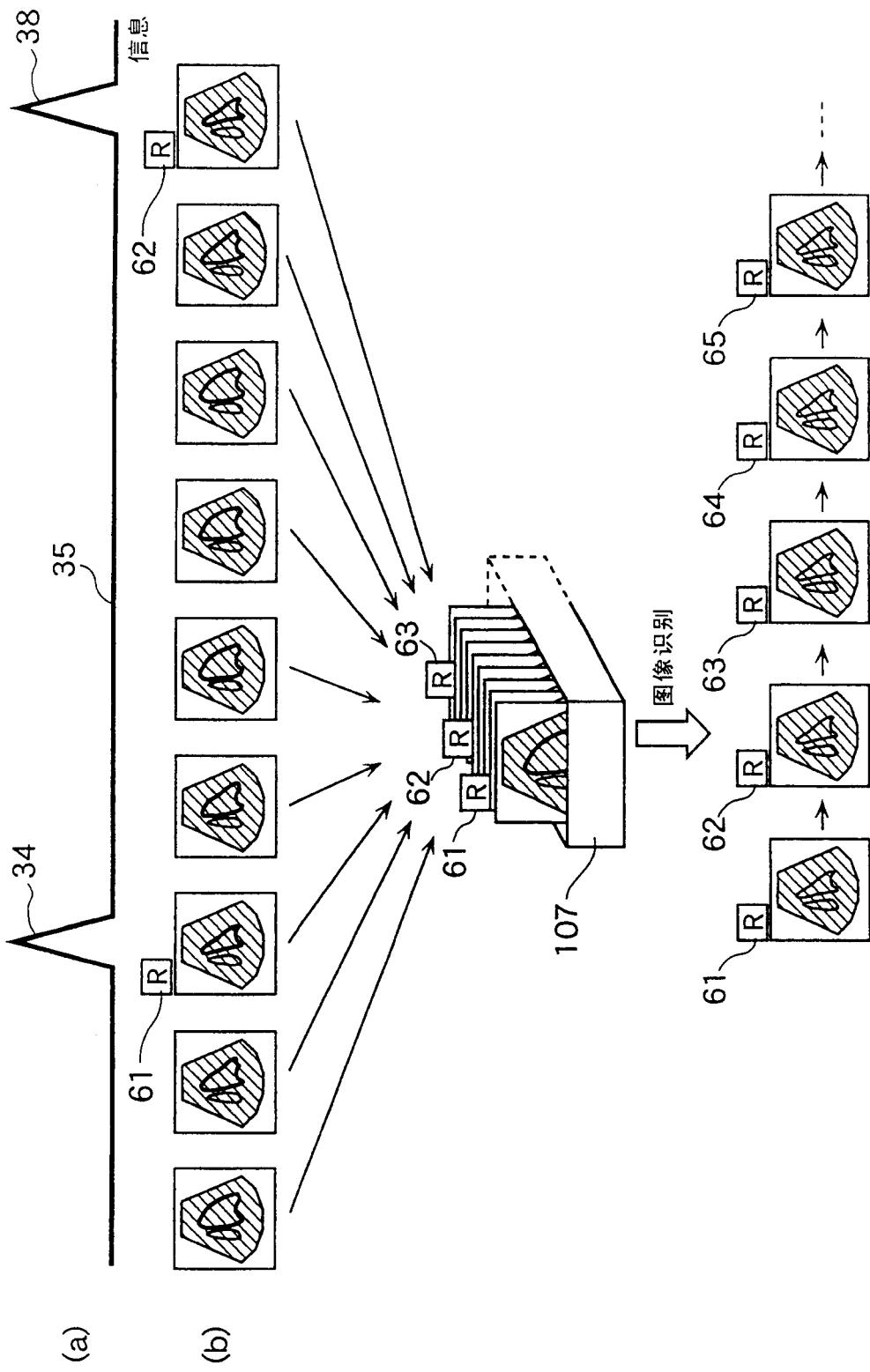


图8

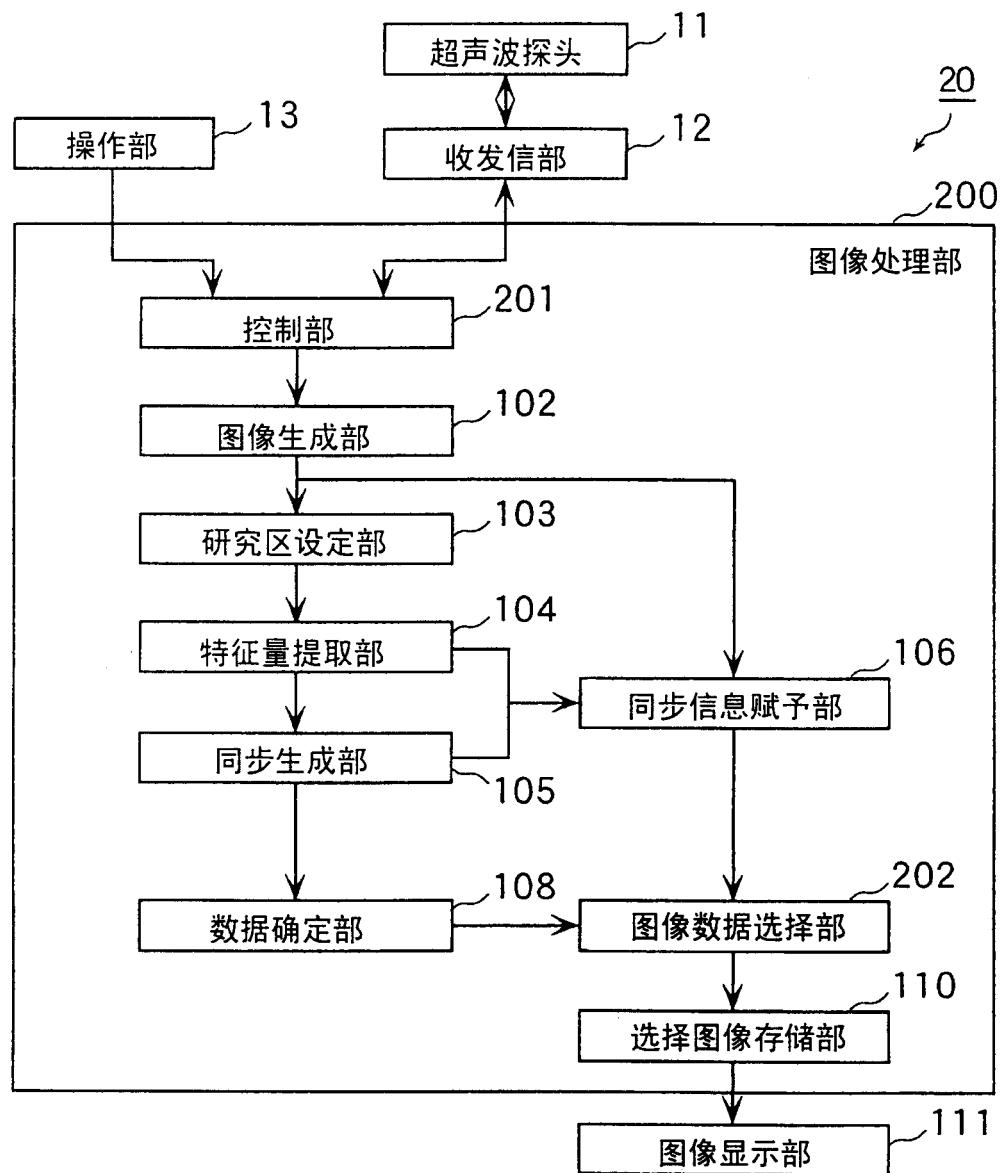


图9

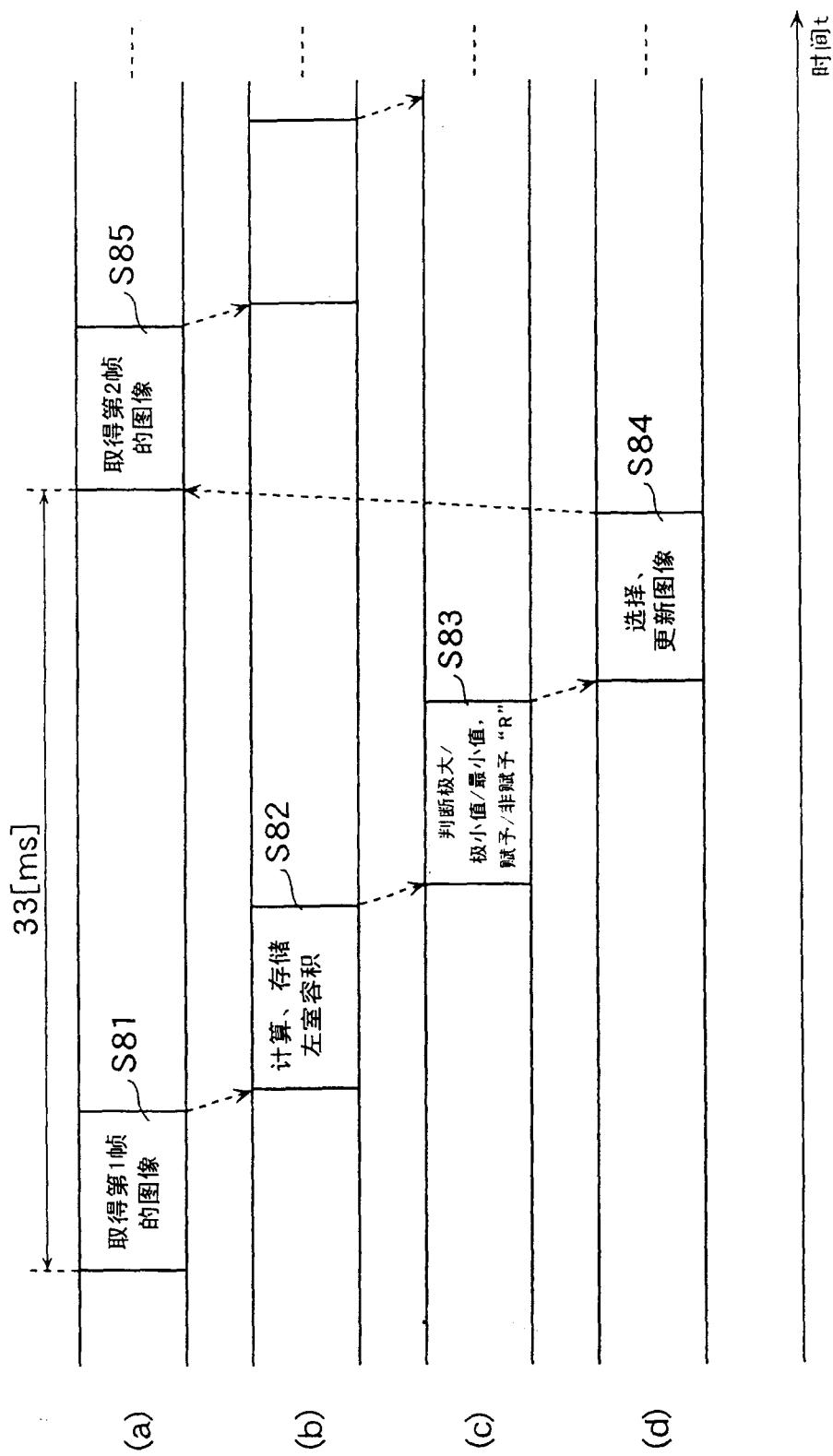


图 10

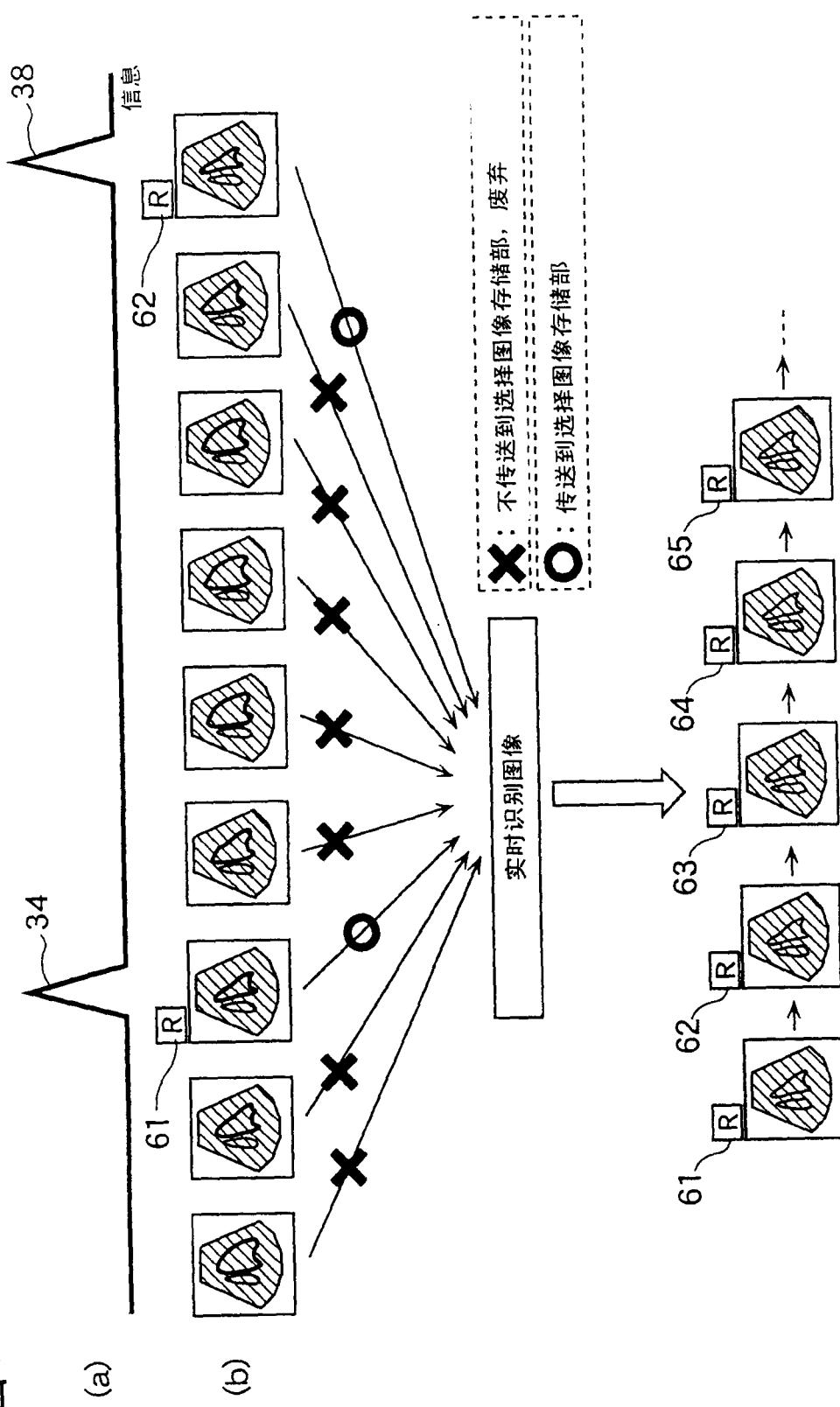
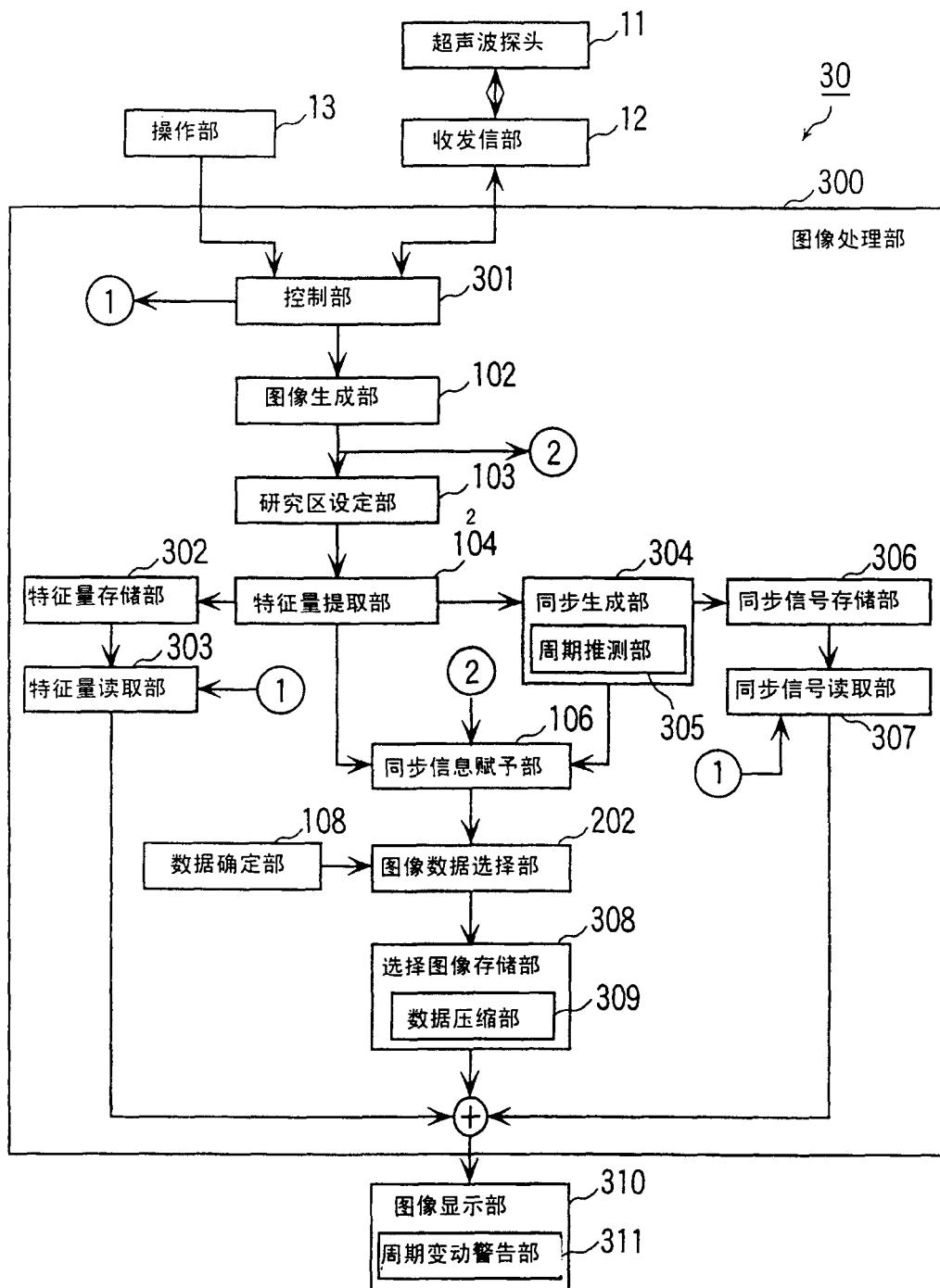


图11



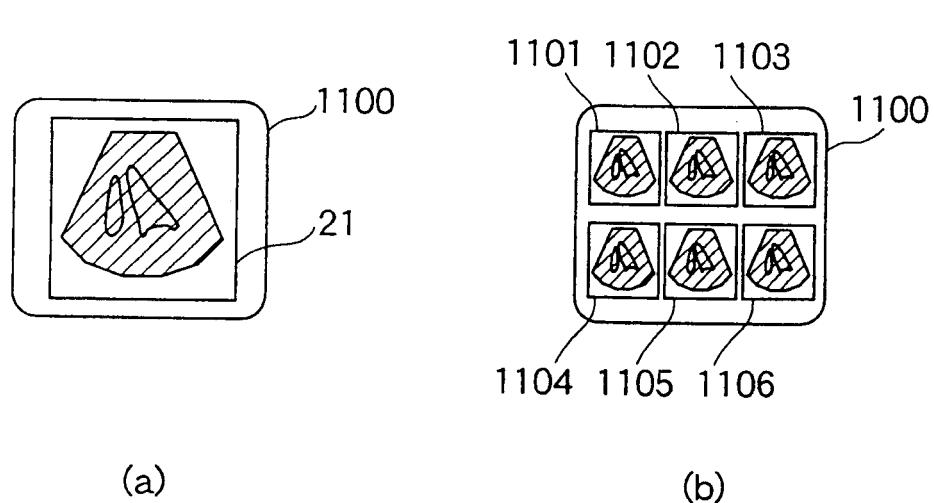
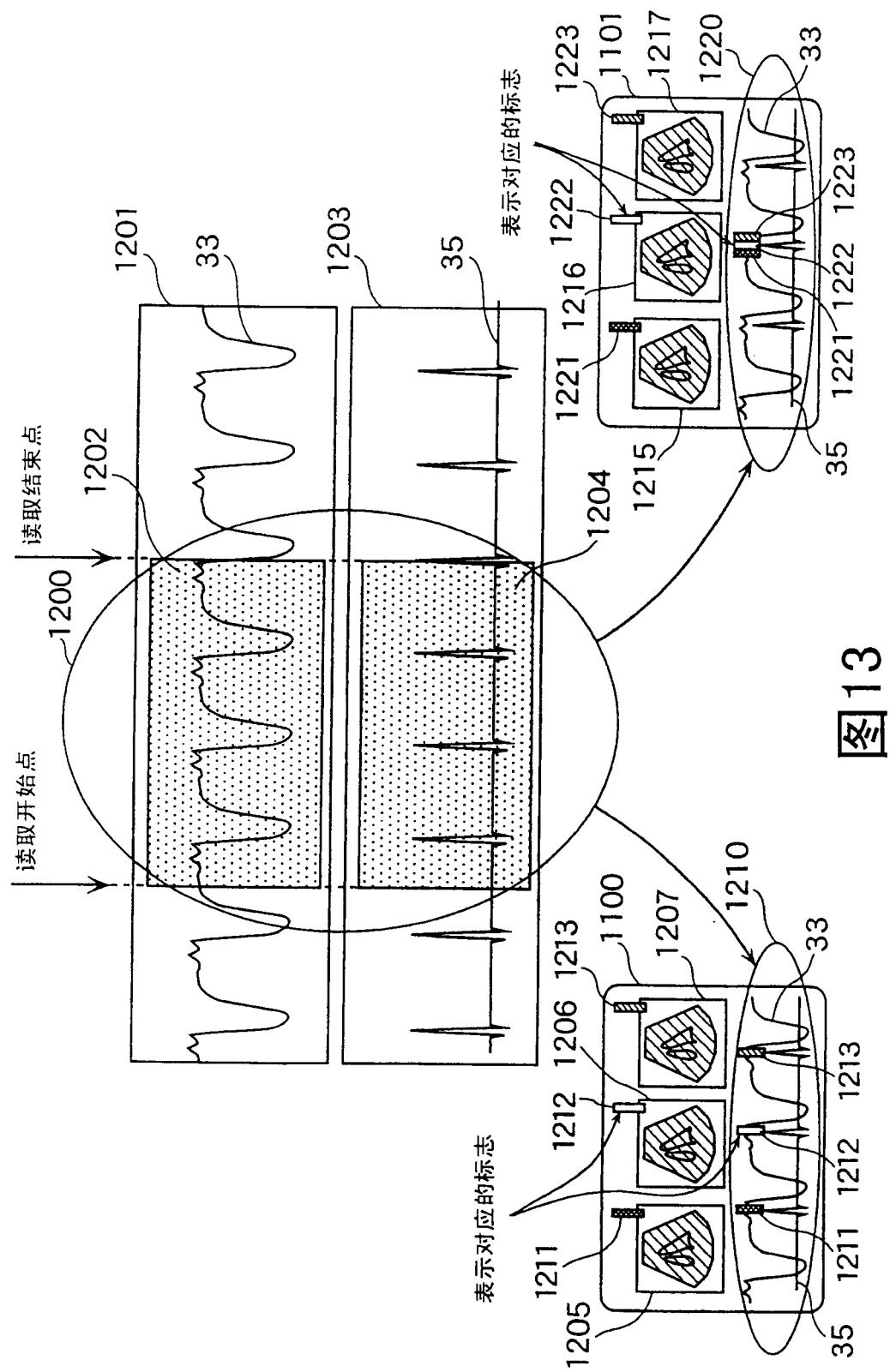


图12



13

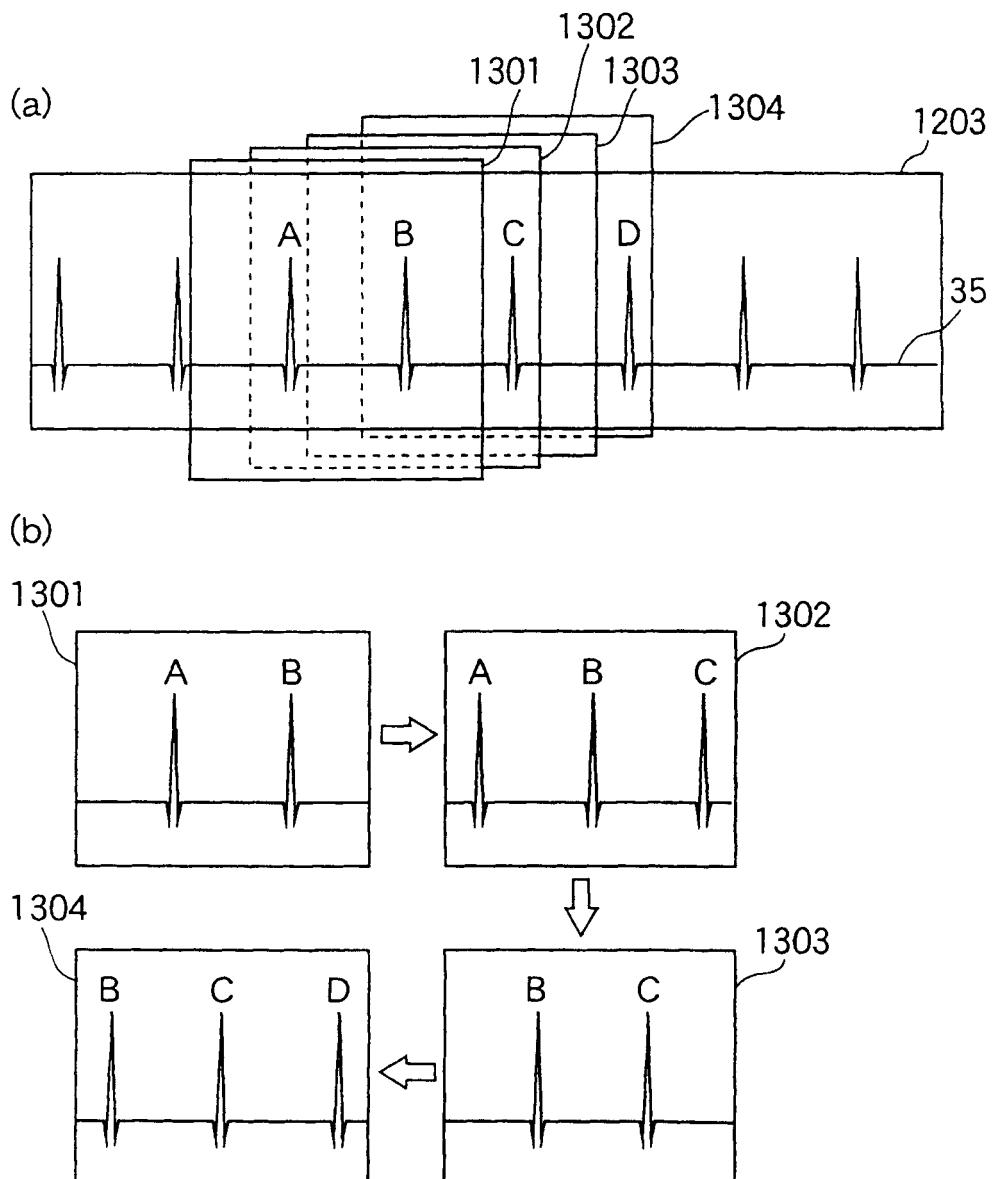


图 14

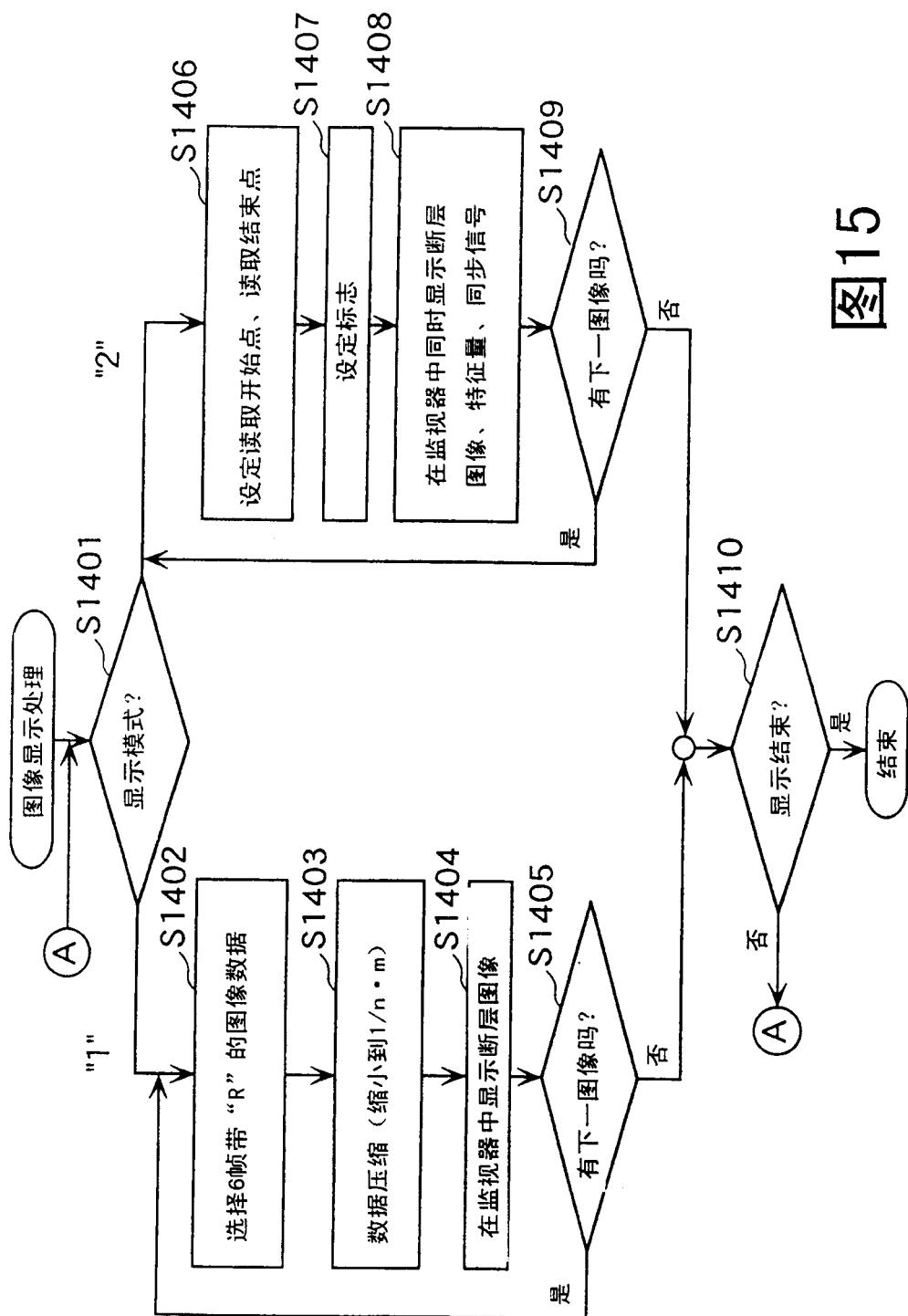
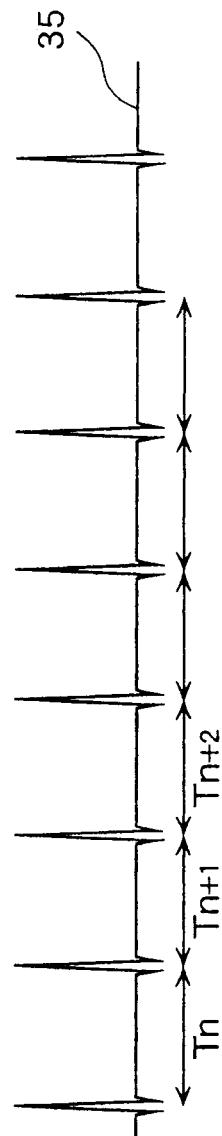
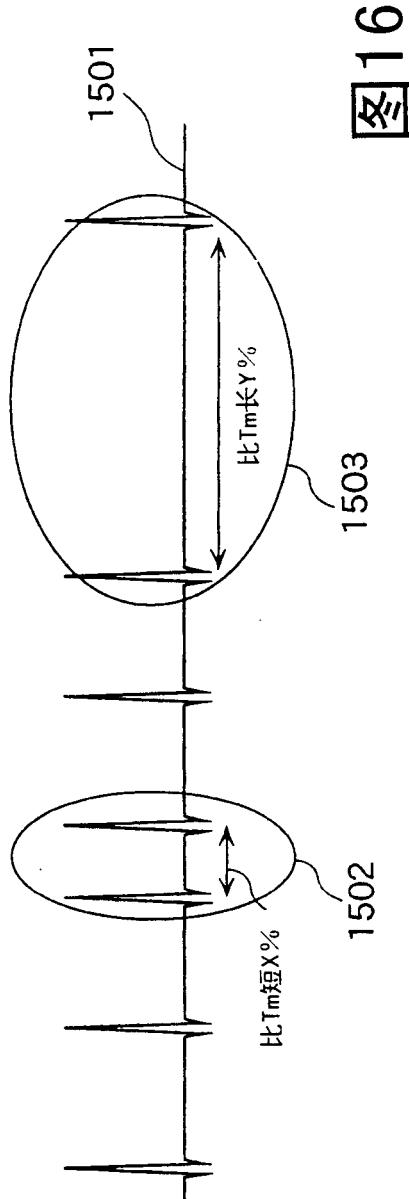


图15



(a)

$$T_m = \sum_{l=0}^n T_l / n+1$$



(b)

图 16

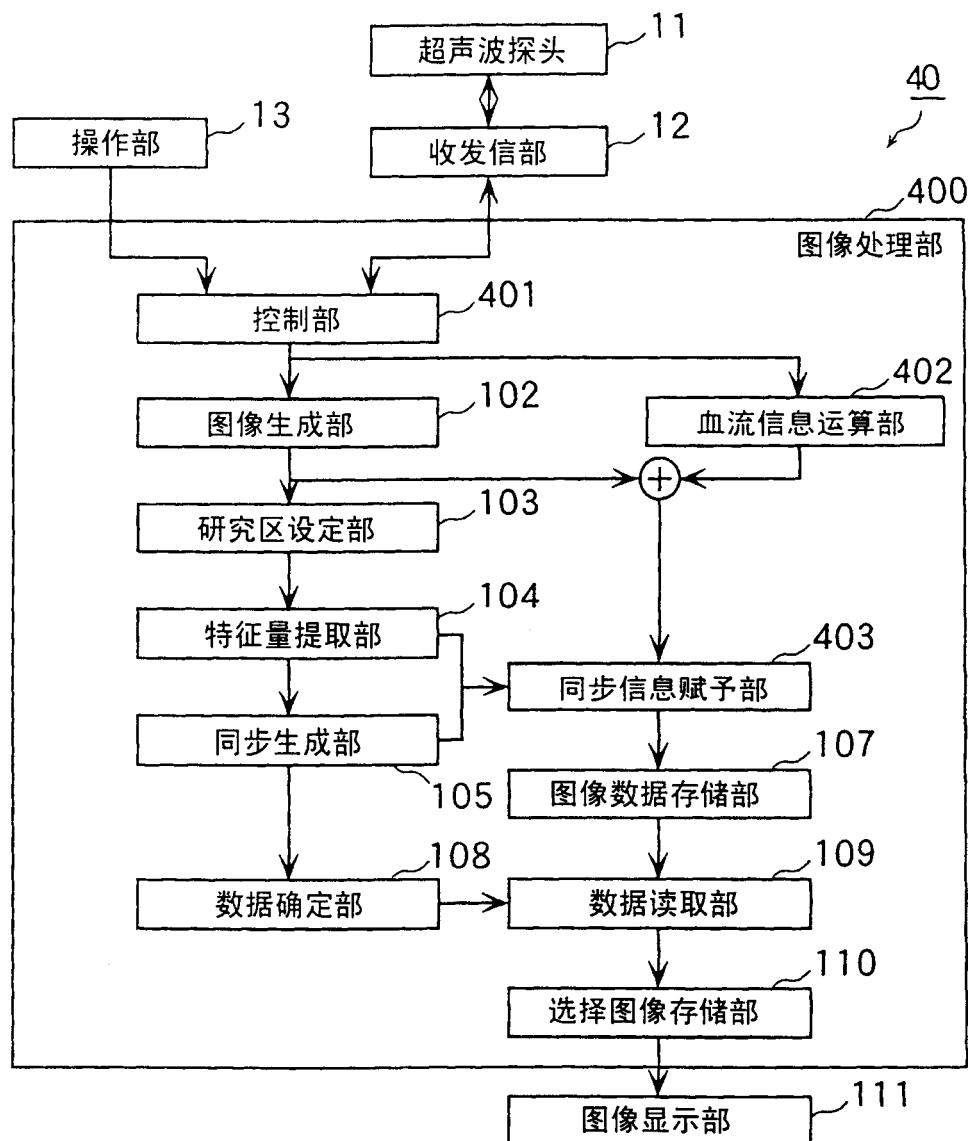
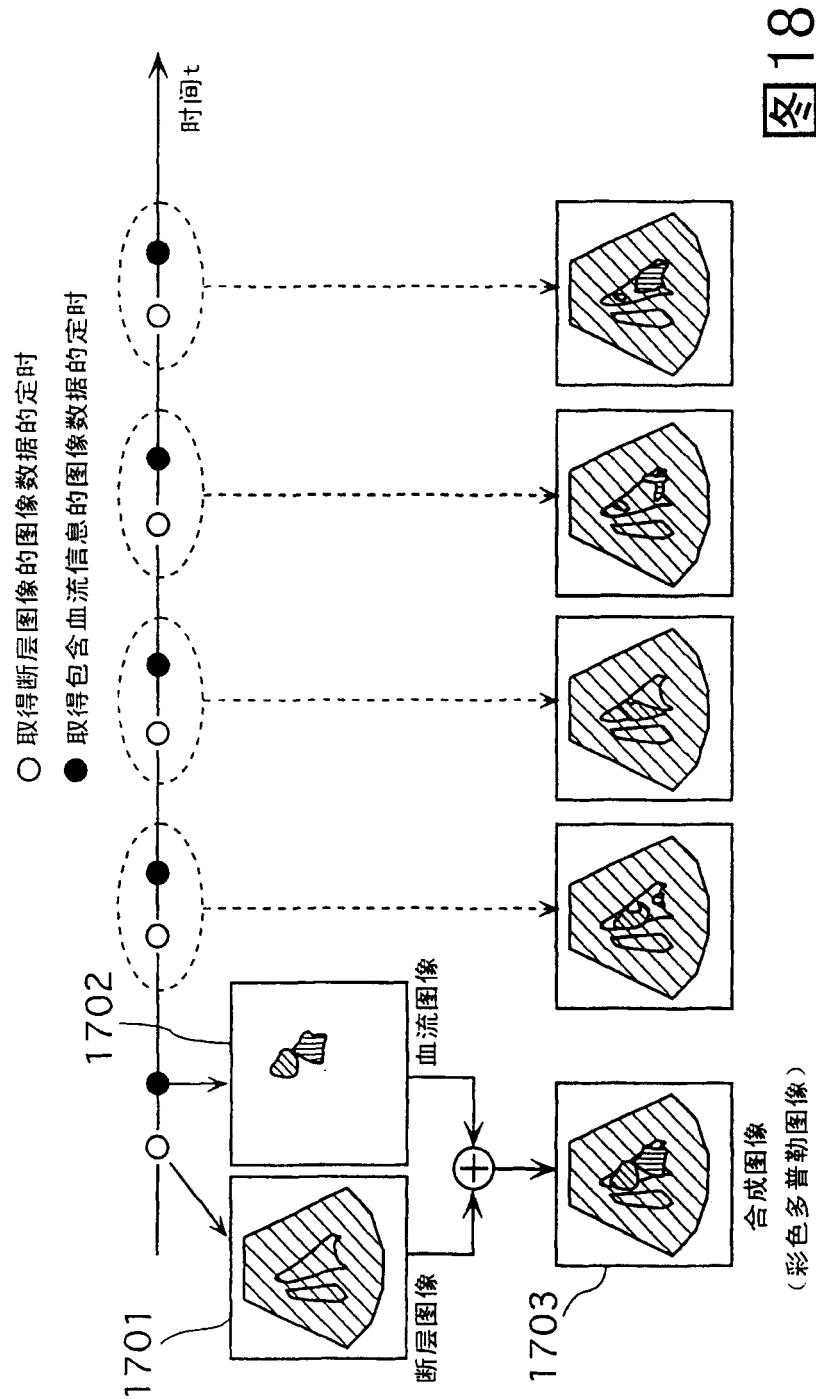
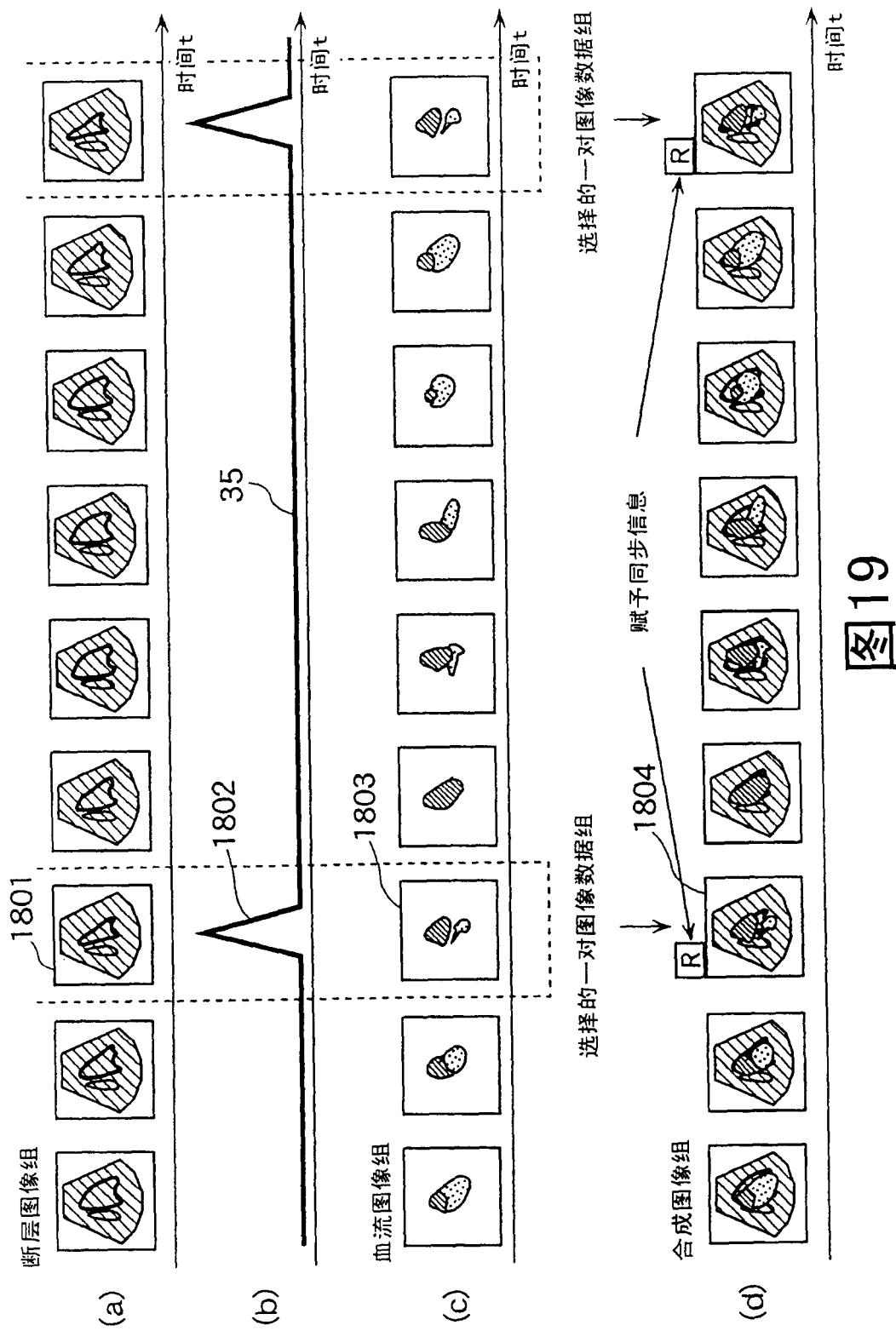


图17





专利名称(译)	图像处理装置及超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN1448113A	公开(公告)日	2003-10-15
申请号	CN03108612.8	申请日	2003-03-31
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	大宫淳		
发明人	大宫淳		
IPC分类号	G01R33/32 A61B5/055 A61B6/00 A61B6/03 A61B8/00 A61B8/02 A61B8/08 G06T7/20 G06T11/00		
CPC分类号	A61B6/541 G06T7/20 A61B8/00 Y10S128/916		
代理人(译)	黄剑锋		
优先权	2002097079 2002-03-29 JP		
其他公开文献	CN100403989C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置或CT(计算机断层分析)装置等图像显示装置。图像生成部(102)根据经控制部(101)从收发信部(12)接收到的电信号，生成断层图像的图像数据。研究区设定部(103)对生成的断层图像设定研究区。特征量提取部(104)对设定的兴法味区域提取特征量，例如心脏左室的容量等。同步生成部(105)根据提取的特征量，生成同步信号。同步信息赋予部(106)将表示生成的同步信号的信息赋予图像数据，并存储在图像数据存储部(107)中。数据读取部(109)从图像数据存储部(107)中读取赋予表示同步信号信息的图像数据，图像显示部(111)显示读取的图像数据的断层图像。

