

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/14 (2006.01)
A61B 8/00 (2006.01)
G06T 1/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200710149656.X

[43] 公开日 2008年7月16日

[11] 公开号 CN 101219064A

[22] 申请日 2007.9.10
[21] 申请号 200710149656.X
[30] 优先权
 [32] 2006.9.11 [33] JP [31] 2006-245699
[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 佐佐木琢也

[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
 代理人 许海兰

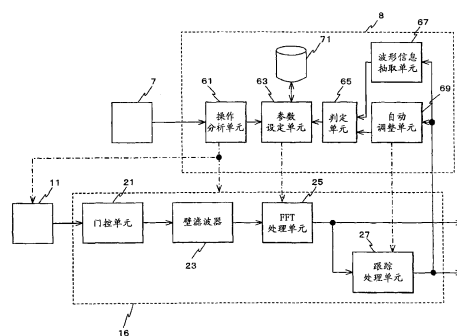
权利要求书 4 页 说明书 20 页 附图 11 页

[54] 发明名称

超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法

[57] 摘要

提供一种超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法。信号分析单元对与从被检查体接收的超声波回波相当的信号数据进行信号分析处理，判定单元判定根据执行了信号分析处理的信号数据而生成的、与被检查体有关的图像数据是否包括诊断对象，参数设定单元根据判定结果把在信号分析处理中使用的处理参数中、对信号分析处理的分辨率产生影响的特定参数的值变更成不同的值，显示单元根据按照特定参数进行了信号分析处理后的信号数据而显示与被检查体有关的图像数据。



1.一种超声波诊断装置，其特征在于具备，
对于与从被检查体接收到的超声波回波相当的信号数据进行信号分析处理的信号分析单元；

判定根据进行了上述信号分析处理的信号数据而生成的、与被检查体有关的图像数据是否包括诊断对象的判定单元；

根据上述判定结果，把在上述信号分析处理中使用的处理参数中、对上述信号分析处理的分辨率产生影响的特定参数的值变更成不同值的参数设定单元；以及

根据按照上述特定参数进行了信号分析处理后的信号数据，显示与上述被检查体有关的图像数据的显示单元。

2.根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，
在经由人机接口输入了预定指令的情况下，上述参数设定单元变更上述特定参数的值。

3.根据权利要求2所述的超声波诊断装置，其特征在于，
上述预定指令是从动态图像向静止图像的显示图像的切换指令。

4.根据权利要求3所述的超声波诊断装置，其特征在于还具备，
保存进行上述信号分析处理之前的信号数据的数据保存单元；以及

控制上述信号分析单元，以便在输入了上述预定指令的情况下，
在由上述参数设定单元变更了的特定参数下，对于保存在上述数据保存单元中的信号数据进行上述信号分析处理，生成上述图像数据的控制单元。

5.根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，
还具备根据上述图像数据而抽取上述被检查体的诊断对象的特征的特征抽取单元，

上述判定单元根据所抽取的特征是否包括上述被检查体的诊断对象的特征而判定上述图像数据是否包括诊断对象。

6.根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，
还具备根据包含于上述图像数据中的波形的大小而自动调整上述波形的显示状态的自动调整单元，

上述判定单元根据上述自动调整单元的调整状态是否稳定而判定上述图像数据是否包括诊断对象。

7.根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，
上述信号分析处理包括高速付立叶变换处理，
上述特定参数包括在高速傅立叶变换处理中为了计算各时刻的频谱而抽取的上述信号数据的时间长度。

8.根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，
上述信号分析单元通过对关于上述被检查体的某个部位的状态的信号数据进行信号分析处理，取得波形数据。

9.根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，
上述信号分析单元对与心脏的瓣膜返流有关的信号数据进行信号分析处理。

10.根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，
上述特定参数包括确定在上述图像数据中所包含的波形数据的显示状态的显示参数，

上述显示单元在上述显示参数表示的显示状态下显示上述波形数据。

11.一种超声波诊断装置的控制方法，其特征在于包括以下步骤，
对于与从被检查体接收的超声波回波相当的信号数据进行信号分析处理，

判定根据进行了上述信号分析处理的信号数据而生成的、与被检查体有关的图像数据是否包括诊断对象，

根据上述判定结果，把在上述信号分析处理中使用的处理参数中、对上述信号分析处理的分辨率产生影响的特定参数的值变更成不同的值，以及

根据按照上述特定参数进行了信号分析处理后的信号数据，显示

与上述被检查体有关的图像数据。

12.根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置的控制方法，其特征在于，

在经由人机接口输入了预定指令的情况下，变更上述特定参数的值。

13.根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置的控制方法，其特征在于，

上述预定指令是从动态图像向静止图像的显示图像的切换指令。

14.根据权利要求 13 所述的超声波诊断装置的控制方法，其特征在于还包括以下步骤，

保存进行上述信号分析处理之前的信号数据，以及

进行控制，以便在输入了上述预定指令的情况下，在上述变更后的特定参数下，对于上述保存的信号数据进行上述信号分析处理，生成上述图像数据。

15.根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置的控制方法，其特征在于，

上述超声波诊断装置的控制方法包括根据上述图像数据而抽取上述被检查体的诊断对象的特征的特征的步骤，

根据所抽取的特征是否包括上述被检查体的诊断对象的特征而判定上述图像数据是否包括诊断对象。

16.根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置的控制方法，其特征在于，

上述超声波诊断装置的控制方法包括根据包含于上述图像数据中的波形的大小而自动调整上述波形的显示状态的步骤，

根据上述自动调整单元的调整状态是否稳定而判定上述图像数据是否包括诊断对象。

17.根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置的控制方法，其特征在于，

上述信号分析处理包括高速付立叶变换处理，

上述特定参数包括在高速傅立叶变换处理中为了计算各时刻的频谱而抽取的上述信号数据的时间长度。

18.根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置的控制方法，其特征在于，

通过信号分析处理，从关于上述被检查体的某个部位的状态的信号数据，取得波形数据。

19.根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置的控制方法，其特征在于，

对与心脏的瓣膜返流有关的信号进行上述信号分析处理。

20.根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置的控制方法，其特征在于，

上述特定参数包括在确定上述图像数据中所包含的波形数据的显示状态的显示参数，

作为与上述被检查体有关的图像数据的显示，在上述显示参数表示的显示状态下显示上述波形数据。

超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法

技术领域

本发明涉及对于与从被检查体接收到的超声波回波（ultrasonic echo）相当的信号数据进行信号分析处理，生成与被检查体有关的图像数据进行显示的超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法。特别是，涉及解析与上述被检查体的诊断对象有关的图像数据的超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法。

背景技术

以往，如特开 2005-185731 号公报所示，已知有使用超声波脉冲反射法或者超声波多普勒法等对于与来自被检查体的超声波回波相当的信号数据进行 FFT 处理等的分析处理，生成包括被检查体的诊断部位的断层图像或者其血流信息的波形数据等的与被检查体的诊断对象有关的图像数据进行显示的超声波诊断装置。

在使用这种超声波诊断装置进行诊断的情况下，在进行从与被检查体的诊断对象有关的图像数据（例如，包括血流信息的多普勒频谱波形数据）测量诊断对象的诊断指标的作业之前，首先需要进行检测与其诊断对象相对应的图像数据的作业。即，在超声波诊断装置中的诊断中，一般在经过了作为检测这种图像数据的作业阶段的检测阶段以后，转移到根据所检测出的图像数据而测量诊断指标的测量阶段。

在超声波诊断装置的显示画面的下侧，显示表示心脏的瓣膜返流状态的多普勒频谱波形。该波形的横轴是时间，纵轴是其时间内的血流速度。在该波形中，其极性设定在负的一侧（即，正常的血流方向是负），波形中正的一侧的波形表示心脏的瓣膜返流（valve regurgitation）。这样的瓣膜返流虽然其流速快，但是其血流量微小，S/N 比不一定良好，因此检测是比较困难的。

多普勒频谱波形数据通过高速付立叶变换（FFT）处理来生成。在 FFT 处理中，抽取各取样时刻的前后的时间（把该时间的长度称为观测时间长度）的波形数据，对于所抽取的时间内的波形数据进行 FFT 处理，求其取样时刻的多普勒频谱，通过把它们时序排列而生成多普勒频谱波形数据。在 FFT 处理中，如果没有适当设定该观测时间长度，则有时不能检测、显示例如正的多普勒频谱波形，即与瓣膜返流相对应的波形等。

在 FFT 处理中，在速度检测灵敏度与时间分辨率之间具有折衷（trade-off）的关系。即，如果把测定时间长度设定得长，则在各取样时刻中，对于频谱能够取得宽频范围中的频谱，速度检测灵敏度变高，但是相应地沿着时间方向平滑数据，其时间分辨率降低。另一方面，如果把测定时间长度设定得短，则虽然速度检测灵敏度下降，但是时间分辨率提高。

从这样的观点出发，在检测阶段把观测时间长度设定得长，即使波形沿着时间方向多少迟缓，也容易作为各取样时刻的速度检测灵敏度高的波形而检测，在根据所检测出的波形数据测量诊断指标的测量阶段中，最好把观测时间长度设定得短、提高波形的时间分辨率。然而，在现有的超声波诊断装置中没有提供进行这种观测时间长度的切换的功能。从而，在当前状态下，考虑测量阶段，从检测阶段开始把观测时间长度设定得短，在使速度检测灵敏度降低的状态下直接进行波形的检测，在波形的检测中相应地需要时间。

发明内容

本发明的第 1 方式是超声波诊断装置，其特征是具备：对于与从被检查体接收到的超声波回波相当的信号数据进行信号分析处理的信号分析单元；判断根据进行了上述信号分析处理的信号数据而生成的、与被检查体有关的图像数据是否包括诊断对象的判定单元；根据上述判定结果，把在上述信号分析处理中使用的处理参数中、对上述信号处理的分辨率产生影响的特定参数的值变更成不同的值的参数

设定单元；根据按照上述特定参数进行了信号分析处理后的信号数据，显示与上述被检查体有关的图像数据的显示单元。

本发明的第2方式是超声波诊断装置的控制方法，包括以下步骤对于与从被检查体接受的超声波回波相当的信号数据进行信号分析处理；判断根据执行了上述信号分析处理的信号数据而生成的、与被检查体有关的图像数据是否包括诊断对象；根据上述判定结果，把在上述信号分析处理中使用的处理参数中、对上述信号处理的分辨率产生影响的特定参数的值变更成不同的值；根据按照上述特定参数进行了信号分析处理的信号数据，显示与上述被检查体有关的图像数据。

依据本发明的第1方式或者第2方式，在得到与上述被检查体的诊断对象有关的图像数据之前，能够检测设定为易于检测图像数据的值的参数下的、与诊断对象有关的图像数据，容易进行该检测。进而，在得到了图像数据以后，能够测量使用了设定为易于测量诊断指标的值的处理参数下的图像数据的诊断指标，能够正确的测量诊断指标。从而，即使是微小量的多普勒频谱信号，也容易进行检测，缩短至检测为止所需要的时间，实现高精度而且短时间的超声波诊断。

附图说明

图1是表示本发明一个实施方式的超声波诊断装置的概略结构的框图。

图2是表示控制单元和D模式处理单元的详细结构的框图。

图3(A)、图3(B)是用于说明FFT处理的模式图。

图4是表示显示单元显示的显示画面的一个例子的图。

图5(A)是没有检测出瓣膜返流的多普勒频谱波形以及最高流速的跟踪波形的一个例子，图5(B)是检测出了瓣膜返流的多普勒频谱波形以及最高流速的跟踪波形的一个例子。

图6是表示操作分析单元的处理的一个例子的流程图。

图7是表示参数设定单元的处理的一个例子的流程图。

图8(A)表示检测阶段中的波形显示的一个例子，图8(B)表

示测量阶段中的波形显示的一个例子。

图 9 是表示波形信息抽取单元的处理的一个例子的流程图。

图 10 是表示判断单元的处理的一个例子的流程图。

图 11 是表示心脏的瓣膜返流的多普勒频谱波形的图。

具体实施方式

下面，参照附图说明本发明的实施方式。

图 1 中，示出表示本实施方式的超声波诊断装置 100 的整体结构的框图。如图 1 所示，超声波诊断装置 100 包括与未图示的被检查体之间收发超声波的超声波探头 2、显示根据由超声波探头 2 接收的超声波而取得的被检查体的二维形态图像（B 模式图像）、二维血流图像、多普勒频谱波形的显示单元 6。

在超声波探头 2 与显示单元 6 之间作为进行信号处理的单元而设置收发单元 3、信号处理单元 4、数字扫描转换器（DSC）5。而且，在收发单元 3 与信号处理单元 4 之间，设置数据存储单元 11。进而，超声波诊断装置 100 具备控制这些各单元 2、3、4、5、6 的控制单元 8。在该控制单元 8 上连接作为人机接口的操作屏 7。

超声波探头 2 排列有多个压电陶瓷等压电振子。通过从收发单元 3 向这些多个压电振子施加电压脉冲，发生超声波，对于被检测物体发送超声波。超声波探头 2 接收通过由被检查体反射所发送来的超声波而得到的超声波回波，将该超声波回波变换成作为电信号的回波信号，输出到收发单元 3。

在收发单元 3 中，设置脉冲发生器、发送延迟电路、脉冲发生器、预置放大器、A/D 转换器、接收延迟电路、加法器、相位检波电路。

脉冲发生器控制电压脉冲的发送定时，在每隔预定时间就生成定时信号（时钟脉冲），发送到发送延迟电路。发送延迟电路对每个压电振子延迟施加电压脉冲，设置时间差，决定超声波束的扫描方向。脉冲发生器在从发送延迟电路接收到的定时，在各压电振子上施加与各模式相对应的脉宽的电压脉冲。

前置放大器放大回波信号。A/D转换器把放大的信号转换成数字信号。接收延迟电路和加法器把来自各振子的信号整相相加生成单一信号。相位检波电路在进行了使经过了加法器的信号的所希望中心频率成为 0Hz 的频移以后，以预定的取样周期把检测正交相位后的数字信号数据（多普勒信号）输出到数据存储单元 11。

数据存储单元 11 具备用于保存检测正交相位后的信号的先入先出（FIFO, First In First Out）存储器。数据存储单元 11 按照时间序列在其存储器内保存从收发单元 3 输出的数字信号数据。在本实施方式中，为了使说明简单，设该存储器的存储容量是能够保存在显示单元 6 上显示的一张图像的容量。只要没有进行后述的冻结操作，就根据来自收发单元的数字信号数据，随时更新存储器的存储内容。保存在存储器内的数字信号数据按照旧到新的顺序，以上述预定的取样周期，输出到信号处理单元 4。数据存储单元 11 具备能够禁止或者允许数据写入的外部输入部分。

信号处理单元 4 输入从数据存储单元 11 输出的数字信号数据，根据该数字信号数据，执行用于生成各图像的信号处理。

B 模式处理单元 14 具备回波滤波器、包络线检测电路、LOG，执行生成二维形态图像的信号处理（B 模式信号处理）。回波滤波器对从数据存储单元 11 输入的频移了的信号进行低通滤波。包络线检测电路检测包络线，得到包络线检波信号。LOG 对于包络线检波信号实施对数变换。向 DSC5 发送这样生成的二维形态图像的数据。

彩色多普勒模式处理单元 15 具备转角缓冲器（corner turning buffer）、壁滤波器、自相关器、运算单元，执行生成二维血流图像的信号处理（CFM 模式信号处理）。转角缓冲器在暂时存储了来自收发单元 3 的相位检波电路的正交相位检测后的信号（经过数据存储单元 11 得到的信号）的数据串以后，进行替换。壁滤波器按照预定的顺序读出存储在转角缓冲器中的数据串，以预定的滤波频带去除信号的杂乱回波成分。自相关器实时进行二维的多普勒信号处理，对信号进行频率分析。运算单元具有平均速度运算单元、分散运算单元、

功率运算单元，分别求平均多普勒移频、分散值或者血流能量值等的二维血流图像的数据。例如，运算单元把包含在信号中的血流的速度成分变换成相对应的彩色信息。

图 2 中，表示 D 模式处理单元 16 的详细结构。如图 2 所示，D 模式处理单元 16 具备门控 (range gate) 单元 21、壁滤波器 23、FFT 处理单元 25、跟踪处理 (trace processor) 单元 27，执行用于形成多普勒频谱波形数据的信号处理 (D 模式信号处理)。

门控单元 21 具有取样保持电路。门控单元 21 根据与范围门 (range gate) 相当的取样脉冲，取样和保持被检查体内的所希望位置的多普勒信号。壁滤波器 23 从其所希望位置的多普勒信号，去除动作比较缓慢的血管壁、心脏壁等无用的低频成分 (杂乱回波成分)。

FFT 处理单元 25 对去除了杂乱回波成分后的多普勒信号进行频率分析，得到其频谱数据。这样，FFT 处理单元 25 对于与被检查体接收到的超声波回波相当的信号数据，例如多普勒信号执行频率分析等的信号分析处理。把分析结果的频谱数据发送到 DSC5。具体地讲，FFT 处理单元 25 通过对关于被检查体的心脏等特定部位的状态的信号数据进行信号分析处理，取得波形数据。另外，FFT 处理单元 25 对于与心脏的瓣膜返流有关的心脏数据进行信号分析处理。

在图 3 (A)、在图 3 (B) 中，模式地表示 FFT 的处理单元 25 中的 FFT 处理。图 3 (A) 中表示输入到 FFT 处理单元 25 中的多普勒信号 A_x ，图 3 (B) 中表示对该多普勒信号 A_x 的预定区间进行 FFT 处理得到的多普勒频谱数据 B_x ($x=1, 2, \dots$)。在该 FFT 处理中，在离散的多普勒信号 (图 3 (A)) 中，例如抽取 q_1 至 q_m 的 m 个多普勒信号成分 (即时间长度 T_m 的成分)，对于该成分进行 FFT 处理，生成对于频谱成分 p_1 至 p_m 的最初的多普勒频谱数据 B_1 。接着，对时间 ΔT 以后的 m 个多普勒信号成分 q_{1+j} 至 q_{m+j} 进行 FFT 处理，生成新的多普勒频谱数据 B_2 。另外，在图 3 (A) 中，表示了 $j=3$ 的情况。

下面，同样对于时间 $2\Delta T$ 后的 q_{1+2j} 至 q_{m+2j} 、时间 $3\Delta T$ 后

的 q_{1+3j} 至 q_{m+3j}的 m 个多普勒信号成分也顺序进行 FFT 分析, 生成对于频谱成分的 p_1 至 p_m 的多普勒频谱数据 B_3 、 B_4 、..... (图 3 (B))。

m 是能够由控制单元 8 设定的处理参数。由该 m 决定的时间 T_m 是为了计算各时刻的频谱而抽取的波形数据的时间长度。下面, 把该时间 T_m 称为观测时间长度。如果加长该观测时间长度 T_m , 则各取样点的多普勒频谱波形成为捕捉了大速度范围的血流的正确的波形, 速度检测灵敏度提高, 但是, 成为沿着时间方向被平滑了的波形, 时间分辨率下降。另外, 如果缩短观测时间长度 T_m , 则各取样点的速度检测灵敏度下降, 但是时间分辨率提高。

另一方面, 从 FFT 处理单元 25 输出的频谱数据也传送到跟踪处理单元 27。跟踪处理单元 27 从所输入的频谱数据生成最高流速 V_p 、平均流速 V_m 的跟踪 (trace) 波形数据后输出。该最高流速 V_p 、平均流速 V_m 的跟踪波形数据还输出到 DSC5 或者未图示的测量单元。另外, 该跟踪波形数据在测量单元中的被检查体的诊断对象的诊断指标 (血液流量或者脉动流到 HR (心率)、PI、RI (阻力指数) 的测量中使用。

DSC5 把从 B 模式处理单元 14、彩色多普勒模式处理单元 15 以及 D 模式处理单元 16 输出的各数据变换成能够在显示单元 6 上显示的图像信号 (标准 TV 扫描的模拟信号) 后输出到显示单元 6。DSC5 这样根据执行了信号分析处理后的信号数据而生成与被检查体有关的图像数据。

显示单元 6 由监视器构成, 合成与由 DSC5 处理了的各图像数据相对应的图像后进行显示。另外, 显示单元 6 根据后述的处理参数, 基于执行了 FFT 处理单元 25 的频率分析等信号分析处理后的信号数据, 显示与被检查体有关的图像数据。图 4 中表示显示单元 6 显示的显示画面的一个例子。如图 4 所示, 该显示画面以三工模式 (triplex) 进行显示。在该显示画面中, 在该画面上部的断层图像显示单元 31 中, 在二维形态图像内的关心区域 (ROI, Region Of Interest) 中覆

盖显示二维血流图像。图 4 中显示心脏的断层图像。另外，在画面下部的波形显示单元 33 中，与其二维形态图像一起显示多普勒频谱波形，即血流的时间序列数据。所显示的多普勒频谱波形成为与在断层图像显示单元 31 内的断层图像上显示的取样容积（sample volume）35 中显示的位置相对应的波形。如果变更该取样容积 35 的位置，则门控单元 21 的取样脉冲的定时改变，显示与所变更的取样容积 35 的位置相对应的多普勒频谱波形。

例如以移动条 MB 为开头，在波形显示单元 33 上从左端向右端使波形线以一定的速度行进那样描绘多普勒频谱波形。而且，移动条 MB 如果到达右端返回到左端，重新向右端行进。跟着该移动条，更新多普勒频谱波形的波形显示。把这样的画面更新称为滚动。将后述的速度范围的更新或者处理参数的变更规定为只能在移动条位于左端、在更新画面的时刻与该更新同时进行。

操作屏 7 由键盘、跟踪球、鼠标等构成。该操作屏 7 在操作者为了输入各模式的切换、或者 ROI 的位置或范围门（取样容积 35）的切换、收集多普勒频谱波形数据的点的变更等时使用。另外，在该操作屏 7 上设置有把在显示单元 6 上显示的图像切换成动态图像或者静止图像的某一个的静止（freeze）ON / OFF 按钮。如果在显示着动态图像的情况下按下该静止 ON / OFF 按钮，则在显示单元 6 上显示静止图像。把这时的按钮操作称为静止（freeze）操作。另外，如果在显示着静止图像的情况下按下该静止 ON / OFF 按钮，则在显示单元 6 上显示动态图像。把这时的按钮操作称为静止解除操作。

控制单元 8 由 CPU81、RAM82、HDD83 等计算机和定序器（sequencer）84 构成。在 HDD 83 中存储有超声波诊断装置 100 的控制程序。在控制单元 8 中，通过从 HDD83 把该控制程序读出到 RAM 82 上，CPU81 执行该控制程序，从而实现在图 2 表示的控制单元 8 内设置的操作分析单元 61、参数设定单元 63、判定单元 65、波形信息计算单元 67、自动调整单元 69 等的功能。操作分析单元 61、参数设定单元 63、判定单元 65、波形信息抽取单元 67、自动调整单元 69

是以预定的周期（例如定时中断等）定期执行的实时执行任务（real-time execution task）。

操作分析单元 61 在经由操作屏 7 等人机接口而输入了从动态图像向静止图像的显示图像切换指令等预定指令的情况下，变更物理参数的值。具体地讲，操作分析单元 61 接收从操作屏 7 发送来的与其操作内容有关的信息，分析该接收结果，进行与该分析结果相对应的处理。例如，操作分析单元 61 分析操作屏的操作内容，如果有必要，则向参数设定单元 63 发出参数变更指令。另外，操作分析单元 61 根据需要，向数据存储单元 11 提供对数据存储单元 11 的写入禁止、写入允许的指令。另外，操作分析单元 61 还能够对于信号处理单元 4 发送保存在数据存储单元 11 中的数据的再处理指令等。

参数设定单元 63 根据来自操作分析单元 61 或者判定单元 65 的参数变更指令，能够变更 FFT 处理单元 25 的处理参数的值。进而，参数设定单元 63 根据判定单元 65 的判定结果，能够把在信号分析处理中使用的参数中、对信号分析处理的分辨率产生影响的特定参数的值变更成不同的值。如果设信号分析处理是高速付立叶变换处理，则作为该特定参数，可以举出在高速付立叶变换处理中为了计算各时刻的频谱而抽取的信号数据的时间长度。在本实施方式中，为了使说明简单，把作为对信号分析处理的分辨率产生影响的特定参数的、值被变更的处理参数仅为上述的观测时间长度 T_m 。一般，在把观测时间长度 T_m 设定为长的情况下，提高速度检测灵敏度而易于检测与诊断对象相对应的多普勒频谱波形数据，因此在检测波形数据的检测阶段，参数设定单元 63 作为观测时间长度 T_m 的值，设定长的数值。另外，在把观测时间长度 T_m 设定为短的情况下，波形的时间分辨率提高，因此在测量诊断指标的测量阶段，参数设定单元 63 作为观测时间长度 T_m 的设定值，设定短的数值。把各阶段中的观测时间长度 T_m 的值分别预先保存在 HDD83 上的参数设定值保存单元 71 中。即，参数设定单元 63 保存实施信号分析处理前的信号数据。参数设定单元 63 在变更参数的值时，可以参照保存在该参数设定值保存单元 71

中的参数设定值。这种情况下，控制单元 8 在输入了预定指令的情况下，控制 FFT 处理单元 25。根据来自控制单元 8 的命令，FFT 处理单元 25 在由参数设定单元 63 变更了的处理参数下，对保存在参数设定值保存单元 71 中的信号数据进行信号分析处理。由此生成图像数据。除此以外，作为处理参数，也可以包括确定包含于图像数据中的波形数据的显示状态的显示参数。作为波形数据的显示状态，例如可以举出颜色。能够把分别不同的颜色作为显示参数以在静止的前后显示不同的颜色。这种情况下，显示单元 6 在由显示参数表示的显示状态下显示波形数据。

为了根据多普勒频谱波形等而自动判定能否更改参数的值，设置判定单元 65。判定单元 65 判定根据执行了信号分析处理后的信号数据而生成的与被检查体有关的图像数据是否包括诊断对象。即，从 FFT 处理单元 25 得到频谱数据，根据该频谱数据在显示单元 6 中显示图像，因此判定单元 65 根据该频谱数据判定该显示的图像是否包括诊断对象。判定单元 65 根据从后述的波形信息抽取单元 67 得到的多普勒频谱波形的特征等被检查体的诊断对象的特征，或者从自动调整单元 69 接收的显示画面的自动调整的调整状态，例如包含在图像数据中的波形的显示状态是否稳定等，来判定例如是否检测出了与诊断对象有关的波形。依据该实施方式，通过分析波形，即在生成图像之前，判定是否包括诊断对象。另一方面，也可以在 FFT 处理以后执行实际生成图像的处理，从所生成的图像判定是否包括诊断对象。而且，判定单元 65 在以上的判定是肯定的情况下，向参数设定单元 63 发送参数变更指令。

波形信息抽取单元 67 从跟踪处理单元 27 输入最高流速 V_p 、平均流速 V_m 的跟踪数据。波形信息抽取单元 67 根据这些跟踪数据抽取被检查体的诊断对象的特征。

与各个诊断对象相对应的波形数据分别具有特征。波形信息抽取单元 67 抽取并输出该特征。下面，具体说明该诊断对象的特征。

在图 5(A)、图 5(B) 中，表示与心脏的瓣膜的血流相对应的

多普勒频谱波形。

在图 5 (A) 表示的跟踪波形数据中仅在负的一侧出现峰值。通常，在多普勒法中，对血流的方向朝向超声波探头的血流赋予正的符号，对远去的血流赋予负的符号。如果在某血管中贴上超声波探头，则在该血管是动脉的情况下，血流的速度根据脉动而变化，但没有正负的变化，通常偏向正负的某一方。从而，在图 5 (A) 表示的波形中，心脏的瓣膜流始终是负的方向，不会检测出瓣膜返流。这种情况下，用粗线表示的正侧、负侧的最高流速 V_p 的跟踪数据的波形中，仅是一方的极性，即仅是负侧的跟踪数据的波形超过预定的水平。

在图 5 (B) 表示的跟踪波形数据中，不仅是正侧，在负侧也出现峰值（中央的横线表示流速是零。）。这种情况下，在相同的位置（由取样容积 35 指定了的位置），存在正反血液的流动。这里，如果设取样容积 35 的指定位置是心脏的瓣膜，则正侧的波形表示瓣膜返流。

这样，在诊断对象是心脏，而且存在其瓣膜返流的情况下，最高流速 V_p 的跟踪数据的波形不是仅在一方极性，而是无论正侧还是负侧都超过一定水平。波形信息抽取单元 67 抽取这样的波形的特征，发送给判定单元 65。

自动调整单元 69 从跟踪处理单元 27 取得最高流速 V_p 、平均流速 V_m 的跟踪数据。自动调整单元 69 根据该跟踪数据，进行速度范围（多普勒频谱波形的速度显示范围）、基本行（多普勒频谱波形的零水平）的自动调整以防止在显示单元 6 中显示的多普勒频谱波形中发生的折叠。自动调整单元 69 抽取出一段时间的跟踪数据，计算对于抽取出的跟踪数据中的血流的最高流速 V_p 以及平均流速 V_m 的分布的统计值。而且，根据计算出的统计值，调整适宜地显示当前的多普勒频谱波形的速度范围等。另外，关于自动调整单元的具体处理内容，例如，由于在特开 2005-185731 号公报中公开，因此省略详细的说明。自动调整单元 69 把与调整了的速度范围等有关的信息输出到判定单元 65。

判定单元 65 接收由波形信息抽取单元 67 抽取出的波形信息、或者从自动调整单元 69 接受的与速度范围等有关的信息，根据所接收的信息，判定是否检测出与诊断对象相对应的波形，或者调整状态是否稳定。

下面，更具体地说明本实施方式的超声波诊断装置的各部分的处理动作。

图 6 中表示操作分析单元 61 的处理的一个例子的流程。如图 6 所示，在步骤 201 中，操作分析单元 61 成为操作输入等待状态。如果从操作屏 7 有操作输入，则操作分析单元 61 判断该操作内容是否是静止操作（步骤 203）。如果该判断是肯定则进入到步骤 205，如果是否定，则进入到步骤 213。

步骤 205 到步骤 211 为操作内容是静止操作时的处理。操作分析单元 61 首先对数据存储单元 11 发送写入禁止指令（步骤 205）。数据存储单元 11 接受该写入禁止指令，在预定的定时禁止写入从收发单元 3 输入的数据。这里，预定的定时是指将与显示单元 6 的波形显示单元 33 的波形到达其右端、从左端开始更新波形时的该波形相对应的数据写入到存储器中的定时。该预定的定时即是写入在一张图像的最初的图像数据中使用的最初的信号数据（图 3（A）中，例如是 q1）的定时。

在接着的步骤 207 中，操作分析单元 61 对参数设定单元 63 发送参数更新指令。在步骤 209 中，操作分析单元 61 等待来自参数设定单元 63 的变更结束通知。接受该指令，参数设定单元 63 如后述那样变更 FFT 处理单元 25 的处理参数的设定值。如果该变更结束，则参数设定单元 63 向操作分析单元 61 返送变更完成通知。操作分析单元 61 接受该通知，进入到步骤 211。

在步骤 211 中，对 D 多普勒模式处理单元 16 指示再次处理。接受该指令，D 多普勒模式处理单元 16 从头开始按从旧到新的顺序从禁止了写入的数据存储单元 11 读出已经写入的数据，执行门控单元 21、壁滤波器 23、FFT 处理单元 25、跟踪处理单元 27 中的再次处理。

由此，在显示单元 6 的显示画面上，显示该再次处理的结果，即，保存在数据存储单元 11 中的信号数据的处理结果的静止图像。

另一方面，在步骤 203 中，在判断为操作内容不是静止操作的情况下，在步骤 213 中，判断操作内容是否是静止解除操作。如果该判断是肯定，则进入到步骤 215，如果是否定，则进入到步骤 221。

步骤 215~219 为操作内容是静止解除操作时的处理。首先，在步骤 213 中，对数据存储单元 11 发送写入允许指令。接受该指令，数据存储单元 11 解除来自收发单元 3 的数据的写入禁止。来自收发单元 3 的数据从存储器的起始写入。在接着的步骤 215 中，向参数设定单元 63 发送参数变更指令，在接着的步骤 217 中，等待变更完成通知。接受该指令，参数设定单元 63 变更 FFT 处理单元 25 的处理参数，向操作分析单元 61 返送变更完成通知。

另一方面，在步骤 213 中判定为操作内容不是静止操作而是其它操作的情况下，在步骤 221 中，执行与其它操作相对应的指令处理。

步骤 211、步骤 219、步骤 221 结束以后，返回到步骤 201，再次成为操作输入等待状态。

下面，说明参数设定单元 63 的动作。图 7 中表示参数设定单元 63 的一个例子的流程。如图 7 所示，首先，参数设定单元 63 在步骤 251 中成为参数变更指令的接受等待状态。如上所述，如果从操作分析单元 61 等接收到参数变更指令，则进入到步骤 253。在步骤 253 中判定是否设定了检测模式。参数设定单元 63 在内部管理：当前是检测与诊断对象相对应的波形的检测阶段的模式即检测模式，还是测量诊断指标的测量阶段的模式即测量模式，通过参照该管理信息完成该判断。

如果步骤 253 的判断是肯定，则进入到步骤 255，如果是否定，则进入到步骤 257。在步骤 255 中，为了从检测模式向测量模式切换而从参数设定值保存单元 71 读出测量模式的处理参数的值（即，观测时间长度 T_m 短的值）。另外，在步骤 257 中，为了从测量模式向检测模式切换而从参数设定值保存单元 71 读出检测模式的处理参数

的值（即，观测时间长度 T_m 长的值）。

在接着的步骤 261 中，通过在 FFT 处理单元 25 中设定所读出的观测时间长度 T_m 的设定值，变更 FFT 处理的观测时间长度 T_m 的值。在接着的步骤 263 中，向参数变更指令的发送方（例如，操作分析单元 61 等）返送变更完成通知。在步骤 263 结束以后，再次返回到步骤 251，成为参数变更指令等待状态。

在图 8 (A) 中表示静止操作前的显示单元 6 的显示画面的一个例子。在图 8 (B) 中表示静止操作后的显示单元 6 的显示画面的一个例子。如图 8 (A)、图 8 (B) 所示，在静止操作前和静止操作后，由于变更 FFT 处理单元 25 的处理参数（观测时间长度 T_m ）的值，因此可知在两者之间，所表示的多普勒频谱波形差别很大。

下面，说明波形信息抽取单元 67 的动作。图 9 中表示波形信息抽取单元 67 的处理的一个例子的流程。图 9 表示的处理是以诊断对象作为心脏的瓣膜返流、抽取与其特征有关的信息的处理。

返回到图 9，波形信息抽取单元 67 根据定期的定时中断而启动。首先，在步骤 301 中，从跟踪处理单元 27 取得一定时间内的跟踪数据。在接着的步骤 303 中，计算正侧的最高流速的跟踪数据的平均值，在接着的步骤 305 中，计算负侧的最高流速的跟踪数据的平均值。在接着的步骤 307 中向判定单元 65 发送最高流速 V_p 的跟踪数据的平均值（正、负），结束处理。

下面，说明判定单元 65 的动作。图 10 中表示判定单元 65 的处理的一个例子的流程。在判定单元 65 的处理模式中包括 A 模式和 B 模式。所谓 A 模式是根据从波形信息抽取单元 67 发送来的信息而判定能否变更处理参数的模式，所谓 B 模式是根据从自动调整单元 69 发送来的信息而判定能否变更处理参数的模式。根据装置参数而预先设定 A 模式 / B 模式。

如图 10 所示，判定单元 65 根据定期的定时中断而开始处理。首先，在步骤 351 中，判断处理模式是否设定为 A 模式。如果该判断是肯定，则进入到步骤 353，如果是否定，则进入到步骤 361。

步骤 353 ~ 步骤 359 中的处理是 A 模式设定时的处理。首先，在步骤 353 中，接收最高流速的跟踪数据（正、负）的平均值。在接着的步骤 355 中，判断正侧的最高流速的跟踪数据的平均值和负侧的最高流速的跟踪数据的平均值是否都超过了阈值。只有在该判断是肯定的情况下在步骤 357 中，向参数设定单元 63 发送参数变更指令，在步骤 359 中，等待该变更完成通知。接受该指令，参数设定单元 63 变更 FFT 处理单元 25 的处理参数，返送变更完成通知。判定单元 65 接受该变更完成通知，结束处理。在步骤 355 中，在判断是否定的情况下，直接结束处理。

另一方面，在步骤 355 中判断是否定的情况下，不发出参数变更指令，结束处理。

步骤 361 ~ 步骤 371 的处理是 B 模式设定时的处理。首先，在步骤 361 中，判断是否设定了 B 模式。在该判断是肯定的情况下，进入到步骤 363，在是否定的情况下，结束处理。

在步骤 363 中，接收从自动调整单元 69 输出的速度范围的数据。在接着的步骤 365 中，计算一定期间的速度范围的偏离，例如分散。在接着的步骤 367 中，判断该分散是否在允许值以内，只有在该判断是肯定的情况下进入到步骤 369，发出参数变更指令，在步骤 371 中，成为变更完成通知的接收等待状态。接受该指令，参数设定单元 63 变更 FFT 处理单元 25 的处理参数，返送变更完成通知。判定单元 65 接受该变更完成通知，结束处理。

另一方面，在步骤 367 中，在判断是否定的情况下，直接结束处理。

如上所述，在控制单元 8 中，根据与从操作屏 7 输入的静止操作或者静止解除操作、由波形信息抽取单元 67 抽取出的波形信息、与自动调整单元 69 中的调整状态有关的信息，变更 FFT 处理单元 25 中的处理参数的值（观测时间长度 T_m 的值）。另外，在 B 模式的处理（步骤 363 ~ 步骤 371）中，以速度范围的分散为基准判断了能否变更参数，而代替速度范围的分散，也能够使用表示速度范围的变动

大小的其它统计值（例如，标准偏差等）。

下面，说明使用了具有上述结构以及动作的超声波诊断装置 100 的诊断流程。

首先，说明进行静止操作的诊断方法。在最初的时刻，操作者把超声波探头 2 贴在被检查体上，边观看显示单元 6 的断层图像显示单元 31 上显示的断层图像，边进行向取样容积 35 的诊断对象部位的对位。在该对位时，确认波形显示单元 33，确认是否显示要取得的波形数据。该阶段还是波形的检测阶段，对于 FFT 处理的处理参数（观测时间长度 T_m ）设定长的值以便易于检测波形。由此，操作者能够在很高的速度检测灵敏度下检测波形数据。

如果确认在波形显示单元 33 上显示与诊断对象相对应的波形数据并得到该波形数据，则操作者按下操作屏 7 的静止 ON / OFF 按钮。如果通过按下该静止 ON / OFF 按钮而该操作内容被发送到操作分析单元 61，则参数变更指令被发送到参数设定单元 63，把 FFT 处理的处理参数（观测时间长度 T_m ）的值变更成短的值。由此，在提供高的时间分辨率的处理参数下，生成 FFT 处理了的波形数据（静止图像），使用该波形数据能够高精度地测量诊断指标。

下面，说明使用了 A 模式（基于波形信息抽取单元的参数变更）的诊断方法。在最初的时刻，操作者把超声波探头 2 贴在被检查体上，边观看显示单元 6 的断层图像显示单元 31 上显示的断层图像，边进行向取样容积 35 的诊断对象部位的对位。在该对位时，确认波形显示单元 33，确认是否显示要取得的波形数据。该阶段还是波形的检测阶段，对于 FFT 处理的处理参数（观测时间长度）设定长的值。由此，操作者能够在很高的检测速度灵敏度下，检测波形数据。

如果适当地设定取样容积 35，在波形数据中出现瓣膜返流的特性，则由于由波形信息抽取单元 67 抽取出的正负的最高流速的跟踪数据的平均值都超过阈值，因此判定单元 65 向参数设定单元 63 发出参数变更指令。接受该指令，参数设定单元 63 变更处理参数（观测时间长度 T_m ）的值。由此，在提供高的时间分辨率的处理参数下，

生成 FFT 处理了的波形数据，使用该波形数据，能够高精度地测量诊断指标。

下面，说明使用了 B 模式（基于自动调整的调整状态的参数变更）的诊断方法。在最初的时刻，操作者把超声波探头 2 贴在被检查体上，边观看显示单元 6 的断层图像显示单元 31 上显示的断层图像，边进行向取样容积 35 的诊断对象部位的对位。在该对位时，确认波形显示单元 33，确认是否显示要取得的波形数据。该阶段还是波形的检测阶段，对于 FFT 处理的处理参数（观测时间长度）的值设定长的值。由此，操作者能够在很高的检测速度灵敏度下，检测波形数据。

自动调整单元 69 根据从跟踪处理单元 27 得到的最高流速 V_p 、平均流速 V_m 的跟踪波形，调整速度范围，把该调整值输出到判定单元 65。当表示该速度范围的变动状态的分散成为允许范围内时，判定单元 65 判断为检测出了波形数据，向参数设定单元 63 发出参数变更指令，参数设定单元 63 把处理参数（观测时间长度）的值变更成短的值。由此，在提供高的时间分辨率的处理参数下，生成 FFT 处理了的波形数据，使用该波形数据，能够高精度地测量诊断指标。

如以上详细地说明的那样，依据本实施方式，在针对与来自被检查体的诊断对象的超声波回波相当的信号数据的信号处理单元 4 中，在得到与被检查体的诊断对象有关的波形之前，能够检测在设定为易于检测波形的值的处理参数（观测时间长度 T_m ）下的、与诊断对象有关的波形，容易进行该检测。进而，在得到了图像数据以后，能够测量使用了这样的波形数据的诊断指标，即在设定为易于测量诊断指标的值的处理参数（观测时间长度 T_m ）下的波形数据，能够正确地测量诊断指标。由此，即使是微小量的多普勒频谱信号也容易进行检测，缩短该检测所需要的时间，实现高精度而且短时间的超声波诊断。

另外，在本实施方式的超声波诊断装置 100 中，在用操作屏 7 进行了切换操作时，参数设定单元 63 变更观测时间长度 T_m 的值。如果这样做，则由判断为检测出了波形的操作者若进行使用了操作屏

7 的切换操作，则由于伴随该操作自动变更处理参数的值，因此装置的操作性显著提高。

另外，在本实施方式的超声波诊断装置 100 中，通过从动态图像向静止图像的切换的静止操作而进行参数的变更。通常，在检测波形以后进行这种静止操作，因此如果与该静止操作联动，自动地进行处理参数的值的变更，则显著降低操作者的作业负担。

另外，在本实施方式的超声波诊断装置 100 中，在数据存储单元 11 中保存实施 D 模式处理等之前的数据。然后，在把要显示的图像从动态图像切换成静止图像的情况下，在由参数设定单元变更了值的观测时间长度 T_m 下，控制单元 8 的 D 模式处理单元 16 对于保存在数据存储单元 11 中的信号数据再次进行预定的处理，生成波形数据。如果这样做，则即使是在长的观测时间长度 T_m 下已经进行了 FFT 处理的波形数据，也能够把观测时间长度 T_m 设定得短，再次进行 D 模式处理，再次显示在显示单元 6 的画面上。

另外，在本实施方式的超声波诊断装置 100 中，波形信息抽取单元 67 抽取波形数据的特征。然后，判定单元 65 判定抽取出的特征与被检查体的检查对象的特征是否相符合。然后，参数设定单元 63 在判定单元 65 的判定是肯定的情况下，变更处理参数的值。如果这样做，则在根据波形的特征而检测出了诊断对象的波形数据以后，自动变更处理参数，因此显著减轻操作者的作业负担。

另外，在上述实施方式中，把心脏的瓣膜返流作为诊断对象，抽取在该波形数据中出现的特征，确认了波形检测，而这种波形的特征根据诊断对象而多种多样的。从而，需要波形信息抽取单元 67 抽取与该诊断对象相对应的波形信息，判定单元进行与该波形的特征相应的判定处理。

另外，在本实施方式的超声波诊断装置 100 中，自动调整单元 69 根据波形数据的大小而自动调整波形的显示状态，然后，判定单元 65 判断自动调整单元 69 进行的调整状态是否稳定。进而，在判定为判定单元 65 的判定是肯定的情况下，参数设定单元 63 变更处理参数

的值。如果这样做，则在自动调整单元 69 的调整状态稳定的情况下，自动变更处理参数，因此显著减轻操作者的作业负担。

另外，在上述实施方式的超声波诊断装置 100 中，把变更值的处理参数作为 FFT 处理单元中的观测时间长度 T_m ，而本发明不限于这个，只要是与信号处理单元 4 的分辨率有关的处理参数，则全部都成为变更的对象。例如，作为被变更的参数中的一个例子，可以举出图 3 (A) 表示的取样间隔 ΔT 。

另外，成为处理参数的变更对象的处理单元不限于 FFT 处理单元 25。例如，在跟踪处理单元 27 中，也可以变更为了求最高流速 V_p 等而求出的波形数据的时间长度等。进而，也可以变更 B 模式处理单元 14、彩色多普勒模式处理单元 15 的处理参数。

除此以外，作为能够变更的参数，也可以包括像素速率、显示颜色等在显示单元 6 中的显示参数。例如，作为处理参数包括颜色参数，根据该颜色参数所表示的颜色，显示单元 6 显示波形。即，当色参数表示蓝时，波形用蓝色显示，当色参数表示红时，波形用红色显示。而且，在静止操作前和静止操作后，参数设定单元 63 改变颜色参数。例如，在静止操作前，可以把色参数取为蓝，在静止操作后，把颜色参数取为红。这样，通过在静止操作前后改变显示颜色，能够在视觉上易懂地提示在静止操作前后得到了不同的波形。

另外，在上述实施方式中，在检测波形的阶段把变更的参数的值取为一个，在测量诊断指标的阶段取为一个，但并不限于这种情况，也可以在各阶段具备多个。如果这样做，则在各阶段还能从多个设定值中选择最佳的设定值。这时，在静止操作以后，在顺序切换参数的值的同时，对存储在数据存储单元 11 中的信号数据再次进行 D 模式处理，在显示单元 6 上显示，使得选择与最好的波形数据相对应的最佳处理参数。另外，为了进行这样的处理，需要在操作屏 7 上与静止 ON/OFF 按钮不同地，单独地设置用于切换处理参数的人机接口。

另外，在上述实施方式中，在收发单元 3 与信号处理单元 4 之间配置了数据存储单元 11，但是本发明不限于这种结构，也可以分别设

置在信号处理单元 4 的各处理单元 14、15、16 内。这种情况下，在 D 模式处理单元 16 中，也可以在壁滤波器 23 与 FFT 处理单元 25 之间设置数据存储单元。总之，数据存储单元只要设置在与变更了值的处理参数相对应的处理单元的前一级上。

另外，在上述实施方式中，把显示单元 6 的显示模式取为三工模式，而本发明不限于该模式。当然也可以是多普勒频谱波形的单独显示。

另外，上述实施方式的超声波诊断装置 100 在多普勒频谱波形的计算中使用了脉冲多普勒法，而当然对于连续波多普勒法也能够适用本发明。

另外，在上述实施方式中，作为超声波振子使用了压电振子，而作为超声波振子，随着近年来的 MEMS 技术的进步，也可以使用能够在硅基板上制作振动部分的电容检测型超声波换能器。

上述的实施方式以及各种变形例并不是限制本发明的范围。从而，如果是本领域的技术人员，能够采用把这些各元件或者所有元件置换成与此均等的元件的实施方式，而这些实施方式也包含在本发明的范围内。

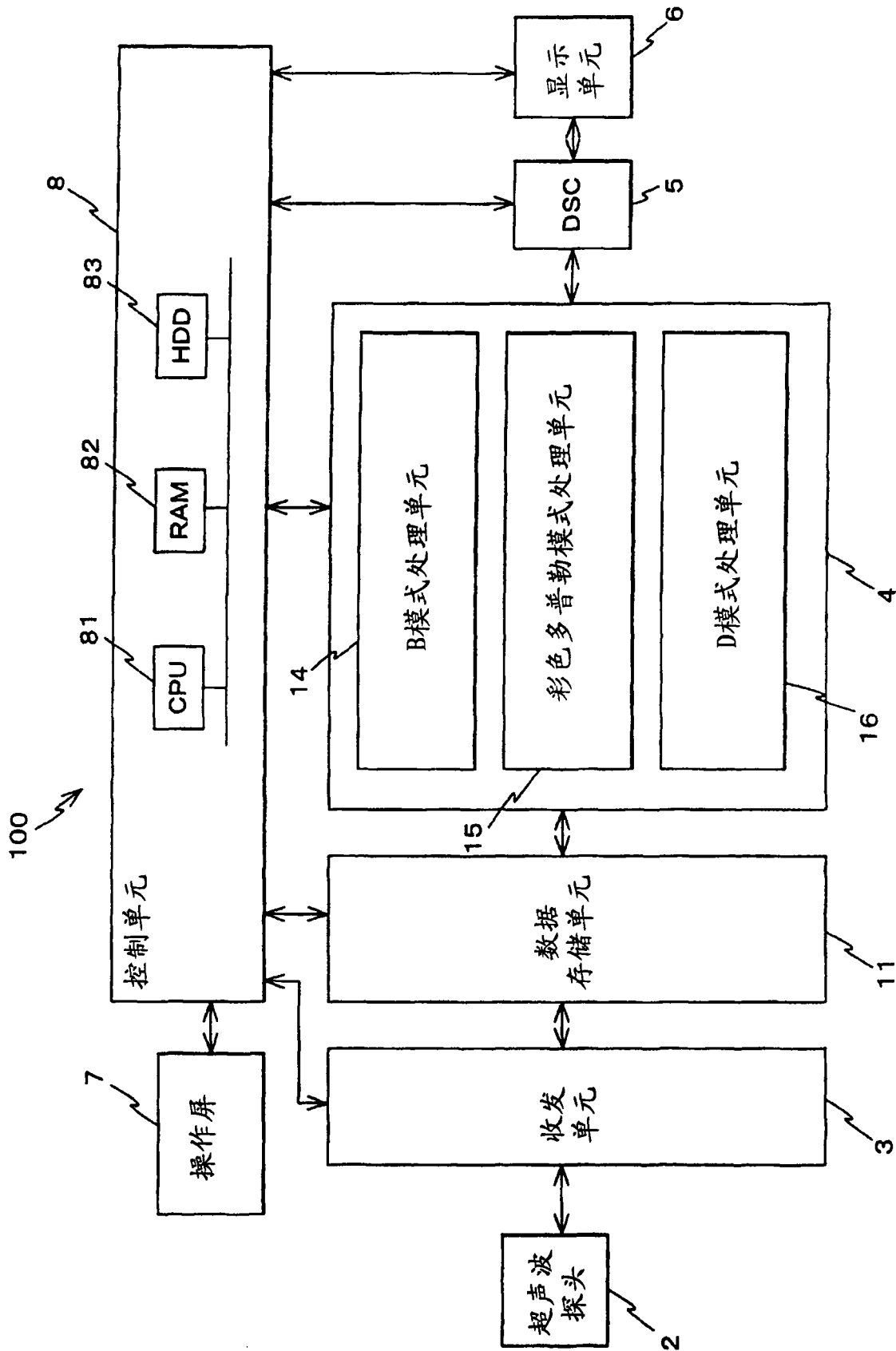


图1

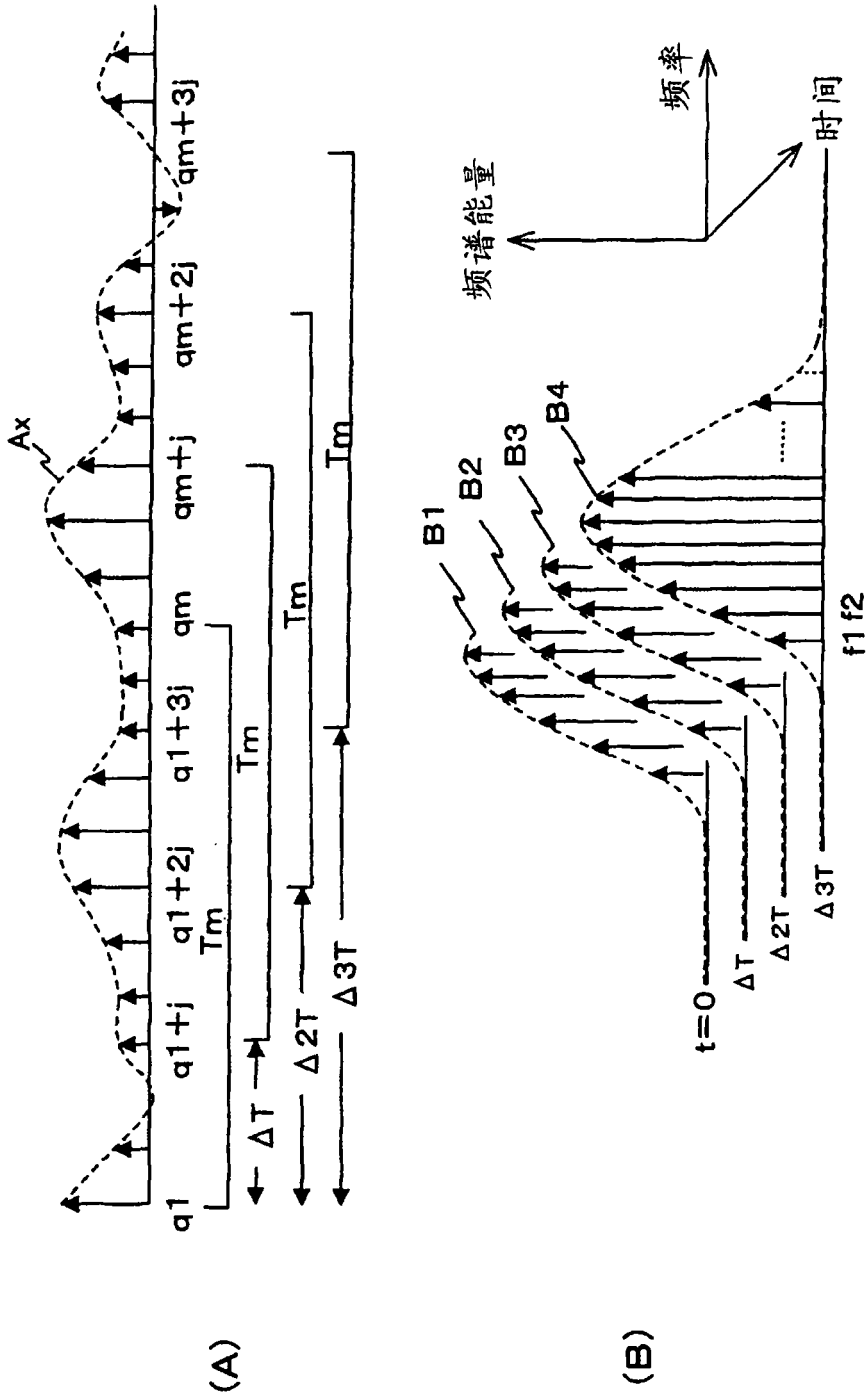


图 3

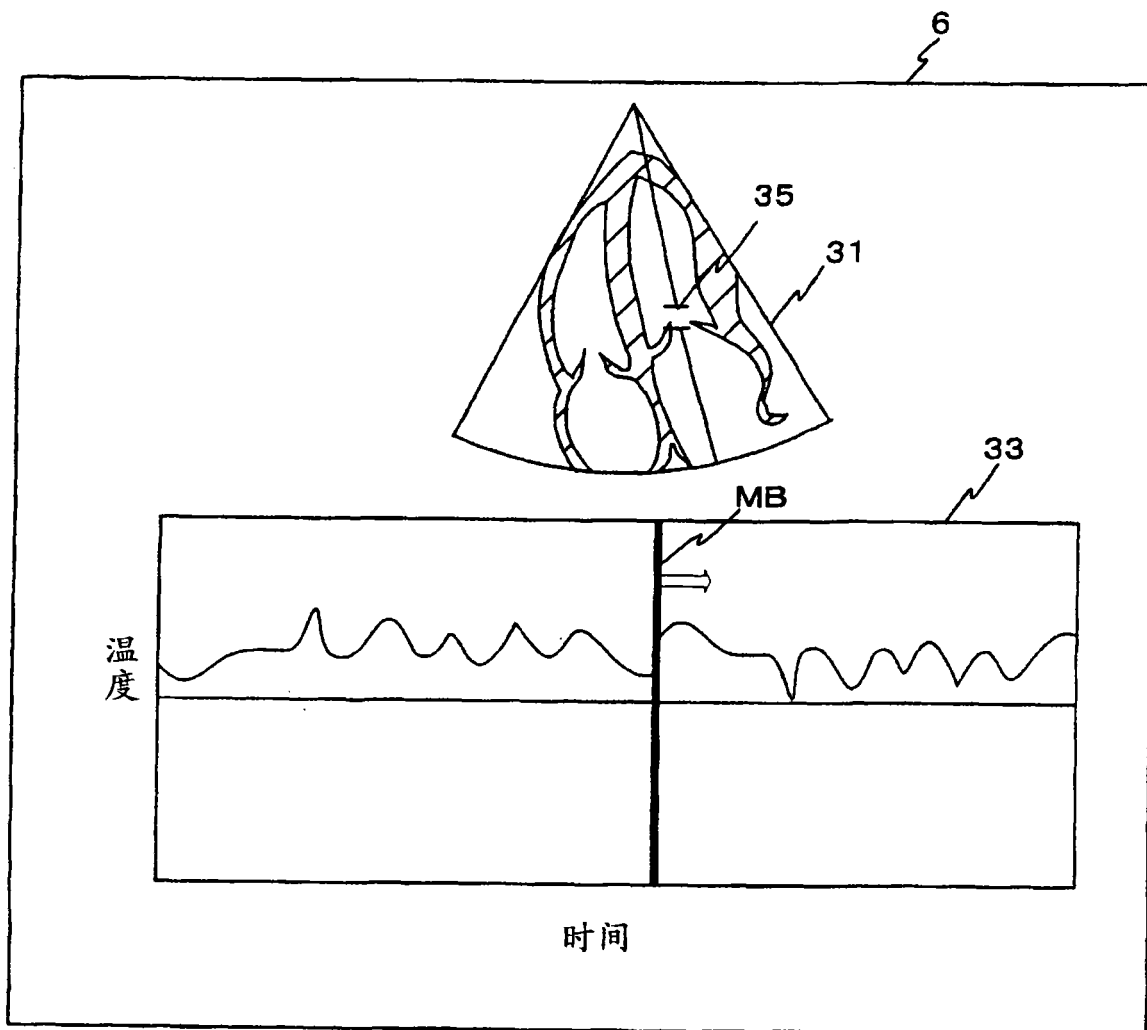
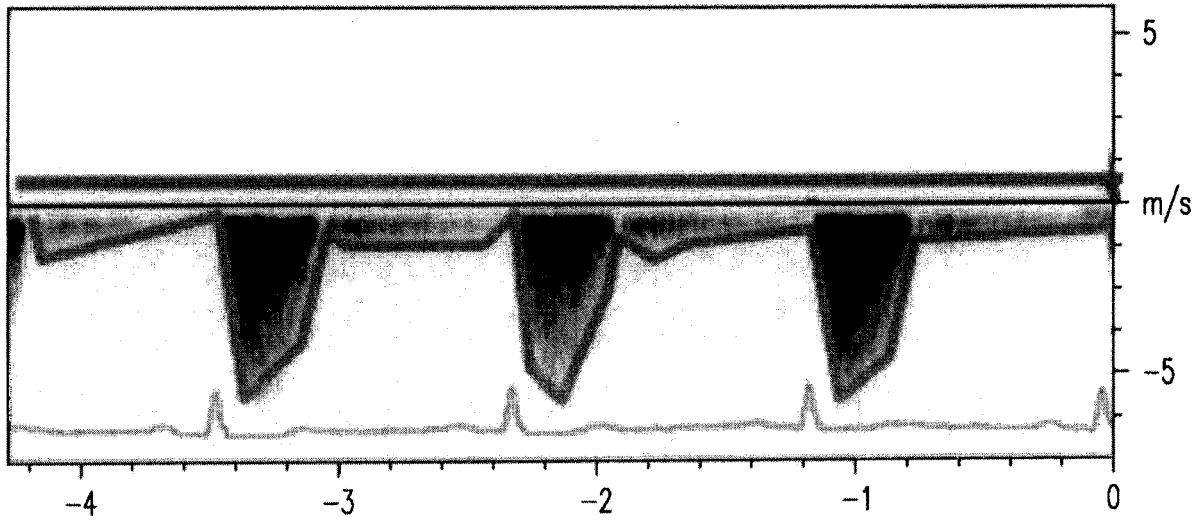
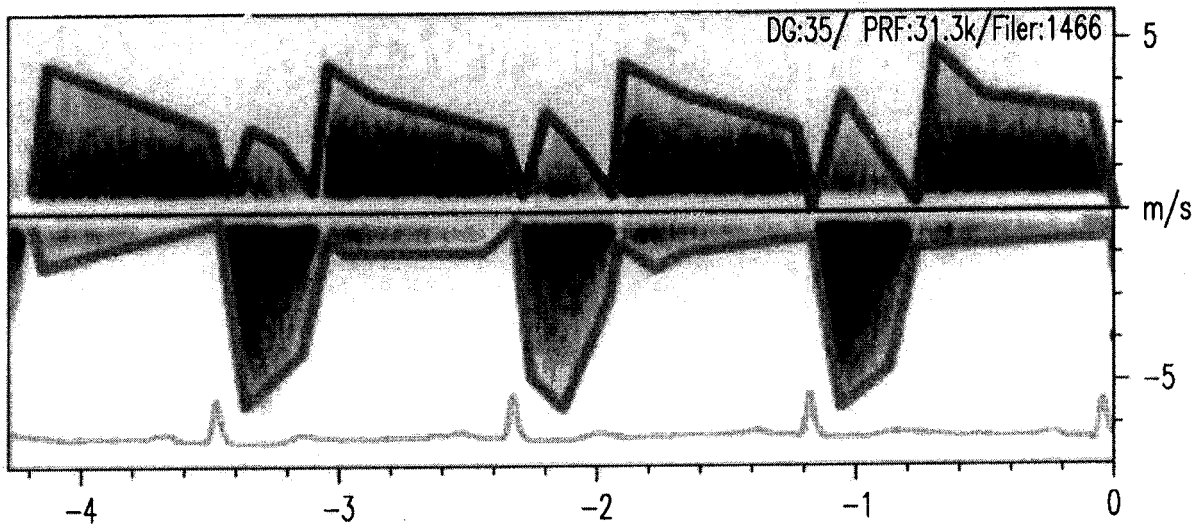


图 4



(A)



(B)

图5

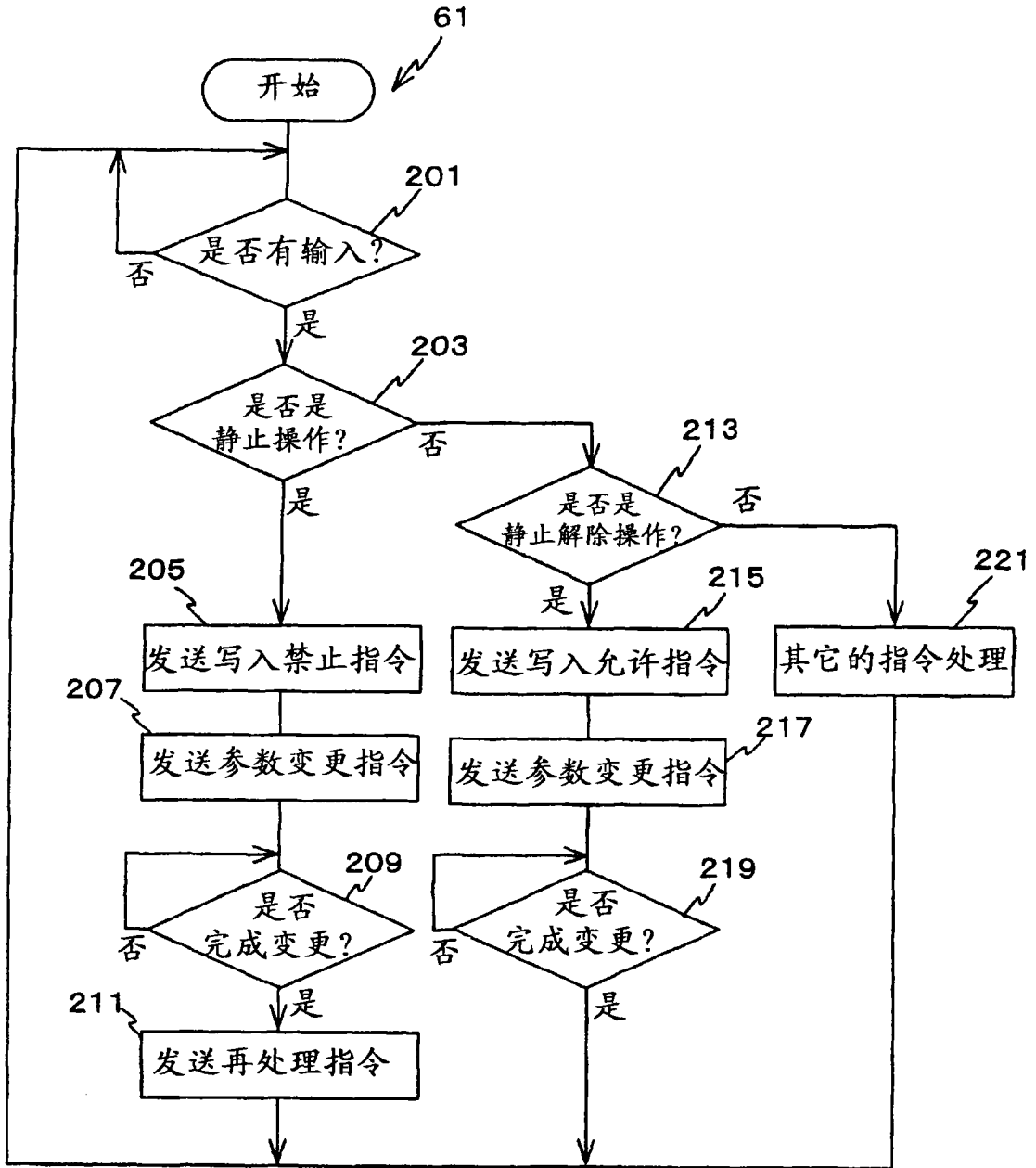


图6

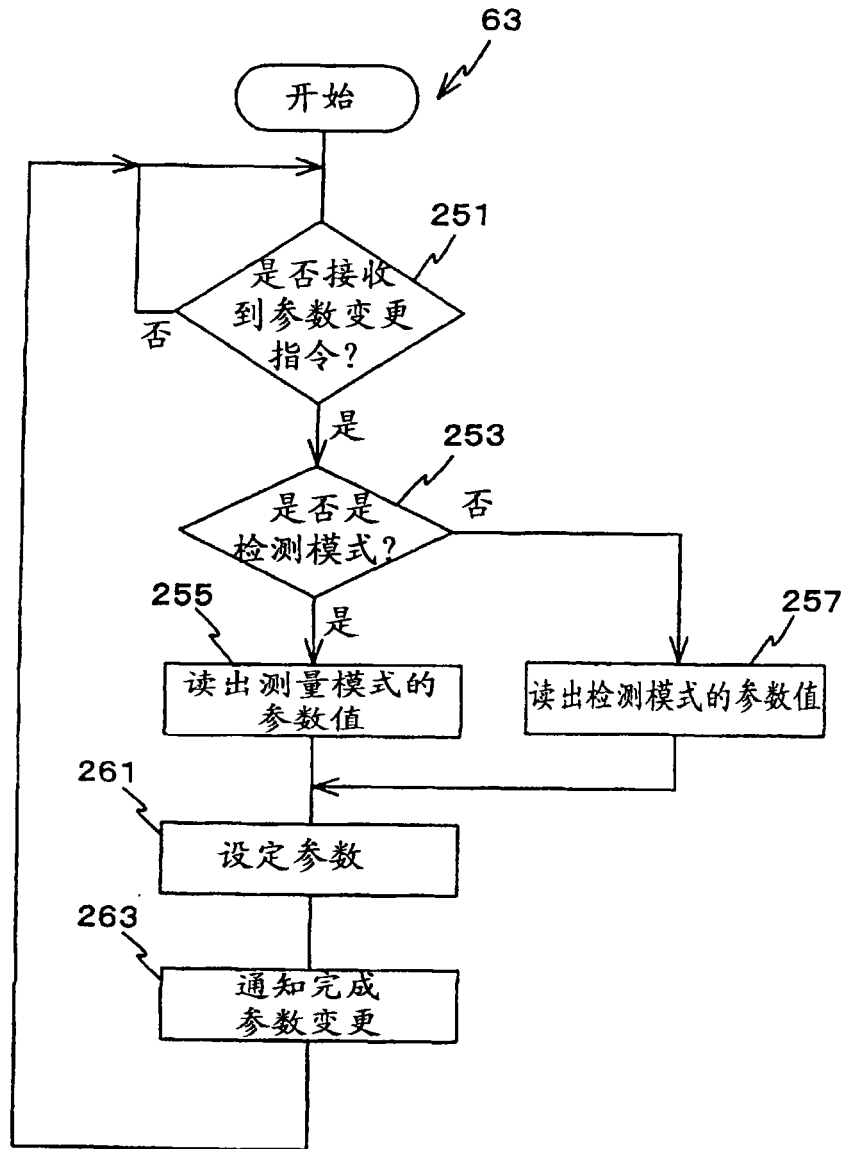
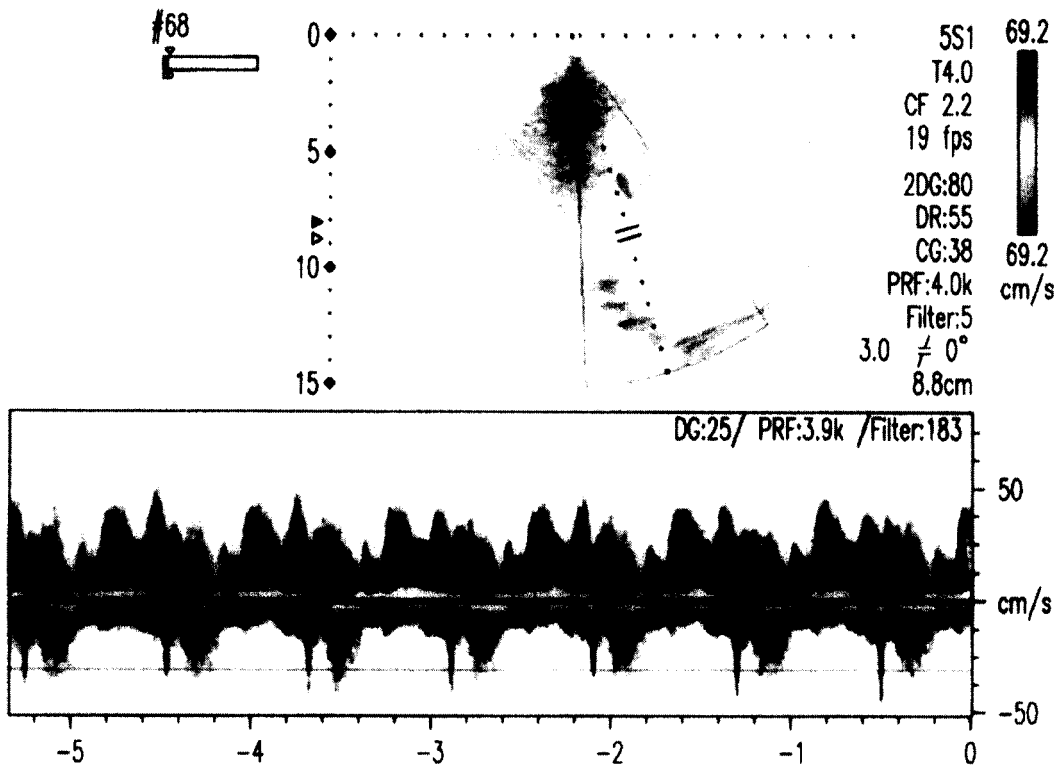
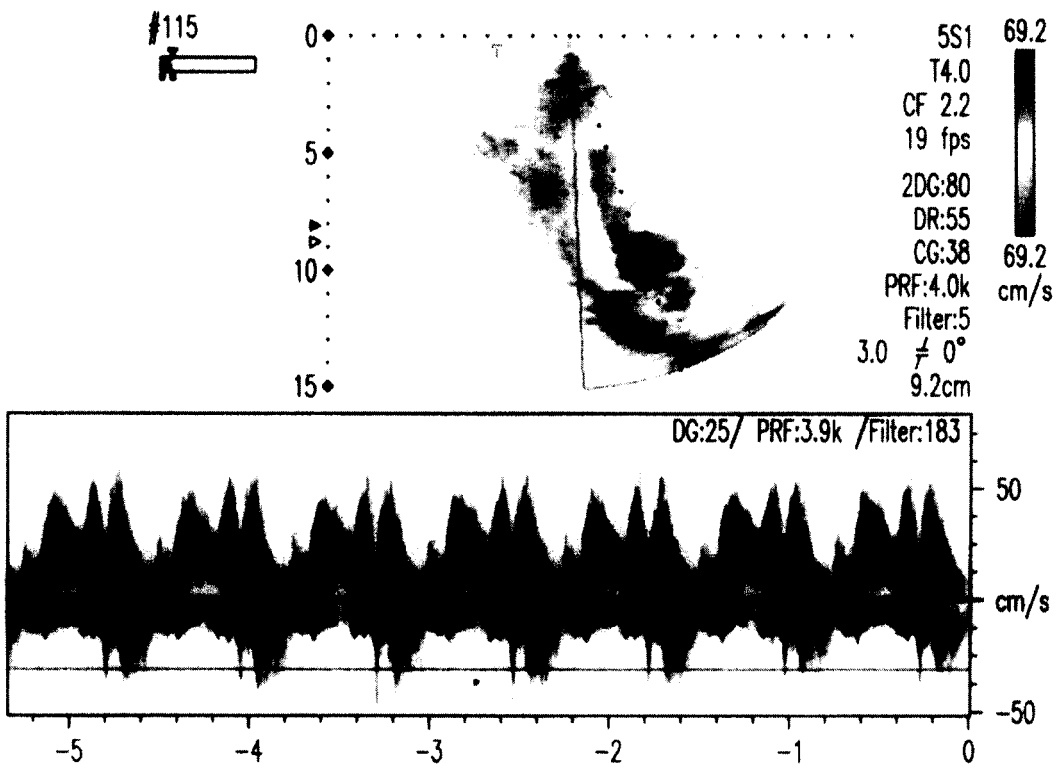


图7



(A)



(B)

图8

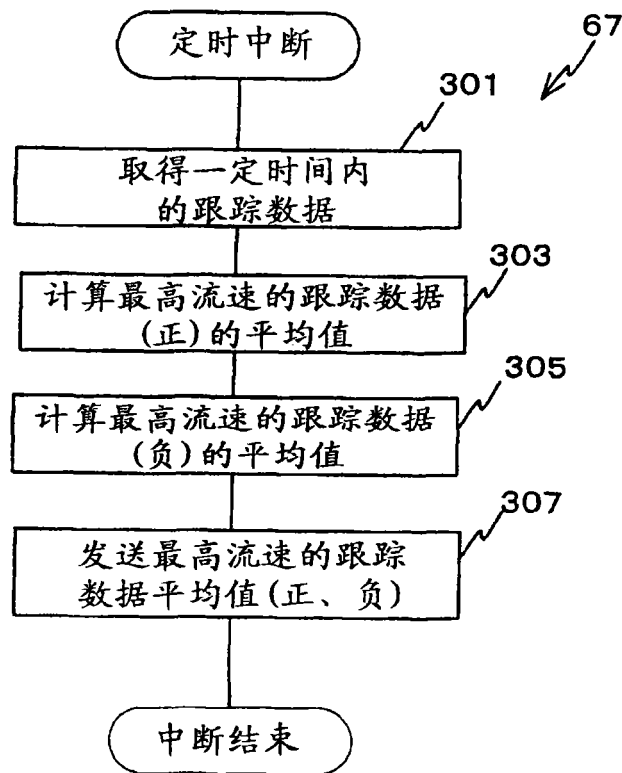


图9

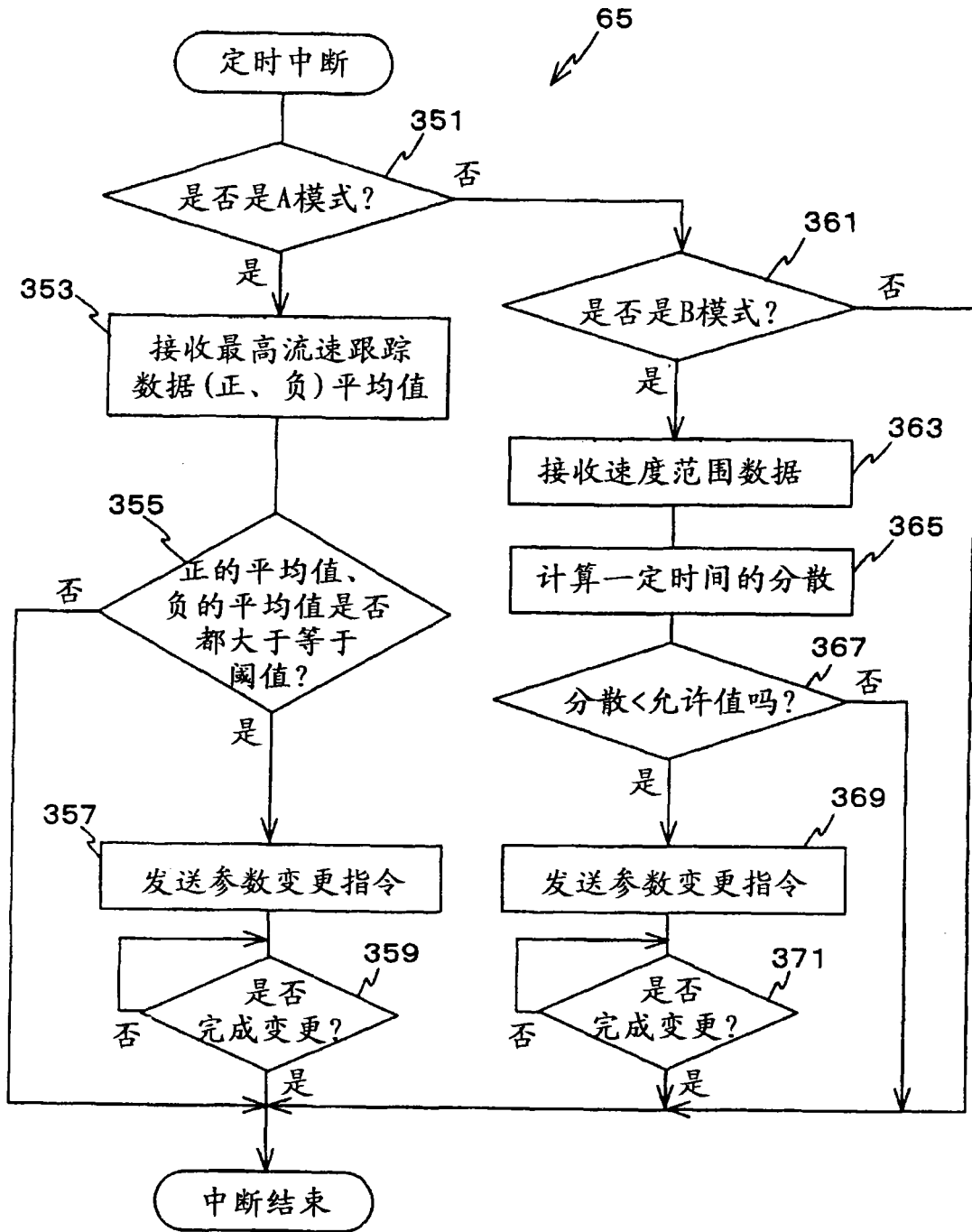


图10

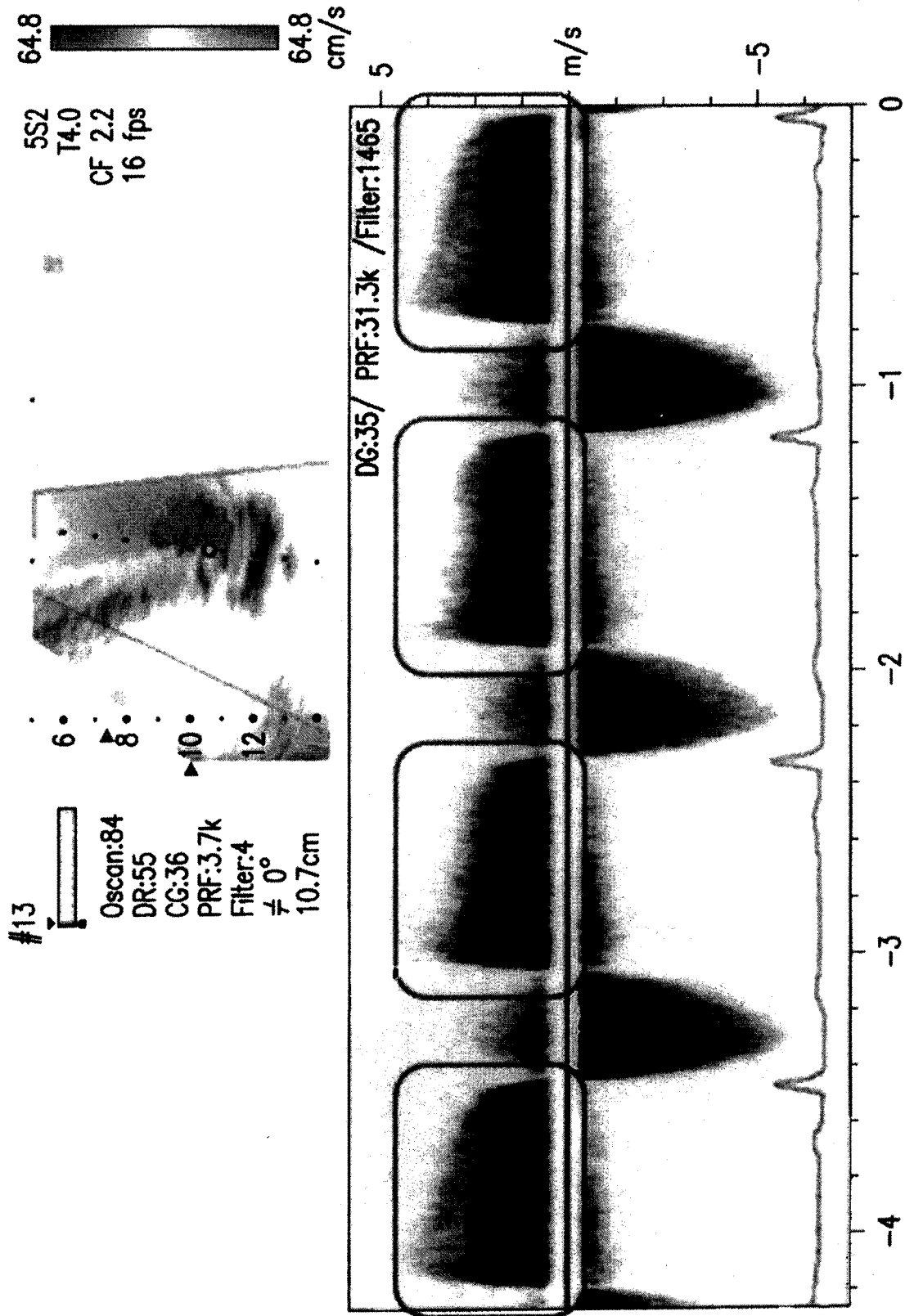


图11

专利名称(译)	超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法		
公开(公告)号	CN101219064A	公开(公告)日	2008-07-16
申请号	CN200710149656.X	申请日	2007-09-10
[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)	东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	佐佐木琢也		
发明人	佐佐木琢也		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/00 G06T1/00		
CPC分类号	A61B8/467 A61B8/06 A61B8/0883 A61B8/0891 A61B8/13 A61B8/463		
代理人(译)	许海兰		
优先权	2006245699 2006-09-11 JP		
其他公开文献	CN101219064B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法。信号分析单元对与从被检查体接收的超声波回波相当的信号数据进行信号分析处理，判定单元判定根据执行了信号分析处理的信号数据而生成的、与被检查体有关的图像数据是否包括诊断对象，参数设定单元根据判定结果把在信号分析处理中使用的处理参数中、对信号分析处理的分辨率产生影响的特定参数的值变更成不同的值，显示单元根据按照特定参数进行了信号分析处理后的信号数据而显示与被检查体有关的图像数据。

