



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1883397 B

(45) 授权公告日 2010. 11. 03

(21) 申请号 200610094653. 6

(22) 申请日 2006. 06. 20

(30) 优先权数据

2005-179171 2005. 06. 20 JP

2006-133819 2006. 05. 12 JP

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 大塚纪昭

(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 11038

代理人 王以平

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2004/0111028 A1, 2004. 06. 10, 说明书

【0030】段、【0031】段、【0043】段第 1 行、【0044】
段第 3 行、【0047】段、【0050】段、附图 1、说明书
【0118】段、【0044】段。US 2002/0173721 A1, 2002. 11. 21, 说明书
[0292] 段。

审查员 王玉秀

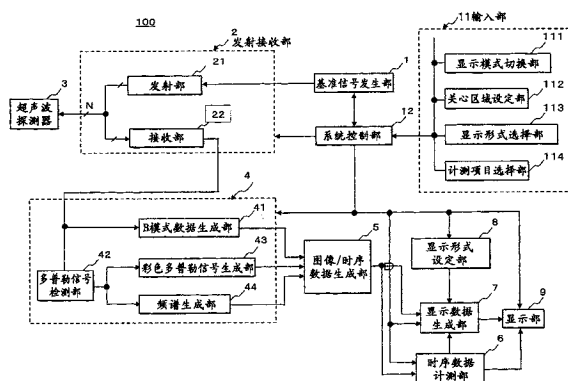
权利要求书 2 页 说明书 12 页 附图 9 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置及超声波计测方法

(57) 摘要

一种超声波诊断装置及超声计测方法。该超声波诊断装置的输入部事先选择动态图像显示模式及静止图像显示模式中的图像数据和时序数据的显示形式。然后,显示数据生成部根据动态图像显示模式的显示形式,合成对被检测体进行超声波发射接收而得到的图像数据和该图像数据所示的规定部位上收集的时序数据,并在显示部上实时地显示。接着,输入部输入显示模式的切换信号,显示数据生成部按照该切换信号,根据静止图像显示模式的显示形式,合成图像数据及时序数据,生成显示数据并静止显示在显示部上。接着,时序数据计测部使用这时显示的时序数据计测诊断参数。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具有:

超声波探测器,具有用于对被检测体进行超声波发射接收的超声波振子;

发射接收单元,驱动上述超声波振子并对上述被检测体发射超声波,同时接收由上述超声波振子得到的来自上述被检测体的反射信号;

图像/时序数据生成单元,将由上述发射接收单元得到的接收信号进行信号处理后生成图像数据及时序数据;

显示模式切换单元,输入动态图像显示模式和静止图像显示模式的切换信号;

显示形式设定单元,设定第一显示形式和第二显示形式,上述第一显示形式是对上述图像数据和上述时序数据进行 Left/Right 显示的显示形式,上述第二显示形式是对上述图像数据和上述时序数据进行 Up/Down 显示的显示形式;

显示数据生成单元,在由上述显示模式的切换信号选择上述动态图像显示模式时,生成基于上述第一显示形式的显示数据,并且在由上述显示模式的切换信号选择上述静止图像显示模式时,生成基于上述第二显示形式的显示数据;

以及显示单元,显示上述显示数据。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,具有关心区域设定单元,上述关心区域设定单元对于上述图像数据设定关心区域,上述图像/时序数据生成单元根据来自上述设定的关心区域的接收信号生成上述时序数据。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,有时序数据计测单元,上述时序数据计测单元使用上述时序数据计测所期望的诊断参数。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,具有选择上述显示形式的显示形式选择单元和存储该选择的信息的选择信息存储部,上述显示数据生成单元根据已经保存在上述选择信息存储部内的各显示模式中的最新选择信息,生成至少包含上述图像数据及上述时序数据中任一个的显示数据。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,由上述图像/时序数据生成单元生成的图像数据是B模式图像数据及彩色多普勒图像数据中的至少一个。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,由上述图像/时序数据生成单元生成的时序数据是M模式数据及多普勒频谱数据中的至少一个。

7. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具有:

超声波探测器,具有用于对被检测体进行超声波发射接收的超声波振子;

发射接收单元,驱动上述超声波振子并对上述被检测体发射超声波,同时接收由上述超声波振子得到的来自上述被检测体的反射信号;

图像/时序数据生成单元,将从上述发射接收单元中得到的接收信号进行信号处理后生成图像数据及时序数据;

显示模式切换单元,输入动态图像显示模式和静止图像显示模式的切换信号;

计测项目选择单元,从对于上述时序数据的多个计测项目中选择出任意一个计测项目;

显示形式设定单元,设定第一显示形式和第二显示形式,上述第一显示形式是对上述图像数据和上述时序数据进行 Left/Right 显示的显示形式,上述第二显示形式是对上述图像数据和上述时序数据进行 Up/Down 显示的显示形式;

显示数据生成单元,在由上述显示模式的切换信号选择上述动态图像显示模式时,生成与上述计测项目选择单元所选择的计测项目对应且基于上述第一显示形式的显示数据,并且在由上述显示模式的切换信号选择上述静止图像显示模式时,生成与上述计测项目选择单元所选择的计测项目对应且基于上述第二显示形式的显示数据;

显示单元,显示上述显示数据。

8. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置,其特征在于,具有关心区域设定单元,上述关心区域设定单元对于上述图像数据设定关心区域,上述图像/时序数据生成单元根据上述设定的关心区域发出的接收信号生成上述时序数据。

9. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置,其特征在于,有时序数据计测单元,上述时序数据计测单元使用上述时序数据计测所期望的诊断参数。

10. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置,其特征在于,上述显示形式设定单元根据上述计测项目设定显示形式,用于至少显示上述图像数据和上述时序数据中的任意一个。

11. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置,其特征在于,具有选择上述显示形式的显示形式选择单元和存储该选择的信息的选择信息存储部,上述显示数据生成单元根据已经保存在上述选择信息存储部内的各显示模式中的最新选择信息,生成至少包含上述图像数据及上述时序数据中任一个的显示数据。

12. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置,其特征在于,由上述图像/时序数据生成单元生成的图像数据是 B 模式图像数据及彩色多普勒图像数据中的至少一个。

13. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置,其特征在于,由上述图像/时序数据生成单元生成的时序数据是 M 模式数据及多普勒频谱数据中的至少一个。

超声波诊断装置及超声波计测方法

[0001] 本申请是基于日本专利申请 No. 2005-179171 (归档于 2005 年 6 月 20 日), 并保证其优先权, 具体内容如下。

技术领域

[0002] 本发明涉及超声波诊断装置及超声波计测方法, 即使用由超声波得到的时序数据来进行各种计测的超声波诊断装置及超声波计测方法。

背景技术

[0003] 超声波诊断装置中, 由内置于超声波探测器内的超声波振子发出的超声波脉冲发射到被检测体内, 利用上述超声波振子接收由被检测体组织的声阻抗差异产生的超声波反射波, 并显示在监测器上。由于操作简单, 只需要使超声波探测器接触体表, 就能够容易观察到实时的 2 维图像, 因此该诊断方法广泛用于生物体的各种内脏器官的功能诊断和形态诊断中。由于超声波脉冲反射法和超声多普勒法这 2 种技术的大力开发, 由生物体内的组织或血球发出的反射波得到生物体信息的超声波诊断法取得很大进步, 使用这些技术得到的 B 模式图像和彩色多普勒图像, 是现如今超声波图像诊断中不可缺少的一部分。

[0004] 另外, 定量且高精度地计测被检测体血流信息和心脏壁等运动功能的方法中, 使用多普勒频谱法和 M 模式法。

[0005] 多普勒频谱法中, 以一定间隔对被检测体的同一部位进行多次超声波的发射接收, 对于血球等移动反射体反射的超声波反射波, 利用正交相位检波检测出多普勒信号, 该正交相位检波使用了频率与超声波振子的谐振频率大致相同的基准信号。然后, 由距离选通脉冲 (射程波门 : range gate) 从该多普勒信号中提取所期望部位的多普勒信号, 通过对提取的多普勒信号进行 FFT 分析, 算出多普勒频谱。

[0006] 接着, 按上述顺序, 通过对从被检测体期望部位得到的多普勒信号连续算出多普勒频谱, 将得到的多个多普勒频谱按时序排列, 生成多普勒频谱数据。用这种方法得到的多普勒频谱数据, 一般是以频率为纵轴、时间为横轴、将各频率分量的功率 (强度) 作为亮度 (灰度) 来表示的, 根据该多普勒频谱数据, 进行各种诊断参数的计测。

[0007] 另外, M 模式法中, 在规定方向上重复进行超声波的发射接收, 将在该方向上得到的 B 模式数据按时序排列, 由此, 生成 M 模式数据。

[0008] 即, M 模式数据的横轴为时间轴, 纵轴为到反射体的距离, 将反射体的反射强度作为亮度来表示。

[0009] 通常, 决定多普勒频谱数据收集位置的距离选通脉冲和 M 模式数据的收集方向, 是在实时地显示的 B 模式图像数据或彩色多普勒图像数据的观测下设定的, 这时, 表示收集位置和收集方向的标记在上述图像数据上重叠显示。

[0010] 另外, 在显示宽度有限的监测器上显示多普勒频谱数据及 M 模式数据 (以下总称为时序数据) 的方法有 : 在时间轴方向依次移动这些时序数据的方式 (以下称为滚动滚动方式); 在时间轴方向上移动垂直于时间轴的光标、并在这个光标位置上更新为最新的时

序数据的方式（以下称为移动条 moving bar 方式）。

[0011] 设定时序数据的收集位置，如特开 2004-73287 号公报所记载，在与时序数据同时得到的 B 模式图像数据或者彩色多普勒图像数据（以下总称为图像数据）的观测下进行，这时，监测器上同时显示图像数据和时序数据。

[0012] 以设定对于时序数据的关心区域为目的的专利文献 1 所记载的图像数据及时序数据的显示方法中，记载了将图像数据和时序数据左右并列显示的显示形式（以下称为 Left/Right 显示形式）。通过该显示形式，能够实现较大的图像数据显示，因此能够正确设定关心区域。

[0013] 但是，一旦静止显示合适的关心区域中得到的时序数据、对静止后的时序数据进行各种诊断参数的计测时，上述显示形式中的时序数据无法在时间轴方向上大范围地显示，所以难以计测诊断参数。因此，诊断参数的计测中，使用能够在时间轴方向上显示大范围的时序数据的、如将图像数据和时序数据上下排列显示的显示形式（以下称为 Up/Down 显示形式）和只显示时序数据的显示形式。

[0014] 即，操作者在使用静止显示的时序数据来计测诊断参数时，必须更新到合适的显示形式，特别是高频率重复进行以设定关心区域为目的的动态图像显示模式和以计测诊断参数为目的的静止图像显示模式时，操作者对显示形式的手动更新是明显降低诊断效率的原因。

发明内容

[0015] 本发明的目的在于提供一种超声波诊断装置及超声波计测方法，即，使用由超声波得到的时序数据进行各种计测时，伴随着显示模式或者计测模式的切换，自动更新显示形式，由此能够提高诊断效率。

[0016] 为了解决上述问题，本发明的第 1 方式（方面）具有：超声波探测器，具有用于对被检测体进行超声波发射接收的超声波振子；发射接收单元，驱动上述超声波振子并对上述被检测体发射超声波，同时接收由上述超声波振子得到的来自上述被检测体的反射信号；图像/时序数据生成单元，将由上述发射接收单元得到的接收信号进行信号处理后生成图像数据及时序数据；显示模式切换单元，输入动态图像显示模式和静止图像显示模式的切换信号；显示形式设定单元，分别对上述动态图像显示模式和上述静止图像显示模式设定上述图像数据及上述时序数据的显示形式；显示数据生成单元，根据与对应于上述切换信号的显示模式对应的上述显示形式，生成至少包含上述图像数据及上述时序数据中任一个的显示数据；以及显示单元，显示上述显示数据。

[0017] 另外，本发明的第 2 方式（方面）具有：超声波探测器，具有用于对被检测体进行超声波发射接收的超声波振子；发射接收单元，驱动上述超声波振子并对上述被检测体发射超声波，同时接收由上述超声波振子得到的来自上述被检测体的反射信号；图像/时序数据生成单元，将从上述发射接收单元中得到的接收信号进行信号处理后生成图像数据及时序数据；计测项目选择单元，从对于上述时序数据的多个计测项目中选择出任意一个测定项目；显示形式设定单元，对于由上述计测项目选择单元选择出的计测项目，设定上述图像数据及上述时序数据的显示形式；显示数据生成单元，根据与上述计测项目选择单元所选择的计测项目对应的上述显示形式，生成至少包含上述图像数据及上述时序数据中任一

个的显示数据；以及显示单元，显示上述显示数据。

[0018] 本发明第 3 方式（方面）包括：根据在多个方向上对被检测体进行超声波的发射接收后得到的接收信号，生成图像数据的步骤；使用根据动态图像显示模式的显示形式来进行显示的上述图像数据，设定用于收集时序数据的关心区域的步骤；根据对上述被检测体的上述关心区域进行超声波发射接收而得到的接收信号，生成并显示时序数据的步骤；输入显示模式切换信号的步骤；根据上述显示模式切换信号，将上述动态图像显示模式的显示形式转换为上述静止图像显示模式的显示形式的步骤；根据上述静止图像显示模式的显示形式，生成至少包含上述图像数据及上述时序数据中任一个的显示数据的步骤；以及根据上述显示数据，计测诊断参数的步骤。

[0019] 本发明的第 4 方式（方面）包括：根据在多个方向上对被检测体进行超声波发射接收后得到的接收信号，生成图像数据的步骤；对上述图像数据，设定用于收集时序数据的关心区域的步骤；根据对与上述关心区域对应的上述被检测体的区域进行超声波发射接收而得到的接收信号，生成时序数据的步骤；输入计测项目选择信号的步骤；根据上述选择信号，设定上述图像数据及上述时序数据的显示形式的步骤；根据上述显示形式，生成至少包含上述图像数据及上述时序数据中任一个的显示数据的步骤；以及，根据上述显示数据，计测诊断参数的步骤。

[0020] 根据本发明，使用由超声波得到的时序数据进行各种计测时，伴随着显示模式的切换信号和计测项目的选择信息，其显示形式也自动更新到合适的显示形式，因此，能够提高诊断效率、减轻操作者的负担。

附图说明

[0021] 对于本领域的普通技术人员来说，本发明的其他目的和特征将随着下面结合附图所描述的优选实施例的说明而清楚了。

[0022] 图 1 是表示本发明实施例中的超声波诊断装置全体结构的框图。

[0023] 图 2 是表示同一实施例中的发射接收部及数据生成部结构的框图。

[0024] 图 3 是表示同一实施例中的时序数据计测部结构的框图。

[0025] 图 4 是表示同一实施例中诊断参数计测的具体例子。

[0026] 图 5 是示意性地表示同一实施例中事先保管在显示形式设定部中的显示形式信息的具体例子。

[0027] 图 6 是表示同一实施例的动态图像显示模式中的显示数据的具体例子。

[0028] 图 7 是表示同一实施例的静止图像显示模式中的显示数据的具体例子。

[0029] 图 8 是表示同一实施例中图像数据及时序数据的生成 / 显示顺序的流程图。

[0030] 图 9 是表示同一实施例中诊断参数的计测顺序的流程图。

具体实施方式

[0031] 下述实施例中，事先选择动态图像显示模式及静止图像显示模式中的图像数据和时序数据的显示形式。然后，根据动态图像显示模式的显示形式，实时地显示对被检测体进行超声波发射接收而得到的图像数据（B 模式图像数据）和该图像数据所示的规定部位收集到的时序数据（多普勒频谱数据）。接着，伴随着显示模式的切换信号，根据静止图像显

示模式的显示形式,静止显示上述图像数据及上述时序数据,使用该显示的时序数据进行诊断参数的计测。

[0032] (装置的结构)

[0033] 使用图 1 至图 7 说明本发明实施例中的超声波诊断装置的结构和各单元的基本动作。图 1 为表示本实施例中的超声波诊断装置的全体结构的框图,图 2 为构成该超声波诊断装置的发射接收部及数据生成部的框图,图 3 为时序数据计测部的框图。

[0034] 图 1 所示的超声波诊断装置 100 具有:对被检测体进行超声波的发射接收的超声波探测器 3;对超声波探测器 3 进行发射接收的发射接收部 2;根据从发射接收部 2 得到的接收信号、生成 B 模式数据、彩色多普勒数据和多普勒频谱的数据生成部 4;以及图像/时序数据生成部 5。该图像/时序数据生成单元 5 与超声波发射接收方向对应地保存在数据生成部 4 中得到的 B 模式数据及彩色多普勒数据来生成图像数据(B 模式图像数据及彩色多普勒图像数据),同时通过将在规定方向上得到的多普勒频谱及 B 模式数据按时序保存来生成时序数据(多普勒频谱数据及 M 模式数据)。

[0035] 另外,超声波诊断装置 100 还具有:时序数据计测部 6,用于读出保存在图像/时序数据生成部 5 中的规定期间的时序数据,根据该时序数据来计测诊断参数;显示数据生成部 7,根据规定的显示形式、合成图像/时序数据生成部 5 中生成的图像数据和时序数据以及时序数据计测部 6 中计测到的诊断参数的计测值,生成显示数据;显示形式设定部 8,根据由后述的输入部 11 提供的显示形式选择信号来设定显示模式和计测模式中的图像数据和时序数据的显示形式;以及显示部 9,将显示数据生成部 7 中生成的显示数据进行显示。

[0036] 超声波诊断装置 100 还具有:基准信号发生部 1,对发射接收部 2 及数据生成部 4 产生例如频率与超声波脉冲的中心频率大致相同的连续波或矩形波;输入部 11,进行动态图像显示模式及静止图像显示模式中的显示形式的选择、计测模式中的显示形式的选择、显示模式的切换、计测项目的选择等;以及系统控制部 12,统一控制超声波诊断装置 100 的各单元。

[0037] 超声波探测器 3 与被检测体的表面相对,并使其与被检测体的前面接触,进行超声波的收发,其顶端部具有排列成 1 维的多个(N 个)微小的超声波振子。该超声波振子为电声变换元件,具有下述功能:发射时将电脉冲转换为超声波脉冲(发射超声波),在接收时将超声波反射波(接收超声波)转换为电信号(接收信号)。超声波探测器 3 小且轻,通过电缆与发射接收部 2 的发射部 21 及接收部 22 连接。超声波探测器 3 包括扇形扫描探测器、线性扫描探测器、凸面扫描探测器等,可根据诊断部位任意选择。下面就使用了以计测心脏功能为目的的扇形扫描用超声波探测器 3 的情况进行说明,但并不局限于这种方法,也可以是线性扫描探测器或者凸面扫描探测器。

[0038] 图 2 所示的发射接收部 2 具有:发射部 21,生成用于从超声波探测器 3 中发送发射超声波的驱动信号;接收部 22,对从超声波探测器 3 接收的接收信号进行定相相加(将在规定方向上得到的接收信号的相位相加,进行加法运算)。

[0039] 发射部 21 具有比例脉冲发生器 211、发射延迟电路 212、脉冲发生器 213,比例脉冲发生器 211 通过将基准信号发生部 1 提供的连续波或者矩形波进行分频,生成决定发射超声波重复周期的比例脉冲,并将该比例脉冲提供给发射延迟电路 212。

[0040] 发射延迟电路 212 由用于发射的超声波振子和同样数量 (N 信道) 的独立延迟电路构成, 在发射中, 为了得到窄的波束宽度, 向比例脉冲提供用于将发射超声波聚焦到规定深度的延迟时间和用于向规定方向发送发射超声波的延迟时间, 并将该比例脉冲提供给脉冲发生器 213。脉冲发生器 213 具有 N 信道的独立驱动电路, 根据上述比例脉冲生成驱动脉冲, 用于驱动内置于超声波探测器 3 中的超声波振子。

[0041] 另外, 接收部 22 具有: 由 N 信道构成的前置放大器 221、A/D 转换器 222、接收延迟电路 223、加法器 224。前置放大器 221 将由超声波振子转换为电接收信号的微小信号放大, 确保足够的 S/N, 在该前置放大器 221 中放大为规定大小的 N 信道的接收信号, 在 A/D 转换器 222 中转换为数字信号, 发送到接收延迟电路 223。

[0042] 接收延迟电路 223 将聚焦用延迟时间 (用于聚焦来自规定深度的超声波反射波) 和偏转用延迟时间 (用于对规定方向设定接收定向性) 提供给 A/D 转换器 222 输出的各 N 信道的接收信号, 加法器 224 将来自这些接收延迟电路 223 的接收信号定相相加 (将在规定方向上得到的接收信号的相位相加, 进行加法运算)。

[0043] 数据生成部 4 具有: B 模式数据生成部 41, 用于对接收部 22 的加法器 224 输出的接收信号生成 B 模式数据; 多普勒信号检测部 42, 对上述接收信号进行正交检波, 并进行多普勒信号的检测; 彩色多普勒数据生成部 43, 根据检测出的多普勒信号生成彩色多普勒数据; 频谱生成部 44, 生成上述多普勒信号的频率频谱 (多普勒频谱)。

[0044] B 模式数据生成部 41 具有包络检波器 411 和对数转换器 412, 包络检波器 411 对接收部 22 的加法器 224 所提供的定相相加后的接收信号进行包络检波, 在对数转换器 412 中, 该包络检波信号的振幅被对数转换。多普勒信号检测部 42 具有 $\pi/2$ 移相器 421、混频器 422-1 及 422-2、LPF (低通滤波器) 423-1 及 423-2, 对接收部 22 的加法器 224 提供的接收信号进行正交相位检波, 检测出多普勒信号。

[0045] 彩色多普勒数据生成部 43 具有多普勒信号存储电路 431、MTI 滤波器 432、自相关运算器 433。多普勒信号检测部 42 的多普勒信号被暂时保存在多普勒信号存储部 431 中。接着, 作为高通数字滤波器的 MTI 滤波器 432 读出保存在多普勒信号存储部 431 中的多普勒信号, 从该多普勒信号中除去内脏器官的呼吸性移动和跳动性移动等引起的多普勒分量 (杂波分量)。自相关运算器 433 对由 MTI 滤波器 432 只提取了血流信息的多普勒信号, 计算出自相关系数, 并根据该自相关系数计算出血流的平均流速值和分散值。

[0046] 另一方面, 频谱生成器 44 具有 SH (取样保持电路) 441、LPF (低通滤波器) 442、FFT (快速傅立叶变换) 分析器 443, 对多普勒信号检测部 42 中得到的多普勒信号进行 FFT 分析。

[0047] 而且, SH441 及 LPF442 都由 2 个信道构成, 每个信道都被提供多普勒信号检测部 42 输出的多普勒信号的复数分量, 即实分量 (I 分量) 和虚分量 (Q 分量)。

[0048] 多普勒信号检测部 42 的 LPF423-1 及 423-2 输出的多普勒信号和系统控制部 12 将基准信号发生部 1 的基准信号分频后生成的选通脉冲 (距离选通脉冲: range gate pulse) 被提供给 SH441, 来自所期望距离的多普勒信号由该选通脉冲取样保持。该选通脉冲在从决定发射发射超声波定时的比例脉冲延迟时间 T_s 后产生, 该延迟时间 T_s 在输入部 11 中可以设定为任意值。即, 操作者通过改变选通脉冲的延迟时间 T_s , 就能够提取与超声波探测器 3 距离所期望的距离 L_g 的多普勒信号。这时, 若被检测体内的音速为 C , 延迟时间 T_s 与距离

Lg 的关系为： $2Lg/C = Ts$ 。

[0049] 从 SH441 发出的重叠在所期望距离 Lg 的多普勒信号上的、阶梯状的噪声分量由 LPF442 除去，被平滑化。FFT 分析器 443 具有未图示的运算电路和存储电路，LPF442 输出的多普勒信号暂时保存在上述存储电路中，上述运算电路在规定期间对保存在该存储电路中的一系列的多普勒信号进行 FFT 分析，生成多普勒频谱。

[0050] 回到图 1，图像/时序数据生成部 5 根据对方向 θ_1 至 θ_p 进行超声波发射接收而得到的接收信号依次保存数据生成部 4 生成的 B 模式数据和彩色多普勒数据，生成 B 模式图像数据及彩色多普勒图像数据。

[0051] 图像/时序数据生成部 5 还时序地保存对所期望的方向 θ_x 进行多次超声波发射接收得到的 B 模式数据，生成 M 模式数据，时序地保存基于由同样的超声波发射接收从方向 θ_x 的规定距离 Lg 得到的接收信号的多普勒频谱，生成多普勒频谱数据。即，图像/时序数据生成部 5 的图像数据存储区域中保存多个 B 模式图像数据及彩色多普勒图像数据，时序数据存储区域中保存 M 模式数据及多普勒频谱数据。

[0052] 下面用图 3 的框图说明使用图像/时序数据生成部 5 中保存的时序数据进行各种诊断参数计测的时序数据计测部 6 的具体例子。该时序数据计测部 6 具有：M 模式数据计测部 61，使用 M 模式数据进行诊断参数的计测；频谱数据计测部 62，使用多普勒频谱数据进行诊断参数的计测。频谱数据计测部 62 具有，例如，跟踪波形生成部 621、特征量选定部 622 和诊断参数计测部 623。

[0053] 跟踪波形生成部 621 根据输入部 11 通过系统控制部 12 所提供的计测项目的选择信息，读出保存在图像/时序数据生成部 5 中的规定期间的多普勒频谱数据，生成与该多普勒频谱数据的最大频率对应的最高流速的跟踪波形。

[0054] 另外，特征量选定部 622 对于显示部 9 中显示的上述跟踪波形，例如，根据输入部 11 发出的指示信号选定左心室流入血流计测中的跟踪波形的 E 波（扩张早期血流波形：early diastolic flow）及 A 波（心房收缩期血流波形：atrial contraction flow），将 E 波的位置（时刻）信息和 A 波的位置（时刻）信息提供给诊断参数计测部 623。

[0055] 诊断参数计测部 623 具有未图示的运算电路，根据跟踪波形生成部 621 提供的最高流速的跟踪波形和特征量选定部 622 提供的上述跟踪波形的 E 波及 A 波的位置信息，计测诊断参数“E/A”及“DCT（减速时间：deceleration time）”。

[0056] 下面，使用图 4 说明诊断参数计测部 623 对频谱数据计测部 62 的跟踪波形生成部 621 所生成的最高流速的跟踪波形进行的诊断参数计测的具体例子。图 4 表示显示部 9 中显示的 2 次心搏周期的跟踪波形 Cp，诊断参数计测部 623 的运算电路由特征量选定部 622 对跟踪波形 Cp 选定的时刻 t4 的 E 波振幅（流速）VE 和时刻 t5 的 A 波振幅（流速）VA 的比 VE/VA，计测出诊断参数“E/A”。

[0057] 接着，设定 E 波最大点开始的下降曲线的切线 Ct，将该切线 Ct 与基线 BL 相交的时刻 t6 与 E 波的时刻 t4 的间隔作为诊断参数“DCT”进行计测。但是，图 4 中，为了说明方便，显示期间只表示了 2 个心动周期，实际上使用的显示期间为 4 个心动周期至 8 个心动周期。而且，时序数据计测部 6 的 M 模式数据计测部 61 中也设置了与频谱数据计测部 62 功能大致相同的各种单元，由该 M 模式数据计测部 61 计测如左心室容积（LVV）、左心室扩张末期容积（EDV）及左心室收缩末期容积（ESV）、每搏排出量（CO）、每搏排出率（EF）等诊断参

数,省略其详细说明。

[0058] 然后,图 1 的显示数据生成部 7 根据分别与以设定关心区域 (ROI) 为目的的动态图像显示模式和以计测对于上述时序数据的诊断参数为目的的静止图像显示模式相对应的显示形式,生成显示数据。即,动态图像显示模式中,首先从图像 / 时序数据生成部 5 中依次读出规定期间的时序数据 (M 模式数据或者多普勒频谱数据),生成滚动方式或移动条方式的时序数据。

[0059] 然后,从图像 / 时序数据生成部 5 中依次读出该时序数据端部的时相或以移动条表示的时相中的图像数据 (B 模式图像数据或者彩色多普勒图像数据)。接着,根据显示形式设定部 8 提供的动态图像显示模式的显示形式信息,合成上述时序数据和图像数据,生成显示数据。

[0060] 静止图像显示模式中,根据显示形式设定部 8 提供的静止图像显示模式的显示形式信息,合成由输入部 11 通过系统控制部 12 提供的向静止图像显示模式转换的信号中的上述图像数据和时序数据,生成显示数据。在该静止图像显示模式中进行诊断参数计测时,按照输入部 11 提供的计测项目的选择信息,根据对该计测项目事先设定的计测模式的显示形式,合成上述图像数据和时序数据,并把时序数据计测部 6 所提供的跟踪数据和诊断参数的计测结果等重叠起来,生成显示数据。

[0061] 显示形式设定部 8 具有未图示的存储电路,该存储电路中事先存储了各种显示形式信息。而且,输入部 11 通过系统控制部 12 提供的显示形式选择信息也保存在上述存储电路中。然后,读出与输入部 11 通过系统控制部 12 提供的显示模式及计测模式的显示形式选择信息对应的动态图像显示模式以及静止图像显示模式中的显示形式信息和计测模式中的显示形式信息,并提供给显示数据生成部 7。

[0062] 图 5 示意性地表示事先保存在显示形式设定部 8 的存储电路中的显示形式信息的具体例子,例如,图 5(a) 为只由时序数据 81 构成显示数据的显示形式。图 5(b) 及图 5(c) 表示时序数据 81 与图像数据 82 按上下方向设置的 Up/Down 显示形式的显示形式,图 5(d) 表示时序数据 81 与图像数据 82 按左右方向设置的 Left/Right 显示形式的显示形式。但图 5(b) 中,图像数据 82 的显示高度 h_1 与时序数据 81 的显示高度 h_2 大致相同,图 5(c) 中,时序数据 81 的显示高度 h_2 比图像数据 82 的显示高度 h_1 大 (例如, $h_2/h_1 = 3$)。

[0063] 图 1 的显示部 9 具有未图示的转换电路和监测器,上述转换电路对显示数据生成部 7 所生成的上述显示数据进行 D/A 转换和视频形式转换,生成图像信号,显示在监测器上。

[0064] 图 6 表示动态图像显示模式中显示部 9 的监测器中所显示的显示数据的具体例子,显示数据 80 的左区域中,例如由移动条方式显示规定期间的时序数据 (多普勒频谱数据) 81,由该移动条 MB 的时相中的图像数据 (B 模式图像数据) 82 显示在上述显示数据 80 的右区域。接着,该图像数据 82 伴随着移动条 MB 的移动,显示为动态图像。

[0065] 这时,显示形式设定部 8 根据输入部 11 提供的动态图像显示模式的显示形式选择信息、从自己的存储电路中读出与图 5(d) 对应的显示形式信息,并提供给显示数据生成部 7。另外,显示数据生成部 7 根据上述显示形式信息,合成图像 / 时序数据生成部 5 提供的图像数据和时序数据,生成显示数据,并显示在显示部 9 的监测器上。

[0066] 图 7 表示静止图像显示模式中显示部 9 所显示的显示数据的具体例子,显示数据

80 的下部区域上,例如静止显示了到时刻 t_1 (输入向后述的静止图像显示模式切换的信号的时刻)为止的规定期间的时序数据(多普勒频谱数据)81,时刻 t_1 的时相中的图像数据(B 模式图像数据)82 在显示数据 80 的上部区域中作为静止图像显示。

[0067] 这时,显示形式设定部 8 根据输入部 11 提供的静止图像显示模式的显示形式选择信息,从自己的存储电路中读出与图 5(b) 或图 5(c) 对应的显示形式信息,并提供给显示数据生成部 7。另外,显示数据生成部 7 从图像/时序数据生成部 5 中读出在到由输入部 11 输入的显示模式切换信号的输入时刻 t_1 为止的规定期间内的时序数据和时刻 t_1 的图像数据,根据上述显示形式信息合成该图像数据和时序数据,生成显示数据。然后将得到的显示数据表示在显示部 9 上。

[0068] 使用该静止图像显示模式中的时序数据进行诊断参数的计测时,该计测模式中,时序数据计测部 6 所计测的诊断参数的计测结果 83 等与上述显示数据 80 重叠显示。但图 7 中,对于静止图像显示模式和计测模式,选择了同样的显示形式,也可以选择不同的显示形式。而且,通常在以设定对于时序数据的关心区域为目的的动态图像显示模式中,为了得到较高的设定精度,选择能够显示较大图像数据的 Left/Right 的显示形式(参照图 6);在以计测时序数据中的诊断参数为目的的静止图像显示模式或者其计测模式中,选择能够显示较长时间内的时序数据的 Up/Down 的显示形式(参照图 7)。

[0069] 图 1 的输入部 11 具有操作面板上的显示面板和键盘、跟踪球、鼠标、选择按钮等输入装置,进行患者信息的输入、图像数据及时序数据生成条件的设定、用于诊断参数计测的图像数据及时序数据的选择以及各种命令信号的输入等。

[0070] 另外,输入部 11 具有输入动态图像显示模式及静止图像显示模式的切换信号的显示模式切换部 111、对于图像数据设定关心区域的关心区域设定部 112、选择显示形式的显示形式选择部 113、从对于时序数据的多个计测项目中选择某一个计测项目的计测项目选择部 114。

[0071] 另外,根据跟踪波形计测诊断参数时,输入部 11 对于显示部 9 中静止显示的跟踪波形,输入例如用于选定 E 波及 A 波等特征量的指示信号。

[0072] 系统控制部 12 具有未图示的 CPU 与存储电路,上述存储电路中保存了操作者从输入部 11 中输入的输入信息、设定信息以及选择信息。另外,上述 CPU 根据由输入部 11 的各单元输入的上述信息,统一控制超声波诊断装置 100 中各单元和系统整体。

[0073] (时序数据的生成/显示顺序)

[0074] 下面根据图 8 的流程图来说明本实施方式中的图像数据及时序数据的生成和显示顺序。

[0075] 在对被检测体进行超声波的发射接收之前,操作者在输入部 11 中进行患者信息的输入、动态图像显示模式及静止图像显示模式中的显示形式的选择、计测模式中的显示形式的选择、图像数据及时序数据生成条件的设定、用于计测诊断参数的图像数据和时序数据的选择等。然后将这些输入/选择/设定信息保存在系统控制电路 12 的存储电路中,并将上述动态图像显示模式及静止图像显示模式中的显示形式的选择信息和计测模式中的显示形式的选择信息保存在显示形式设定部 8 的存储电路中(图 8 的步骤 S1)。

[0076] 下面的说明中,动态图像显示模式的显示形式选择了 Left/Right 显示形式[图 5(d)],静止图像显示模式及计测模式的显示形式选择了 Up/Down 显示形式[图 5(b)],而且

用于计测诊断参数的图像数据和时序数据选择了 B 模式图像数据及多普勒频谱数据,但也可以选择其他显示形式或者其他图像数据和时序数据。

[0077] 上述初期设定(输入/选择/设定)结束后,操作者从输入部 11 中输入动态图像显示模式的开始命令(图 8 的步骤 S2),然后将超声波探测器 3 的前端(超声波的发射接收面)固定在被检测体体表上,对最初的超声波的发射接收方向 $\theta 1$ 进行用于得到 B 模式数据的超声波的发射接收。即,通过系统控制部 12 接收了上述命令信号的发射接收部 2 的比例脉冲发生器 211,通过将基准信号发生部 1 所提供的基准信号分频,生成决定发射到被检测体内的超声波脉冲的重复周期的比例脉冲,并将该比例脉冲提供给发射延迟电路 212。

[0078] 接着,发射延迟电路 212 向比例脉冲提供用于将超声波聚焦到规定深度的聚焦用延迟时间和用于向方向 $\theta 1$ 发射超声波的偏转用延迟时间,并将该比例脉冲提供到 N 信道的脉冲发生器 213。然后,脉冲发生器 213 通过未图示的电缆,将由比例脉冲生成的驱动信号提供给超声波探测器 3 中的 N 个超声波振子,对被检测体的方向 $\theta 1$ 发射超声波脉冲。

[0079] 发射到被检测体上的超声波脉冲的一部分在声阻抗不同的内脏器官间的分界面或者组织上被反射。另外,该超声波在心脏壁和血球等运动着的反射体上反射时,其超声波频率受到多普勒偏移。

[0080] 被检测体的组织和血球中反射的超声波反射波(接收超声波)由超声波探测器 3 的超声波振子接收后转换为电信号(接收信号),该接收信号在接收部 22 的 N 信道的独立前置放大器 221 中被放大为规定大小后,在 A/D 转换器 222 中转换为数字信号。转换为数字信号的接收信号在接收延迟电路 223 中被提供了规定的延迟时间后,在加法器 224 中定相相加,并提供给数据生成部 4 的 B 模式数据生成部 41。

[0081] 这时,接收延迟电路 223 中,由系统控制部 12 发出的控制信号设定用于聚焦来自规定深度的超声波反射波的延迟时间和用于使超声波反射波在方向 $\theta 1$ 上具有很强的接收定向性的延迟时间。提供给 B 模式数据生成部 41 的加法器 224 的输出信号在进行了包络检波和对数转换后,保存在图像/时序数据生成部 5 中的图像数据存储区域。

[0082] 然后,系统控制部 12 对方向 $\theta 2$ 至 θp 以同样的顺序进行超声波的收发,这时得到的 B 模式数据保存在上述图像数据存储区域中。即,图像/时序数据生成部 5 的图像数据存储区域中,依次保存方向 $\theta 1$ 至 θp 的 B 模式数据,生成 1 帧的 B 模式图像数据(图 8 的步骤 S3)。

[0083] 另外,显示数据生成部 7 将图像/时序数据生成部 5 中生成的 B 模式图像数据转换为规定的显示形式,生成显示数据。然后,显示部 9 的转换电路对生成的显示数据进行 D/A 转换和视频形式转换,生成图像信号后显示在显示部 9 的监测器中。下面也一样,重复对方向 $\theta 1$ 至 θp 进行超声波的发射接收,这时得到的 B 模式图像数据实时地显示在显示部 9 中。

[0084] 接着,操作者观测在显示部 9 的监测器上显示的 B 模式图像数据,将多普勒标记设定在进行多普勒频谱收集的方向 θx 上,并在该多普勒标记上的距离 Lg 上设定距离选通脉冲(图 8 的步骤 S4)。然后,系统控制部 12 控制发射部 21 的发射延迟电路 212 的发射延迟时间和接收部 22 的接收延迟电路 223 的接收延迟时间,交替进行在方向 $\theta 1$ 至 θp 上重复进行的 B 模式用的超声波的发射接收,和在与多普勒标记对应的方向 θx 上进行用于得到多普勒频谱的超声波的发射接收。然后,将加法器 224 对从方向 θx 得到的超声波反射波

的输出信号（接收信号）提供到多普勒信号检测部 42。

[0085] 另外，多普勒信号检测部 42 向频谱生成部 44 的 SH441 提供对上述接收信号进行正交相位检波后检测出的多普勒信号，SH441 通过与系统控制部 12 所提供的距离选通脉冲对应的选通脉冲，将多普勒信号取样保持。然后，通过重复对方向 θ_x 进行超声波的发射接收得到的 SH441 的输出，在 LPF442 中被平滑化，保存在 FFT 分析器 443 的存储电路中。

[0086] 接着，FFT 分析器 443 的运算电路对按时序得到的多普勒信号进行 FFT 分析，生成多普勒频谱，并保存在图像 / 时序数据生成部 5 的时序数据存储区域中。即，图像 / 时序数据生成部 5 的时序数据存储区域中时序地保存了多普勒频谱，生成多普勒频谱数据（图 8 的步骤 S5）。

[0087] 另外，数据生成部 4 的 B 模式数据生成部 41 根据与上述多普勒频谱用超声波的发射接收交替进行的 B 模式用超声波的发射接收所得到的接收信号，生成 B 模式数据，得到的 B 模式数据依次保存在图像 / 时序数据生成部 5 的图像数据存储区域中，生成多个 B 模式图像数据（图 8 的步骤 S6）。另外，显示形式设定部 8 根据输入部 11 的显示形式选择部 113 提供的显示形式的选择信息，从自己的存储电路中读出图 5(d) 所示的显示形式信息，作为动态图像显示模式中的显示形式，提供给显示数据生成部 7。

[0088] 然后，显示数据生成部 7 从图像 / 时序数据生成部 5 中依次读出规定期间的多普勒频谱数据和该多普勒频谱数据的规定时相（即由移动条表示的时相）中的 B 模式图像数据，根据上述显示形式设定部 8 提供的显示形式信息，生成动态图像显示模式中的显示数据。然后，生成的显示数据实时地显示在显示部 9 的监测器中（参照图 6）（图 8 的步骤 S7）。

[0089] 接着，操作者通过参照显示部 9 所显示的显示数据中的 B 模式图像数据及多普勒频谱数据，判断设定在 B 模式图像数据上的关心区域是否妥当。然后，在需要修正关心区域时，使用输入部 11 的输入装置更新显示部 9 的监测器所显示的关心区域，即距离选通脉冲的位置（图 8 的步骤 S8），重复上述步骤 S5 至 S7。

[0090] 另外，不需要修正时，在输入部 11 的显示模式切换部 111 中输入显示模式切换信号，用于从动态图像显示模式向静止图像显示模式切换（图 8 的步骤 S9）。然后，通过系统控制部 12 接收该显示模式切换信号的显示形式设定部 8，根据输入部 11 的显示形式选择部 113 已提供的显示形式的选择信息，从自己的存储电路中读出图 5(b) 所示的显示形式信息，作为静止图像显示模式中的显示形式提供给显示数据生成部 7。

[0091] 另外，显示数据生成部 7 从图像 / 时序数据生成部 5 中读出直至在上述显示模式切换部 111 中输入的显示模式切换信号的输入时刻 t_1 为止的规定期间的时序数据和时刻 t_1 的图像数据，根据静止图像显示模式中的显示形式信息，合成该图像数据及时序数据，生成显示数据。然后，将得到的显示数据显示在显示部 9 上（图 8 的步骤 S10）。另外，再次观察动态图像显示模式中的图像数据及时序数据时，操作者在显示模式切换部 111 中输入由静止图像模式向动态图像模式切换的显示模式切换信号，根据该切换信号，重复上述步骤 S5 至 S10。

[0092] （诊断参数的计测顺序）

[0093] 下面，按照图 9 的流程图说明本实施例中的诊断参数的计测顺序。

[0094] 图 8 的步骤 S10 中，观察到显示部 9 中所显示的静止图像显示模式的显示数据的

操作者,在输入部 11 的计测项目选择部 114 中选择所期望的计测项目(图 9 的步骤 S11)。然后,通过系统控制部 12 将该选择信息提供给显示形式设定部 8、显示数据生成部 7 及时序数据计测部 6。接收了计测项目选择信息的显示形式设定部 8,从自己的存储电路中读出对该计测项目事先设定的显示形式[例如图 5(b)]的信息,作为计测模式的显示形式信息提供给显示数据生成部 7。

[0095] 另外,显示数据生成部 7 从图像/时序数据生成部 5 中再次读出图 8 的步骤 S10 中的静止图像显示模式的显示数据所使用的图像数据和时序数据,根据显示形式设定部 8 所提供的计测模式的显示形式信息,生成显示数据。然后,将该显示数据显示在显示部 9 的监测器上(图 9 的步骤 S12)。而且,图 7 中,描述的是静止图像显示模式和计测模式选择了相同的显示形式的情况,也可以选择不同的显示形式。

[0096] 上述步骤 S12 中,在显示部 9 所示的显示数据的显示形式不适合诊断参数的计测时,操作者可以在输入部 11 的显示形式选择部 113 中更新该计测项目的显示形式。即,在图 8 的步骤 S1 中选择的该计测项目的计测模式的显示形式[图 5(b)]不符合要求时,将其更新为其他显示形式[例如图 5(c)]。然后,将该显示形式更新信息保存在显示形式设定部 8 的存储电路中(图 9 的步骤 S13)。

[0097] 然后,时序数据计测部 6 中的频谱数据计测部 62 的跟踪波形生成部 621 生成与上述显示数据中的时序数据的最大频率对应的最高流速的跟踪波形,提供到显示数据生成部 7。然后,显示数据生成部 7 将该跟踪波形与上述时序数据重叠,显示在显示部 9 的监测器上(图 9 的步骤 S14)。

[0098] 接着,对于显示部 9 中与多普勒频谱数据重叠显示的跟踪波形,操作者使用输入部 11 的输入装置,指示 E 波及 A 波的位置。另外,特征量选定部 622 根据输入部 11 通过系统控制部 12 提供的 E 波及 A 波的位置信息,选定跟踪波形上的 E 波及 A 波,并将 E 波的选定信息和 A 波的选定信息提供到诊断参数计测部 623(图 9 的步骤 S15)。

[0099] 然后,诊断参数计测部 623 根据跟踪波形生成部 621 提供的最高流速的跟踪波形和特征量选定部 622 提供的跟踪波形中的 E 波及 A 波的选定信息,进行诊断参数“E/A”及“DCT”的计测。接着,将计测的诊断参数的计测结果提供到显示数据生成部 7,并与图像数据和跟踪波形重叠的时序数据合成,显示在显示部 9 上(参照图 7)(图 9 的步骤 S16)。

[0100] 操作者在输入部 11 的显示模式切换部 111 中输入由计测模式向动态图像显示模式或静止图像显示模式切换的显示模式切换信号,重复步骤 S5 至 S16 或步骤 S9 至 S16。这时,显示模式的显示形式根据已经保存在显示形式设定部 8 的存储电路中的最新的显示形式选择信息来设定。

[0101] 根据上述的本实施例,在动态图像显示模式的图像数据中设定时序数据的计测部位,在静止图像显示模式中静止显示从该计测部位中得到的时序数据,进行各种诊断参数的计测,这时,伴随着显示模式的切换信号和计测项目的选择信息,其显示形式也自动更新为合适的显示形式,因此能够提高诊断效率,同时能够大幅减轻操作者的负担。

[0102] 另外,由于能够在检查前设定动态图像显示模式、静止图像显示模式及计测模式中的显示形式,所以能够根据被检测体的诊断对象部位和操作者的喜好等任意设定。因此,不只是提高了诊断效率、减轻了操作者负担,还能够提高诊断精度。

[0103] 而且,动态图像显示模式、静止图像显示模式及计测模式中的显示形式可以根据

从事先保存的多个显示形式信息中任意选择的形式信息进行设定,所以能够以高效率地设定合适的显示形式。

[0104] 另外,在重复进行动态图像显示模式、静止图像显示模式及计测模式时,由于可以根据已经保存在显示形式设定部的存储电路中的最新显示形式选择信息自动设定计测模式或显示模式的显示形式,所以能够高效地设定合适的显示模式。

[0105] 以上说明了本发明的实施例,但本发明并不局限于上述实施例,可以变形后实施。例如,上述实施例中,动态图像显示模式的显示形式选择了 Left/Right 显示形式,静止图像显示模式的显示形式选择了 Up/Down 显示形式,但并不局限于此。

[0106] 另外,Left/Right 显示形式中,显示数据的左区域中显示时序数据,右区域中显示图像数据,Up/Down 显示形式中,显示数据的下部区域显示时序数据,上部区域显示图像数据,也可以交换时序数据和图像数据来显示。

[0107] 上述实施例中,根据显示模式切换信号,进行从动态图像显示模式的显示形式向静止图像显示模式的显示形式的切换,根据计测项目的选择信息进行从静止图像显示模式的显示形式向计测模式的显示形式的切换,但也可以根据计测项目等选择信息进行从动态图像显示模式的显示形式向计测模式的显示形式的切换。这时,计测模式中的图像数据及时序数据并不限定于静止图像,也可以是动态图像。

[0108] 另外,在上述说明中,计测模式中使用图像数据和时序数据生成显示数据,但也可以使用图像数据或时序数据中至少一个生成显示数据。

[0109] 根据上述说明,本发明还可以有很多的改型和变化,只要在附加的权利要求范围内,本发明可以按不同于上面具体描述的方式实施。

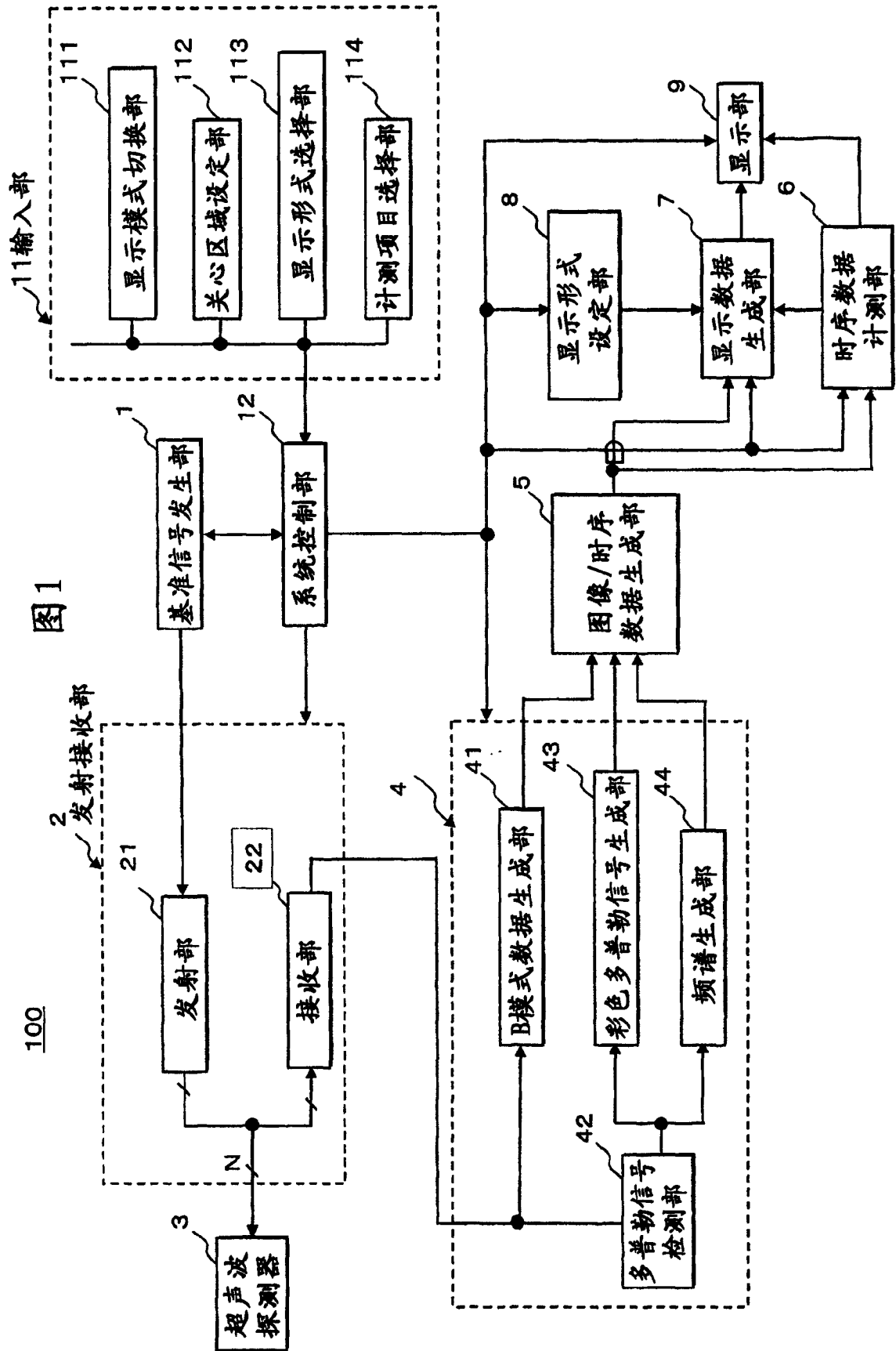


图 2

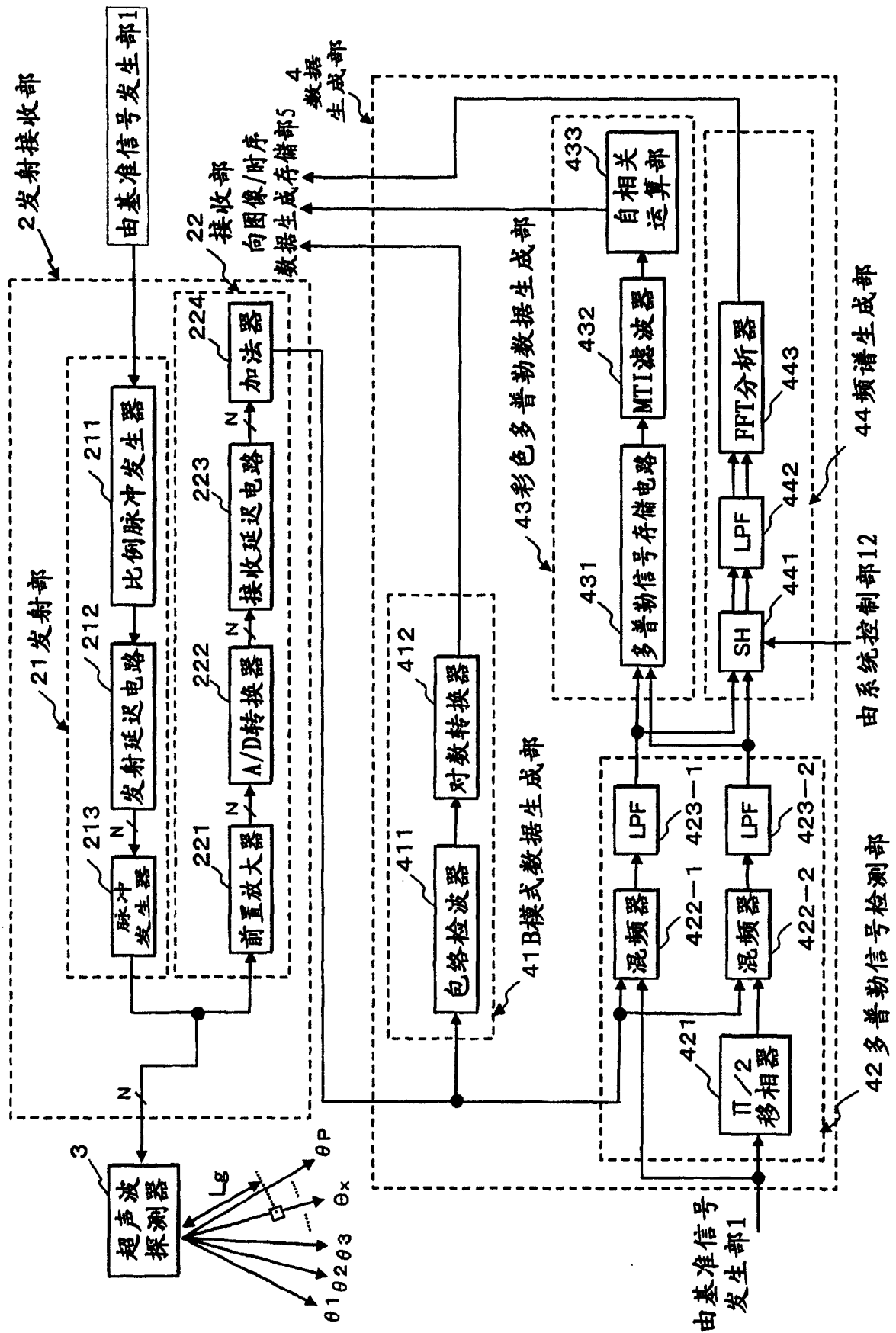


图3

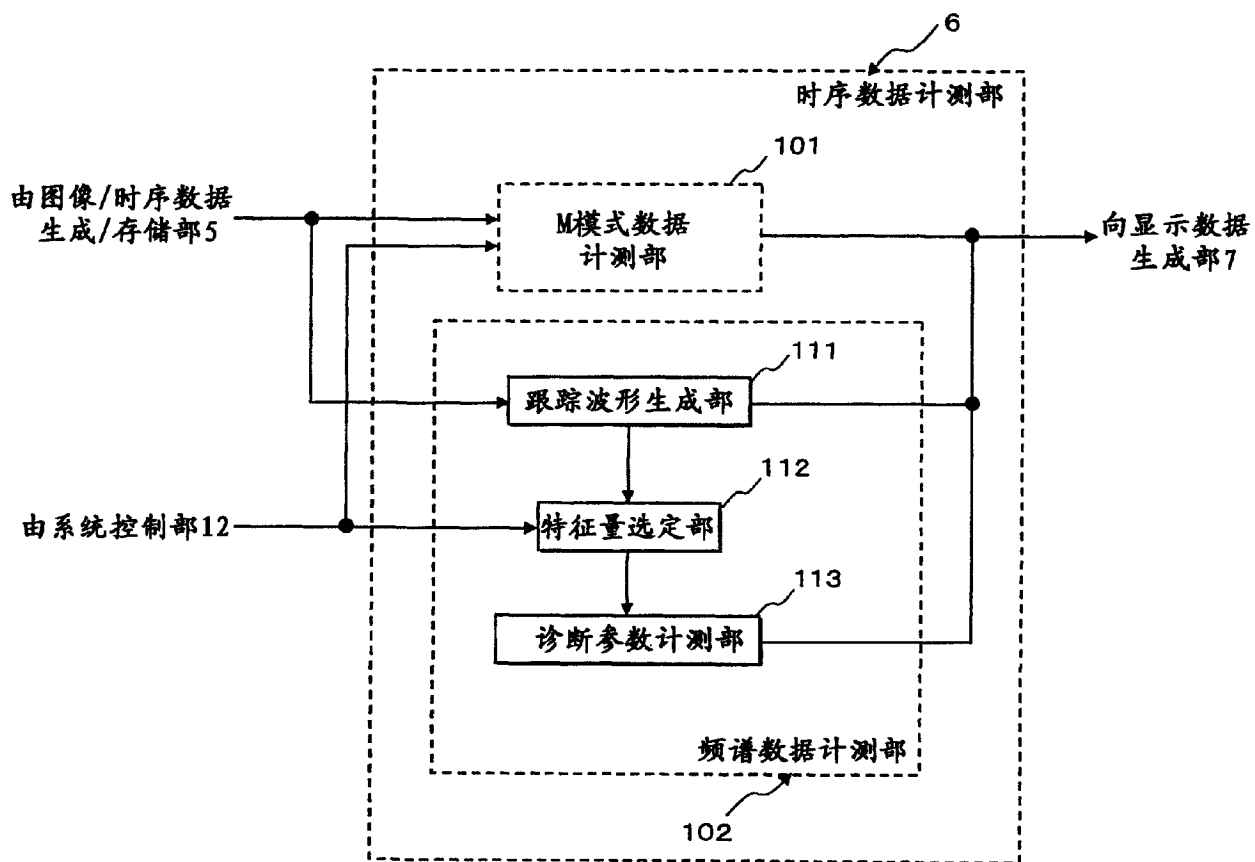


图4

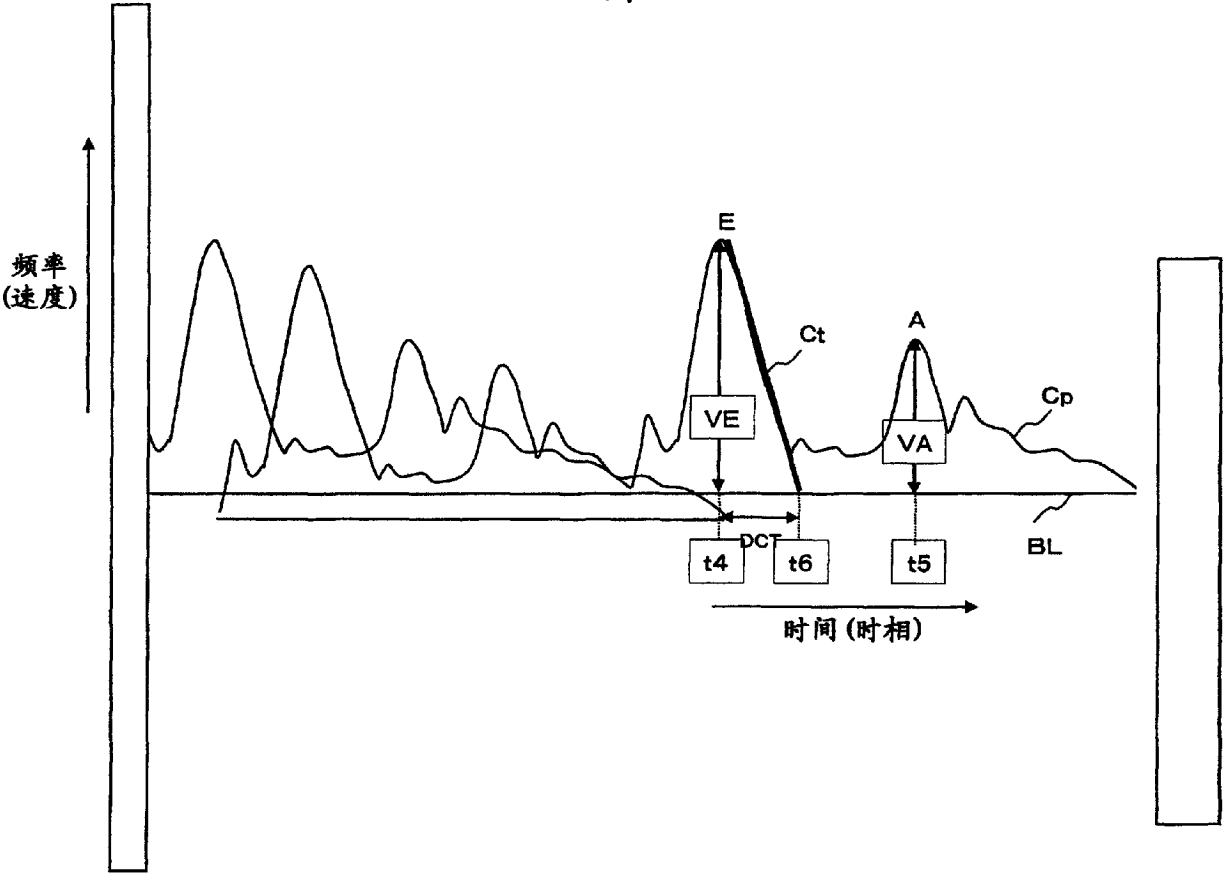


图 5

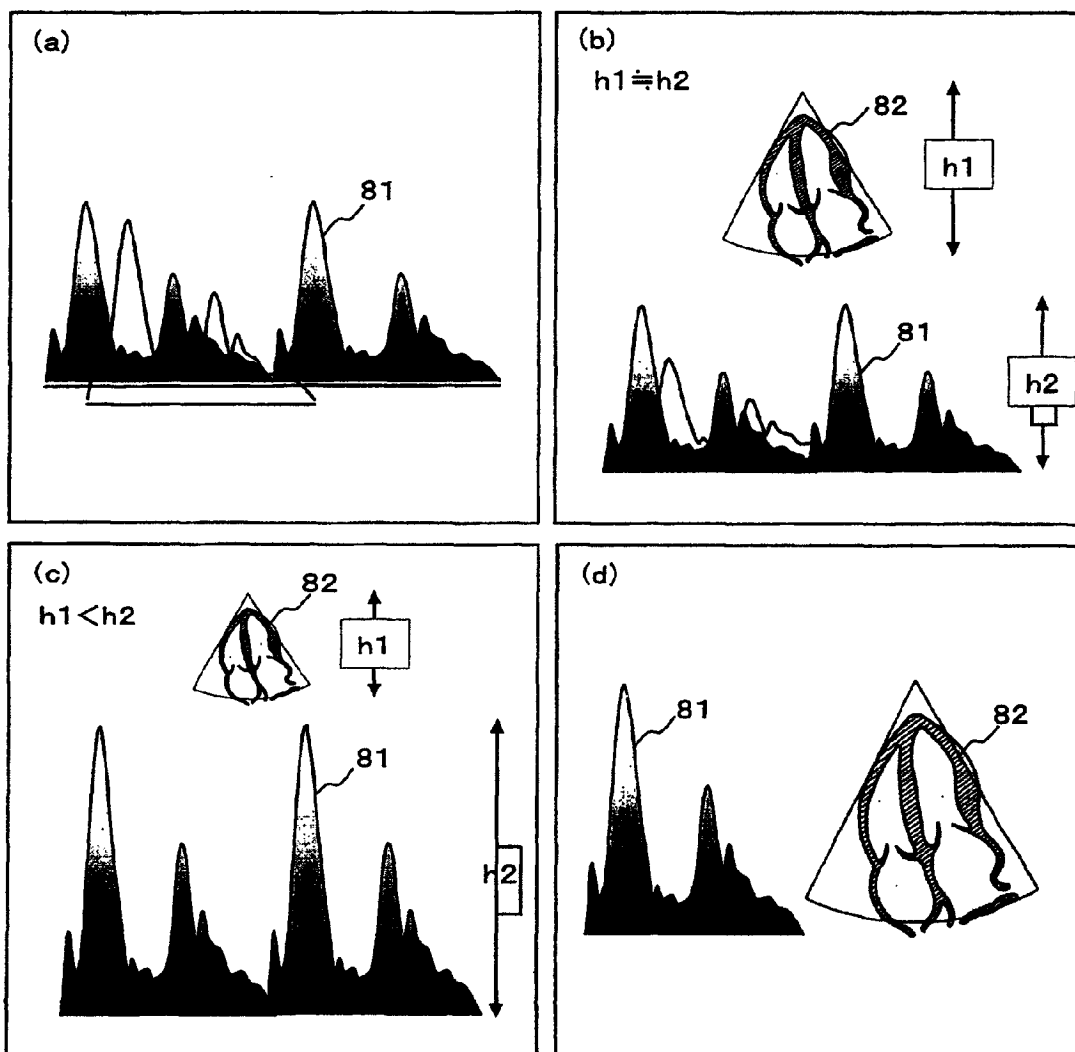


图6

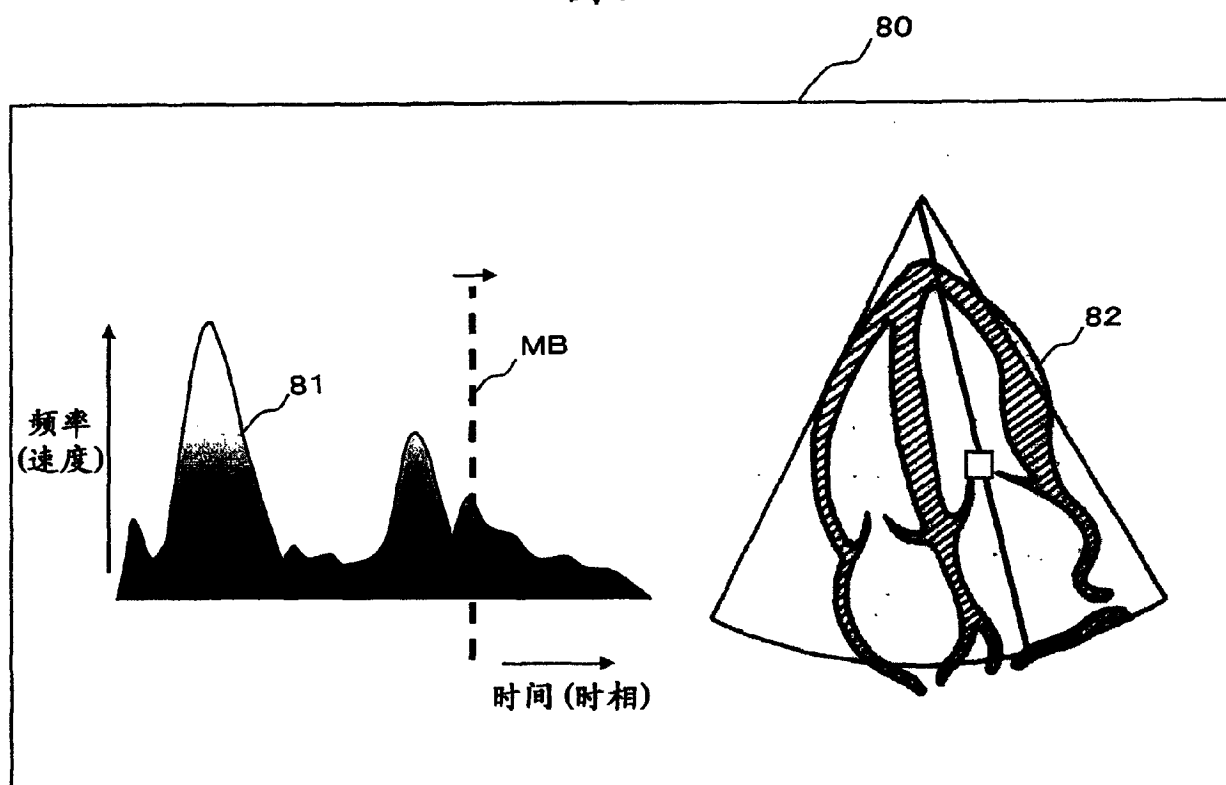


图7

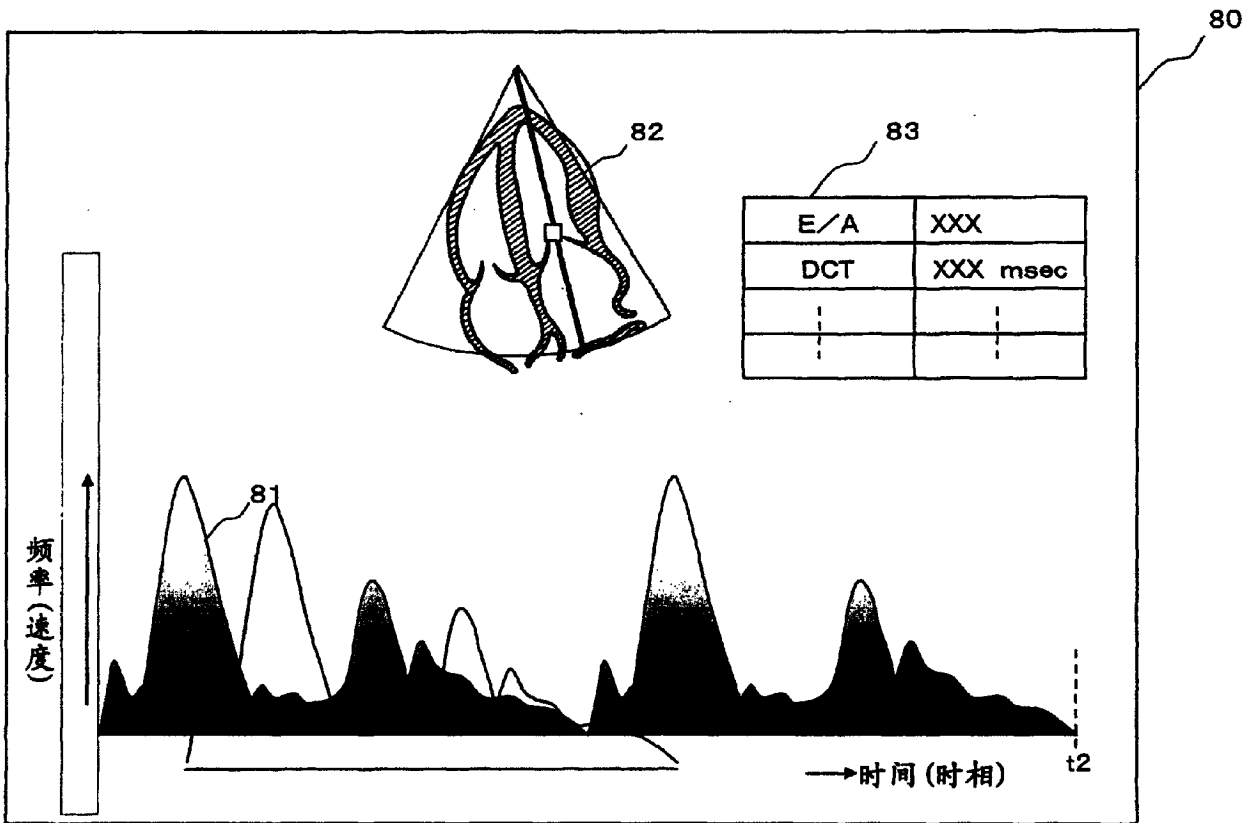


图 8

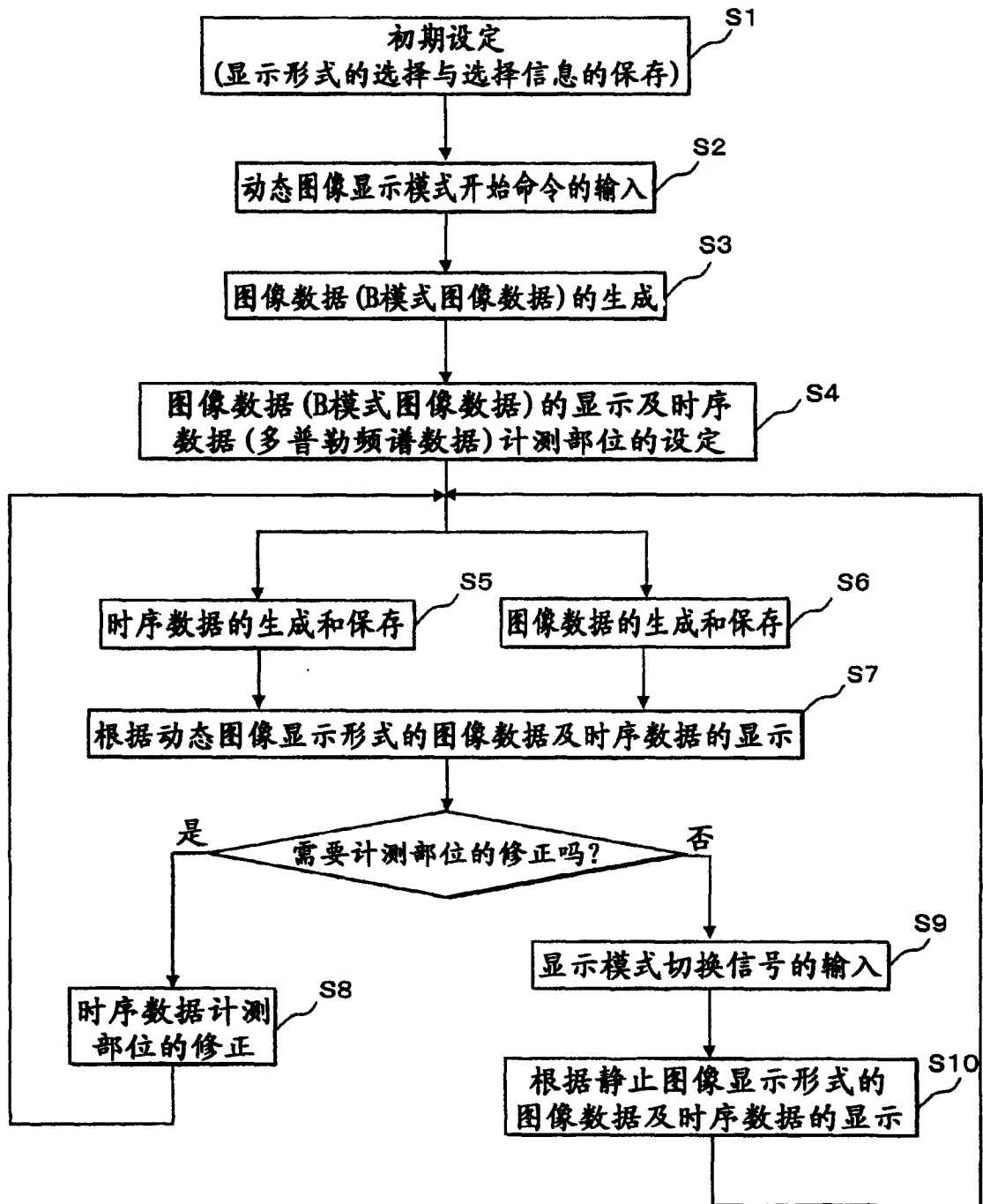
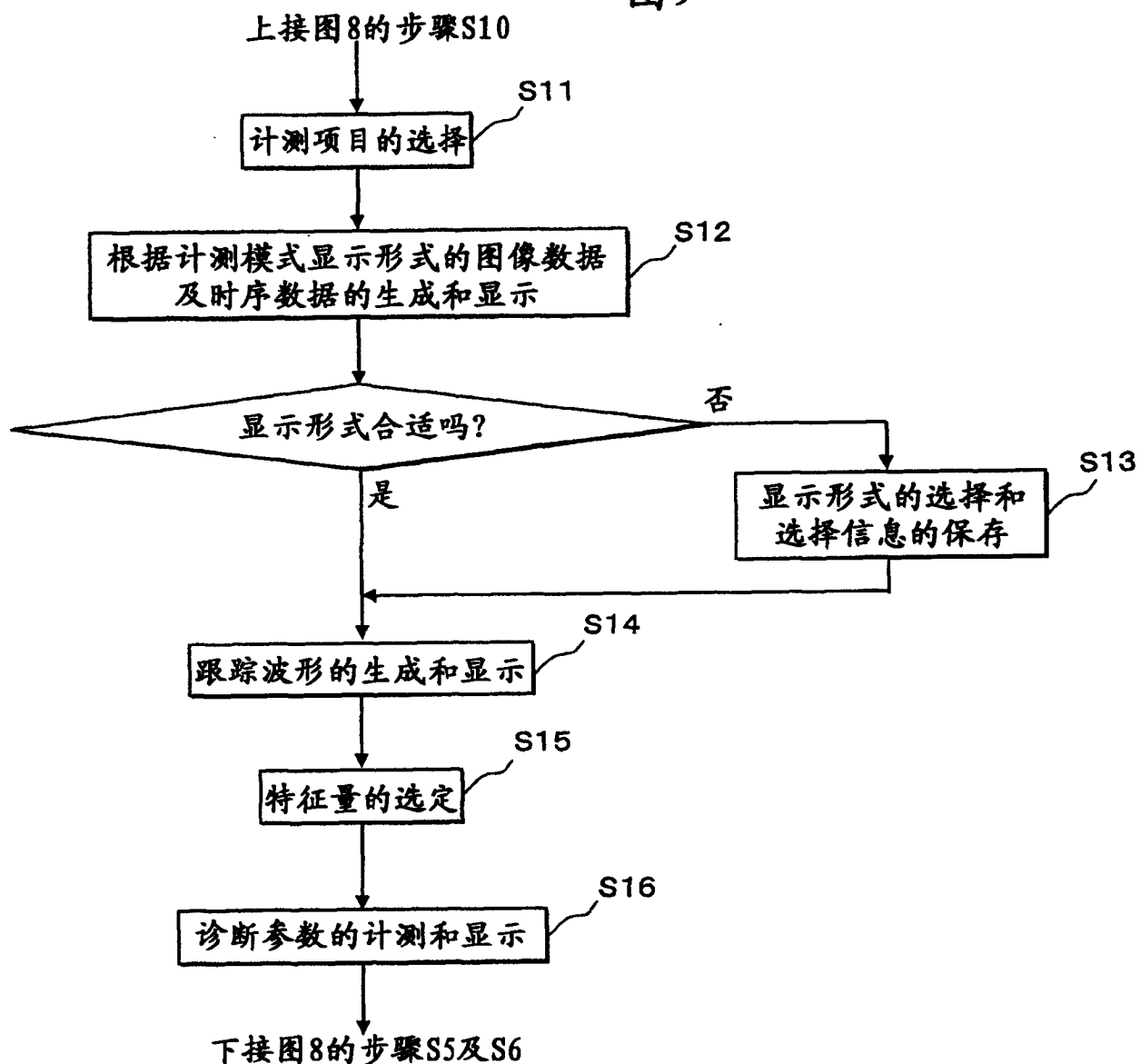


图9



专利名称(译)	超声波诊断装置及超声波计测方法		
公开(公告)号	CN1883397B	公开(公告)日	2010-11-03
申请号	CN200610094653.6	申请日	2006-06-20
[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	大塚纪昭		
发明人	大塚纪昭		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/8979 G01S7/52084 G01S7/52073 A61B8/06 G01S7/52074 A61B8/463 A61B8/465 A61B8/13		
审查员(译)	王玉秀		
优先权	2005179171 2005-06-20 JP 2006133819 2006-05-12 JP		
其他公开文献	CN1883397A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波诊断装置及超声计测方法。该超声波诊断装置的输入部事先选择动态图像显示模式及静止图像显示模式中的图像数据和时序数据的显示形式。然后，显示数据生成部根据动态图像显示模式的显示形式，合成对被检测体进行超声波发射接收而得到的图像数据和该图像数据所示的规定部位上收集的时序数据，并在显示部上实时地显示。接着，输入部输入显示模式的切换信号，显示数据生成部按照该切换信号，根据静止图像显示模式的显示形式，合成图像数据及时序数据，生成显示数据并静止显示在显示部上。接着，时序数据计测部使用这时显示的时序数据计测诊断参数。

