



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1820711 B

(45) 授权公告日 2010. 11. 03

(21) 申请号 200510121734. 6

US 20030216646 A1, 2003. 11. 20, 全文.

(22) 申请日 2005. 11. 25

审查员 胡金云

(30) 优先权数据

2004-342400 2004. 11. 26 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 小笠原洋一 川岸哲也 佐野昭洋

(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

JP 特开 2001-70304 A, 2001. 03. 21, 全文.

US 6674879 B1, 全文.

US 6508768 B1, 2003. 01. 21, 全文.

US 6458081 B1, 2002. 10. 01, 全文.

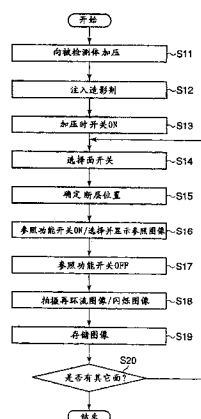
权利要求书 2 页 说明书 13 页 附图 11 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

本发明的超声波诊断装置及其控制方法在对被检测体的加压时的检查中, 当利用预定的摄像模式对多个断层(多个面)进行图像采集的情况下, 基于管理信息, 读出在对该被检测体的加压前的检查中通过同一摄像模式所采集到的同一面的图像, 并作为参照图像与当前图像同时进行显示。操作者通过比较所显示的参照图像和当前图像, 能够将加压时的检查中的断层位置与加压前的检查中的位置时对应起来。



1. 一种超声波诊断装置,包括:

图像采集单元,其用于在按照时序执行的对被检测体的加压前的检查以及加压时的检查中,分别通过 2 个摄像模式来采集多个超声波断层图像,该 2 个摄像模式包括:第 1 摄像模式,其执行第 1 超声波发送,用来破坏造影剂,使得灌注状况图像化;第 2 摄像模式,其执行第 2 超声波发送,用于在实质上不破坏造影剂的情况下将造影剂流入的过程图像化;

存储单元,在每次检查以及每个摄像模式中存储上述多个超声波断层图像;

图像生成单元,在上述加压时的检查中用预定的摄像模式采集当前图像的情况下,基于所存储的上述多个超声波断层图像,作为参照图像生成上述加压前的检查中用同一摄像模式所采集的图像;

显示单元,同时显示上述参照图像和上述当前图像。

2. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:上述图像生成单元在上述各个摄像模式中采集多种超声波断层图像的情况下,作为上述参照图像来生成与上述当前图像属于同一种类的超声波断层图像。

3. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

进一步包括:管理信息生成单元,用于生成使利用同一摄像模式所得到的同一种类的超声波断层图像关联起来的管理信息,

上述存储单元存储上述管理信息,

上述图像生成单元基于上述管理信息生成上述参照图像。

4. 如权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

进一步包括:图像再生单元,其基于上述管理信息,对同一摄像模式的同一种类的多个超声波断层图像同时进行再生。

5. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述图像采集单元至少在第 1 摄像模式中,通过对 3 维区域进行超声波扫描,而作为体数据采集上述超声波断层图像,

上述图像生成单元基于通过上述加压前的检查中的第 1 摄像模式所采集到的体数据,生成与预定断层对应的上述参照图像,并且基于通过上述加压时的检查中的第 1 摄像模式采集到的体数据,生成与上述预定断层对应的上述当前图像。

6. 一种超声波诊断装置,其特征在于包括:

图像采集单元,在按照时序执行的多个检查中,分别根据多个摄像模式来采集多个超声波断层图像;

存储单元,在每个检查以及每个摄像模式中存储上述多个超声波断层图像;

图像生成单元,在正在执行的检查中利用预定的摄像模式采集当前图像的情况下,基于上述存储的多个超声波断层图像,作为参照图像生成在过去执行的检查中用同一摄像模式所采集到的图像;

显示单元,用于同时显示上述参照图像和上述当前图像。

7. 如权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于:上述图像生成单元在上述各个摄像模式中采集多种超声波断层图像的情况下,作为上述参照图像生成与上述当前图像属于同一种类的超声波断层图像。

8. 如权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于:上述多个摄像模式中的至少一

个是二维图像摄像模式、三维图像摄像模式、运动图像摄像模式、静止图像摄像模式、彩色模式、多普勒模式、B 模式、M 模式中的任一种。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明主要涉及具有图像显示功能的超声波诊断装置及其控制方法,当将造影超声波检查和加压检查组合起来的复杂检查作为对象时,可协助进行超声波图像的诊断。

[0002] 背景技术

[0003] 超声波诊断装置是显示生物体内信息的图像的装置,与 X 射线诊断装置和 X 射线计算机断层摄像装置等其它的图像诊断装置相比,能够作为成本低、无辐射、非侵害性实时观测的有效装置来加以利用。由于这些特性,超声波诊断装置的适用范围非常广泛,可以在从心脏等循环器官到肝脏、肾脏等腹部、毛细血管、妇产科、脑血管等的诊断中都得到利用。

[0004] 在利用了该超声波诊断装置的图像诊断中,具有被称作对比回波法 (contrast echo) 的摄像方法。这是一种通过向被检测体投放超声波造影剂,使其流入摄像对象来增强超声波反射波的信号,而获取更高对比度的诊断图像的方法。另外,近年来,研究出了可以从静脉投放的超声波造影剂,与过去的利用导管进行的 CO₂ 动脉注射相比非侵害性更高,而且处理更加简单,所以对比回波法正在日益普及。而且,在各个制造商处,提高造影剂检测灵敏度的技术开发和新的影像方法的开发也在不断取得进展。

[0005] 可是,一般来说,作为诊断冠状动脉的狭窄程度和心肌双向能力 (bi-ability) 等的一种方法,使用超声波造影剂对加压 (stress) (心负荷) 前、加压时的同一断层中灌注亮度进行比较评价检查。为了通过该检查获取有效的诊断信息,利用造影剂对心肌实施充分的灌注 (perfusion),从对比的观点来看在加压前后 (或者,在加压时) 得到同一断层,是很重要的。尤其是在进行定量评价的时候,必须得到同一断层。

[0006] 对于涉及上述灌注的问题,尝试采用这样的方案来谋求解决,即将超声波的发送声压和聚焦条件、收发过滤条件、发送间隔、发送方法等收发条件的最佳设定值预先存储在超声波诊断装置中,根据需要读出所述设定值并自动执行设定的功能,或对造影剂的浓度和投放速度等造影剂方面进行调整等。

[0007] 另一方面,对于后者的断层位置一致来说,除了利用造影剂进行的检查复杂之外,还必须根据造影剂投放量的制约,在限定的时间内结束检查。因此,在实际的诊断现场中,医生和技术人员采用了以下的方法:记忆加压前的断层位置,基于此确定加压后的断层,并实施扫描的方法;或者将加压前的某个瞬间的图像打印出来,在观察该图像的同时进行对应的方法。

[0008] 然而,基于人为的图像记忆来确定加压时的断层缺乏客观性,且造成人为的负担很大。另外,当基于打印出来的图像来确定加压后的断层时,除了必须进行打印作业之外,还需要将视线在显示监视器画面和打印出来的图像之间交替移动,对操作者的负担也很大。

[0009] 而且,在使用过去的超声波诊断装置对心肌的超声波造影检查中,通常是使用将 2 个模式并列显示的 2 画面显示,该 2 个模式是:按照不破坏造影剂的方式 (或者,以观察造影剂流入的过程为目的,不排除摄像断层中的造影剂) 连续进行低声压超声波发送的摄像

模式（下面，称为“监测模式”）；按照破坏造影剂的方式（或者，在利用造影剂对摄像断层的灌注状况进行图像化的同时，从该摄像断层内排除造影剂）间断进高声压超声波发送的摄像模式（下面，称为“闪烁模式”）。然而，在使用超声波造影剂进行的加压检查中，在断层匹配和评价时所使用的模式因摄像面而不同。因此，在过去的超声波诊断装置中存在这样的问题，即在第 1 模式 1 画面显示的简单加压检查中所使用的图像采集。显示功能无法原样地通用。

发明内容

[0010] 本发明是鉴于上述情况而提出的，其目的在于提供一种超声波诊断装置及其控制方法，例如：在使用了超声波造影剂的加压（stress）前和加压时的同一断层中利用灌注亮度进行的比较评价检查中，能够在加压前后对大致同一断层客观且简便地进行选择。

[0011] 本发明为了实现上述目的，采用了如下的方法。

[0012] 根据本发明的一个方面，是一种超声波诊断装置，包括：图像采集单元，其在按照时序执行的向被检测体加压前的检查以及加压时的检查中分别通过 2 种模式来采集多个超声波断层图像，该 2 个模式包括第 1 摄像模式，其执行第 1 超声波信号发送，用来破坏造影剂，使得灌注状况图像化，第 2 摄像模式，其执行第 2 超声波信号发送，用于在实质上不破坏造影剂的情况下，将造影剂流入的过程图像化；存储单元，在每次检查以及每个摄像模式中存储上述多个超声波断层图像；图像生成单元，在上述加压时的检查中用预定的摄像模式采集当前图像的情况下，基于所存储的上述多个超声波断层图像，作为参照图像生成在上述加压前的检查中用同一摄像模式所采集的图像；显示单元，同时显示上述参照图像和上述当前图像。

[0013] 根据本发明的另一个方面，是一种超声波诊断装置，包括：图像采集单元，在按照时序执行的多个检查中，分别根据多个摄像模式来采集多个超声波断层图像；存储单元，在每个检查以及每个摄像模式中存储上述多个超声波断层图像；图像生成单元，在正在执行的检查中利用预定的摄像模式采集当前图像时，基于上述存储的多个超声波断层图像，作为参照图像生成在过去执行的检查中用同一摄像模式所采集到的图像；显示单元，同时显示上述参照图像和上述当前图像。

[0014] 根据本发明的又一个方面，是一种超声波诊断装置的控制方法，包括如下步骤：其在超声波图像诊断装置中，在按照时序执行的向被检测体加压前的检查以及加压时的检查中分别通过 2 种模式来采集多个超声波断层图像，该 2 个模式包括第 1 摄像模式，其执行第 1 超声波发送，用来破坏造影剂，将灌注状况图像化，第 2 摄像模式，其执行第 2 超声波发送，用于在实质上不破坏造影剂的情况下，将造影剂流入的过程图像化；在每次检查以及每个摄像模式中存储上述多个超声波断层图像；在上述加压时的检查中用预定的摄像模式采集当前图像的情况下，基于所存储的上述多个超声波断层图像，作为参照图像生成在上述加压前的检查中用同一摄像模式所采集的图像；同时显示上述参照图像和上述当前图像。

[0015] 根据本发明的又一个方面，是一种超声波诊断装置的控制方法，包括如下步骤：其在超声波图像诊断装置中，在按照时序执行的多个检查中，分别根据多个摄像模式来采集多个超声波断层图像在每个检查以及每个摄像模式中存储上述多个超声波断层图像；在正在执行的检查中利用预定的摄像模式采集当前图像时，基于上述存储的多个超声波断层图

像,作为参照图像生成在过去执行的检查中用同一摄像模式所采集到的图像;同时显示上述参照图像和上述当前图像。

[0016] 根据本发明的又一个方面,是一种超声波诊断装置的控制方法,包括如下步骤,在超声波诊断装置中,在第 1 检查中依照第 1 摄像模式采集第 1 图像并依照与第 1 摄像模式不同的第 2 摄像模式采集第 2 图像;在第个摄像模式中存储上述第 1 图像和上述第 2 图像;在上述第 1 检查之后执行的第 2 检查,当利用上述第 1 摄像模式脸集第 3 图像的时候,同时显示上述第 1 图像与上述 3 图像;当在上述第 2 检查中利用上述第 2 摄像模式模式采集第 4 图像的时候,同时显示上述第 3 图像与上述第 4 图像;在上述第 2 检查结束了的时候,同时显示上述第 2 图像和上述第 4 图像。

附图说明

[0017] 图 1 表示本实施例的超声波诊断装置 1 的方块构成图。

[0018] 图 2(a) ~ 图 2(d) 用于说明图像保存功能、图像参照功能、图像比较功能,表示对比回波法中监视器 14 的显示形态的一个例子。

[0019] 图 3 是表示在对比回波法中加压前所执行的各个处理的流程的流程图。

[0020] 图 4 是表示在对比回波法中加压时所执行的各个处理的流程的流程图。

[0021] 图 5 表示通过图像参照功能在监视器 14 上所显示的参照图像(左)和当前图像(右)。

[0022] 图 6 是表示根据图像比较功能执行的各个处理的流程的流程图。

[0023] 图 7 表示通过图像比较功能在监视器 14 上合成显示的加压前闪烁模式的静止图像(左)和加压时闪烁模式的静止图像(右)。

[0024] 图 8 表示工作流程的编辑画面的一个例子。

[0025] 图 9 表示定义与缺血性心脏病有关的加压检查的工作流程 W 的一个例子。

[0026] 图 10 是表示通过本超声波诊断装置 1 的图像比较功能执行的各个处理的流程的流程图。

[0027] 图 11 表示通过图像比较功能在监视器 14 上所显示的加压前后的断层图像的一个例子。

[0028] 图 12 表示通过图像比较功能在监视器 14 上所显示的加压前后的断层图像的另一个例子。

具体实施方式

[0029] 下面,根据附图对本发明的第 1 实施例第 3 实施例进行说明。而且,在下面的说明中,用同一附图标记表示具有大致相同的功能以及结构的构成要素,并且仅仅在必要时进行重复说明。

[0030] (第 1 实施例)

[0031] 图 1 显示了本实施例的超声波诊断装置 1 的方块结图。如该图所示,本超声波诊断装置 1 包括超声波探头 12、装置主体 11、用于将来自与装置主体 11 连接的操作者的各种指示・命令・信息读入到装置主体 11 中去的外部输入装置 13、作为用于显示由装置主体 11 所生成的图像的外部显示装置的监视器 14。在输入装置 13 中,设有用于对关心区域(ROI)

进行设定等的跟踪球 13a 和开关 13b 等。

[0032] 超声波探头 12 具有压电陶瓷等的用来作为声音 / 电可逆转换元件的压电振荡元件。多个压电振荡元件并列装配在探头 12 的前端。

[0033] 装置主体 11 将控制处理器 (CPU) 25 作为整个系统的控制中枢,用总线与其它的单元和内部存储装置 26、存储部 30 等连接。而且,存储部 30 由存储器 27、软件存储部 28、其它接口 29 等构成。

[0034] 超声波收发单元 21 利用控制处理器 25 读出存储在内部存储装置 26 中的信号收发条件,根据信号收发条件产生脉冲。在超声波收发单元 21 中,向各速率脉冲 (rate pulse) 赋与超声波汇聚成束状并且确定发送指向性所需要的延迟时间,在接收到速率脉冲的定时下向探头 12 施加每个信道的电压脉冲。如此向被检测体发送超声波束。

[0035] 另外在循环系统中,为了执行利用特定心时间相位的图像采集,而将心电同步单元 15 与装置主体 11 连接,通过心电同步单元输入患者的心电信号。对该心电信号,从操作面板 29 输入与显示和图像采集定时有关的信息。在控制处理器 25 中,基于心电信号和上述信息进行收发单元 21 的图像采集定时的控制。另将心电信号存储在存储器 27 中,在图像生成电路 24 中,与其它图像信息和文字信息等附加信息一起合成。

[0036] 另外,根据从用户的输入装置 13 或者其它接口 29 所输入的模式选择、ROI 设定、发送开始・结束,读出存储在内部存储装置 26 中的信号收发条件和装置控制程序,根据它们,利用控制处理器 25 控制收发单元 21。

[0037] 另一方面,用于生成图像的向被检测体内照射的超声波束,在被检测体内的声音阻抗不连续面上发生反射,用探头 12 接收该反射波。从探头 12 在每个信道上输出的回波信号,被读入到收发单元 21。回波信号在收发单元 21 内在每个信道中被放大,并被施加确定信号接收指向性所需要的延迟时间,并执行加法运算。通过该加法运算增强了来自与接收指向性所对应的方向的反射成分。通过该发送指向性和接收指向性来确定超声波信号收发综合指向性。该指向性一般被称为“扫描线”。

[0038] 将从收发单元 21 输入的回波信号发送到 B 模式处理单元 22 和多普勒处理单元 23。B 模式处理单元 22 虽然未图示,但是包括对数转换器、包络线检波电路、模拟数字转换器 (A/D)。对数转换器对回波信号进行对数转换。包络线检波电路对来自对数转换器的输出信号包络线进行检波。该检波信号经由模拟数字转换器被数字化,作为检波数据输出。另外,多普勒处理单元 23 在多点上利用频率分析求取分析结果,或利用过滤器提取血流成分求出平均速度、分布、能量等血流信息。

[0039] 图像生成电路 24 利用从 B 模式处理单元 22 输入的检波数据执行帧相关处理、坐标转换等,生成 B 模式图像。另外,图像生成电路 24 利用从多普勒处理单元 23 输入的血流信息,生成平均速度图像、分布图像、能量图像以及他们的组合图像。将生成的图像信息等输送到监视器 14 中,按照预定的形态来显示。

[0040] 另外,图像生成电路 24 例如在与缺血性心脏病有关的加压检查 (下面,简单称为“加压检查”) 中,基于后述的管理信等,将利用与现在执行的摄像模式相同的模式所获取的同一种类的超声波断层图像与当前图像同时 (例如:并列的方式) 显示。特别地,图像生成电路 24 在控制处理器 25 的控制下,在压力检查中加压时的监测模式、或者闪烁模式的图像采集时,作为参照图像读出与各个模式对应的加压前的图像 (运动图像或者静止图像),并

生成将其与现在所摄像的图像同时显示的并列图像。

[0041] 控制处理器 25 基于通过这些各种开关和跟踪球 13a 所输入的信息,存储在存储器 27 或者外部存储装置 29 中,另外利用所存储的数据执行从软件存储部 28 中读出的程序。

[0042] 内部存储装置 26 存储该装置的控制程序、诊断协议和收发条件等各种数据组、所采集的图像数据等。特别地,内部存储装置 26 在后述的压力检查中,将加压前或者加压时的每个摄像模式中所采集的各个图像与管理信息一起进行存储。这里,管理信息包括各个图像的保存目标的路径名、文件名或者目录名、摄像模式、摄像面(face)等附加信息、以及与通过同一摄像模式所采集的图像相关联的信息。

[0043] 另外,内部存储装置 26 还存储以下的控制程序:例如特开 2001-137237 号公报所记载的、依照用于实现构成连续检查步骤的各个处理的各种小程序(动作)、以及由各种动作构成的检查步骤(工作流程)来控制装置的控制程序。

[0044] 图像存储器 27 暂时存储图像生成电路 24 所处理的数据。

[0045] 软件存储部 28 存储有进行超声波诊断(例如:图像采集、图像处理、图像显示等)所需要的各种程序。另外,软件存储部 28 存储有:用于实现图像保存功能的图像保存功能程序、用于实现图像参照功能的参照功能程序、用于实现图像比较功能的比较功能程序等。在预定的定时下读出这些程序,并在未图示的存储器中展开,通过上述方式,在控制处理器 25 的控制下,能够实现各功能。还可以将这些参照功能程序等存储在内部存储装置 26 中。另外,在后面叙述各个功能的详细描述。

[0046] 监视器 14 基于来自图像生成电路 24 的视频信号,作为图像来显示生物体内的形态学信息和血流信息。对于在该监视器 14 上显示的这些图像等,使用图像生成电路 24 内的图像捕捉电路或者存储在图像存储器 27 中的对应的图像数据,例如保存在内部存储装置 26 中。

[0047] 而且,在输入装置 13 的开关 13b 中设置有如下各种开关,用于对保存图像并将保存的图像作为参考用而显示的定时、参照用图像的显示、比较图像的显示等进行控制。

[0048] 面开关 SW1-1 ~ SW1-k:k 个开关分别对应多个摄像面。这里摄像面是指:在连续的摄像序列中,对预定的摄像断层进行摄像的面。例如:在连续的摄像序列中,对心尖部四腔图像(apical four-chamber view)、心尖部二腔图像(apical two-chamber view)、胸骨左边缘短轴图像(parasternal short-axis view)的三个断层进行摄像的时候,在该摄像序列中,存在三个摄像面。另外,在本实施例中,是以在连续的摄像序列中对心尖部四腔图像、心尖部二腔图像、胸骨左边缘短轴图像的三个断层进行摄像为例的。各个面开关与其它摄像面排斥地操作,如果按下同样的开关,则进行 ON/OFF 的切换。

[0049] 采集开关 SW2:是用于图像采集的开关,通过按下该开关来执行图像采集。对于采集开关 SW2 操作时的采集时间,是对在事先利用预设功能设定的时间量的运动图像或者静止图像进行采集,或者同时采集其两者,但是该设定也可以进行任意的变更。通过按下该采集开关 SW2,生成与采集图像有关的管理信息,与该采集图像一起自动存储在内部存储装置 26 中。

[0050] 图像参照功能开关 SW3:是用于执行后述的图像参照功能的 ON/OFF 指示的开关。

[0051] 图像比较功能开关 SW4:是用于执行后述的图像比较功能的 ON/OFF 指示开关。

[0052] 参照/比较图像选择开关 SW5:是在执行图像参照功能或者图像比较功能时,用

于选择参照图像或者比较图像的摄像模式的开关。也就是说,在图像参照功能开关 SW3 处于 ON 状态的时候,如果通过本参照 / 比较图像选择开关 SW5 选择了监测模式 (或者闪烁模式),则将在加压前通过监测模式 (或者闪烁模式) 所摄像下来的作为参照图像的运动图像显示在监视器 14 上。另外,在图像比较功能开关 SW4 处于 ON 状态,如果通过本参照 / 比较图像选择开关 SW5 选择了监测模式 (或者闪烁模式),则将在加压前和加压下用监测模式 (或者闪烁模式) 所摄像下来的两个运动图像作为比较图像显示在监视器 14 上。而且,参照 / 比较图像选择开关 SW5 还可以构成为,每当按下时,则在监测模式和闪烁模式之间切换图像模式。

[0053] 当前图像选择开关 SW6 :是用于选择将正在摄像中的图像 (当前图像) 作为运动图像还是作为静止图像进行采集的开关。当前图像选择开关 SW6 可以构成为,每当按下时,则切换对运动图像和静止图像的指定。而且,图像模式开关 SW5 和图像选择开关 SW6 可以通过拨动 (toggle) 来工作。

[0054] 状态开关 SW7 :是用于指定处于向被检测体施加压力的状态 (加压下) 的开关。在本实施例中,在状态开关 SW7 处于 ON 状态时,处于加压下的情况,在处于 OFF 状态时,是非加压的情况。

[0055] 而且,在按下图像参照功能开关 SW3 和图像比较功能开关 SW4 的时候,最初所指定的参照 / 比较图像选择开关 SW5、当前图像选择开关 SW6 的摄像模式和运动图像或者静止图像的分配,被指定为事先利用预设功能所设定的内容。

[0056] (医学背景)

[0057] 对本超声波诊断装置 1 的利用所涉及的医学背景进行说明。

[0058] 通常,缺血性心脏病的超声波检查方法使用观察心脏壁运动 (心内膜的运动) 和壁压变化 (心内膜和心外膜的距离的增加程度) 的方法,但是近年来,已经实现了以下这样的心肌对比回波法 (下面,简称为“对比回波法”):利用静脉内的超声波造影剂,通过获得该造影剂的信号,来让缺血现象本身可视化,也就是血流是否流入心肌内、如果流入则以怎样的速度流入。特别是,对于劳作性心绞痛来说,在心脏没有什么负荷的状态下不会出现心悸、憋气、头晕等症状,但是在运动等高负荷之下,也就是在加压时,则呈现出上述诸症状,为了对其进行诊断,可通过利用踏旋器 (treadmill) 等的运动负荷和利用血管扩张剂等药物负荷等,来实施加压下的检查。本超声波诊断装置 1 就是提供一种用于对加压时的对比回波法进行支持的技术。

[0059] 在进行该对比回波法的时候,通过心电同步,例如从 1 个心拍到 8 个心拍的间隔停止信号发送,让作为造影剂的微型泡沫累积在心肌处后,在心收缩末期和扩张末期等的同样心时间相位下进行高声压信号发送,破坏血流内的微型泡沫,从而使其影像化,通过基于灌注的亮度信息进行比较评价来进行诊断。在累积该用于影像化的泡沫直到进行高声压信号发送的期间 (间歇间隔) 中,医生和技术人员等需要保持断层。在现有的几种超声波诊断装置中,都提供了用于以具有不破坏微型泡沫的程度的低声压进行信号发送并通过对其影像化来保持断层的模式 (监测模式)。

[0060] 而且通常为了确认灌注而以 2 个画面来显示,例如在监视器画面的左半边上显示用闪烁模式得到的图像 (闪烁图像),在右半边上显示用监测模式得到的图像 (监测图像),同时进行检查。

[0061] 通常,对于具有冠状动脉狭窄当血性心脏病患者来说,如果通过运动等对心脏造成负担由此使得心肌内的血流量增大,则由于缺血部位的血液向正常部位流去(稳态(still)现象),向缺血部分心肌内的血液流入减少,而无法实现足够的运动功能。在对比回波法中利用该稳态现象,在加压前和加压时采集灌注模式的图像,对同一断层处的加压前和加压时的灌注亮度进行比较。通过该比较,与加压前相比灌注亮度降低的部位是缺血部位,如果相反,若灌注亮度提高了,则可以诊断是正常的。

[0062] 该对比回波法中重要的一点是,在加压前和加压时,对同一个断层,或者同一个冠状动脉所支配的范围内的断层进行比较。因此,要求能够显示加压前、加压时的断层吻合、以及用于最后比较的图像的功能。

[0063] (图像保存功能/图像参照功能/图像比较功能)

[0064] 接着,对本超声波诊断装置1所具有的在对比回波法中所利用的图像保存功能、图像参照功能、图像比较功能进行说明。

[0065] 图像保存功能是指,响应于预定的操作(例如:采集开关SW2的操作)而保存正在拍摄的图像,与此同时生成并保存与当该保存图像有关的管理信息。另外,图像参照功能是指,在加压时的监测模式/闪烁模式拍摄中,为了确保和加压前的断层位置是同一断层,而基于管理信息读出与现在的拍摄模式所对应的加压前的图像,将其作为参照图像以运动图像或者静止图像的方式进行显示。而且,图像比较功能就是,为了进行图像比较,将加压前的任意图像和加压时的任意图像并排显示。

[0066] 图2(a)~图2(d)用于说明图像保存功能、图像参照功能、图像比较功能,表示了对比回波法中监视器14的显示形态的各个例子。

[0067] 在加压前,如图2(a)所示,对与心拍同步地在预定定时下分别采集到的闪烁模式的图像(A)和监测模式的图像(A)并排进行显示(FEIDUAL显示)。而且针对图像的符号(A)表示加压前。例如,如果在该状态下操作采集开关SW2,则在保存监测模式的图像(A)的同时,还生成与该监测模式的图像(A)有关的管理信息,并自动进保存。

[0068] 接着,在加压时的拍摄中,如图2(b)所示,基于管理信息,读出在加压前所采集的监测模式的图像(A)作为用于断层位置吻合的参照图像,并与正在拍摄中的监测模式的图像(B)一同进行显示。操作者通过在参照监测模式的图像(A)的同时来确认监测模式的图像(B),而能够让图像(B)的断层位置与图像(A)吻合。另外,针对图像的符号(B)表示是在加压前。

[0069] 如果确定了在加压时的拍摄中的断层位置,则如图2(c)所示,将与心拍同步地在预定定时下分别采集到的闪烁模式的图像(B)和监测模式的图像(B)并排进行显示(FEIDUAL显示)。例如:如果在该状态下操作采集开关SW2,则生成监测模式的图像(B)以及与该图像相关的管理信息,并自动保存。

[0070] 另外,如图2(d)所示,通过利用图像比较功能,基于管理信息,将加压前的图像和加压时的图像进行并排显示,使得在加压前和加压时之间容易进行比较。

[0071] 而且,在图2(d)的例子中,表示了将加压前的闪烁模式的图像(A)和加压时的闪烁模式的图像(B)并排进行显示的例子。操作者通过比较利用同一拍摄模式所获取的闪烁模式的图像(A)和图像(B),能够观察到在加压前后向心肌内的血流灌注的样子。

[0072] (动作)

[0073] 接着,对本超声波诊断装置 1 的对比回波法中的摄像动作进行说明。在本实施例中,为了让说明更加具体,将在对比回波法中依次对心尖部四腔图像、心尖部二腔图像、胸骨左边缘短轴图像的三种断层进行摄像的情况为例进行说明。

[0074] 图 3 是表示对比回波法中加压前所执行的各个处理的流程的流程图。如该图所示,首先进行患者信息、各种摄像条件等的输入(步骤 S1)。

[0075] 接着,从左前臂部持续投放造影剂,或者在投放大药丸(bolus)之后再进行持续投放(步骤 S2)。此时监视器 14 的显示形态为:将用闪烁模式获取的静止图像显示在画面左侧,并且将用监测模式获取的运动图像显示在画面右侧(FEI DUAL)地进行显示。而且,2 个模式的画面显示位置也可以是左右反过来的。操作者在观察图像的同时,确定断层的位置(在当前情况下,是心尖部四腔断层的位置)(步骤 S3)。

[0076] 接着,在 2 个模式的画面显示状态下,操作者设置进行闪烁扫描的定时以及进行闪烁扫描的时间间隔、摄像面(步骤 S4)。

[0077] 也就是说,操作者基于通过心电单元 15 所得到的来自患者的心电信号,利用预定的设定画面设定定时,使得与作为断对象的心时间相位,例如与收缩末期同步地执行闪烁扫描。另外,操作者对在步骤 S3 中所确定的心尖部四腔断层进行扫描,通过按下面开关 SW1-1,将对该断层的摄像指定为摄像面 1。这里,如果把将闪烁扫描的间隔设置为 n 心拍执行 1 次的扫描执行定时称为“1:n”的话,那么在按下面开关 SW1-1 之后,利用预定的输入画面,可以将心电同步的间歇间隔变换到 1:1、1:2、1:3、1:4 那样的状态,在能够充分确认灌注的时刻,设定所期望的闪烁扫描的执行间隔。这里,例如对于面 1 来说,可以选择为 1:1。

[0078] 在闪烁扫描间隔设定之后,执行扫描间隔为 1:1 的闪烁模式的摄像以及监测模式的摄像(步骤 S5)。操作者在监视器 14 上确认了必要的图像的时刻,按下采集开关 2,保存运动图像以及静止图像(步骤 S6)。此时,还生成与所保存的图像有关的管理信息,并进行保存。

[0079] 而且,根据面开关的指定,各个图像被作为在每个面处都不同的图像数据管理,并且被保存。另外,在各个面中,采集开关被按几次都行。在同一面中多次按下的时候,按其顺序按照时序保存在存储器 27 中,或者以具有可区分的文件名或处于不同目录下的方式保存在外部存储装置 29 中。

[0080] 通过以上步骤,结束加压前的关于心尖部四腔断层的扫描,判断是否存在下一个摄像断层(步骤 S7)。在本实施例中,由于要对尖部二腔断层进行摄像,所以作为摄像面 2,再一次执行步骤 S3~S6 的处理。另外,对于胸骨左边缘短轴断层也是同样的,作为摄像面 3 再一次执行步骤 S3-S6 的处理。

[0081] 接着,对于对比回波法的加压时所执行的各个处理,参考图 4 进行说明。首先,如该图所示,对被检测体加压(步骤 S11)。作为加压的方法,可以采用让被检测体进行实际运动,或者通过注入特定的药品来给心脏增加负担(加压)等方法。

[0082] 接着,与步骤 S2 的情况类似,从左前臂持续投放造影剂,或者在大药丸投放之后进行持续投放(步骤 S12)。而且,此时监视器 14 的显示形态是 FEI DUAL 显示。

[0083] 接着,为了指定现在的摄像是加压时的摄像,按下状态开关 7,使得该开关 7 处于 ON 状态(步骤 S13)。之后,将状态开关 7 处于 ON 状态下所采集到的图像作为加压时的图像来处理。

[0084] 接着,操作者在观察所显示的图像的同时,选择用于指定摄像面的面开关(步骤 S14)。这里,面开关 SW1-1 是被选择的开关。

[0085] 然后,为了让加压前的断层位置和此后摄像的图像的断层位置相互吻合,而显示所利用的参照图像,所以按下图像参照功能开关 SW3(步骤 S15)。如此,从软件存储部 28 调用参照功能用程序,并接受控制处理器 25 的控制,基于管理信息读出在加压前所保存的摄像面 1 下的监测模式的运动图像(也就是,心尖部四腔图像的运动图像),并将其用图像生成电路 24 合成在画面左半边上,用监视器 14 来显示。操作者通过确认显示在画面左半边上控制时的监测模式运动图像,同时与显示在画面右半边上实时监测模式图像进行配合,来确定加压时的摄像断层位置(步骤 S16)。

[0086] 而且,本实施例中,在按下图像参照功能开关 SW3 的时候,通过预设定而设定为:参照/比较图像选择开关 SW5 指定监测模式,当前图像选择开关 SW6 指定运动图像。

[0087] 图 5 是表示用图像参照功能显示监视器 14 上的参照图像(左)和当前图像(右)的图。而且本图 5 与图 2(b) 所示的显示形态对应。

[0088] 如图 5 所示,在参照图像的下面显示了在加压前的摄像中在同一面下采集了多个图像的时候,用于从这些图像中选择参照图像的开关、用于指示相对整体采集图像的现在显示图像的依次显示、选择运动图像时的再生、暂停、停止的控制开关、为了使得参照图像被显示的窗口结束而设的开关等。操作者可以利用跟踪球 13a 等输入装置 13 将光标移动到所期望的开关等上,通过跟踪球所接近的确定开关来进行各种操作。

[0089] 然后,如果确定了断层位置,则按下图像参照功能开关 SW3 让参照图像显示结束(步骤 S17),在能够描绘出稳定的图像的时间点,通过按下采集开关 SW2,对加压时的摄像面 1 中的监测模式及闪烁模式的运动图像或者静止图像进行摄像(步骤 S18)。将获取的图像按照每个面以及模式进行管理,并保存在内部存储装置 26、外部存储装置 29 等中(步骤 S19)。

[0090] 而且,即使是在加压时的摄像中,也能够与加压前一样地,按照需要的次数自由地按下采集开关 SW2、图像参照功能开关 SW3。另外,通过反复按下采集开关 SW2,按照与按下顺序对应的文件名或者目录名记录被保存的每个模式的多个运动图像以及静止图像。

[0091] 接着,确定是否执行关于其它摄像面(例如:关于心尖部二腔断层的摄像面 2)的加压时的摄像,在执行的情况下,反复进行步骤 S14 ~ S19 的各个处理。另一方面,在不执行的时候,结束对比回波法加压时的处理。

[0092] 而且,对于在杜丁胺(dobutamine)等的药品负担下,通过控制投放量来让加压程度阶段性上升的情况,如上所述的方法也是有效的。该情况下,在各个阶段中具有实施上述各个处理的结构即可。

[0093] (图像比较中的动作)

[0094] 接着,对根据本超声波诊断装置 1 的图像比较功能的动作进行说明。下面,将在加压前后对采用上述对比回波法的摄像方法所获取的心尖部四腔图像、心尖部二腔图像、胸骨左边缘短轴图像的各个图像进行比较的情况为例进行说明。

[0095] 图 6 是表示通过图像比较功能执行的各个处理的流程的流程图。如该图所示,首先,如果按下图像比较功能开关 SW4,则响应于该操作,从软件存储部 28 中调出比较功能用的程序,在控制处理器 25 的控制下,启动该图像比较功能(步骤 S21)。之后,为了选择作为

图像比较对象的所期望的摄像面 m (m 是 k 或以下的自然数), 按下面开关 $SW-1m$ (步骤 S22)。此时, 在从加压时的数据采集延续的状态下按下图像比较功能开关 $SW4$ 的情况下, 与现在被激活的面开关对应的摄像面自动成为图像比较的对象。

[0096] 如果选择了作为图像比较对象的摄像面, 则读出与基于管理信息所选择的摄像面对应的图像, 例如, 在图像生成电路 24 中生成使加压前的闪烁模式的静止图像位于画面左半边, 使加压时的闪烁模式的静止图像位于画面右半边那样的合成图像, 并将其显示在监视器 14 上 (步骤 S23)。

[0097] 而且, 在本实施例中, 当按下图像比较功能开关 $SW4$ 的时候, 进行初始设置使得显示加压前以及加压时的闪烁模式的静止图像。然而, 本发明并不限于此, 例如, 还可以通过使用参照 / 比较图像选择开关 $SW5$ 、当前图像选择开关 $SW6$ 来设定, 进行不同摄像模式之间的图像比较、运动图像和静止图像之间的图像比较等。

[0098] 图 7 是表示用图像比较功能合成显示在监视器 14 上的加压前的闪烁模式的静止图像 (左), 以及加压时的闪烁模式的静止图像 (右) 的图。而且本图 5 是与图 2(d) 所示的显示形态对应的图。医生等通过对这些加压前和加压时的同一断层中由心肌造影剂导致的灌注亮度进行比较, 能够更加高效率且有效地实施缺血性心脏病的诊断。

[0099] 另外, 在该图像比较画面的状态下, 能够进行关于各个图像的检测处理 (步骤 S24)。也就是说, 如果通过外部输入开关 13b 按下用于启动检测功能的开关, 则从软件存储部 28 中调出检测功能程序, 并通过在未图示的存储器上展开, 来启动检测功能。操作者对于所显示的各个画面, 分别用跟踪球 13a 等外部输入 13 来设定 ROI (Region Of Interest: 关心区域)。控制处理器 25 利用启动的检测功能, 在控制处理器 25 中运算作为各个 ROI 内的统计代表值的平均值和最频繁出现的值、最大值、标准偏差、分布等, 并将运算结果在图像生成电路 24 中合成, 显示监视器 14 上。

[0100] 接着, 确定是否执行关于其它的摄像面的图像比较, 在执行的情况下, 反复执行步骤 S21 ~ S24 的各个处理另一方面, 在不执行的情况下, 结束图像比较处理。

[0101] 根据如上所述的结构, 能够得到如下效果。

[0102] 根据本超声波诊断装置, 在加压时的检查中利用预定摄像模式采集图像的情况下, 基于管理信息, 读出在加压前的检查中用同一摄像模式所采集的图像并作为参照图像, 和当前图像同时进行显示。因此, 操作者在如关于缺血性心脏病的加压检查那样, 执行加压前后的检查以及多个摄像模式混合的复杂检查的时候, 也能够将用对应的摄像模式所采集到的图像作为合适的参照图像来进行利用。结果是, 在基于加压前、加压时的同一断层中的灌注亮度的比较评价而进行的检查中, 在加压前后, 能够客观且简便地选择出大致相同的断层。

[0103] 另外, 根据本超声波诊断装置, 在同一摄像模式中存在多个摄像面的情况 (也就是说, 存在多个摄像断层的情况) 下, 基于管理信息, 读出与同一个摄像面对应的图像, 并作为参照图像显示此, 即使在存在多个摄像面的情况下, 也能够选择合适的参照图像。

[0104] 另外, 根据本超声波诊断装置, 利用图像保存功能, 自动保存通过预定操作所保存的图像的管理信息。因此, 无需进行用于适当选择参照图像和比较图像的信息管理, 能够减轻操作者的工作负担。

[0105] 而且, 根据本超声波诊断装置, 利用图像比较功能, 仅选择摄像模式以及摄像面,

就能够自动地同时显示在加压前和加压时的期间通过同一摄像模式所采集的关于同一摄像面的图像。因此,能够通过较少的工作负担迅速且简便地提供容易观察的图像。

[0106] (第2实施例)

[0107] 接着,对本发明的第2实施例进行说明。本实施例将连续的检查步骤事先程序化,在对医生或者技术人员的检查步骤(工作流程)进行辅助的系统(下面称为“工作流程系统”)中,利用了作为检查步骤的各个构成要素的小程序(下面,称为“行为”:active)。而且,该工作流程系统例如在特开2001-137237号公报中具有详细的记述。

[0108] 在本工作流程系统中,作为行为,通过“图像保存行为”、“图像参照显示行为”、“图像比较显示行为”来实现已经叙述过的与图像有关的存储功能、图像参照功能以及图像比较功能。

[0109] 这里,“图像保存行为”是指用于将不同摄像模式的运动图像或者静止图或者两者保存在内存储装置26、外部存储装置29中的小序。而且,例如,当行为的内容是将多个摄像模式不分离地作为连续信息进行存储处理的时候,该行为还可以构成为在事后进行分离成每一个摄像模式的处理。另外,利用该图像保存行为,生成包含各图像的保存目标的路径名、文件名或者目录名、摄像模式等附加信息、以及与通过同一摄像模式所采集的图像相关的关联信息的管理信息,并将其保存在内部存储装置26、外部存储装置29中。

[0110] 另外,“图像参照/比较显示行为”是指基于管理信息对所择的图像模式和用同一模式所采集的同一摄像面的图像(运动图像或者静止图像)进行选择,并作为参考显示在监视器画面的左半边或者右半边上的小程序。在该图像参照/比较显示行为中,接受图像保存行为所输出的输出目标文件,并具有能够事先设定使用哪一个摄像模式以及是参照显示功能还是比较显示功能的预设定功能,能够在编辑连续的检查步骤之际进行设定。而且,在参照显示功能时使得与1个指定的图像保存行为关联(link),在比较显示功能时使得与本例情况下的2个图像保存行为关联。所关联的功能可以安装在检查步骤编辑程序中。

[0111] 包含各个行为的工作流程是利用用于编辑检查步骤的程序来生成的。图8是表示编辑画面的一个例子的图。各个行为被保存在软件存储部28中。操作者根据检查的流程,通过拖放(drag and drop)或者双击等操作来将与各个行为对应的部件(例如,图9中的“REST”、“STRESS”、“Comapre”)插入到预定的位置。通过这样的编辑操作,定义出只包含必要个数的必要行为的工作流程,通过启动该流程,能够按照任意的步骤执行检查。

[0112] 图9是表示定义关于缺血性心脏病的加压检查的工作流程W的一个例子的图。如该图所示,工作流程W以窗口的形式显示在监视器14的预定位置(在该图中为画面的左侧)上。根据该工作流程W所定义的检查流程,与在第1实施例中所记述的内容相同,以闪烁模式和监测模式这样不同的两个模式进行扫描,在将各个模式的图像以两个画面的形式显示在监视器画面的左右的状态下,在加压前和加压时持续投放造影剂。而且,在监测模式下观察加压前和加压时的心尖部四腔图像和心尖部二腔图像等多个断层的同时,在心电同步的相同心时间相位下,以高声压间歇信号发送的方式采集心筋内血流的灌注图像。

[0113] 根据如上所述的第2实施例,通过使用了操作辅助系统的操作,能够实现与第1实施例相同的摄像操作等。

[0114] 另外,利用工作流程系统,由于能够将加压前后的处理作为连续工作流程来定义,所以可以减轻操作者的负担,谋求作业的高效率化。

[0115] (第3实施例)

[0116] 接着,对本发明的第3实施例进行说明。本实施例是在关于缺血性心脏病的加压检查中所执行的对比回波法中,通过进行关于三维区域的超声波扫描(体扫描:Volume Scan),使得进一步提高图像比较中的诊断图的选择自由度。

[0117] 首先,对本实施例中的超声波诊断装置1的结构进行说明。在图1中,超声波探头12采用了以二维矩阵状排列压电振荡元件的二维超声波探头。收发单元21根据来自控制处理器25的控制信号,向超声波探头12的各个压电振荡元件供给用于体扫描的驱动信号。

[0118] 收发单元21、B模式处理单元22、多普勒处理单元23分别对通过体扫描所得到的各个回波信号,执行上面已述的处理。

[0119] 图像生成电路24利用从B模式处理单元22得到的检波数据,生成B模式图像的体数据(volume data)。另外,图像生成电路24利用从多普勒处理单元23接收到的血流信息,生成血流信息的体数据。而且,图像生成电路24还生成与各种体数据的任意断层有关的超声波图像、体渲染图像(volumerendering images)等。

[0120] 图像存储器27存储图像生成电路24中生成的各种数据、超声波图像等。

[0121] 接着,参考图3,图4,对本超声波诊断装置1的加压前以及加压后的扫描操作进行说明。本超声波诊断装置1在步骤S5的再环流图像/闪烁图像摄像处理中,执行体扫描。另外,本超声波诊断装置1在步骤S18中的再环流图像/闪烁图像摄像处理中执行体扫描。

[0122] 而且,即使在例如步骤S3、步骤S15等的断层位置确定处理中,也可以执行体扫描。在该情况下,作为位置吻合的图像,可以采用在体扫描区域内预先设定(或者手动设定)的断层图像、或者通过体扫描得到的三维图像。

[0123] 接着,对本超声波诊断装置1所具有的图像比较功能进行说明。图10是表示通过本超声波诊断装置1的图像比较功能执行的各处理的流程的流程图。如该图所示,首先,如果按下图像比较功能开关SW4,则响应于该操作,从软件存储部28中调出比较功能用程序,在控制处理器25的控制下,启动该图像比较功能(步骤S31)。之后,为了对加压前后的作为图像比较对象的期望摄像面进行比较而进行所使用的断层图像的设定(位置选择)(步骤S32)。这里,就是设定预定级别的短轴断层。

[0124] 如果选择了作为图像比较对象的摄像面,则基于管理信息读出与所选择的摄像面对应的加压前的体数据以及加压时的体数据。图像生成电路24利用读出的各个体数据,生成选择位置的加压前和加压时的各个断层图像(步骤S33)。对于所生成的各个断层图像,例如按照加压前的闪烁模式的图像在画面左半边,加压时的闪烁模式的图像在画面右半边的方式在图像生成电路24中生成,并显示在监视器14上(步骤S34)。另外,在该图像比较画面的状态下,根据需要,执行关于各个图像的检测处理(步骤S35)。

[0125] 图11是表示用图像比较功能显示在监视器14上的加压前后的断层图像的一个例的图。如该图所示,在本图像比较功能中,并不拘泥于在断层位置的确定中所使用的比较图像(参考图7),还显示在S2中所选择的断层图像(在当前情况下,是短轴断层图像)。

[0126] 而且,在步骤S32中,也可以选择位置不同的多个断层图像(例如,级别不同的三个短轴断层)。在该情况下,利用加压前后的体数据生成与各个级别对应的短轴断层图像,例如如图12所示的形态。

[0127] 根据上述结构,使用通过体扫描所得到的体数据,能够将任意断层图像选择作为

比较图像。因此,医生等观察者能够不拘泥于在确定断层位置之际所使用的图像位置,在关于缺血性心脏病的加压检查中,能够在诊断中使用期望的断层图像。另外,通过将位置同的多个断层图像选择作为比较图像,能够从各种断层来观察患病部。结果是,能够进一步提高图像比较中的诊断图像的选择自由度,能够对诊断质量的提高作出贡献。

[0128] 而且,本发明并不限于如上述实施例那样的技术方案,在实施阶段中还能够在不脱离本发明宗旨的范围内对其构成要素进行变形来实现。作为具体的变形例,例如可以是如下所示那样的例子。

[0129] (1) 本实施例的各种功能还可以是将执行该处理的程序安装在工作站等计算机中,通过将其展开到存储器上来实现。此时,能够在计算机中执行该方法的程序也可以存储在磁盘(软盘(注册商标)、硬盘等)、光盘(CD-ROM、DVD等)、半导体存储器等记录媒介中来进进发布。

[0130] (2) 在上述各个实施例中,以检查为加压前和加压时的两种情况,摄像模式为监测模式和闪烁模式两种,摄像面为心尖部四腔图像、心尖部二腔图像、胸骨左边缘短轴图像的与三种断层对应的三种为例进行了说明。然而,这些摄像模式数量等只是简单的示例,并非意在对其进行限定。例如,在检查数量为三种或以上的情况下,也可以构成为:在预定的两组组合之间,来实现上述各个功能,另外,也可以是同时可以在三种以上的检查之间进行参照和比较那样地,同时显示与各个检查对应的图像的形态。

[0131] (3) 在上述各个实施例中,构成为生成管理信息并与保存的图像数据分别进行存储。然而,本发明并不只限于此,通过作为图像的附加信息,更具体的说,将该管理信息记录在 DICOM 的专用标签中,也能够实现同样的功能。

[0132] (4) 另外,在第3实施例中所示的连续的检查步骤也可以用第2实施例中所示的 workflow 系统来实现。

[0133] 另外,通过将上述实施例中所揭示的多个构成要素进行适当的组合,能够形成各种发明。例如,可以从实施例所示的所有构成要素中删去几个构成要素。而且,还可以将不同的实施例中的构成要素进行适当的细合。

图1

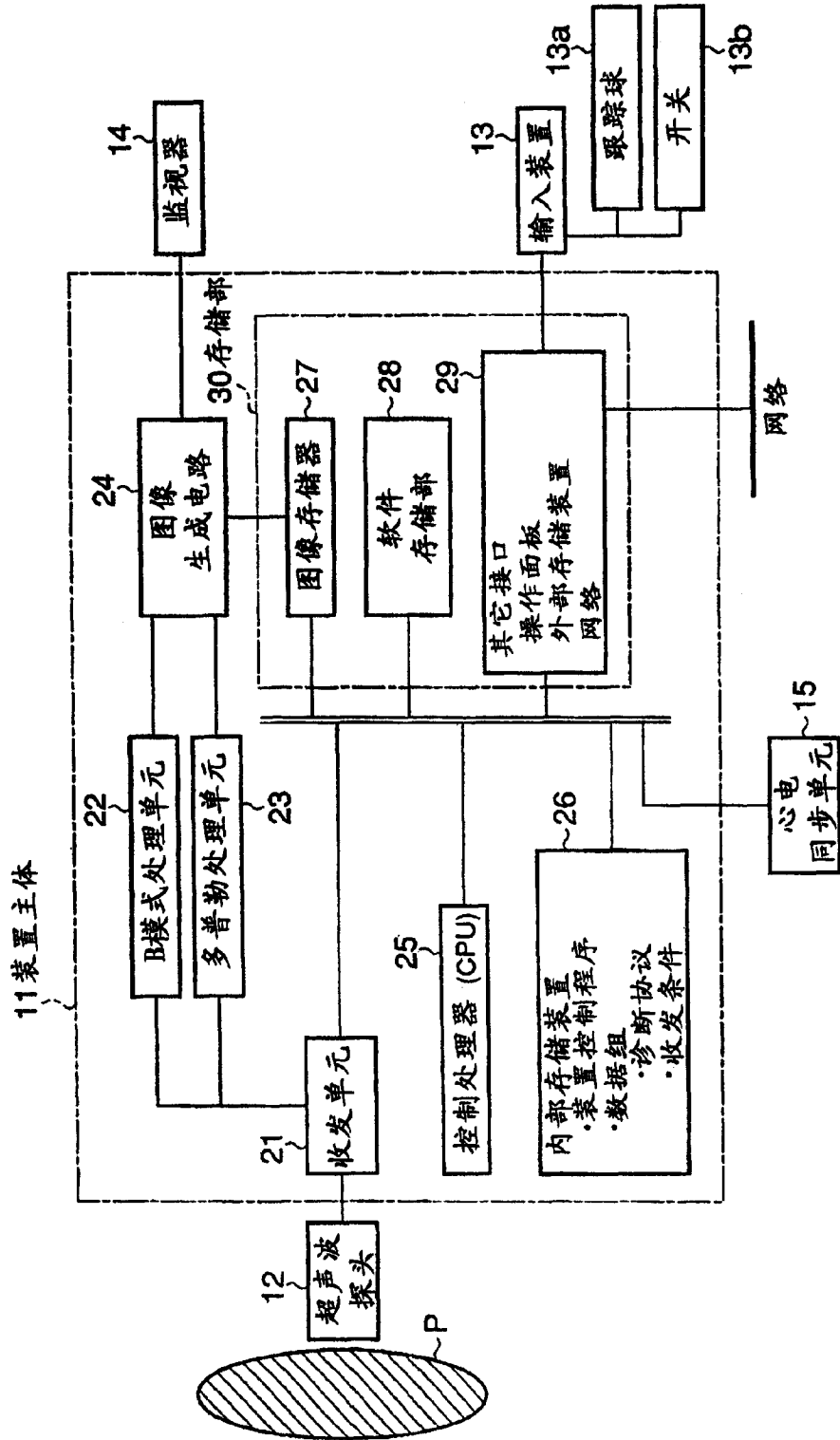


图2

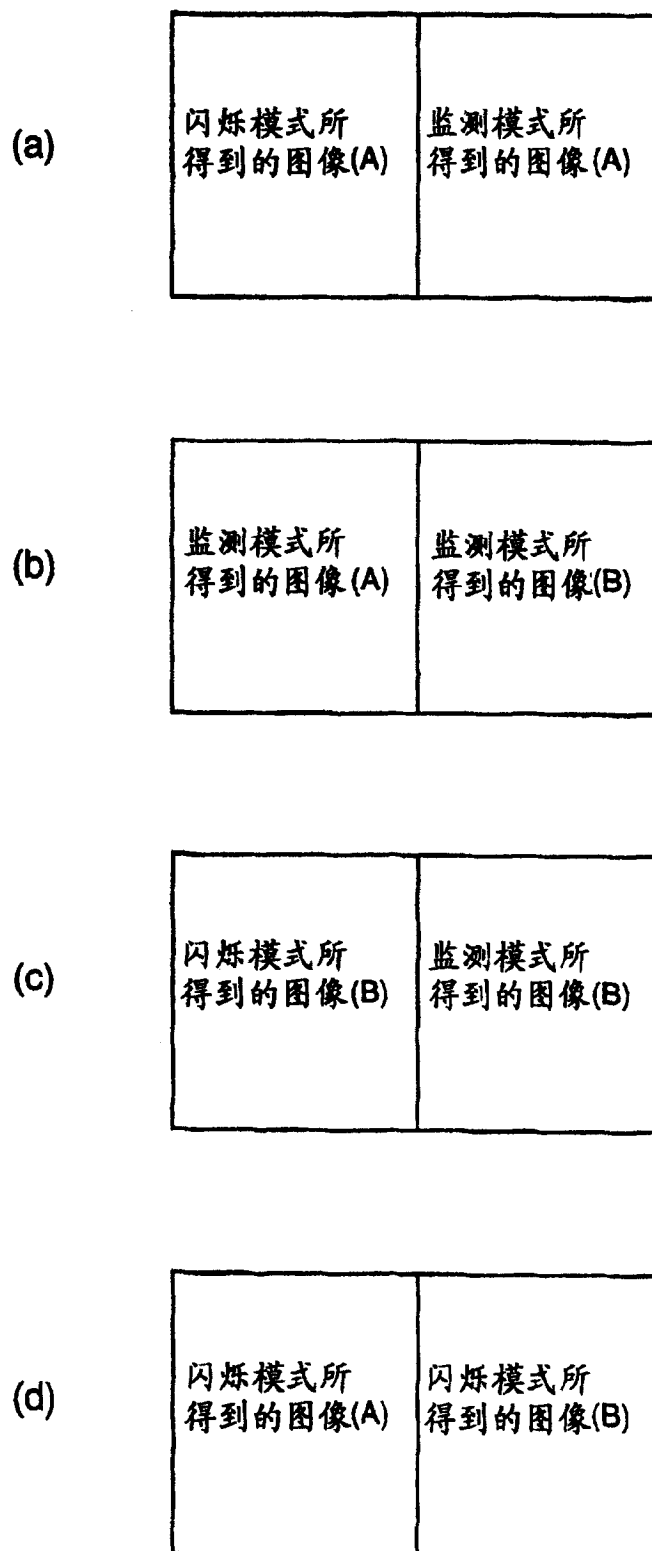


图 3

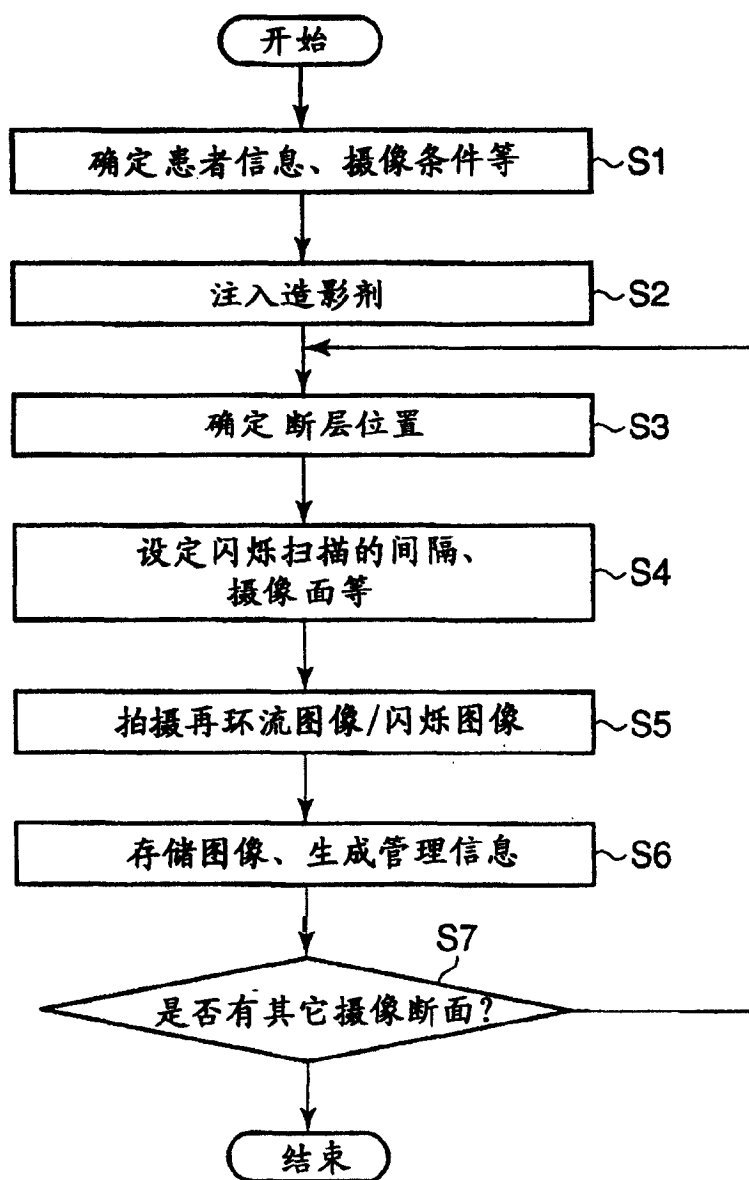


图4

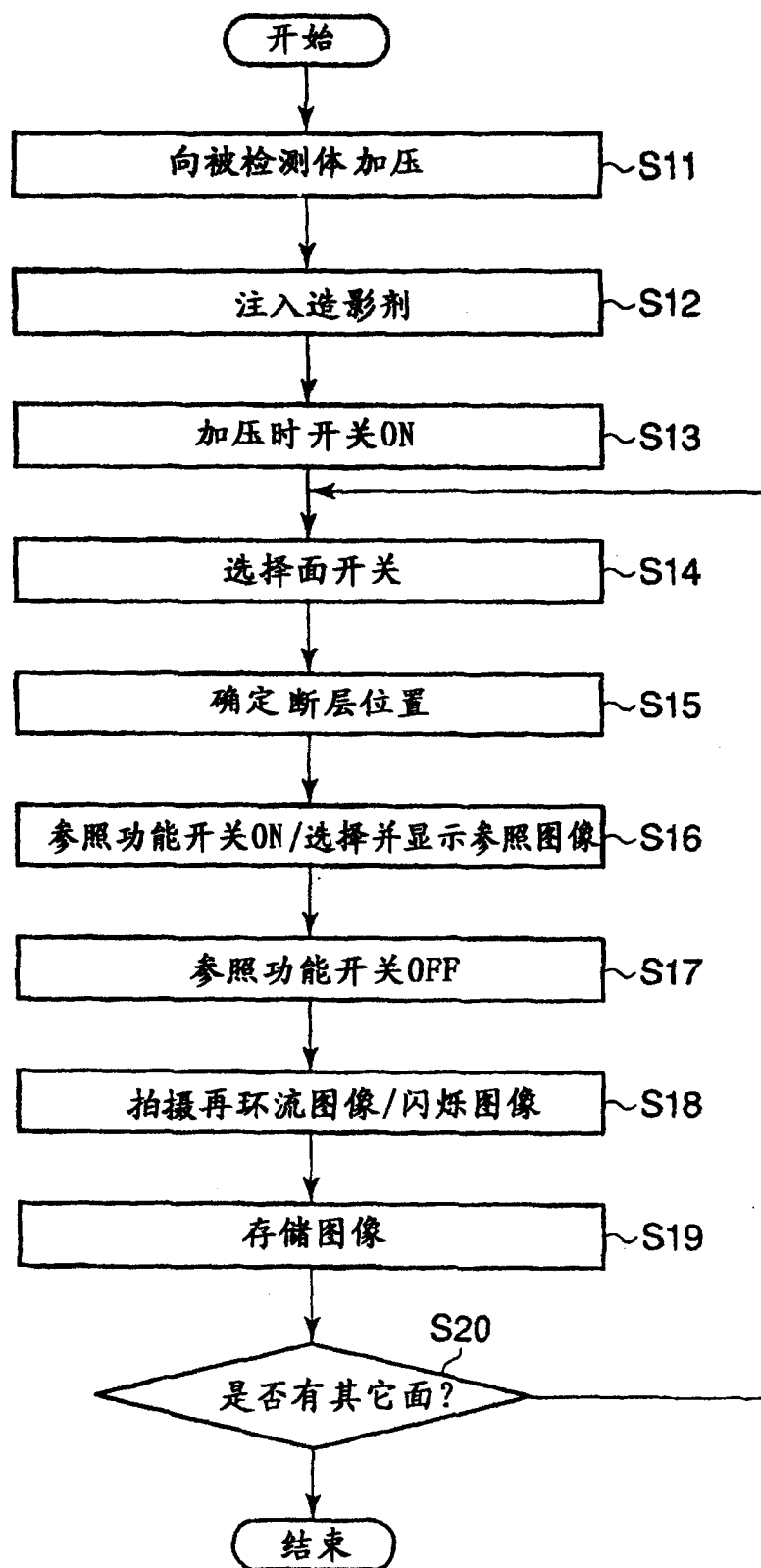


图5

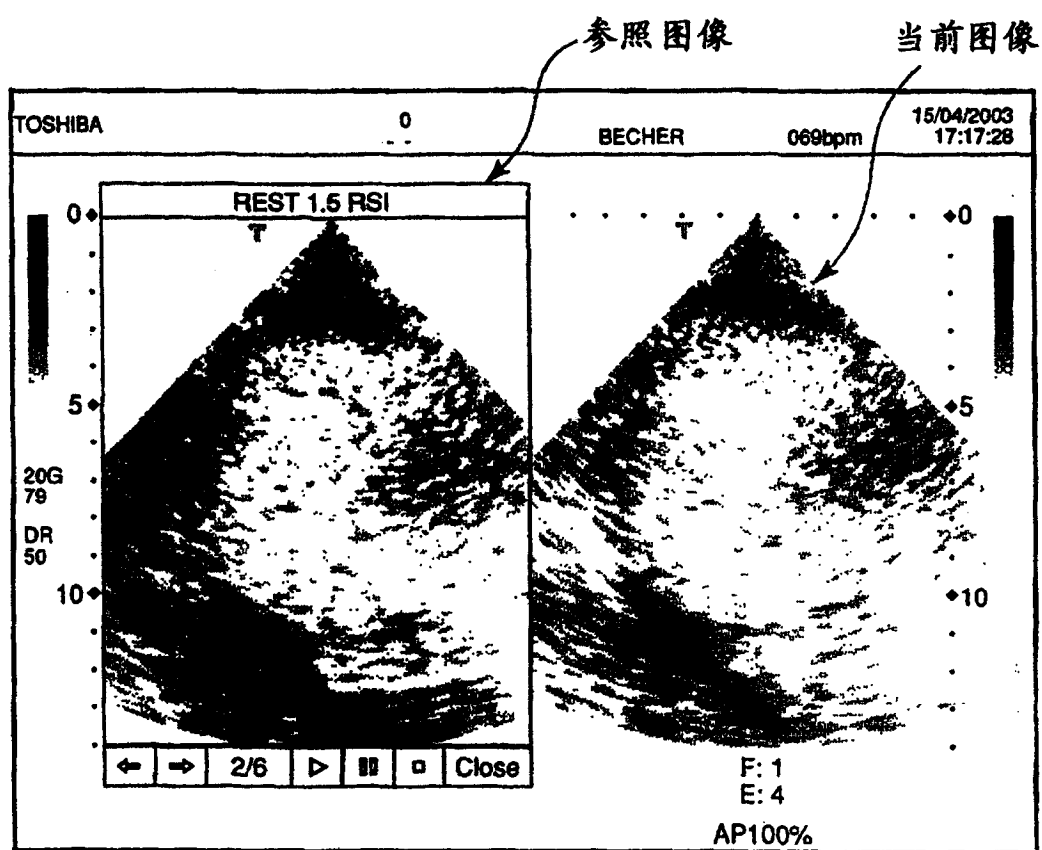


图6

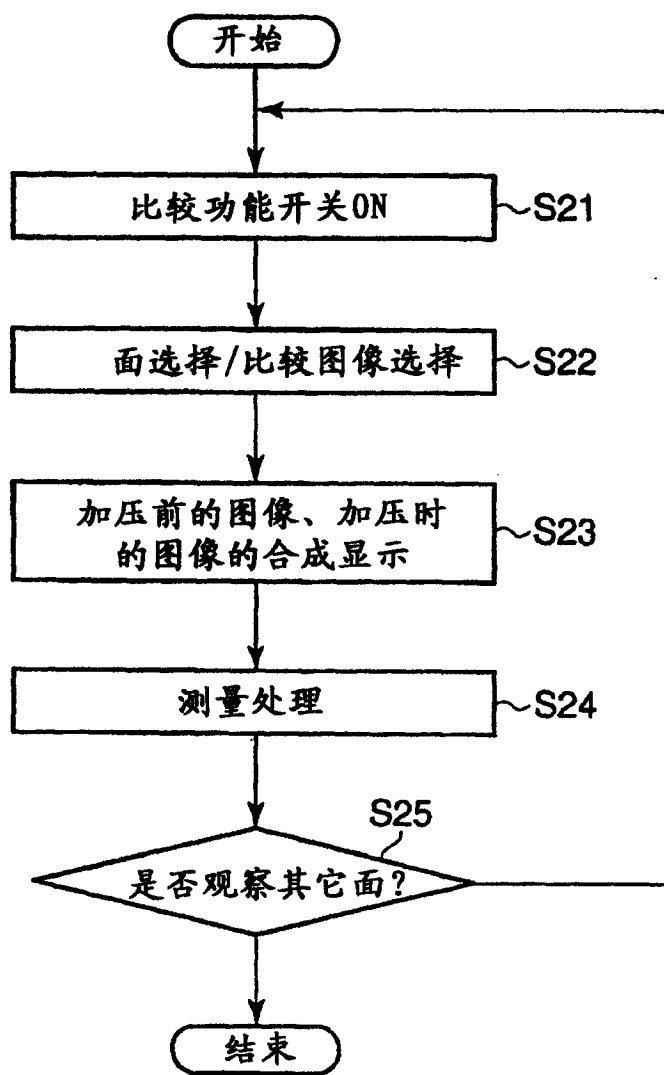


图7

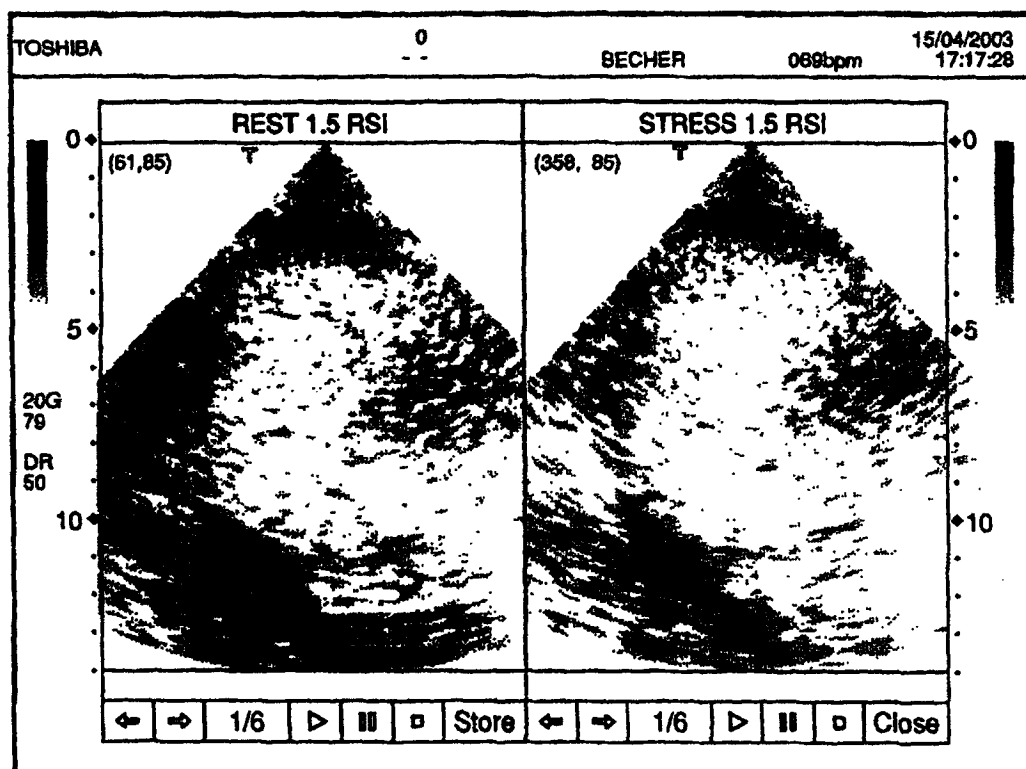


图 8

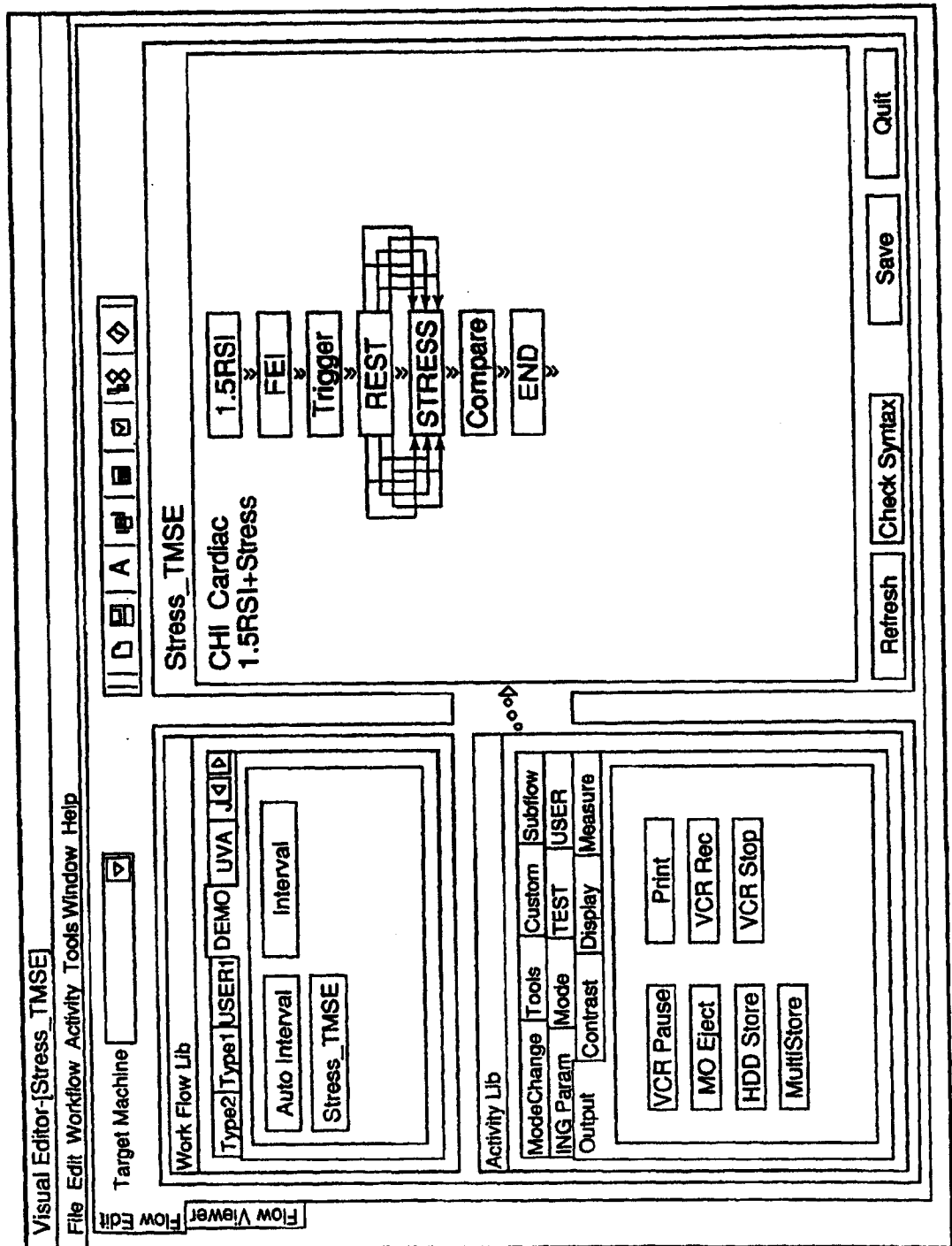


图 9

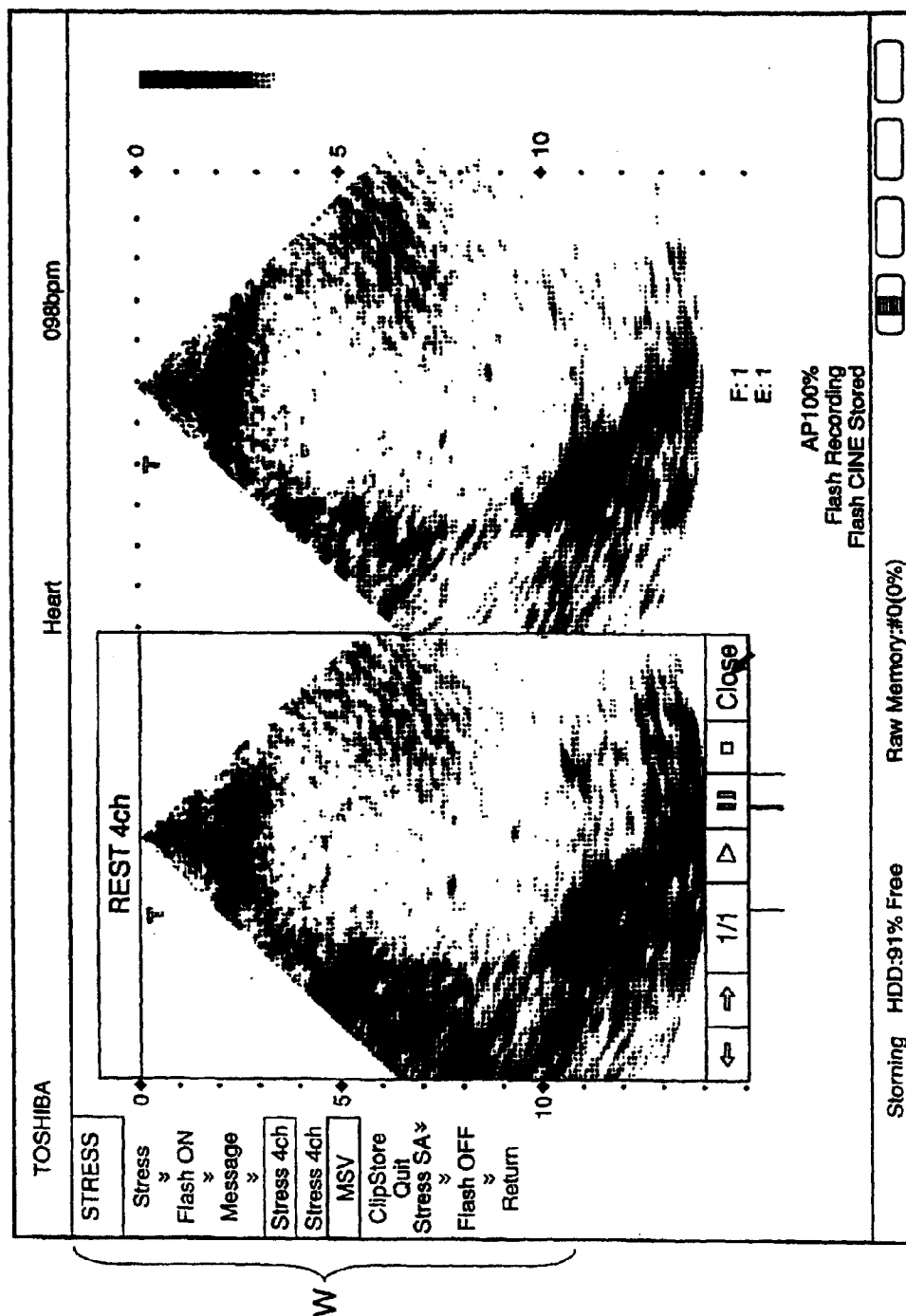


图10

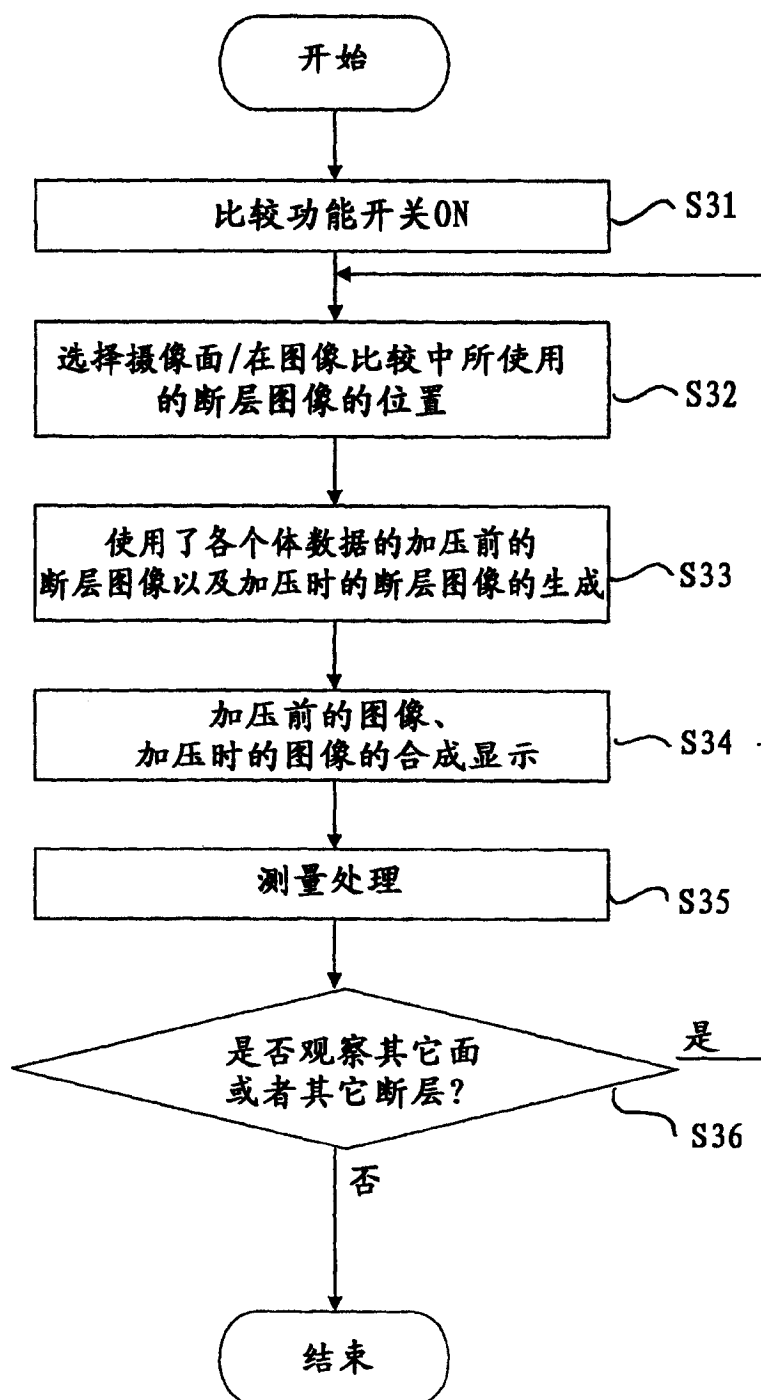


图11

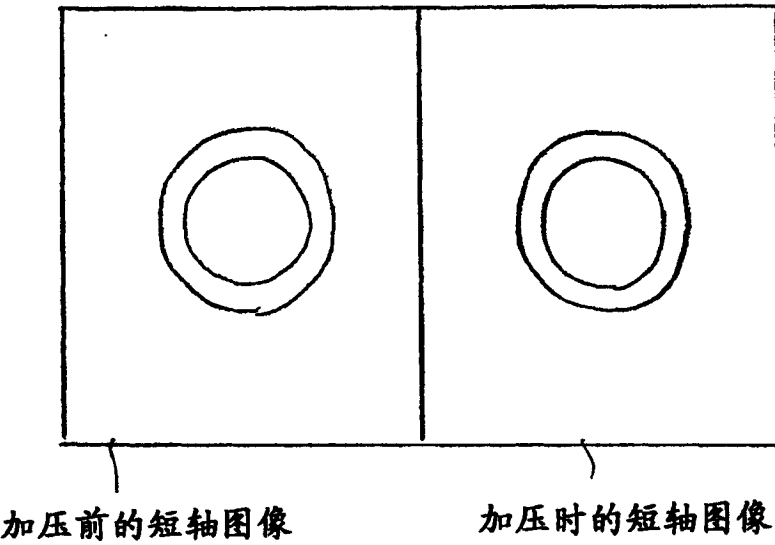
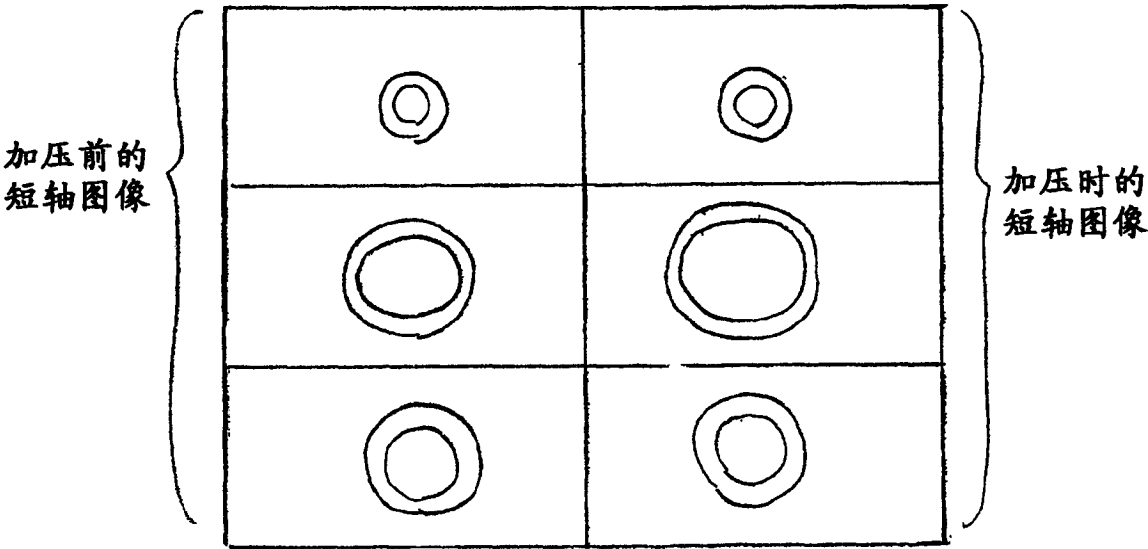


图12



专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN1820711B	公开(公告)日	2010-11-03
申请号	CN200510121734.6	申请日	2005-11-25
[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	小笠原洋一 川岸哲也 佐野昭洋		
发明人	小笠原洋一 川岸哲也 佐野昭洋		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/481 A61B8/463 A61B8/54		
优先权	2004342400 2004-11-26 JP		
其他公开文献	CN1820711A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的超声波诊断装置及其控制方法在对被检测体的加压时的检查中，当利用预定的摄像模式对多个断层(多个面)进行图像采集的情况下，基于管理信息，读出在对该被检测体的加压前的检查中通过同一摄像模式所采集到的同一面的图像，并作为参照图像与当前图像同时进行显示。操作者通过比较所显示的参照图像和当前图像，能够将加压时的检查中的断层位置与加压前的检查中的位置时对应起来。

