



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101904752 A

(43) 申请公布日 2010. 12. 08

(21) 申请号 201010196712. 7

(22) 申请日 2010. 06. 02

(30) 优先权数据

2009-132799 2009. 06. 02 JP

(71) 申请人 东芝医疗系统株式会社

地址 日本栃木

申请人 关西电力株式会社

(72) 发明人 川岸哲也 石井克尚

(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 孙蕾

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

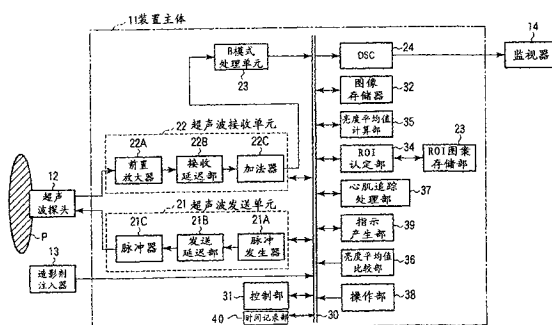
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 6 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及显示方法

(57) 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置以及显示方法, 该超声波诊断装置具备: 显示超声波图像的显示部; 与扫描并行, 比较超声波图像的心腔部分的亮度值与心肌部分的亮度值的比较部; 在心腔部分的亮度值从比心肌部分的亮度值高的值转换为比心肌部分的亮度值低的值的时刻或以该时刻为基准的其他时刻产生特定的指示的指示产生部。



1. 一种超声波诊断装置,是通过超声波重复扫描注入了造影剂的被检体的内部从而产生多个超声波图像的超声波诊断装置,该超声波诊断装置的特征在于,包括:

显示部,显示上述超声波图像;

比较部,与上述扫描并行,比较上述超声波图像的心腔部分的亮度值与心肌部分的亮度值;和

指示产生部,在上述心腔部分的亮度值从比上述心肌部分的亮度值高的值转换为比上述心肌部分的亮度值低的值的时刻或以上述时刻为基准的其他时刻,产生特定的指示。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述比较部比较上述超声波图像的心腔部分ROI的亮度平均值与心肌部分ROI的亮度平均值。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,还包括:

ROI设定部,按照从多个ROI图案中选择出的特定的ROI图案设定上述心腔部分ROI与上述心肌部分ROI各自的位置与大小。

4. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述ROI图案选择部根据与上述多个ROI图案分别对应的多个样本超声波图像与上述超声波图像之间的相关,选择上述特定的ROI图案。

5. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述ROI设定部根据心跳相位改变上述心腔部分ROI与上述心肌部分ROI各自的位置与大小。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述指示产生部产生表示收集适合于散斑跟踪的图像的指示数据。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述指示产生部产生用于将表示收集适合于散斑跟踪的图像的消息显示在上述显示部上的数据。

8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述指示产生部产生用于使上述显示的超声波图像的一部分的颜色变化的数据。

9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,还包括:

图像存储器,用于保存上述超声波图像;和

控制部,为了将在上述时刻或上述其他时刻以后所产生的上述超声波图像保存到上述图像存储器中而控制上述图像存储器。

10. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,还包括:

图像存储器,用于保存超声波图像;

控制部,为了将在上述时刻或上述其他时刻与从上述时刻或上述其他时刻起经过了规定时间后的时刻之间的期间所产生的上述超声波图像保存到上述图像存储器而控制上述图像存储器。

11. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,还包括:

跟踪处理部,跟踪上述超声波图像内的特定部位的轮廓。

12. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述跟踪处理部通过上述控制部的控制,将在上述时刻或上述其他时刻以后所产生的

上述超声波图像作为对象,跟踪上述特定部位的轮廓。

13. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述跟踪处理部通过上述控制部的控制,将在上述时刻或上述其他时刻与从上述时刻或上述其他时刻起经过规定时间后的时刻之间的期间(period)所产生的上述超声波图像作为对象,跟踪上述特定部位的轮廓。

14. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

在上述显示部上显示从上述时刻起的经过时间,

15. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

在从上述时刻或上述其他时刻起经过规定时间后的时刻停止上述扫描。

16. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,还包括:

时间记录部,测量从上述时刻或上述其他时刻起的经过时间。

17. 根据权利要求 16 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

在上述显示部上显示上述测量的经过时间。

18. 一种超声波诊断装置,是通过超声波重复扫描注入了造影剂的被检体的内部从而产生多个超声波图像的超声波诊断装置,该超声波诊断装置的特征在于,包括:

检测部,与上述扫描并行,检测上述超声波图像内的特定的亮度值变化;

时间记录部,测量从检测出上述特定的亮度值变化的时刻或以上述时刻为基准的其他时刻起的经过时间;

显示部,显示上述测量的经过时间。

19. 一种显示方法,其特征在于:

与基于超声波的扫描并行,比较基于上述超声波的图像上的心腔部分的亮度值与心肌部分的亮度值,在上述心腔部分的亮度值从比上述心肌部分的亮度值高的值转换为比上述心肌部分的亮度值低的值的时刻或以上述时刻为基准的其他时刻,在基于上述超声波的图像上显示特定的指示。

20. 根据权利要求 19 所述的显示方法,其特征在于:

上述指示为表示收集适合于散斑跟踪的图像的指示。

21. 根据权利要求 19 所述的显示方法,其特征在于:

上述指示为使基于上述超声波的图像的一部分的颜色变化的指示。

超声波诊断装置以及显示方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请基于 2009 年 5 月 2 日提交的在前的日本专利申请 No. 2009-132799 并要求其为优先权,其全部内容通过引用结合在本申请中。

技术领域

[0003] 本发明涉及超声波诊断装置。

背景技术

[0004] 近年来,心脏的壁运动的定量评价需求变高,应用模式匹配技术的心肌运动跟踪(Wall Motion Tracking)正被产品化,并在临床中被使用。然而,该技术依赖于超声波图像的画质。另一方面,当使用造影剂时心脏的画质被改善,所以可考虑与跟踪处理并用。

[0005] 但是,因由造影剂产生的散斑图样噪声的影响,心腔与心肌之间的边界部分的跟踪精度下降。

发明内容

[0006] 本发明的目的在于:减轻造影剂的散斑图样干扰的影响,提高心腔与心肌之间的边界部分的跟踪精度。

[0007] 根据本发明的一个实施方式提供一种超声波诊断装置,是通过超声波重复扫描注入了造影剂的被检体的内部生成多个超声波图像的超声波诊断装置,其特征在于,包括:显示部,显示上述超声波图像;比较部,与上述扫描同步,比较上述超声波图像的心腔部分的亮度值与心肌部分的亮度值;指示产生部,在以上述心腔部分的亮度值相对于上述心肌部分的亮度值从高值转换为低值的时刻或上述时刻为基准的其他时刻,产生特定的指示(indication)。

[0008] 在下面的描述中将提出本发明的其它目的和优点,部分内容可以从说明书的描述中变得明显,或者通过实施本发明可以明确上述内容。通过下文中详细指出的手段和组合可以实现和得到本发明的目的和优点。

附图说明

[0009] 结合在这里并构成说明书的一部分的附图描述本发明当前优选的实施方式,并且与上述的概要说明以及下面的对优选实施方式的详细描述一同用来说明本发明的原理。

[0010] 图 1 为表示与本实施方式相关的超声波诊断装置的结构图。

[0011] 图 2 为本实施方式进行的处理步骤的流程图。

[0012] 图 3 为表示图 2 的造影剂注入前的图像例子的图。

[0013] 图 4 为表示通过图 2 的步骤 S12 所设定的心腔 ROI 与心肌 ROI 的例子图。

[0014] 图 5 为表示用于补充图 2 的步骤 S15、S17、S20 的心腔 ROI 与心肌 ROI 的亮度平均值的时间变化的图。

[0015] 图 6 为表示由图 1 的心肌跟踪处理部在不使用造影剂的情况下进行跟踪的结果的图。

[0016] 图 7 为表示由图 1 的心肌跟踪处理部在使用造影剂的情况下进行跟踪的结果的图。

具体实施方式

[0017] 根据本发明的实施方式,提供一种超声波诊断装置,该超声波诊断装置具备:显示超声波图像的显示部;与扫描并行地,比较超声波图像的心腔部分的亮度值与心肌部分的亮度值的比较部;在心腔部分的亮度值相对于心肌部分的亮度值从高值转换为低值的时刻或以时刻为基准的其他时刻上,产生特定的指示(indication)的指示产生部。

[0018] 图 1 示出了与本实施方式相关的超声波诊断装置的结构框图。多通道型的超声波探头 12 具有排列成一系列的多个振子。振子具有压电元件、在压电元件的表面所形成的独立电极、在压电元件的背面所形成的共用电极。一个通道包含一个或邻近的多个振子。容纳在控制箱(Console case)内的装置主体 11 与该超声波探头 12 连接。

[0019] 装置主体 11 具有与超声波探头 12 连接的发送单元 21 与接收单元 22。发送单元 21 设置有与振子分别连接的脉冲器 21C。该脉冲器 21C 将以恒定周期(脉冲重复频率 PRF 的倒数)从脉冲发生器 21A 中产生、且在发送延迟电路 21B 中被延迟的脉冲信号作为触发信号,向被独立地对应的振子施加驱动信号(高频电压信号)。

[0020] 通过由振子的驱动信号引起的机械振动所产生的超声波在被检体内部传播,并且在位于其途中的声阻抗的不连续面上反射,作为回波返回到超声波探头 12。该回波机械地振动超声波探头 12 的压电元件。由此所产生微弱的电信号在接收单元 22 的前置放大器 22A 中被放大,并在接收延迟电路 22B 中被延迟,在加法器 22C 中被相加(定相相加处理)。由此对回波信号给出指向性。以下,将相加后的回波信号称为接收信号。

[0021] B 模式处理单元 23 具有检波电路、对数放大器、模数转换器。检波电路对在生物体内的声阻抗边界发生反射的超声波(接收信号)进行检波,输出其包络线。在对数放大器中对数放大该输出信号,进而在模数转换器中转换为数字信号后,作为超声波图像数据进行输出。

[0022] B 模式处理单元 23 的输出与数据/控制总线 30 连接。在数据/控制总线 30 中连接有数字扫描转换器(DSC)24。数字扫描转换器 24 在超声波扫描方式的超声波图像上将指针或 ROI 标记等图形与超声波图像重叠(superimpose),进而重新排列为与监视器 14 相应的视频扫描方式并输出。

[0023] 数据/控制总线 30 上连接有控制部 31、图像存储器 32、ROI 图案存储部 33、ROI 设定部 34、亮度平均值计算部 35、亮度平均值比较部 36、心肌跟踪处理部 37、操作部 38、指示产生部 39、时间记录部 40。图像存储器 32 按照来自控制部 31 的用于保存图像数据的控制信号,存储、保存从 B 模式处理单元 23 输出的超声波图像数据。图像存储器 32 在从控制部 31 中没有接受到该控制信号时,不存储或者重写不保存超声波图像数据。

[0024] 在 ROI 图案存储部 33 中,预先存储保持有多个 ROI 图案数据与多个样本超声波图像数据。ROI 图案数据在心脏长轴超声波图像上定义与心腔区域和心肌区域分别对应的 2 个典型的情况下为圆形的 ROI 的大小与位置。多个 ROI 图案与多个样本超声波图像分别相

关联起来。在 ROI 图案中被定义的 2 个 ROI 对于与各 ROI 图案相关联起来的样本超声波图像上的心腔区域与心肌区域分别被设定为适当大小与位置上。

[0025] ROI 设定部 34 对于将被检体作为对象实际收集到的实况 (Live) 的超声波图像, 通过从 ROI 图案存储部 33 中存储的多个 ROI 图案中所选择的特定的 ROI 图案, 设定心腔 ROI 与心肌 ROI。选择与实况的超声波图像最近似的样本超声波图像, 选择与该被选择出的样本超声波图像相关联起来的 ROI 图案作为特定的 ROI 图案。典型的情况是, 相减实况的超声波图像与样本超声波图像, 选择其平方和为最小的样本超声波图像。

[0026] 亮度平均值计算部 35 将实况的超声波图像作为对象, 计算所设定的心腔 ROI 内的像素的亮度平均值与所设定的心肌 ROI 内的像素的亮度平均值。亮度平均值比较部 36 比较被计算出的心腔 ROI 的亮度平均值与被计算出的心肌 ROI 的亮度平均值。

[0027] 控制部 31 按照心腔 ROI 的亮度平均值与心肌 ROI 的亮度平均值的比较结果, 控制指示产生部 39, 从而产生预先设定的指示 (indication), 另外, 控制图像存储器 32, 保存实况的超声波图像数据。典型的情况是, “指示” 是表示收集例如适合于散斑跟踪的图像的句子消息数据。“消息” 典型的情况为作为 “现在收集适合于散斑跟踪的图像” 这样的句子而被提供。该消息在数字扫描转换器 24 中与实况的超声波图像重叠并显示在监视器 14 上。指示有可能是使超声波图像的一部分、典型地为心肌与心腔之间的边界框的颜色发生变化, 或者通过其他显示样式来提示。另外, 以下, 将指示作为消息进行说明。

[0028] 实际上, 在造影剂注入后, 心腔 ROI 的亮度平均值上升, 成为与心肌 ROI 的亮度平均值相比高的值, 然后, 随着时间经过造影剂从心腔中流出, 随着该造影剂的流出心腔 ROI 的亮度平均值转换为比心肌 ROI 的亮度平均值低的值。在该转换时刻 (开始时刻), 显示消息, 还在图像存储器 32 中开始保存实况的超声波图像数据。另外, 也可以在以转换时刻为基准从转换时刻经过规定时间后的时刻或从转换时刻起规定时间前的推定时刻, 显示消息, 还在图像存储器 32 上开始保存实况的超声波图像数据。

[0029] 控制部 31 控制时间记录部 (time registor) 40, 在上述转换时刻开始经过时间的测量。时间记录部 40 测量从上述转换时刻起的经过时间。测量出的经过时间被显示在监视器 14 上。

[0030] 另外, 控制部 31 将心腔 ROI 的亮度平均值与预先设定的阈值相比较, 在心腔 ROI 的亮度平均值比阈值低的时刻, 控制指示产生部 39, 使消息数据的产生以及实况的超声波图像数据的保存结束。该消息作为例如 “适合于散斑跟踪的图像的收集结束了” 这样的句子被提供。

[0031] 进而, 控制部 31 在相同时刻控制超声波发送单元 21 以及超声波接收单元 22, 结束超声波扫描。

[0032] 另外, 控制部 31 也可以在从通过时间记录部 40 测量出的转换时刻起的经过时间达到规定时间的时刻, 结束超声波扫描。是在心腔 ROI 的亮度平均值比阈值低的时刻结束超声波扫描还是在从通过时间记录部 40 测量出的转换时刻起的经过时间为到达规定时间的时刻结束超声波扫描是遵从操作者事前发出的选择指示来进行选择。在从通过时间记录部 40 测量出的转换时刻起的经过时间为到达规定时间的时刻结束超声波扫描时, 到超声波扫描结束为止的剩余时间被显示在监视器 14 上。

[0033] 另外, 操作部 38 以实体按钮或图标按钮来设定用于手动指示向图像存储器 32 开

始保存与结束保存实况的超声波图像数据的操作按钮。是手动指示向图像存储器 32 开始保存与结束保存实况的超声波图像数据还是如上述所说通过控制部 31 自动控制是由操作者事前任意选择的。

[0034] 图 2 示出了本实施方式的处理步骤。首先,通过超声波发送接收单元 21、22 经由超声波探头 12 以被检体的心脏区域为对象将其长轴剖面作为扫描面开始超声波扫描 (S11)。超声波扫描持续重复直到后述步骤 S21 为止。与超声波扫描并行地,通过 B 模式处理单元 23 根据接收信号实时地生成超声波图像数据,经由数字扫描转换器 24 在监视器 14 上作为灰度图像显示出来。另外,在 B 模式处理单元 23 中生成的超声波图像数据也被供给到图像存储器 32,但是直到从控制部 31 接收后述的保存开始的控制信号之前进行重写,并不保存。

[0035] 在控制部 31 的控制下,将与预先设定的特定的心跳相位对应的超声波图像数据从图像存储器 32 读出到 ROI 设定部 34。在 ROI 设定部 34 中,对 ROI 图案存储部 33 中存储的多个各样本超声波图像相减超声波图像,计算其平方和。选择表示计算出的平方和最小的样本超声波图像,将与选择出的样本超声波图像相关联的 ROI 图案的数据从 ROI 图案存储部 33 中读出到 ROI 设定部 34。由此,设定心腔 ROI 与心肌 ROI (S12)。ROI 图案数据被供给到亮度平均值计算部 35。

[0036] 然后,从造影剂注入器 13 适时地向被检体投放造影剂。由此向控制部 31 输出表示从造影剂注入器 13 开始投放造影剂的信号 (S13)。将该信号作为触发信号,在控制部 31 的控制下,将通过超声波扫描依次生成的超声波图像数据经由图像存储器 32 依次读出到亮度平均值计算部 35。在亮度平均值计算部 35 中,将实况的超声波图像作为对象,重复计算按照图 4 例示的 ROI 图案的、心腔 ROI 内的像素的亮度平均值 AV_v 与心肌 ROI 内的像素的亮度平均值 AV_m (S14)。

[0037] 图 3 示出了心腔 ROI 内的像素的亮度平均值 AV_v 与心肌 ROI 内的像素的亮度平均值 AV_m 的时间变化。在图 3 中,时刻 t_0 为投放了造影剂的时刻。在造影剂流入心腔之前的期间,心腔 ROI 内的像素的亮度平均值 AV_v 示出比心肌 ROI 内的像素的亮度平均值 AV_m 低的值。

[0038] 在亮度平均值计算部 35 中计算出的心腔 ROI 的亮度平均值 AV_v 与心肌 ROI 的亮度平均值 AV_m 在亮度平均值比较部 36 中进行比较。第一次在亮度平均值比较部 36 中判定心腔 ROI 的亮度平均值 AV_v 是否是比心肌 ROI 的亮度平均值 AV_m 高的值 (S15)。心腔 ROI 的亮度平均值 AV_v 转换为比心肌 ROI 的亮度平均值 AV_m 高的值是表示造影剂流入了心腔的意思。该时刻为 t_1 。保持其状态地继续进行,在亮度平均值计算部 35 中重复计算心腔 ROI 内的像素的亮度平均值 AV_v 与心肌 ROI 内的像素的亮度平均值 AV_m (S16)。

[0039] 在亮度平均值比较部 36 中对由亮度平均值计算部 35 计算出的心腔 ROI 的亮度平均值 AV_v 与心肌 ROI 的亮度平均值 AV_m 进行比较。第二次,在亮度平均比较部 36 中判定心腔 ROI 的亮度平均值 AV_v 是否是比心肌 ROI 的亮度平均值 AV_m 低的值 (S17)。心腔 ROI 的亮度平均值 AV_v 被从比心肌 ROI 的亮度平均值 AV_m 高的值转换为比心肌 ROI 的亮度平均值 AV_m 低的值是表示通过造影剂从心腔内逐渐流出,心腔内的造影剂浓度在包含识别心肌相对于心腔的边界面的处理在内的散斑跟踪处理中以适当浓度稳定下来的意思。该时刻为 t_2 。

[0040] 在心腔 ROI 的亮度平均值 AVv 从比心肌 ROI 的亮度平均值 AVm 高的值转换为比心肌 ROI 的亮度平均值 AVm 低的值的时刻 t2, 在控制部 31 的控制下, 由指示产生部 39 产生消息数据 (message data)。消息数据在数字扫描转换器 24 中被重叠在实况的超声波图像上, 如图 5 所示被显示在监视器 14 上 (S18)。在监视器 14 的画面上在实况的超声波图像上重叠例如“收集了适合于散斑跟踪的图像”的消息来进行显示 (S18)。同时, 在控制部 31 的控制下, 在图像存储器 32 中开始保存实况的超声波图像数据 (S19)。继续保存实况的超声波图像数据直到在步骤 S21 中结束判定为止。

[0041] 另外, 保存实况的超声波图像数据也可以通过看到消息的操作者操作操作部 38 而指示开始保存实况的超声波图像数据来开始。

[0042] 其次, 在亮度平均值比较部 36 中对在亮度平均值计算部 35 中计算出的心腔 ROI 的亮度平均值 AVv 与预先设定的阈值进行比较 (S20)。心腔 ROI 的亮度平均值 AVv 转换为比阈值低的值是表示心腔内的造影效果对散斑跟踪处理不适合的意思。该时刻为 t3。

[0043] 在心腔 ROI 的亮度平均值 AVv 转换为比阈值低的值的时刻 t3, 在控制部 31 的控制下, 该消息的显示从监视器 14 的画面上消失, 结束超声波扫描, 同时结束向图像存储器 32 保存实况的超声波图像数据 (S21)。

[0044] 另外, 保存实况的超声波图像数据也可以通过看到消息的消失的操作者操作操作部 38 而指示实况的超声波图像数据的保存结束来结束。

[0045] 这样对在心腔 ROI 的亮度平均值 AVv 从比心肌 ROI 的亮度平均值 AVm 高的值转换为比心肌 ROI 的亮度平均值 AVm 低的值的时刻 t2 起, 到心腔 ROI 的亮度平均值 AVv 转换为比阈值低的值的时刻 t3 为止的期间的超声波图像数据进行保存。使用该期间的多个超声波图像数据, 在心肌跟踪处理部 37 中执行心肌跟踪处理。图 6、图 7 中示出了基于心肌跟踪处理结果的结果显示例。从多个各超声波图像中通过跟踪提取心肌区域。将提取出的心肌区域分割成多个段 (segment), 对各段的每一个计算基准图像上的相对于心肌段的从心腔中心的半径伸缩率, 使用与伸缩率对应的色调将段标记重叠显示在超声波图像上。另外, 将各段的半径伸缩率的时间变化作为曲线图 (graph) 来显示。

[0046] 根据本实施方式, 可以改善由于造影剂产生的散斑图样噪声 (speckle pattern noise) 的影响所引起的心腔与心肌之间的边界部分的跟踪精度的下降, 使用适合画质的超声波图像实施散斑跟踪处理, 算出高精度的散斑跟踪处理结果。

[0047] 在上述中, 说明了在图像存储器 32 中存储在开始时刻 t2 与结束时刻 t3 之间的期间 (period) 所产生的多个超声波图像数据, 将该存储的超声波图像数据作为对象执行心肌跟踪处理, 但是也可以在图像存储器 32 中存储在扫描开始的时刻 t0 或时刻 t1 以后所产生的所有的多个超声波图像数据, 将从存储的超声波图像数据中提取的在开始时刻 t2 与结束时刻 t3 之间的期间 (period) 所产生的多个超声波图像数据作为对象执行心肌跟踪处理。

[0048] 还有, 根据上述实施方式中公开的适宜多个的构成要素的组合, 可以形成各种的发明。例如: 既可以削除从实施方式中显示的全部构成要素的几个构成要素, 又可以适当地组合不同实施方式内的构成要素。

[0049] 本领域技术人员容易想到其它优点和变更方式。因此, 本发明就其更宽的方面而言不限于这里示出和说明的具体细节和代表性的实施方式。因此, 在不背离由所附的权利

要求书以及其等同物限定的一般发明概念的精神和范围的情况下,可以进行各种修改。

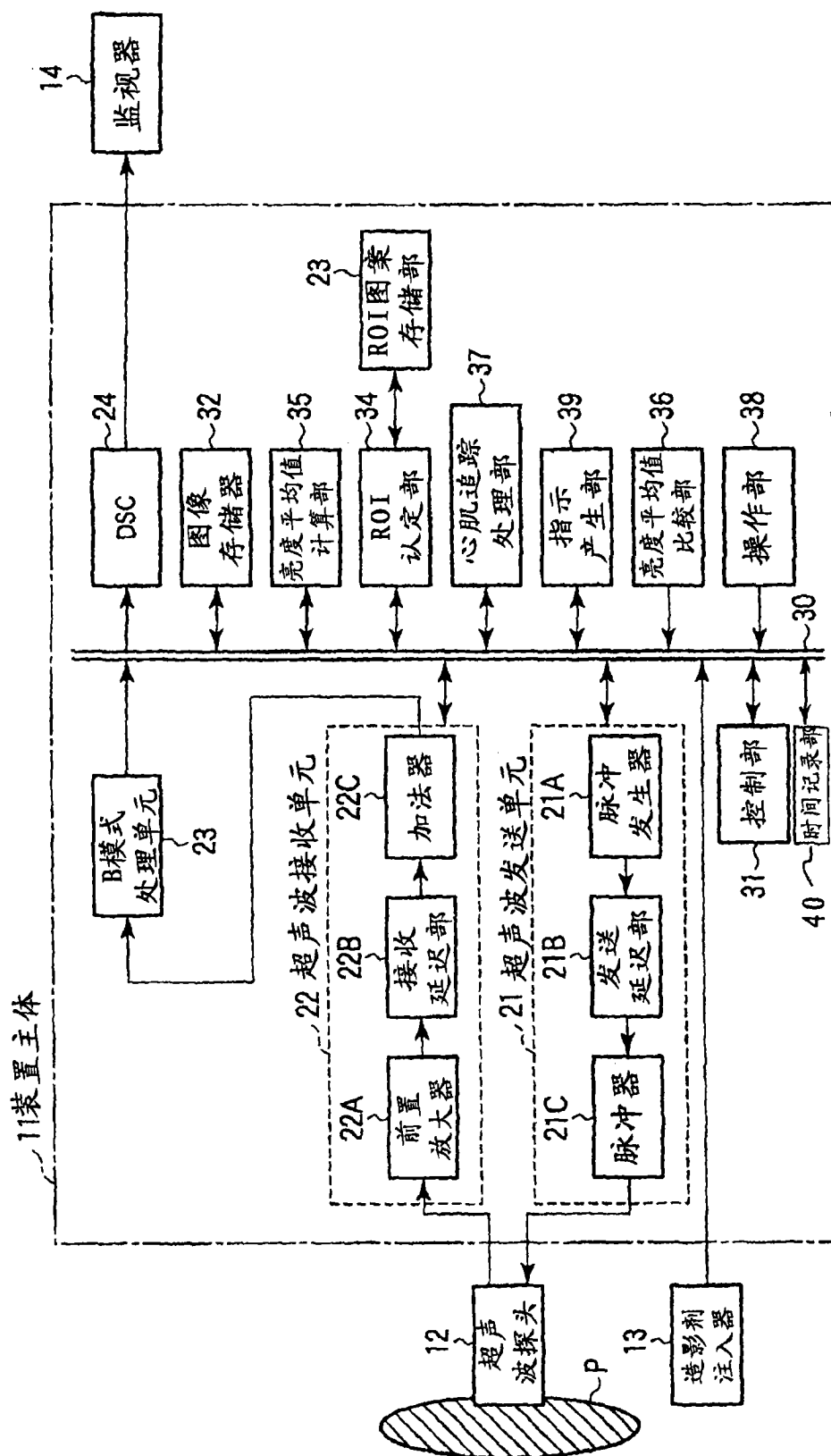


图 1

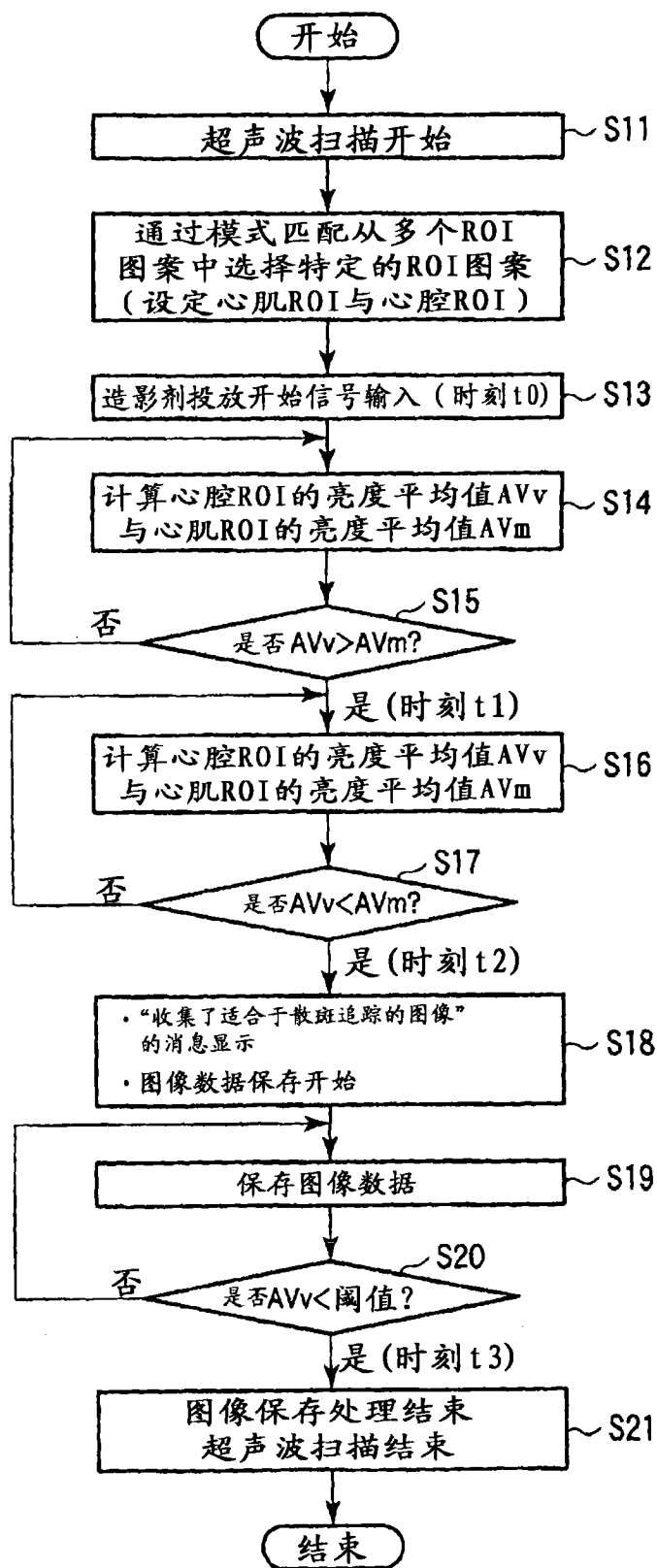
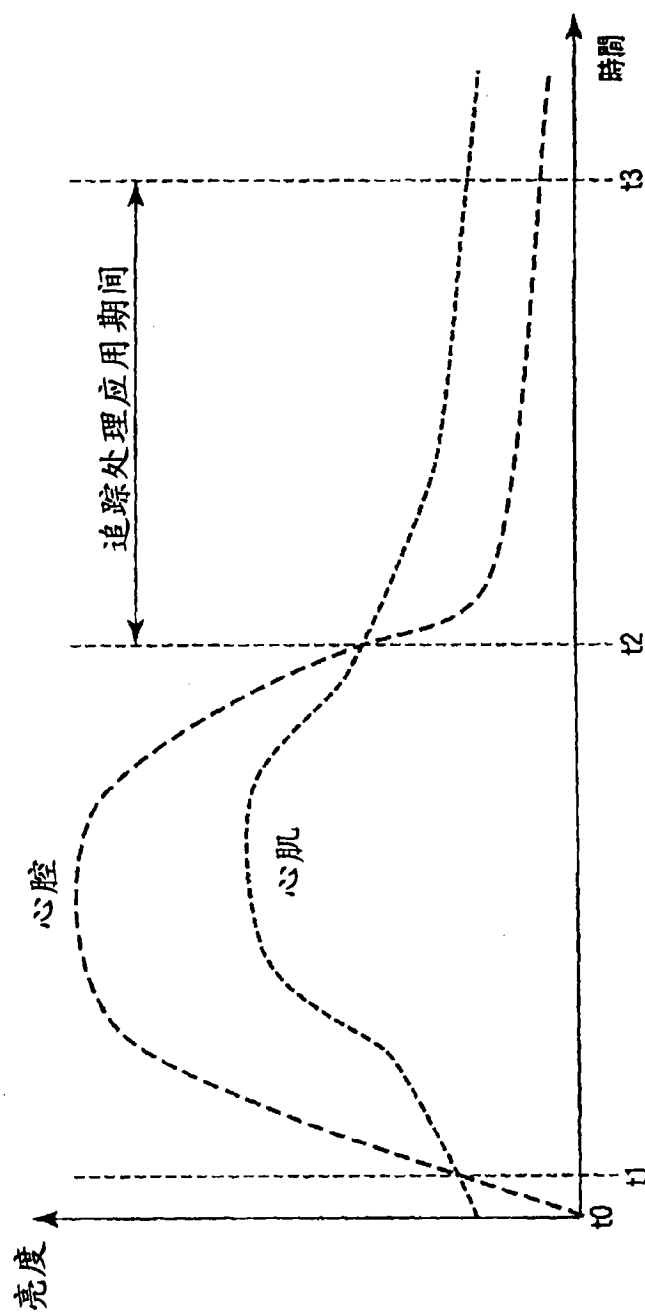


图 2



t0:造影剂投放开始时刻
 t1:由于造影剂流入心腔亮度比心肌亮度低高的时刻
 t2:t1后心腔亮度返回到比心肌亮度低高的时刻
 (图像数据保存/图像数据保存)
 t3:由于造影剂流出心腔亮度比阈值低低的时刻
 (超声波扫描结束/图像数据保存结束)

图 3

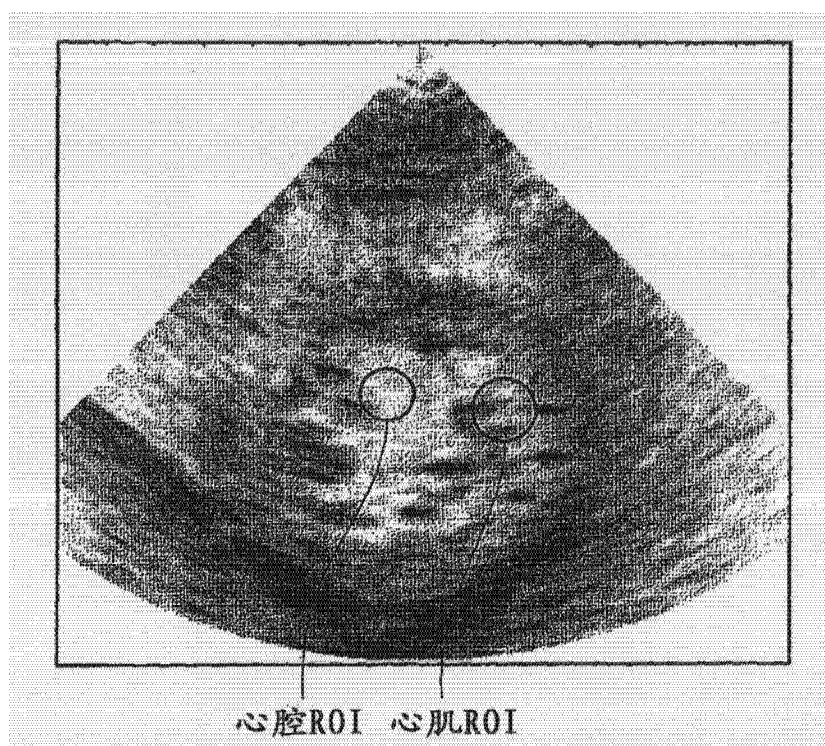


图 4

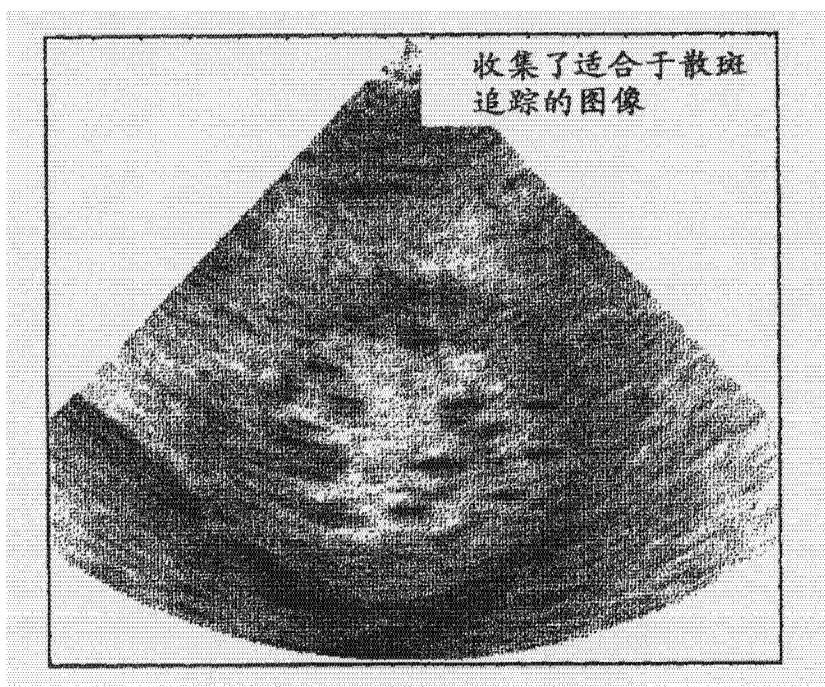


图 5

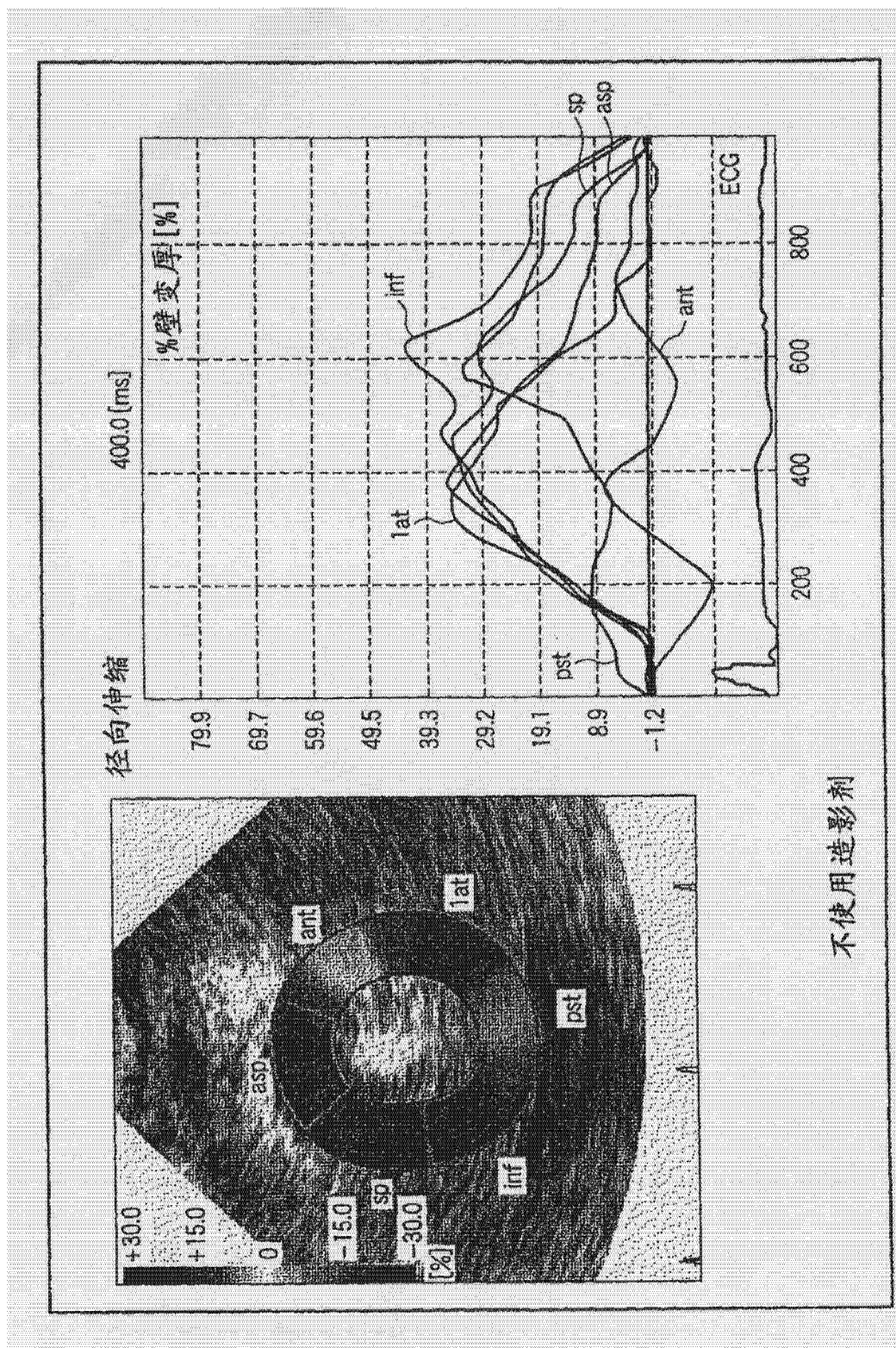


图 6

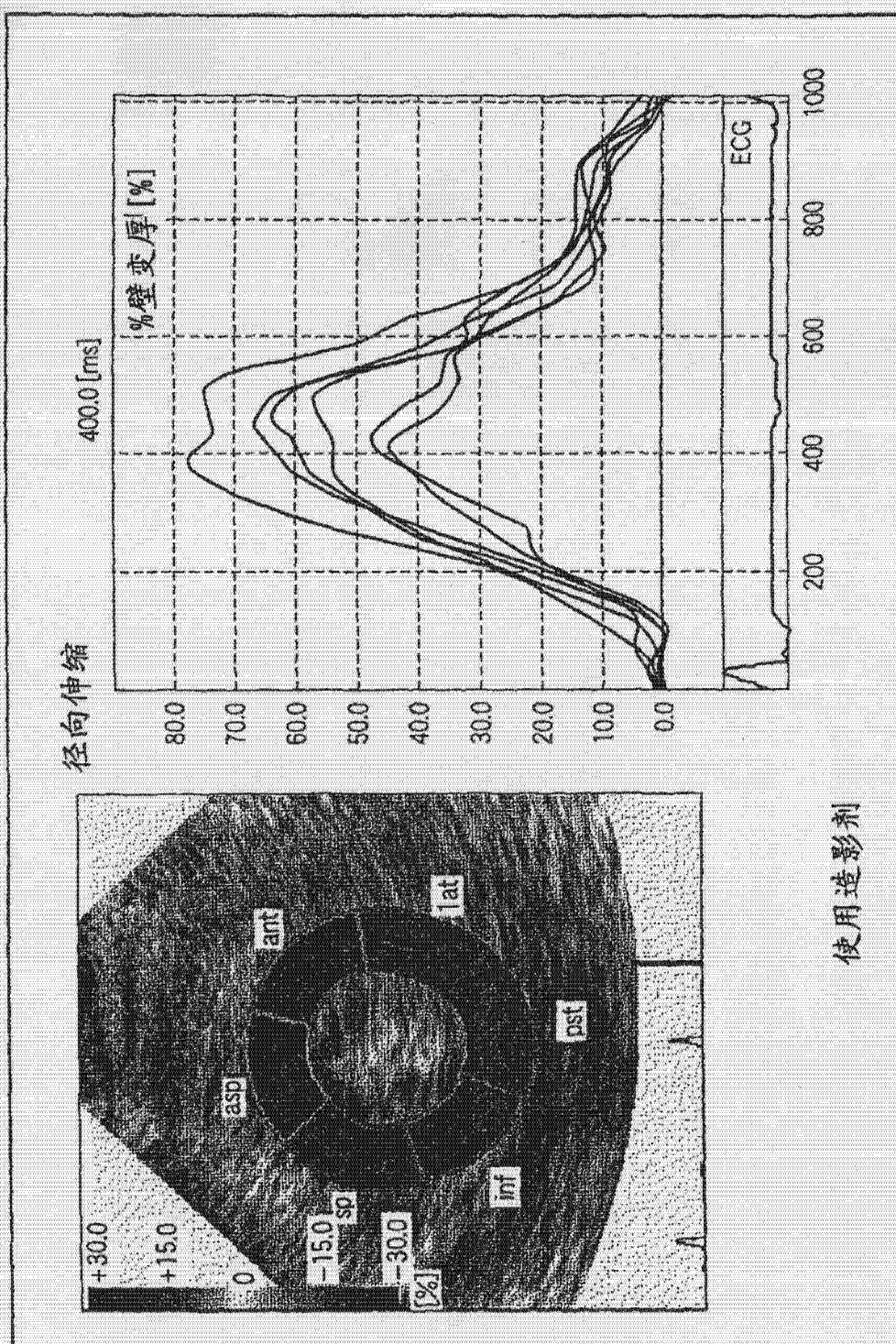


图 7

专利名称(译)	超声波诊断装置以及显示方法		
公开(公告)号	CN101904752A	公开(公告)日	2010-12-08
申请号	CN201010196712.7	申请日	2010-06-02
[标]申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社 关西电力株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社 关西电力株式会社		
[标]发明人	川岸哲也 石井克尚		
发明人	川岸哲也 石井克尚		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52073 A61B8/0883 A61B8/481 G01S7/52071		
代理人(译)	孙蕾		
优先权	2009132799 2009-06-02 JP		
其他公开文献	CN101904752B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置以及显示方法，该超声波诊断装置具备：显示超声波图像的显示部；与扫描并行，比较超声波图像的心腔部分的亮度值与心肌部分的亮度值的比较部；在心腔部分的亮度值从比心肌部分的亮度值高的值转换为比心肌部分的亮度值低的值的时刻或以该时刻为基准的其他时刻产生特定的指示的指示产生部。

