

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/06 (2006.01)
A61B 8/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200610073512.6

[45] 授权公告日 2009年8月26日

[11] 授权公告号 CN 100531675C

[22] 申请日 2006.4.12
 [21] 申请号 200610073512.6
 [30] 优先权
 [32] 2005.4.12 [33] JP [31] 2005-114265
 [73] 专利权人 株式会社东芝
 地址 日本东京都
 共同专利权人 东芝医疗系统株式会社
 [72] 发明人 大贯真人
 [56] 参考文献
 CN1190573A 1998.8.19
 US2004/0077952A1 2004.4.22
 US2004/0267122A1 2004.12.30
 US4271842 1981.6.9
 US6674879B1 2004.1.6
 审查员 王 锐

[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 岳耀锋

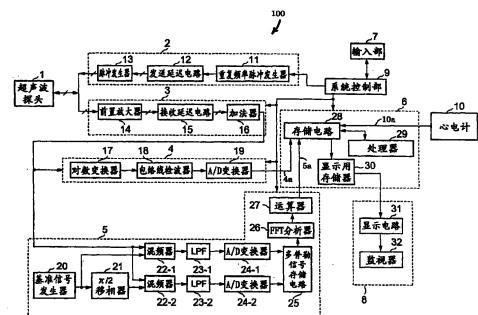
权利要求书5页 说明书18页 附图10页

[54] 发明名称

超声波诊断装置及其图像显示处理装置及方法

[57] 摘要

提供一种超声波诊断装置及其图像显示处理装置及方法，将从患者收集保存的多个超声波图像帧和生物体信号信息互相对应地存储，在再生图像的显示中有暂时停止输入时，从对该暂时停止输入时的显示图像帧对应赋予的时刻起，回溯所存储的生物体信号信息来检索心脏的扩张末期或收缩末期，自动检索分别对应的超声波图像帧，进行并列显示。所显示的扩张末期图像和收缩末期图像的图像对，可以在对每个心拍回溯保存的任意的扩张末期图像和收缩末期图像的时相进行显示。



1.一种超声波诊断装置，其特征在于具有：

针对被检体发送和接收超声波的发送和接收部；

将由上述发送和接收部收集的多个超声波图像帧和利用生物体信号测定单元得到的生物体信号信息互相对应地存储的存储部；

进行包含暂时停止输入的预定的输入操作的输入部；

显示上述超声波图像帧的再生图像的显示部；以及

在上述再生图像的显示中有来自上述输入部的上述暂时停止输入时，从与该暂时停止输入时的显示图像帧相对应的时刻起回溯上述存储的生物体信号信息来检索心脏的扩张末期的时相或收缩末期的时相，并分别将与离上述暂时停止输入的时刻最近的扩张末期的时相或收缩末期的时相对应的超声波图像帧从上述存储部中读出而在上述显示部上进行再生显示的图像处理部。

2.如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述扩张末期是从输入上述暂时停止输入时起回溯检出的扩张末期，

上述收缩末期是紧跟在上述检出的扩张末期之后的收缩末期。

3.如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述扩张末期或收缩末期是从输入上述暂时停止输入时起回溯上述生物体信号信息的最近时间的收缩末期和其紧前面的扩张末期。

4.如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述收集的多个超声波图像帧，对各帧的每一个与上述生物体信号信息的时间序列上的时相对应地存储在上述存储部。

5.如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述存储部，根据上述生物体信号存储与上述扩张末期和收缩末期相对应的超声波图像帧。

6.如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述存储部，根据上述生物体信号信息存储与最新的扩张末期和

收缩末期相对应的最新的超声波图像帧。

7.如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述图像处理部，读出存储于上述存储部的超声波图像帧和生物体信号信息，从上述超声波发送和接收与生物体信号信息的时间同步关系判断各扩张末期和收缩末期。

8.如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

与上述扩张末期和收缩末期相对应地存储的各个超声波图像帧的再生图像自动地在上述显示部上进行双图显示。

9.如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

在显示在上述显示部的上述生物体信号信息的所希望的位置上，经上述输入部输入上述暂时停止输入，并且在输入末期图像显示指示时，上述图像处理部从上述存储部读出分别与属于包含该所希望的位置的心拍的扩张末期和收缩末期相对应的图像帧并显示在上述显示部上。

10.如权利要求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与上述扩张末期和收缩末期相对应的图像帧时，按照上述输入部的上述生物体信号信息的任意的的位置指定输入，上述图像处理部从上述存储部读出与属于从上述扩张末期和收缩末期所属的心拍起回溯规定的心拍数的心拍的扩张末期和收缩末期相对应的图像帧，在上述显示部上进行双图显示。

11.如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述图像处理部，按照经上述输入部进行的上述生物体信号信息的任意的的位置指定的输入，以规定的心拍数单位回溯上述生物体信号信息，将与属于回溯了一定数处的心拍的扩张末期和收缩末期相对应的图像帧进行显示。

12.如权利要求11所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述生物体信号信息的任意的的位置指定输入是上述规定心拍数本身的输入。

13.如权利要求11所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述图像处理部,按照经上述输入部进行的上述生物体信号信息的任意的的位置指定的反复输入,以规定的心拍数单位使上述生物体信号信息回溯一定数,并且将与属于反向回溯了上述反复输入的心拍数处的心拍的扩张末期和收缩末期相对应的图像帧进行显示。

14.如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

在上述显示部上实时显示超声波图像的过程中经上述输入部输入上述暂时停止输入,

上述图像处理部,从与该暂时停止输入时的显示图像帧对应赋予的时刻起回溯上述存储的生物体信号信息,检索心脏的扩张末期或收缩末期,分别从上述存储部中读出对应的超声波图像帧并在上述显示部上进行再生显示。

15.如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

在上述多个图像帧内的1帧的静止显示过程中经上述输入部向上述显示部输入上述暂时停止输入,

上述图像处理部,从与该暂时停止输入时的显示图像帧对应赋予的时刻起回溯上述存储的生物体信号信息,检索心脏的扩张末期或收缩末期,分别从上述存储部中读出对应的超声波图像帧并在上述显示部上进行再生显示。

16.如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述图像处理部,按照上述暂时停止输入,将与离上述暂时停止输入最近时间的扩张末期和收缩末期相对应的一对图像帧、以及与属于从该扩张末期和收缩末期所属的心拍起回溯了的多个心拍的各个的扩张末期和收缩末期相对应的一对图像帧一起从上述存储部中读出并且在上述显示部上把多对图像并列显示。

17.如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述图像处理部,从与上述扩张末期和收缩末期相对应的帧的图像显示中的上述输入部的生物体信号信息的任意的的位置指定输入起回溯,对与最近时间的扩张末期和收缩末期相对应的帧的图像进行更新显示。

18.如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述图像显示是由上述发送和接收部得到的图像的实时显示。

19.如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述图像显示是存储于上述存储部中的图像的再生显示。

20.一种图像显示处理装置，其特征在于包括：

取入由与生物体信号信息一起得到的多个帧构成的超声波图像的取入部；

将由上述取入部取入的超声波图像与上述生物体信号信息相关联地进行存储的存储部；

进行包含暂时停止输入的规定的输入操作的输入部；

显示上述图像的显示部；以及

按照上述图像显示部的图像显示中的上述暂时停止输入，基于上述生物体信号信息从该输入起进行回溯，从上述存储部读出与最近时间的心脏的扩张末期或收缩末期相对应的各个图像帧，并显示在上述显示部上的显示控制部。

21.如权利要求20所述的图像显示处理装置，其特征在于：

上述取入部经网络取入图像。

22.如权利要求20所述的图像显示处理装置，其特征在于：

上述取入部从信息记录媒体取入图像。

23.一种图像显示处理方法，其特征在于：

发送和接收超声波；

测定生物体信号；

将通过上述发送和接收得到的多个帧构成的图像与通过上述测定得到的生物体信号信息相关联地进行存储；

显示上述图像；

进行包含暂时停止输入的规定的操作的输入；

按照在上述图像显示中的上述暂时停止输入，基于上述生物体信号信息从该暂时停止输入起进行回溯，从上述存储图像中读出与心脏的扩张末期或收缩末期相对应的各个图像帧并进行显示。

24.如权利要求 23 所述的图像显示处理方法,其特征在于:
将上述读出的心脏的扩张末期图像和收缩末期图像进行双图显示。

25.如权利要求 23 所述的图像显示处理方法,其特征在于:
上述生物体信号是被检体的心电图数据,
与上述读出的心脏的扩张末期图像和收缩末期图像一起显示分别对应的上述心电图数据。

26.如权利要求 23 所述的图像显示处理方法,其特征在于:
输入解除图像再生的暂时停止的暂时停止解除信号,
通过上述暂时停止解除输入,显示从上述扩张末期图像和收缩末期图像的静止显示返回到实时再生图像。

27.如权利要求 23 所述的图像显示处理方法,其特征在于:
从上述暂时停止输入操作的时相起进行回溯,检索所希望的心脏扩张末期图像数据及心脏收缩末期图像数据在存储部中是否存在,
将作为该数据其存在得到确认了的扩张末期图像数据及收缩末期图像数据作为静止图像进行双图显示。

28.如权利要求 27 所述的图像显示处理方法,其特征在于:
在通过上述检索判断为该图像不存在时,进行内容为不显示或所希望的图像不存在的出错信息显示。

29.如权利要求 27 所述的图像显示处理方法,其特征在于:
上述扩张末期图像数据及收缩末期图像数据的上述检索,根据从输入部输入的别的心拍或预先设定的别的心拍执行。

30.如权利要求 29 所述的图像显示处理方法,其特征在于:
上述预先设定的别的心拍是任意的心拍数,且即使是在上述扩张末期图像和收缩末期图像的显示中也能按照需要更改设定。

超声波诊断装置及其图像显示处理装置及方法

(相关申请的交叉引用)

本申请基于并且要求以2005年4月12日提交的在先的日本专利申请 No. 2005-114265 为优先权，此处援引其整个内容作为参考。

技术领域

本发明涉及超声波诊断装置及其图像显示处理方法，特别涉及可以自动检索心脏的扩张末期图像，并与检索到的扩张末期图像一起将紧跟在它后面的收缩末期图像并列而自动显示的超声波诊断装置及其图像显示处理方法。

背景技术

超声波诊断装置，是使内置于超声波探头中的超声波振子产生的超声波对患者等的被检体内进行照射，由超声波振子接收因被检体组织的声阻抗的差异而产生的反射信号并在监视器上显示的装置。

超声波诊断装置，由于只要由医师等操作者使超声波探头与体表面接触的操作就可以很容易实时地观察二维图像，所以在心脏等的循环器官的功能诊断和形态诊断上应用广泛。

在循环器官诊断，特别是心脏功能诊断中，对心脏最为扩张的扩张末期图像和患者的心脏最为收缩的收缩末期图像进行比较观察。为了这一比较观察，诊断者必须数次操作操作台（panel），将扩张末期图像和收缩末期图像在同一画面上进行双图显示。

一般，超声波诊断装置具有存储部，将经由超声波探头得到的超声波图像（诊断图像）以时间序列保存于存储部中。保存于存储部内的多个超声波图像可以任意选出。不过，为了进行心脏的扩张末期图像和收缩末期图像的双图显示，过去操作者（诊断者）必须花费很多

时间和精力操作操作台来从保存于存储部内的多个图像之中找出扩张末期图像和收缩末期图像进行显示。

最近,还提出与超声波图像同时使用心电计取得心电图信息,使之同步而进行心脏的功能诊断的心拍同步法。例如,有使B模式图像和心电图同步显示的方法(日本专利申请特开2001-79006号公报)及使分别得到的连续图像根据心电图互相同步显示的方法(日本专利申请特开2004-73850号公报)。另外,还提出了通过检测心周期利用与心扩张期及心收缩期的预定的相位相对应的超声波图像进行测定的方法(日本专利申请特开2001-344370号公报)。

然而,这些提案技术都根本没有企图对任意的心拍的扩张期图像和收缩期图像自动检索并进行双图显示。所以,对于有关为解决进行上述心脏的扩张末期图像和收缩末期图像的双图显示的问题的揭示及暗示也根本不存在。

如上所述,在循环器官诊断中,必须从存储的多个超声波图像之中找出扩张末期图像和收缩末期图像进行并列显示。因此,操作者固定超声波图像进行两画面显示设定,首先从多个图像之中选择扩张末期图像进行双图显示之一的显示,随后在选定双图显示的另一个之后检索收缩末期图像进行显示,必须将这样的手动的操作台操作重复数次。因此,为了对所要求的图像进行两画面显示,除了需要很多时间之外,操作者(诊断者)承受很大的负担,不能进行迅速的图像诊断的问题一直存在。

发明内容

本发明的目的在于提供解决上述问题,可以在从收集存储的多个超声波图像之中暂时固定所希望的图像时,自动检索该时点的心脏扩张期图像和收缩期图像进行并列显示的超声波诊断装置及其图像显示处理方法。另外,本发明的目的在于提供可以对每个心拍更新所显示的扩张期图像和收缩期图像对的超声波诊断装置及其图像显示处理方法。

为达到上述目的,本发明的超声波诊断装置的一实施例的特征在于具有:针对被检体发送和接收超声波的发送和接收部;将由上述发送和接收部收集的多个超声波图像帧和利用生物体信号测定工具得到的生物体信号信息互相对应地存储的存储部;进行包含暂时停止(freeze)输入的预定的输入操作的输入部;显示上述超声波图像帧的再生图像的显示部;以及在上述再生图像的显示中有来自上述输入部的上述暂时停止输入时,从与该暂时停止输入时的显示图像帧相对应的时刻起回溯上述存储的生物体信号信息来检索心脏的扩张末期和收缩末期,并分别将对应的超声波图像帧从上述存储部中读出而在上述显示部上进行再生显示的图像处理部。

为达到上述目的,本发明的图像显示处理装置的一实施例的特征在于具有:取入由与生物体信号信息一起得到的多个帧构成的超声波图像的取入部;将由上述取入部取入的图像与上述生物体信号信息相关联地进行存储的存储部;进行包含暂时停止输入的规定的输入操作的输入部;显示上述图像的显示部;按照上述显示部的图像显示中的上述停止输入,根据上述生物体信号信息从该输入回溯从上述存储部读出与最近时间的心脏的扩张末期或收缩末期分别相对应的图像帧并使其显示在上述显示部上的显示控制部。

本发明的图像显示处理装置的另外一个实施例的特征在于包括:取入由与生物体信号信息一起得到的多个帧构成的超声波图像的取入部;将由此取入部取入的超声波图像与上述生物体信号信息相关联地进行存储的存储部;进行规定的输入的输入工具;显示上述超声波图像的显示工具;按照此图像显示中的上述输入,根据上述生物体信号信息从该输入起进行回溯,从上述存储部读出与最近时间的心脏的扩张末期或收缩末期的分别相对应的帧的图像并使其显示在上述显示工具上的显示控制工具。

为达到上述目的,本发明的图像显示处理方法的一实施例的特征在于:发送和接收超声波;测定生物体信号;将存储由通过上述发送和接收得到的多个帧构成的图像与通过上述测定得到的生物体信号

信息相关联地进行存储；显示上述图像；进行规定的输入；按照在此图像显示中的上述输入，基于上述生物体信号信息从该输入起进行回溯，从上述存储的图像中读出与最近时间的心脏的扩张末期或收缩末期相对应的各个帧的图像并进行显示。

本发明的图像显示处理方法的另一实施例的特征在于：取入由与生物体信号信息一起得到的多个帧构成的超声波图像；将取入的超声波图像与上述生物体信号信息相关联地进行存储；显示上述超声波图像；进行规定的输入；以及按照在此图像显示中的上述输入，根据上述生物体信号信息从该输入起进行回溯，从上述存储的图像中读出与最近时间的心脏的扩张末期或收缩末期分别相对应的帧的图像并进行显示。

根据本发明，可以通过迅速检索患者的心脏的扩张末期图像和收缩末期图像并进行双图显示而观察每个心拍的图像的变化。另外，可以高效率地进行计测操作，得以迅速而容易地完成图像诊断。

附图说明

包含在本说明书中并构成其一部分的附图示出本发明的具体实施方式和/或特点，并且与下面的详述一起用来对本发明的原理予以说明。可能时，对各图中同样或类似的部件赋予同样的标号。附图中：

图 1 为示出本发明的超声波诊断装置的构成的一实施例的框图。

图 2 为说明本发明的超声波诊断装置中的图像显示方法的一实施例的流程图。

图 3 为检查时的通常的静止图像的显示例。

图 4 为扩张末期图像和收缩末期图像的双图显示例。

图 5 为说明典型的心电图的一例的示图。

图 6 为示出本发明的超声波诊断装置中的图像显示方法的另一实施例的流程图。

图 7 为示出本发明的超声波诊断装置中的图像显示方法的再一个实施例的流程图。

图 8 为示出本发明的超声波诊断装置中的图像显示方法的又一个实施例的流程图。

图 9 示出扩张末期图像和收缩末期图像的双图显示的第 1 例。

图 10 示出扩张末期图像和收缩末期图像的双图显示的第 2 例。

图 11 示出扩张末期图像和收缩末期图像的双图显示的第 3 例。

图 12 示出扩张末期图像和收缩末期图像的双图显示的第 4 例。

图 13 示出在显示的心电图上输入与别的心拍相对应的扩张末期图像和收缩末期图像的双图显示的指示的示例。

图 14 为示出本发明的图像显示装置的构成的一实施例的框图。

具体实施方式

下面参照附图对本发明的实施例进行说明。

如图 1 所示, 本发明的超声波诊断装置 100, 具有: 与被检体的体表面接触发送超声波并接收来自被检体的回波 (echo) 信号的超声波探头 1; 发送超声波的超声波发送部 2; 接收回波信号的超声波接收部 3; 处理接收信号的 B 模式处理部 4 及多普勒模式处理部 5; 进行图像处理的图像处理部 6; 输入图像选择信息的输入部 7; 对图像进行显示的显示部 8; 以及控制整个装置的动作的系统控制部 9。本发明的超声波诊断装置 100 可以利用心电计 10 的信息。

超声波探头 1 为小型轻量结构, 在其前端部分具有多个微小超声波振子。超声波振子是电声变换元件, 具有在发送时将电脉冲变换为超声波脉冲, 而在接收时将超声波信号变换为电信号的功能。超声波探头有扇形 (sector) 扫描对应型、线性扫描对应型、凸面 (convex) 扫描对应型, 可按照诊断部位任意选择。在以下的实施例中, 是作为扇形扫描对应型超声波探头进行说明的。超声波探头 1 经缆线与超声波发送部 2 及超声波接收部 3 相连接。

超声波发送部 2, 生成用于产生超声波的驱动信号。此超声波发送部 2, 由确定向被检体发射的超声波脉冲的重复周期的重复频率脉冲 (rate pulse) 发生器 11、确定发送时的超声波波束的收束距离及

偏向角度的发送延迟电路 12 及生成驱动超声波振子的高压脉冲的脉冲发生器 13 构成。发送延迟电路 12 由与使用的超声波探头 1 的超声波振子数目相同的多个独立的延迟电路构成，确定驱动多个超声波振子的定时 (timing)。发送延迟电路 12，为了在发送时得到细的波束宽度，将用来使超声波收束到预定的深度的延迟时间和用来使超声波发送到预定的方向的延迟时间赋予频率脉冲供给到脉冲发生器 13。脉冲发生器 13，与发送延迟电路 12 一样，具有与使用的超声波振子数目相同的多个独立的驱动电路，驱动内置于超声波探头 1 中的超声波振子，形成用来发射超声波的驱动脉冲。

超声波接收部 3，接收来自被检体内的超声波回波信号。超声波接收部 3，具有：将由超声波振子变换的微弱的电信号放大而确保足够大的 S/N 的前置放大器 14、为了使前置放大器 14 的输出得到细的接收波束宽度而将用来使超声波收束的收束用延迟时间顺序赋予预定方向的接收延迟电路 15、以及将接收到的多个信号相加而将来自超声波振子的多个接收信号合而为一的加法器 16。

对于由加法器 16 汇总的接收信号进行 B 模式图像用的信号处理。B 模式处理部 4，具有：对从加法器 16 输入的接收信号的振幅进行对数变换，相对地加强微弱信号的对数变换器 17、对经过对数变换的接收信号进行包络线检波，去掉超声波频率分量而只检测出振幅的包络线检波器 18、以及对包络线检波器 18 的输出信号进行 A/D 变换形成 B 模式信号的 A/D 变换器 19。来自被检体的接收信号一般具有大于等于 80dB 的宽动态范围的振幅，为了将其在具有窄动态范围的通常的电视监视器上显示必须实施对微弱信号进行加强的振幅压缩。

从 B 模式处理部 4 连续顺序进行 B 模式图像输出，构成 B 模式超声波图像的一帧。在一次延续任意时间的超声波的接收和发送中所得到的 B 模式超声波图像是由多个 B 模式图像帧构成的。

多普勒模式处理部 5 进行彩色多普勒图像或组织多普勒图像用的信号处理。多普勒模式处理部 5，包含基准信号发生器 20， $\pi/2$ 移

相器 21, 混频器 22-1、22-2, 低通滤波器 23-1、23-2, A/D 变换器 24-1、24-2, 多普勒信号存储电路 25, FFT (快速傅里叶变换) 分析器 26 和运算器 27。在多普勒模式处理部 5 中主要进行正交相位检波和 FFT 分析。

从加法器 16 供给的回波信号输入到第 1 混频器 22-1 及第 2 混频器 22-2 的各第 1 输入端子。具有与此回波信号的频率大致相等的频率的基准信号发生器 20 的输出直接输入到第 1 混频器 22-1 的第 2 输入端子。同时, 基准信号发生器 20 的输出由 $\pi/2$ 移相器 21 移动 90 度相位, 施加到第 2 混频器 22-2 的第 2 输入端子。第 1 和第 2 混频器 22-1、22-2 的各输出分别送到第 1 和第 2 低通滤波器 23-1、23-2。第 1 低通滤波器 23-1, 去掉从加法器 16 输入的信号的频率和基准信号发生器 20 的频率的和的分量, 只抽取差的分量。第 2 低通滤波器 23-2, 去掉从加法器 16 输入的信号的频率和 $\pi/2$ 移相器 21 的输出信号的频率的和的分量, 只抽取差的分量。

第 1 和第 2 低通滤波器 23-1、23-2 的各输出分别由第 1 和第 2 A/D 变换器 24-1、24-2 变换为数字信号。变换为数字信号的正交相位检波输出, 暂且在多普勒信号存储电路 25 中保存之后, 供给 FFT 分析器 26, 对数字化的正交相位检波输出进行 FFT 分析。运算器 27 计算由 FFT 分析器 26 得到的频谱的中心及广度。

从多普勒模式处理部 5 顺序得到的各多普勒模式图像, 构成多个彩色多普勒模式图像及组织多普勒图像的帧。

本发明可以应用于 B 模式图像数据或多普勒模式图像 (包括彩色多普勒图像以及组织多普勒图像) 数据中的任一种场合或两种场合。就是说, 可以应用于无论本发明中的图像是 B 模式图像, 还是多普勒模式图像, 或者是两者的场合。所以, 在以下的说明中, 对 B 模式图像数据或多普勒模式图像数据不作区别, 只作为“超声波图像数据”进行说明。同样, 对各 B 模式超声波图像帧数据或各多普勒模式超声波图像帧数据不作区别, 只称为“图像帧数据”。

图像处理部 6, 由存储电路 28、处理器 29 及显示用存储器 30

构成。存储电路 28，存储从 B 模式处理部 4 得到的超声波图像 4a 和/或从多普勒模式处理部 5 得到的超声波图像 5a 以及来自心电图计 10 的心电图信息 10a。超声波图像 4a 和/或 5a，在利用处理器 29 的预定的处理之下，与心电图信息 10a 相关联地存储在存储电路 28 中。例如，对各帧的每一个将该帧图像 4a 和/或 5a 与心电图信息 10a 的时间序列上的时相相对应地进行存储。另外，也可以根据心电图信息 10a，只存储与各心扩张末期及心收缩末期相对应的时相和与此时相相对应的帧图像，对于与其他时相相对应的图像不与心电图信息相对应地存储。

图像处理部 6 的处理器 29，从存储电路 28 中读出所保存的超声波图像及心电图信息，从超声波图像的超声波接收及发送和心电图信息的时间的同步关系，判断各心扩张末期和收缩末期。就是说，根据心电图信息判断各心扩张末期和收缩末期，抽取与各扩张末期和收缩末期相对应的帧信息（图像）。将与各扩张末期和收缩末期相对应的时相相对应的帧信息（图像）存储到存储电路 28 中。

图像处理部 6 的显示用存储器 30 暂时存储在显示部 8 上显示的超声波图像、图像数据及心电图信息。实时得到的超声波图像经存储电路 28 暂时保存于显示用存储器 30 之中，在显示部 8 中进行显示。

输入部 7，具有操作者使用键盘、轨迹球、鼠标等输入被检体信息及装置的拍摄条件的操作台。在超声波图像的运动画面显示中在任意图像中进行用于静止画面（freeze）显示的指示输入、指示分别与扩张末期和收缩末期相对应的帧的图像显示的输入以及其他预定的输入操作。

显示部 8 包含显示电路 31 和监视器 32。保存在图像处理部 6 的显示用存储器 30 中的超声波图像及心电图信息，在显示部 8 的显示电路 31 中实施 D/A 变换及电视格式变换而在监视器 32 上显示。

系统控制部 9 具有未图示的 CPU（中央处理单元）和存储电路，按照来自输入部 7 的各种输入指示一并进行超声波诊断装置 100 的各单元的控制及整个装置的控制。输入部 7 将操作者的输入信息供给系

统控制部 9 的 CPU。在图像处理部 6 的存储电路 28 中还保存在装置中设定的各种控制数据及从输入部 7 输入的拍摄条件。

心电计 10 进行被检体的心电图测定。对由测定得到的心电图信息 10a 实行与超声波图像的时间上的关联。此时间同步关系也可以通过使利用超声波探头 1 的超声波的接收及发送和利用心电计 10 的测定同步进行而达到。如果可以任意识别超声波发送和接收和心电计测定的各个共同时间 (timing)，则也可以根据此共同时间信息由处理器 29 在事后得到时间上的同步关系。

心电计 10，既可以经预定的接口 (未图示) 与本发明的超声波诊断装置分开独立设置，也可以设置在超声波诊断装置之内。也可以设置测定血流速度及组织运动等的 VCG (心电向量图) 信号等其他生物体信号的装置代替心电计，使用该测定信息代替心电图信息。优选是在其他生物体信号信息中包含心电图信息。

下面参照图 2 对本实施例的扩张末期图像、收缩末期图像的帧图像显示步骤进行说明。

图 2 为示出本发明的超声波诊断装置中的图像显示方法的一实施例的流程图。

利用图 1 的超声波诊断装置收集被检体的心脏的超声波图像数据，将收集到的图像数据保存在存储电路 28 中 (步骤 S21)。

在观察所保存的图像数据的场合，通过输入部 7 的操作，使所保存的超声波图像在显示部 8 上再生显示 (步骤 S22)。图像再生是作为在超声波探头 1 与被检体接触期间中的连续运动图像进行显示。在此图像再生中不存在扩张末期图像或收缩末期图像的场合，不进行利用输入部 7 的再生暂时停止 (freeze) 输入 (步骤 S23，否)，继续进行保存的超声波图像数据的再生。在图像再生中存在扩张末期图像或收缩末期图像的场合，进行利用输入部 7 的暂时停止输入 (步骤 S23，是)。此暂时停止输入由系统控制部 9 识别，通过系统控制部 9 的控制，与暂时停止输入的定时相对应的帧图像作为静止图像在显示部 8 上显示。静止图像，例如，如图 3 所示，与图像 300 一起显示心电图

301.

在此静止图像显示中,在不存在由输入部 7 产生的扩张末期图像或收缩末期图像的显示指示输入的场所(步骤 S24, 否),在从输入部 7 输入暂时停止解除(步骤 S25, 是)时,静止图像显示解除,超声波图像再生重新开始(步骤 S22)。另一方面,在不存在来自输入部 7 的暂时停止解除输入时(步骤 S25, 否),就再次执行静止图像显示中的末期图像显示指示(步骤 S24)。

在从输入部 7 输入显示扩张末期图像和收缩末期图像的末期图像显示指示(步骤 S24, 是)时,此末期图像显示指示输入由系统控制部 9 识别,与其相应地在图像处理部 6 中从步骤 S23 的暂时停止输入的定时起回溯检索最新的扩张末期图像和收缩末期图像(步骤 S26)。就是说,从当前显示的静止图像的帧位置起回溯检索在存储电路 28 中是否存在最新的扩张末期图像和收缩末期图像(步骤 S26)。另外,末期图像显示指示有无的判断步骤 S24 和暂时停止解除步骤 S25 并不一定是必需的,也可以在由输入部 7 进行暂时停止输入(步骤 S23, 是)时立即进入扩张末期图像和收缩末期图像的检索步骤 S26。

末期图像的检索,根据在图像处理部 6 的存储电路 28 中存储的超声波图像数据及心电图信息进行。例如,在心电图信息上,判断暂时停止输入的定时或与显示的静止图像的帧相对应的时相,从此时相回溯判断最新的扩张末期和收缩末期的时相。如果判断扩张末期和收缩末期的时相,则判断有无与该时相相对应的末期图像(步骤 S27)。在存在与时相相对应的末期图像(步骤 S27, 是)时,从图像处理部 6 的存储电路 28 中读出与扩张末期时相相对应的扩张末期图像和与收缩末期时相相对应的收缩末期图像。读出的扩张末期图像和收缩末期图像经显示用存储器 30 显示在显示部 8 上(步骤 S28)。

图 4 为扩张末期图像和收缩末期图像的双图显示例,扩张末期图像 401 及收缩末期图像 402 左右并列显示。另外,扩张末期图像和收缩末期图像的并列方式也可以左右相反。

图 5 示出心电图的典型例。通常,心拍计算是以心电图上的 R

波或 R 波和 R 波之间的时间 (R-R 间隔) 为基准进行的。在本实施例中, 将心电图上包含 R-R 间隔的 PQRST 区间中的扩张末期和收缩末期作为一对考虑。在图 5 中, P0、P1 表示 P 波, Q0、Q1 表示 Q 波, R1、R2 表示 R 波, S1、S2 表示 S 波, 而 T1、T2 表示 T 波。图 5 中的 R-R 间隔是 R1 和 R2 之间的期间, 从出现 Q0 波的时刻 DE1 起到出现 T1 波的时刻 SE1 止的期间是心脏收缩期, 从时刻 SE1 起到 Q1 波出现的时刻 DE2 止的期间是心脏扩张期。就是说, DE1、DE2 分别为表示扩张末期的时相, SE1、SE2 分别是表示收缩末期的时相。

在图 5 的心电图例的场合, 与扩张末期 DE1 和收缩末期 SE1 相对应的末期图像是作为一对以双图方式显示的。图 2 的步骤 S23 中的暂时停止输入的定时或与利用暂时停止输入进行显示的静止图像的图像帧相对应的时相为例如在图 5 所示的点 A 的场合, 从暂时停止输入的定时回溯, 将与扩张末期 DE1 及收缩末期 SE1 的时相分别相对应的图像, 作为最新的扩张末期图像和收缩末期图像进行显示。暂时停止输入的定时的时相为图 5 所示的点 B 时, 因为在与扩张末期 DE2 组成一对的收缩末期 SE2 的时相之前, 没有相对应的成对图像, 在此定时作为扩张末期图像和收缩末期图像以双图方式进行显示的也是分别与扩张末期 DE1 和收缩末期 SE1 的时相对应的图像。

在时刻点 B 的场合, 按照需要, 也可以将与收缩末期 SE1 及扩张末期 DE2 的时相对应的图像分别作为收缩末期图像及扩张末期图像进行显示。

返回到图 2 的步骤 S27, 在判断为不存在该扩张末期图像和收缩末期图像的场合 (步骤 S27, 否), 不显示扩张末期图像和收缩末期图像或者显示表示所要求的扩张末期图像和收缩末期图像不存在的出错消息 (步骤 S29)。

在步骤 S28 中, 在末期图像的显示中, 在从输入部 7 输入末期图像的再生结束指示 (步骤 S30, 是) 时, 系统控制部 9 通过控制使末期图像的再生处理结束。

在未输入末期图像再生结束指示 (步骤 S30, 否) 而从输入部 7

输入别的心拍的末期图像显示指示（步骤 S31，是）时，就返回到步骤 S26 的末期图像检索，根据预先确定的设定或该输入的内容进行别的心拍的扩张末期图像和收缩末期图像的检索。以后进行按照上述各步骤的处理。

作为别的心拍，例如，在预先设定为“1 心拍”时，此别的心拍的扩张末期图像和收缩末期图像的显示，是显示与显示步骤 S28 的末期图像时的心拍的 1 心拍前的扩张末期和收缩末期相对应的帧图像。在重复别的心拍的末期图像显示指示的输入操作的场合，从步骤 S31 起重复步骤 S26 至步骤 S30 的处理。就是说，在回溯每 1 心拍的同时，重复属于各心拍的扩张末期和收缩末期的图像显示。另外，在回溯一定的心拍之后，也可以反过来向着原来的方向返回心拍。以下，在本发明中，为了简化说明，在图像再生时在言及“回溯”生物体信号信息的场合，包含只是回溯的场合和一度在回溯方向前进之后，返回到原来的方向读出的场合。

作为别的心拍预先设定的心拍数，并不限于上述示例的 1 心拍，也可以是任意的心拍数。另外，即使是在末期图像显示中，也可以按照操作者的判断及需要更改心拍数的设定。

在步骤 S31 中也可以输入所希望的具体心拍数。既可以将具体的数字作为心拍数输入，也可以是选择为了输入预先确定的心拍数而设置的开关、按钮、图标等的形式。

在步骤 S31 中不存在别的心拍的末期图像显示指示的输入的场合，由系统控制部 9 判断是否解除暂时停止（步骤 S32），在暂时停止解除（步骤 S32，是）的场合，重新开始超声波图像的连续显示（步骤 S22），而在不是暂时停止解除（步骤 S32，否）的场合，就继续返回到有无再生结束指示（步骤 S30）的处理。

根据上述实施例，不需要像过去那样的复杂的操作及很长时间，可以通过简单的操作迅速显示最新的扩张末期图像和收缩末期图像的图像对。可以大幅度减轻操作者的负担。从而，操作者可以把精力集中于本来的图像的诊断及观察，有助于诊断精度及诊断效率的提

高。

根据本实施例，因为可以按照需要通过简单的操作对过去的心拍的扩张末期图像和收缩末期图像进行双图显示，可以很容易在任意时间进行图像比较，可以提高诊断精度。另外，不仅是最新图像，对于过去的图像的显示作业也可以没有负担地进行，所以可以大幅度地减轻作业负担和缩短时间。

本发明的超声波图像显示的处理方法并不限于图 2 所示的处理步骤。包含以下说明的另一实施例，也可以从末期图像显示再度返回到通常的静止图像显示。

下面参照图 6 至图 8 对本发明的图像显示控制方法的另一实施例进行说明。

图 6 为示出本发明的超声波诊断装置中的图像显示方法的另一实施例的流程图。图 6 中的步骤 S23 至步骤 S29 以及步骤 S31 及步骤 S32 与图 2 所示的步骤相同。为了避免重复省略一部分步骤的说明。

图 2 的实施例是对在图像收集结束后对保存的超声波图像进行再生的场合进行说明。与此相对，图 6 的实施例是在超声波图像的收集中对实时显示的图像进行扩张末期图像和收缩末期图像的双图显示。

在超声波诊断或超声波检查中，利用图 1 所示的超声波诊断装置收集被检体心脏的超声波图像，将收集图像保存在存储电路 28 中。同时，收集的超声波图像在显示部 8 上进行实质上的实时显示（步骤 S61）。

对超声波探头 1 与被检体接触期间的连续图像（运动图像）进行实时显示。只要在此图像显示中没有来自输入部 7 的用于暂时停止实时显示的暂时停止输入（步骤 S23，否）时，就继续收集中的超声波图像的实时显示。在进行暂时停止输入（步骤 S23，是）时，系统控制部 9 识别暂时停止输入。

系统控制部 9 控制图像处理部 6，将对应于暂时停止输入定时的帧的图像作为静止图像显示在显示部 8 上。即使是在此静止图像显示

中，只要超声波探头 1 与被检体接触而继续收集超声波图像，收集的超声波图像就保存在存储电路 28 中。

在此静止图像显示中，在不存在扩张末期图像和收缩末期图像的双图显示指示输入の場合（步骤 S24，否），通过输入暂时停止解除（步骤 S25，是），可以解除静止图像显示而重新开始连续图像显示。在不存在暂时停止解除输入（步骤 S25，否）时，就继续静止图像显示。另外，与图 2 一样，末期图像显示指示有无的判断步骤 S24 和暂时停止解除步骤 S25 并不一定是必需的，也可以在由输入部 7 进行暂时停止输入（步骤 S23，是）时立即进入扩张末期图像和收缩末期图像的检索步骤 S26。

在从输入部 7 输入对扩张末期图像和收缩末期图像进行双图显示的指示の場合（步骤 S24，是），与图 2 的場合一样，进行按照步骤 S26 至 S29 的处理。

在超声波图像的收集结束的場合（步骤 S62），就结束图 6 所示的处理。在不结束的場合，就进行按照与图 2 的实施例同样的步骤 S31 及 S32 的处理。

就是说，与图 2 的实施例一样，即使是在超声波图像的实时显示之中，按照需要可以随时进行扩张末期图像和收缩末期图像的双图显示而对图像进行对比观察。

在图 6 的实施例的说明中，在超声波图像的收集结束时处理结束，但即使是超声波探头 1 离开被检体，超声波图像的收集本身暂且结束的場合，也可以按照随后的步骤 S31 及 S32，可对属于过去的别的心拍的扩张末期和收缩末期的图像进行显示。

图 7 为示出本发明的超声波诊断装置中的显示处理法的另一实施例的流程图。在图 7 的实施例中，在图 6 的显示处理法上增加了步骤 S71。对于与在图 2 及图 6 示出的步骤同样的步骤赋予与图 2 及图 6 同样的步骤编号，重复的说明则省略。

如图 7 所示，在进行扩张末期图像和收缩末期图像的双图显示（步骤 S28）时，或者在不显示图像或进行预定的出错显示（步骤 S29）

时,在进行扩张末期图像和收缩末期图像的显示更新的指示输入(步骤 S71,是)时,处理返回到末期图像的检索步骤 S26。另外,与图 2 一样,末期图像显示指示有无的判断步骤 S24 和暂时停止解除步骤 S25 并不一定是必需的,也可以在根据输入部 7 进行暂时停止输入(步骤 S23,是)时立即进入扩张末期图像和收缩末期图像的检索步骤 S26。

如上所述,在扩张末期图像和收缩末期图像的双图显示期间中,只要超声波探头 1 接触被检体,超声波图像收集也继续进行。另外,即使是为了进行扩张末期图像和收缩末期图像的双图显示,而使超声波探头 1 从被检体的体表暂且离开,在再次与体表面接触的场所,超声波图像被收集。在步骤 S71 中,输入扩张末期图像和收缩末期图像的双图显示的更新指示,此更新输入由系统控制部 9 识别。

按照系统控制部 9 的识别,在图像处理部 6 中,重新从步骤 S71 的更新输入定时起回溯来检索最近时间的扩张末期图像和收缩末期图像。就是说,从作为当前静止图像显示的图像的帧位置回溯来检索在存储电路 28 中是否存在最新的扩张末期图像和收缩末期图像(步骤 S26)。

以下,与图 2 的场合一样,执行步骤 S27 以后的步骤,可以在显示部 8 上显示更新后的最新的扩张末期图像和收缩末期图像。

在这样收集超声波图像时显示扩张末期图像和收缩末期图像的场合,可以不是暂时返回实时图像显示而是直接进行输入操作时点的最新的扩张末期和收缩末期的图像的双图显示。因此,操作者可以进行更灵活的显示操作,可以使诊断等中的作业效率提高。

图 8 为示出本发明的超声波诊断装置中的显示处理方法的另一变形例的流程图。在图 8 中,步骤 S21 及 S22 以及步骤 S26 至 S32,是与图 2 一样的步骤,赋予与图 2 相同的步骤编号,而重复的说明则省略。

在超声波图像的收集结束(步骤 S21)之后,在收集图像的再生(步骤 S22)中想要对扩张末期图像和收缩末期图像进行双图显示的场合,如图 8 所示,也可以不从输入部 7 进行用于暂时停止再生的暂

时停止输入，而直接从输入部 7 进行扩张末期图像和收缩末期图像的双图显示的指示输入（步骤 S81）。通过这一显示指示输入，超声波图像的连续显示再生实质上为暂时停止。

在步骤 S81 中的显示指示输入在系统控制部 9 中被识别，在图像处理部 6 中进行步骤 S26 以后的处理，可以从扩张末期图像和收缩末期图像的双图显示的指示输入的定时起回溯，将与最新的扩张末期和收缩末期相对应的帧的图像作为扩张末期图像和收缩末期图像在显示部 8 上进行双图显示。

在图 8 所示的实施例中，因为在想要从头起观察扩张末期图像和收缩末期图像的场所，不需要特意进行暂时的静止图像显示，所以可以减轻操作者的操作负担且更加缩短一直到扩张末期图像和收缩末期图像的显示为止的时间。

另外，在以图 8 的步骤 S81 代替图 6 的步骤 S23 至 S25 时，即使是在图 6 的超声波图像的实时显示中，也可以得到与图 8 的场合同样的效果。

下面参照图 9 至 12 对扩张末期图像和收缩末期图像的双图显示形态进行说明。

图 9 示出扩张末期图像和收缩末期图像的双图显示的第 1 显示形态。在图 9 中，与扩张末期图像 401 的显示一起显示以与该图像的帧位置相对应的时相为中心的心电图 901。同样，与收缩末期图像 402 的显示一起显示以与该图像的帧位置相对应的时相为中心的心电图 902。

通过以图 9 的方式显示心电图，操作者可以在考虑与心电图的波形的关系的同时对所显示的图像进行诊断和观察。

图 10 示出扩张末期图像和收缩末期图像的第 2 显示形态。在图 10 中，在分别显示扩张末期图像 401 和心电图 901 以及收缩末期图像 402 和心电图 902 的场合，显示示出与各末期图像的帧位置相对应的时相的标记（mark）101、102。

通过以这样的方式还在心电图上显示标记，操作者可以很容易了

解显示的是心电图上的哪一时相的图像。

图 11 示出扩张末期图像和收缩末期图像的第 3 显示形态。在图 11 中,对扩张末期图像 401 和收缩末期图像 402 共同显示一个心电图 111。也可以在此共同的心电图 111 上进行如图 10 所示的标记显示。

图 12 示出扩张末期图像和收缩末期图像的第 4 显示形态。在图 12 中,同时显示 4 对扩张末期图像和收缩末期图像。

例如,在图 2 的步骤 S31 中,通过别的心拍的扩张末期图像和收缩末期图像的双图显示指示输入,在重复步骤 S26 至 S30 的场合,顺序并列显示该图像对。例如,从最初在步骤 S24 中进行的指示输入的定时回溯,在左上显示与最近时间的扩张末期和收缩末期相对应的图像,按照步骤 S31 的指示输入将下一个图像对显示在右上,将与其下一次的输入相对应的图像对显示在左下,并且在还有指示输入时将该图像对显示在右下。存在第 5 次指示输入时按一个画面移动显示图像,使得根据最新的输入操作的图像对总是在右下显示。以下同样进行。也可以将这些 5 个或更多对的图像根据输入部 7 滚动。也可以是其他的显示方法,画面数也不限定为 4 个。在多个画面显示时,心电图的显示也并非一定需要。

如图 9 至图 12 所示,在显示心电图的场合,指示的属于在图 2 以及图 6 至图 8 的流程图中示出的步骤 S31 中的别的心拍的扩张末期图像和收缩末期图像的双图显示的输入,也可以通过点击显示的心电图上的一点来进行。

图 13 示出在显示的心电图上输入属于别的心拍的扩张末期图像和收缩末期图像的双图显示的指示时的示例。操作者可以在与扩张末期图像 401 一起显示的心电图 901 或与收缩末期图像 402 一起显示的心电图 902 上的一点上,例如如图 13 所示,使光标 131 与心电图 901 上的一点重合,在此光标位置进行点击。在此场合,与属于包含点击的位置(时相)的心拍的扩张末期和收缩末期相对应的帧的图像可以通过步骤 S26 至步骤 28 的处理进行显示。

上述实施例,是以得到心电图信息的场合为前提进行说明的。不

过，即使是得不到心电图信息的场合，例如，在处理器 29 对超声波图像的各帧的图像进行计测处理，并且可以根据计测处理识别对于扩张末期和收缩末期的图像的场合，可以根据这些计测结果进行与上述实施例同样的各个显示。

以上，针对超声波诊断装置说明了本发明，除了涉及实时显示的部分，上述本发明的实施例也可以应用于其他的图像显示装置。

图 14 为示出应用本发明的图像显示装置的构成的一例的框图。图像显示装置包含：可输入与上述超声波诊断装置同样的指示的输入部 141；可通过安装记录由超声波诊断装置收集的超声波图像的记录媒体（例如，盘媒体），读出记录在该记录媒体上的超声波图像而取入的记录媒体读取部 142；可经网络接收由超声波诊断装置收集的超声波图像而取入的网络接口 143；执行对取入的图像的保存及其他处理的图像处理部 144；对取入的超声波图像及利用图像处理部得到的扩张末期图像和收缩末期图像进行双图显示的显示部 145；以及对这些各部进行控制的控制部 146。心电图信息基本上是附带于经由记录媒体读取部 142 或网络接口 143 取入的超声波图像而取得的，但在可以确保与超声波图像的同步关系等的场合，也可以与超声波图像分开独立地经记录媒体读取部 142 及网络接口 143 取得。此外，在图像处理部 144 可以对超声波图像的各帧的图像进行计测处理，根据计测处理识别对扩张末期和收缩末期的图像的场合，也不一定必须取得心电图信息。

这样一来，在超声波图像（和心电图信息）输入到图像显示装置之后，例如，在上述实施例中，除了图 6 及图 7 的示例，可以进行与上述实施例同样的显示处理。

与本发明一致的其他实施方案对于本领域技术人员从说明书及在此公开的本发明的实践考虑是显而易见的。应该理解本发明的说明书及示例只是例示性的，本发明的真实范围及精神由后面的权利要求指明。

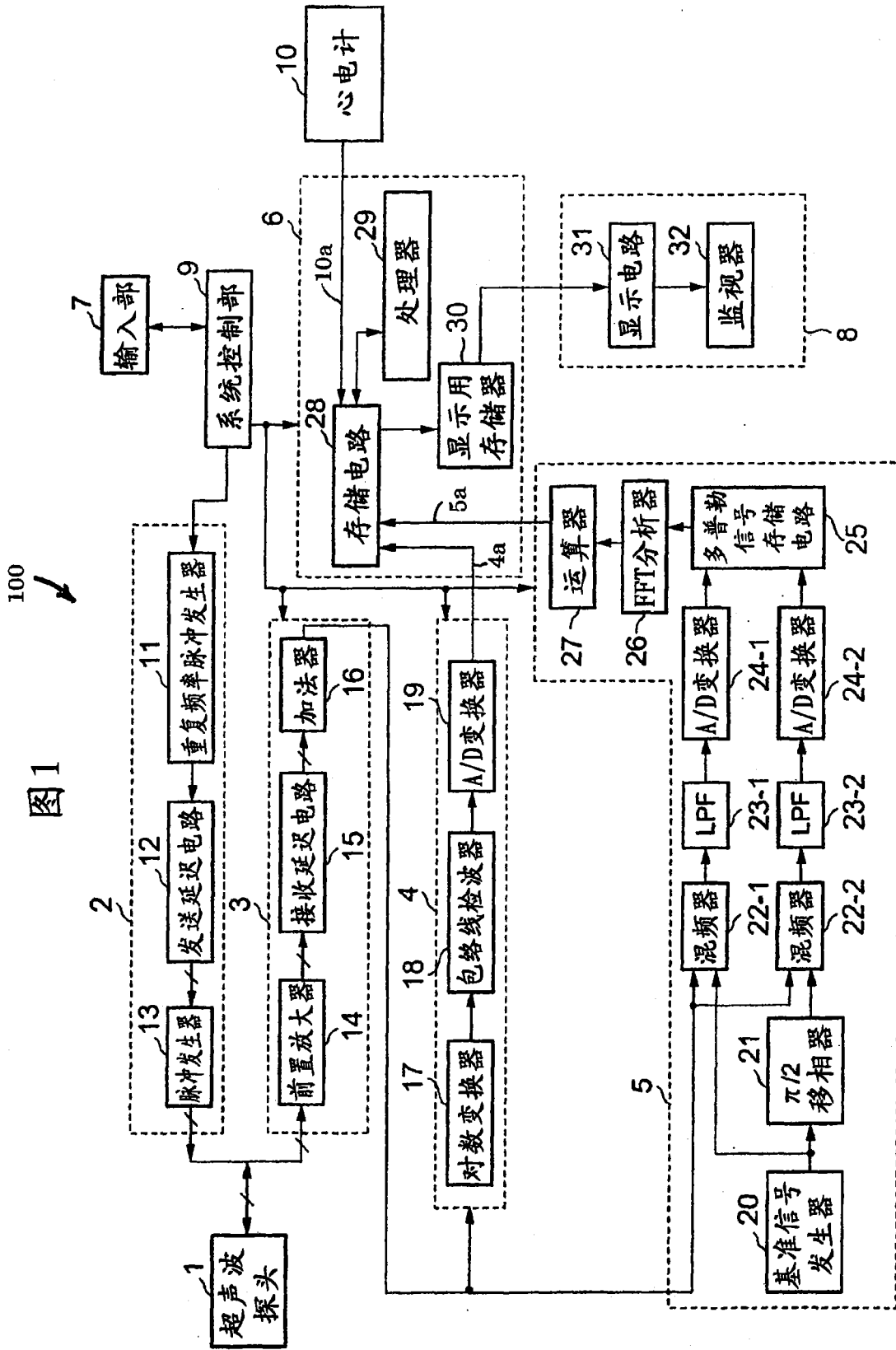


图 2

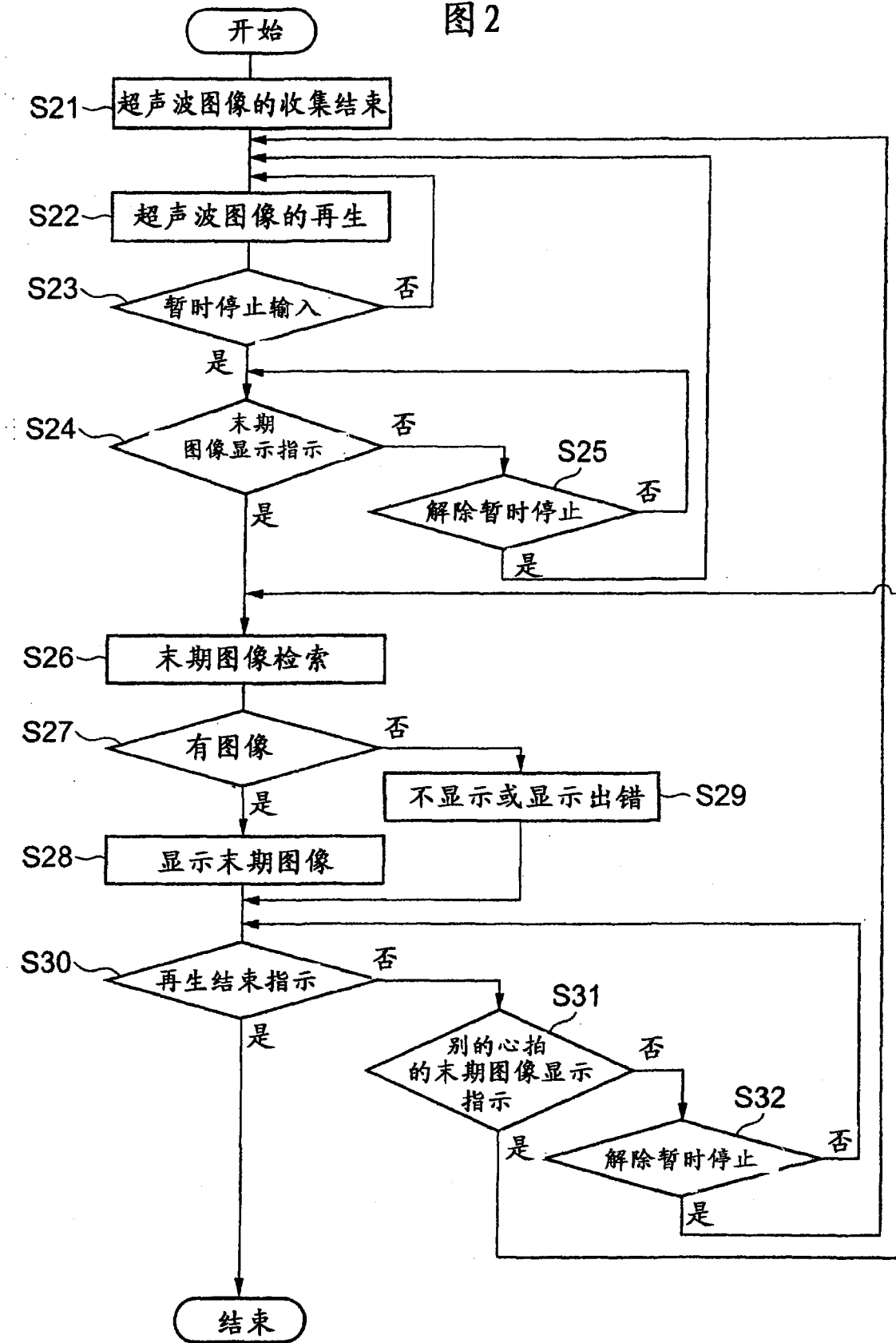


图3

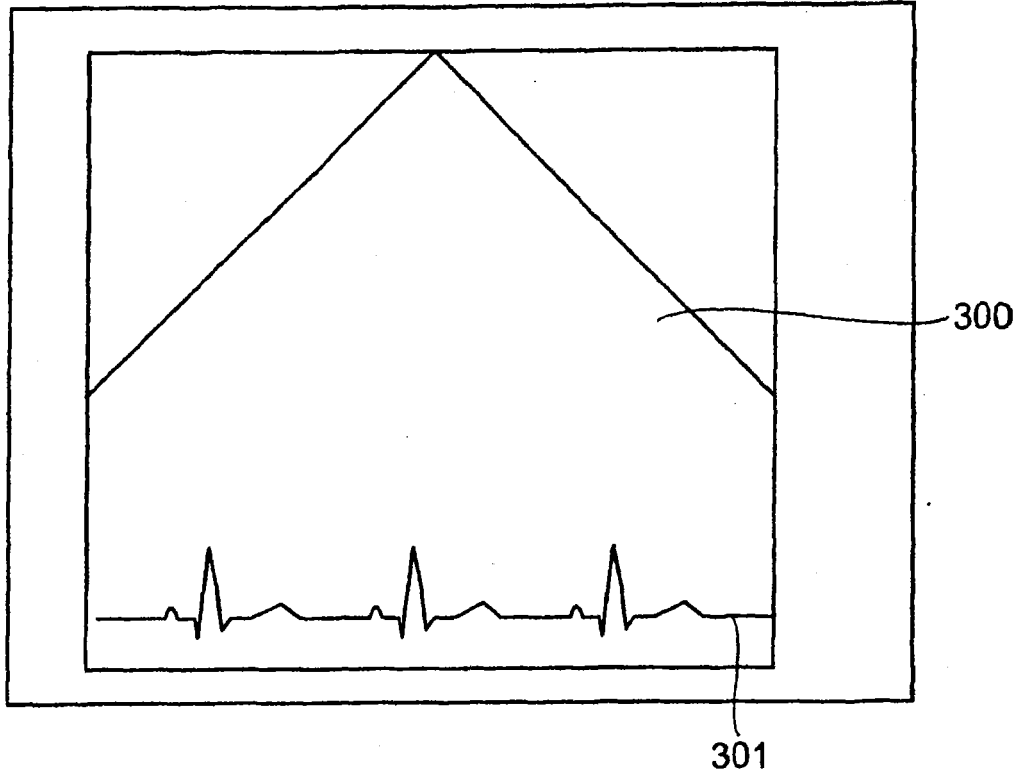
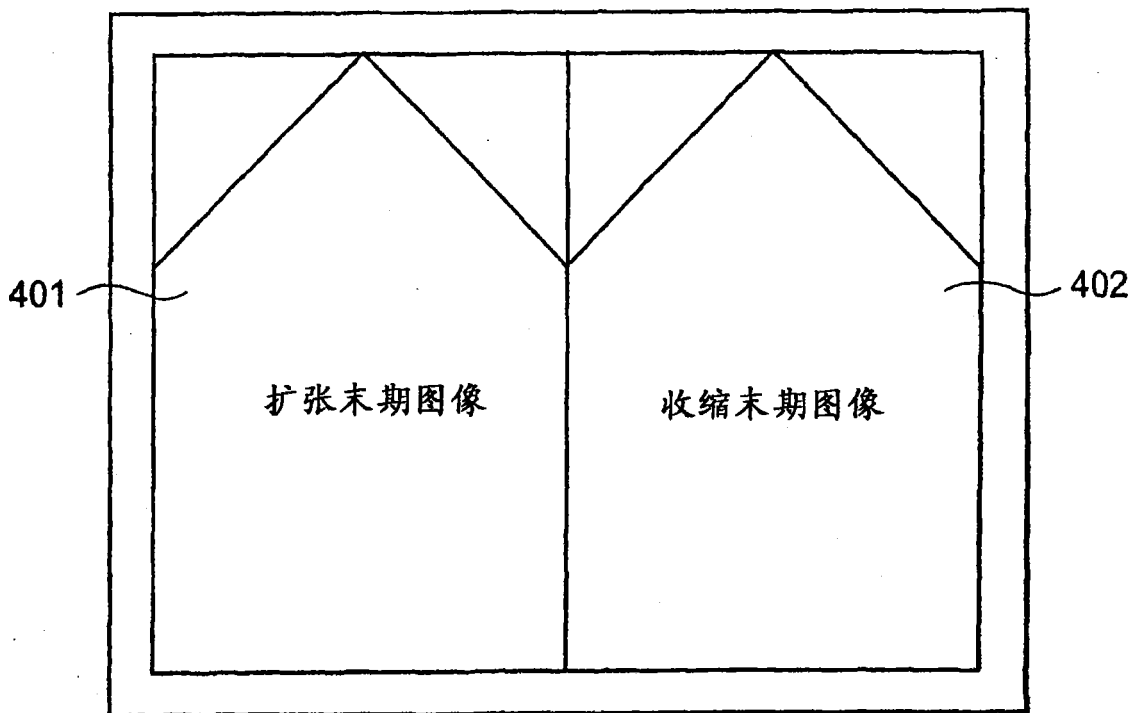


图4



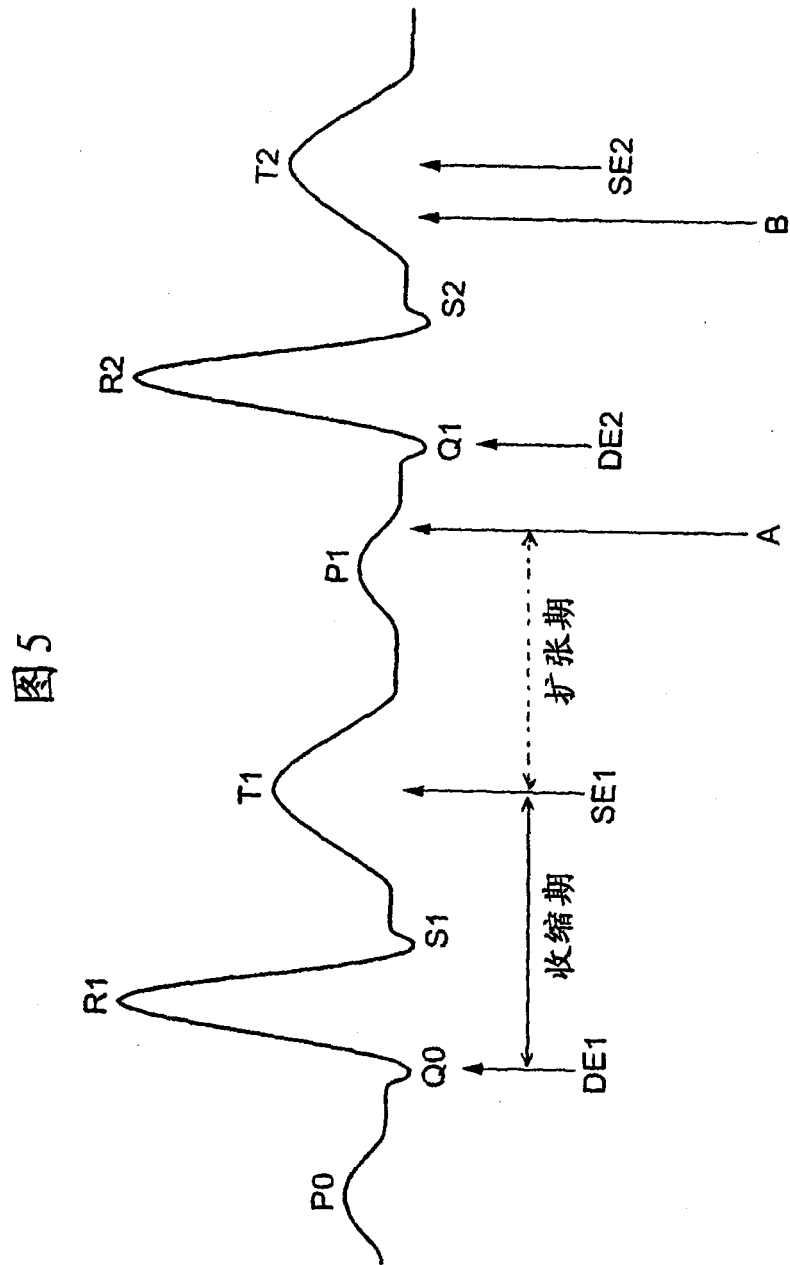


图6

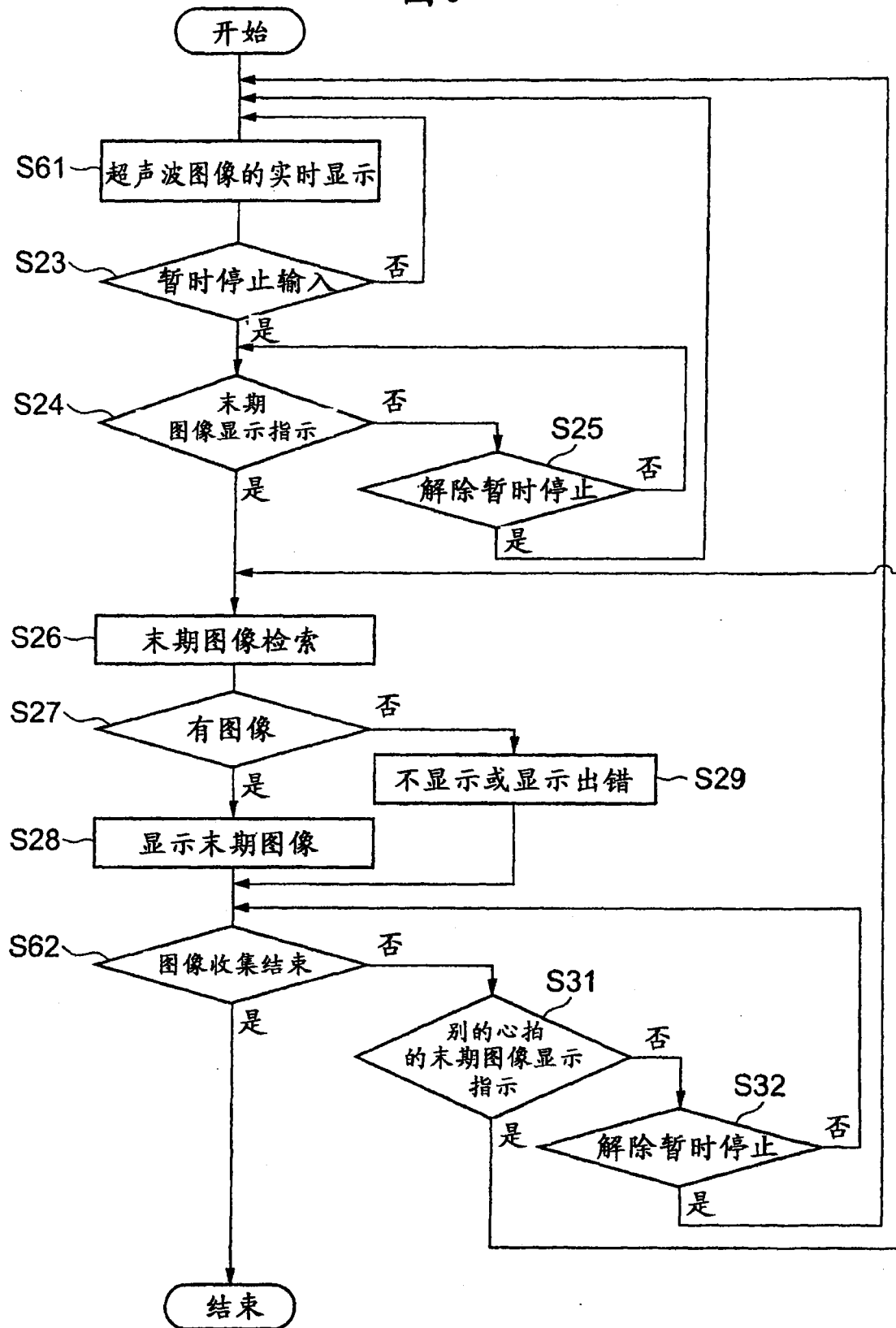


图7

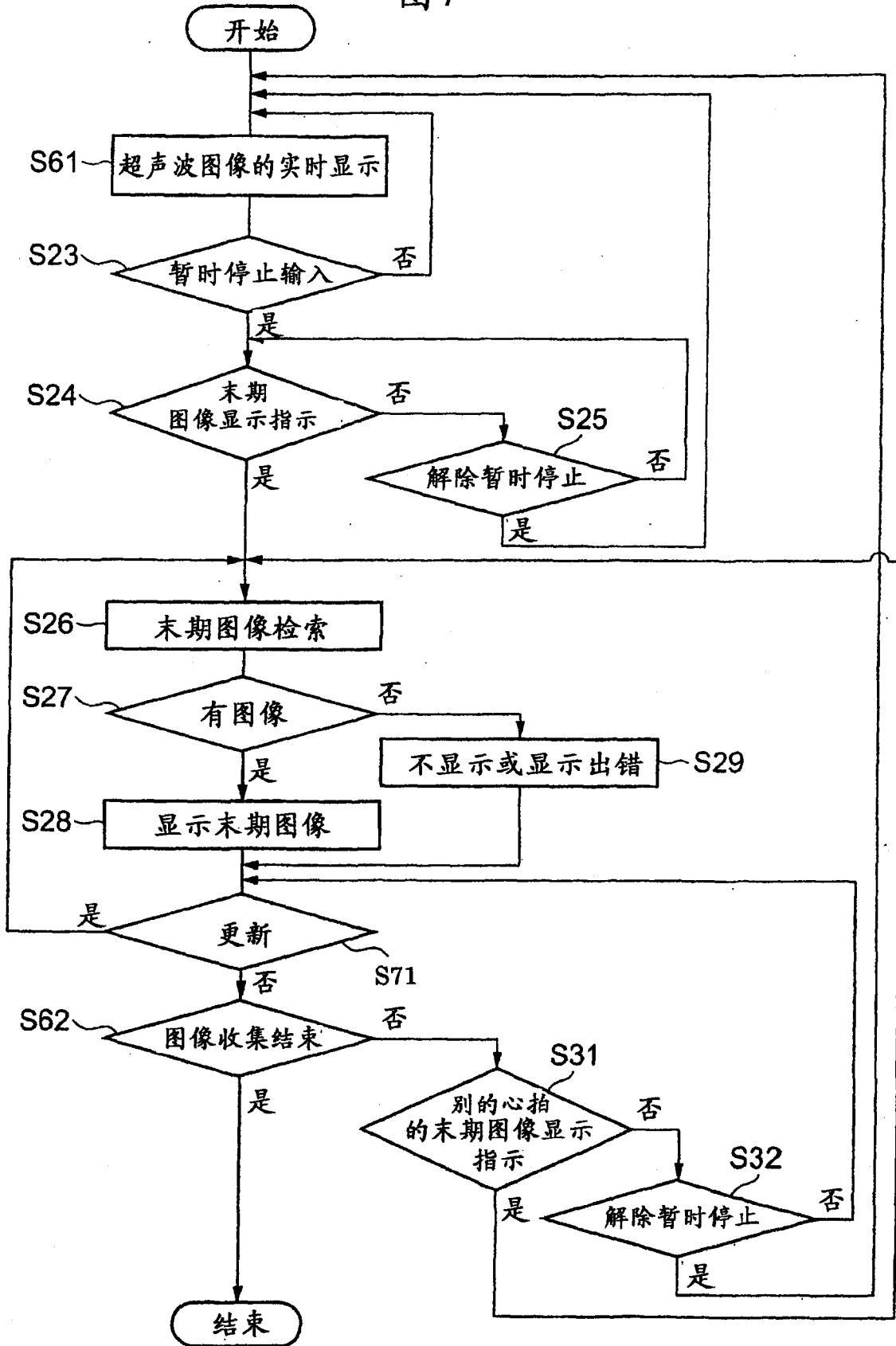


图8

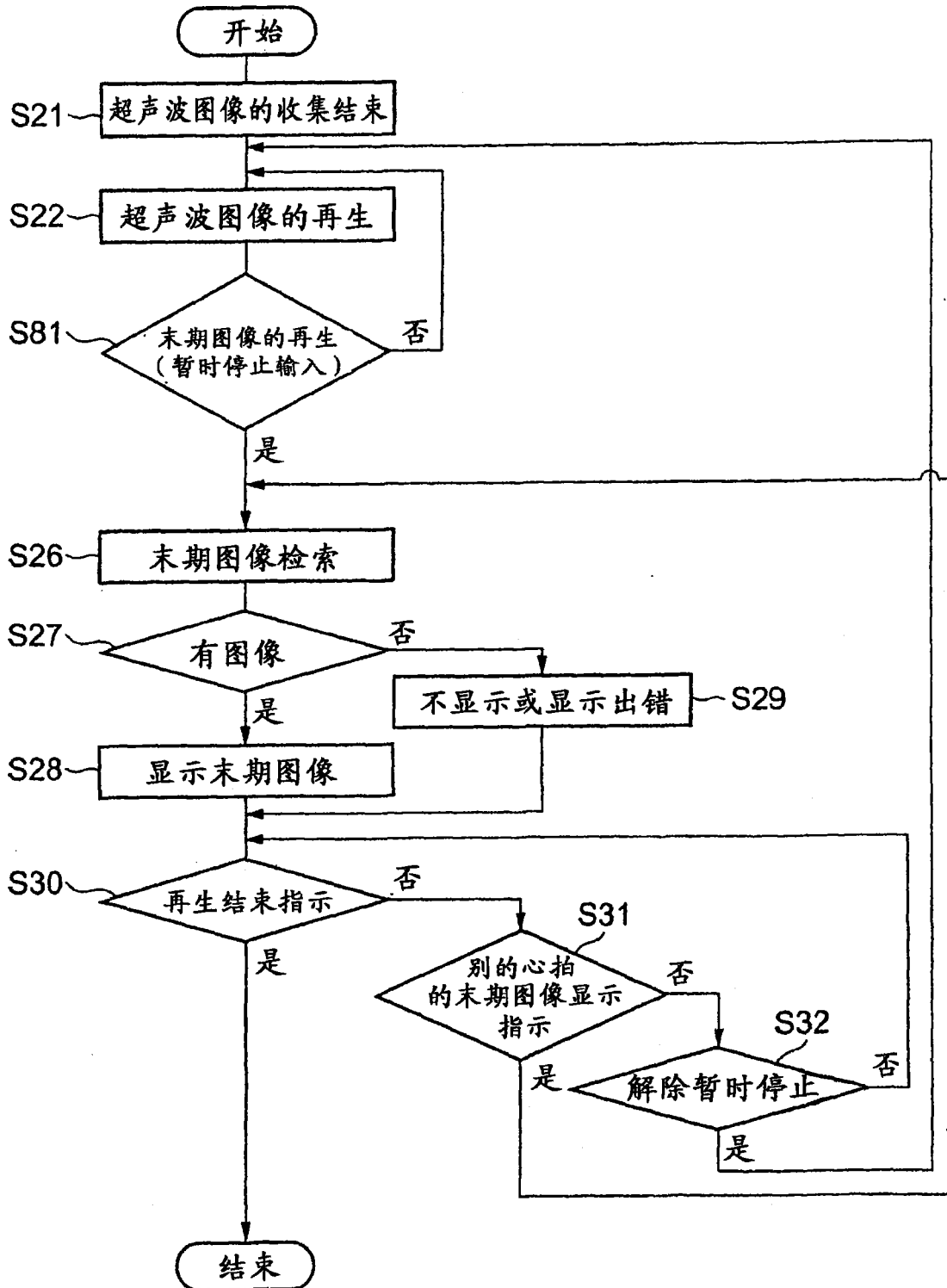


图9

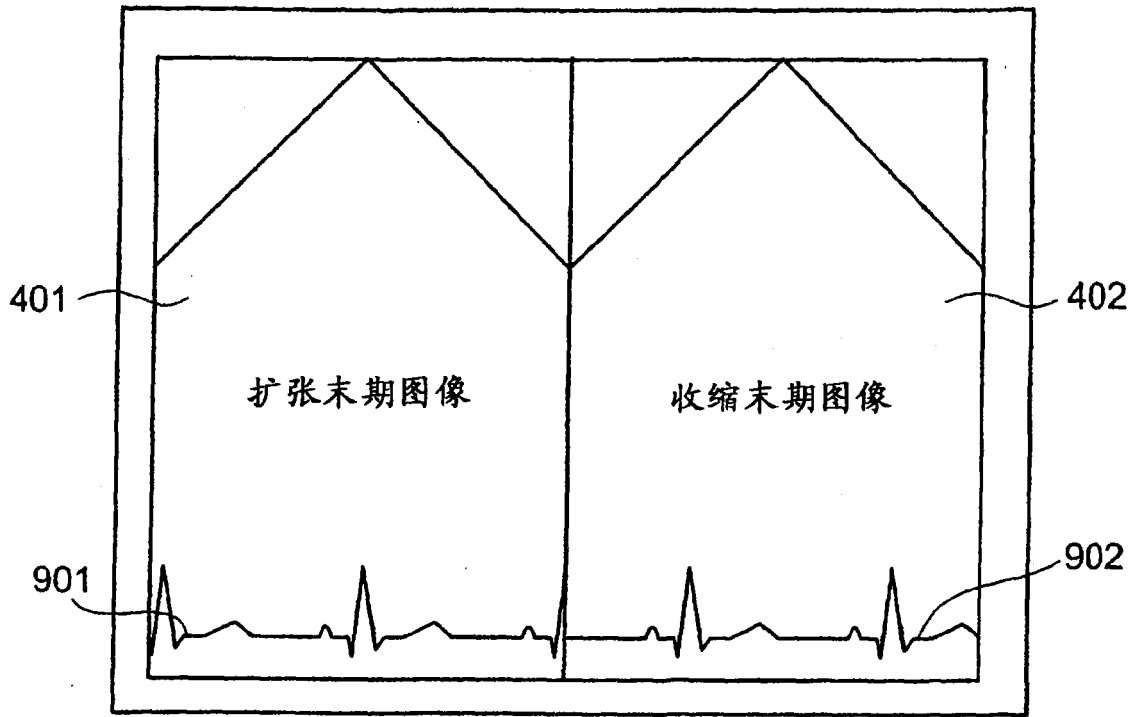


图10

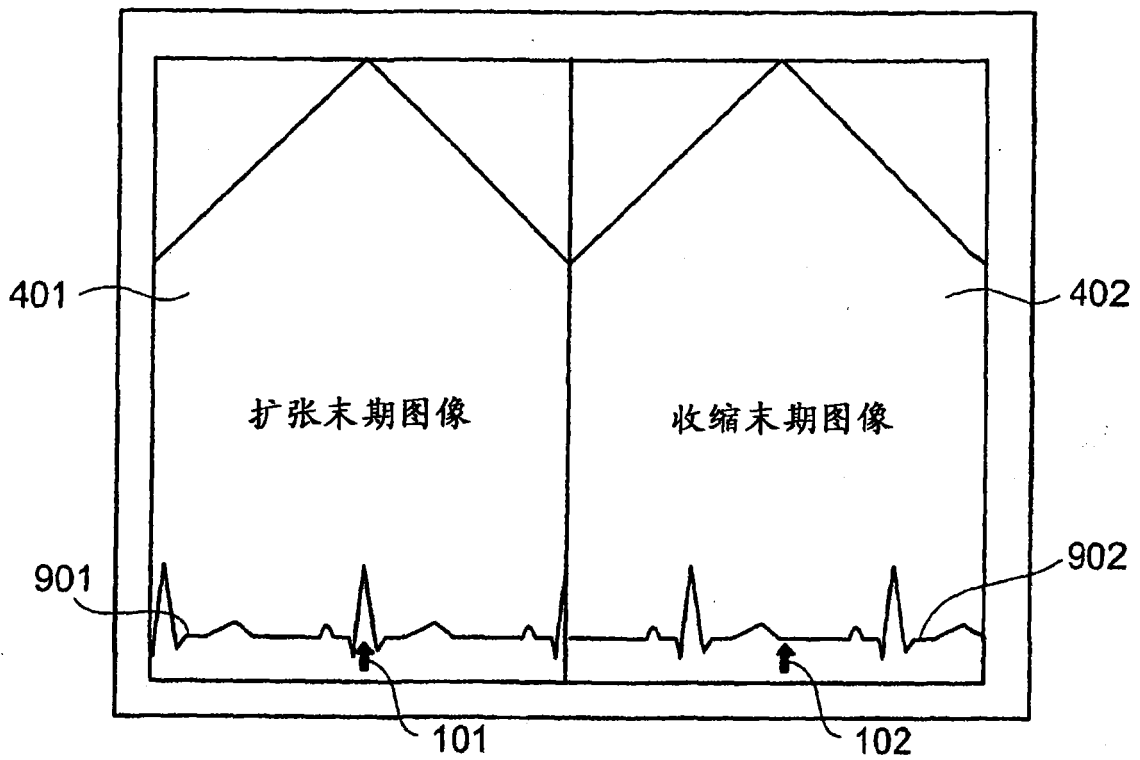


图 11

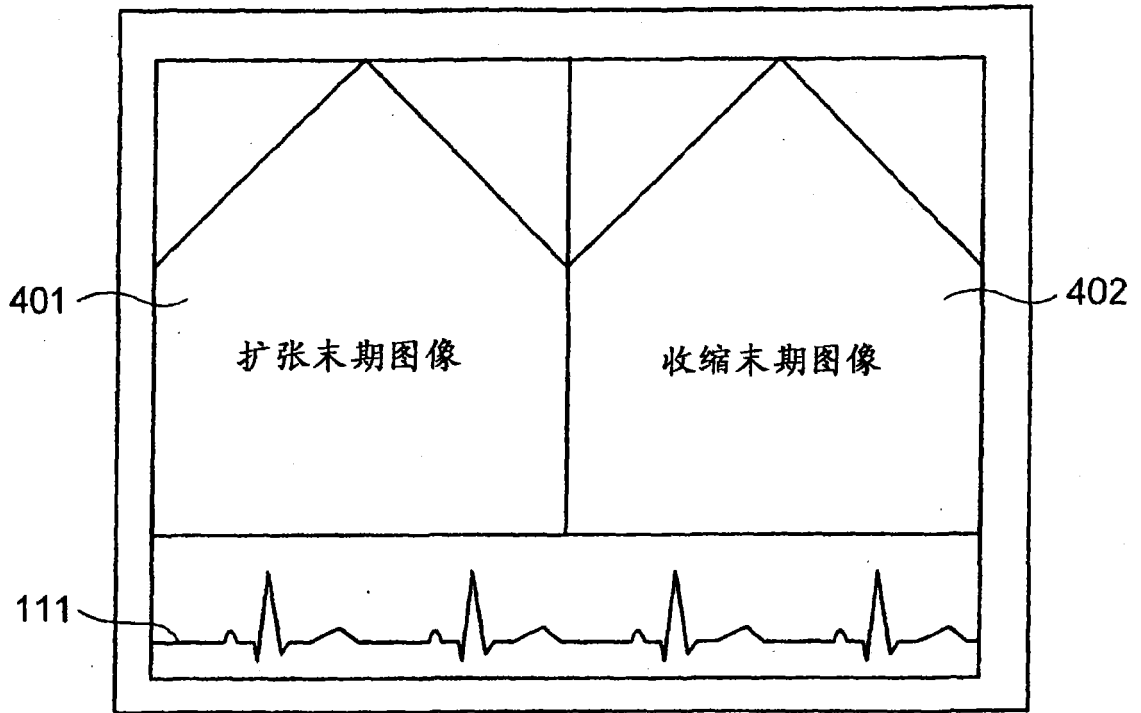


图 12

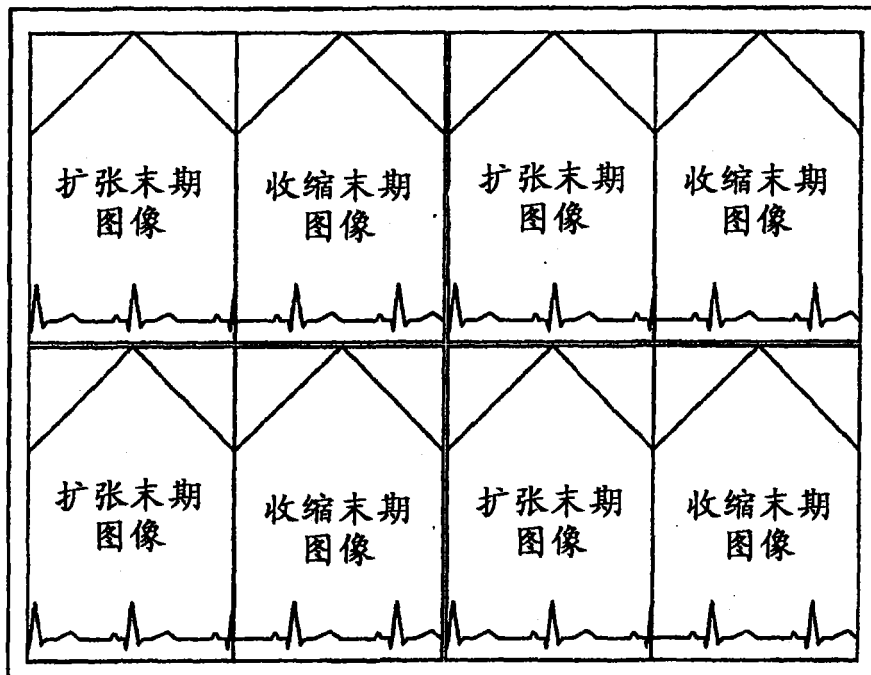


图13

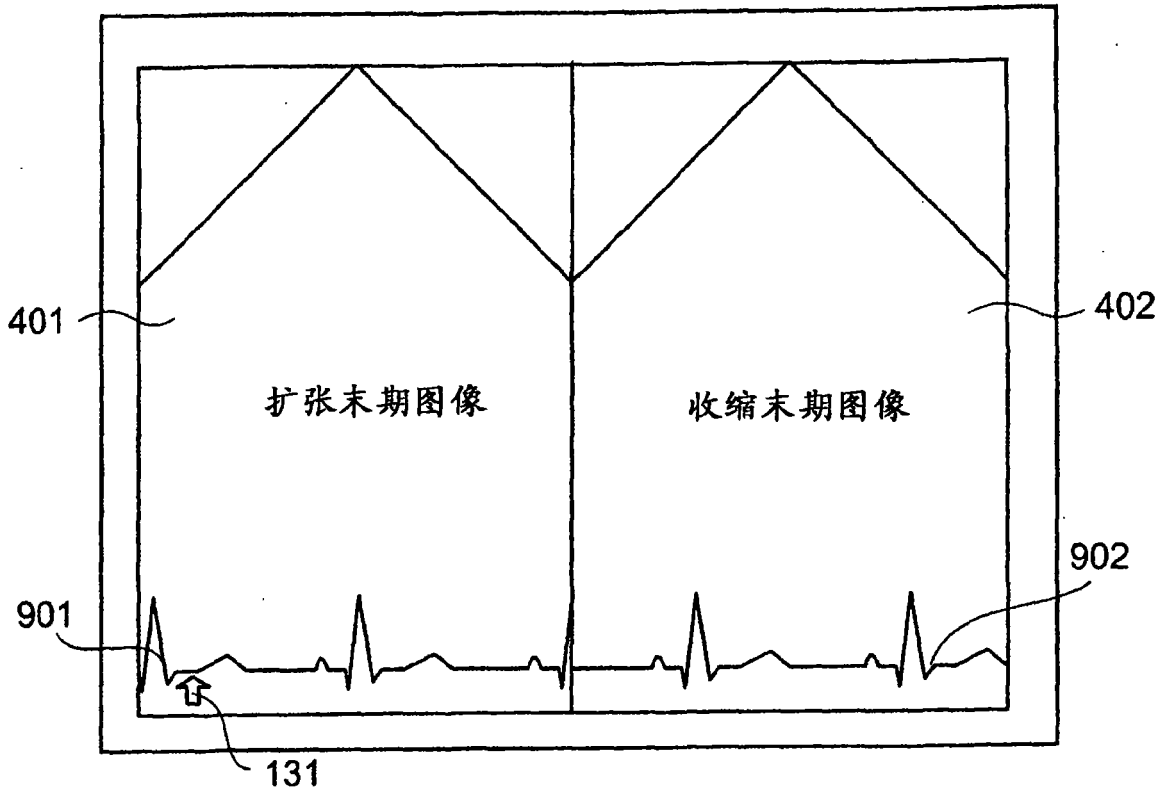
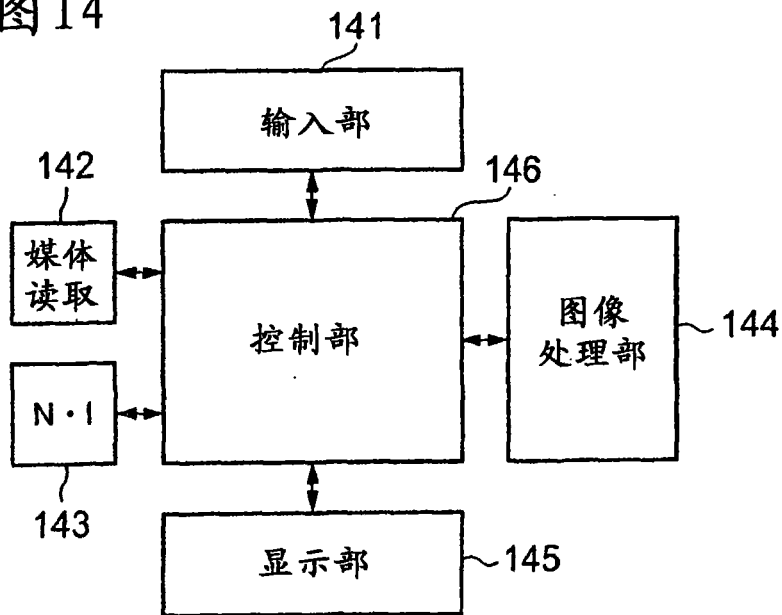


图14



专利名称(译)	超声波诊断装置及其图像显示处理装置及方法		
公开(公告)号	CN100531675C	公开(公告)日	2009-08-26
申请号	CN200610073512.6	申请日	2006-04-12
[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	大贯真人		
发明人	大贯真人		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/463 A61B8/00 A61B5/0456		
审查员(译)	王锐		
优先权	2005114265 2005-04-12 JP		
其他公开文献	CN1853572A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种超声波诊断装置及其图像显示处理装置及方法，将从患者收集保存的多个超声波图像帧和生物体信号信息互相对应地存储，在再生图像的显示中有暂时停止输入时，从对该暂时停止输入时的显示图像帧对应赋予的时刻起，回溯所存储的生物体信号信息来检索心脏的扩张末期或收缩末期，自动检索分别对应的超声波图像帧，进行并列显示。所显示的扩张末期图像和收缩末期图像的图像对，可以在对每个心拍回溯保存的任意的扩张末期图像和收缩末期图像的时相进行显示。

