



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101309645 B

(45) 授权公告日 2010.12.08

(21) 申请号 200680042696.8

(22) 申请日 2006.11.15

(30) 优先权数据

330523/2005 2005.11.15 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2008.05.15

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2006/322727 2006.11.15

(87) PCT申请的公布数据

W02007/058195 JA 2007.05.24

(73) 专利权人 株式会社日立医药

地址 日本东京都

(72) 发明人 长野智章

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

代理人 李贵亮

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006.01)

G06T 7/00(2006.01)

(56) 对比文件

US 2005/0238216 A1, 2005.10.27, 说明书摘要、第29-63段、附图1-7.

JP 特开 2002-140689 A, 2002.05.17, 说明书摘要、权利要求1-4、说明书第8-27, 32-83段、附图1, 10.

JP 特开 2002-140689 A, 2002.05.17, 说明书摘要、权利要求1-4、说明书第8-27, 32-83段、附图1, 10.

审查员 李燕

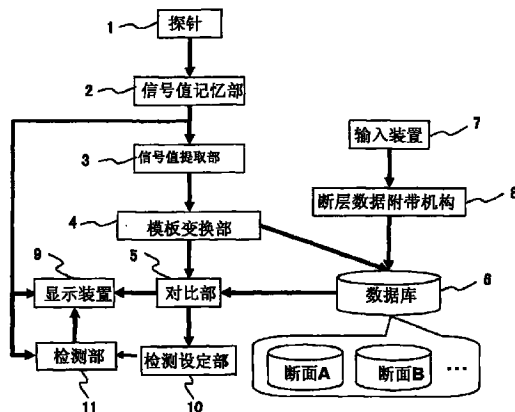
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 4 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

一种超声波诊断装置,其具有:模板变换部(4),其中,模板化由回波信号构成的心脏断层图像信息为可以与数据库(6)中收纳的模板化了的诊断用图像信息进行对比的形式,所述回波信号通过与被检体接触的超声波探针(1)进行收集;对比部(5),其中,对比在所述模板变换部模板化了的断层图像信息与数据库(6)中收纳的模板化了的诊断用图像信息;显示装置(9),其中,与由回波信号构成的心脏的断层图像一起,由对比部(5)得到的对比结果进行实时显示,所述回波信号通过与被检体接触的超声波探针进行收集。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具有:

数据库,其收纳有根据规定的方式被模板化了的被检体的机体器官的基于各种观点的诊断用图像信息;

模板变换部,其将由回波信号构成的所述机体器官的断层图像信息模板化为可以与被收纳于所述数据库中的模板化了的诊断用图像信息进行对比的形式,所述回波信号通过与被检体接触的超声波探针收集而得;

对比部,其对在所述模板变换部进行模板化了的断层图像信息与被收纳于所述数据库中的模板化了的诊断用图像信息进行对比;以及,

显示装置,其对由回波信号构成的所述机体器官的断层图像和由所述对比部得到的对比结果一起进行实时显示,

所述规定的方式包括通过特征空间法或子空间法将诊断的信号值矢量或断层图像信息投影,得到模板化矢量,

所述对比部中,将被收纳的与从断层图像信息得到的模板化矢量具有最小差异的被模板化了的诊断图像信息作为该模板化矢量的对比结果。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,被检体的机体器官为心脏,并且其断层图像信息为与被检体的心电图波形上规定的时相同步获得的信息。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,所述对比部从所述数据库中读出与所述规定的时相对应的所述诊断图像信息。

4. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于,被收纳于所述数据库的所述诊断图像信息仅为与所述规定的时相对应的诊断图像信息。

5. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,还具备判断之前的识别处理是否结束的识别处理判断部。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,将在所述模板变换部被模板化了的断层图像信息的一部分数据库化为可以注册的形式后,收纳于所述数据库中。

7. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置,其特征在于,被输入到所述模板变换部的信号为来自断层图像上的各点的信号值,所述各点为沿着所述超声波探针的超声波束的方向进行扫描的各点。

8. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置,其特征在于,输入到所述模板变换部的信号为来自纵向或横向扫描断层图像上的各点的信号值。

9. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置,其特征在于,心脏的所述断层图像信息是与心脏跳动速度的时相同步获得的信息,所述心脏跳动速度的时相与被检体的心电图波形上的规定时相关联。

10. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,当在所述对比部中对模板化了的断层图像信息与被收纳于所述数据库中的诊断用图像信息进行对比时,表示该断层图像信息的种类的象征标志或文字作为对比结果之一显示于所述显示装置。

11. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,在所述数据库中,除了模板化了的正常者的标准的诊断用图像信息之外,还收纳有包括病变部的模板化了的诊断用图像信息,当在所述对比部中对模板化了的断层图像信息与被收纳于所述数据库的包括病变部的模板化了的诊断用图像信息进行对比时,该断层图像信息的疾病名称作为对比结果之

一显示于所述显示装置。

12. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,在被收纳于所述数据库的模板化了的各诊断用图像信息中,附带有包括与各诊断用图像信息相关联的被检体的年龄、性别、疾病名称、检测用初始设定值或者过去的检测设定值的附带信息。

## 超声波诊断装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波诊断装置,特别涉及具有以下功能的超声波诊断装置的改良,所述功能为:将通过探针得到的被检体的断层图像信息与从数据库提取的诊断断层图像信息进行对比,在显示装置中显示该对比结果,并且对其后的检测者的检测、诊断进行支持、辅助。

### 背景技术

[0002] 使用超声波诊断装置,例如心功能的诊断中,定量评价血流、心腔容积、心肌变形对于心脏病变的诊断极为有用。

[0003] 因此,在使用超声波诊断装置的心功能诊断时,通过探针从各个方向得到心脏的断层图像,观察、检测这些断层图像。例如,在短轴观中可以观察心脏瓣膜、心肌壁厚、壁运动,在长轴观中可以观察心脏瓣膜、心腔容积、血流、心肌壁厚、壁运动。

[0004] 在观察这样的断层图像同时的心功能诊断时,显示装置中实际上显示的所述断层图像,如果可以容易地判定短轴观或长轴观等断层图像的种类,则之后的检测、诊断极有效率。

[0005] 因此,例如,日本特开 2002-140689 号公报公开了例如与超声波诊断装置组合使用的医用图像处理装置,其中,将机体器官特别是心脏的各断面图像的图像图案作为辞典图像进行记忆的断面信息解析机构将从获取机构获取的机体器官的二维断面图像与所述记忆的辞典图像相比较,根据由类似的图案构成的辞典图像,解析由所述断面图像的三维断面位置和断面方向所构成的断面信息,用输出机构输出该解析结果,由获取的生物体的断面图像数据自动识别断面的位置和方向,可以提取成为辅助医生诊断那样的对象物的结构信息。

[0006] 但是,在上述日本特开 2002-140689 号公报中公开的超声波诊断装置中使用的医用图像处理装置的断面信息的解析是以最初检测者获取适合于检测的断层图像为前提,对获取适合的断层图像后断面信息的解析进行处理。

[0007] 因此,在心功能检测中,要求检测者在检测之前从大量的检测项目单中选择根据检测目的的检测项目,同时需要一边根据经验确认通常是否能够获取符合检测目的的适当的断层图像,一边进行检查。

[0008] 本发明的目的在于提供可以实时且自动地识别检测者获取的断层图像的种类的超声波诊断装置。

### 发明内容

[0009] 以下对本申请公开的发明中代表内容的概要进行简单说明。

[0010] (1) 本发明的超声波诊断装置的特征在于,例如具有:模板变换部,其中将被检体的断层图像信息变换为模板化了的断层图像信息;数据库,其中预先记忆了模板化了的诊断图像信息;对比部,其中对所述被检体的模板化了的断层图像信息与所述模板化了的诊

断用图像信息进行对比；显示装置，其中显示由该对比部得到的对比结果。

[0011] (2) 本发明的超声波诊断装置，其特征在于，例如以 (1) 的结构为前提，通过上述对比部对模板化了的该断层图像信息与所述诊断图像信息之间进行对比时，表示所述断层图像信息的种类的象征标志例如体部标志 (body mark) 或文字，与该断层图像一起显示于所述显示装置。

[0012] (3) 本发明的超声波诊断装置，其特征在于，例如以 (1) 的结构为前提，从所述数据库导入的模板化了的诊断图像信息中，除了健康者的标准的诊断用图像信息之外，也含有包括病变部的诊断用图像信息，

[0013] 通过所述对比部对模板化了的所述断层图像信息与所述包括病变部的诊断图像信息之间进行对比时，疾病名称与该断层图像一起显示于所述显示装置。

[0014] (4) 本发明的超声波诊断装置，其特征在于，例如以 (1) 的结构为前提，通过探针得到的被检体的断层图像信息是与被检体的心电图的某时相同步而得的心脏的断层图像信息。

[0015] 根据本发明，可以实时确认能够获得适于检测目的的适当的断层图像，因此，在基于该确认的检测精度提高的同时，之后的检查诊断的效率也进一步提高。

#### 附图说明

[0016] 图 1 表示本发明超声波诊断装置的一实施例的方框图。

[0017] 图 2 是对根据图 1 所示的本发明一实施例的被检体的心脏的断层图像的获取、其识别以及该识别的断层图像的检测的顺序进行说明的流程图。

[0018] 图 3 是对图 2 的心电图 (ECG) R 波同步的信号获取以及之后的识别处理进行说明的图。

[0019] 图 4 是对在图 1 的信号值提取部 3 中提取、并输入到模板变换部 4 中的信号的一个例子进行说明的图。

[0020] 图 5 是对同样在图 1 的信号值提取部 3 中提取、并输入到模板变换部 4 中的信号的另一例子进行说明的图。

[0021] 图 6 也是对同样在图 1 的信号值提取部 3 中提取、并输入到模板变换部 4 中的信号的另一例子进行说明的图。

[0022] 图 7 是通过体部标记和文字来表示在图 1 的显示装置 9 中显示的断层图像及其种类的一个表示例的示意图。

[0023] 图 8 是利用心脏的跳动速度代替图 3 中说明的 R 波同步的信号获取作为时相的情况下计算心脏的跳动速度的方法的说明图。

#### 具体实施方式

[0024] 以下使用附图对根据本发明的超声波诊断装置的实施例进行说明。

[0025] 图 1 是表示根据本发明的超声波诊断装置的一个实施例的方框图。本实施例的超声波诊断装置，首先具有可以从数据库 6 中导入诊断图像信息的结构。另外，该数据库 6 可以是在超声波诊断装置自身具备的记忆装置内构成，也可以作为对于该超声波诊断装置来说另外的装置与该超声波诊断装置具有距离进行配置。

[0026] 数据库 6 中,依次通过包括来自鼠标、键盘、追踪球以及磁盘等模板数据读取部的输入装置 7 以及附加关联信息的断层数据附带机构 8,来收纳诊断图像信息。在此,该数据库 6 中收纳的该诊断图像信息作为所谓的模板化了的诊断图像信息进行构成。该诊断图像信息如后所详述,与通过 探针 1 得到的被检体的断层图像信息进行实时对比。模板化了的诊断图像信息,除了从上述输入装置 7 进行输入之外,根据需要也可以构成为从超声波诊断装置内部具备的后述的模板变换部 4 输入。这是由于数据库 6 内收纳了尽可能多的最新模板化了的信息。另外,作为模板制作的方法,如后所详述,可以使用例如特征空间法、子空间法、相互子空间法等。

[0027] 另外,上述断层数据附带机构 8 与各诊断图像信息有关,例如,与这些诊断图像信息相关附带该诊断图像信息的种类等其他的数据。由此,选择各诊断图像信息之一时,可以得到与该诊断图像信息相关的各种数据,例如图像的种类名称、被检体的年龄、性别、疾病名称、该图像标准的检测用初始设定值以及过去使用者设定的检测设定值。

[0028] 该数据库 6 中提供基于检测及诊断目的的设置作为电子文件。作为基于目的的上述设置,可以列举例如:为了识别断面的种类,用通常的检查获取的以包括例如胸骨旁切口图像的断面(左室长轴断面、左室短轴断面、右室流入道长轴断面)或心尖部切口图像的断面(左室长轴断面、四腔断面、五腔断面、二腔断面)的集合作为设置内容的设置;为了识别心肌病的种类,以包括例如肥大型心肌病(包括各种肥大形式)、扩张型心肌病等的断层图像的集合作为设置内容的设置;为了识别瓣膜疾病的种类,以包括例如二尖瓣疾病、主动脉瓣膜疾病、三尖瓣疾病等断层图像的集合作为设置内容的设置;为了识别先天性心脏病的种类,以包括例如房间隔缺损、室间隔缺损等的断层图像的集合作为设置内容的设置。

[0029] 这些各设置可以独立使用,或者,也可以组合这些设置统合为一个设置,使断面识别和疾病种类的识别可以同时进行。另外,可以准备每个显示深度或断面的、且根据患者的性别和年龄的进行了多种模板化了的诊断图像信息。由此,可以准备用于识别广范围的输入断层图像的数据库。如果将数据库的设置设定为包括某种特定病变数据的设置,则可以用作疾病的识别用。例如,如果准备扩张型心肌病或肥大型心肌病的数据库,则对于由心脏的形状与正常不同时的断层图像来识别病变、疾病是有效的。另外,使用者可以制作依据使用者一方的观点的新的数据库设置,其中可以追加或消除数据,构成对应于使用者的利用状况的数据库。

[0030] 另一方面,在超声波诊断装置中具备与被检体的体表等接触而使用的 探针 1、以及收纳由该探针 1 得到的上述被检体内的反射回波信号而制成的上述被检体的断层图像信息(信号)的信号值记忆部 2。作为所述断层图像信息,由后述的图 2 的说明等也可以明确,以被检体的机体器官例如跳动的某个心脏断层图像作为对象,并且以例如每个 R 波检出都可以得到该断层图像的方式来构成。

[0031] 另外,超声波诊断装置具备从该信号值记忆部 2 中收纳的断层图像信息(信号)中提取规定的断层图像信息的信号值提取部 3。作为提取的断层图像信息,可以直接提取信息的振幅值,也可以计算某任意区域的统计量进行提取。作为探针 1,例如使用扇型探针时,可以提取构成扇状的断层面 DL 的所有回波信号、或者图像的亮度值。另外,如图 4 所示,可以提取在断层面 DL 中扇状扫描的各位置的信号,如图 5 所示,可以提取在断层面 DL 中横向扫描的各位置的信号,如图 6 所示,可以提取在断层面 DL 中纵向扫描的各位置的信号。另

外,图像的分辨率变得过高、数据量变得过大时,可以降低分辨率,或拉长像素间隔提取信息。

[0032] 如图 4 所示,提取在断层 DL 中扇状扫描的各位置的信号时,由于提取与超声波束相同方向上的信号值,因此具有可以高速提取回波信号值的效果。由于在反面、浅部(距探针较近的地方)密度高,在深部密度低(如图 4 所示,对应于越是上部线的密度越高,越是下部线的密度越低),因此,对于提取心脏整体的信号值,根据深浅产生信息量上的不均衡。但是,如图 5 和图 6 所示,当以横向或纵向的扫描提取信号时,在格子状的坐标中获取信号值,因此具有在浅部和深部信息的密度相等、可以均衡地提取心脏整体的信息的效果。

[0033] 并且,由该信号值提取部 3 提取的断层图像信息,通过模板变换部 4 变换为模板化了的断层图像信息。通过这样制成模板化了的断层图像信息,可以容易地且在极短时间与来自上述数据库 6 的对应的模板化了的诊断图像信息进行对比。

[0034] 作为该模板化了的方法,在减少数据量或进行特征部的提取时,可以使用例如之前所述的特征空间法,在获取多个时相的信号值时,可以使用例如之前所述的子空间法。这样根据规定的方式进行被模板化了的断层图像信息如上所述,根据需要以模板化为可以注册的形式收纳于数据库 6 中的方式来构成。

[0035] 在此,首先,对于使用上述特征空间法在数据库 6 中得到模板化为可以注册的形式断层图像信息的方法进行说明。

[0036] 首先,将从上述信号值提取部 3 得到的断层图像信息的信号值矢量的集合设为 A。并且,将用于数据库化的断层图像的个数设为 N,根据下式求出其平均值(A 中  $\bar{A}$ )以及协方差矩阵 S,制成特征空间。另外, T 表示矩阵的转置运算。

$$[0037] \quad \bar{A} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N A_n \quad \cdots \cdots \quad (1)$$

$$[0038] \quad S = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (A_n - \bar{A})(A_n - \bar{A})^T \quad \cdots \cdots \quad (2)$$

[0039] 将上述 S 进行特征值分解,求得特征值  $\lambda$ 、特征矢量 u。将特征值  $\lambda$  降序排列。从特征值大的顺序求得与任意 k 个对应的特征矢量  $\Phi = \{u_1, u_2, \cdots, u_k\}$ ,在下式(3)中将投影 A 得到的矢量  $A^*$  作为模板进行数据库化。由此,数据库的容量变小,并且,可以有效地仅对成为信号的主要的特征进行有效地数据库化。

$$[0040] \quad A^* = \Phi^T(A - \bar{A}) \quad \cdots \cdots \quad (3)$$

[0041] 另外,作为以另一个数据库 6 中可以注册的形式进行模板化的方法,是使用子空间法的方法,对于某个断面 p 的信号值矢量  $A_p$ ,使用 L 个帧(例如,选自 ECG 上的 P、Q、R、S、T、U 波或其他帧中)的信号值,根据下式求得其平均值( $A_p$  中  $\bar{A}_p$ )以及协方差矩阵  $S_p$ ,制成子空间。

$$[0042] \quad \bar{A}_p = \frac{1}{L} \sum_{n=1}^L A_{pn} \quad \cdots \cdots \quad (4)$$

$$[0043] \quad S_p = \frac{1}{L} \sum_{n=1}^L (A_{pn} - \bar{A}_p)(A_{pn} - \bar{A}_p)^T \quad \cdots \cdots \quad (5)$$

[0044] 将上述  $S_p$  进行特征值分解,求得特征值  $\lambda_p$ 、特征矢量  $u_p$ 。将特征值  $\lambda_p$  降序排

列。从特征值大的顺序求得与任意  $k$  个对应的特征矢量  $\Phi_p = \{u_{p1}, u_{p2}, \dots, u_{pk}\}$ , 在下式 (6) 中将投影  $A$  得到的矢量  $A^*_p$  作为模板进行数据库化。由此, 数据库的容量变小, 并且, 可以有效地仅对成为图像的主要的特征进行有效地数据库化。另外由于信号通常变动, 因此, 不能仅通过单一的信号获取的特征也可以通过使用多个信号来稳定提取。

$$[0045] \quad A^*_p = \Phi_p^T (A - \bar{A}_p) \quad \dots \quad (6)$$

[0046] 在对比部 5 中, 为了进行新的对比, 在从模板变换部 4 输入的断面种类为未知的信号值矢量  $A_{new}$  和断面种类为已知的数据库之间进行对比处理。是从数据库 6 的诊断图像信息中寻找出具有与输入的断面信号值矢量  $A_{new}$  的特征最接近的特征的断面的处理。

[0047] 采用使用上述特征空间法进行模板化了的数据库 6 时, 如下式 (7) 将  $A_{new}$  投影为特征空间。

$$[0048] \quad A^*_{new} = \Phi^T (A_{new} - \bar{A}) \quad \dots \quad (7)$$

[0049] 将投影得到的矢量  $A^*_{new}$  与式 (3) 的  $A^*$  之间的差异进行数值化, 找出差异最小的断面, 该差异最小的断面的种类为被识别的断面的种类。在该差异的数值化中, 可以使用称为欧氏距离、马氏距离、曼哈顿距离、相似度的尺度。以下将差异进行数值化时, 使用上述尺度。

[0050] 另外, 采用使用上述子空间法进行模板化了的数据库 6 时, 如式 (8) 将  $A_{new}$  投影为各断面  $p$  的子空间。

$$[0051] \quad A^*_{pnew} = \Phi_p^T (A_{new} - \bar{A}_p) \quad \dots \quad (8)$$

[0052] 将投影后的矢量  $A^*_{new}$  与式 (6) 的  $A^*_p$  之间的差异数值化, 对断面进行识别。

[0053] 在上述两种方法中, 对于模板化后的输入和数据库中模板之间的差异, 设定阈值, 比阈值差异更大时, 不能对比。

[0054] 另外, 输入多个断面的信号, 制成模板化了的输入子空间, 也可以使用使输入子空间和数据库的子空间对比的相互子空间法。

[0055] 这样, 通过探针 1 得到的被检体的模板化了的断层图像信息, 在对比部 5 将其与从数据库 6 中取出的模板化了的诊断图像信息进行对比, 它们的差在规定的阈值以下时, 如图 7 所示, 在显示装置 9 的显示面 9A 中显示出表示上述断层图像信息种类的象征标志之一的体部标记 12 以及文字 13。作为断层图像信息的上述种类, 可以列举例如: “心尖部二腔”、“胸骨旁短轴”、“心尖部长轴”或“房间隔缺损”等。这种情况下, 该体部标记 12 和文字 13 可以表示它们中的一个。上述显示装置 9 的显示面 9A 的结构如下: 其大部分区域中, 显示通过所述探针 1 得到的被检体的未进行模板化了的断层图像信息即断层面 DL, 该断层图像的种类可以根据所述体部标记 12 或文字 13 来判定。

[0056] 而且, 这种情况下, 准备包括病变数据的信息作为数据库 6 中收纳的诊断图像信息时, 所述显示面 9A 中可以显示疾病。另外, 通过探针 1 得到的断层图像信息与从数据库 6 中提取的诊断图像信息不能进行对比时, 可以显示出表示不能对比的标志, 或者为无任何显示的状态。体部标记 12 和文字 13 的显示, 可以例如每检出 R 波都更新对比结果, 也可以每逢对比处理结束时刻再次更新。由此, 检测者可以确认与检查目的对应的断层图像是否能够正确获得。

[0057] 检测设定部 10 以根据被识别的断层图像的种类更新其检测项目单或初期设定值的方式来构成。例如,如果识别短轴观,则删除仅长轴观中使用的检测项目,仅仅以短轴观中使用的检测项目构成项目单,检测者进入检测模式时,只显示短轴项目单。由此,减轻以往那样从全部检测项目的烦杂的检测项目选择的负担。识别其他的断层图像时也进行同样的操作。另外也可以是,作为被识别的断面和设置读出进行数据库化的检测设定值,作为初期设定值自动输入。

[0058] 在检测设定部 10 中,设定检测项目的设定值时,基于该设定值,对显示的断层图像在检测部 11 实行检测,其结果显示在显示装置 9 中。

[0059] 图 2 是对根据图 1 表示的本发明一实施例的超声波诊断装置的被检体的心脏的断层图像的获得、其被识别的断层图像的检测的操作顺序进行说明的流程图。

[0060] 在本例中,数据库 6 中收纳的模板化了的诊断图像信息,包括与心电图 (ECG) 的某个时相例如 R 波同步而制成的信息,在后述的对比中,读取与该时相同步制成的信息来构成。另外,数据库 6 中收纳的诊断图像信息可以仅为与某个时相例如 R 波同步而制成的信息。在数据库 6 中只保存某个规定时相的模板时,与保存全部时相的动态图像的形式相比,可以使数据库 6 的记忆容量变小,另外读出时间也变短,因此,对比时间也可以缩短。

[0061] 首先,根据步骤 S1,从被检体检出 R 波。与 R 波同步实行用于制成断层图像的反射回波信号导入。根据步骤 S2 判断之前的断层图像的识别处理是否结束。使识别处理在心脏的 1 个心博之间结束,但 1 个心博的长度具有个体差异,如果该识别处理没有在 1 个心博之间结束,则使识别处理延长至下一个 R 波的检出。这是由于必须与 R 波同步制成断层图像的原因。通过步骤 S2 之前的识别处理结束的情况下,再通过步骤 S3 获得反射回波信号,通过步骤 S4,由获得信号得到模板化为可以与数据库 6 中的模板对比的形式的断层图像信息。

[0062] 并且,通过步骤 S5,采用来自数据库 6 的模板化了的诊断图像信息,与上述模板化了的断层图像信息对比。通过步骤 S6,判断上述断层图像信息与该断层图像信息是否一致,即判断上述断层图像信息是否被识别。识别未确定的情况下,等待下一个 R 波重复上述操作。通过步骤 S6 识别了上述断层图像信息时,在步骤 S7 中识别的结果显示于显示装置 9 中。

[0063] 接着,步骤 S8 中,根据被识别的断层图像的种类,通过检测设定部 10 由检测者判断是否进行检测设定,未进行的情况下重复上述操作,进行检测设定的情况下,在步骤 S9 中根据该设定实施在显示装置上显示的断层图像的检测,在步骤 S10 中该检测结果显示在显示装置 9 中。

[0064] 图 3 是表示在图 2 示出的操作中从 R 波检出至下一个 R 波检出之间进行识别处理(图 2 的步骤 S3 至 S6 的处理)的情况下该识别处理与信号获取的时间的说明图。此时,基于 R 波的检出进行信号的获取,但是,例如,根据需要多个时相的信号获取的子空间法进行图像信息的模板化时,除了与 R 波同步的信号获取之外,也可以进行例如从该 R 波经过一定时间  $t$  后的信号获取。

[0065] 上述实施例中表示可以提供通过心电仪得到的心电图 (ECG) 时的结构。但是,例如在急救时不能立刻准备心电图 (ECG) 的情况下,由心脏的跳动来推断 ECG 上的时相。心脏跳动的速度在 1 个心博中不是一定的,因此,可以检测其速度,检出某个特定的速度、例

如最高速度或最低速度的时相,与该时相同步导入信号。在这种情况下,对于检测心脏跳动的速度,可以使用例如被称为光流的方法。即,如图 8 所示,在显示心脏的断层面 DL 的整体上确定检测速度的多个点(检测点)P,根据光流法计算出该检测点 P 的速度,由其统计量运算心脏整体的跳动速度。

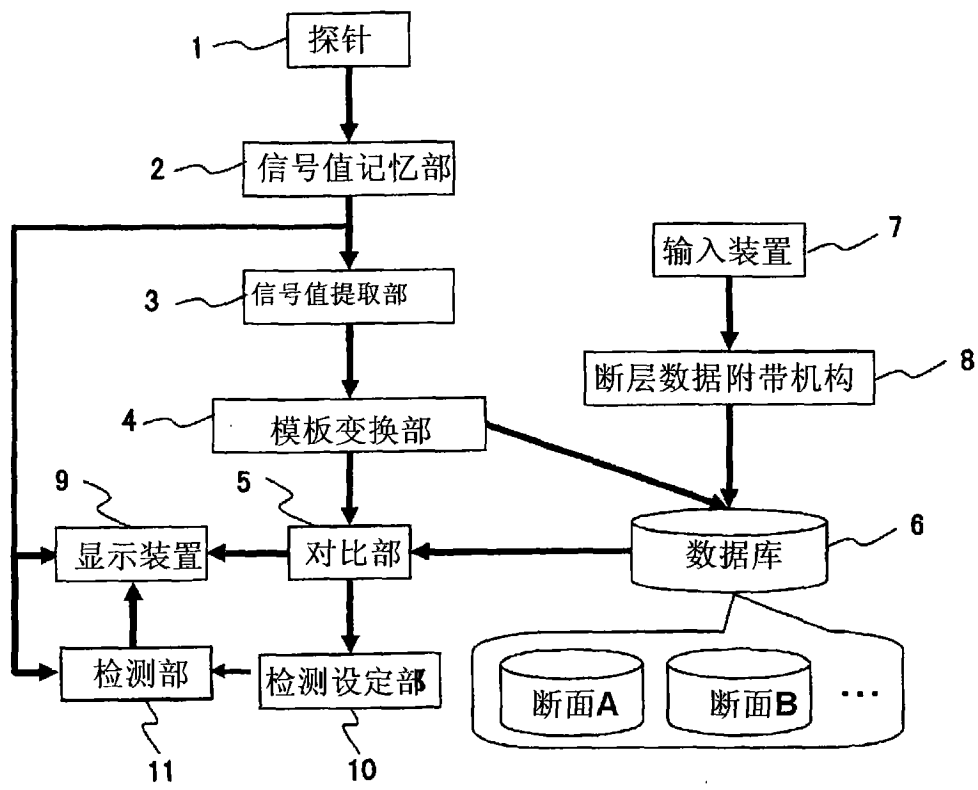


图 1

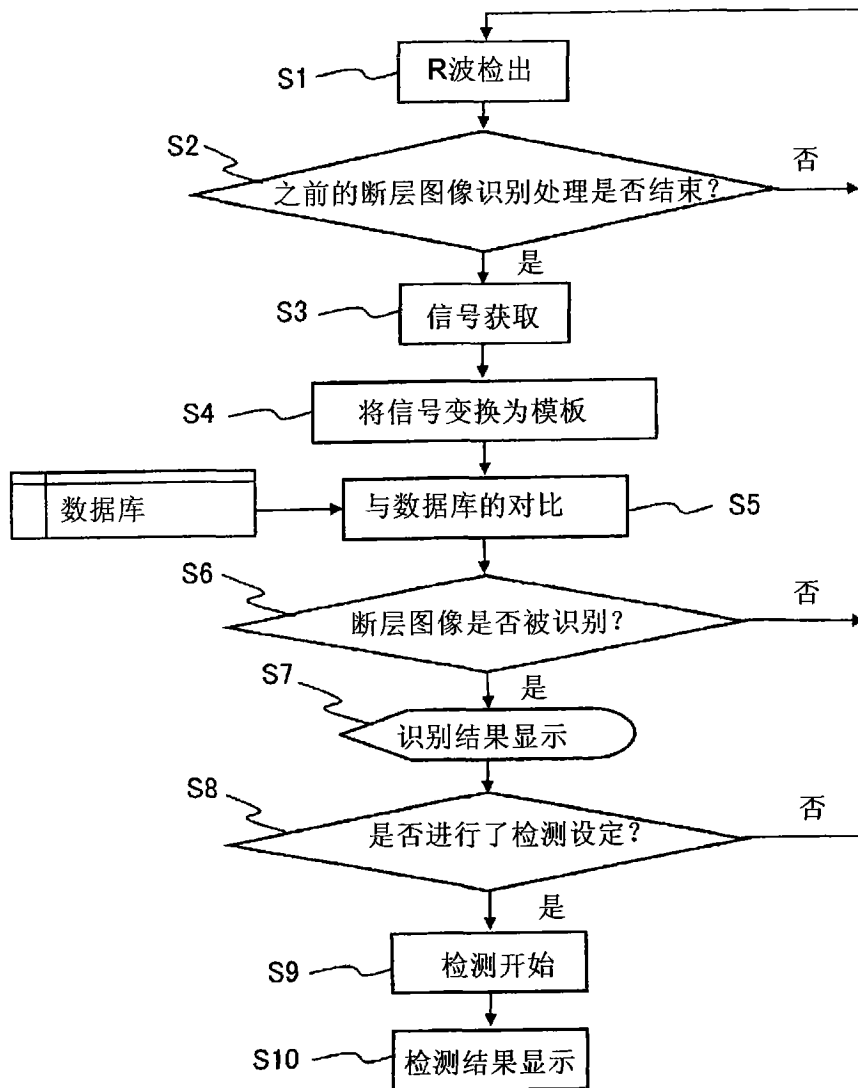


图 2

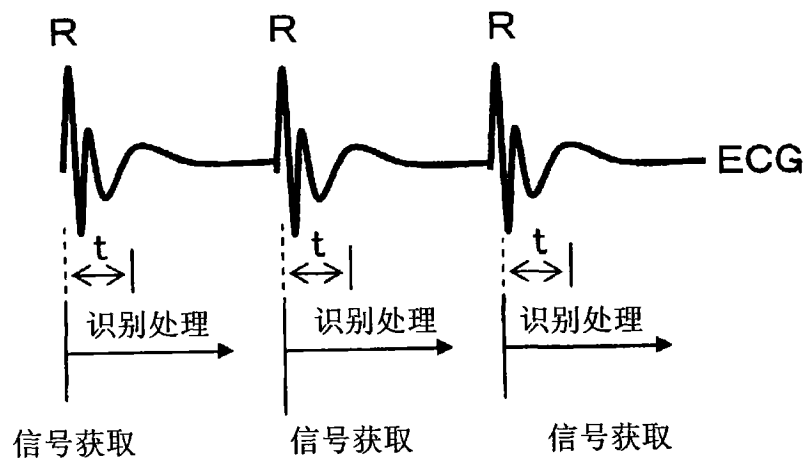


图 3

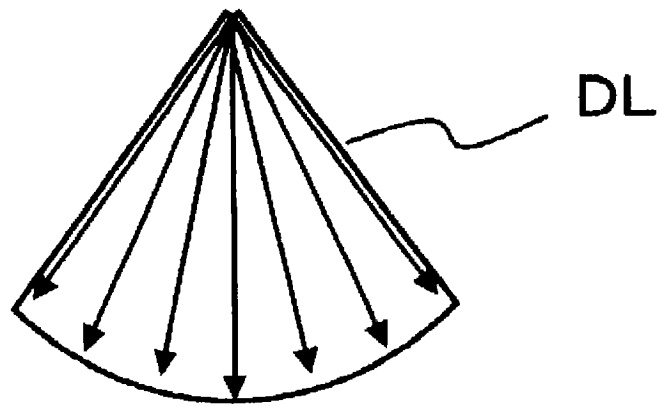


图 4

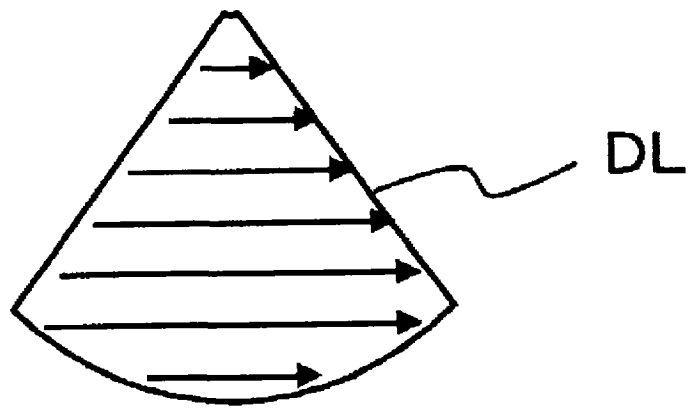


图 5

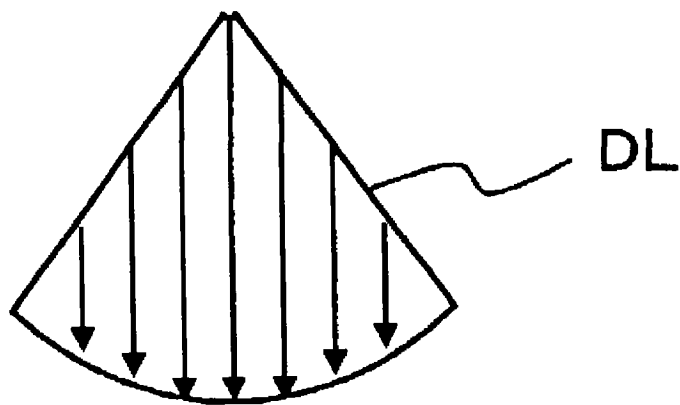


图 6

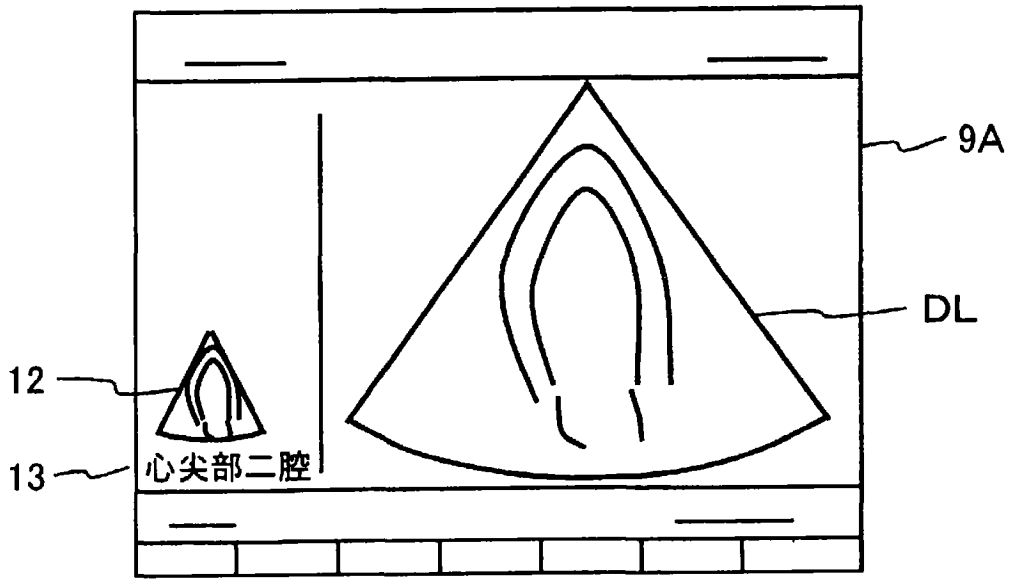


图 7

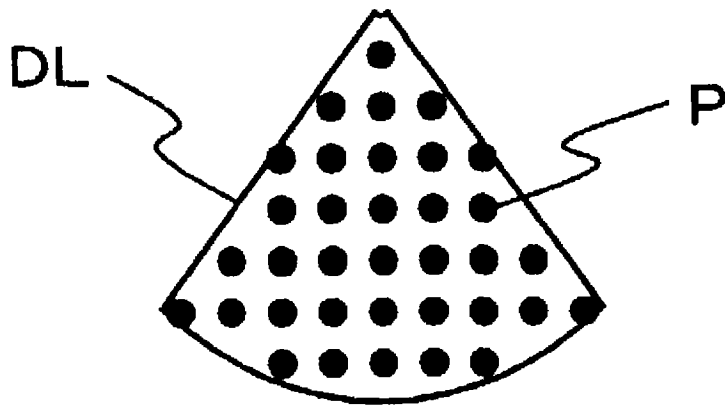


图 8

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN101309645B</a>	公开(公告)日	2010-12-08
申请号	CN200680042696.8	申请日	2006-11-15
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
[标]发明人	长野智章		
发明人	长野智章		
IPC分类号	A61B8/00 G06T7/00		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B8/14 G06T7/0026 G06T2207/30196 A61B8/543 G06T2207/30048 A61B8/08 G06T2207/10132 G06T7/32		
代理人(译)	李贵亮		
审查员(译)	李燕		
优先权	2005330523 2005-11-15 JP		
其他公开文献	CN101309645A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种超声波诊断装置，其具有：模板变换部(4)，其中，模板化由回波信号构成的心脏断层图像信息为可以与数据库(6)中收纳的模板化了的诊断用图像信息进行对比的形式，所述回波信号通过与被检体接触的超声波探针(1)进行收集；对比部(5)，其中，对比在所述模板变换部模板化了的断层图像信息与数据库(6)中收纳的模板化了的诊断用图像信息；显示装置(9)，其中，与由回波信号构成的心脏的断层图像一起，由对比部(5)得到的对比结果进行实时显示，所述回波信号通过与被检体接触的超声波探针进行收集。

