



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101522107 B

(45) 授权公告日 2014. 02. 05

(21) 申请号 200780037719. 0

(22) 申请日 2007. 09. 19

(30) 优先权数据

275956/2006 2006. 10. 10 JP

287085/2006 2006. 10. 23 JP

067967/2007 2007. 03. 16 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2009. 04. 09

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2007/068156 2007. 09. 19

(87) PCT国际申请的公布数据

W02008/044441 JA 2008. 04. 17

(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 朱丹

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006. 01)

(56) 对比文件

JP 特开 2005-348807 A, 2005. 12. 22, 说明书第 11-24 段、附图 1-4.

JP 特开 2000-5173 A, 2000. 01. 11, 说明书第 31-32, 42 段.

CN 1606966 A, 2005. 04. 20, 全文.

JP 特开 2005-348807 A, 2005. 12. 22, 说明书第 11-24 段、附图 1-4.

审查员 於锦

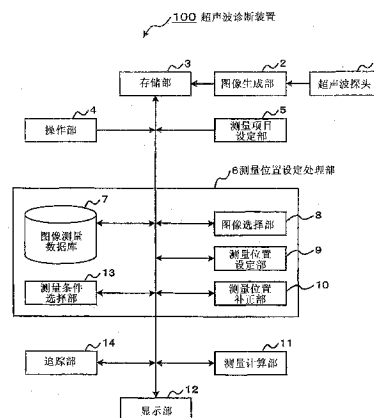
权利要求书3页 说明书22页 附图23页

(54) 发明名称

医用图像诊断装置、医用图像测量方法、医用图像测量程序

(57) 摘要

本发明提供可减轻在采用医用图像进行测量处理时的操作负担的医用图像诊断装置。超声波诊断装置 (100) 取得被检体的图像数据即输入图像信息保存到存储部 (3)。图像选择部 (8) 在输入图像信息和图像测量数据库 (7) 的过去的图像信息之间进行图像识别计算。图像识别成功时, 测量位置设定部 (9) 参照具有与输入图像信息最相似的过去的图像信息的图像测量信息的记录来取出该记录的测量位置信息并设定测量位置。测量位置设定处理部 (6) 将该测量位置与输入图像信息 (21) 重叠显示到显示部 (12)。测量计算部 (11) 对测量位置设定部 (9) 设定的测量位置做测量计算, 将测量结果显示到显示部 (12)。测量位置设定处理部 6 根据输入图像信息和测量位置设定部 (9) 设定的测量位置等来更新图像测量数据库 (7)。



1. 一种医用图像诊断装置,具有:图像信息取得单元,其取得被检体的图像信息;显示部,其显示上述图像信息取得单元所取得的图像信息;以及测量计算单元,其根据在上述显示部中显示的图像信息来进行测量计算,该医用图像诊断装置的特征在于,具备:

存储单元,其将过去取得的图像信息和针对该图像信息设定的过去的测量位置信息对应关联地保持,并且将过去的测量条件信息与上述过去取得的图像信息对应关联地保持;

图像选择单元,其识别并选择与通过上述图像信息取得单元所取得的图像信息最相似的过去的图像信息;

测量条件选择单元,其在通过上述图像信息取得单元取得图像信息时所采用的测量条件信息和在上述存储单元中保持的过去的测量条件信息之间进行测量条件识别计算,来识别并选择与在取得上述图像信息时所采用的测量条件信息最相似的过去的测量条件信息;以及

测量位置设定单元,其根据与上述图像选择单元所选择的过去的图像信息相对应的第1过去的测量位置信息和与上述测量条件选择单元所选择的过去的测量条件信息相对应的第2过去的测量位置信息,来对上述图像信息取得单元所取得的图像信息设定测量位置,

该医用图像诊断装置的特征在于,

在上述存储单元中按每个类别分类上述过去取得的图像信息并且保持代表上述类别的代表图像信息,

上述图像选择单元,在通过上述图像信息取得单元所取得的图像信息和在上述存储单元中保持的上述代表图像信息之间进行图像识别计算并决定通过上述图像信息取得单元所取得的图像信息的类别,在通过上述图像信息取得单元所取得的图像信息和属于决定的上述类别的过去的图像信息之间进行图像识别计算。

2. 根据权利要求1所述的医用图像诊断装置,其特征在于,

上述图像选择单元在通过上述图像信息取得单元所取得的图像信息和在上述存储单元中保持的属于由上述图像选择单元所决定的类别的过去的图像信息之间进行图像识别计算。

3. 根据权利要求1所述的医用图像诊断装置,其特征在于,

在上述存储单元中按照每个测量项目来保持上述测量位置,

该医用图像诊断装置具有选择上述测量项目的选择单元,上述测量位置设定单元读出与已选择的测量项目相对应的上述测量位置,并设定上述测量位置。

4. 根据权利要求1所述的医用图像诊断装置,其特征在于,具有:

测量位置评价单元,其根据通过上述图像信息取得单元所取得的图像信息的图像特征量,来评价由上述测量位置设定单元所设定的测量位置是否适合;以及

测量位置补正单元,其在由上述测量位置评价单元判断为上述设定的测量位置不适合时,根据通过上述图像信息取得单元所取得的图像信息的图像特征量来补正上述设定的测量位置。

5. 根据权利要求1所述的医用图像诊断装置,其特征在于,

该医用图像诊断装置具有测量位置补正单元,该测量位置补正单元在通过上述图像信息取得单元所取得的图像信息中设定的测量位置附近算出边缘强度,在上述算出的边缘强度最大的位置上补正上述设定的测量位置。

6. 根据权利要求 1 所述的医用图像诊断装置,其特征在于,

该医用图像诊断装置具有测量位置补正单元,该测量位置补正单元根据在通过上述图像信息取得单元所取得的图像信息中设定的测量位置周边的图像信息和上述过去的测量位置信息所示的测量位置周边的图像信息之间的变位,来补正上述设定的测量位置。

7. 根据权利要求 1 所述的医用图像诊断装置,其特征在于,

该医用图像诊断装置具有关心区域设定单元,该关心区域设定单元根据上述测量位置设定单元所设定的测量位置来设定关心区域。

8. 根据权利要求 1 所述的医用图像诊断装置,其特征在于,

该医用图像诊断装置具有测量位置追踪单元,该测量位置追踪单元根据通过上述图像信息取得单元所取得的图像信息来选择包括由上述测量位置设定单元所设定的测量位置的规定范围的图像部位,并通过追踪该图像部位的动向来使上述设定的测量位置移动。

9. 根据权利要求 1 所述的医用图像诊断装置,其特征在于,

该医用图像诊断装置具有图像识别结果显示单元,该图像识别结果显示单元在由上述图像选择单元所进行的图像识别成功时,将与通过上述图像信息取得单元所取得的图像信息相关的图像识别结果显示到上述显示部中。

10. 根据权利要求 1 所述的医用图像诊断装置,其特征在于,

该医用图像诊断装置具有警告处理单元,该警告处理单元在由上述图像选择单元所进行的图像识别失败时,执行警告处理或通过上述图像信息取得单元所取得的图像信息的再次输入处理中的至少任意一个。

11. 根据权利要求 1 所述的医用图像诊断装置,其特征在于,

该医用图像诊断装置具有测量位置更新单元,该测量位置更新单元在上述存储单元中登记并更新通过上述图像信息取得单元所取得的图像信息和针对通过上述图像信息取得单元所取得的图像信息设定的测量位置。

12. 根据权利要求 1 所述的医用图像诊断装置,其特征在于,

上述存储单元将过去取得的多个截面图像的亮度信息和截面种类对应关联地保持,

该医用图像诊断装置具有:相似度计算单元,其计算从上述图像取得单元所取得的图像中输入的输入图像和上述存储单元保持的上述多个截面图像之间的相似度;

相似度差值计算单元,其计算上述输入图像与最相似的截面图像之间的相似度和上述输入图像与其他截面图像之间的相似度的差值即相似度差值;以及

废弃判定单元,其对上述相似度以及上述相似度差值进行阈值处理,进行上述输入图像的废弃判定。

13. 根据权利要求 12 所述的医用图像诊断装置,其特征在于,

该医用图像诊断装置具有计算上述输入图像的亮度统计量的图像亮度统计量计算单元,

上述废弃判定单元对上述输入图像的亮度统计量进行阈值处理,进行上述输入图像的废弃判定。

14. 根据权利要求 12 所述的医用图像诊断装置,其特征在于,

该医用图像诊断装置具有设定上述废弃判定中的废弃率的废弃率设定单元,

上述废弃判定单元采用与由上述废弃率设定单元所设定的废弃率对应的阈值来进行

阈值处理,进行上述输入图像的废弃判定。

15. 根据权利要求 1 所述的医用图像诊断装置,其特征在于,具有:

设定测量项目的测量项目设定单元;以及

分类对象确定单元,其根据由上述测量项目设定单元所设定的测量项目来确定作为分类对象的截面图像。

16. 根据权利要求 12 所述的医用图像诊断装置,其特征在于,

该医用图像诊断装置具有分类单元,该分类单元将上述输入图像按照与上述输入图像最相似的截面图像的截面种类进行分类。

17. 一种医用图像测量方法,其取得并显示被检体的图像信息,并根据上述显示的图像信息来进行测量计算,该医用图像测量方法具有以下步骤:

将过去取得的图像信息和针对该图像信息设定的过去的测量位置信息对应关联地在存储装置中保持,并且将过去的测量条件信息与上述过去取得的图像信息对应关联地在存储装置中保持的步骤;

识别并选择与所取得的图像信息最相似的过去的图像信息的图像选择步骤;

在取得图像信息时所采用的测量条件信息和在上述存储装置中保持的过去的测量条件信息之间进行测量条件识别计算,来识别并选择与在取得上述图像信息时所采用的测量条件信息最相似的过去的测量条件信息的测量条件选择步骤;以及

根据与上述图像选择步骤所选择的过去的图像信息相对应的第 1 过去的测量位置信息和与上述测量条件选择步骤所选择的过去的测量条件信息相对应的第 2 过去的测量位置信息,来对上述所取得的图像信息设定测量位置的测量位置设定步骤,

该医用图像测量方法的特征在于,

在上述保持的步骤中按每个类别分类上述过去取得的图像信息并且保持代表上述类别的代表图像信息,

上述图像选择步骤中,在所取得的图像信息和在上述保持的步骤中保持的上述代表图像信息之间进行图像识别计算并决定所取得的图像信息的类别,在所取得的图像信息和属于决定的上述类别的过去的图像信息之间进行图像识别计算。

医用图像诊断装置、医用图像测量方法、医用图像测量程序

技术领域

[0001] 本发明涉及采用图像来进行活体组织测量的医用图像诊断装置。

背景技术

[0002] 在现有的医用图像诊断装置中,操作者利用鼠标及跟踪球等输入设备在取得的图像上指定测量位置。之后,医用图像诊断装置进行测量计算对测量结果进行画面显示。

[0003] 在测量位置的指定中采用测量应用程序。当操作者在图像上指定多个点时,测量应用程序对该测量点间的距离、面积及容积进行测量。当操作者在图像上设定规定区域时,测量应用程序计算该区域内的测量值。

[0004] 操作者的主要操作是取得测量对象的医用图像并显示,在医用图像中指定测量位置。这些操作对于检测每日大量的医用图像的操作者来说负担很大。

[0005] 因此,提出了实现胎儿测量的设定自动化的超声波诊断装置(参照[专利文献1])。该超声波诊断装置将对象患者过去的测量位置数据库化并保存在装置中。超声波诊断装置对对象患者ID和输入图像内的粗略的测量位置进行初始设定。超声波诊断装置根据初始设定从数据库内寻找似乎正确的测量点并将该位置显示到图像上。

[0006] 另外,还提出了参照过去的医用图像或测量位置来自动设定医用图像的截面种类或测量位置的医用图像处理装置。例如,提出了采用图形匹配法来识别心脏的截面图像属于哪个截面种类的医用图像处理装置(参照[专利文献2])。该医用图像处理装置将过去已取得的截面图像保存为词典图像,在输入图像和词典图像之间进行图形匹配处理,并采用最相似的词典图像的截面信息。

[0007] 专利文献1:日本特开2005-224465号公报

[0008] 专利文献2:日本特开2002-140689号公报

[0009] 但是,在测量位置的指定中操作非常烦杂,对于检测每日大量图像的操作者来说负担很大。另外还存在如下的情况,如测量位置依据操作者的主观判断而不同,或者由于图像质量及测量经验的程度等而导致难以指定测量位置。在上述专利文献中,无法解决上述课题。

[0010] 另外,现有的医用图像处理装置是以输入适合的截面种类的医用图像为前提,所以当输入测量对象以外的医用图像时,有可能无法进行正确的测量。此外,测量对象以外的医用图像例如包括:不含有活体组织本身的图像;不适合的截面种类的医用图像;从标准截面偏移的医用图像。

发明内容

[0011] 本发明是鉴于以上问题点而作出的,其目的是提供可减轻采用医用图像进行测量处理时的操作负担的医用图像诊断装置。

[0012] 为了实现上述目的,第1发明提供一种医用图像诊断装置,其具有:图像信息取得单元,其取得被检体的图像信息;显示部,其显示上述图像信息取得单元所取得的图像信

息;以及测量计算单元,其根据在上述显示部中显示的图像信息来进行测量计算,该医用图像诊断装置的特征是,具备:存储单元,其对应关联地保持过去取得的图像信息和针对该图像信息设定的过去的测量位置信息;图像选择单元,其识别并选择与输入图像信息最相似的过去的图像信息;测量位置设定单元,其根据与上述图像选择单元所选择的过去的图像信息对应的过去的测量位置信息,对上述输入图像信息设定测量位置;以及测量位置显示单元,其将上述测量位置设定单元所设定的测量位置与上述输入图像信息共同显示。

[0013] 第1发明的医用图像诊断装置,将过去取得的图像信息和针对该图像信息设定的过去的测量位置信息作成数据库后保存。医用图像诊断装置在输入图像信息和数据库中所保持的过去的图像信息之间进行图像识别计算,并选择与输入图像信息最相似的过去的图像信息。医用图像诊断装置根据与已选择的过去的图像信息对应的过去的测量位置信息来设定测量位置,并与输入图像信息重叠着进行显示。医用图像诊断装置进行在已设定的测量位置上的活体组织的测量计算并显示测量结果。医用图像诊断装置例如是超声波诊断装置、X射线CT诊断装置或MRI诊断装置。

[0014] 由此,医用图像诊断装置无需操作者事先进行初始设定,就能够根据输入图像信息来搜索过去的图像测量信息,并自动地设定测量位置。从而能够减轻操作者的操作负担。

[0015] 另外,可在输入图像信息和存储单元所保持的全部的过去的图像信息之间进行图像识别计算。

[0016] 由此,可根据过去的全部的图像信息和测量位置信息来设定最优的测量位置。

[0017] 另外,按照每个类别来分类过去的图像信息,并且在数据库中保持代表类别的代表图像信息,最初,可在输入图像信息和代表图像信息之间进行图像识别计算以确定输入图像信息的类别,接着,在输入图像信息和已确定的类别所属的过去的图像信息之间进行图像识别计算。

[0018] 由此,医用图像诊断装置先对输入图像信息进行大分类接着进行小分类,所以使识别率以及处理效率提高。另外,医用图像诊断装置可识别输入图像信息的类别,所以能够同时进行输入图像信息的分类和测量,并能够自动地分类整理测量结果。

[0019] 另外,可将过去的测量条件信息与过去的图像信息对应关联地保持到数据库中,在输入测量条件信息和过去的测量条件信息之间进行测量条件识别计算,识别地选择与输入测量条件信息最相似的过去的测量条件,根据与选择出的过去的测量条件信息对应的过去的测量位置信息,来设定测量位置。

[0020] 测量条件是涉及测量的各种条件。测量条件例如不仅是初始设定及测量项目,还是测量定时、时系列帧编号、被检体的年龄或性别、与被检体相关的诊断信息、测量对象及被检体的分类。

[0021] 由此,不仅根据输入图像信息,还可以根据输入测量条件,来搜索过去的图像测量信息,并自动地设定测量位置。这样不仅根据输入图像信息,还可以根据输入测量条件来设定正确的测量位置。例如,可自动地切换设定为与操作者所选择的测量项目对应的测量位置。

[0022] 另外优选,根据输入图像信息的图像特征量来评价设定的测量位置是否适合,当设定的测量位置不适合时,根据输入图像信息的图像特征量来补正设定的测量位置。

[0023] 另外,可在输入图像信息内设定的测量位置附近算出边缘强度,在算出的边缘强

度最大的位置上补正设定的测量位置。

[0024] 另外,可根据在输入图像信息内设定成的测量位置周边的图像信息和过去的测量位置信息所示的测量位置周边的图像信息之间的变位来补正设定的测量位置。

[0025] 由此,即使是在数据库中不存在与输入图像信息相似的过去的图像信息、已设定的测量位置不适合的情况下,也能够根据输入图像信息来补正测量位置。另外,在补正后的测量位置不适合的情况下,操作者可手动补正测量位置。

[0026] 另外,可根据设定的测量位置来设定关心区域,并与输入图像信息共同显示。

[0027] 由此,通过显示输入图像信息,可自动地设定关心区域,并显示针对该关心区域的测量结果。这样不仅测量点连关心区域也可自动地设定,所以能够减轻操作负担,并且缩短诊断所需的时间。

[0028] 另外,可根据输入图像信息来选择包含设定的测量位置的规定范围内的图像部位,并追踪该图像部位的动向,由此使设定的测量位置移动。

[0029] 由此,医用图像诊断装置关于规定时刻的帧图像,根据过去的图像信息以及测量位置信息来设定测量点,关于以后的帧图像,根据图像的一致度来追踪测量点。因此,能够自动地设定测量位置,并且能够使该测量点与组织的动向相应地移动,从而高精度地进行组织动态(心肌等各组织的动向)的测量。

[0030] 另外,在图像识别成功时,可显示与输入图像信息相关的图像识别结果。

[0031] 由此,可确认在当前画面上显示的活体组织部位及断层像的种类。

[0032] 另外,在图像识别失败时,可执行警告处理及输入图像信息的再次输入处理。

[0033] 由此,在不能图像识别时,可提示操作者再次取得输入图像信息,或者自动地再次取得。

[0034] 另外优选,在数据库中登记并更新重新输入的图像信息和在该图像信息中设定的测量位置。

[0035] 由此,数据库的信息量增加,并能够取得在下次重新输入图像信息时提高图像识别率这样的学习效果。

[0036] 另外,可在存储单元中对应关联地保持过去取得的多个截面图像的亮度信息和截面种类,计算输入图像和在存储单元中保持的多个截面图像之间的相似度,计算输入图像与最相似的截面图像之间的相似度和输入图像与其他截面图像之间的相似度的差值即相似度差值,对相似度以及相似度差值进行阈值处理,进行输入图像的废弃判定。

[0037] 由此,在输入图像是与两种标准截面图像相似的模糊面像时,废弃了输入图像之后,可对操作者提示再次取得测量所需的截面种类的输入图像,并迅速且有效地进行处理。

[0038] 另外,可计算输入图像的亮度统计量进行阈值处理,并判定在测量对象的活体组织图像中是否具备特有的统计性质,进行输入图像的废弃判定。

[0039] 这样,通过将输入图像的统计性质作为废弃基准,可废弃没有描绘出测量对象的活体组织的输入图像。

[0040] 另外,可取代阈值来设定废弃率或误识别率,采用与这些废弃率或误识别率对应的阈值来进行阈值处理,进行输入图像的废弃判定。

[0041] 这样,通过取代阈值采用废弃率或误识别率,可与操作者的操作感觉相适应。

[0042] 另外,可根据已设定的测量项目来确定作为分类对象的截面种类的数量及范围。

[0043] 由此,可通过根据测量项目将需要的分类数的截面种类作为分类对象,来提高识别率,提高测量操作中的操作性。

[0044] 第2发明是提供一种医用图像测量方法,其取得被检体的图像信息,显示上述取得的图像信息,并根据上述显示的图像信息来进行测量计算,其特征是具有以下步骤:在存储装置中对应关联地保持过去取得的图像信息和针对该图像信息设定的过去的测量位置信息的步骤;识别并选择与输入图像信息最相似的过去的图像信息的图像选择步骤;根据与上述图像识别步骤中所选择的过去的图像信息对应的过去的测量位置信息,对上述输入图像信息设定测量位置的测量位置设定步骤;以及将由上述测量位置设定步骤所设定的测量位置与上述输入图像信息共同显示的测量位置显示步骤。

[0045] 第2发明是与取得被检体的图像信息、显示上述取得的图像信息并根据上述显示的图像信息来进行测量计算的医用图像测量方法相关的发明。

[0046] 根据本发明可提供能够减轻采用医用图像进行测量处理时的操作负担的医用图像诊断装置。

附图说明

[0047] 图1是超声波诊断装置100的结构图。

[0048] 图2是表示图像测量数据库7的一形态的图。

[0049] 图3是表示测量处理设定处理部6的动作的流程图。

[0050] 图4是表示显示部12中的显示画面31的一形态的图。

[0051] 图5是表示显示部12中的显示画面34的一形态的图。

[0052] 图6是表示图像测量数据库7的一形态的图。

[0053] 图7是表示测量处理设定处理部6的动作的流程图。

[0054] 图8是表示图像测量数据库7的一形态的图。

[0055] 图9是表示测量处理设定处理部6的动作的流程图。

[0056] 图10是表示测量位置补正部10的动作的流程图。

[0057] 图11是表示测量位置补正处理中的显示画面51的一形态的图。

[0058] 图12是表示测量位置补正处理中的显示画面51的一形态的图。

[0059] 图13是表示超声波图像61中的关心区域79的设定的图。

[0060] 图14是表示超声波图像中的测量点的追踪的图。

[0061] 图15是超声波诊断装置150的结构图。

[0062] 图16是表示图像亮度数据库171所保存的记录的一形态的图。

[0063] 图17是表示基于输入图像的图像亮度统计量的废弃处理的流程图。

[0064] 图18是表示显示部12所显示的画面228以及超声波图像229的图。

[0065] 图19是表示基于相似度的废弃处理的流程图。

[0066] 图20是按照每个截面种类示出输入图像220和标准截面图像的相似度的图。

[0067] 图21是表示基于相似度差的废弃处理的流程图。

[0068] 图22是按照每个截面种类示出输入图像220和标准截面图像的相似度的图。

[0069] 图23是表示显示部12所显示的画面250的一形态的图。

[0070] 图24是表示显示部12中的画面260以及画面264的图。

- [0071] 图 25 是表示基于相似度的废弃处理的流程图。
- [0072] 图 26 是表示心脏的截面种类的图。
- [0073] 图 27 是表示测量项目以及分类对象的图。
- [0074] 符号说明
- [0075] 100..... 超声波诊断装置
- [0076] 1..... 超声波探头
- [0077] 2..... 图像生成部
- [0078] 3..... 存储部
- [0079] 4..... 操作部
- [0080] 5..... 测量项目设定部
- [0081] 6..... 测量位置设定处理部
- [0082] 7..... 图像测量数据库
- [0083] 8..... 图像选择部
- [0084] 9..... 测量位置设定部
- [0085] 10..... 测量位置补正部
- [0086] 11..... 测量计算部
- [0087] 12..... 显示部
- [0088] 13..... 测量条件选择部
- [0089] 14..... 追踪部
- [0090] 21..... 输入图像信息
- [0091] 22..... 图像测量信息
- [0092] 23..... 测量位置信息
- [0093] 26,28..... 测量位置周边的图像信息
- [0094] 24..... 图像信息
- [0095] 25..... 测量条件信息
- [0096] 31,34,51..... 显示画面
- [0097] 32,35,52..... 图像
- [0098] 33,37..... 测量点
- [0099] 36..... 测量项目
- [0100] 38..... 测量区域
- [0101] 41..... 分类图像测量数据库
- [0102] 42..... 代表图像信息
- [0103] 43..... 输入测量条件
- [0104] 53,83,88..... 左心室内膜
- [0105] 54,55,57..... 补正前的测量点
- [0106] 56,58..... 补正后的测量点
- [0107] 61,81,86..... 超声波图像
- [0108] 62..... 颈动脉
- [0109] 63,64..... 壁面

- [0110] 71 ~ 78..... 测量点
- [0111] 79..... 关心区域
- [0112] 82,87..... 心肌
- [0113] 84..... 移动前的测量点
- [0114] 85..... 剪切图像
- [0115] 89..... 局部图像
- [0116] 91..... 移动后的测量点
- [0117] 150..... 超声波诊断装置
- [0118] 160..... 图像亮度提取部
- [0119] 170..... 截面识别处理部
- [0120] 171..... 图像亮度数据库
- [0121] 172..... 相似度计算部
- [0122] 173..... 截面种类判定部
- [0123] 180..... 废弃处理部
- [0124] 181..... 图像亮度统计量计算部
- [0125] 182..... 相似度差计算部
- [0126] 183..... 阈值设定部
- [0127] 184..... 废弃判定部
- [0128] 220..... 输入图像
- [0129] 221..... 截面种类
- [0130] 222..... 标准截面图像信息
- [0131] 223..... 测量项目
- [0132] 224..... 测量位置
- [0133] 228,250,260,264..... 画面
- [0134] 229,251,262,266..... 超声波图像
- [0135] 252..... 截面种类显示
- [0136] 253..... 相似度显示
- [0137] 254..... 图表显示
- [0138] 261,265,281,283..... 测量项目
- [0139] 263..... 测量点
- [0140] 267..... 测量区域
- [0141] 270..... 心脏
- [0142] 271 ~ 276..... 标准截面图像

具体实施方式

[0143] 以下参照附图对本发明的医用图像诊断装置的优选实施方式详细地进行说明。此外,在以下的说明以及附图中,对具有近似相同功能结构的结构要素标注同一符号,并省略重复说明。

[0144] 本发明的医用图像诊断装置可适用于超声波诊断装置、X射线CT诊断装置、MRI诊

断装置以及组合了这些装置的系统。以下,作为医用图像诊断装置采用了超声波诊断装置,并对基于心脏截面图像的测量进行说明。此外,即使针对心脏以外的活体组织也可以适用。另外,关于截面图像以外的图像也能够适用。

[0145] (1. 超声波诊断装置的结构)

[0146] 首先,参照图 1,对超声波诊断装置 100 的结构进行说明。

[0147] 图 1 是超声波诊断装置 100 的结构图。

[0148] 超声波诊断装置 100 具有:收发超声波的超声波探头 1;根据超声波信号生成图像的图像生成部 2;作为保存该图像的存储区域的存储部 3;操作者采用输入设备来操作装置的操作部 4;设定测量项目的测量项目设定部 5;自动设定测量位置的测量位置设定处理部 6;采用测量位置进行测量计算的测量计算部 11;显示测量位置及测量结果的显示部 12 以及追踪部 14。

[0149] 测量位置设定处理部 6 具有:包含过去的至少图像信息、测量位置和测量位置周边的图像信息的图像测量数据库 7;采用输入图像信息和图像测量数据库 7 进行图像识别处理并选择图像的图像选择部 8;设定与识别出的图像对应的测量位置的测量位置设定部 9;评价并补正由测量位置设定部 9 所指定的位置的测量位置补正部 10;以及采用输入测量条件和图像测量数据库 7 来进行测量条件识别处理并选择测量条件的测量条件选择部 13。

[0150] 超声波探头 1 是对被检体收发超声波的装置。超声波探头 1 具有:扇型、线性型、凸型等形状。超声波探头 1 接收来自被检体的反射超声波,变换为电信号后输入到图像生成部 2。

[0151] 图像生成部 2 是根据来自超声波探头 1 的输入信号生成 B 模式图像的装置。输入信号通过整相加法器、对数放大器、包络线检波器、A/D 变换器、扫描变换器来变换为 B 模式图像。

[0152] 存储部 3 是存储已取得的图像的装置。存储部 3 例如是硬盘、通用存储器、帧存储器、电影存储器。

[0153] 操作部 4 是键盘、鼠标、跟踪球等输入设备。操作者采用操作部 4 来进行图像质量调节、测量指示及信息输入。

[0154] 测量项目设定部 5 是操作者选择希望的测量项目的装置。测量项目例如是特定部位的距离、容积、心肌壁厚、多普勒超声。

[0155] 测量位置设定处理部 6 是进行输入图像信息和数据库之间的图像识别处理并设定测量位置的装置。

[0156] 图像测量数据库 7 是具有过去的测量位置信息、图像信息以及测量位置周边的图像信息的记录集合。此外,为了减小数据容量可代码压缩后进行保存。另外,图像测量数据库 7 相应地保存测量条件信息。下面,对测量条件信息叙述。

[0157] 图像选择部 8 是采用图像测量数据库 7 进行输入图像信息的图像识别计算的装置。图像选择部 8 进行图像识别计算,并从图像测量数据库 7 内选择与输入图像信息最近似的图像信息。此外,作为图像识别计算可采用相关计算等的图形匹配计算。

[0158] 测量条件选择部 13 是采用图像测量数据库 7 进行输入测量条件的测量条件识别计算的装置。测量条件选择部 13 进行测量条件识别计算,并从图像测量数据库 7 内选择与输入测量条件最近似的测量条件信息。

[0159] 测量位置设定部 9 是根据从图像测量数据库 7 内选择的在图像信息的记录中包含的测量位置信息来设定测量位置的装置。此外,测量位置设定部 9 优选仅选择由测量项目设定部 5 指定的测量项目所需的信息,来设定测量位置。

[0160] 测量位置补正部 10 是补正测量位置设定部 9 所设定的测量位置的装置。测量位置补正部 10 进行测量位置的评价,并判断已设定的测量位置是否适合。在已设定的测量位置不是适合的测量位置时,测量位置补正部 10 补正测量位置。

[0161] 关于测量位置的评价例如可将边缘强度用作评价量。关于位置偏移的补正例如可采用边缘检测法。另外,可采用图像测量数据库 7 的测量位置信息所示的测量位置周边的图像信息和已设定的测量位置周边的图像信息之间的变位进行补正。另外,可经由输入设备对测量位置进行手动补正。

[0162] 测量计算部 11 是采用设定的测量位置进行各种测量的装置。测量计算部 11 进行的测量例如是距离以及容积的计算或基于多普勒法的测量、负荷超声、造影剂模式时的时间亮度曲线的构建、变形测量等。

[0163] 显示部 12 是 CRT 显示器或液晶显示器等显示装置。显示部 12 重叠显示在输入图像上设定的测量位置,显示识别结果,或者显示测量计算的结果。

[0164] 追踪部 14 是对在显示部 12 上显示的动态图像的活体组织的动向进行追踪的装置。

[0165] (2. 第 1 实施方式)

[0166] 接着,参照图 2 ~ 图 5 对第 1 实施方式中的测量位置设定处理部 6 的动作进行说明。

[0167] (2-1. 图像测量数据库 7)

[0168] 图 2 是表示图像测量数据库 7 的一形态的图。

[0169] 图像测量数据库 7 保存多个图像测量信息 22 的记录。图像测量信息 22 是与用于过去测量的图像及测量位置等有关的信息。图像测量信息 22 针对某一个测量使测量位置信息 23、图像信息 24 和测量条件信息 25 相对应,并作为一个记录进行保存。此外,还可以将测量位置信息 23 所示的测量位置周边的图像信息 26 与图像测量信息 22 相对应着进行保存。

[0170] 测量位置信息 23 是与测量位置相关的信息,例如,是表示测量点或测量区域的轮廓点群的座标值。采用在显示部 12 中的显示画面 31 上重叠显示图像 32 以及测量点 33 的图 4,来说明测量位置信息 23。在用于过去测量的图像 32 中,例如沿着心脏壁设定有多个测量点 33。这些多个测量点 33 是上述的测量区域的轮廓点群。由这些测量点 33 的座标 (X_1, Y_1)、座标 (X_2, Y_2)……所示的座标值作为测量位置信息 23 分别存储到图像测量数据库 7 内。此外,上述在 X-Y 座标中将座标值保存到图像测量数据库 7 中,不过利用 r- θ 座标所示的座标值,可将多个测量点 33 的测量位置信息 23 分别保存到图像测量数据库 7 内。

[0171] 测量位置周边的图像信息 26 是与测量位置信息 23 所示的测量位置周边的图像信息。测量位置信息 26 例如是测量点周边的亮度值或测量区域的轮廓点群周边的亮度值。所谓测量点周边的亮度值是以测量点为中心利用纵横 1cm ~ 2cm 作成的矩形区域的亮度值。此外,该区域还可以是椭圆区域或圆形区域。

[0172] 图像信息 24 是与图 4 的图像 32 相关的信息,例如是图像 32 的亮度值本身或代码

压缩化的亮度值。用于过去测量的图像 32 在每个座标 (X, Y) 上都分布亮度值。使座标值与亮度值对应, 整个图像 32 的亮度值作为图像信息 24 保存到图像测量数据库 7 内。所谓代码压缩化的亮度值例如是各扫描线的亮度值、任意选择 2 像素中的 1 像素进行压缩的亮度值。通过使座标值与压缩后的亮度值对应着存储, 可抑制预先保存到图像测量数据库 7 中的记录的数据量。而且, 对整个图像 32 或上述压缩的亮度值实施主成分分析, 通过仅存储具有亮度值性质的主成分值, 也可以进一步抑制数据量。

[0173] 此外, 上述在 X-Y 座标中将座标值和亮度值保存到图像测量数据库 7 内, 不过在 $r-\theta$ 座标所示的座标值下, 可将座标值和亮度值保存到图像测量数据库 7 内。

[0174] 测量条件信息 25 是与测量环境及测量对象相关的信息。测量条件信息 25 例如是初始设定、测量项目、测量定时、时系列帧编号、被检体的年龄及性别、与被检体相关的诊断信息、测量对象及被检体的分类。

[0175] (2-2. 测量位置设定处理部 6 的动作)

[0176] 图 3 是表示测量处理设定处理部 6 的动作的流程图。

[0177] 超声波诊断装置 100 取得被检体的图像数据即输入图像信息 21 并保存到存储部 3 内。关于输入图像信息 21, 可采用超声波探头 1 输入由图像生成部 2 生成的图像数据, 或者可输入由不同的医用图像诊断装置生成的图像数据 (S1001)。

[0178] 图像选择部 8 在输入图像信息 21 和图像测量数据库 7 的图像信息 24 之间进行图像识别计算 (S1002)。作为图像识别计算可采用相关计算等的图形匹配计算。图像选择部 8 例如算出对应着存储有座标值和亮度值并通过对比 (相关运算或相似度运算等) 多个图像信息 24 和输入图像信息 21 而取得的相关值, 并判断相关值是否大于规定阈值。

[0179] 然后, 图像选择部 8 判定图像识别计算是否成功 (S1003)。例如, 图像选择部 8 在识别计算结果 (例如, 相关系数及相似度) 超过了规定阈值时判定为图像识别成功, 在没有超过规定阈值时判定为图像识别失败。并且, 图像选择部 8 选择与输入图像信息 21 最相似的过去的图像信息 24。

[0180] 在图像识别成功时 (S1003 的是), 测量位置设定部 9 提取图像测量信息 22 的一个记录 (使测量位置信息 23、图像信息 24、测量条件信息 25 和测量位置周边的图像信息 26 相对应。), 该图像测量信息 22 具有与输入图像信息 21 最相似的图像信息 24。测量位置设定部 9 取出并设定该图像测量信息 22 的记录所保存的测量位置信息 23。

[0181] 另外, 测量位置设定部 9 从测量位置信息 23 中取出与规定的测量项目相应的信息。具体地说, 在测量项目例如具有: 四腔、二腔、长轴、基部短轴、中部短轴、尖部短轴等。在各个测量项目中预定了测量位置信息 23 (表示测量点和测量区域的轮廓点群的座标值)。例如, 在二腔中确定测量位置信息 23, 使测量点在图像 32 的中央附近向上地配置为凸的 U 字型。另外, 在尖部短轴中确定测量位置信息 23, 使测量点在图像 32 的中央附近配置为圆形。操作者操作测量项目设定部 5 来选择测量项目, 并读出与该测量项目对应着存储的测量位置信息 23, 由此能够取出与该测量项目对应的测量位置信息 23。

[0182] 测量位置补正部 10 根据输入图像信息 21 来补正测量位置设定部 9 所取出的测量位置信息 23 (S1004)。此外下面, 对测量位置补正处理进行详细叙述。

[0183] 测量位置设定处理部 6 根据补正后的测量位置信息 23 来设定测量位置。测量位置设定处理部 6 将该测量位置与输入图像信息 21 重叠着显示到显示部 12 上 (S1005)。此

外,测量位置设定处理部 6 优选根据图像测量信息 22 的测量条件信息 25 来进行初始设定。

[0184] 测量计算部 11 根据测量位置设定部 9 所设定的测量位置来进行测量计算,并将测量结果显示到显示部 12 上 (S1006)。

[0185] 测量位置设定处理部 6 根据输入图像信息 21 及测量位置设定部 9 所设定的测量位置等来更新图像测量数据库 7 (S1007)。

[0186] 此外,在图像识别成功时 (S1003 的是),测量位置设定处理部 6 将图像识别结果显示到显示部 12。作为图像识别结果例如可显示在当前画面上显示的活体组织部位及断层像的种类。

[0187] 另一方面,在图像识别失败时 (S1003 的否),测量位置设定处理部 6 为了再次取得输入图像信息 21,而对操作者进行警告 (S1011)。警告可通过向显示部 12 显示或声音等来进行。另外,测量位置设定处理部 6 可自动地反复来自 S1001 的处理。

[0188] 图 4 是表示显示部 12 中的显示画面 31 的一形态的图。

[0189] 在显示画面 31 上重叠地显示图像 32 以及测量点 33。图像 32 是基于输入图像信息 21 的图像。图像 32 是心脏的断层像。测量点 33 是表示测量位置的点。测量点 33 的位置根据补正后的测量位置信息 23 来进行设定。

[0190] 图 5 是表示显示部 12 中的显示画面 34 的一形态的图。

[0191] 如图 5(a) 所示,在显示画面 34 中,当操作者选择“项目 A”作为测量项目 36 时,将和该测量项目对应的测量点 37 与图像 35 重叠着显示。如图 5(b) 所示,在显示画面 34 中,当操作者选择“项目 B”作为测量项目 36 时,将和该测量项目对应的测量区域 38 与图像 35 重叠着显示。

[0192] 经过以上的过程,测量位置设定处理部 6 将输入图像信息 21 作为关键字,采用数据库 7 的图像测量信息 22,1 对 1 地进行图像识别计算。测量位置设定处理部 6 从图像测量数据库 7 中搜索与输入图像信息 21 最相似的图像信息 24 的图像测量信息 22。测量位置设定处理部 6 根据搜索到的图像测量信息 22 的记录中所包含的过去的测量位置信息 23,设定输入图像信息 21 中的测量位置。

[0193] 如以上所说明的,在第 1 实施方式中,超声波诊断装置可根据输入图像信息来搜索过去的图像测量信息,并自动地设定测量位置,而无需操作者事先进行初始设定。另外,可自动地切换设定为与操作者所选择的测量项目相应的测量位置。此外,超声波诊断装置还可以通过使图像识别计算高速化,根据操作者对超声波探头 1 的操作来实时地更新测量位置。

[0194] 超声波诊断装置与对象患者不相关地将过去的测量位置信息和图像信息 (例如,亮度信息) 数据库化后保存到存储装置内。超声波诊断装置不是将患者 ID 及粗略的测量位置作为关键字、而是将输入图像信息作为关键字,利用数据库内的图像信息的图像识别处理,由此无需进行初始设定就能够设定测量位置。

[0195] (3. 第 2 实施方式)

[0196] 接着,参照图 6 以及图 7 对第 2 实施方式进行说明。

[0197] 在第 1 实施方式中,作为在输入图像信息 21 和图像测量数据库 7 的图像信息 24 之间进行 1 对 1 的图像识别计算的装置进行了说明。在第 2 实施方式中,在图像信息 24 之间进行 1 对 1 的图像识别计算之前,在代表类别的代表图像信息 42 之间进行图像识别计算。

[0198] (3-1. 图像测量数据库 7)

[0199] 图 6 是表示图像测量数据库 7 的一形态的图。

[0200] 图像测量数据库 7 保存多个分类图像测量数据库 41-1, 41-2, ...。各分类图像测量数据库 41-1, 41-2, ... 分别保存代表图像信息 42 以及多个图像测量信息 22 的记录。

[0201] 分类图像测量数据库 41-1, 41-2, ... 是按照规定的每一类别来分类并保存图像测量信息 22 的数据库。规定的类别是与被检体及测量对象相关的类别。规定的类别例如是心脏断层像的测量项目(“长轴”“短轴”“二腔”“四腔”等)、被检体的年龄及性别、疾患的种类。规定的类别被保存在图像测量信息 22 的测量条件信息 25 的区域中。例如, 分类图像测量数据库 41-1 保存有分类为“长轴”像的图像测量信息 22。

[0202] 代表图像信息 42 是代表各规定类别的图像信息。各分类图像测量数据库 41-1, 41-2, ... 至少保存一个代表图像信息 42。根据各分类图像测量数据库 41-1, 41-2, ... 所保存的图像测量信息 22 来作成代表图像信息 42。

[0203] (3-2. 测量位置设定处理部 6 的动作)

[0204] 图 7 是表示测量处理设定处理部 6 的动作的流程图。

[0205] 超声波诊断装置 100 取得被检体的图像数据即输入图像信息 21 并保存到存储部 3 内(S2001)。

[0206] 图像选择部 8 在输入图像信息 21 和分类图像测量数据库 41-1, 41-2, ... 的代表图像信息 42-1, 42-2, ... 之间进行图像识别计算(S2002)。作为图像识别计算可采用相关计算等图形匹配计算。图像选择部 8 判定图像识别计算是否成功(S2003)。

[0207] 在图像识别成功时(S2003 的是), 图像选择部 8 将输入图像信息 21 分类为与输入图像信息 21 最相似的代表图像信息 42 所属的类别。

[0208] S2004 ~ S2009 以及 S2011 的处理除了取代图像测量数据库 7 使用了分类图像测量数据库 41 以外, 与图 3 的 S1002 ~ S1007 以及 S1011 的处理是相同的。

[0209] 此外, 输入图像信息 21 被保存到由 S2002 ~ S2003 的处理所确定的分类图像测量数据库 41 中。另外, 可根据输入图像信息 21 和现有的图像信息 24 来作成新的代表图像信息 42, 并保存到分类图像测量数据库 41 中。

[0210] 经过以上的过程, 测量位置设定处理部 6 最初在输入图像信息 21 和代表类别的代表图像信息 42 之间进行图像识别计算以确定类别。接着, 测量位置设定处理部 6 将输入图像信息 21 作为关键字, 采用该类别的分类图像测量数据库 41 的图像测量信息 22 进行 1 对 1 的图像识别计算。此外, 可将各个类别进一步分类成多个类别, 进行 3 个阶段以上的处理。

[0211] 如以上所说明的, 在第 2 实施方式中, 超声波诊断装置针对输入图像信息首先进行大分类然后进行小分类, 因此使识别率以及处理效率提高。另外, 超声波诊断装置可识别输入图像信息的类别, 所以能够同时进行输入图像信息的分类和测量, 并能够自动对测量结果进行分类整理。

[0212] (4. 第 3 实施方式)

[0213] 以下, 参照图 8 以及图 9 对第 3 实施方式进行说明。

[0214] 在第 1 实施方式中, 作为在输入图像信息 21 和图像测量数据库 7 的图像信息 24 之间进行 1 对 1 的图像识别计算的装置进行了说明。在第 3 实施方式中, 还在输入测量条件 43 和图像测量数据库 7 的测量条件信息 25 之间进行测量条件识别计算。

[0215] (4-1. 图像测量数据库 7)

[0216] 图 8 是表示图像测量数据库 7 的一形态的图。

[0217] 第 3 实施方式中的图像测量数据库 7 与第 1 实施方式中的图像测量数据库 7 同样。在第 3 实施方式中,在输入图像信息 21 以及输入测量条件 43 和图像测量信息 22 的各记录之间进行识别计算。

[0218] (4-2. 测量位置设定处理部 6 的动作)

[0219] 图 9 是表示测量处理设定处理部 6 的动作的流程图。

[0220] S3001 ~ S3003 的处理与图 3 的 S1001 ~ S1003 的处理相同。

[0221] 在图像识别成功时(S1003 的是),超声波诊断装置 100 取得输入测量条件 43 并保存到存储部 3 内(S3004)。测量条件是涉及测量的各种条件。测量条件例如除了初始设定及测量项目之外,还有测量定时、时系列帧编号、被检体的年龄及性别、与被检体相关的诊断信息、测量对象及被检体的分类。关于输入测量条件 43 可取得操作者采用操作部 4 及测量项目设定部 5 输入的信息。

[0222] 测量条件选择部 13 在输入测量条件 43 和图像测量数据库 7 的测量条件信息 25 之间进行测量条件识别计算(S3005)。具体地说,按照初始设定、测量项目、测量定时、时系列帧编号、被检体的年龄及性别、与被检体相关的诊断信息、测量对象、被检体的分类等来给与优先位次,测量条件选择部 13 按照优先位次的顺序进行比较。并且,测量条件选择部 13 按照优先位次的顺序进行比较,如果成为输入测量条件 43 与图像测量数据库 7 的测量条件信息 25 不一致的项目,则结束测量条件识别计算。测量条件选择部 13 判定测量条件识别计算是否成功(S3006)。

[0223] 当测量条件识别成功时(S3006 的是),测量位置设定部 9 选择图像测量信息 22 的记录,该图像测量信息 22 具有与输入图像信息 21 最一致的项目多即最相似的图像信息 24,且具有与输入测量条件 43 最相似的测量条件信息 25。测量位置设定部 9 取出该图像测量信息 22 的记录所保存的测量位置信息 23 进行设定。

[0224] S3007 ~ S3010、S3011 的处理与图 3 的 S1004 ~ S1007、S1011 的处理相同。

[0225] 经过以上的过程,测量位置设定处理部 6 将输入图像信息 21 以及输入测量条件 43 作为关键字,采用数据库 7 的图像测量信息 22 进行图像识别计算以及测量条件识别计算。测量位置设定处理部 6 从图像测量数据库 7 中搜索图像测量信息 22,该图像测量信息 22 具有与输入图像信息 21 最相似的图像信息 24、且具有与输入测量条件 43 最相似的测量条件信息 25。测量位置设定处理部 6 根据搜索出的图像测量信息 22 的记录所包含的过去的测量位置信息 23,来设定输入图像信息 21 中的测量位置。

[0226] 如以上所说明的,在第 3 实施方式中,超声波诊断装置不仅根据输入图像信息还可以根据输入测量条件,来搜索过去的图像测量信息,并自动地设定测量位置。这样不仅根据输入图像信息,还可以根据输入测量条件来设定正确的测量位置。

[0227] (5. 第 4 实施方式:测量位置补正)

[0228] 接着,参照图 10 以及图 11 对第 4 实施方式进行说明。第 4 实施方式涉及测量位置补正(图 3 的 S1004,图 7 的 S2006,图 9 的 S3007)。

[0229] 在第 1 实施方式~第 3 实施方式中,如果与输入图像信息 21 相似的图像信息 24 存在于数据库 7 内,则可以高精度地设定测量位置。但是,当数据库 7 内不存在与输入图像

信息 21 相似的图像信息 24 时,有可能无法高精度地设定测量位置。因此,优选进行测量位置补正处理。

[0230] (5-1. 测量位置补正部 10 的动作)

[0231] 图 10 是表示测量位置补正部 10 的动作的流程图。

[0232] 当图像识别计算或测量条件识别计算结束后确定了测量位置时,测量位置补正部 10 评价测量位置是否适合。如果测量位置不适合,则测量位置补正部 10 采用图像特征量来进行测量位置的自动补正 (S4001)。测量位置补正部 10 将自动补正后的测量位置显示到显示部 12 上 (S4002)。此外,还可将自动补正前的测量位置一并显示到显示部 12 上。

[0233] 当操作者观察自动补正后的测量位置后判断为不适合时 (S4003 的否),手动补正测量位置 (S4004)。测量位置补正部 10 将手动补正后的测量位置显示到显示部 12 上 (S4005)。

[0234] (5-2. 基于边缘强度进行的测量位置补正)

[0235] 图 11 是表示测量位置补正处理中的显示画面 51 的一形态的图。图 11(a) 是表示测量位置补正前的图。图 11(b) 是表示测量位置补正后的图。

[0236] 在图 11(a) 的显示画面 51 上重叠地显示图像 52、补正前的测量点 54 以及测量点 55。测量点 54 被大致设定在左心室内膜 53 的轮廓上。但是,测量点 55 被显示在从左心室内膜 53 的轮廓上分离的位置。

[0237] 在图 11(b) 的显示画面 51 上重叠显示有图像 52 以及补正后的测量点 56。补正后的测量点 56 是对补正前的测量点 55 进行测量位置补正的测量点。补正后的测量点 56 被显示在左心室内膜 53 的轮廓上。

[0238] 测量位置补正部 10 当配置测量点时,对全部测量点评价测量位置是否适合。因为在图 11 中将测量点配置在左心室内膜 53 处,所以关于测量位置的评价,优选将图像特征量作为边缘强度来计算。

[0239] 如果边缘强度高,则测量位置适合,如果边缘强度低则测量位置不适合。测量位置补正部 10 为了使边缘强度变高,而将补正测量点 55 向测量点 56 补正。关于测量位置补正,可计算测量点 55 附近的边缘强度来搜索最大强度的位置,并算出测量点 56。

[0240] 此外,优选通过测量点的配置位置及配置对象来适当变更图像特征量。另外,当自动补正后的测量位置不适合时,操作者可操作鼠标等输入设备来手动补正测量位置。

[0241] (5-3. 基于测量位置周边的图像信息进行的测量位置补正)

[0242] 另外,测量位置补正部 10 如图 12 所示,采用图像测量数据库 7 的记录中的测量位置信息 23、和该测量位置信息 23 所示的测量位置周边的图像信息 26。

[0243] 例如,在心脏的左心室内膜 53 的膜面上要设定测量位置时,如果参照图像测量数据库 7 所保存的图像测量信息 22,则测量位置信息 23 所示的测量位置是测量点 27。

[0244] 当比较图像测量信息 22 和输入图像信息 21 时,存在在测量点 27 周边的图像信息 26 和测量点 57 周边的图像信息 28 之间产生差异的情况。此外,输入图像信息 21 中的测量点 57 的座标被设定在与图像测量信息 22 中的测量点 27 的座标相同的位置上。另外,测量点 27 周边的图像信息 26 和测量点 57 周边的图像信息 28 的形状为四边形,不过与形状无关。

[0245] 在输入图像信息 21 中为了将最初设定的测量点 57 向原本应该设定的测量点 58

补正,而计算该差异的变位。变位的计算方法例如可采用块匹配法等图像相关处理。在测量点 27 周边的图像信息 26 和测量点 57 周边的图像信息 28 之间进行图像相关处理等来计算差异的变位,之后使最初设定的测量点 57 移动变位量,补正为正确的测量点 58。

[0246] 另外,还可以采用以下的方法:计算测量点 27 周边的图像信息 26 和测量点 57 周边的图像信息 28 之间的相似度,采用将该相似度作为图像能量的动态轮廓模型(非专利文献 M. Kass et al. Snakes: Active Contour Models, International Journal of Computer vision, 321-331, 1988) 进行补正。如公式 (1) 所示,将测量点作为 $v(s)$,将上述相似度及边缘强度设定为图像能量 E_{image} ,将曲率等与轮廓形状相关的特征量设定为内部能量 E_{int} ,通过使整体的能量 E 最小化,可特别适合壁面那样的光滑面。由此,不仅能够提高测量位置设定的精度,还能够成为考虑到活体组织光滑度的设定。

[0247] [式 1]

$$E = \int E_{\text{int}}(v(s)) + E_{\text{image}}(v(s)) ds \quad (1)$$

[0249] 另外,作为采用了动态图像处理的其他例,还可以进行基于 ActiveShape Model 和 Active Appearance Model 的轮廓补正处理。

[0250] 如以上所说明的,在第 4 实施方式中进行测量位置补正处理,由此即使在根据过去的图像测量信息设定的测量位置为不适合的情况下,也能够根据输入图像信息来补正测量位置。另外,在补正后的测量位置为不适合的情况下,操作者可手动补正测量位置。

[0251] (6. 第 5 实施方式:关心区域的设定)

[0252] 接着,参照图 13 对第 5 实施方式进行说明。

[0253] 在第 1 实施方式~第 4 实施方式中说明了设定/显示测量点来作为测量位置的情况,在第 5 实施方式中,根据测量点来设定/显示关心区域。

[0254] 图 13 是表示超声波图像 61 中的关心区域 79 的设定的图。

[0255] 在超声波图像 61 中显示颈动脉 62。颈动脉 62 是在箭头 65 的方向上流过血液的血管。颈动脉 62 的壁面 63 以及壁面 64 是在超声波图像 61 上明确描绘出边缘的部位。

[0256] 当在图像测量数据库 7 中记录有过去的颈动脉图像信息和测量点信息时,可通过与第 1 实施方式~第 4 实施方式相同的处理,在颈动脉的超声波图像上配置测量点。关于具体的测量点配置利用第 1 实施方式~第 4 实施方式等进行了说明,这里省略说明。

[0257] 测量位置设定部 9 根据图像测量数据库 7 所保存的过去的颈动脉图像信息和测量点信息,来在颈动脉 62 的超声波图像 61 上配置测量点 71~测量点 78。

[0258] 测量位置设定处理部 6 联结角部的测量点 71、测量点 74、测量点 78 以及测量点 75 设定关心区域 79。关心区域 79 的框例如用虚线显示到显示部 12 上。测量计算部 11 对设定的关心区域 79 进行规定的测量计算,并将测量结果显示到显示部 12 上。例如,测量计算部 11 对关心区域 79 进行多普勒运算,进行 CFM(彩色血流成像)处理,彩色显示血流像。

[0259] 此外,在图 13 中,测量位置设定处理部 6 虽然联结角部的测量点 71、测量点 74、测量点 78 以及测量点 75 设定了长方形的关心区域 79,但不限于此。也可以联结全部的测量点 71~测量点 78 设定关心区域。另外,还可以仅选择角部以外的测量点即测量点 72、测量点 73、测量点 76 以及测量点 77 来部分地设定关心区域。

[0260] 如以上所说明的,在第 5 实施方式中,当超声波探头 1 接触到被检体取得超声波信号并显示超声波图像时,不用对操作部 4 的跟踪球等进行操作,可自动地设定关心区域 79,

例如在设定的关心区域 79 内显示血流像。其结果是,由于不需要对操作部 4 的跟踪球等进行操作,所以可缩短采用超声波图像诊断装置进行诊断所需的时间。另外,沿着血管可正确地设定关心区域,所以省去在血管外等中的无效的 CFM 处理,由此可不大幅降低帧速率地显示超声波图像。

[0261] (7. 第 6 实施方式:组织动态的测量)

[0262] 以下,参照图 14 对第 6 实施方式进行说明。第 6 实施方式涉及心肌等各组织的动向即组织动态的测量。

[0263] 图 14 是表示超声波图像中的测量点的追踪的图。

[0264] 当在图像测量数据库 7 中记录有过去的心肌图像信息和测量点信息时,可通过与第 1 实施方式~第 4 实施方式同样的处理,来在心肌的超声波图像上配置测量点。关于具体的测量点配置利用第 1 实施方式~第 4 实施方式等进行了说明,所以这里省略说明。

[0265] 如图 14(a) 所示,测量位置设定处理部 9 从存储部 3 读出规定时刻的帧图像,并在显示部 12 中显示超声波图像 81。在超声波图像 81 中含有心肌 82 的图像。

[0266] 测量位置设定部 9 根据图像测量数据库 7 所保存的过去的心肌图像信息和测量点信息,来在心肌 82 的超声波图像 81 上配置测量点 84。测量点 84 沿着心肌 82 的左心室内膜 83 进行配置。

[0267] 追踪部 14 设定包含测量点 84 的规定范围的剪切图像 85。

[0268] 如图 14(b) 所示,追踪部 14 从存储部 3 中读出下一帧图像,并在显示部 12 上显示超声波图像 86。超声波图像 86 包含心肌 87 的图像。心肌 82 经过组织的移动来构成心肌 87。心肌 82 的左心室内膜 83 向心肌 87 的左心室内膜 88 扩大。

[0269] 追踪部 14 在超声波图像 86 中依次提取与剪切图像 85 相同尺寸的局部图像 89-1, 89-2, ...。追踪部 14 算出局部图像 89-1, 89-2, ... 和剪切图像 85 的图像一致度。关于图像一致度的计算例如可采用块匹配法等图像相关处理。

[0270] 如图 14(c) 所示,追踪部 14 选择图像一致度最高的局部图像 89 的位置(在图 14(c) 中为局部图像 89-4)。追踪部 14 将选择出的局部图像 89 的位置作为移动后的测量点 91 算出。追踪部 14 与超声波图像 86 的心肌 87 重叠着显示测量点 91。测量点 91 沿着从左心室内膜 83 扩大的左心室内膜 88 进行配置。

[0271] 如以上所说明的,根据第 6 实施方式,超声波诊断装置关于规定时刻的帧图像,根据过去的图像信息以及测量位置信息来设定测量点,关于之后的帧图像,根据图像一致度来追踪测量点。因此,可自动设定测量位置,并且能够使该测量点对应于组织的动向进行移动,从而高精度地进行组织动态的测量。

[0272] 此外,可取代追踪部 14 进行的测量点追踪,对时系列前后位移的各帧图像进行与第 1 实施方式~第 4 实施方式等同样的处理。即,测量位置设定处理部 6 可根据过去的心肌图像信息和过去的测量点信息,对每一帧设定测量点。

[0273] (8. 其他)

[0274] 上述各实施方式可适用于实时显示的图像、在电影存储器中存储的图像、以动画文件格式(例如,AVI 格式)在存储装置中保存的图像等。

[0275] 可进行测量位置设定的时刻有:与存在 ECG(Electrocardiogram:心电图)的时相对应在 1 心拍中的一个或多个时刻;按下操作部的定格按钮暂时停止取得图像的时刻,在

定格后从保存到电影存储器内的帧群中选择用户的时刻；从保存在存储装置的动画文件内的帧群中选择用户的时刻等。此时，优选保存在具有与上述时刻对应的图像信息的数据库内。

[0276] 另外，因为可分类成长轴断层像、短轴断层像、四腔断层像、二腔断层像，所以在适用于负荷超声时，取代操作者而自动进行断层像种类的分类，以减轻用户的负担。此外，如果在数据库中预先保存心肌分级（例如，ASE(American Society of Echocardiography)所推荐的分级）的位置，并将其作为设定位置进行显示，则能够使心肌的分级位置一目了然，构成辅助操作者操作的功能。因此，操作者仅进行操作超声波探头附上个数的操作即可，从而可减轻图像分类的烦杂度，提高操作顺序（取得图像的顺序等）的自由度。

[0277] 在造影剂模式中，利用TIC(Time Intensity Curve:时间强度曲线)来分析某组织的亮度的时间变化。此时，需要在每一帧中由操作者操作跟踪球等输入设备来设定希望测量的时间的帧和对对象组织的位置。如果保存造影剂使用时的数据库，则能够自动地设定亮度的测量位置，所以可减轻操作者的负担。

[0278] 此外，如果在数据库内保存多普勒测量时的窗口及变形测量时的测量区域，则同样能够进行这些测量的自动化。

[0279] (9. 第7实施方式)

[0280] 以下，参照图15～图24对第7实施方式进行说明。

[0281] (9-1. 超声波诊断装置的结构)

[0282] 参照图15对超声波诊断装置150的结构进行说明。

[0283] 图15是超声波诊断装置150的结构图。

[0284] 超声波诊断装置150具有：进行超声波收发的超声波探头1；根据超声波信号生成图像的图像生成部2；作为保存该图像的存储区域的存储部3；操作者采用输入设备进行装置操作的操作部4；设定测量项目的测量项目设定部5；从图像中提取亮度值的图像亮度提取部160；截面识别处理部170；废弃处理部180；设定测量位置的测量位置设定处理部6；根据已设定的测量位置进行测量计算的测量计算部11；以及显示测量位置及测量结果的显示部12。

[0285] 因为图15的超声波探头1、图像生成部2、存储部3、操作部4、测量项目设定部5、测量位置设定处理部6、测量计算部11、显示部12与图1相同，所以省略说明。

[0286] 图像亮度提取部160是在图像内取出描绘心脏的范围的亮度值的装置。

[0287] 截面识别处理部170是采用图像亮度提取部160所取得的亮度值的模式来识别输入图像的截面种类的装置。

[0288] 输入图像是从超声波探头1以及图像生成部2所取得的图像中输入的图像。此外，还可以将存储在存储部3内的图像用作输入图像。

[0289] 截面识别处理部170具有：图像亮度数据库171；相似度计算部172和截面种类判定部173。

[0290] 图像亮度数据库171是将标准截面图像的亮度值和截面种类作成数据库后保存的装置。此外，以下对图像亮度数据库171进行叙述。

[0291] 相似度计算部172是按照每一截面种类来计算图像亮度提取部160所取得的亮度值和图像亮度数据库171内的标准截面图像的亮度值之间的相似度的装置。相似度的计算

结果由标量或矢量来进行显示。

[0292] 截面种类判定部 173 是对相似度计算部 172 计算出的关于各截面种类的相似度进行比较、判定最相似的截面种类的装置。

[0293] 废弃处理部 180 是根据相似度计算部 172 所取得的相似度等来进行输入图像的废弃的装置。废弃处理部 180 具有：图像亮度统计量计算部 181、相似度差值计算部 182、阈值设定部 183 和废弃判定部 184。

[0294] 图像亮度统计量计算部 181 是对图像亮度提取部 160 所取得的亮度值的统计量进行计算的装置。统计量例如是标准统计量（例如，平均或分散）或 2 次的结构统计量。

[0295] 相似度差值计算部 182 是根据相似度计算部 172 所算出的相似度来计算最相似的标准截面图像的相似度和其次相似的标准截面图像的相似度之间的差值的装置。使用该相似度差值来判定输入图像的截面种类模糊。

[0296] 阈值设定部 183 是设定用于进行废弃处理的阈值的装置。阈值设定部 183 分别针对图像亮度统计量计算部 181 所取得的图像亮度统计量、相似度计算部 172 所取得的相似度、相似度差值计算部 182 所取得的相似度差值来设定阈值。此外，可将默认值设定为阈值，或由操作者利用输入设备来单个设定。

[0297] 废弃判定部 184 是如下这样的装置，针对图像亮度统计量计算部 181 所取得的统计量；相似度计算部 172 所取得的相似度；相似度差值计算部 182 所取得的相似度差值，使用阈值设定部 183 所设定的阈值来进行阈值处理，并判定是否废弃输入图像。

[0298] 此外，显示部 12 例如显示截面种类判定部 173 的结果及废弃判定部 184 的结果、截面种类的名称、相似度及表示相似度的图表、废弃以及再次取得输入图像的警告。

[0299] 另外，当在显示到显示部 12 的截面种类中有错误时，操作者可经由操作部 4 以手动的方式来设定截面种类。

[0300] (9-2. 图像亮度数据库 171)

[0301] 图 16 是表示图像亮度数据库 171 所保存的记录的一形态的图。

[0302] 图像亮度数据库 171 按照每一截面种类保存与标准截面图像相关的信息。与标准截面图像相关的信息是亮度值或实施了规定处理的图像数据。规定的处理例如是基于部分空间法等图形识别处理的特征提取处理及代码压缩化处理。此外，图像亮度数据库 171 可将过去取得的图像数据库化后保存。

[0303] 图 16 所示的图像亮度数据库 171 对应关联地保持截面种类 221、标准截面图像信息 222、测量项目 223 以及测量位置 224。截面种类 221 表示图像的种类。截面种类 221 例如是“长轴”“短轴”“二腔”“四腔”。标准截面图像信息 222 表示与属于截面种类 221 的标准截面图像相关的信息（亮度值等）。测量项目 223 表示与截面种类 221 对应的测量项目。测量位置 224 是与测量位置相关的信息。测量位置 224 例如是表示测量点、测量区域以及表示测量区域的轮廓点群的座标值。

[0304] (9-3. 基于是否有心脏描绘的废弃处理)

[0305] 图 17 是表示基于输入图像的图像亮度统计量的废弃处理的流程图。

[0306] 超声波诊断装置 150 取得作为被检体图像数据的输入图像 220 并保存到存储部 3 中。关于输入图像 220，可输入采用超声波探头 1 由图像生成部 2 生成的图像数据，可输入由不同的医用图像诊断装置所生成的图像数据，或者可输入过去取得并预先存储在存储部

3 例如硬盘等中的图像数据。

[0307] 图 18 是表示在显示部 12 上显示的画面 228 以及超声波图像 229 的图。

[0308] 图像亮度提取部 160 提取输入图像 220 的亮度值 (S5001)。此外,图像亮度提取部 160 可提取图 18 的超声波图像 229 中的探头整个视角内的亮度值,或者可提取超声波图像 229 的一部分亮度值。

[0309] 图像亮度统计量计算部 181 计算在 S5001 的处理中提取的输入图像 220 的亮度值的统计量 (S5002)。统计量是标准统计量 (例如,平均、分散、失真度、尖度) 及 2 次结构统计量 (例如,浓度共现矩阵的特征量)。

[0310] 心脏的超声波图像是混合了心腔、心肌以及其他区域的亮度概率分布的图像。心脏的超声波图像的图像亮度统计量表示特征性的值。当超声波探头 1 未接触被检体的体表而没有在输入图像 220 中描绘出心脏的图像时,无法取得超声波图像所特有的统计量,能够取得噪音所特有的统计量。

[0311] 阈值设定部 183 在输入图像 220 的图像亮度统计量中设定阈值 (S5003)。废弃判定部 184 进行阈值处理,并判定是否在输入图像 220 中描绘出心脏的超声波图像 (S5004)。

[0312] 当废弃判定部 184 判断为在输入图像 220 中没有描绘出心脏的超声波图像时 (S5004 的否),显示部 12 显示废弃了输入图像 220 的情况作为截面识别结果,并提示操作者再次取得输入图像 220 (S5005)。

[0313] 当废弃判定部 184 判断为在输入图像 220 中描绘了心脏的超声波图像时 (S5004 的是),向图 19 以后的处理转移。

[0314] 经过以上的过程,超声波诊断装置 150 提取输入图像 220 的亮度值,计算输入图像 220 的图像亮度统计量,并根据该图像亮度统计量的阈值来判定在输入图像 220 中是否描绘了心脏的超声波图像,当判定为在输入图像 220 中没有描绘出心脏的超声波图像时,废弃该输入图像 220,并提示操作者再次取得输入图像 220。

[0315] 这样,将输入图像的统计性质是否与心脏的超声波图像的性质一致来作为废弃基准,由此可判定操作者是否正确地操作探头来取得了心脏的超声波图像。另外,通过在此时刻废弃输入图像,而不需要对该输入图像进行截面种类的识别处理。因此,可迅速且有效地进行处理。

[0316] 此外,操作者可采用输入设备来输入阈值,或将预先设定的初始值用作阈值。

[0317] 另外,废弃率以及误识别率通过改变阈值而发生变化。在废弃率高的情况下误识别率变低,不过针对从标准截面图像稍微偏移的图像不识别截面种类,因此操作性恶化。另一方面,在废弃率低的情况下即使是从标准截面图像稍微偏移的图像也可以识别截面种类,但误识别率变高。因此,可通过采用废弃率及误识别率取代阈值,来与操作者的操作感觉相适应。在此情况下,可显示由阈值估计的废弃率或误识别率。

[0318] (9-4. 基于相似度的废弃处理)

[0319] 图 19 是表示基于相似度的废弃处理的流程图。

[0320] 在图 17 的 S5004 的“是”之后执行图 19 的 S6001 以后的处理。

[0321] 相似度计算部 172 按照每个截面种类来计算输入图像 220 和图像测量数据库 6 所保存的标准截面图像之间的相似度 (S6001)。

[0322] 阈值设定部 183 在相似度中设定阈值 (S6002)。废弃判定部 184 进行阈值处理,并

判定与输入图像 220 相似的标准截面图像是否存在 (S6003)。

[0323] 当废弃判定部 184 判定为与输入图像 220 相似的标准截面图像不存在时 (S6003 的否), 显示部 12 显示废弃了输入图像 220 的情况作为截面识别结果, 并提示操作者再次取得输入图像 220 (S6004)。此外, 如果操作者自身能够确定输入图像 220 的截面种类, 则可经由输入设备通过手动操作来选择以及修正输入图像 220 的截面种类 (S6005)。

[0324] 当废弃判定部 184 判定为与输入图像 220 相似的标准截面图像存在时 (S6003 的是), 向图 21 以后的处理转移。

[0325] 图 20 是依据截面种类来示出输入图像 220 和标准截面图像之间的相似度的图。

[0326] 为了以下说明, 相似度以标量来算出, 并定义为相似度的值越大则越相似, 相似度的值越小则越不相似。

[0327] 在图 20 中, 关于输入图像 220 在 PLA (胸骨旁长轴像)、PSA (胸骨旁短轴像)、A2C (心尖部二腔像)、A3C (心尖部长轴像)、A4C (心尖部四腔像) 这 5 个截面种类的标准截面图像之间计算相似度, 并绘制点 231 ~ 点 235。点 231 ~ 点 235 所示的相似度都小于阈值设定部 183 所设定的阈值“t”。因此, 在上述 5 个截面种类的标准截面图像中没有与输入图像 220 相似的标准截面图像, 废弃判定部 184 判定输入图像 220 的废弃 (S6003 的否)。

[0328] 经过以上的过程, 超声波诊断装置 150 按照每个截面种类, 来计算输入图像 220 和图像测量数据库 6 所保存的标准截面图像之间的相似度, 并根据相似度的阈值, 判定是否存在与输入图像 220 相似的标准截面图像, 当判定为与输入图像 220 相似的标准截面图像不存在时, 显示废弃了输入图像 220 的情况作为截面识别结果, 并提示操作者再次取得输入图像 220。

[0329] 这样, 虽然取得了心脏的超声波图像, 但在不是测量所需的截面种类的情况下 (输入图像都与截面种类的标准截面图像有偏差时), 在废弃了输入图像之后, 对操作者提示再次取得测量所需的截面种类的输入图像, 从而能够迅速且有效地进行处理。

[0330] 此外, 关于阈值的设定, 可以在相似度中设定阈值, 或者可以在废弃率或误识别率中设定阈值。

[0331] (9-5. 基于相似度差值的废弃处理)

[0332] 图 21 是表示基于相似度差值的废弃处理的流程图。

[0333] 在图 19 的 S6003 的是之后, 执行图 21 的 S7001 以后的处理。

[0334] 相似度差值计算部 182 采用相似度计算部 172 的结果来计算与输入图像 220 最相似的标准截面图像的相似度和其次相似的标准截面图像的相似度之间的差值 (S7001)。相似度差值是表示输入图像 220 是否与两种标准截面图像相似且截面种类模糊的指标。

[0335] 阈值设定部 183 在相似度差值中设定阈值 (S7002)。废弃判定部 184 进行阈值处理, 并判定输入图像 220 的截面种类是否模糊 (S7003)。

[0336] 当废弃判定部 184 判定为输入图像 220 的截面种类模糊时 (S7003 的是), 显示部 12 显示废弃了输入图像 220 的情况作为截面识别结果, 并对操作者提示再次取得输入图像 220 (S7004)。此外, 如果操作者自身能够确定输入图像 220 的截面种类, 则可以经由输入设备通过手动操作来选择以及修正输入图像 220 的截面种类 (S7005)。

[0337] 当废弃判定部 184 判定为输入图像 220 的截面种类不模糊时 (S7003 的否), 显示部 12 显示输入图像 220 的最终截面种类和各截面种类的标准截面图像之间的相似度等来

作为截面识别结果 (S7006)。

[0338] 图 22 是根据每一截面种类来示出输入图像 220 和标准截面图像之间的相似度的图。

[0339] 在图 22 中,关于输入图像 220 在 PLA(胸骨旁长轴像)、PSA(胸骨旁短轴像)、A2C(心尖部二腔像)、A3C(心尖部长轴像)、A4C(心尖部四腔像)这 5 个截面种类的标准截面图像之间计算相似度,并绘制点 241 ~ 点 245。点 245 的相似度最大,点 244 的相似度其次大。相似度差值计算部 182 计算点 244 和点 245 之间的相似度差值“ Δd ”。当相似度差值“ Δd ”小于阈值设定部 183 所设定的阈值时,废弃判定部 184 判定为输入图像 220 的截面种类模糊,废弃该输入图像 220(S7003 的是)。

[0340] 经过以上的过程,超声波诊断装置 150 计算与输入图像 220 最相似的标准截面图像的相似度和其次相似的标准截面图像的相似度之间的差值,根据该相似度差值的阈值来判定输入图像 220 的截面种类是否模糊,当判定为输入图像 220 的截面种类模糊时,显示废弃了输入图像 220 的情况作为截面识别结果,对操作者提示再次取得输入图像 220。

[0341] 这样,取得心脏的超声波图像,当输入图像是与两种标准截面图像相似的模糊图像时,废弃输入图像,之后对操作者提示再次取得测量所需的截面种类的输入图像,并能够迅速且有效地进行处理。

[0342] 此外,关于阈值的设定可以在相似度差值中设定阈值,或者在废弃率或误识别率中设定阈值。

[0343] (9-6. 画面显示)

[0344] 图 23 是表示显示部 12 所显示的画面 250 的一形态的图。

[0345] 在画面 250 中显示超声波图像 251。在超声波图像 251 中描绘 A4C 像(心尖部四腔像)。

[0346] 在截面种类显示 252 中显示截面识别结果。在截面种类显示 252 中例如显示“A4C”。此外,当废弃了输入图像 220 时,在截面种类显示 252 中例如显示“废弃”。

[0347] 在相似度显示 253 中按照每个截面种类来显示相似度。在图 23 中,“A4C”的相似度是“40”,相似度的值最大(最相似)。

[0348] 在图表显示 254 中将相似度显示 253 的内容作成图表进行显示。由此,能够在视觉上掌握输入图像 220 与哪个截面种类的标准截面图像相似。

[0349] 对进行截面识别处理的时刻没有限制,例如,当按照 ECG(Electrocardiogram) 的 R 波进行截面识别处理时,可按照每个 R 波来更新截面种类显示 252、相似度显示 253、图表显示 254。操作者可一边观察这些显示,一边调节超声波探头 1 的位置及角度,绘制测量对象的截面种类的图像。

[0350] (9-7. 测量位置设定)

[0351] 图 24 是表示显示部 12 中的画面 260 以及画面 264 的图。

[0352] 如图 24(a) 所示,在画面 260 中,当操作者选择“项目 A”作为测量项目 261 时,将该测量项目对应的测量点 263 与超声波图像 262 重叠着进行显示。

[0353] 如图 24(b) 所示,在画面 264 中,当操作者选择“项目 B”作为测量项目 265 时,将该测量项目对应的测量区域 267 与超声波图像 266 重叠着进行显示。

[0354] 此外,测量项目设定部 5 设定测量项目,测量位置设定处理部 6 根据图像亮度数据

库 171 的截面种类 221 以及测量项目 223 以及测量位置 224 来进行测量点 263 和测量区域 267 的设定。测量计算部 11 对已设定的测量点 263 和测量区域 267 进行测量,并将测量计算结果显示到显示部 12 中。

[0355] 这样,超声波诊断装置 150 可构建与截面识别处理所识别的截面种类相应的测量菜单。例如,如果将输入图像的截面种类识别为“PSA(胸骨旁短轴像)”,则仅进入在“PSA(胸骨旁短轴像)”中使用的测量菜单,由此能够减轻选择测量项目的工作。

[0356] (9-8. 第 7 实施方式的效果)

[0357] 如以上所说明的,根据第 7 实施方式,超声波诊断装置 150 算出输入图像的图像亮度统计量、输入图像和标准截面图像之间的相似度、输入图像和两个标准截面图像之间的相似度差值,对这些图像亮度统计量、相似度以及相似度差值设定阈值、废弃率及误识别率以进行废弃处理,所以能够迅速且有效地取得测量所需的截面种类的输入图像。

[0358] 以往,在负荷超声检查中,当对多个截面种类的输入图像进行撮像时,需要按照每个截面种类来事先确定撮像顺序。另一方面,本发明的超声波诊断装置 150 自动地识别输入图像的截面种类并进行分类,所以撮像顺序是自由的,且能够减轻设定的工作并提高操作性。

[0359] (10. 第 8 实施方式)

[0360] 以下,参照图 25 ~ 图 27 对第 8 实施方式进行说明。

[0361] 图 25 是表示基于相似度的废弃处理的流程图。

[0362] 在图 17 的 S5004 的是之后,执行图 25 的 S8001 以后的处理。

[0363] 在第 7 实施方式(图 19)中,将图像亮度数据库 171 所保存的全部截面种类作为分类对象,不过在第 8 实施方式(图 25)中根据测量项目来确定作为分类对象的截面种类。

[0364] 超声波诊断装置 150 通过测量项目设定部 5 来接受测量项目的输入(S8001)。超声波诊断装置 150 参照图像亮度数据库 171 提取与测量项目 223 对应的截面种类 221,并将提取出的截面种类 221 作为分类对象(S8002)。

[0365] S8003 ~ S8007 的处理与图 19 的 S6001 ~ S6005 的处理相同。

[0366] 图 26 是表示心脏的截面种类的图。

[0367] 图 27 是表示测量项目以及分类对象的图。

[0368] 在图 26 的心脏 270 中设定标准截面图像 271(四腔)、标准截面图像 272(二腔)、标准截面图像 273(长轴)、标准截面图像 274(基部短轴)、标准截面图像 275(中部短轴)、标准截面图像 276(尖部短轴)这 6 种标准截面图像。

[0369] 如图 27 所示,超声波诊断装置 150 当设定测量项目 281(测量项目 A)时,将标准截面图像 271 ~ 标准截面图像 276 所属的 6 种截面种类作为分类对象,当设定测量项目 283(测量项目 B)时,将标准截面图像 271 ~ 标准截面图像 273 所属的 3 种截面种类作为分类对象。

[0370] 这样,在第 8 实施方式中,能够根据测量项目使输入图像的分类数可变。根据测量项目来分类成需要的分类数,例如,因为进入了测量菜单所以分类成“PLA(胸骨旁长轴像)”“PSA(胸骨旁短轴像)”“A3C(心尖部长轴像)”这 3 种,由此与分类成 4 种以上相比,能够提高识别率,并能够提高测量操作中的操作性。

[0371] (11. 其他)

[0372] 以上,说明了超声波诊断装置 150 根据输入图像的图像亮度统计量(图 17)、相似度(图 19)以及相似度差值(图 21)进行废弃处理的情况,不过显然还能够适当有选择地组合后进行废弃处理。此外,为了防止截面识别处理中的误识别,优选根据输入图像的图像亮度统计量(图 17)、相似度(图 19)以及相似度差值(图 21)的全部进行废弃处理。

[0373] 另外,说明了对超声波诊断装置所摄像的输入图像实时地执行截面识别处理以及废弃处理的情况,不过也可以利用动态图像格式来保存超声波诊断装置所摄像的图像,并离线地执行截面识别处理以及废弃处理。

[0374] 以上,参照附图对本发明涉及的医用图像诊断装置的优选实施方式进行了说明,不过本发明不仅限上述例。相关技术人员可知,在本申请所公开的技术思想的范围内可联想到各种变更例或修正例,这些变更例或修正例显然属于本发明的技术范围内。

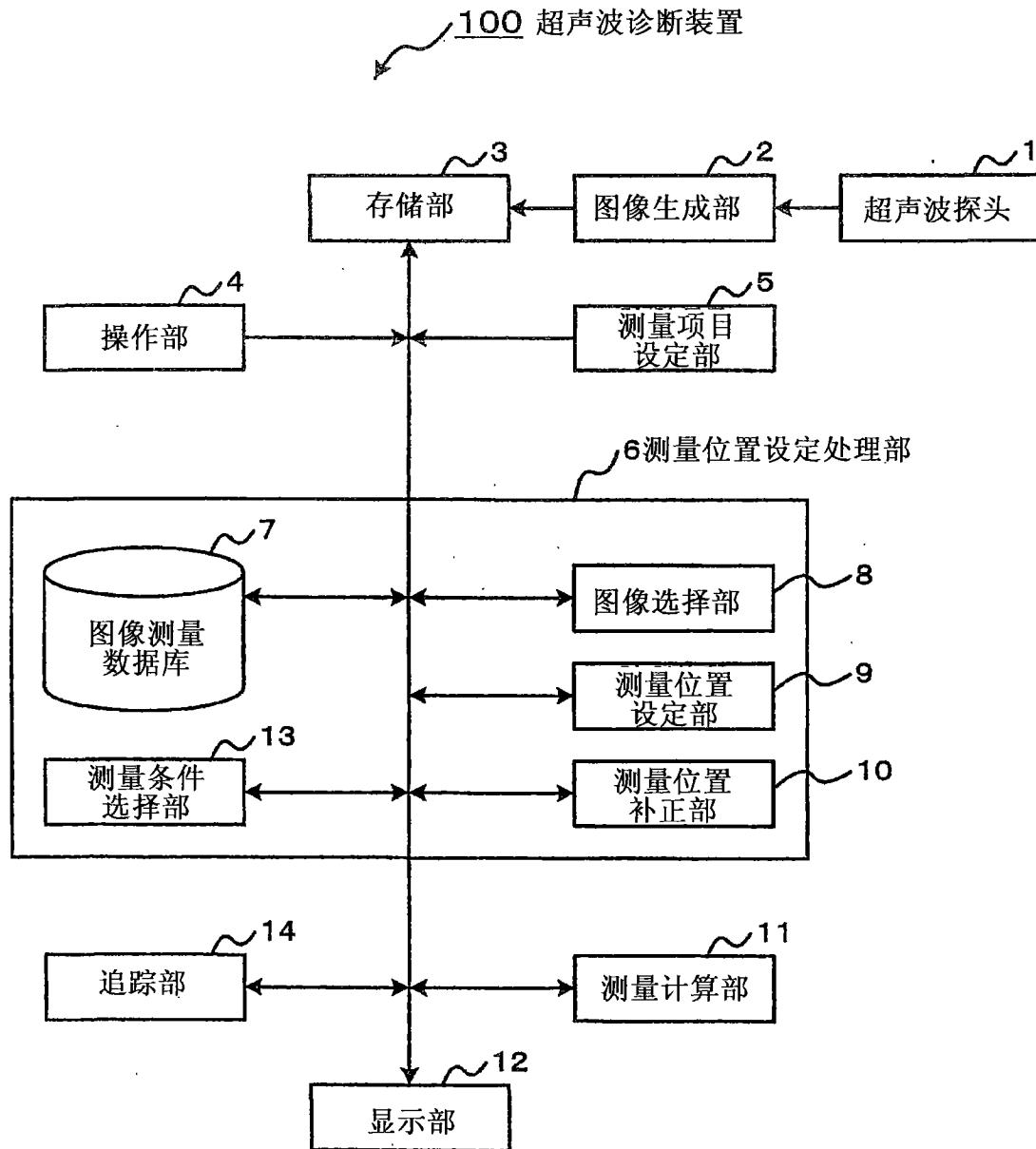


图 1

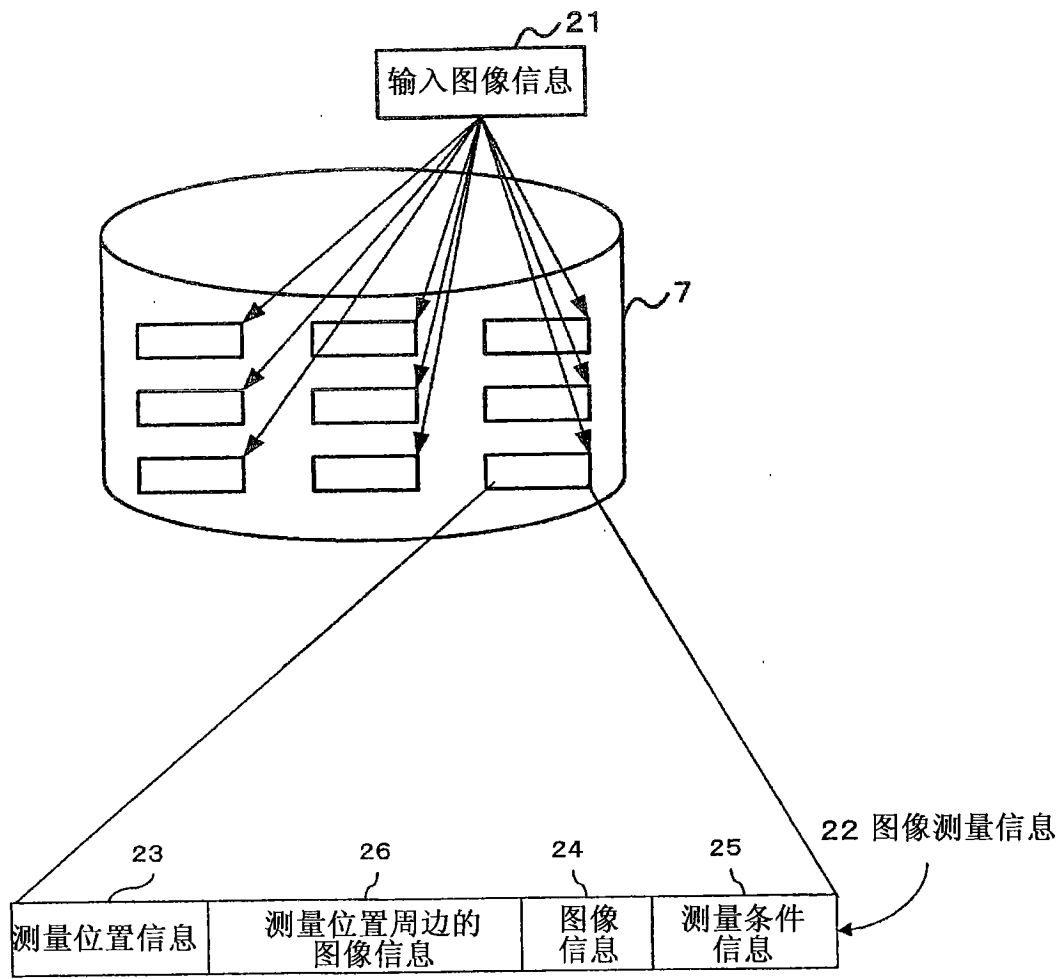


图 2

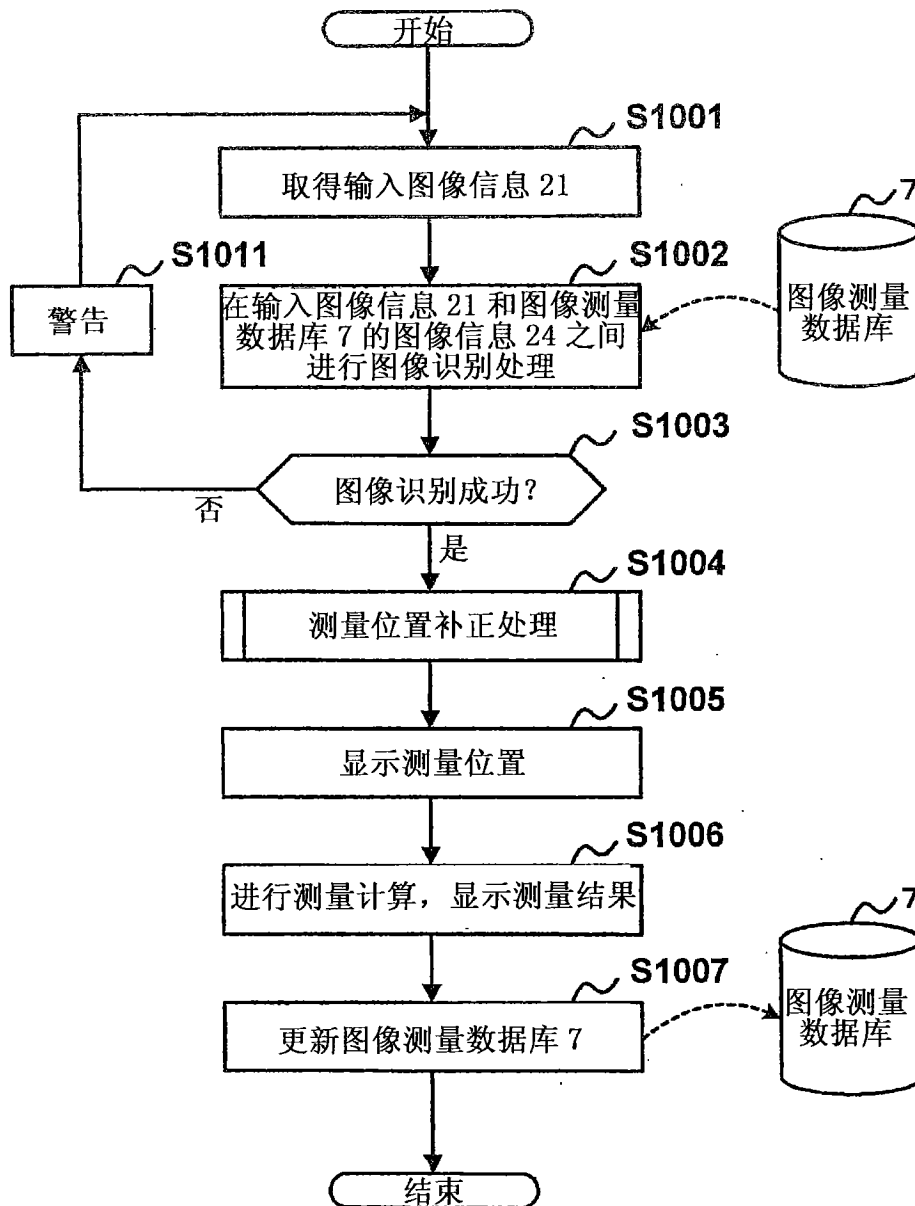


图 3

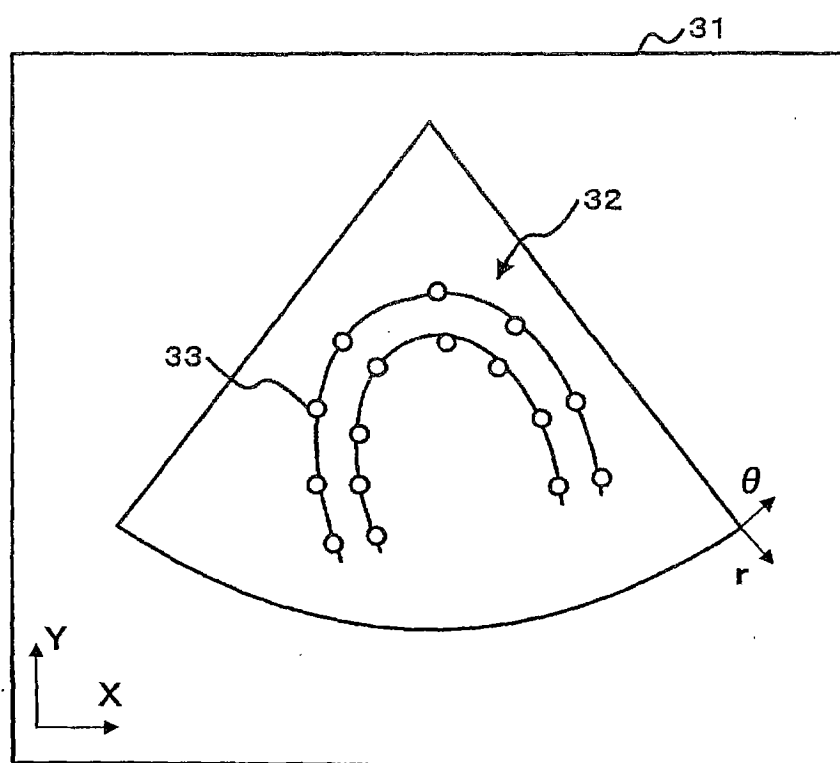


图 4

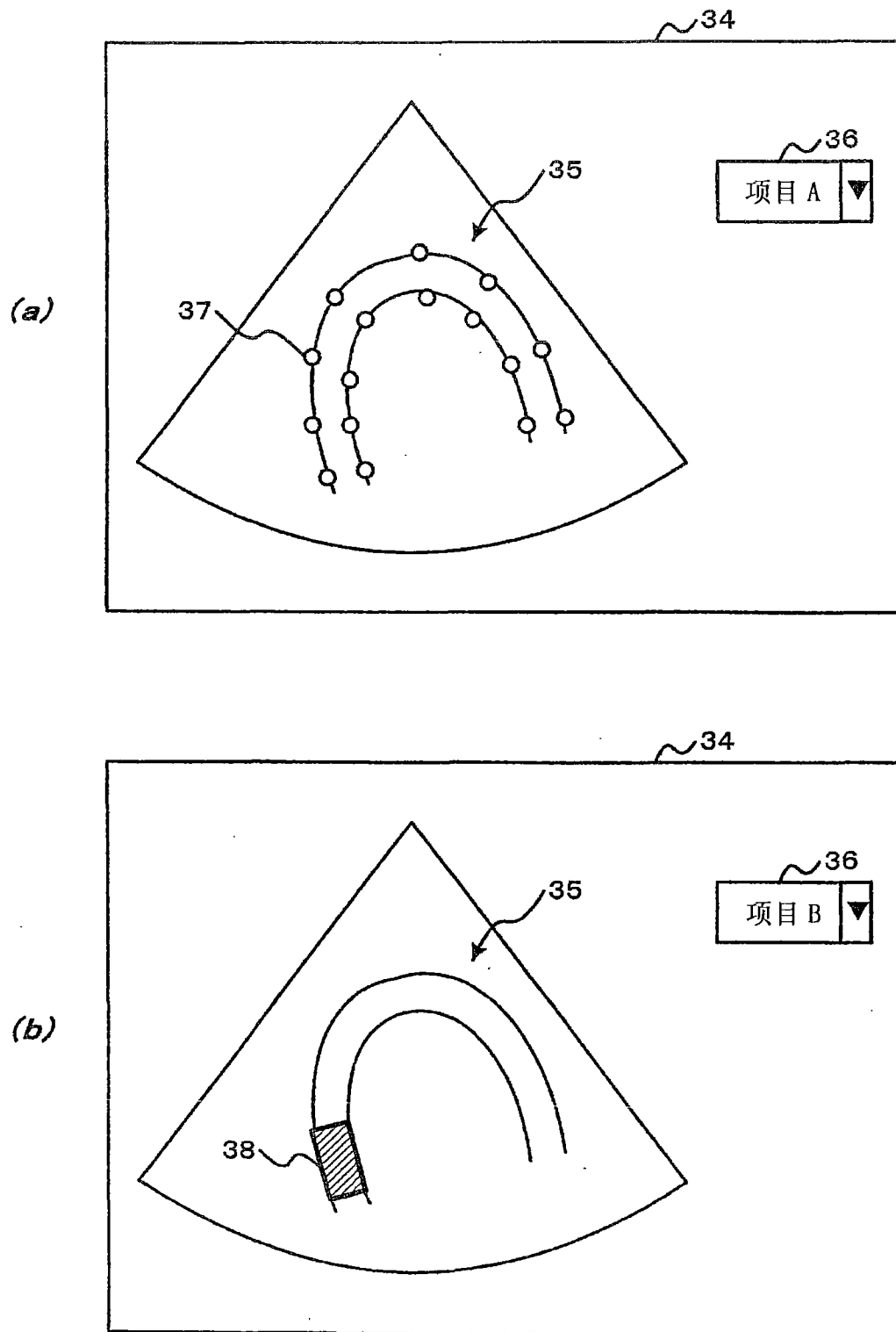


图 5

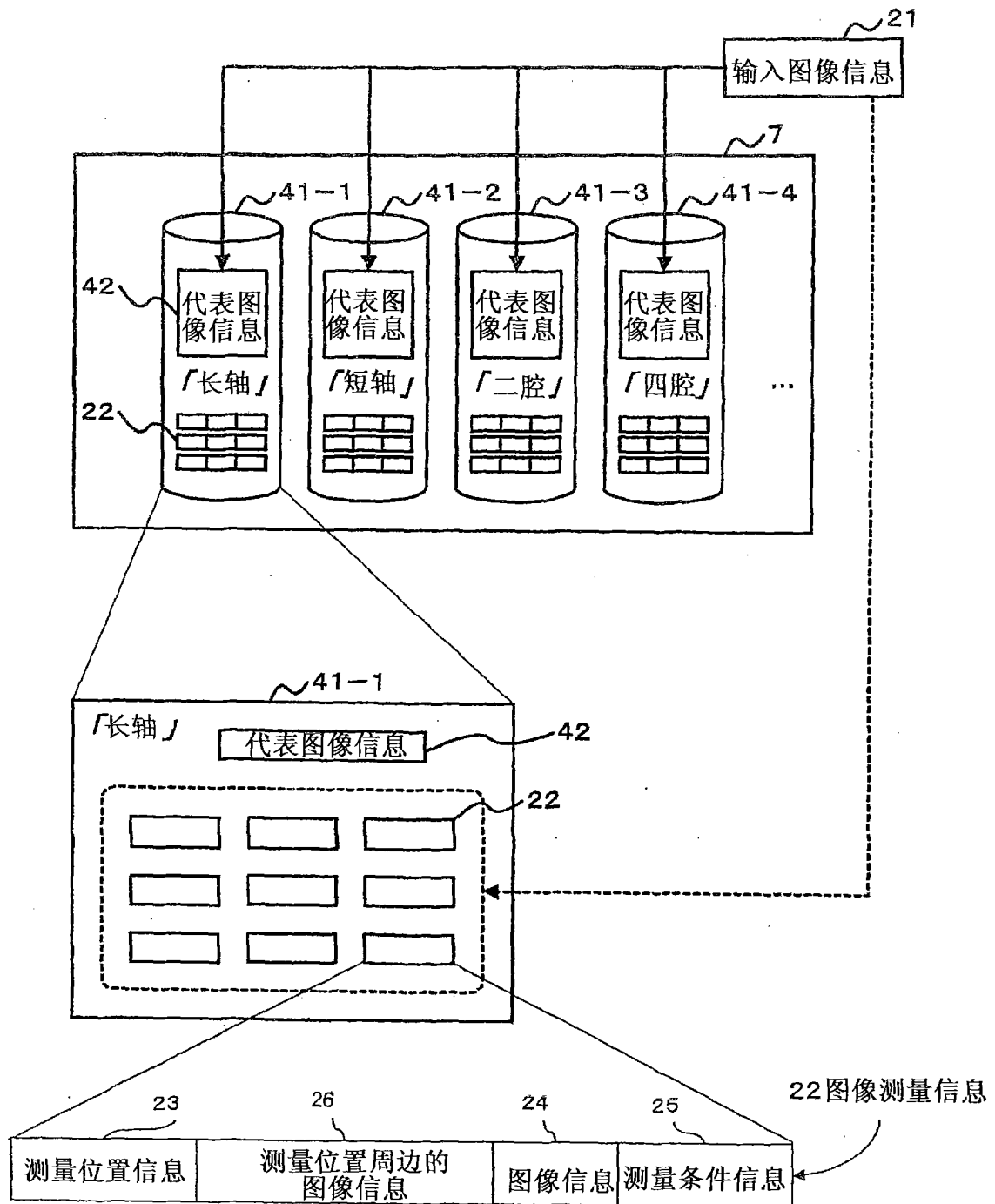


图 6

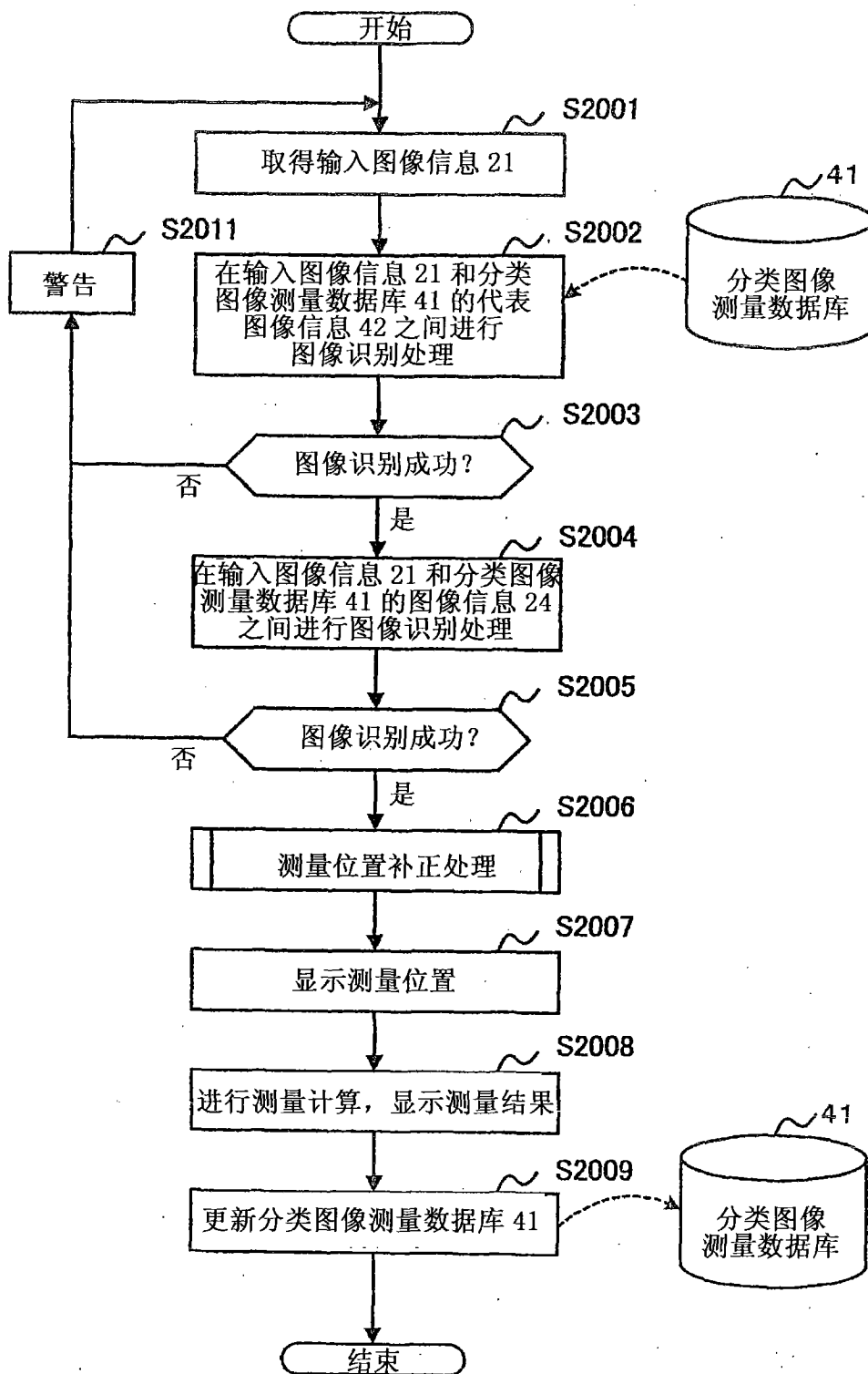


图 7

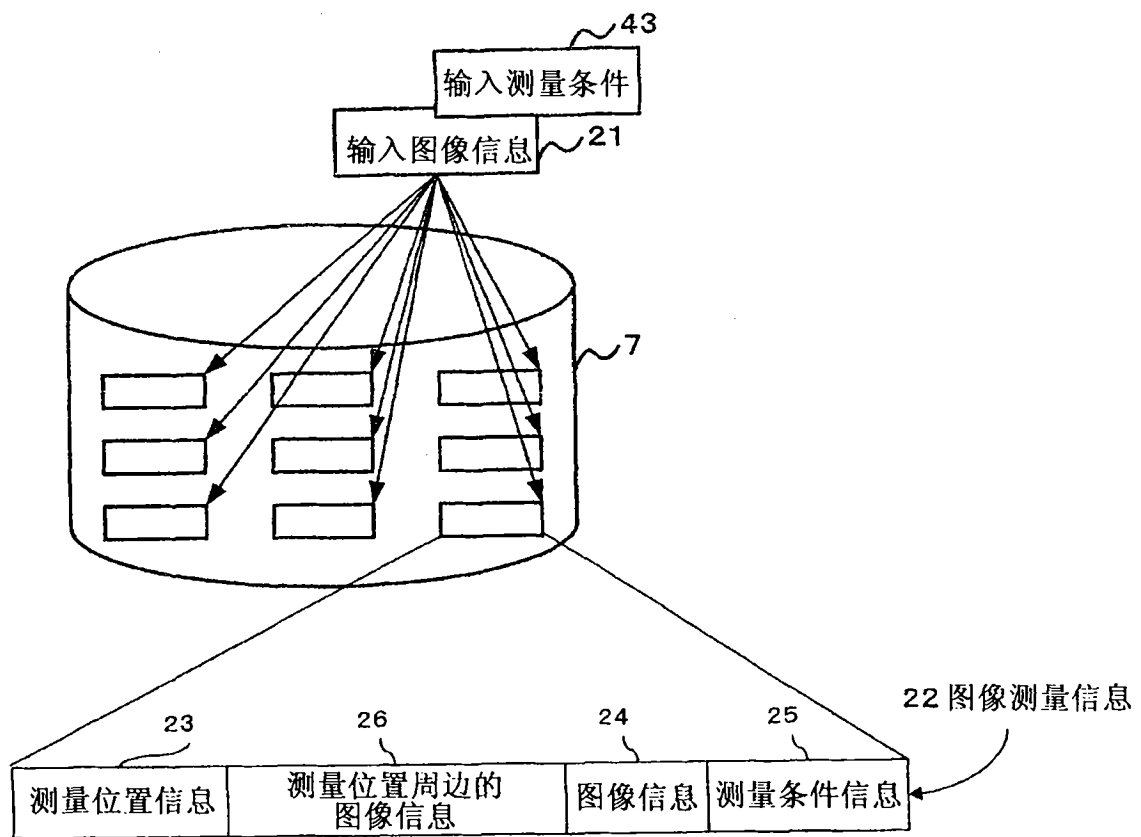


图 8

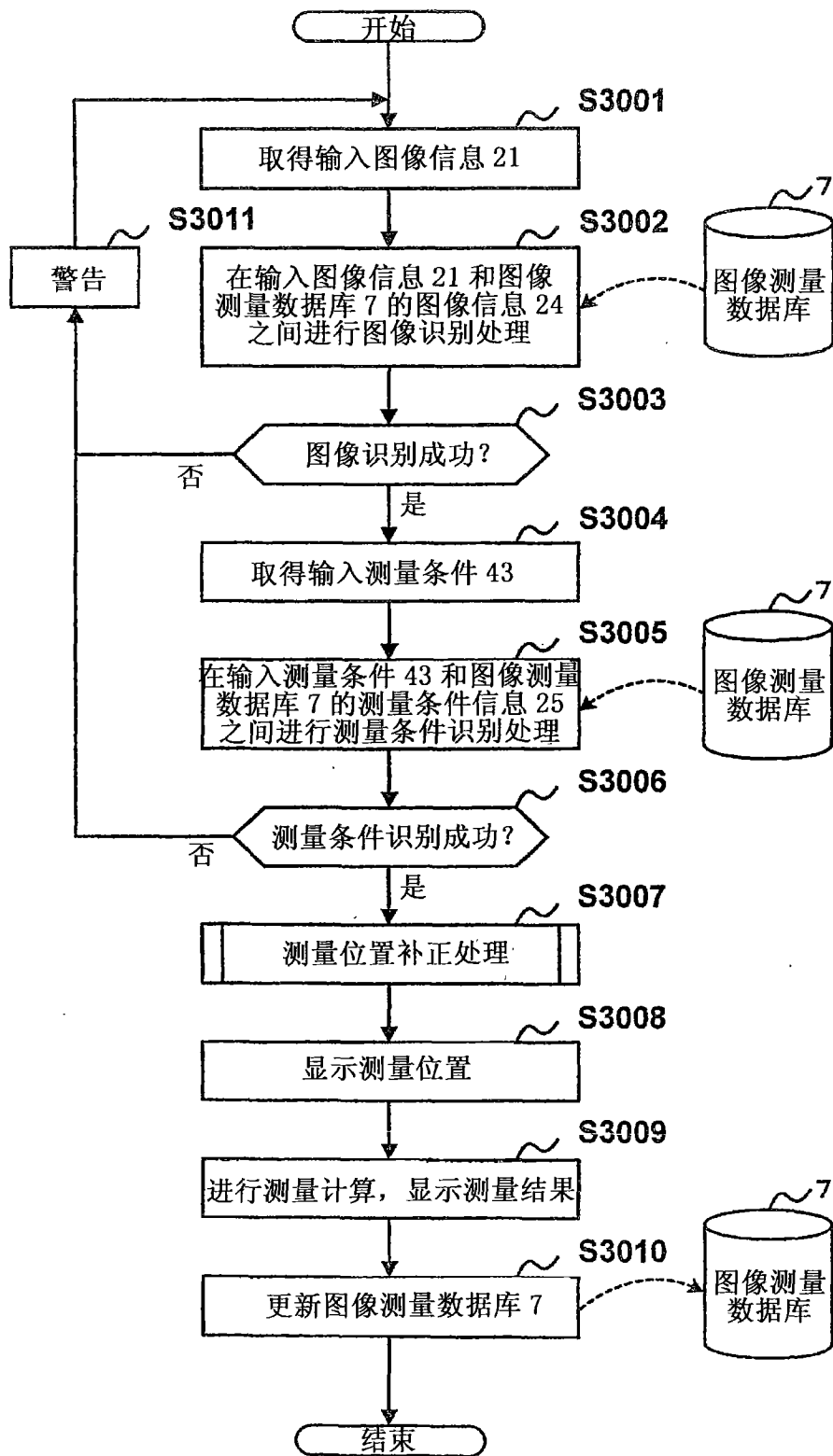


图 9

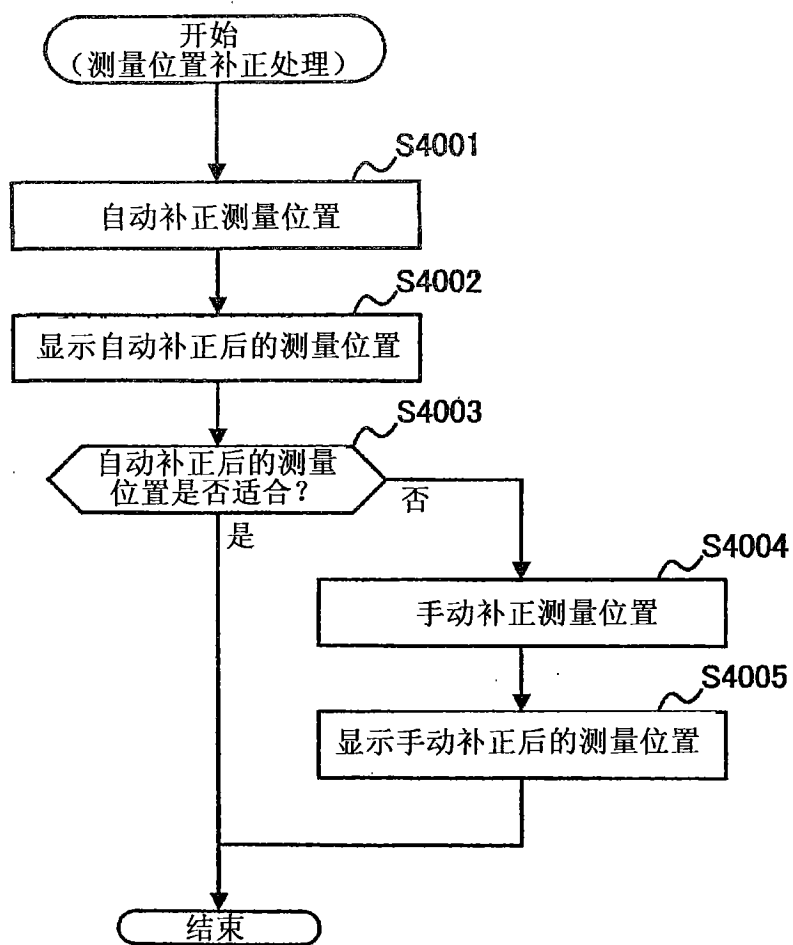


图 10

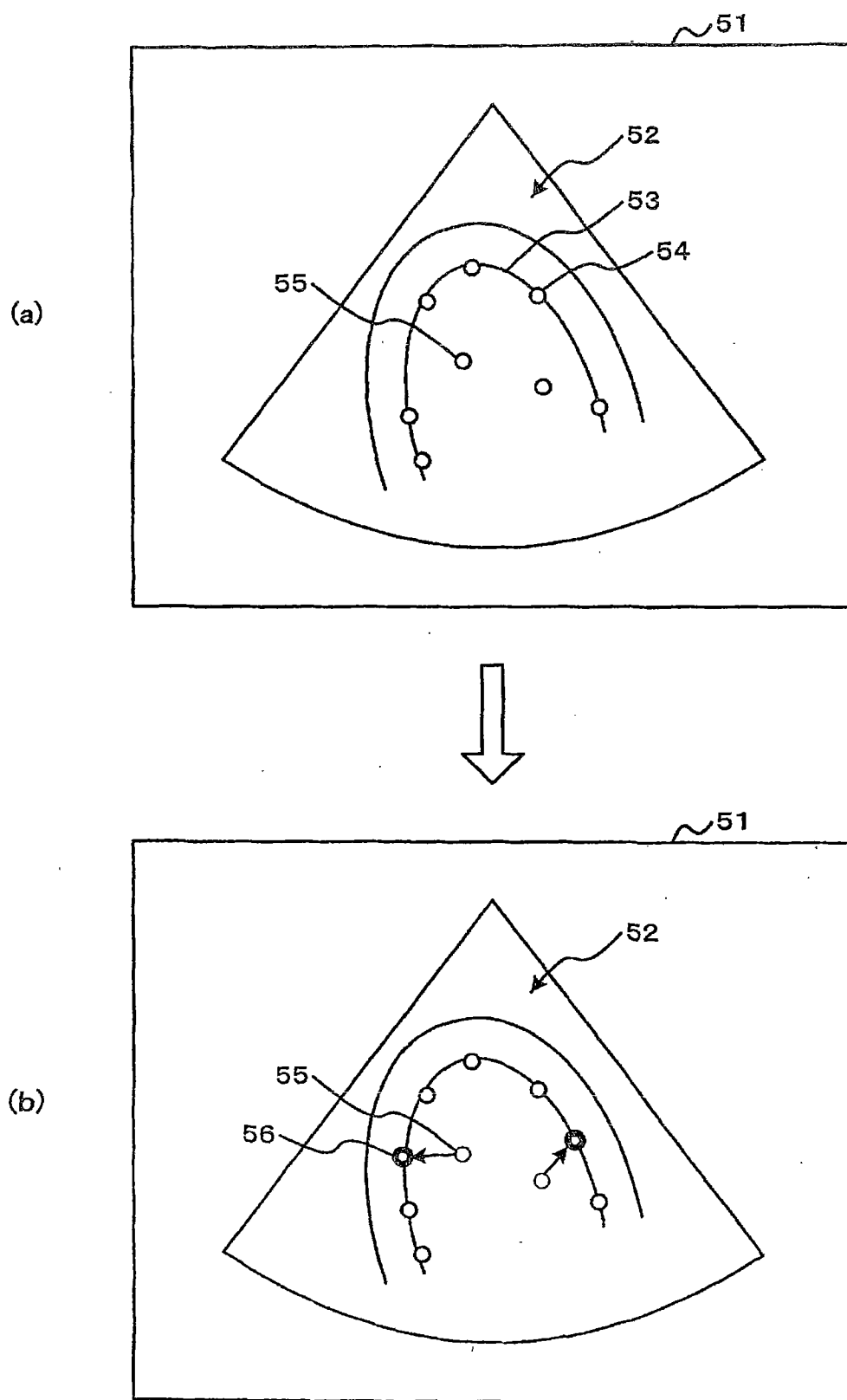


图 11

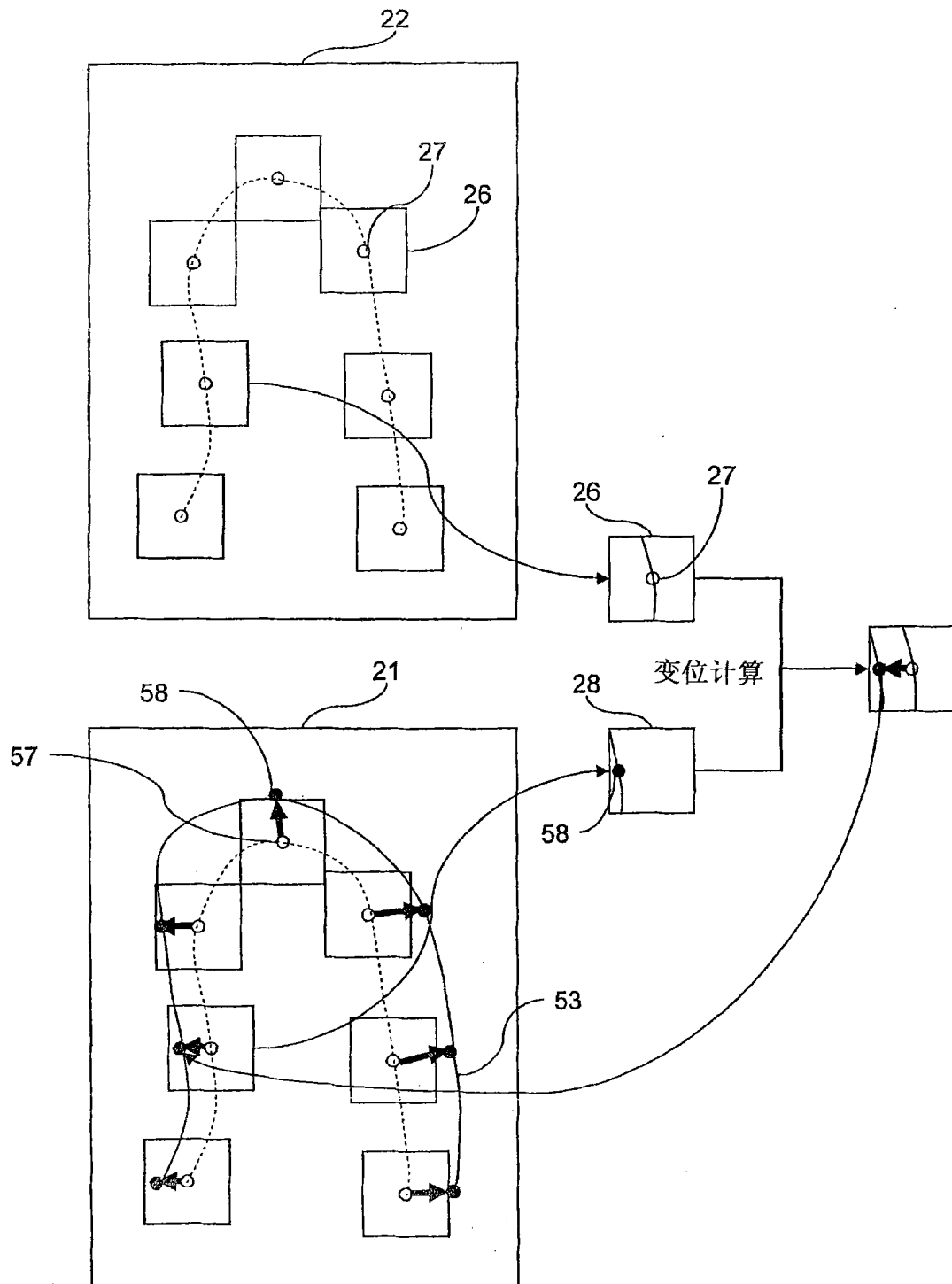


图 12

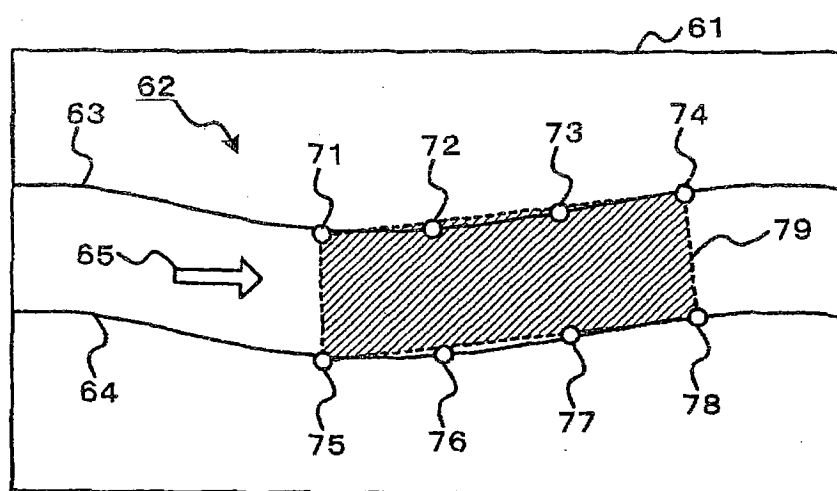


图 13

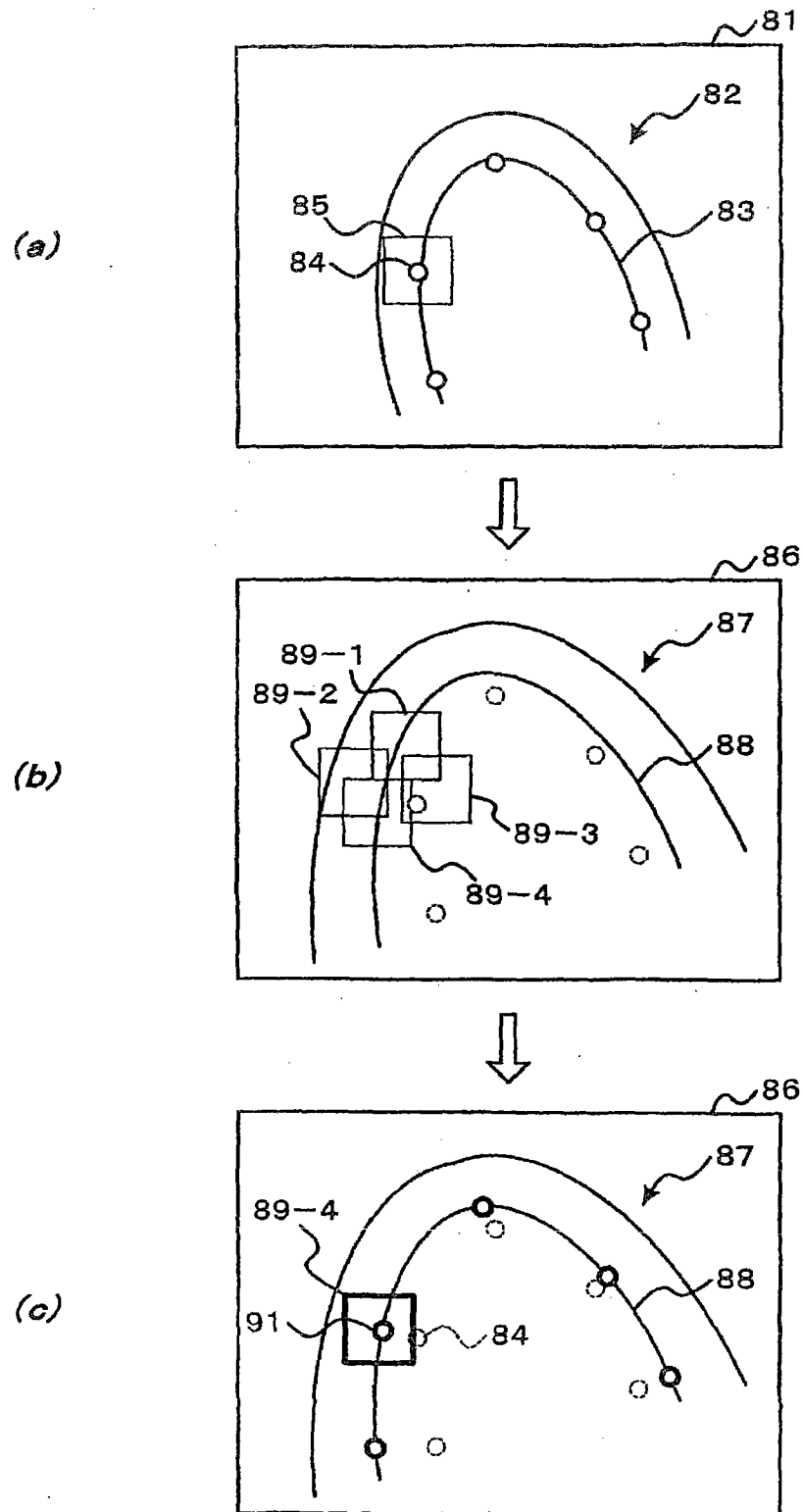


图 14

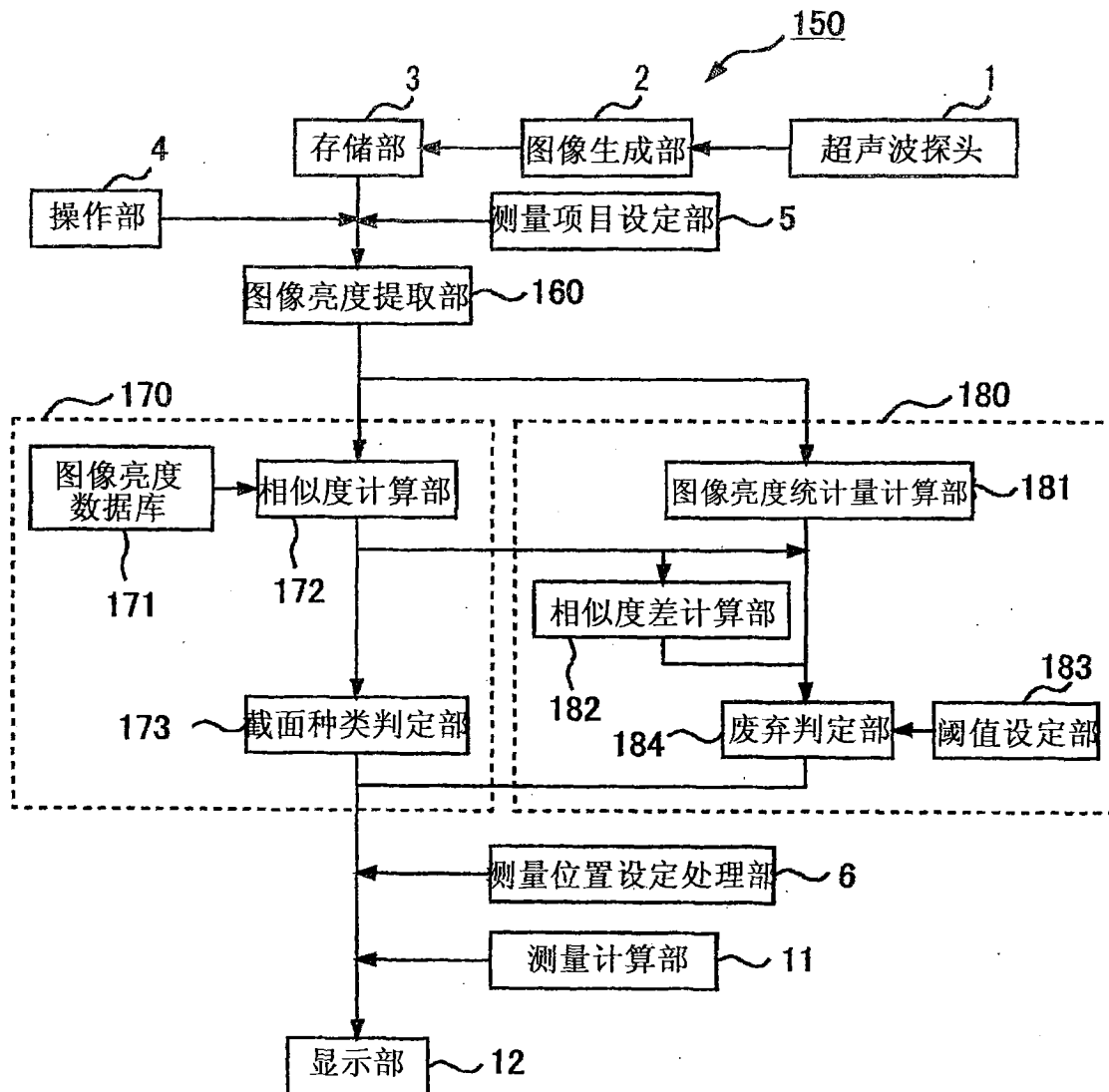


图 15

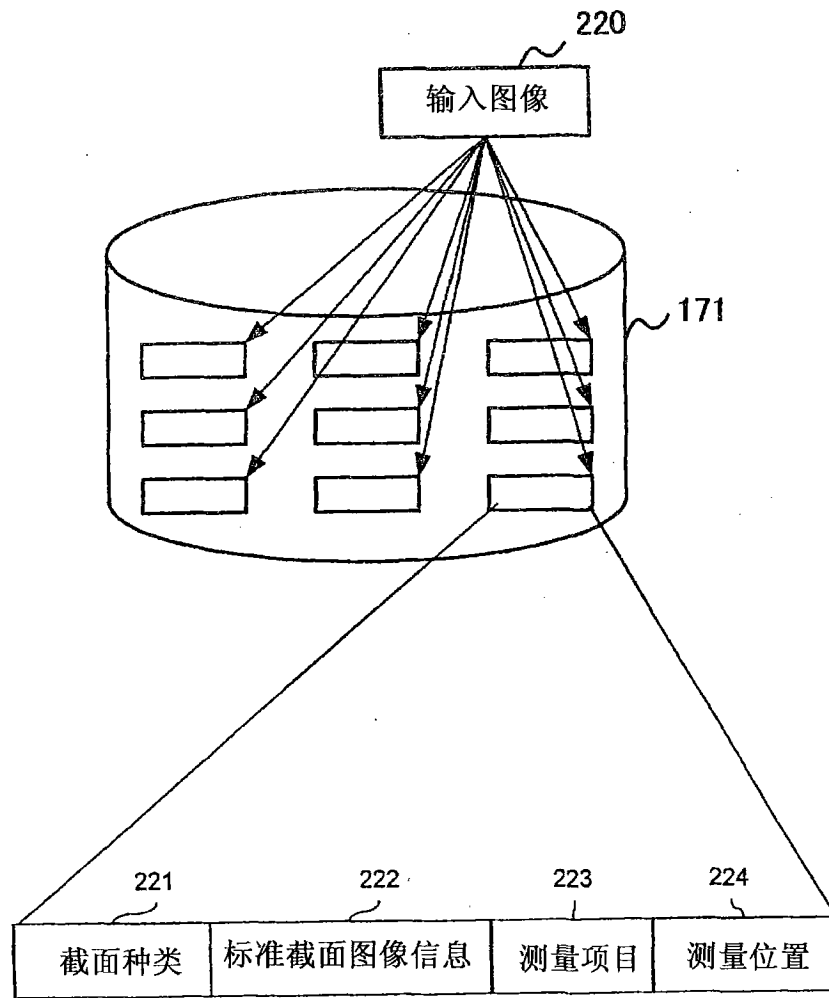


图 16

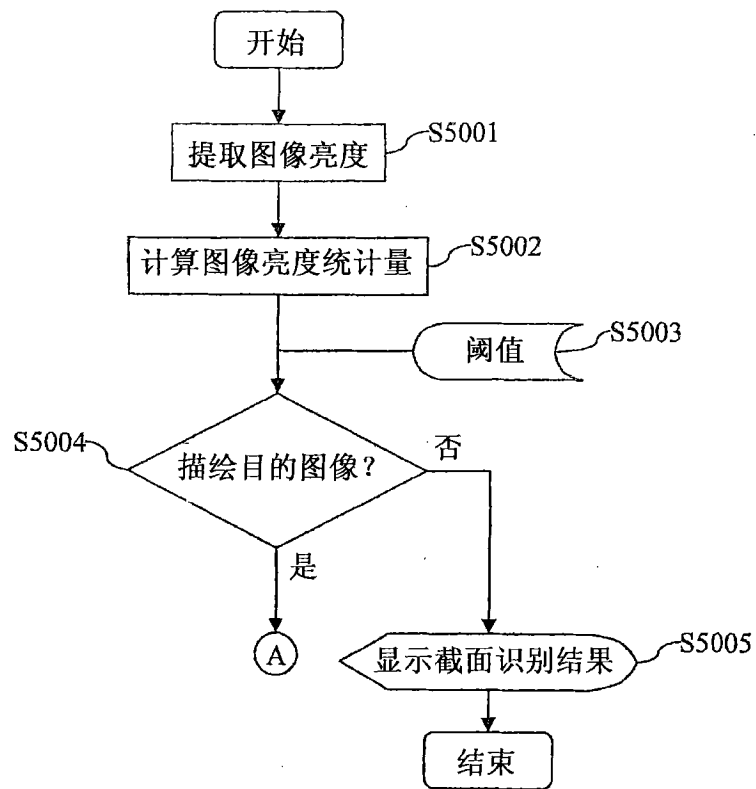


图 17

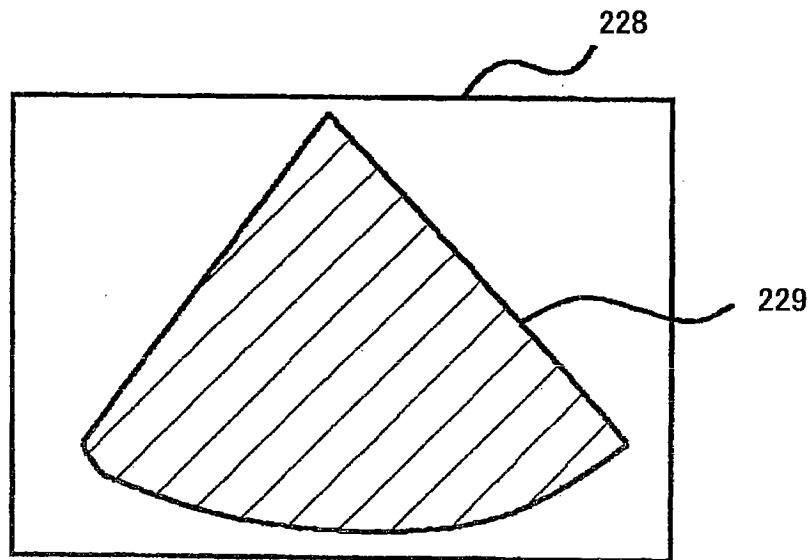


图 18

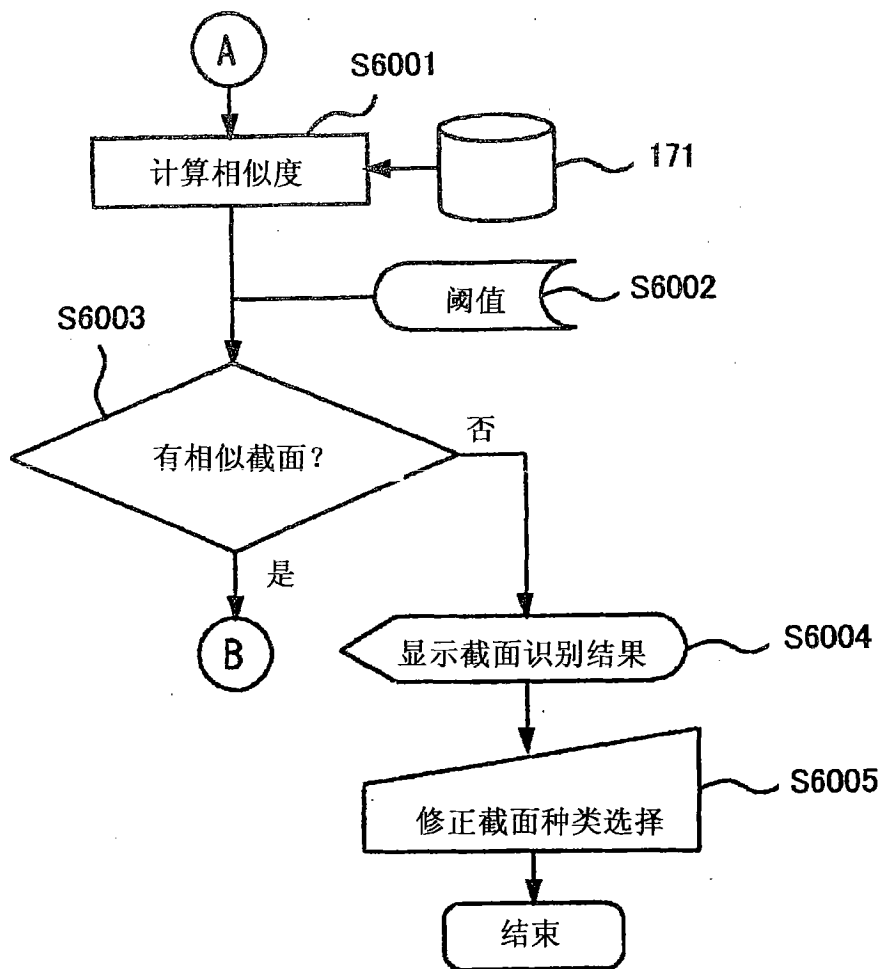


图 19

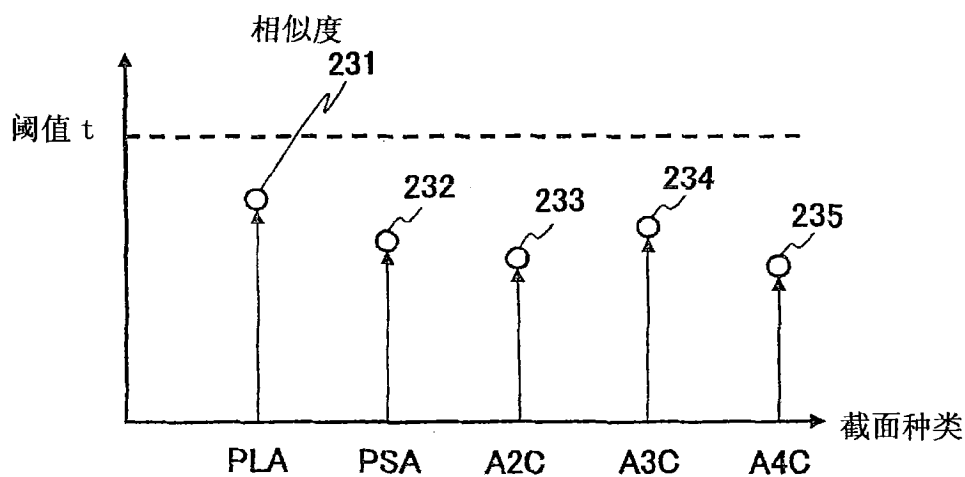


图 20

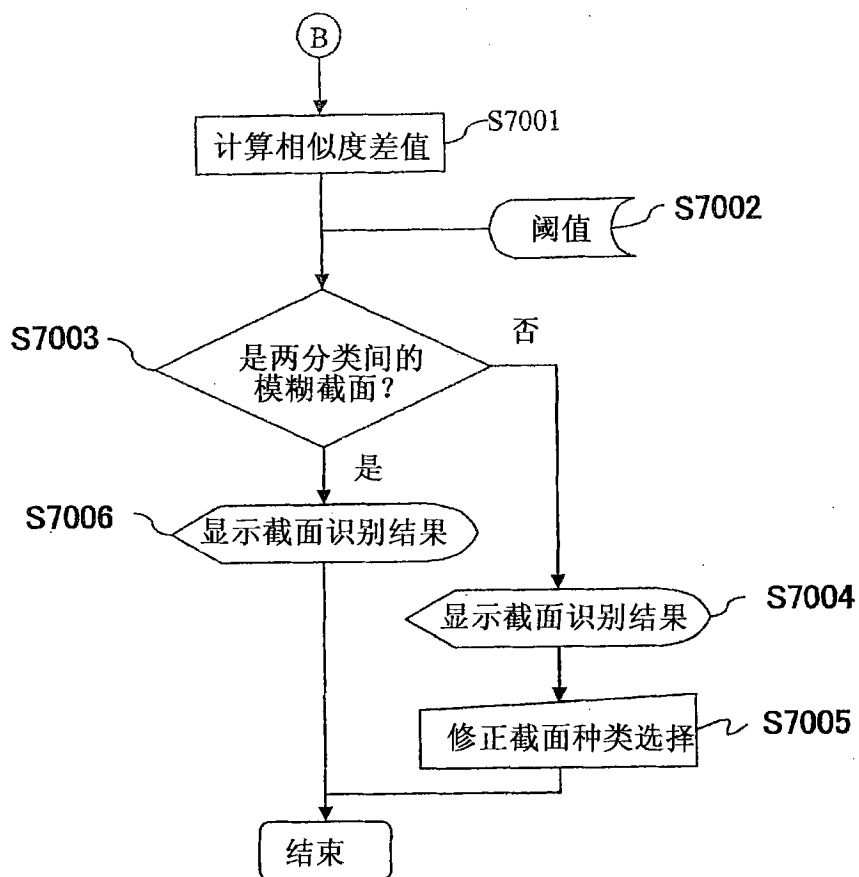


图 21

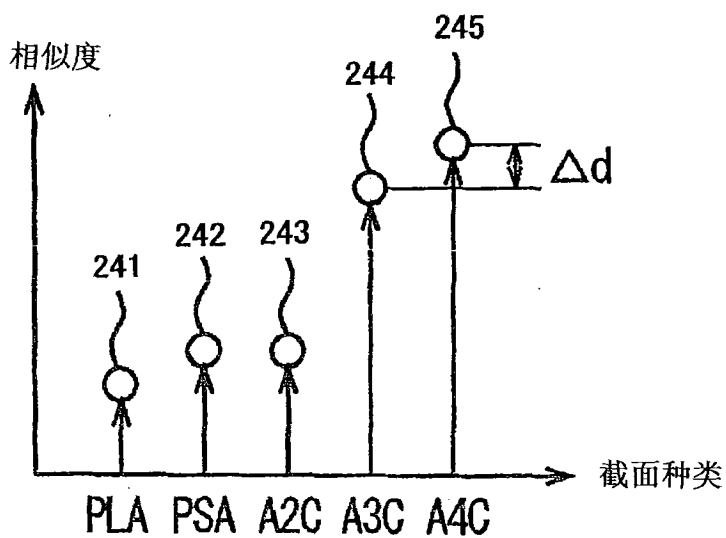


图 22

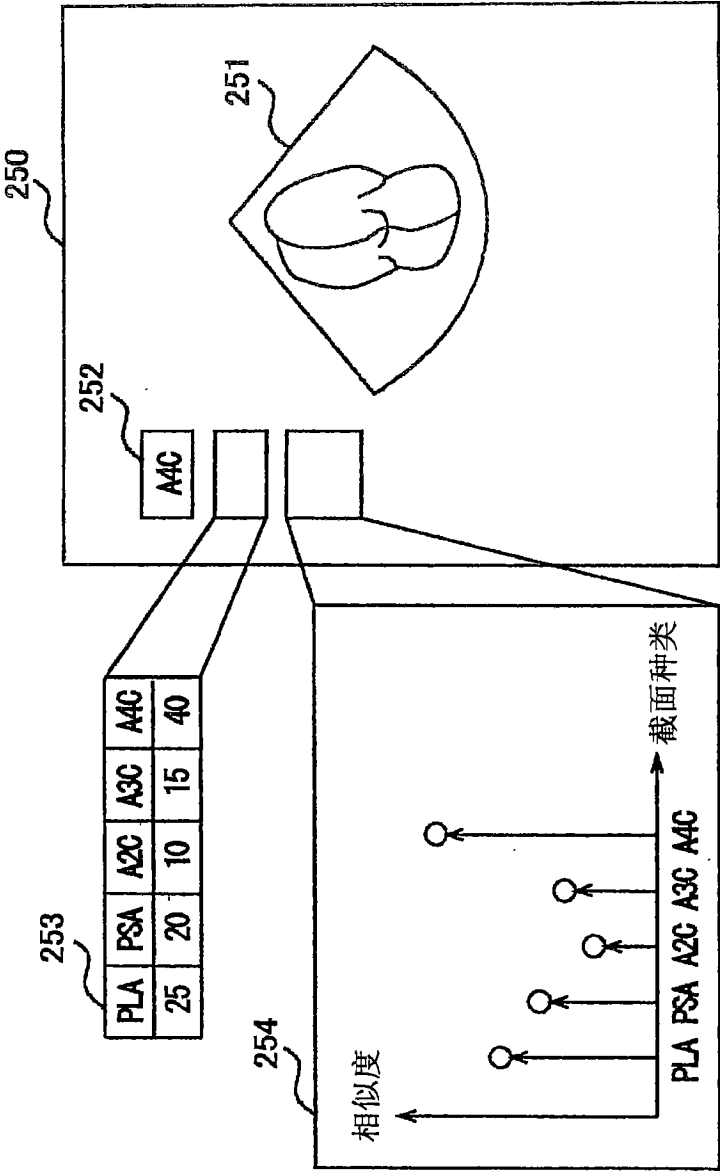


图 23

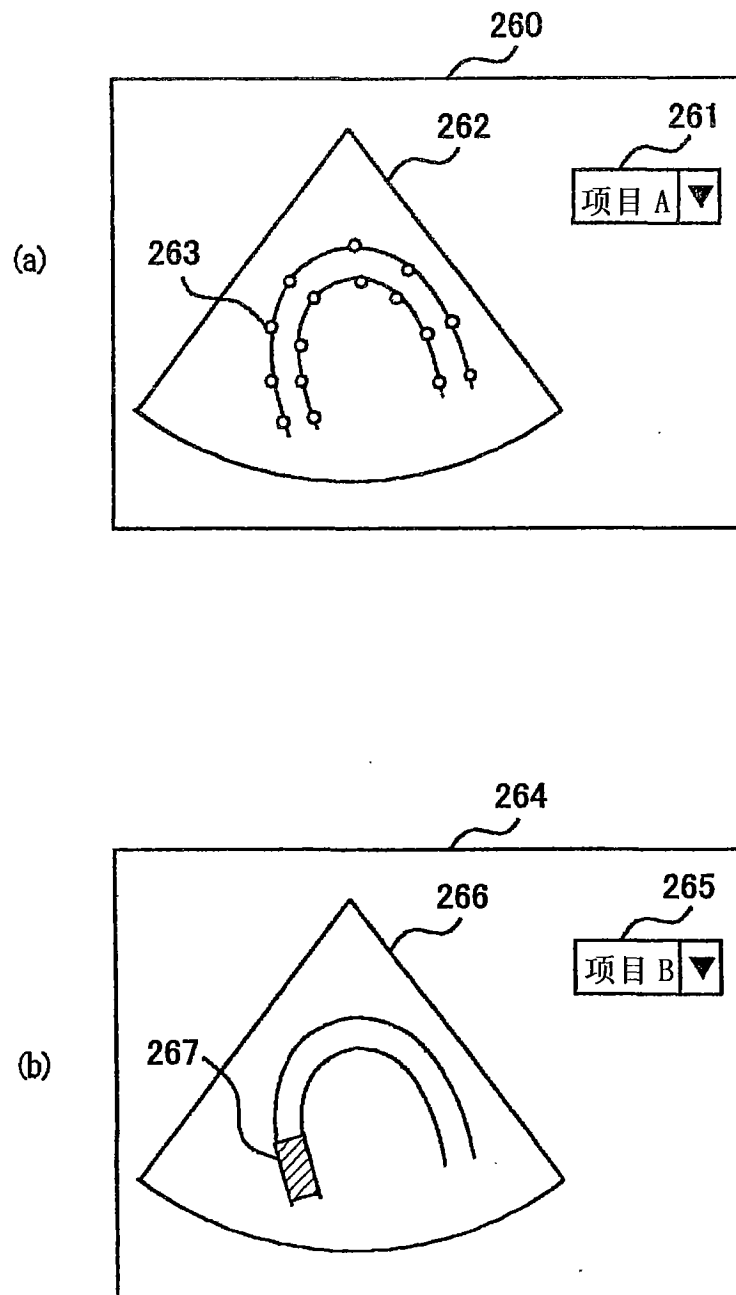


图 24

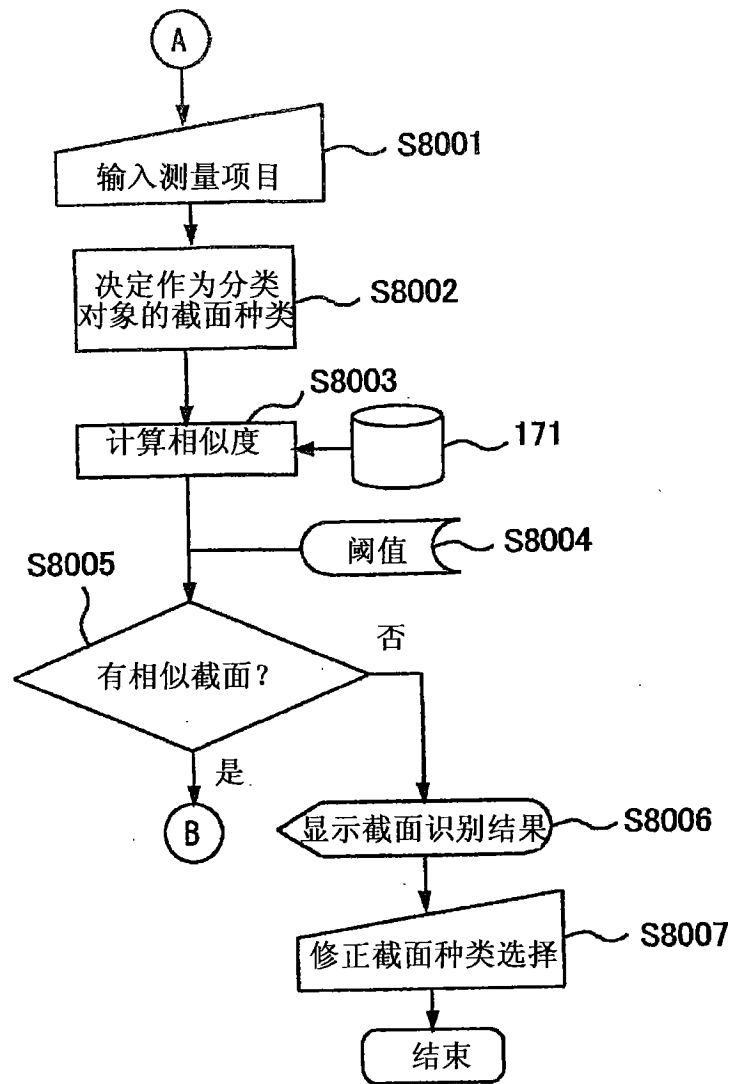


图 25

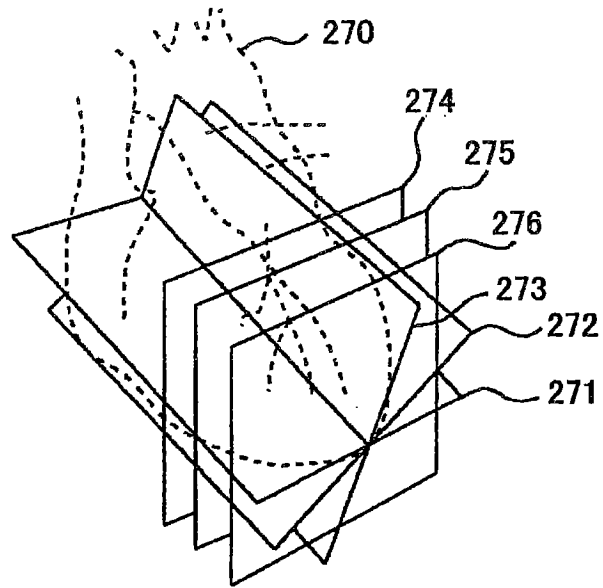


图 26

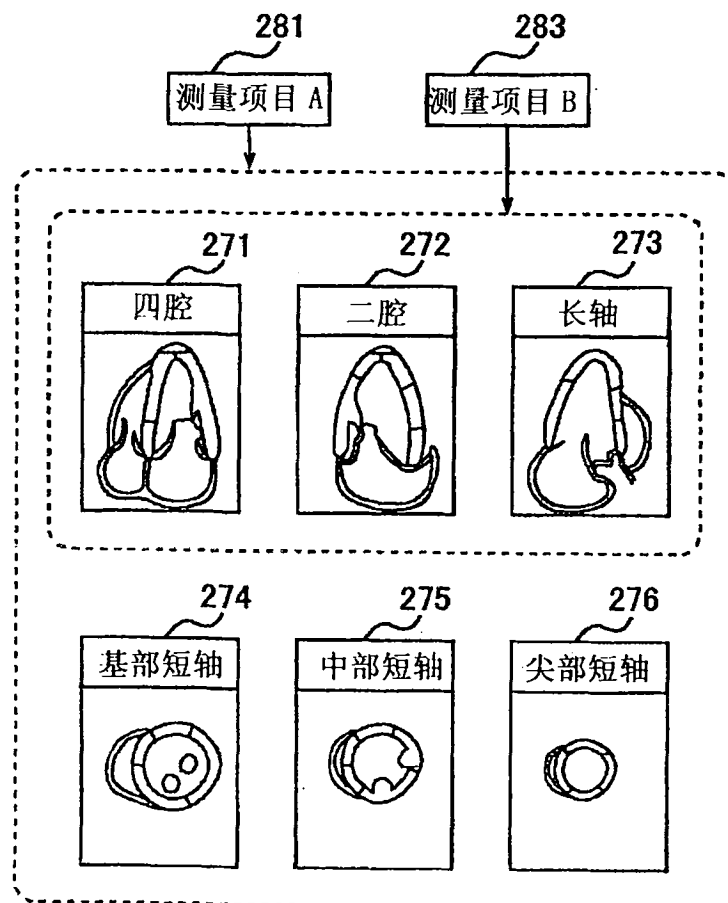


图 27

专利名称(译)	医用图像诊断装置、医用图像测量方法、医用图像测量程序		
公开(公告)号	CN101522107B	公开(公告)日	2014-02-05
申请号	CN200780037719.0	申请日	2007-09-19
[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	A61B8/08		
CPC分类号	G06T2207/10081 A61B8/565 A61B8/08 A61B6/563 A61B6/504 A61B8/463 A61B8/0891 G06F19/321 G06T2207/10088 G06T2207/10132 A61B6/503 G06T2207/30048 G06T7/0044 G06T7/74 G16H30/20 G16H30/40 G16H50/20		
代理人(译)	朱丹		
优先权	2006275956 2006-10-10 JP 2006287085 2006-10-23 JP 2007067967 2007-03-16 JP		
其他公开文献	CN101522107A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供可减轻在采用医用图像进行测量处理时的操作负担的医用图像诊断装置。超声波诊断装置(100)取得被检体的图像数据即输入图像信息保存到存储部(3)。图像选择部(8)在输入图像信息和图像测量数据库(7)的过去的图像信息之间进行图像识别计算。图像识别成功时，测量位置设定部(9)参照具有与输入图像信息最相似的过去的图像信息的图像测量信息的记录来取出该记录的测量位置信息并设定测量位置。测量位置设定处理部(6)将该测量位置与输入图像信息(21)重叠显示到显示部(12)。测量计算部(11)对测量位置设定部(9)设定的测量位置做测量计算，将测量结果显示到显示部(12)。测量位置设定处理部6根据输入图像信息和测量位置设定部(9)设定的测量位置等来更新图像测量数据库(7)。

