

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102883662 A

(43) 申请公布日 2013. 01. 16

(21) 申请号 201280001301. 5

代理人 袁玥

(22) 申请日 2012. 05. 11

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

2011-106223 2011. 05. 11 JP

2012-001524 2012. 01. 06 JP

A61B 6/03 (2006. 01)

A61B 5/00 (2006. 01)

A61B 5/055 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 11. 07

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2012/003093 2012. 05. 11

(87) PCT申请的公布数据

W02012/153539 JA 2012. 11. 15

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 武口智行 坂田幸辰 新田修平

冈崎智也 杉浦贵优 松本信幸

藤泽恭子

(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

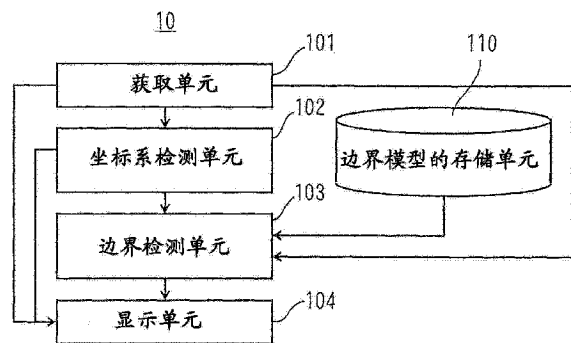
权利要求书 3 页 说明书 25 页 附图 30 页

(54) 发明名称

医疗图像处理设备及其方法

(57) 摘要

本发明旨在提供对心脏的边界检测的准确性提高的医疗图像处理设备。医疗图像处理设备获取心脏的体数据,从心脏的体数据检测至少包括心脏的左心室长轴的由三个轴组成的三维左心室坐标系;使用以左心室坐标系表示的边界模型,并从所述体数据检测左心室边界,以及在截面图像上与检测到的左心室边界一起显示垂直于左心室坐标系的三个轴中的至少一个轴的截面图像。



1. 一种医疗图像处理设备,包括:
获取单元,被配置成获取心脏的体数据;
坐标系检测单元,被配置成从体数据检测至少包括心脏的左心室长轴的由三个轴组成的三维左心室坐标系;
边界检测单元,其被配置成使用以左心室坐标系表示的边界模型以通过使所述边界模型变形,以使得通过向所述体数据应用所述边界模型所获得的边界模式和预定的边界模式模型之间的误差变小,来从所述体数据检测左心室边界;以及
显示单元,其被配置成与垂直于左心室坐标系的三个轴中的至少一个轴的截面图像一起在所述截面图像上显示检测到的左心室边界。
2. 根据权利要求1所述的医疗图像处理设备,其中,所述坐标系检测单元从所述体数据检测设置心脏的4腔视图、3腔视图或2腔视图的轴中的任何一个轴,作为除左心室长轴之外的左心室坐标系的轴。
3. 根据权利要求1所述的医疗图像处理设备,其中,所述坐标系检测单元从所述体数据检测左心室坐标系,其中,所述三个轴的方向彼此垂直,并且所述三个轴的原点位于心脏的左心室的中心的位置。
4. 根据权利要求1所述的医疗图像处理设备,其中
所述坐标系检测单元通过在所述体数据和预先创建的左心室截面图像模式之间执行匹配,来检测左心室坐标系。
5. 根据权利要求1所述的医疗图像处理设备,其中
所述坐标系检测单元在带有预先习得的心尖的位置的周围的图像模式的体数据和二尖瓣的位置的周围的图像模式之间执行匹配,以分别获得心尖的位置以及心脏的二尖瓣的位置,并从所述心尖的位置和所述二尖瓣的位置检测所述左心室长轴。
6. 根据权利要求5所述的医疗图像处理设备,其中,所述坐标系检测单元在检测所述左心室长轴之后,通过使用右心室角点的位置、三尖瓣的位置、以及所述心脏的左心室流出道的位置中的任何一个来检测所述左心室坐标系。
7. 根据权利要求1所述的医疗图像处理设备,其中,当无法检测到所述左心室坐标系时,所述坐标系检测单元在所述显示单元上将无法进行检测这一事实通知给用户。
8. 根据权利要求1所述的医疗图像处理设备,其中,当所述坐标系检测单元不能检测到所述左心室坐标系时,所述显示单元根据所述体数据的坐标系来显示所述体数据。
9. 根据权利要求1所述的医疗图像处理设备,还包括:
评估单元,被配置成评估所述预定的边界模式模型和关于所述检测到的左心室边界的所述边界模式之间的误差,其中
所述显示单元显示由所述评估单元评估的所述误差的评估的结果。
10. 根据权利要求9所述的医疗图像处理设备,其中,所述评估单元评估所述误差是否小于阈值。
11. 根据权利要求10所述的医疗图像处理设备,其中,当所述误差小于所述评估单元中的所述阈值时,所述显示单元在所述截面图像上与所述截面图像一起显示所述左心室边界。
12. 根据权利要求10所述的医疗图像处理设备,其中,当所述误差大于所述评估单元

中的所述阈值时,所述显示单元显示无法检测到所述左心室边界这一事实。

13. 根据权利要求 10 所述的医疗图像处理设备,其中,当所述误差大于所述评估单元中的所述阈值时,所述显示单元显示除所述左心室边界之外的所述体数据。

14. 根据权利要求 10 所述的医疗图像处理设备,其中,当所述误差大于所述评估单元中的所述阈值时,所述坐标系检测单元在预定的不同的条件下再次检测所述左心室坐标系。

15. 根据权利要求 10 所述的医疗图像处理设备,其中,当所述误差大于所述评估单元中的所述阈值时,用户相对于所述坐标系检测单元输入所述左心室坐标系。

16. 根据权利要求 1 所述的医疗图像处理设备,其中,所述边界模型是包括彼此相结合的左心室的心肌内边界和心肌外边界的边界模型。

17. 根据权利要求 1 所述的医疗图像处理设备,其中,所述边界模型是所述左心室的心肌的内侧的边界模型或所述左心室的心肌外部的边界模型。

18. 根据权利要求 1 所述的医疗图像处理设备,其中,所述体数据是由 CT 设备或 MR 设备成像的体数据。

19. 根据权利要求 1 所述的医疗图像处理设备,其中,所述边界模式模型是通过由学习来对由造影剂增强的图像中的心肌以及所述心肌边界的周围的亮度值的模式进行建模来获得的,

计算单元,其被配置成基于所述左心室坐标系计算着色度,所述着色度表示所述体数据中的预定的区域性的区域的所述造影剂的浓度,以及

校正单元,其被配置成使用所述区域性的区域的着色度来执行校正以使所述体数据的亮度值和所述边界模式模型的亮度值在相应的区域性的区域中彼此接近,以及

所述边界检测单元通过使用由所述校正单元进行了校正之后的数据来检测所述体数据中的心肌边界。

20. 根据权利要求 19 所述的医疗图像处理设备,还包括区域检测单元,被配置成通过使用所述左心室坐标系来检测所述体数据中的所述区域性的区域的区域性,其中

所述计算单元通过使用由所述区域性的区域检测单元检测到的所述区域性的区域,来执行着色度计算处理。

21. 根据权利要求 19 所述的医疗图像处理设备,其中,所述校正单元通过使用所述着色度对所述边界模式模型执行校正处理,并创建经过校正的边界模式模型,以及

所述边界检测单元通过使用所述经过校正的边界模式模型来检测所述体数据中的所述心肌的边界。

22. 根据权利要求 19 所述的医疗图像处理设备,其中,所述校正单元通过使用所述着色度对所述体数据执行校正处理,并创建经过校正的体数据,以及

所述边界检测单元通过使用所述边界模式模型来检测所述经过校正的体数据中的所述心肌的边界。

23. 根据权利要求 19 所述的医疗图像处理设备,其中,所述校正单元通过使用所述着色度,通过加法处理、减法处理、乘法处理、除法处理或舍入处理的组合,来执行所述校正处理。

24. 根据权利要求 19 所述的医疗图像处理设备,其中,所述计算单元计算构成所述区

域性的区域的多个像素的亮度值行中的统计代表值,来作为所述对应的区域性的区域的着色度。

25. 根据权利要求 20 所述的医疗图像处理设备,其中,所述区域性的区域检测单元检测多个所述区域性的区域,作为所述预定的区域性的区域,以及

所述计算单元计算相应的多个区域性的区域的所述着色度。

26. 根据权利要求 20 所述的医疗图像处理设备,其中,所述区域性的区域检测单元检测包括心室、心房、左心室流出道、瓣环、乳头状肌、心肌,以及冠状动脉中的至少一个的区域,作为所述预定的区域性的区域。

27. 根据权利要求 20 所述的医疗图像处理设备,其中,所述区域性的区域检测单元检测由左心室坐标系中所包括的长轴所确定的预定的范围作为所述体数据中的所述区域性的区域。

28. 根据权利要求 20 所述的医疗图像处理设备,其中,所述坐标系检测单元进一步检测所述体数据中的心脏的短轴,作为所述左心室坐标系,以及

所述区域性的区域检测单元检测由所述长轴的方向和短轴的方向所确定的预定的范围作为所述体数据中的所述区域性的区域。

29. 一种医疗图像处理方法,包括:

获取心脏的体数据;

从所述体数据检测至少包括心脏的左心室长轴的由三个轴组成的三维左心室坐标系;

使用以所述左心室坐标系表示的边界模型来使所述边界模型变形,以便通过向所述体数据应用所述边界模型所获得的边界模式和预定的边界模式模型之间的误差变小,从而从所述体数据检测左心室边界;以及

在垂直于左心室坐标系的三个轴中的至少一个轴的截面图像上与检测到的左心室边界一起显示所述截面图像。

医疗图像处理设备以及其方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗图像处理设备以及其方法。

背景技术

[0002] 相关技术的医疗图像处理设备被配置成访问心脏的体数据,通过将可变形的边界模型拟合到该体数据中的结构来检测边界、根据该边界模型指定一个或多个特征点,并根据这些特征点在显示器上显示心脏的图像。

[0003] 引用列表

[0004] 专利文献

[0005] PTL1:JP-A-2010-179098

[0006] PTL2:USP6106466

发明内容

[0007] 技术问题

[0008] 然而,在相关技术领域的医疗图像处理设备中,由于在不对心脏的位置和姿势执行检测或对准的情况下从体数据直接检测边界,存在降低检测准确性的问题。

[0009] 因此,作出了本发明的实施例以便解决上文所描述的问题,本发明的目标是提供实现对心脏的边界的检测的准确性改进的医疗图像处理设备以及其方法。

[0010] 对问题的解决方案

[0011] 本发明的实施例是医疗图像处理设备,包括:被配置成获取心脏的体数据的获取单元;被配置成从体数据检测至少包括心脏的左心室长轴的由三个轴组成的三维左心室坐标系的坐标系检测单元;边界检测单元,其被配置成使用以左心室坐标系表示的边界模型来通过使边界模型变形,以使得通过向体数据应用边界模型所获得的边界模式和预定的边界模式模型之间的误差变小,来从体数据检测左心室边界;以及显示单元,其被配置成与垂直于左心室坐标系的三个轴中的至少一个轴的截面图像一起在截面图像上显示检测到的左心室边界。

附图说明

[0012] 图 1 是示出了根据第一实施例的医疗图像处理设备的配置的框图。

[0013] 图 2 是示出了同一医疗图像处理设备的操作的流程图。

[0014] 图 3 是参考人体示出了体数据坐标系的图。

[0015] 图 4 是示出了垂直于体数据坐标系的轴的截面图像的图。

[0016] 图 5 是示出了与体数据坐标系重叠的左心室坐标系的图。

[0017] 图 6 是示出了垂直于左心室坐标系的轴的截面图像的图。

[0018] 图 7 是坐标系检测单元的第一检测方法的流程图。

[0019] 图 8 是待检测的左心室坐标系的说明图。

- [0020] 图 9 是坐标系检测单元的第一检测方法的流程图。
- [0021] 图 10 是待检测的左心室坐标系的说明图。
- [0022] 图 11 是示出了边界模型的示例的图。
- [0023] 图 12 是示出了第二实施例的配置的框图。
- [0024] 图 13 是示出了根据第四实施例的医疗图像处理设备的配置的框图。
- [0025] 图 14 是示出了同一医疗图像处理设备的操作的流程图。
- [0026] 图 15 是示出了边界模型的说明图。
- [0027] 图 16 是沿着心脏的平面 v-w 的示出了边界模式模型的视图。
- [0028] 图 17 是示出了边界模式模型的图。
- [0029] 图 18 是示出了其中安装了根据第六实施例的医疗图像处理设备的图像处理系统的配置示例的图。
- [0030] 图 19 示出了根据第六实施例的医疗图像处理设备的配置的示例。
- [0031] 图 20 是示出了输入图像的示例的图。
- [0032] 图 21 是示出了学习图像组的示例的图。
- [0033] 图 22 是示出了边界模型的创建的示例的图。
- [0034] 图 23 是示出了边界模式模型的创建的示例的图。
- [0035] 图 24 是示出了基于区域的模板的示例的图。
- [0036] 图 25 是左心室坐标系的示例。
- [0037] 图 26 是示出了用于短轴检测的区域的示例的图。
- [0038] 图 27 是示出了检测区域性的区域的方法的图(1)。
- [0039] 图 28 是示出了检测区域性的区域的方法的图(2)。
- [0040] 图 29 是示出了检测区域性的区域的方法的图(3)。
- [0041] 图 30 是示出了检测区域性的区域的方法的图(4)。
- [0042] 图 31 是示出了检测区域性的区域的方法的图(5)。
- [0043] 图 32 是用于说明根据第六实施例的校正处理的图。
- [0044] 图 33 是示出了对边界模式模型的校正的示例的图。
- [0045] 图 34 示出了由根据第六实施例的边界检测单元检测到的检测示例的配置的示例。
- [0046] 图 35 是示出了根据第六实施例的医疗图像处理设备的处理的示例的流程图。
- [0047] 图 36 是示出了根据第七实施例的医疗图像处理设备的配置的示例的图。
- [0048] 图 37 是示出了根据第七实施例的医疗图像处理设备的处理的示例的流程图。

具体实施方式

- [0049] 下面将描述根据本发明的一个实施例的医疗图像处理设备。
- [0050] 第一实施例
- [0051] 现在参考图 1 到图 6, 将描述根据第一实施例的医疗图像处理设备 10。根据该实施例的医疗图像处理设备是被配置成显示涉及心脏的图像的设备。
- [0052] 现在参考图 1, 将描述根据该实施例的医疗图像处理设备 10 的配置。图 1 是示出了医疗图像处理设备 10 的框图。

[0053] 医疗图像处理设备 10 包括获取单元 101、坐标系检测单元 102、边界检测单元 103、显示单元 104, 以及其中存储了三维左心室边界模型(下面, 简称为“边界模型”)的存储单元 110。

[0054] 获取单元 101 获取涉及心脏的三维体数据, 并将数据发送到坐标系检测单元 102、边界检测单元 103, 以及显示单元 104。

[0055] 坐标系检测单元 102 被配置成从体数据检测左心室坐标系, 并将数据发送到边界检测单元 103, 以及显示单元 104。

[0056] 边界检测单元 103 被配置成通过使用存储单元 110 中所记录的边界模型来检测三维左心室边界, 并将数据发送到显示单元 104。

[0057] 显示单元 104 显示体数据、左心室坐标系和左心室边界。

[0058] 参考图 1 和图 2, 将描述医疗图像处理设备 10 的操作。图 2 是示出了医疗图像处理设备 10 的操作的流程图。

[0059] 首先, 在步骤 1 中, 获取单元 101 从外部成像设备等等获取其中对心脏进行了成像的体数据。

[0060] 术语“体数据”是指在空间方向具有三维空间性的灰度级图像。心脏的三维体数据可以一般由诸如 X 射线 CT 设备、MRI 成像设备、超声波诊断设备和核医学诊断设备之类的医疗图像处理设备来进行成像。然而, 本发明不仅限于通过这些成像设备成像的体数据。体数据可以直接地从成像设备获取, 并可以从其中存储了拾取的图像数据的诸如服务器、个人计算机、HDD、以及 DVD 之类的外部媒体获取。

[0061] 由获取单元 101 获取的体数据被发送到坐标系检测单元 102、边界检测单元 103, 以及显示单元 104。此时, 可以对体数据执行去噪声处理、对比度强调处理, 以及图像放大或缩小处理, 以便适合于各个处理步骤。然而, 当执行图像放大或缩小处理时, 存储了要发送到各个单元的体数据之间的比例缩小关系。

[0062] 随后, 在步骤 2 中, 坐标系检测单元 102 从发送自获取单元 101 的体数据检测左心室坐标系。

[0063] 术语“左心室坐标系”对应于三维坐标系, 包括三个轴, 至少包括左心室长轴(下面, 简称为“长轴”)。图 3 到图 6 示出了左心室坐标系和体数据坐标系之间的关系。图 3 是参考人体示出了体数据坐标系的图, 图 4 是示出了垂直于体数据坐标系的轴的截面图像的图, 图 5 是示出了彼此重叠的体数据坐标系和左心室坐标系的图, 而图 6 是示出了垂直于左心室坐标系的轴的截面图像的图。

[0064] 体数据一般参考成像设备的坐标系根据体数据坐标系而存储。如图 3 所示, 当通过例如 CT 设备来成像体数据时, 体数据坐标系包括人体的体轴(z 轴)的方向、背腹部方向(y 轴)和左右方向(x 轴)。如图 4 所示, 垂直于这些轴的方向的截面图像被称为轴状位视图(Axial View)、矢状位视图(Sagittal View), 以及冠状位视图(Coronal View)。

[0065] 在成像的心脏的体数据中, 取决于个体差异、呼吸、心搏数、在成像时设备以及人体之间的相对位置关系, 体数据中心脏的现有位置、方向, 以及大小是变化的。因此, 需要在体数据中指定心脏的位置和姿势。

[0066] 执行对左心室坐标系的检测, 以用于设置体数据中的左心室的位置和方向。作为左心室坐标系的第一检测方法, 例如, 有在非专利文献 1 (Yukitatsu Sakata 所著的

“Automatic Detection of Reference Cross Section for Diagnosis from Cardiac Echo Volume Data by using Random Tree”) (IS3-24, Image Sensing Symposium proceedings, The 16th image sensing Symposium)中指出的一种方法。现在参考图 5 到图 8, 将描述第一检测方法。图 7 是第一检测方法的流程图。

[0067] 在步骤 101 中, 坐标系检测单元 102 预先将左心室坐标系设置为长轴(u 轴)、垂直于左心室的设置允许对 4 腔视图进行观察的截面的轴(v 轴), 以及垂直于两轴的轴(w 轴), 如图 5 所示, 并参考配置有左心室的中心 P 的左心室坐标系来预先准备左心室截面图像模式, 如图 5 所示。术语“左心室截面图像模式”表示模式匹配中所使用的左心室截面图像。

[0068] 随后, 在步骤 102 中, 坐标系检测单元 102 搜索最佳匹配的位置、姿势和比例而同时将左心室截面图像模式应用到体数据, 从而, 从体数据设置左心室坐标系, 如图 8 所示。

[0069] 现在参考图 9 和图 10 中的流程图, 将描述左心室坐标系的第二检测方法。可以利用三维空间中不在一条直线上对齐的三个点来设置三维坐标系。

[0070] 在步骤 111 中, 坐标系检测单元 102 从体数据检测心尖的位置、二尖瓣的位置, 以及右心室拐点。在此检测方法中, 坐标系检测单元 102 通过在体数据和预先习得的心尖的位置的周围的图像模式之间执行模式匹配来检测心尖的位置。作为参考, 术语“图像模式”表示模式匹配中所使用的图像。同样, 坐标系检测单元 102 还通过体数据和二尖瓣的位置的周围的图像模式以及右心室角点的周围的图像模式之间的模式匹配, 来检测二尖瓣的位置和右心室角点。

[0071] 随后, 在步骤 112 中, 坐标系检测单元 102 将来自体数据的心尖的位置和二尖瓣的位置之间的中间点设置为原点 p。

[0072] 随后, 在步骤 113 中, 坐标系检测单元 102 将从原点 p 到心尖的位置的矢量设置为长轴(u 轴) (参见图 10)。

[0073] 随后, 在步骤 114 中, 坐标系检测单元 102 将垂直于长轴(u 轴) 并经过右心室角点的矢量设置为第二轴(v 轴) (参见图 10)。可以通过相对于在垂直于检测到的长轴的截面中预先习得的图像模式执行匹配来检测右心室角点。

[0074] 随后, 在步骤 115 中, 坐标系检测单元 102 将分别垂直于长轴(u 轴) 和第二轴(v 轴) 的方向设置为第三轴(w 轴) (参见图 10)。

[0075] 作为参考, 不仅可以通过检测右心室角点, 而且还可以通过以与心脏中的另一点同样的方式检测三尖瓣的位置或左心室流出道的位置, 来设置左心室坐标系。

[0076] 检测左心室坐标系的方法不仅限于此, 任何检测方法都是适用的, 只要可以设置以长轴作为分量中的一个的三维坐标系。

[0077] 同样, 从实施例可以清楚地看出, 在下游步骤中, 不需要使用待检测的左心室边界上的点或由左心室边界设置的点以检测左心室坐标系。

[0078] 随后, 在步骤 3 中, 边界检测单元 103 通过使用由坐标系检测单元 102 获取的左心室坐标系以及存储在存储单元 110 中的边界模型, 来从由获取单元 101 所获取的体数据中检测左心室边界。

[0079] “待由边界检测单元 103 检测的左心室边界”表示内膜边界和外膜边界中的一个, 或两种边界, 内膜边界是左心室周围的心肌(由图 6 中的实线围绕的灰色区域) 和左心室腔(白色区域) 之间的边界, 外膜边界是左心室周围的心肌和左膜外的区域之间的边界。图

6(a) 是短轴视图(沿着 v-w 的平面图), (b) 是 4 腔视图(沿着 u-v 的平面图), (c) 是 2 腔视图(沿着 w-u 的平面图)。在该实施例中, 将描述只检测内边界(内心肌边界) 作为左心室边界的情况。

[0080] 左心室的内膜边界可以由在心尖的位置处具有顶点的杯状的边界模型近似。边界模型可以利用沿着长轴(u 轴)具有中心轴的二次曲面来近似, 例如, 如图 11 所示, 假设已经检测到左心室坐标系。图 11 中的边界模型被表达为表达式(1)。

[0081] [表达式 1]

$$[0082] \quad u = a_1 * v^2 + a_2 * w^2 + a_3 \dots (1)$$

[0083] 其中, $u < a_4$ 。此边界模型包括四个变量 a_1 、 a_2 、 a_3 , 以及 a_4 , 可以在左心室坐标系上定义凸出形状的旋转抛物面。因此, 实施例的对边界的检测旨在获取其中获取了三维左心室坐标系的体数据中的边界模型的变量(参数) a_1 、 a_2 、 a_3 , 以及 a_4 。图 11 中的边界模型是 $a_1=1$ 、 $a_2=1$ 、 $a_3=0$, 以及 $a_4=100$ 。

[0084] 获取变量 a_1 到 a_4 的方法是在边界模型和体数据之间定义可以计算的能量, 给变量赋予初始值, 并反复地优化变量, 以便所定义的能量变得更小。如上文所描述的边界模型基于能量的最小化的应用是一般方法, 并被用作蛇形或有效轮廓模型的应用的方法。

[0085] 然而, 实施例的特征在于, 边界模型的前提是检测到左心室坐标系。换言之, 对左心室坐标系的检测不仅使三维形状的表达呈简单形式, 如在表达式(1)中那样, 而且还使得设备能比如通过预先获取相应的变量的先验分布限制变量范围。同样, 当检测到左心室坐标系时, 可以指定诸如侧壁、正面壁、底壁, 以及小隔之类的左心室的心肌的粗糙区域, 以便还实现用于基于根据区域的处理来提高准确性的设备, 诸如对于特定区域定义不同的能量。

[0086] 边界检测单元 103 更新从 a_1 到 a_4 的变量, 直到三维边界上的点处的法线方向的亮度的差分提高。由于法线方向当然具有三维, 因此, 通过计算体数据中的三维方向的差分(差的量)来实现能量的计算。可以使用诸如贪婪算法、模拟退火、以及遗传算法之类的一般搜索算法来作为更新最小化能量所需的模型参数的方法。

[0087] 最后, 在步骤 4 中, 显示单元 104 将由获取单元 101 所获得的体数据、由坐标系检测单元 102 所获得的左心室坐标系, 以及由边界检测单元 103 所获得的三维左心室边界显示在诸如显示器、投影仪或打印机之类的显示设备上。显示单元 104 只需能够显示体数据的截面图像以及检测到的边界, 并不仅限于上文所描述的设备。

[0088] 显示在显示单元 104 上的体数据的截面是基于左心室坐标系确定的。垂直于左心室坐标系的长轴(u 轴)的截面是对于用户(医务人员)的一般左心室短轴图像。这里, 通过在相同截面位置处显示左心室边界, 可以在截面图像上确认边界检测的结果, 该截面图像可使用户轻松地识别心脏的位置和姿势。

[0089] 同样, 通过检测长轴(u 轴)方向和可以限定 4 腔视图的方向(v 轴方向)作为左心室坐标系, 除短轴图像外, 还可以显示截面上的 4 腔视图和左心室边界, 以便可以轻松地进一步弄清对三维边界的检测结果或左心室坐标系的检测结果的一般图像。以同样的方式, 通过检测作为用于限定 3 腔视图和 2 腔视图的方向的 V 轴, 也获得相同效果。

[0090] 同样, 通过将待检测的左心室坐标系设置为正交坐标系并将此坐标系的原点 p 设置为左心室的估计的中心, 由 $u=0$ 、 $v=0$, 以及 $w=0$ 所表示的三个截面是包括长轴的两个截面

和围绕作为截面图像中心的左心室中心的短轴截面。由于截面图像彼此垂直,因此,可以轻松地理清位置关系,且可以轻松地理确左心室坐标系以及检测到的左心室边界是否正确。

[0091] 根据该实施例,通过利用坐标系检测单元 102 来检测左心室坐标系,且利用边界检测单元 103 根据左心室坐标系来检测左心室边界,实现了以高准确度对边界的检测,以便可以由显示单元 104 轻松地显示对边界检测的结果的确认。

[0092] 第二实施例

[0093] 将通过使用图 12 中的框图来描述根据第二实施例的医疗图像处理设备 10。根据该实施例的医疗图像处理设备 10 是对根据第一实施例的医疗图像处理设备 10 的第一修改方案。

[0094] 在该实施例的医疗图像处理设备 10 中,坐标系检测单元 102 将由获取单元 101 所获得的体数据的坐标转换为检测到的左心室坐标系,从而简化随后的操作。

[0095] 由于坐标系检测单元 102 将坐标变换之后的图像提供到边界检测单元 103 和显示单元 104,因此,不再需要从获取单元 101 提供体数据,以致于可以简化数据流,如图 12 所示。

[0096] 第三实施例

[0097] 将描述根据第三实施例的医疗图像处理设备 10。根据该实施例的医疗图像处理设备 10 是对根据第一实施例的医疗图像处理设备 10 的第二修改方案。

[0098] 虽然在第一实施例中描述了通过边界检测单元 103 来检测左心室的内膜边界(内心肌边界)的方法,但是,它还以同样的方式应用于对外膜(外心肌边界)的检测。

[0099] 换言之,在该实施例中,存储单元 110 分别存储涉及内膜边界的边界模型和涉及外膜边界的边界模型,从而,边界检测单元 103 能够独立地对内膜和外膜的边界执行检测,以便通过使用并行计算机,边界检测所需的时间缩短。

[0100] 边界检测单元 103 可以通过配置存储单元 110 以存储由整体地组合的内膜边界和外膜边界组成的边界模型,来整体地执行对内膜边界和外膜边界的检测。

[0101] 第四实施例

[0102] 现在参考图 13 到图 17,将描述根据第四实施例的医疗图像处理设备 20。

[0103] 现在参考图 13,将描述根据该实施例的医疗图像处理设备 20 的配置。图 13 是示出了医疗图像处理设备 20 的框图。

[0104] 医疗图像处理设备 20 包括被配置成获取体数据的获取单元 201、被配置成检测左心室坐标系的坐标系检测单元 202、被配置成检测左心室的边界的边界检测单元 203、被配置成评估检测到的左心室边界的评估单元 204、被配置成显示评估的结果的显示单元 205、被配置成存储边界模型的第一存储单元 210,以及被配置成存储边界模式模型的第二存储单元 220。

[0105] 首先,将描述该实施例中的“边界模型”。边界模型通过多个基矢量来表达,这些基矢量是通过分析被指示到预先收集到的多个体数据的三维边界的主分量和平均形状的线性和而获得的。这种表达方法在简称为有效形状模型的非专利文献 2 (T. F. Cootes and C. J. Taylor, “Statistical Models of Appearance for Computer Vision”, http://personalpages.manchester.ac.uk/staff/timothy.f.cootes/Models/app_models.pdf) 中公开。这种表达方法通过作为一个矢量来处理内边界和外边界上的点

的坐标,从而能够同时处理内边界和外边界。然而,在该实施例中,可以通过假设已检测到左心室坐标系来执行通过使用左心室坐标系的校准。当学习边界模型时,左心室坐标系和三维边界被指示用于预先收集到的多个个体数据。由于被指示到多个个体数据的边界是通过独立的三维图像坐标系来表达的,因此,甚至在两个边界具有完全相同的形状的情况下,当相应的图像上的位置不同时,边界的形状矢量也具有不同的值。因此,通过使用左心室坐标系来执行对边界的形状的规范化,并吸收边界形状矢量的坐标系之间的差。规范化是通过将边界上的点转换为相应的体数据中的左心室坐标系来实现的。当通过对体数据使用边界模型时,边界模型的坐标被转换为从体数据检测到的左心室坐标系。图 15 是示出了以这种方式习得的边界模型的图,并是利用长轴和短轴方向的 18 个点表达的左心室的边界模型。

[0106] 随后,将描述“边界模式模型”。边界模式模型是三维边界的周围的图像模式。第二存储单元 220 收集被指示到预先收集到的多个学习体数据的三维边界的周围的边界模式,并作为边界模式模型学习它。现在参考图 16 和图 17,将描述对边界模式模型的学习。

[0107] 图 16 是心脏的沿着平面 v-w 的视图。图 17 中的图具有表示像素值(例如,亮度值)的垂直轴和表示穿透被多个点(在图中,30 个点)分割的内边界和外边界的直线的横轴,并给各个点分配了编号(在图中,1 到 30)。换言之,在图 16 中,心脏的心肌区域内的一个点对应于图 17 中的 No. 10,其外面的一个点对应于 No. 20。同样,沿着图 16 中的平面 v-w 截取的截面图在围绕原点 p 的圆周方向(由箭头所示的方向)以常规角度被分成 18 个部分,通过各个分割的位置的直线上描绘(profiling) 30 个点而获得的像素值的模式对应于图 17 中的轨道 1 到 18。然后,由图 17 中的各个轨道所表示的像素值的模式对应于通过平均从多个学习体数据收集到的各个轨道的像素值的模式而获得的模式(下面,简称为“边界模式”)。然后,平均模式(边界模式)通过长轴(u 轴)方向的边界上的若干个点(18 个点)而存在,这些边界模式统称为边界模式模型。

[0108] 换言之,从多个学习体数据,存储了轮廓,每一轮廓都涉及穿过具有相同点编号(相同轨道编号)的两个点的线性图像,如图 16 所示。有与多个学习体数据的数量相同数量的涉及穿过相同点编号(相同轨道编号)上的两个点的线性图像的轮廓。因此,创建了如图 17 所示的边界模式,它们是通过平均这些轮廓的各个像素值而获得的。由于有与 u 轴方向的边界上的点相同数量的边界模式,因此,这些边界模式统称为边界模式模型。

[0109] 参考图 13 和图 14,将描述医疗图像处理设备 20 的操作。图 14 是示出了医疗图像处理设备 20 的操作的流程图。

[0110] 首先,在步骤 21 中,获取单元 201 获取其中对心脏进行了成像的体数据。

[0111] 随后,在步骤 22 中,坐标系检测单元 202 根据由获取单元 201 所获得的体数据检测左心室坐标系。此检测方法与第一实施例中的检测方法相同。

[0112] 随后,在步骤 23 中,边界检测单元 203 通过使用由坐标系检测单元 202 获取的左心室坐标系、存储在第一存储单元 210 中的边界模型和存储在第二存储单元 220 中的边界模式模型,来从由获取单元 201 所获取的体数据中检测左心室边界。该实施例中的边界检测单元 203 按下列方式来检测左心室的内膜边界和外膜边界。

[0113] 首先,边界检测单元 203 将由有效形状模型所表达的边界模型应用到体数据。

[0114] 其次,边界检测单元 203 在应用于体数据的边界模型的一位置获取边界模式(下面,简称为“输入边界模式”)。输入边界模式是通过体数据中的像素值来表达的。

[0115] 第三,边界检测单元 203 获取检测边界所需的能量。此能量获取上文所描述的输入边界模式和边界模式模型之间的误差。“误差”的示例包括,例如,均方误差、绝对和,以及输入边界模式的各个像素的亮度值和边界模式模型中的各个像素的亮度值之间的差。

[0116] 第四,边界检测单元 203 使由有效形状模型所表达的边界模型变形,以便降低能量。变形是,例如,以便表达有效形状模型的平均形状的线性和的权重改变。降低能量相当于使边界模型变形,以便类似于边界模式模型。

[0117] 第五,边界检测单元 203 获取已变形以便能量(边界模式和边界模式模型之间的误差)最小化的边界模型。然后,由边界模型检测到的内膜边界和外膜边界是最后要检测的内膜边界和外膜边界。

[0118] 随后,在步骤 24 中,评估单元 204 将最小化的能量(下面简称为“最后的能量”)与预定阈值进行比较。显示单元 205 可以显示与阈值的比较的结果(即,评估结果)。这里,结果是否低于阈值,并取决于结果,执行下面所示的过程。当最后的能量等于或低于阈值时,该过程进入步骤 25(如果“是”)。当最小能量高于阈值时,该过程进入步骤 26(如果“否”)。

[0119] 在步骤 25 中,由于最小能量等于或低于阈值,因此,显示单元 205 通过使用左心室坐标系、左心室边界和体数据,来显示截面图像和边界检测的结果。

[0120] 在步骤 26 中,由于最小能量高于上文所描述的值,因此,显示单元 205 将对边界的检测不准确的概率比较高这一事实通知给用户。换言之,高的最后能量表示在示出了不同于边界模式模型的模式的位置,检测到左心室边界。在此情况下,由于确定因为对左心室坐标系的检测是错误的而没有检测到正确的边界位置,因此,显示声明无法检测到左心室边界的消息。在此情况下,对左心室坐标系的检测可以在改变了准则之后再次自动地执行。

[0121] 根据该实施例,通过由坐标系检测单元 202 来检测左心室坐标系并由边界检测单元 203 根据左心室坐标系检测左心室边界,实现了以高准确性对边界的检测,以便可以由显示单元 205 轻松地显示对边界检测的结果的确认,另外,还提供了诸如在判断边界检测的结果是对是错之后进行显示或重试该过程的失效保护功能。

[0122] 虽然上文是通过使用通过对多个学习体数据进行平均所获取的模式来描述了边界模式模型,但是,也可以通过使用已知模式鉴别技术,诸如标准偏差、协方差以及边界模式或通过使用收集到的涉及边界的轮廓和与边界无关的轮廓(只要收集涉及来自多个学习体数据的图像的轮廓)而学习的甄别器之间的子空间,来构建边界模式模型。

[0123] 第五实施例

[0124] 将描述根据第五实施例的医疗图像处理设备 20。

[0125] 根据该实施例的医疗图像处理设备 20 是对根据第四实施例的医疗图像处理设备 20 的第一修改方案。

[0126] 在该实施例中,为自动检测处理提供了失效保护功能。例如,当要由获取单元 201 获取的体数据不足以弄清整个心脏或不是实际成像的心脏时,取决于体数据本身的内容,有对左心室坐标系的检测失败的情况。当对左心室坐标系的检测失败时,显示单元 205 将无法检测左心室坐标系这一事实通知给用户。然后,可以通过提供通过参考图像坐标系来显示体数据来鼓励用户确认用于检测左心室坐标系的体数据是否适当的机制,减少操作错误。

[0127] 同样,如第四实施例的步骤 26 所示,可以通过评估在左心室边界处检测到的最后能量和要在边界检测处理之后执行的最终评价中的阈值,来向用户提供边界检测的失败的通知。在此情况下,通过只显示体数据而不显示检测到的边界,用户可以轻松地检查体数据是否适当。

[0128] 当虽然体数据是适当的,但也无法检测左心室坐标系时,可以利用预定的不同的准则来再次检测左心室坐标系。术语“不同的准则”这里是指改变用于搜索左心室坐标系的范围、用于进行搜索的随机数,或要使用的边界模型。

[0129] 当医疗图像处理设备 20 不能检测到正确的左心室坐标系时,还可以让用户设置左心室坐标系。在此情况下,这是通过提供用户界面来实现的,该用户界面可使用户指示左心室坐标系,并且在指示之后,再次执行边界检测处理。

[0130] 如上文所描述的,可以为与全自动检测相关联的失败提供失效保护功能。

[0131] 第六实施例

[0132] 现在参考图 18 到图 35,将描述根据第六实施例的医疗图像处理设备 30。

[0133] 首先,将描述其中安装了根据第六实施例的医疗图像处理设备 30 的图像处理系统的配置示例。图 18 是示出了其中安装了根据第六实施例的医疗图像处理设备 30 的图像处理系统的配置示例的图。

[0134] 图 18 所示出的图像处理系统包括医疗图像处理设备 100、图像存储设备 200,以及医疗图像处理设备 30。图 18 中所示出的相应的设备处于能够通过安装在医院中的医院 LAN (局域网)直接或间接地相互进行通信的状态。例如,当在图像处理系统中引入了 PACS (图片存档和通信系统)时,相应的设备根据 DICOM (医学中的数字成像和通信)标准来执行医疗图像等等的相互的传输。

[0135] 医疗图像诊断设备 100 是 X 射线诊断设备、X 射线 CT (计算断层分析)设备、MRI (磁共振成像)设备、超声波诊断设备,或其设备组。由医疗图像诊断设备 100 所扫描的医疗图像包括二维图像数据或三维图像数据(体数据)。作为替代地,由医疗图像诊断设备 100 所扫描的医疗图像包括沿着时间序列扫描的这些图像数据的二维视频数据或三维视频数据。下面将简短地描述以由 X 射线 CT 设备作为医疗图像诊断设备 100 的示例来执行的摄影。

[0136] X 射线 CT 设备具有旋转框架,该旋转框架能够旋转同时支撑被配置成照射 X 射线的 X 射线管和被配置成在相对的位置检测透过被测试的身体的 X 射线的 X 射线检测器。X 射线 CT 设备被配置成通过旋转旋转框架而同时从 X 射线管照射 X 射线,来收集投影数据,并从投影数据来重建 X 射线 CT 图像。X 射线 CT 图像是 X 射线管和 X 射线检测器之间的旋转面(轴平面)上的截面图像。这里,X 射线检测器包括多个检测元件行,它们是沿沟道方向排列的,沿着被测试的身体的体轴的方向排列的检测 X 射线的元件。例如,具有带十六个检测元件行的 X 射线检测器的 X 射线 CT 设备被配置成从通过将旋转框架旋转 360 度而收集到的投影数据,沿着被测试的身体的体轴重建多个(例如,十六个)X 射线 CT 图像。

[0137] 同样,例如,X 射线 CT 设备能够使旋转框架旋转,并通过螺旋扫描(移动被测试的身体位于其上面的台)来重建覆盖整个心脏的 500 个 X 射线 CT 图像作为体数据。作为替代地,例如,在具有其中排列了 320 个检测元件行的 X 射线检测器的 X 射线 CT 设备中,可以只通过执行常规扫描(旋转框架旋转 360 度)来重建覆盖整个心脏的体数据。同样,X 射线 CT 设备还能够通过连续地执行螺旋扫描或常规扫描,沿着时间序列拍摄 X 射线 CT 图像。

[0138] MRI 设备能够通过改变相位编码梯度磁场、切片选定梯度磁场,以及频率编码梯度磁场,从收集到的 MR 信号来重新构建沿着任意一个截面截取的 MRI 图像或沿着多个任意截面截取的 MRI 图像(体数据)。同样,超声波诊断设备能够通过调整由操作员利用超声波执行二维扫描的超声波探针的位置,来创建沿着任意截面截取的超声波图像。同样,超声波诊断设备还能够通过利用机械扫描探针或 2D 探针来利用超声波执行三维扫描,创建三维超声波图像(体数据)。另外,X 射线诊断设备还通过在用于支撑 X 射线管和 X 射线检测器的 C 臂的位置固定的状态下执行拍摄,来创建二维 X 射线图像。X 射线诊断设备能够通过旋转 C 臂来创建三维 X 射线图像(体数据)。

[0139] 图像存储设备 200 是用于将医疗图像归档的数据库。具体而言,图像存储设备 200 将从医疗图像诊断设备 100 传输的医疗图像存储并归档在其自己的存储器中。归档在图像存储设备 200 中的医疗图像与诸如病人 ID、检查 ID、设备 ID,以及系列 ID 之类的附属信息一一对应地归档。

[0140] 医疗图像处理设备 30 对应于医生或在医院工作的实验室人员所使用的用于解释医疗图像的工作站或 PC (个人计算机) 等等。医疗图像处理设备 30 的操作员能够通过利用病人 ID、检查 ID、设备 ID,或系列 ID 来执行搜索,从图像存储设备 200 中获取所需的医疗图像。根据第六实施例的医疗图像处理设备 30 是被配置成除显示医疗图像之外还对医疗图像执行各种类型的图像处理以便进行解释的设备。具体而言,根据第六实施例的医疗图像处理设备 30 具有执行用于支持图像诊断的各种类型的图像处理的功能。

[0141] 上文所描述的图像处理系统不仅限于在其中引入了 PACS 的应用。例如,图像处理系统还应用于引入了管理附加了医疗图像的电子健康记录的电子健康记录系统的情况。在此情况下,图像存储设备 200 对应于被配置成归档电子健康记录的数据库。同样,例如,图像处理系统以同样的方式适用于引入了 HIS (医院信息系统)、RIS (放射学信息系统) 的情况。图像处理系统不仅限于上文所描述的配置的示例。各个设备的功能以及其分配可以根据操作的形式根据需要而改变。同样,还可以将医疗图像处理设备 30 应用于从医疗图像诊断设备 100 直接地获取医疗图像的情况或通过使用诸如 DVD 之类的记录介质来获取医疗图像的情况。

[0142] 然后,根据第六实施例的医疗图像处理设备 30 检测扫描的输入图像中的心肌边界,包括被测试的身体的心脏,作为用于支持图像诊断的图像处理。例如,根据第六实施例的医疗图像处理设备 30 检测输入图像中的心肌边界,作为扫描的医疗图像,包括在注射了造影剂之后的被测试的身体的心脏。

[0143] 这里,输入图像对应于其中根据二维空间在三维空间中的亮度值的大小以灰度绘制了心脏的形状以及由于造影剂而对各个区域的着色的图像数据。当执行心肌灌注检查时,输入图像对应于沿着连续地扫描的时间序列的多个血管造影图像数据。在下面的描述中,将描述检测心脏的心脏腔中的左心室的周围的心肌边界的情况,当执行心脏功能分析时,这是重要的。在此情况下,输入图像只能在注射了造影剂之后才能扫描,并至少包括左心室周围的部分心肌。

[0144] 下面将参考图 19 等等来描述要由根据第六实施例的医疗图像处理设备 30 执行的图像处理。图 19 示出了根据第六实施例的医疗图像处理设备 30 的配置的示例。根据第六实施例的医疗图像处理设备 30 包括输入单元 11、显示单元 12、通信单元 13、存储单元 14,

以及控制单元 15,如图 19 所示。

[0145] 输入单元 11 是鼠标、键盘、跟踪球等等,并从操作员接收对于医疗图像处理设备 30 的各个操作的输入。具体而言,根据第六实施例的输入单元 11 从图像存储设备 200 接收用于获取要接受图像处理的医疗图像的信息的输入。例如,输入单元 11 接收病人 ID、检查 ID、设备 ID、系列 ID 等等的输入。此外,根据第六实施例的输入单元 11 接收由稍后所描述的控制单元 15 执行由各类型的处理的条件的输入。输入单元 11 还充当用于获取心脏的三维体数据的获取单元。

[0146] 显示单元 12 是,例如,监视器,并显示各种信息项。具体而言,根据第六实施例的显示单元 12 显示用于从操作员或医疗图像接收各操作的 GUI (图形用户界面)。

[0147] 通信单元 13 对应于 NIC (网络接口卡) 等等并与其他设备进行通信。例如,通信单元 13 将由输入单元 11 接收到的诸如病人 ID 之类的信息传输到图像存储设备 200,并从图像存储设备 200 接收医疗图像。

[0148] 存储单元 14 对应于硬盘、半导体存储器元件等等,并存储相应的信息项。具体而言,根据第六实施例的存储单元 14 存储用于由稍后所描述的控制单元 15 所执行各类型处理的信息。更具体而言,根据第六实施例的存储单元 14 包括图像存储单元 141、基于区域的模板存储单元 142、边界模式模型存储单元 143,以及边界模型存储单元 144,如图 19 所示。

[0149] 图像存储单元 141 被配置成存储通过通信单元 13 从图像存储设备 200 获取的医疗图像或控制单元 15 的处理的结果。更具体而言,图像存储单元 141 被配置成将从图像存储设备 200 获取的输入图像存储为心肌边界的检测的对象。例如,图像存储单元 141 被配置成将利用造影剂增强的 4 腔视图、3 腔视图,或 2 腔视图,或通过造影剂增强的整个心脏的体数据,存储为输入图像。

[0150] 基于区域的模板存储单元 142 被配置成存储用于通过与各区域一一对应的模式匹配来检测心脏的各个区域的模板。边界模式模型存储单元 143 存储边界模式模型,该模型是包括心脏并通过造影剂增强的图像的心肌以及心肌边界的周围的亮度值的模式,并通过学习来建模。例如,边界模式模型存储单元 143 存储边界模式模型,其中,通过造影剂来增强的包括心脏的医疗图像的心肌以及心肌边界的周边的亮度值的模式是通过学习来建模的。边界模式模型存储单元 144 存储边界模型,其中,用于学习边界模式模型的图像中的心肌边界形状是通过学习来建模的。例如,边界模式模型存储单元 144 存储边界模型,其中,用于学习边界模式模型的医疗图像中的心肌边界形状是通过学习来建模的。作为参考,稍后将描述基于区域的模板、边界模式模型以及边界模型。

[0151] 控制单元 15 对应于诸如 CPU (中央处理单元)或 MPU (微处理单元)之类的电子电路以及诸如 ASIC (专用集成电路)或 FPGA (现场可编程门阵列)之类的集成电路,并执行对医疗图像处理设备 30 的一般控制。

[0152] 例如,根据第六实施例的控制单元 15 控制 GUI 的显示或显示单元 12 的医疗图像的显示。同样,例如,控制单元 15 还控制通过通信单元 13 对于图像存储设备 200 执行的传输。同样,例如,控制单元 15 还控制诸如医疗图像之类的各种数据向存储单元 14 的存储或从其中的读取等等。

[0153] 同样,例如,控制单元 15 还对于医疗图像执行各种类型的图像处理。作为图像处

理的示例,控制单元 15 执行各种类型的呈现处理,用于在显示单元 12 上作为体数据来显示医疗图像。控制单元 15 执行用于创建反映体数据的三维信息的二维图像的体数据呈现处理或作为呈现处理的用于通过多平面重建(MPR)从体数据重新配置 MPR 图像的过程。

[0154] 例如,在由 X 射线 CT 设备扫描并包括通过造影剂增强的心脏的体数据中,当心脏的 4 腔视图是心肌边界的检测的对象时,输入图像是通过其中包括了四个腔的截面来切割体数据而获得的截面图像。因此,操作员通过输入单元 11 输入体数据的垂直的三个截面(轴状位平面、冠状位平面,以及矢状位平面)的显示请求。控制单元 15 从体数据创建垂直的三个截面,并在显示单元 12 上显示它们。操作员引用垂直的三个截面,并设置其中包括了全部心腔(右心房、右心室、左心房以及左心室)的截面。控制单元 15 通过使用设置的截面来重建 4 腔视图(MPR 图像),并将重建的 4 腔视图作为输入图像存储在图像存储单元 141 中。这里,由操作员所设置的截面是,例如,平行于显示的冠状位平面的截面或斜的截面。图 20 是示出了输入图像的示例的图。

[0155] 图 20 中所示出的输入图像是由 X 射线 CT 图像扫描的体数据中的心脏的 4 腔视图。如图 20 所示,输入图像包括被心肌围绕的四个心脏腔,即,右心房、右心室、左心房,以及左心室,另外,还包括位于右心房和右心室之间的边界处的三尖瓣以及位于左心房和左心室之间的二尖瓣。

[0156] 根据第六实施例的控制单元 15 包括坐标系检测单元 151、区域性的区域检测单元 152、计算单元 153、校正单元 154,以及边界检测单元 155,如图 19 所示,并通过这些处理单元的功能来检测输入图像中的心肌边界。例如,根据第六实施例的控制单元 15 检测 4 腔视图中的左心室的周围的心肌边界,作为图 20 所示出的输入图像。在下面的描述中,将详细地描述边界检测中所使用的边界模式模型和边界模型,然后,将详细地描述由坐标系检测单元 151、区域性的区域检测单元 152、计算单元 153、校正单元 154 以及边界检测单元 155 所执行的处理。

[0157] 通过使用用于边界检测的相同学习图像组,预先创建边界模式模型和边界模型,并将它们存储在 spring 4 中。具体而言,从学习图像组创建边界模型,然后,通过使用学习图像组和边界模型来创建边界模式模型。作为参考,在该实施例中,将描述控制单元 15 创建边界模式模型和边界模型并将它们存储在存储单元 14 中的情况。然而,该实施例可以是除医疗图像处理设备 30 以外的设备创建边界模式模型和边界模型的情况。在这样的情况下,例如,控制单元 15 通过通信单元 13 接收边界模式模型和边界模型,并将它们存储在存储单元 14 中。作为替代地,例如,控制单元 15 读取存储在存储介质中的边界模式模型和边界模型,并将它们存储在存储单元 14 中。图 21 是示出了学习图像组的示例的图。

[0158] 例如,学习图像组是通过对心脏进行对比度增强的 CT 扫描而扫描的多个被测试的身体的 4 腔视图,如图 21 所示。

[0159] 在这样的情况下,根据第六实施例的边界模式模型是通过学习建模的图 21 所示出的 4 腔视图组中的左心室周围的心肌以及心肌边界的周围的亮度值的模式的数据。同样,根据第六实施例的边界模型也是通过学习建模的图 21 所示出的 4 腔视图组中的左心室周围的心肌边界的形状的数据。图 22 是示出了边界模型的创建的示例的图,而图 23 是示出了边界模式模型的创建的示例的图。

[0160] 例如,在边界模型中,左心室相对于内膜和外膜的两个边界两者都被表示为心肌

边界。这里，在根据第六实施例的边界模型中，由于学习图像是二维数据，因此，各个边界通过二维点组来表示。例如，模型创建者在构成如图 22 的上图所示的学习图像组的各个 4 腔视图中设置左心室的内膜上的点以及左心室的外膜上的点的对，并沿着心肌设置多对。假设在各个学习图像上设置的对的数量是“N”，学习图像中的每一个的左心室的内膜形状通过“N”个矢量来表达，且学习图像中的每一个的左心室的外膜形状通过“N”个矢量来表达。换言之，对于学习图像中的每一个的“2N”个矢量构成用于学习边界形状的边界矢量组。

[0161] 然而，如图 21 所示，构成学习图像组的各个 4 腔视图的大小和方向是不同的。因此，通过各个边界矢量组来表达的形状分别通过不同的图像坐标系来表达。因此，在创建边界模型时，通过使用从各个学习图像获得的左心室坐标系，来执行形状的规范化。

[0162] 当创建边界模型时，控制单元 15 从学习图像中的每一个获取左心室的长轴，以及左心室的中心以及垂直于长轴的短轴。例如，控制单元 15 将连接二尖瓣的位置和左心室的心尖的线段设置为长轴，将这样的线段的中心点设置为左心室的中心位置。然后，控制单元 15 将垂直于长轴的方向并指向右心室的方向设置为短轴方向。因此，在学习图像中的每一个中，获取由中心位置矢量、原点位置在中心位置的长轴矢量，以及短轴矢量所定义的左心室的正交坐标系，如图 22 的左下图所示。然后，控制单元 15 通过以使得从左心室的中心位置到左心室的心尖的长度是“1”这样的方式设置由学习的图像中的每一个获取的左心室坐标系的比例，来获取规范化正交坐标系。然后，控制单元 15 根据学习的图像中的每一个的规范化正交坐标系，来转换边界矢量组的坐标系。因此，控制单元 15 获取通过规范化正交坐标系规范化的学习的边界矢量组。

[0163] 然后，控制单元 15 根据“有效形状模型”（这是例如，从学习边界矢量组的统计形状学习方法），获取用于通过形状模型来表达任意形状的平均形状和形状基矢量。控制单元 15 将平均形状和形状基矢量作为边界模型存储在边界模型存储单元 144 中。例如，作为边界模型的平均形状变为表达左心室的内膜形状和左心室的外膜形状的平均形状的矢量组，如由图 22 中的右下方的图中的两条虚线所指示的。

[0164] 在根据“有效形状模型”的形状模型中，可以通过下列表达式 (2) 来创建任意形状“x”，其中，“x 加上划线”是平均形状，“ Φ ”是形状基矢量，而“b”是加权系数，

[0165] [表达式 2]

$$[0166] \quad \bar{x} = \bar{x} + \Phi b \quad \dots \quad (2)$$

[0167] 当创建边界模式模型时，控制单元 15 在穿过学习图像中的每一个上的被设置为对的内膜边界点和外膜边界点的线段上执行亮度值轮廓的提取。控制单元 15 从一个学习图像中提取多个亮度值轮廓，因为设置了多对内膜边界点和外膜边界点。然后，控制单元 15 通过使用从学习图像中的每一个中提取的多个亮度值轮廓，来执行对亮度值的模式学习。例如，控制单元 15 通过使用为图 22 中的上图所示出的学习图像设置的两个点（内膜边界点和外膜边界点）的对来执行亮度值轮廓的提取。

[0168] 设置了用于亮度值轮廓的线段，例如，如图 23 中的左上图所示。首先，控制单元 15 设置从连接内膜边界点和外膜边界点的线段向内（朝向左心室腔）和向外（朝向左心室的外部）延伸的直线。然后，控制单元 15 在设置的直线上以与内膜和外膜之间的距离相同距离设置位于内部的点（内点）和以与内膜和外膜之间的距离相同距离设置位于外面的点（外点）。然后，控制单元 15 在连接内点和外点的线段上提取亮度值轮廓，如图 23 中的左上图

所示。这里,如图 23 中的左上图所示,内点和内膜边界点之间的部分对应于左心室腔,而内膜边界点和外膜边界点之间的部分对应于心肌,外膜边界点和外点之间的部分对应于左心室外部。控制单元 15 例如在从内点朝向外点的方向提取亮度值轮廓。

[0169] 这里,控制单元 15 在一个学习图像中设置连接内点和外点的多个线段。因此,控制单元 15 获取由图 23 中的右上图所示出的两个虚线围绕的范围内的亮度值,作为心肌边界的周围区域中的亮度值模式。然后,控制单元 15 通过学习各个学习图像的心肌边界的周围区域中的亮度值模式来创建边界模式模型。

[0170] 例如,控制单元 15 通过将各个学习图像的左心室坐标系转换为规范化正交坐标系来指定学习图像之中的对应的对。然后,例如,控制单元 15 计算指定的对之间的亮度值轮廓的平均值,以创建边界模式模型。作为替代地,控制单元 15 计算亮度值轮廓的平均值和标准偏差,作为边界模式模型。

[0171] 图 23 中的下面的图示出了通过上文所描述的过程所创建的边界模式模型的示例。边界模式模型具有亮度值行,其中,在从左心室腔通过心肌到左心室外部的方向按对(P)排列了像素的亮度值。此外,控制单元 15 还在亮度值行中以一一对应的关系索引各个亮度值的像素所在的区域“左心室腔、心肌,以及左心室的外部”。此外,例如,控制单元 15 还按照从侧壁、心尖、朝向小隔的顺序排列亮度值行(对)。

[0172] 因此,例如,边界模式模型存储构成左心室腔的十个像素的亮度值“a1 到 a10”、构成心肌的十个像素的亮度值“a11 到 a20”、构成左心室外部的十个像素的亮度值“a21 到 a30”,作为“P:1”的亮度值行,如图 23 中的下面的图所示。作为参考,在边界模式模型中,无论左心室外部的区域是在心脏之外还是在右心室腔,都可以被索引,如图 23 中的下面的图所示。在图 23 中的下面的图所示出的示例中,构成左心室外部的十个像素的亮度值“a21 到 a30”被索引为“心脏的外部”。

[0173] 此外,由于内膜和外膜之间的距离不是均匀的,因此,亮度值行的长度在对(P)与对(P)之间是不同的。例如,边界模式模型存储构成左心室腔的十三个像素的亮度值、构成心肌的十三个像素的亮度值、构成左心室外部的十三个像素的亮度值,作为“P:200”的亮度值行。作为替代地,亮度值行的长度可以是固定的,且要获取的用于创建亮度值行的像素之间的间隔,取决于内外膜之间的距离,可以是有区别的。在这样的情况下,例如,构成“P:1”和“P:2”之间的各自的亮度值行的像素的数量是相同的,获取“P:1”的亮度值“a1”和“a2”的间隔和获取“P:2”的亮度值“a31”和“a32”的间隔是不同的。控制单元 15 将图 23 中的下面的图中所示范的边界模式模型存储在边界模式模型存储单元 143 中。控制单元 15 能够在下游处理中从边界模式模型获取信息,以便“P:1”亮度值行中的第一像素是左心室的具有亮度值“a1”的区域中的像素,而第十五像素是心肌区域中的具有亮度值“a15”的像素。

[0174] 然后,如图 19 所示的坐标系检测单元 151、区域性的区域检测单元 152、计算单元 153、校正单元 154,以及边界检测单元 155 通过使用预先存储的边界模式模型和边界模型来检测输入图像中的心肌边界。首先,坐标系检测单元 151 从输入图像中至少检测心脏的长轴作为表示输入图像中的心脏的位置和姿势的左心室坐标系。在第六实施例中,坐标系检测单元 151 从输入图像中至少检测左心室的长轴作为左心室坐标系。此外,在第六实施例中,坐标系检测单元 151 还与长轴一起检测输入图像中的心脏的短轴作为左心室坐标系。

[0175] 随后,将通过大致分为两个方法,即第一信息检测方法和第二信息检测方法,来描述要由坐标系检测单元 151 执行的信息检测方法。当执行第一信息检测方法时,坐标系检测单元 151 从输入图像中检测二尖瓣的位置和心尖的位置,并且将连接二尖瓣的位置和心尖的位置的线段的中点确定为左心室的中心位置。然后,坐标系检测单元 151 检测从左心室的中心位置到心尖的位置的矢量,作为长轴。具体而言,坐标系检测单元 151 使用预先存储在上文所描述的基于区域的模板存储单元 142 中的用于进行模式匹配的区域模板。

[0176] 图 24 是示出了基于区域的模板的示例的图。例如,基于区域的模板存储单元 142 存储如图 24 所示的预先习得的心尖(参见图中的虚线的圈)的周围的亮度模式,作为心尖模板。同样,例如,基于区域的模板存储单元 142 存储如图 24 所示的预先习得的二尖瓣(参见图中的虚线的圈)的周围的亮度模式,作为二尖瓣模板。

[0177] 坐标系检测单元 151 通过在输入图像和二尖瓣模板之间执行模式匹配,来检测二尖瓣的位置。以同样的方式,坐标系检测单元 151 通过在输入图像和心尖模板之间执行模式匹配,来检测心尖的位置。图 25 是示出了左心室坐标系的示例的图。如图 25 所示,坐标系检测单元 151 检测左心室的中心位置和长轴作为左心室坐标系。因此,坐标系检测单元 151 检测输入图像的左心室坐标系中的原点和长轴矢量。

[0178] 此外,当执行第一信息检测方法时,坐标系检测单元 151 进一步检测作为输入图像的 4 腔视图中的短轴。具体而言,坐标系检测单元 151 以与对长轴的检测同样的方式使用基于区域的模板。例如,坐标系检测单元 151 使用右心室的右心室角点模板,作为基于区域的模板。图 26 是示出了用于短轴检测的区域的示例的图。这里,右心室的角点具体表示其中包括了左心室和右心室的 2 腔视图中的右心室的外周围的位于最外侧的点,如图 26 所示。坐标系检测单元 151 通过在输入图像和角点模板之间执行模式匹配,来检测右心室的角点的位置。坐标系检测单元 151 从右心室的角点获取垂直于长轴的线段,并平行地将所获得的线段移动到原点,以设置短轴,如图 25 所示。因此,坐标系检测单元 151 检测输入图像的左心室坐标系中的短轴矢量。

[0179] 当在第一信息检测方法中检测 4 腔视图的短轴时,坐标系检测单元 151 除右心室的角点之外,还可以通过使用三尖瓣模板来检测三尖瓣的位置。当在第一信息检测方法中检测 3 腔视图的短轴时,坐标系检测单元 151 检测可使血液从左心室流向大动脉的左心室流出道。此外,当在第一信息检测方法中检测 2 腔视图的短轴时,坐标系检测单元 151 检测前壁点。

[0180] 相比之下,当在第二信息检测方法中检测长轴时,坐标系检测单元 151 通过在预先习得的作为长轴的周围的亮度模式的长轴模板和输入图像之间执行模式匹配来检测长轴。上文所描述的“长轴的周围”表示根据长轴唯一地确定的矩形区域。同样,当在第二信息检测方法中检测短轴时,坐标系检测单元 151 通过在预先习得的作为短轴的周围的亮度模式的短轴模板和输入图像之间执行模式匹配来检测短轴。

[0181] 第六实施例可以是通过除上文所描述的那些方法以外的方法来作为左心室坐标系检测长轴和短轴的情况。此外,第六实施例还可以是只检测长轴的信息来作为左心室坐标系的情况。检测左心室坐标系的方法不仅限于上文所描述的方法,而且可以使用任意方法。

[0182] 然后,区域性的区域检测单元 152 通过使用左心室坐标系来检测输入图像中的预

定的区域性的区域。更具体而言,区域性的区域检测单元 152 检测包括心室、心房、左心室流出道、瓣环、乳头状肌、心肌,以及冠状动脉中的至少一个的区域,作为预定的区域性的区域。此外,在第六实施例中,区域性的区域检测单元 152 通过使用左心室坐标系来检测多个区域性的区域。在第六实施例中,将使用左心室坐标系来描述区域性的区域检测单元 152 检测左心室区域(左心室腔区域)、心肌区域,以及右心室区域(右心室腔区域)的情况。区域性的区域包括至少一个像素。图 27 到图 31 是示出了检测区域性的区域的方法。

[0183] 首先,区域性的区域检测单元 152 检测由左心室坐标系中所包括的长轴所确定的预定的范围作为输入图像中的区域性的区域。在对左心室区域的检测中,例如,如图 27 所示,区域性的区域检测单元 152 检测长轴的部分范围作为左心室区域。在图 27 所示的方法中,区域性的区域检测单元 152 检测长轴上的实线部分作为左心室区域。作为替代地,区域性的区域检测单元 152 检测包括长轴的预定大小的矩形作为左心室区域。上文所描述的长轴上的部分范围以及矩形的大小是可以在统计上获得的值,这些值可以预先设置到区域性的区域检测单元 152。

[0184] 为检测右心室,有通过使用长轴的第一检测方法和通过使用长轴和短轴的第二检测方法。在对于右心室区域的第一检测方法中,区域性的区域检测单元 152 检测,例如,位于与由图 28 中的阴影线部分所表示的长轴有预定距离处的预定的范围内的区域,作为右心室区域。在图 28 所示的方法中,设置了其起始点位于左心室的中心和心尖之间的线段的中点处而终点位于从图像上的中点向左预定距离处的“矢量 L1”。在图 28 所示的方法中,“矢量 L1”对应于垂直于长轴的矢量。然后,例如,区域性的区域检测单元 152 检测具有预定大小的以垂直于“矢量 L1”的两个线段作为长边并以平行于“矢量 L1”的两个线段作为短边的,带有对“矢量 L1”的终点的引用的矩形,作为左心室区域。作为参考,从中点到终点的距离以及矩形的大小的值是在统计上获得的值,这些值可以预先设置到区域性的区域检测单元 152。此外,还可以从诸如医疗图像诊断设备 100 的坐标系之类以及作为符合 DICOM 标准的医疗图像上的额外的信息提供的被测试的身体的体位的信息来获取输入图像中的左和右方向。

[0185] 在作为左心室坐标系来检测涉及短轴的信息的情况下执行对于右心室区域的第二检测方法。换言之,在第二检测方法中,区域性的区域检测单元 152 检测由长轴的方向和短轴的方向确定的预定的范围,作为输入图像中的区域性的区域(右心室区域)。例如,在右心室区域的第二检测方法中,区域性的区域检测单元 152 检测平行于短轴矢量并将起始点设在左心室的中心和心尖之间的线段的中点处的“矢量 L2”上的线段,作为右心室区域,如由图 29 中的实线所指示的。作为替代地,区域性的区域检测单元 152 检测包括“矢量 L2”的预定大小的矩形作为右心室区域。作为参考,“矢量 L2”的起始点的位置、“矢量 L2”上的线段的位置和长度,以及矩形的大小是可以在统计上获取的值,并且这些值可以预先设置到区域性的区域检测单元 152。

[0186] 为检测心肌区域,有上文所描述的通过使用长轴的第一检测方法和通过使用边界模型的第二检测方法。在对于心肌区域的第一检测方法中,区域性的区域检测单元 152 检测例如位于与由图 30 中的阴影线矩形所表示的长轴有预定距离处的预定的大小的区域,作为心肌区域。在图 30 所示的方法中,设置了其起始点位于长轴上的与左心室的中心有预定距离的点处而终点位于图像上的起始点向右预定距离处的“矢量 L3”。在图 30 所示

的方法中,“矢量 L3”对应于垂直于长轴的矢量。然后,例如,区域性的区域检测单元 152 检测具有预定大小的以垂直于“矢量 L3”的两个线段作为长边并以平行于“矢量 L3”的两个线段作为短边的,带有对“矢量 L3”的终点的引用的矩形,作为心肌区域。起始点和终点的位置以及矩形的大小是在统计上获得的值,这些值可以预先设置到区域性的区域检测单元 152。如上文所描述的,可以从医疗图像的额外的信息获取输入图像中的左和右方向。

[0187] 此外,在心肌区域的第二检测方法中,区域性的区域检测单元 152 将图 31 中的通过两条虚线表示的边界模型(平均形状)转换为输入图像的左心室坐标系。然后,区域性的区域检测单元 152 根据左心室坐标系(左心室的中心的位置和心尖的位置)将转换之后的边界模型应用到输入图像。边界模型具有例如围绕长轴的碗的形状,并且可以通过使用输入图像的长轴的信息和转换之后的边界模型的长轴的信息唯一地应用。然后,区域性的区域检测单元 152 获取应用的边界模型的中心线(参见图 31 中的实曲线),并检测中心线的一部分作为心肌区域。通过上文所描述的过程确定的心肌区域是大致定义的区域,并且第六实施例可以是除中心线之外还检测应用的边界模型中的矩形等等作为心肌区域的情况。此外,当对于心肌区域执行第二检测方法时,区域性的区域检测单元 152 从在下游步骤中通过边界检测单元 155 反复地执行的边界模型的应用过程中的处理的结果来检测心肌区域的情况也是适用的。

[0188] 此外,例如,当存储了多个边界模型时,区域性的区域检测单元 152 可以从多个边界模型中选择最匹配输入图像的左心室坐标系的边界模型,并通过使用所选边界模型来检测心肌区域。

[0189] 作为心肌区域的第三检测方法,区域性的区域检测单元 152 使用短轴的信息的情况也是适用的。例如,区域性的区域检测单元 152 在平行于短轴矢量的直线上检测在统计上被视为心肌的预定的范围作为心肌区域的情况也是适用的。

[0190] 此外,检测区域性的区域的方法也不仅限于上文所描述的方法,可以使用任意方法,只要该方法能够通过使用左心室坐标系来指定区域性的区域。

[0191] 然后,计算单元 153 基于左心室坐标系来计算表示预定的合理的区域的造影剂的浓度的着色度。在第六实施例中,计算单元 153 通过使用由区域性的区域检测单元 152 检测到的区域性的区域来执行着色度计算处理。作为参考,第六实施例可以是不执行区域性的区域检测单元 152 的处理而是执行计算单元 153 的处理的情况,因为,例如,从长轴唯一地指定了左心室区域。

[0192] 在输入图像中,造影剂的浓度与亮度值具有关联度,例如,亮度值随着造影剂的浓度的增大而增大,以致于可以根据输入图像中的亮度值来计算着色度。

[0193] 因此,计算单元 153 计算构成区域性的区域的多个像素的亮度值行中的统计代表值,来作为区域性的区域的着色度。例如,计算单元 153 将构成区域性的区域的所有像素的亮度值设置为亮度值行。作为替代地,例如,计算单元 153 从构成区域性的区域的所有像素中随机地选择预定数量的像素,并将所选多个像素的亮度值设置为亮度值行。然后,计算单元 153 使用亮度值行的中值作为着色度。

[0194] 作为参考,统计代表值不仅限于中值,而且可以是诸如最频值、最大值、最小值、平均值或标准偏差之类的值。被用作着色度的代表值是通过按照亮度值的顺序排序亮度值行获取的并且作为已排序的亮度值行中的最高第 N 个值计算出的值的情况也是适用的。此

外,被用作着色度的代表值可以是诸如平均值和标准偏差之类的多个代表值的组合。

[0195] 然后,校正单元 154 通过使用对应的区域性的区域的着色度来执行校正以使得输入图像的亮度值和边界模式模型的亮度值在区域性的区域中接近。具体而言,根据第六实施例的校正单元 154 通过使用着色度,对边界模式模型执行校正处理,并创建校正边界模式模型。更具体而言,根据第六实施例的校正单元 154 根据区域性的区域的着色度,执行用于使得区域性的区域中的边界模式模型的亮度值接近对应的区域性的区域的输入图像的亮度值的校正,并创建校正边界模式模型。

[0196] 对于要校正的对象的区域性的区域中的每一个,校正边界模式模型的方法是不同的。下面将按照左心室区域、右心室区域,以及心肌区域的顺序来描述校正边界模式模型的方法。图 32 是用于说明根据第六实施例的校正处理的图。下面的描述假设边界模式模型的“第 i 个”像素的亮度值是“ a_i ”,而通过利用校正单元 154 校正“ a_i ”所获得的值是“ p_i ”。

[0197] 首先,当边界模式模型中的“第 i 个”像素是左心室腔的像素时,校正单元 154 例如利用下列表达式(3)来计算“ p_i ”。

[0198] [表达式 3]

$$[0199] \quad p_i = a_n + \frac{d_l - a_n}{a_i - a_n} (a_i - a_n) \quad \dots (3)$$

[0200] 这里,在表达式(3)中,“ d_l ”是左心室区域的着色度。此外,“ a_l ”是在边界模式模型中与“ a_i ”在同一亮度值行中作为左心室腔被索引的所有像素的亮度值的代表值(例如,平均值)。此外,“ a_n ”是与“ a_i ”为一对的亮度值行中作为心肌中的内膜边界点被索引的像素的亮度值,如图 32 (A) 所示。作为参考,校正单元 154 能够获取带有与“ a_i ”为一对的亮度值行中作为心肌被索引的像素中的第一像素的“ a_n ”,作为内膜边界点。

[0201] 例如,如图 32 (A) 所示,当“ a_i ”大于“ d_l ”时,校正单元 154 利用表达式(3)执行算术处理,从而计算“ p_i ”,这是从“ a_i ”的值缩小的值,以便“ a_i ”变为接近“ d_l ”的值,参考“ a_n ”。

[0202] 此外,当边界模式模型的“第 i 个”像素是左心室外部并且是右心室腔的像素时,校正单元 154,利用下列表达式(4)来计算“ p_i ”。

[0203] [表达式 4]

$$[0204] \quad p_i = a_p + \frac{d_r - a_p}{a_i - a_p} (a_i - a_p) \quad \dots (4)$$

[0205] 这里,在表达式(4)中,“ d_r ”是右心室区域的着色度。此外,“ a_r ”是在边界模式模型中与“ a_i ”在同一亮度值行中作为右心室腔被索引的所有像素的亮度值的代表值(例如,平均值)。此外,“ a_p ”是与“ a_i ”为一对的亮度值行中作为心肌中的外膜边界点被索引的像素的亮度值,如图 32 (B) 所示。作为参考,校正单元 154 能够获取带有与“ a_i ”为一对的亮度值行中作为心肌被索引的像素中的最后一个像素的“ a_p ”,作为外膜边界点。

[0206] 例如,如图 32 (B) 所示,当“ a_i ”大于“ d_r ”时,校正单元 154 利用表达式(4)执行算术处理,从而计算“ p_i ”,这是从“ a_i ”的值缩小的值,以便“ a_i ”变为接近“ d_r ”的值,参考“ a_p ”。作为参考,当在边界模式模型中没有索引左心室外部的区域是在心脏外部还是在右心室腔中时,校正单元 154 将“ a_i ”的亮度值与阈值进行比较,从而确定“第 i 个”像素是心脏外部的像素还是右心室腔中的像素。这里,阈值是统计上获得的值。

[0207] 此外,当边界模式模型的“第 i 个”像素是心肌的像素时,校正单元 154 例如利用下列表达式(5)来计算“pi”。

[0208] [表达式 5]

$$[0209] \quad p_i = a_i - a_m + d_m \quad \dots (5)$$

[0210] 这里,在表达式(5)中,“dm”是心肌区域的着色度。此外,“am”是在边界模式模型中与“ai”在同一亮度值行中作为心肌被索引的所有像素的亮度值的代表值(例如,平均值)。

[0211] 例如,如图 32 (C) 所示,当“ai”小于“dm”时,校正单元 154 利用表达式(5)执行算术处理,从而计算“pi”,这是从“ai”的值增大的值,以便“ai”变为接近“dm”的值。

[0212] 校正单元 154 通过算术处理利用表达式(3)到(4)来创建经过校正的边界模式模型。图 35 是示出了对边界模式模型的校正的示例的图。图 35 所示的亮度值轮廓是从左心室腔的像素朝向右心室腔的像素的亮度值轮廓,这是作为左心室周围的心肌的小隔的周围的亮度值的图。图 35 所示出的示例示出了,在左心室、心肌,以及右心室中,校正之前的边界模式模型的亮度值轮廓的亮度值分别大于校正之后的边界模式模型的亮度值轮廓。这表示,输入图像的着色度高于学习图像组的着色度。

[0213] 作为参考,在上文所描述的校正边界模式模型的方法中,边界模式模型的亮度值根据着色度而接受舍入处理的情况也是适用的。同样,校正边界模式模型的方法也不仅限于根据上文所描述的表达式(3)到表达式(5)的算术处理。只要通过使用着色度通过加法处理、减法处理、乘法处理、除法处理或舍入处理的组合来执行校正处理来实现导致边界模式模型的亮度值接近输入图像的亮度值的校正,校正单元 154 就可以执行任意算术处理。

[0214] 然后,边界检测单元 155 通过使用经过校正单元 154 校正之后的数据来检测输入图像中的心肌的边界。换言之,根据第六实施例的边界检测单元 155 通过使用经过校正的边界模式模型来检测输入图像中的心肌的边界。具体而言,根据第六实施例的边界检测单元 155 通过使用经过校正的边界模式模型和边界模型来检测输入图像中的心肌的边界。更具体而言,根据第六实施例的边界检测单元 155 通过使用经过校正的边界模式模型和边界模型来检测输入图像中的左心室的周围的心肌的边界。

[0215] 例如,边界检测单元 155 执行当将边界模型应用到输入图像同时以各种方式改变时边界的周围的亮度模式以及经过校正的边界模式模型之间的匹配。然后,边界检测单元 155 通过搜索边界形状(其中,通过改变边界模型,获取与边界形状中的经过校正的边界模式模型最相配的亮度模式),来检测输入图像中的左心室的周围的心肌的边界。

[0216] 首先,边界检测单元 155 将和表达式(2)一起描述的“b”设置为初始“0”,将初始能量的值设置为无穷大(处理 1)。然后,边界检测单元 155 通过当前的“b”创建形状“x”(处理 2)。然后,边界检测单元 155 将创建的形状“x”的坐标系转换为通过坐标系检测单元 151 的处理获取的输入图像的左心室坐标系(处理 3)。

[0217] 然后,边界检测单元 155 通过使用输入图像的左心室坐标系,将经过坐标变换之后的形状“x”应用到输入图像,以提取边界的周围的亮度模式(处理 4)。然后,边界检测单元 155 计算所提取的亮度模式和经过校正的边界模式模型之间的误差(例如,规范化均方误差),以计算当前能量(处理 5)。然后,边界检测单元 155 确定当前能量和前一次的能量之间的大小关系(处理 6)。如果作为处理 6 的结果,当前能量大于前一次的能量,则边界检测

单元 155 结束处理。

[0218] 相比之下,如果当前能量小于前一次的能量,则边界检测单元 155 更新当前“b”的值(处理 7)。在第一次,由于当前能量变得小于初始能量,因此,执行处理 7。边界检测单元 155 反复地执行从处理 2 到处理 7 的处理。然后,如果在处理 6 中边界检测单元 155 确定当前能量大于前一次的能量,则获取具有前一次的能量的“b”作为最小化能量的“b”。

[0219] 然后,边界检测单元 155 通过使用最小化能量的“b”,作为输入图像的左心室的周围的心肌的边界,来检测在处理 3 中创建的坐标系变换之后的形状“x”。图 34 是示出了根据第六实施例的边界检测单元进行的检测的示例的图。

[0220] 例如,根据第六实施例的边界检测单元 155 检测 4 腔视图中的左心室的心肌边界,作为图 34 所示出的输入图像,并在显示单元 12 上显示它。

[0221] 例如,控制单元 15 沿着时间序列,对多个输入图像中的每一个执行上文所描述的过程。然后,例如,控制单元 15 通过使用在各个输入图像中检测到的左心室的周边中的心肌的边界来获取心肌的造影剂的浓度(着色度)随着时间的变化,并创建可以用来分析心肌的血流状态的灌注图像。控制单元 15 将心肌边界的检测结果以及灌注图像存储在图像存储单元 141 中,并在显示单元 12 上显示灌注图像。作为替代地,控制单元 15 可以通过使用各个输入图像中检测到的左心室的周边中的心肌的边界,来计算心壁运动的指数值,如左心室的射血分数(EF)。

[0222] 现在参考图 35,将描述根据第六实施例的医疗图像处理设备 30 的处理。图 35 是示出了根据第六实施例的医疗图像处理设备 30 的处理的示例的流程图。

[0223] 如图 35 所示,根据第六实施例的医疗图像处理设备 30 判断是否接收到对于输入图像的对心肌边界的检测请求(步骤 S101)。这里,当没有接收到对心肌边界的检测请求时(在步骤 S101 中为“否”),医疗图像处理设备 30 等待直到接收到检测请求。

[0224] 相比之下,当接收到检测请求时(在步骤 S101 中为“是”),坐标系检测单元 151 检测输入图像中的心脏的左心室坐标系(步骤 S102),区域性的区域检测单元 152 从左心室坐标系检测区域性的区域(步骤 S103)。例如,坐标系检测单元 151 检测输入图像中的左心室的长轴和短轴,区域性的区域检测单元 152 检测输入图像中的左心室区域、右心室区域,以及心肌区域。

[0225] 然后,计算单元 153 计算区域性的区域中的着色度(步骤 S104),校正单元 154 通过使用着色度来校正边界模式模型,并创建经过校正的边界模式模型(步骤 S105)。然后,边界检测单元 155 从输入图像、经过校正的边界模式模型,以及边界模型中检测输入图像的心肌边界(步骤 S106),并结束该处理。

[0226] 如上文所描述的,在第六实施例中,根据着色度,来校正边界模式模型,通过使用经过校正之后的边界模式模型,来执行对输入图像中的心肌边界的检测。在相关技术中,通过使用输入图像中的心脏的左心室坐标系,来执行输入图像的心肌边界周围的亮度模式和边界模式模型之间的匹配。然而,取决于注射了造影剂之后消逝的时间长度,或个人的脉搏,输入图像中的心脏的各个区域的着色度是不同的,并且边界模式模型不是覆盖如上文所描述的着色度的变化的模型数据。因此,在现有技术的方法中,输入图像的心肌边界亮度模式和边界模式模型之间的匹配准确性会降低,并且边界检测的准确性也会降低。

[0227] 相比之下,在第六实施例中,根据要接受边界检测的输入图像的相应的区域性的

区域的相应的着色度,执行校正以使得区域性的区域中的边界模式模型接近对应的区域性的区域中的输入图像的亮度值。然后,在第六实施例中,相对于经过校正的边界模式模型,相对于输入图像的心肌边界周围的亮度模式执行匹配。因此,在第六实施例中,通过利用输入图像的造影剂来减轻着色度的变化的影响,实现匹配准确性的提高。因此,在第六实施例中,实现了心肌边界的检测的准确性的提高。

[0228] 在上文所描述的说明中,描述了根据各多个区域性的区域的着色度来创建经过校正的边界模式模型的情况。然而,在第六实施例中,根据单个区域性的区域的着色度来创建经过校正的边界模式模型的情况也是适用的。

[0229] 例如,在第六实施例中,计算单元 153 从长轴计算指定的输入图像中的左心室区域的着色度而校正单元 154 通过使用左心室区域的着色度来创建经过校正的边界模式模型的情况也是适用的。在这样的情况下,经过校正的边界模式模型可以是其中根据左心室区域中的着色度来校正左心室腔的像素的亮度值的数据或其中校正了左心室腔、心肌,以及左心室外部的所有亮度值的数据。同样,第六实施例可以通过使用边界检测单元 155 的检测结果,再次通过区域性的区域检测单元 152、计算单元 153,以及校正单元 154 来执行处理,并且通过使用重新创建的经过校正的边界模式模型,来通过边界检测单元 155 执行对边界的重新检测的情况。重复区域性的区域检测单元 152、计算单元 153、校正单元 154,以及边界检测单元 155 执行的处理的情况的重复的次量可以由操作员手动设置,例如,数值“三次”。作为替代地,可以重复区域性的区域检测单元 152、计算单元 153、校正单元 154,以及边界检测单元 155 所执行的处理,直到由边界检测单元 155 计算出的能量变为最小。

[0230] 在上文给出的描述中,描述了从上文所描述的用于对 4 腔视图中的左心室周围的心肌边界执行检测的 4 腔视图组创建边界模式模型和边界模型的情况。然而,第六实施例也可以是从用于对 2 腔视图或 3 腔视图中的左心室周围的心肌执行边界检测的 2 腔视图组或 3 腔视图组创建边界模式模型和边界模型的情况。除左心室之外还分别在四个心脏腔中创建边界模式模型和边界模型的情况也是适用的。在这样的情况下,控制单元 15 能够检测输入图像中的右心房的心肌的边界、右心室的心肌的边界,以及左心房的心肌的边界。

[0231] 同样,通过使用体数据组作为学习图像组,来作为三维信息创建边界模式模型和边界模型的情况也适用的。在这样的情况下,作为要使用的边界检测的对象的输入图像可以是体数据。同样,当作为边界检测的对象的输入图像是截面图像时,控制单元 15 能够通过从三维边界模式模型和三维边界模型中提取对应的截面的信息来执行边界检测。

[0232] 同样,第六实施例还可以是,例如,心动阶段被统一为舒张期阶段的情况,尽管学习图像组中的心动阶段是不同的。同样,第六实施例还可以是通过统一学习图像组的心动阶段来为各个心动阶段创建边界模式模型和边界模型的情况。此外,第六实施例还可以是通过按照被测试的身体的诸如年龄、性别、身高,以及体重之类的物理特征分类为组来创建边界模式模型和边界模型的情况。

[0233] 同样,在第六实施例中,通过按医疗图像的类型来创建边界模式模型和边界模型,可以将 X 射线图像、MRI 图像,以及超声图像用作输入图像。

[0234] 第七实施例

[0235] 现在参考图 36 到图 37,将描述根据第七实施例的医疗图像处理设备 40。

[0236] 在第七实施例中,将参考图 36 和图 37 来描述执行不同于第六实施例中所描述的

校正处理的校正处理的情况。图 36 示出了根据第七实施例的医疗图像处理设备 40 的配置的示例。

[0237] 如图 36 所示, 以与根据参考图 18 所描述的第六实施例的图像处理系统同样的方式, 根据第七实施例的图像处理系统包括医疗图像诊断设备 100 和图像存储设备 200。然后, 如图 36 所示, 根据第七实施例的图像处理系统包括根据第七实施例的医疗图像处理设备 40 而并非根据第六实施例的医疗图像处理设备 30。

[0238] 根据第七实施例的医疗图像处理设备 40 包括输入单元 21、显示单元 22、通信单元 23、存储单元 24, 以及控制单元 25, 如图 36 所示。同样, 存储单元 24 包括图像存储单元 241、关注于区域的模板存储单元 242、边界模式模型存储单元 243, 以及边界模型存储单元 244, 如图 36 所示。控制单元 25 包括坐标系检测单元 251、区域性的区域检测单元 252、计算单元 253、校正单元 254, 以及边界检测单元 255, 如图 36 所示, 并通过这些处理单元的功能来检测输入图像中的心肌边界。

[0239] 图 36 所示出的输入单元 21、显示单元 22、以及通信单元 23 与参考图 19 所描述的输入单元 11、显示单元 12, 以及通信单元 13 具有相同功能。图 36 所示出的存储单元 24 的图像存储单元 241、关注于区域的模板存储单元 242、边界模式模型存储单元 243, 以及边界模型存储单元 244 与图 19 所示出的图像存储单元 141、关注于区域的模板存储单元 142、边界模式模型存储单元 143, 以及边界模型存储单元 144 存储类似的数据。

[0240] 图 36 所示出的控制单元 25 的坐标系检测单元 251、区域性的区域检测单元 252, 以及计算单元 253 与图 19 所示出的坐标系检测单元 151、区域性的区域检测单元 152, 以及计算单元 153 执行相同的处理。输入单元 21 还充当用于获取心脏的三维体数据的获取单元。

[0241] 然而, 在第七实施例中, 与校正单元 154 不同, 校正单元 254 执行下列校正处理。校正单元 254 通过使用着色度来对于输入图像执行校正处理, 并创建经过校正的输入图像。具体而言, 根据第六实施例的校正单元 254 根据区域性的区域的着色度, 执行用于导致对应的区域性的区域的输入图像的亮度值接近对应的区域性的区域的边界模式模型的亮度值的校正, 并创建经过校正的输入图像。

[0242] 将描述由校正单元 254 在第七实施例中执行的校正处理的示例。下面的描述假设“第 i 个”像素的亮度值是输入图像的“ l_i ”, 通过校正单元 254 来校正“ l_{ij} ”所获取的校正值是“ l'_{ij} ”。

[0243] 首先, 校正单元 254 计算“ a' ”作为对应于输入图像的边界模式模型的像素中的“第 i 个”像素所在的区域的区域中的像素的亮度值的平均值。然后, 校正单元 254 从计算单元 253 的处理结果获取“第 i 个”像素所在的输入图像的区域中的着色度“ d' ”。

[0244] 这里, 校正单元 254 指定由计算单元 253 计算出的区域性的区域的着色度之中的被计算为与“ l_i ”最近的着色度的区域性的区域, 例如, 为输入图像的“第 i 个”像素所在的区域。

[0245] 然后, 校正单元 254 通过下列表达式 (6) 来计算“ l'_{ij} ”。

[0246] [表达式 6]

[0247] $l'_{ij} = l_i + a' - d'$... (6)

[0248] 作为替代地, 校正单元 254 通过下列表达式 (7) 来计算“ l'_{ij} ”。

[0249] [表达式 7]

$$[0250] \quad I'_i = I_i \frac{a'}{d'} \quad \dots \quad (7)$$

[0251] 通过对输入图像中的所有像素执行这样的处理,校正单元 254 创建经过校正的输入图像。

[0252] 在上文所描述的校正输入图像的方法中,输入图像的亮度值根据着色度而接受舍入处理的情况也是适用的。同样,校正输入图像的方法也不仅限于根据表达式(6)和表达式(7)的算术处理。只要通过使用着色度通过加法处理、减法处理、乘法处理、除法处理或舍入处理的组合来执行校正处理来实现导致输入图像的亮度值接近边界模式模型的亮度值的校正,校正单元 254 就可以执行任意算术处理。

[0253] 然后,与边界检测单元 155 不同,根据第七实施例的边界检测单元 255 通过使用边界模式模型来检测经过校正的输入图像中的心肌的边界。具体而言,边界检测单元 255 通过使用边界模式模型和边界模型来检测经过校正的输入图像中的心肌的边界。

[0254] 例如,边界检测单元 255 执行当将边界模型应用到经过校正的输入图像同时以各种方式改变边界模型时边界的周围的亮度模式以及边界模式模型之间的匹配。然后,边界检测单元 255 通过搜索边界形状(其中,在其边界模型改变的边界形状中获得了与边界模式模型最相配的亮度模式)检测经过校正的输入图像中的左心室周围的心肌的边界,即,输入图像。

[0255] 作为参考,省略了对由边界检测单元 255 所执行的校正处理的细节的描述,因为这些与由第六实施例中所描述的边界检测单元 155 所执行的处理 1 到处理 7 相同,除了使用经过校正的输入图像来代替输入图像以及使用边界模式模型来代替经过校正的边界模式模型以外。

[0256] 现在参考图 37,将描述根据第七实施例的医疗图像处理设备 40 的处理。图 37 是示出了根据第七实施例的医疗图像处理设备 40 的处理的示例的流程图。

[0257] 如图 37 所示,根据第七实施例的医疗图像处理设备 40 判断是否接收到对于输入图像对心肌边界的检测请求(步骤 S201)。这里,当没有接收到对心肌边界的检测请求时(在步骤 S201 中为“否”),医疗图像处理设备 40 等待直到接收到检测请求。

[0258] 相比之下,当接收到检测请求时(在步骤 S201 中为“是”),坐标系检测单元 251 检测输入图像中的心脏的左心室坐标系(步骤 S202),并且区域性的区域检测单元 252 从左心室坐标系检测区域性的区域(步骤 S203)。

[0259] 然后,计算单元 253 计算该区域性的区域中的着色度(步骤 S204),并且校正单元 254 通过使用着色度来校正输入图像,并创建经过校正的输入图像(步骤 S205)。然后,边界检测单元 255 从经过校正的输入图像、边界模式模型,以及边界模型中检测输入图像的心肌边界(步骤 S206),并结束该处理。

[0260] 如上文所描述的,在第七实施例中,根据着色度,来校正输入图像,并且通过使用经过校正之后的输入图像来作为边界模式模型的匹配的对象,来执行对输入图像中的心肌的边界检测。因此,也是在第七实施例中,通过利用输入图像的造影剂来减轻着色度的变化的影响,实现匹配准确性的提高。因此,在第七实施例中,实现了心肌边界的检测的准确性的提高。

[0261] 作为参考,校正单元 254 可以从长轴和短轴的信息指定输入图像中“第 i 个”像素所在的区域(例如,通过使用和根据第六实施例的区域性的区域检测单元 152 的处理一起描述的统计值)的情况。在这样的情况下,校正单元 254 在预定范围内指定心脏腔或心脏壁,并因此创建其中校正了输入图像的一部分的经过校正的输入图像。因此,在第七实施例中,例如,校正单元 254 通过使用边界检测单元 255 的检测结果来放大预定范围,再次创建经过校正的输入图像,并且边界检测单元 255 再次执行边界检测的情况也是适用的。在这样的情况下,由于实现了对心肌边界的检测的准确性的提高,因此,在第七实施例中,优选地反复预定次数地执行对区域的重新指定、由校正单元 254 校正的输入图像的重新创建,以及由边界检测单元 255 重新检测边界。

[0262] 同样,在第七实施例中,甚至在使用上文所描述的着色度执行了区域的指定的情况下,也可以部分对像素执行区域的指定,以创建其中校正了输入图像的一部分的经过校正的输入图像。也是在这样的情况下,通过执行对区域的重新指定、由校正单元 254 校正的输入图像的重新创建,以及由边界检测单元 255 重新检测边界,实现了对心肌边界的检测的准确性的提高。

[0263] 同样,在第七实施例中,如第六实施例所描述的内容也可以适用,但“要校正的对象是输入图像,且通过使用经过校正的输入图像和边界模式模型来执行边界检测”这一点除外。

[0264] 如上文所描述的,在第六实施例和第七实施例中,执行校正,以便边界模式模型的预定的区域性的区域的值接近输入图像的该值,并通过使用经过校正之后的数据来执行对心肌的边界检测。

[0265] 顺便说一句,在上文所描述的第六实施例和第七实施例中,描述了是通过使用边界模式模型和边界模型来执行对心肌的边界检测的情况。然而,第六实施例和第七实施例可以是不通过使用边界模型来执行对心肌的边界检测的情况。

[0266] 这里,如上文所描述的,边界模式模型是其中排列了像素的多个亮度值行(心脏的区域的信息被索引到其中)的信息。同样,在边界模式模型中,心脏的空间信息按亮度值行中像素的排列顺序,并按亮度值行的排列顺序被包括。因此,在第六实施例中,边界检测单元 155 能够通过执行在轮询系统中执行经过校正的边界模式模型和输入图像的匹配,例如,同时在由左心室坐标系中的心脏的空间信息所限制的条件下改变经过校正的边界模式模型和经过校正的边界模式模型中的像素之间的距离,来检测心肌的边界。

[0267] 同样,在第七实施例中,边界检测单元 255 能够通过执行在轮询系统中执行边界模式模型和经过校正的输入图像的匹配,例如,同时在由左心室坐标系中的心脏的空间信息所限制的条件下改变由校正的边界模式模型和边界模式模型中的像素之间的距离,来检测心肌的边界。

[0268] 由医疗图像诊断设备 100 执行第六实施例和第七实施例中所描述的图像处理方法的情况也是适用的。

[0269] 同样,由第六实施例中的医疗图像处理设备 30 和第七实施例中的医疗图像处理设备 40 执行的图像处理程序通过预先集成在 ROM 中等等来提供。

[0270] 由第六实施例中的医疗图像处理设备 30 和第七实施例中的医疗图像处理设备 40 所执行的图像处理程序可以被配置成通过以可安装格式或可执行的格式记录在诸如

CD-ROM、软盘(FD)、CD-R、DVD(数字多功能盘)文件之类的计算机可读取记录介质中来提供。

[0271] 此外,由第六实施例中的医疗图像处理设备 30 和第七实施例中的医疗图像处理设备 40 所执行的图像处理程序还可以被配置成存储在连接到诸如因特网之类的网络的计算机中并通过网络下载。此外,由第六实施例中的医疗图像处理设备 30 和第七实施例中的医疗图像处理设备 40 所执行的图像处理程序还可以被配置成通过诸如因特网之类的网络提供或分发。

[0272] 由第六实施例中的医疗图像处理设备 30 和第七实施例中的医疗图像处理设备 40 所执行的图像处理程序具有包括上文所描述的各个单元(坐标系检测单元、区域性的区域检测单元、计算单元、校正单元,以及边界检测单元)的模块配置,并且作为实际硬件,上文所描述的各个单元通过 CPU 从上文所描述的 ROM 读出图像处理程序并执行该图像处理程序被加载到主存储器设备中,以便在主存储器设备上创建坐标系检测单元、区域性的区域检测单元、计算单元、校正单元,以及边界检测单元。

[0273] 如上文所描述的,根据第六实施例和第七实施例,实现了心肌边界的检测的准确性的提高。

[0274] 修改方案

[0275] 作为参考,可以例如通过使用通用计算机作为基本硬件,来实现上文所描述的各实施例中的医疗图像处理设备 10、20、30、40。换言之,可以通过使得安装在上文所描述的计算机上的处理器执行程序,来实现获取单元、坐标系检测单元、区域性的区域检测单元、计算单元、校正单元、边界检测单元,以及显示单元。此时,可以通过在计算机中预先安装上文所描述的程序,或者也可以通过将上文所描述的程序存储在诸如 CD-ROM 之类的存储介质中或通过经由网络分发上文所描述的程序并根据需要将程序安装在计算机中,来实现医疗图像处理设备 10、20、30、40。同样,可以根据需要通过使用诸如集成到上文所描述的计算机中或在外部连接到上文所描述的计算机的存储器或硬盘之类的存储介质或 CD-R、CD-RW、DVD-RAM,以及 DVD-R 来实现获取单元、坐标系检测单元,以及边界检测单元。

[0276] 本发明不仅限于上文所描述的各实施例,在实现阶段,在不偏离本发明的范围的情况下可以修改和具体化组件。通过根据需要将上文所描述的各实施例中所公开的多个组件组合来实现本发明的各种模式。例如,可以从实施例中所示出的所有组件中排除若干组件。另外,也可以根据需要组合不同的实施例中的组件。

[0277] 参考符号列表

[0278] 10, 20, 20, 40... 医疗图像处理设备, 101... 获取单元, 102... 坐标系检测单元, 103... 边界检测单元, 104... 显示单元, 110... 存储单元。

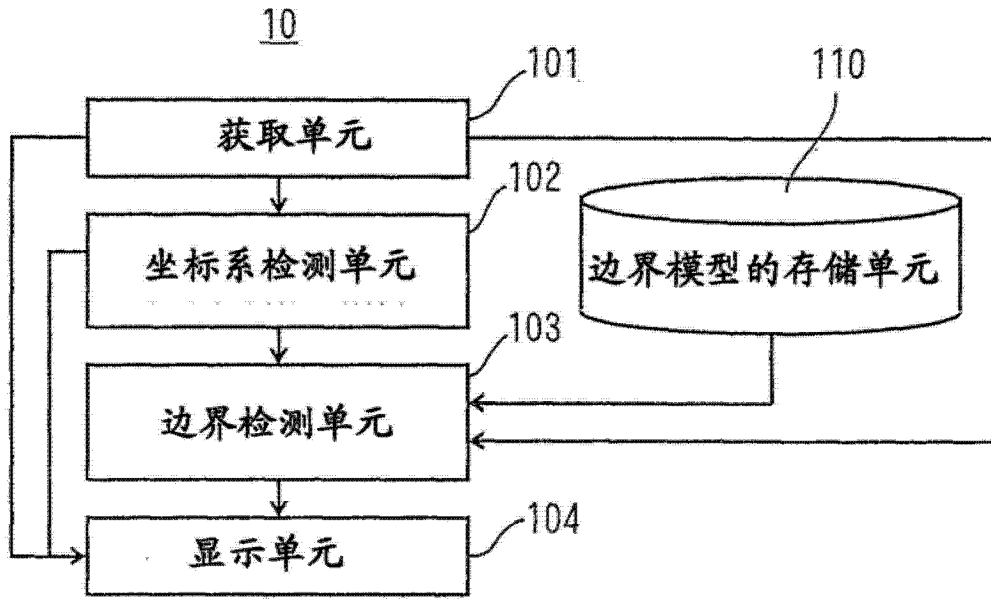


图 1

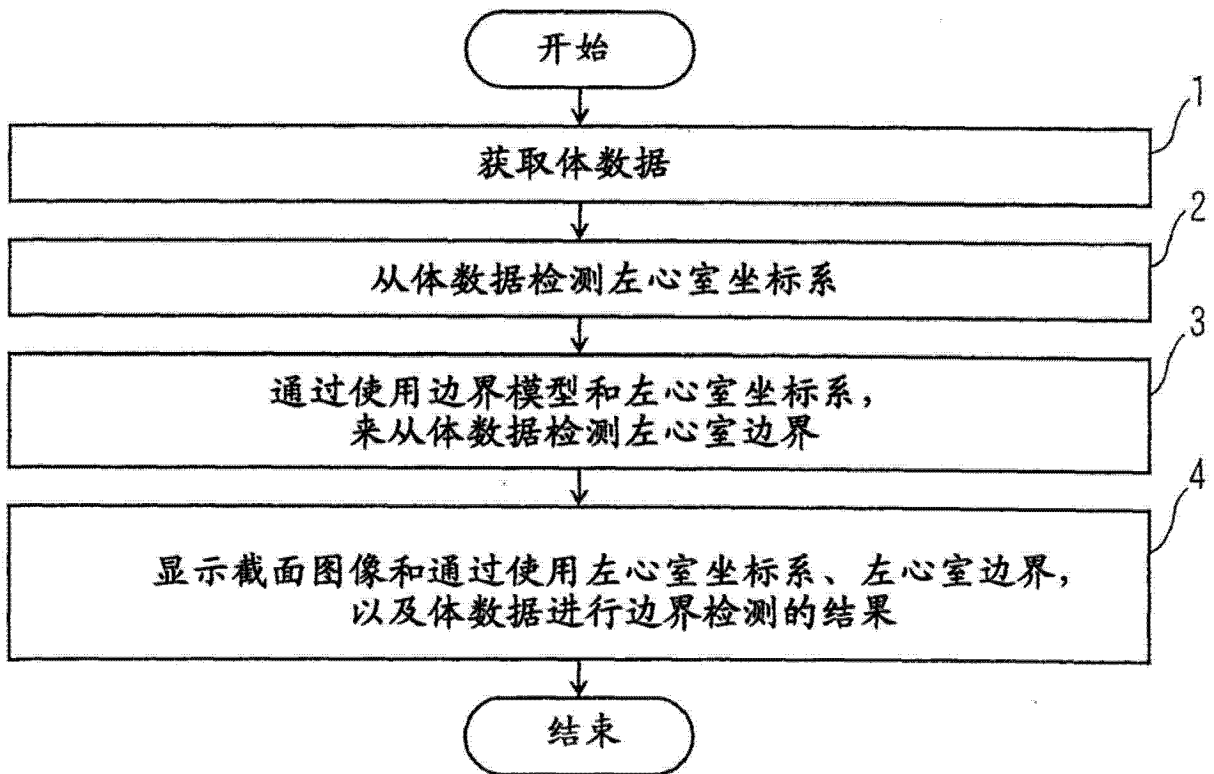


图 2

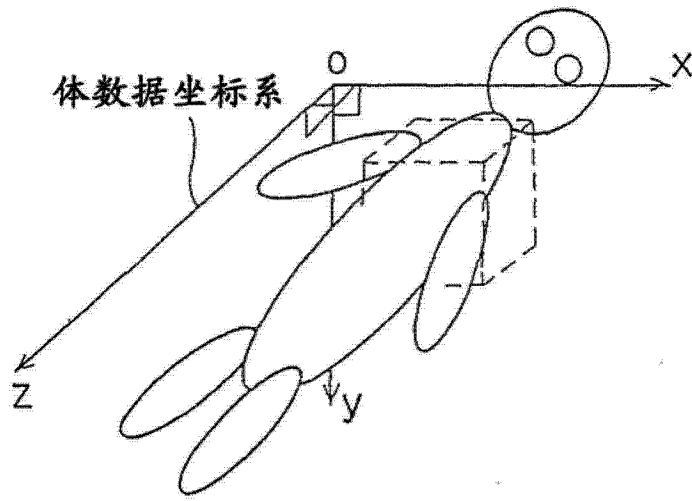


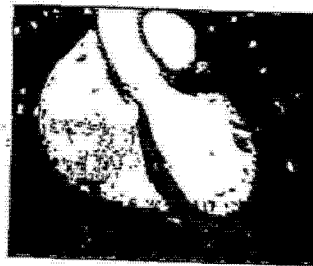
图 3

垂直于体数据坐标系的轴的截面图像

(a) 轴状位视图 (X-Y 平面)



(b) 冠状位视图 (z-x 平面)



(c) 矢状位视图 (y-z 平面)



图 4

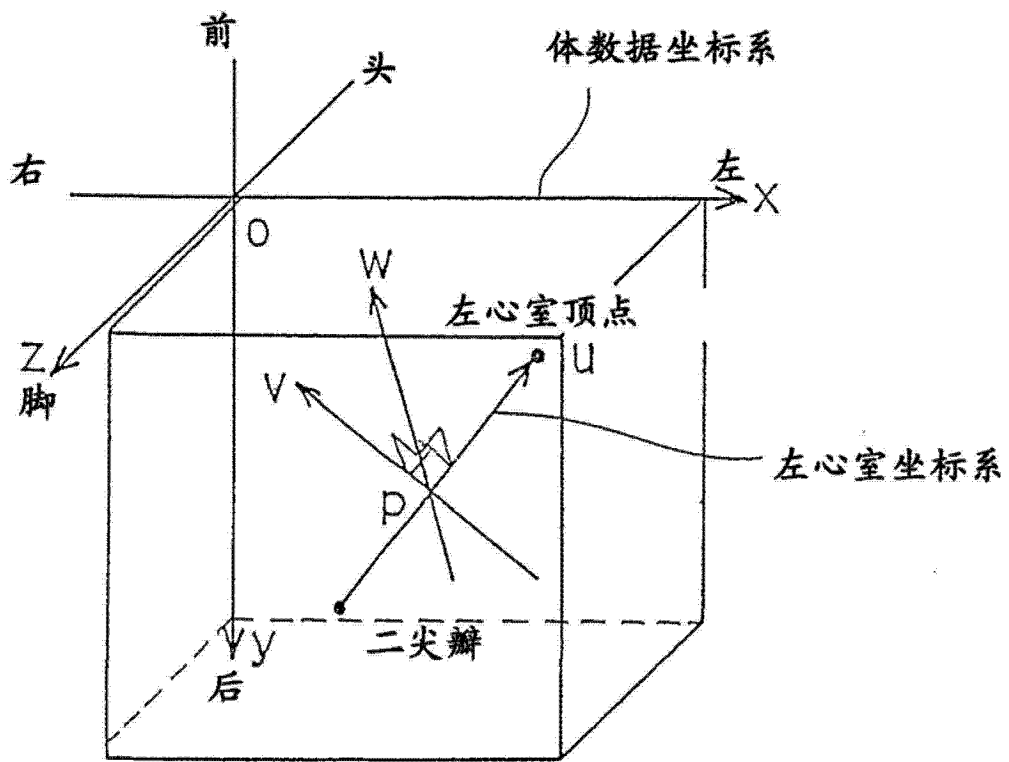


图 5

垂直于左心室坐标系的轴的截面图像

(a) 短轴视图 (v-w 平面)



(b) 4腔视图 (u-v 平面)



(c) 2腔视图 (w-u 平面)



图 6

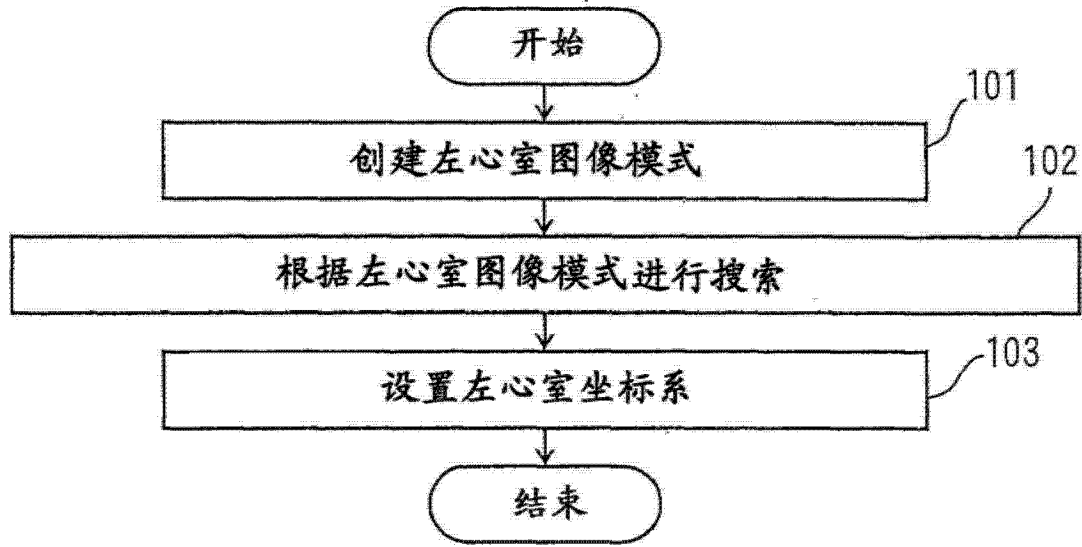


图 7

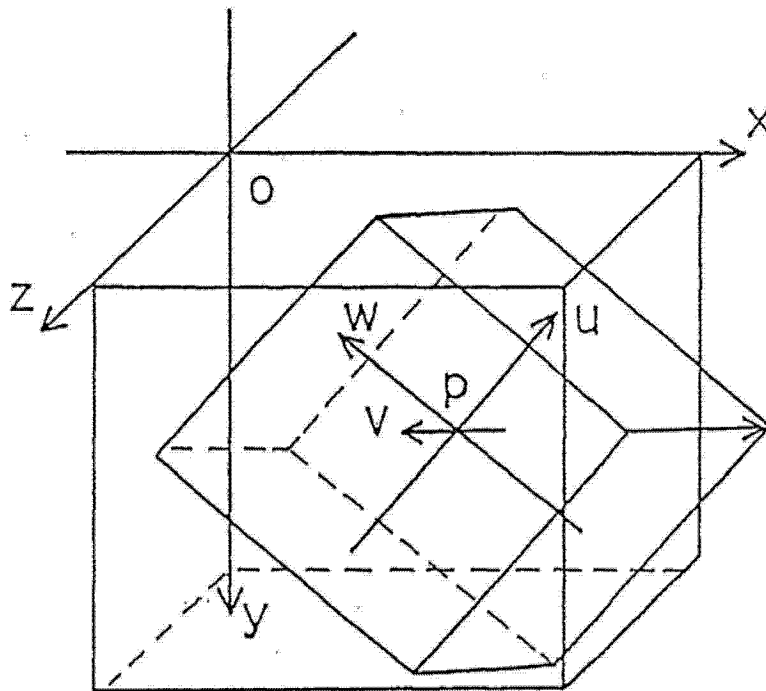


图 8

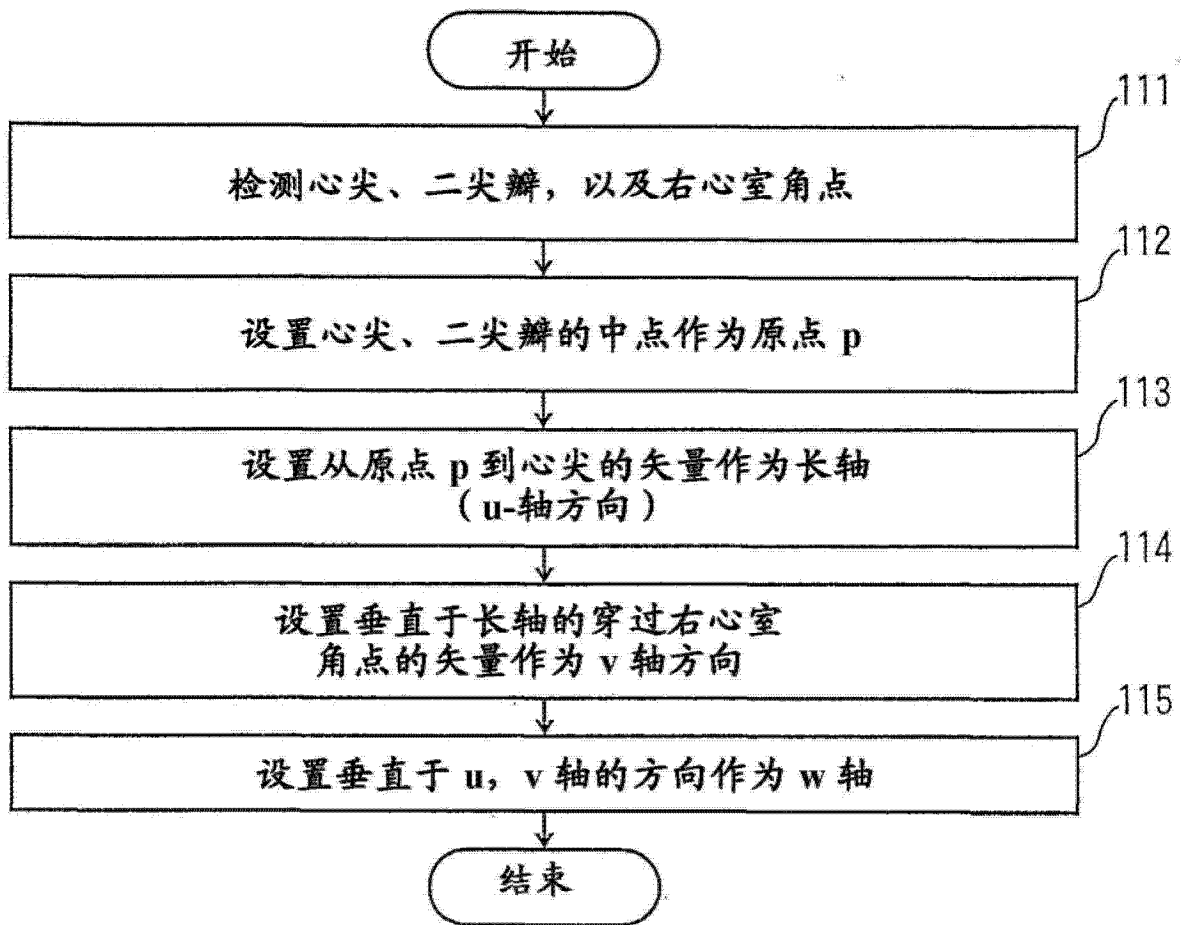


图 9

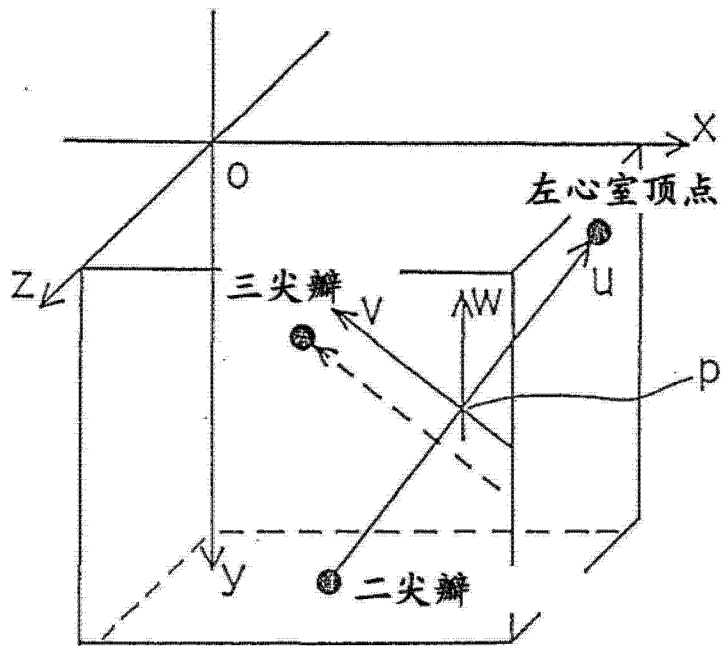


图 10

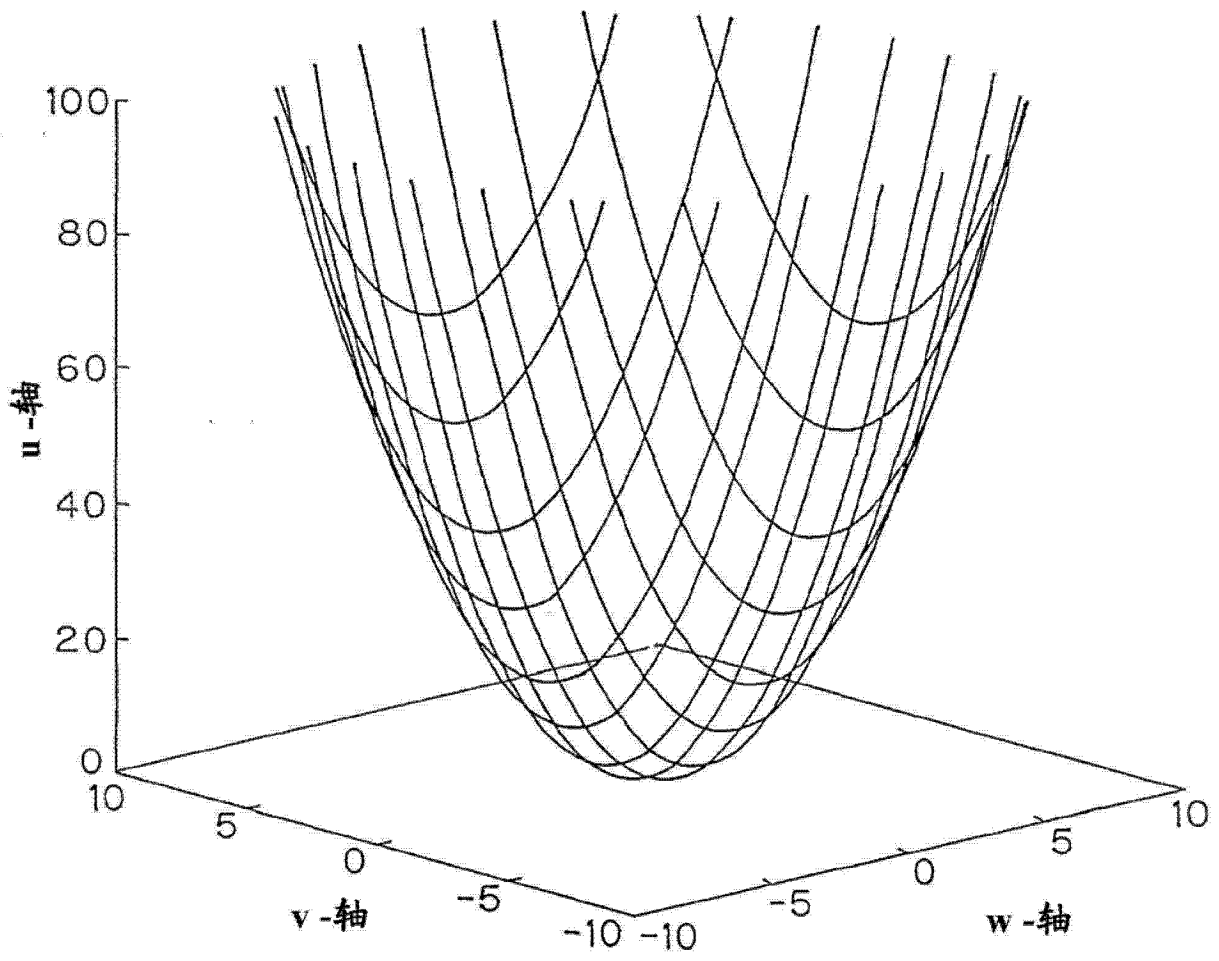


图 11

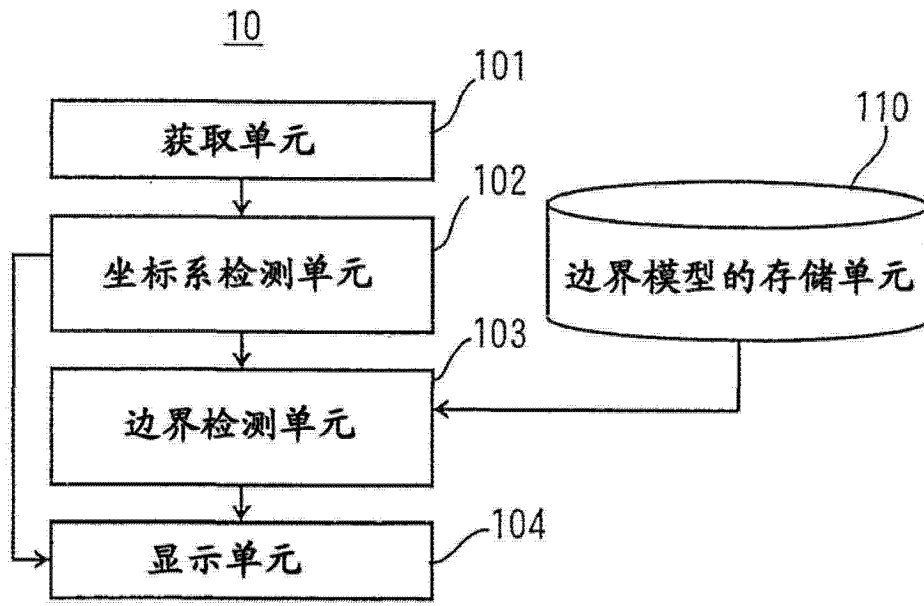


图 12

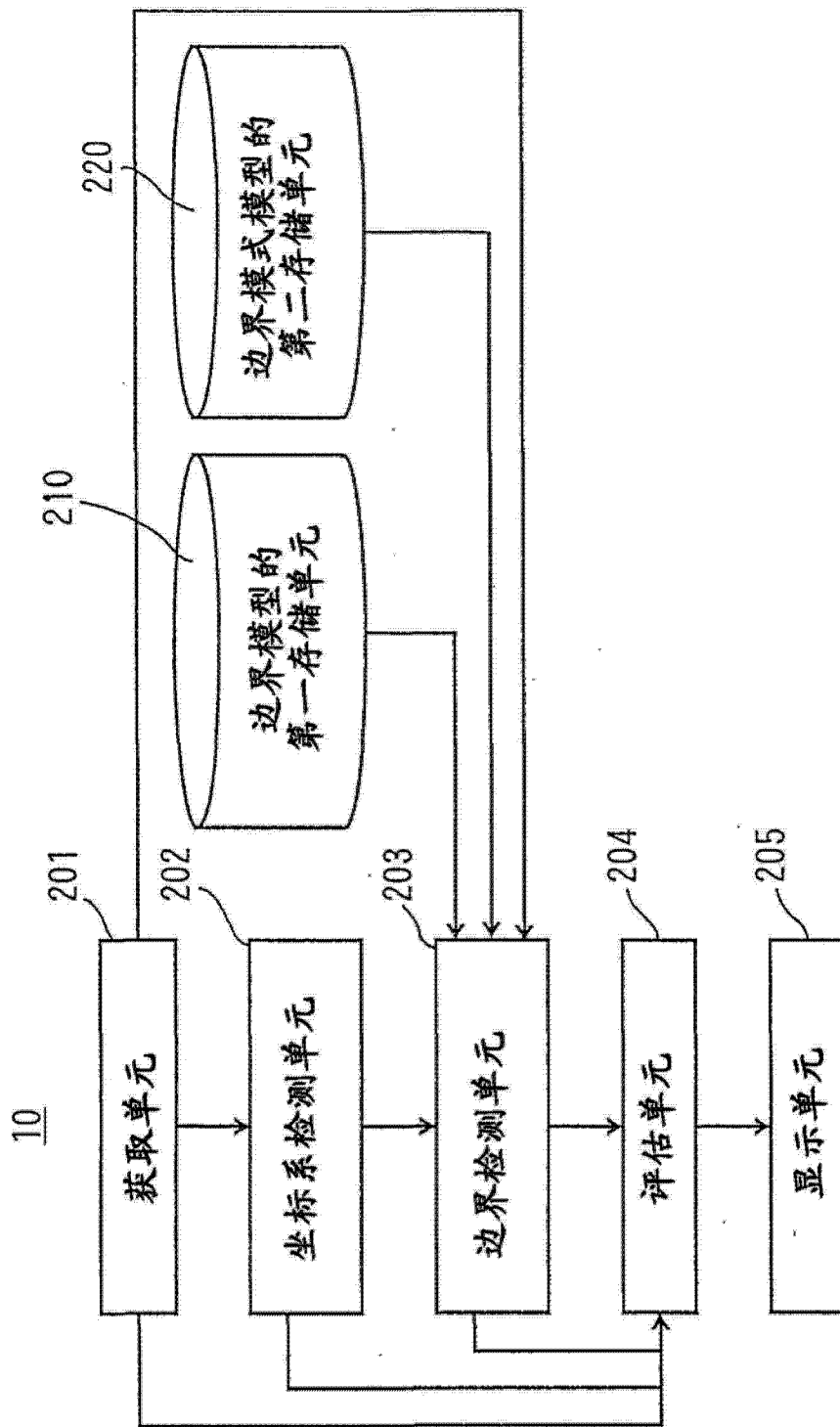


图 13

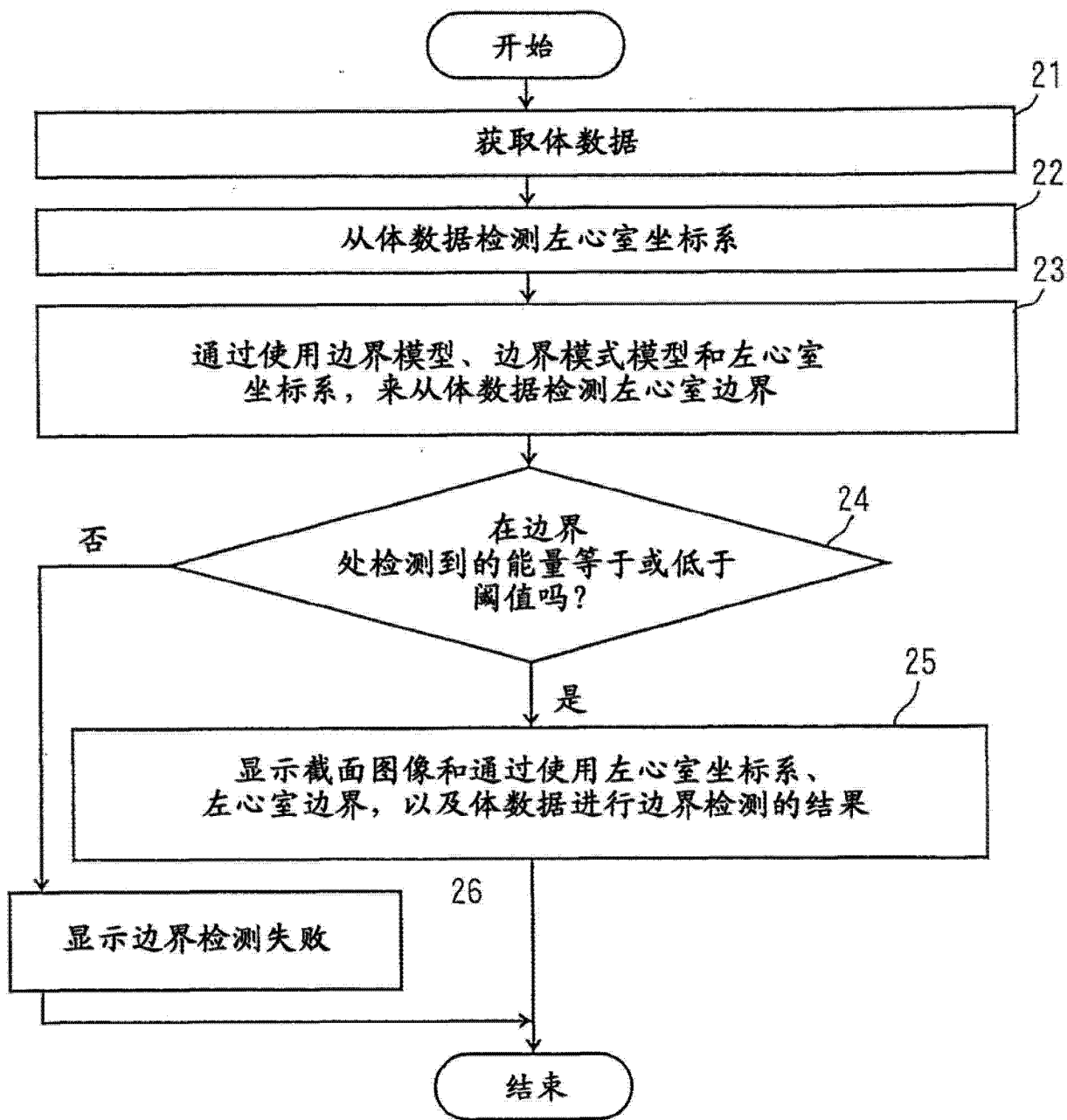


图 14

在 18 个点表达纬度、经度方向的左心室边界模型

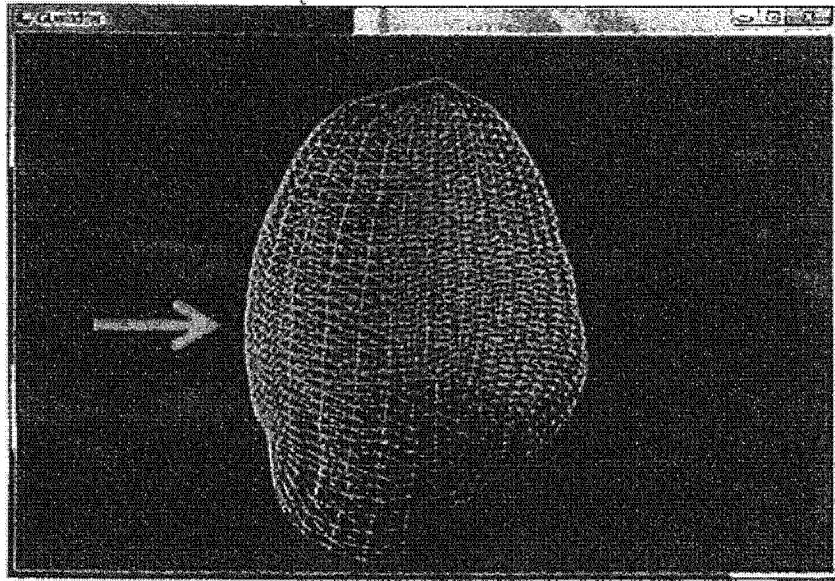


图 15

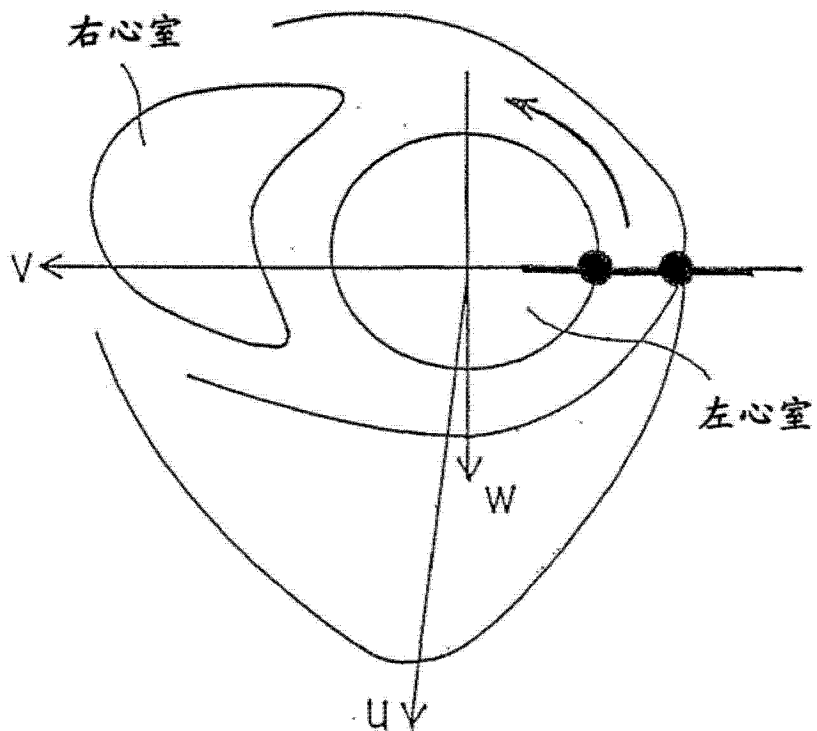


图 16

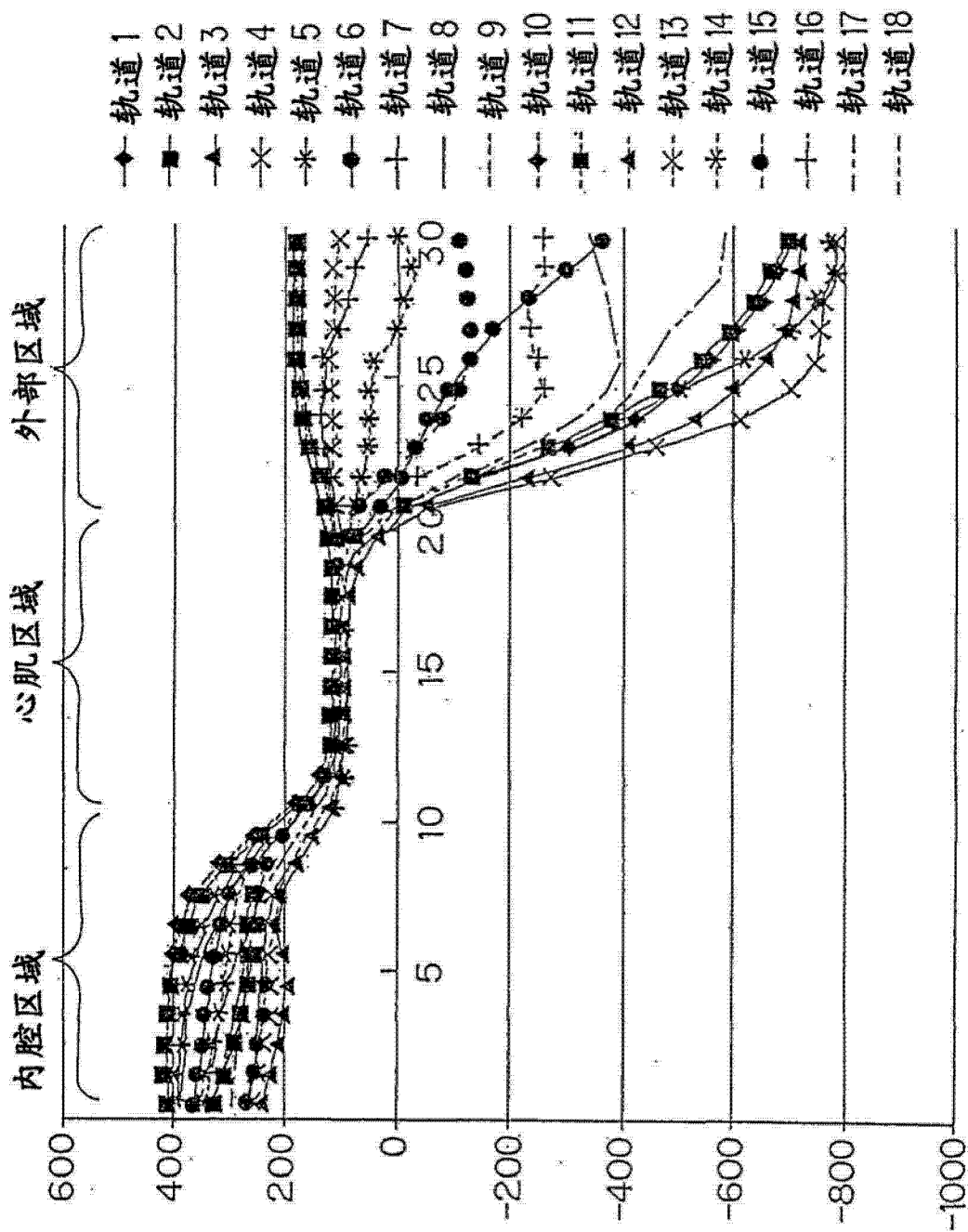


图 17

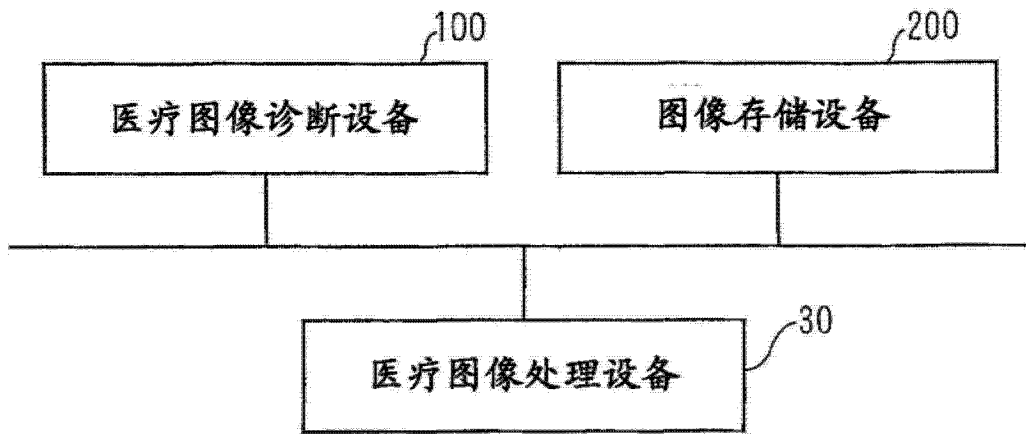


图 18

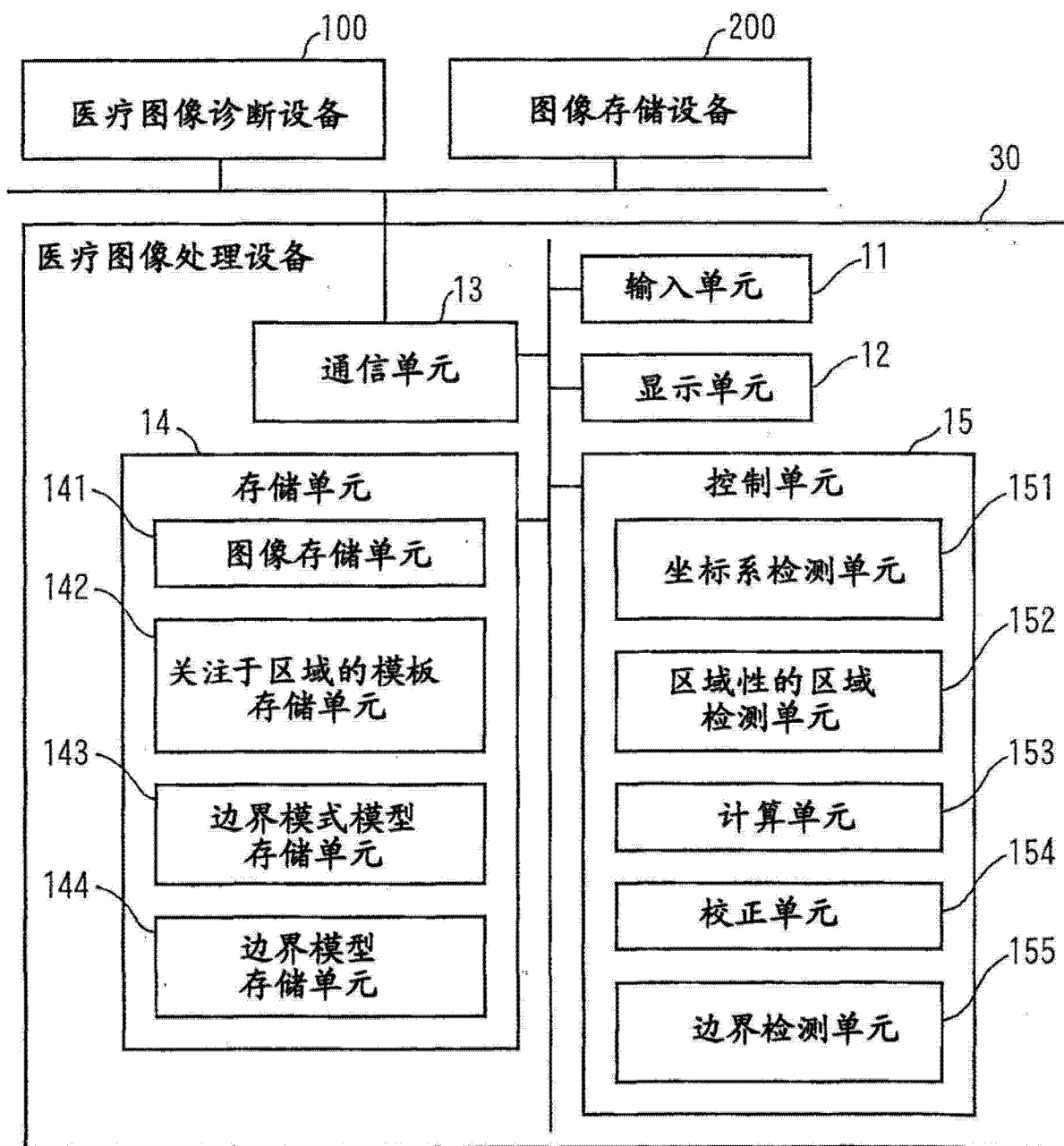


图 19

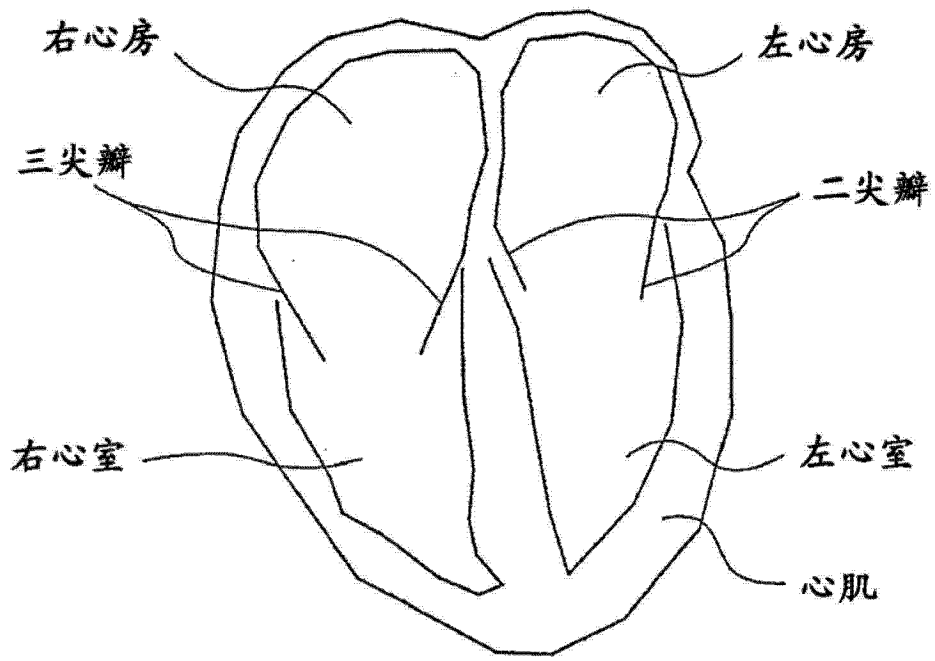


图 20

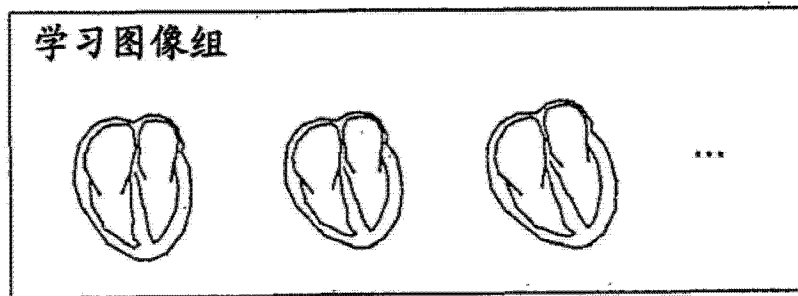


图 21

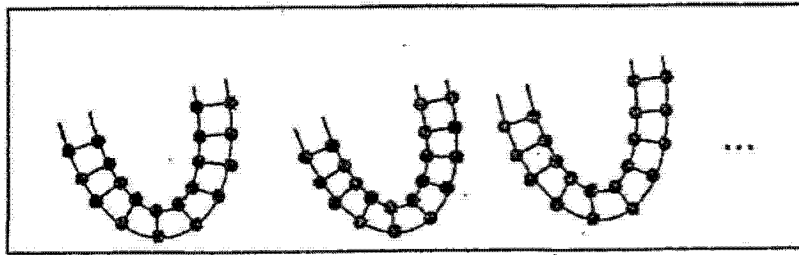


图 22A

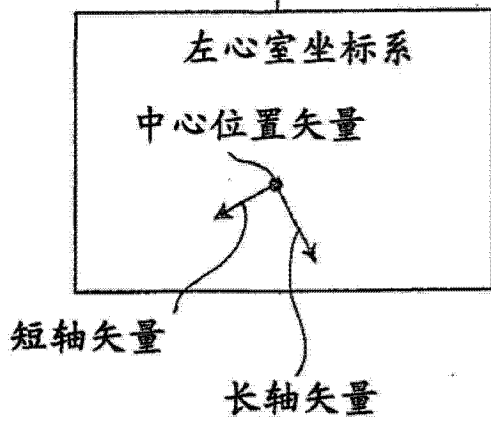


图 22B

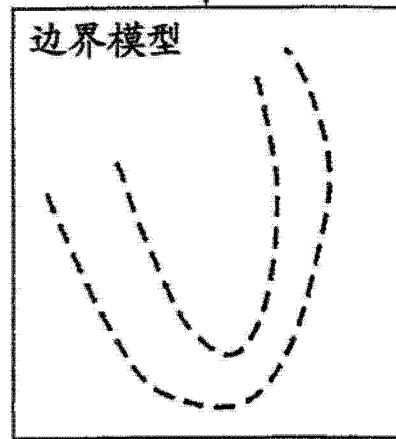


图 22C

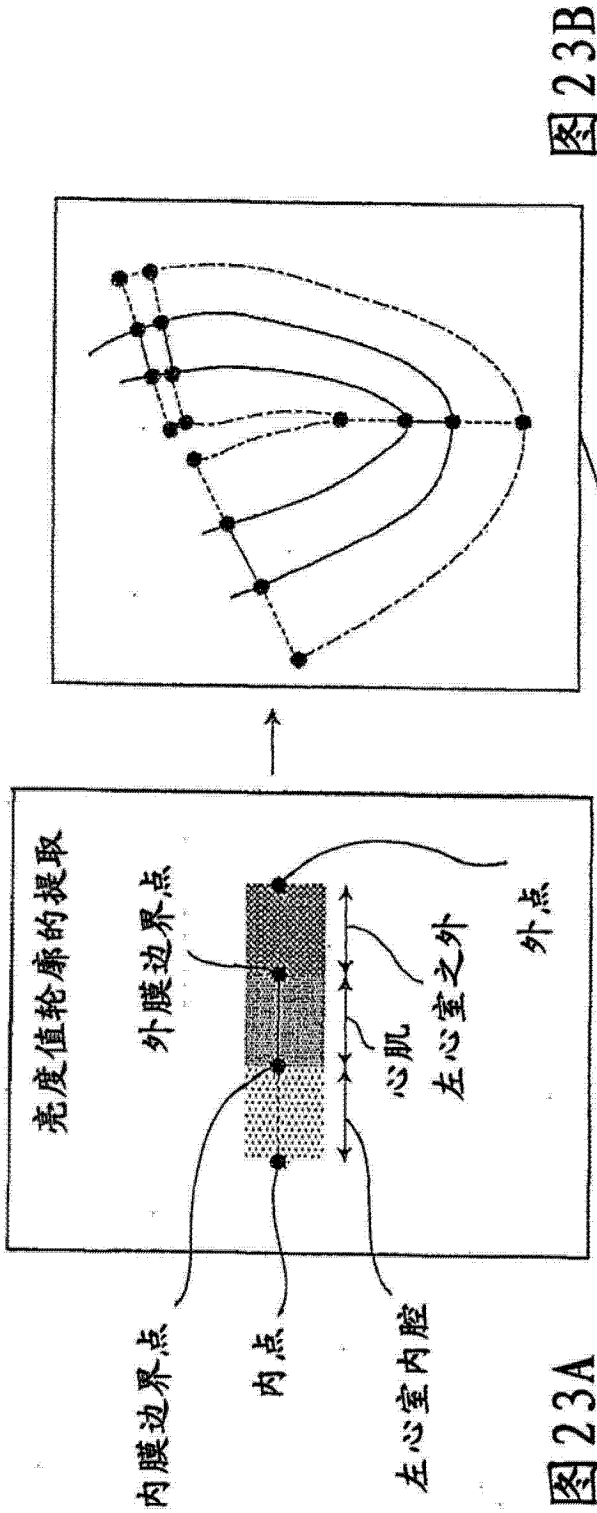


图23A

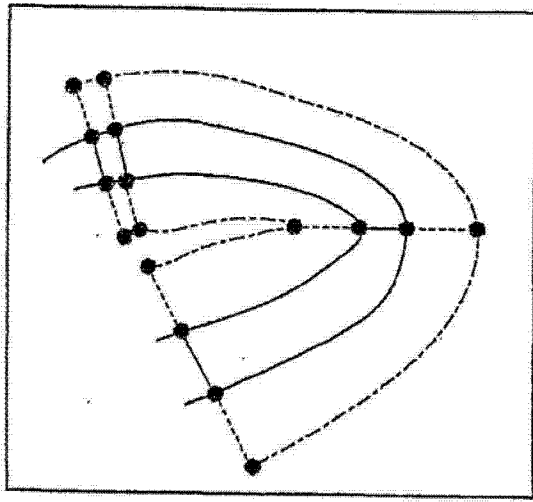


图23B

边界模式模型

P	左心室内腔	心肌	左心室之外	(区域)
1	a_1, a_2, \dots, a_{10}	$a_{11}, a_{12}, \dots, a_{20}$	$a_{21}, a_{22}, \dots, a_{30}$	心脏之外
.
.
.
.	.	.	.	右心室内腔
.	.	.	.	右心室内腔
.
.

图23C

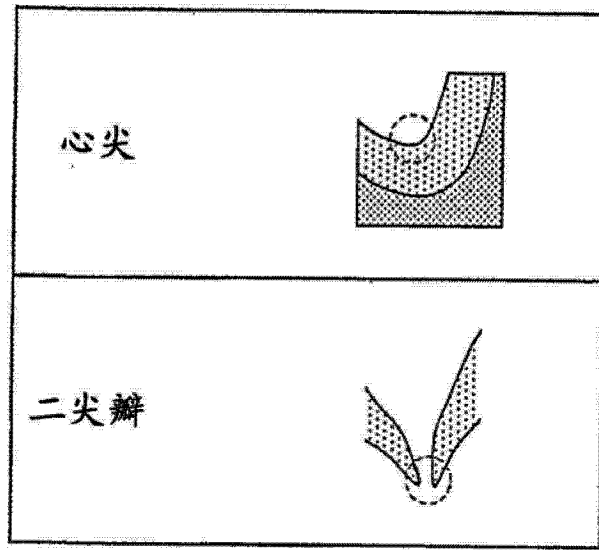


图 24

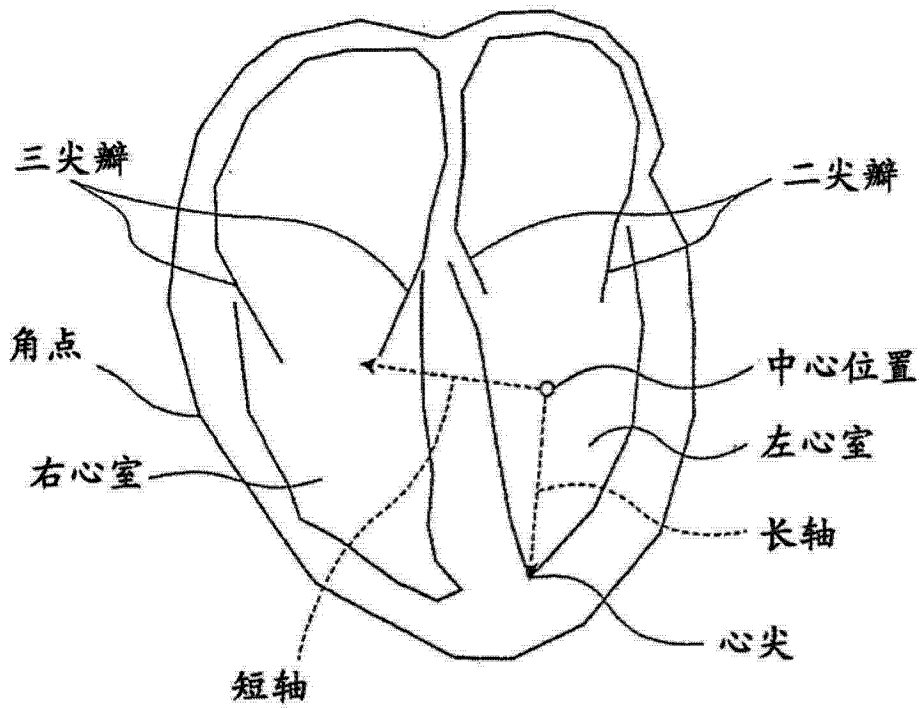


图 25

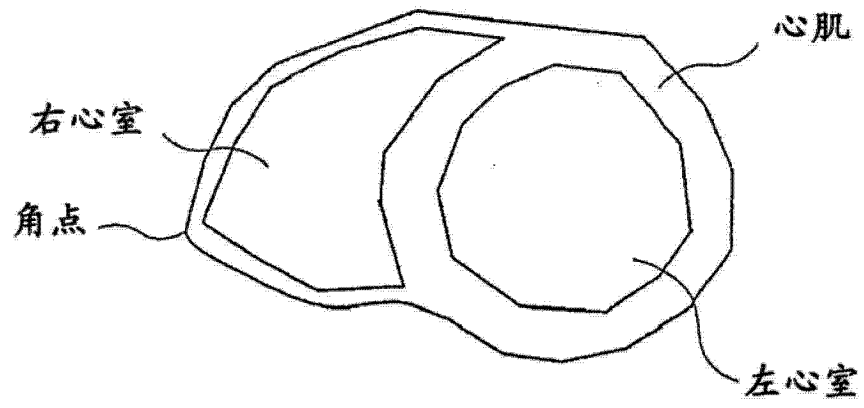


图 26

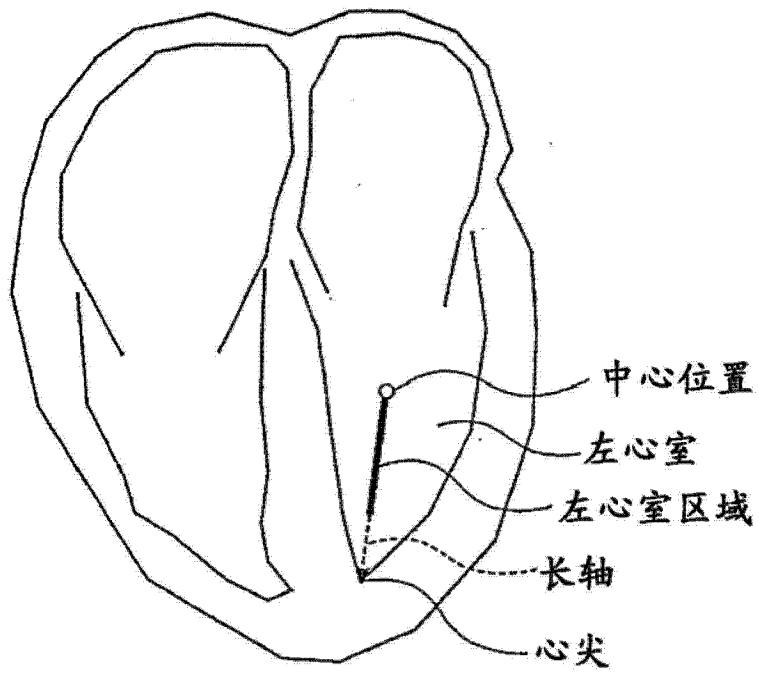


图 27

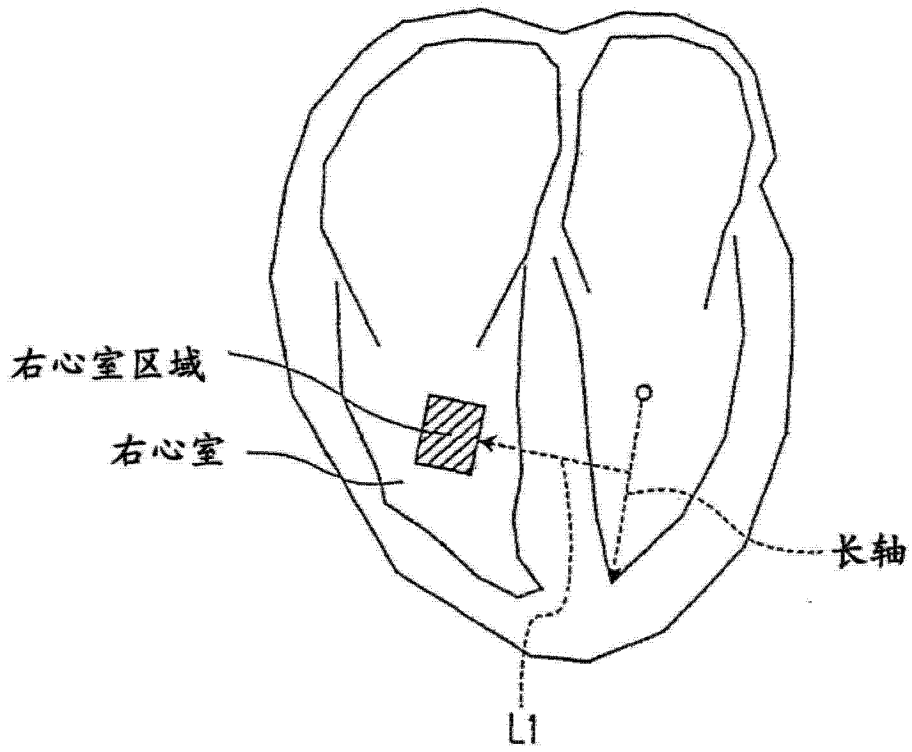


图 28

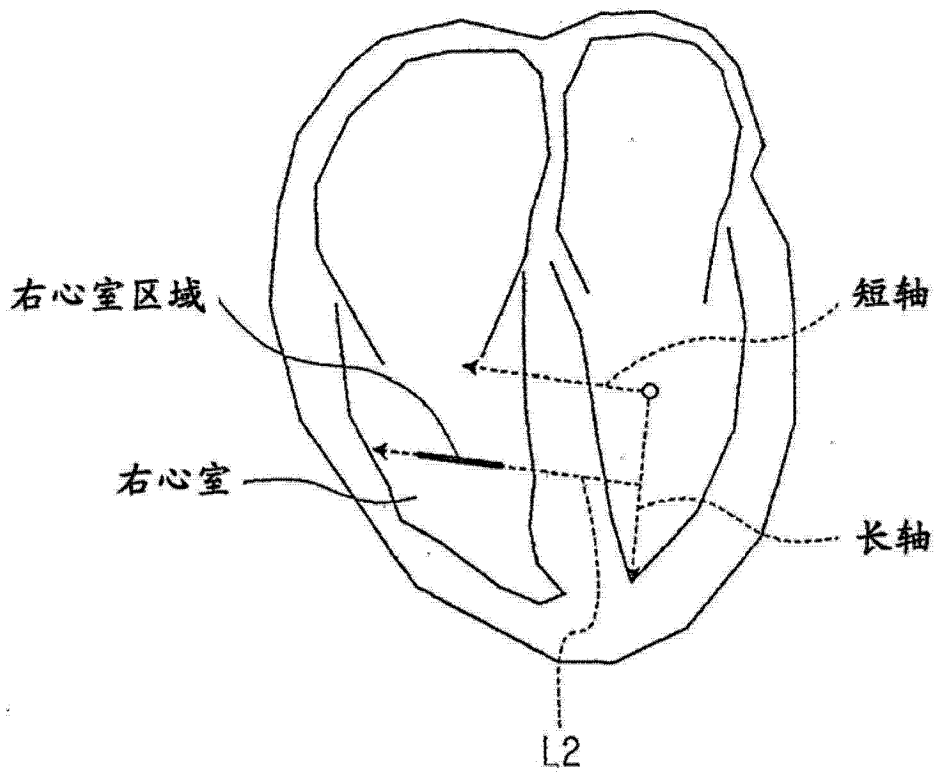


图 29

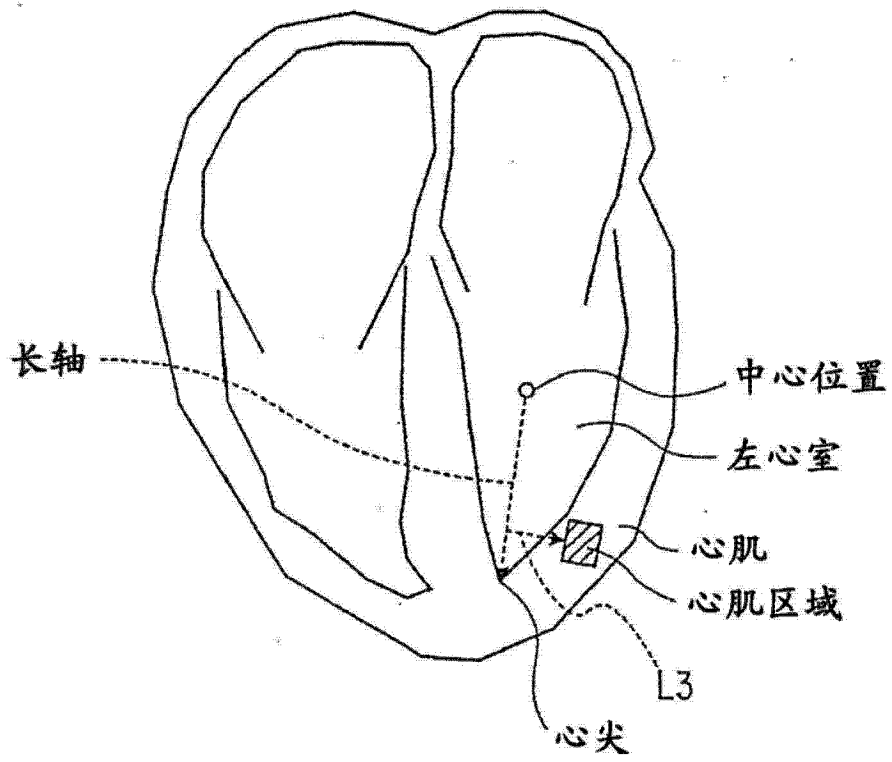


图 30

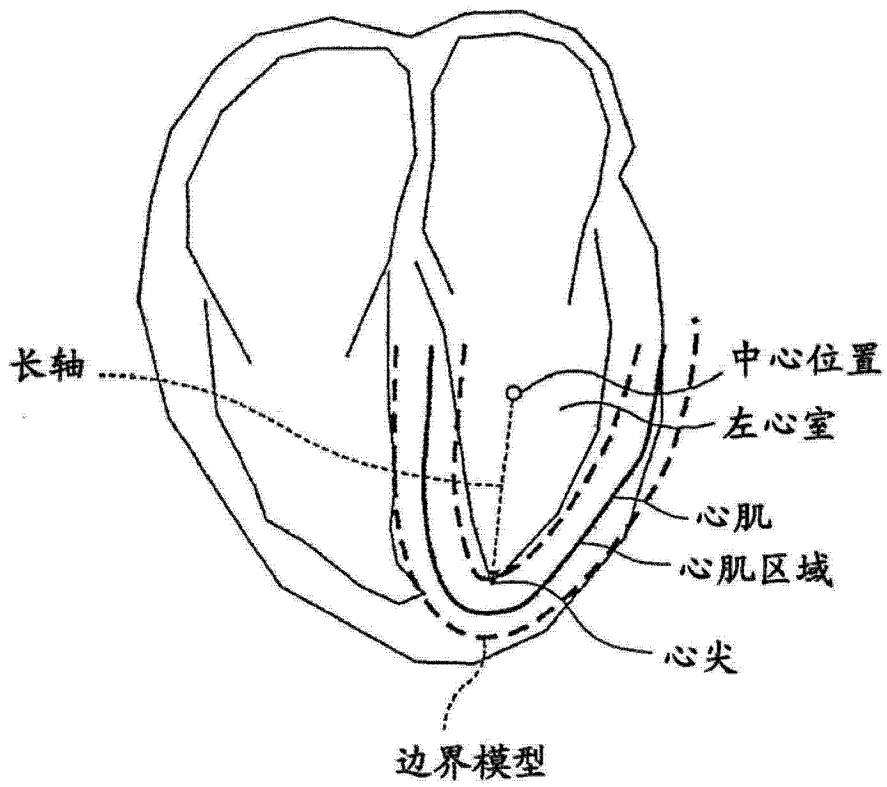


图 31

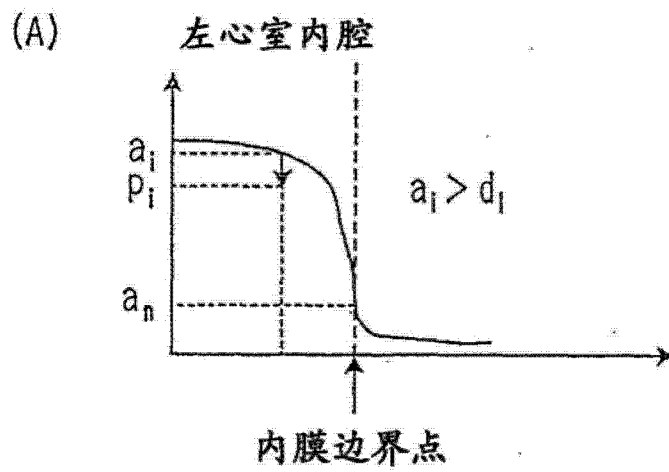


图 32A

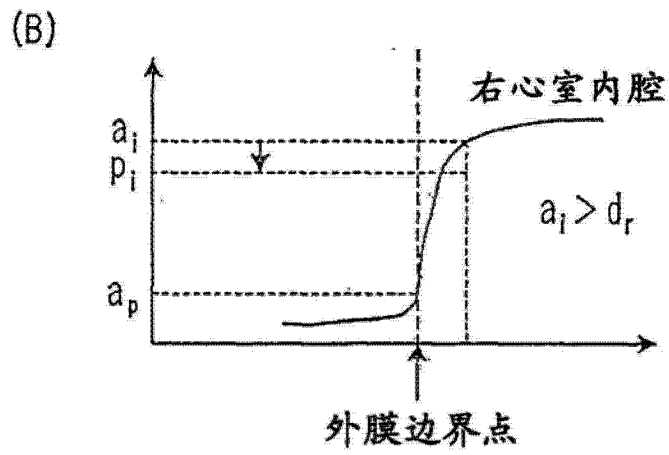


图 32B

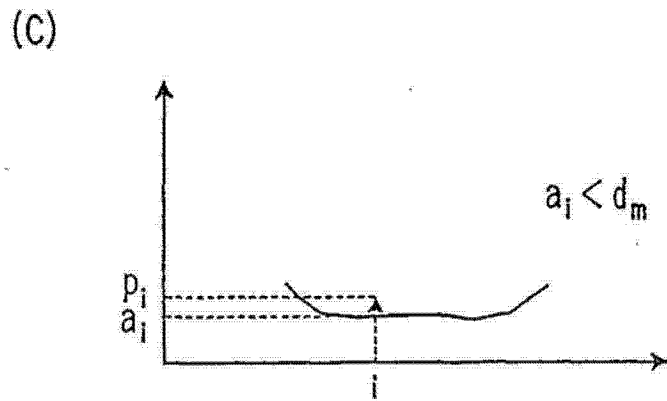


图 32C

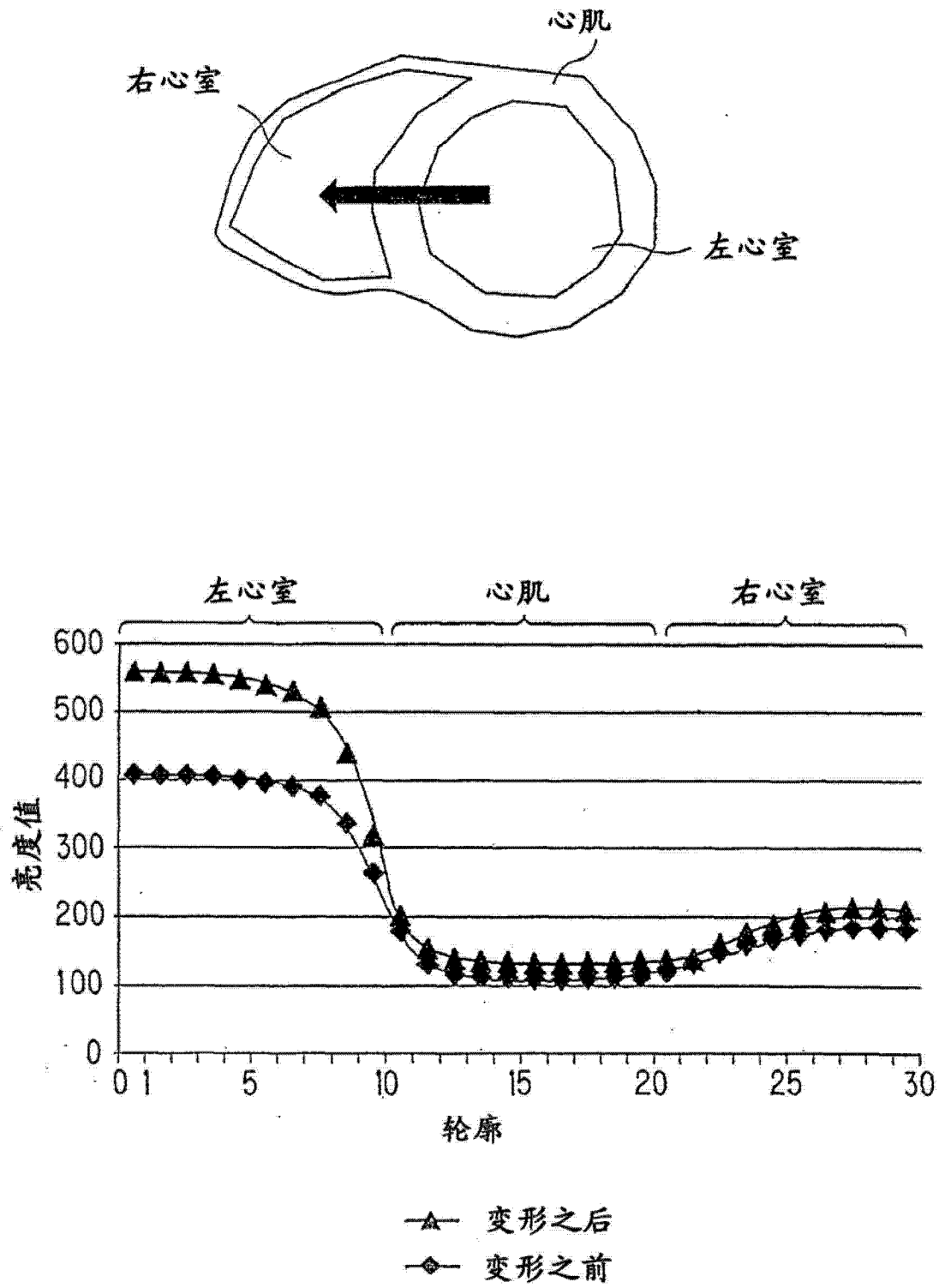


图 33

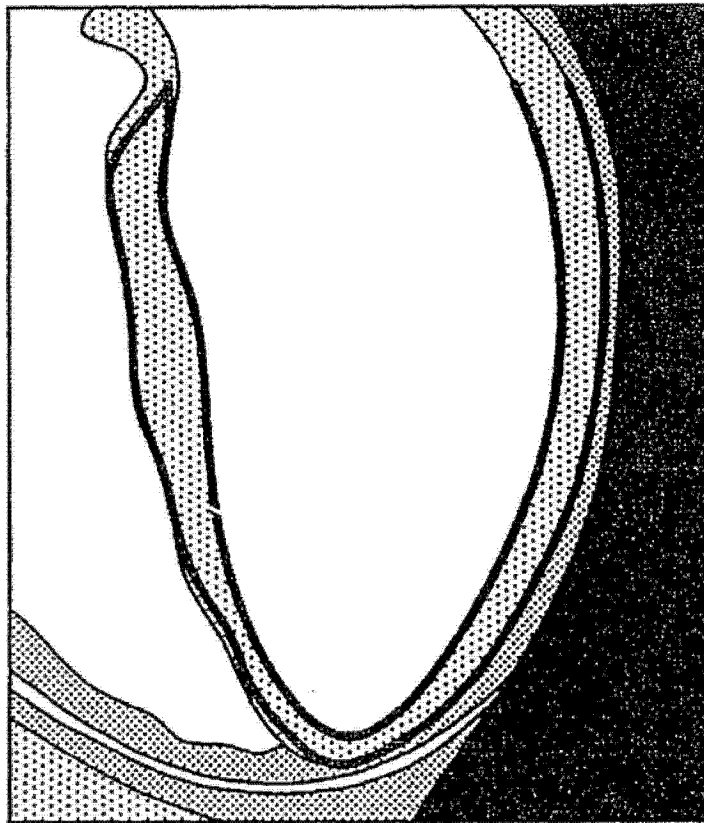


图 34

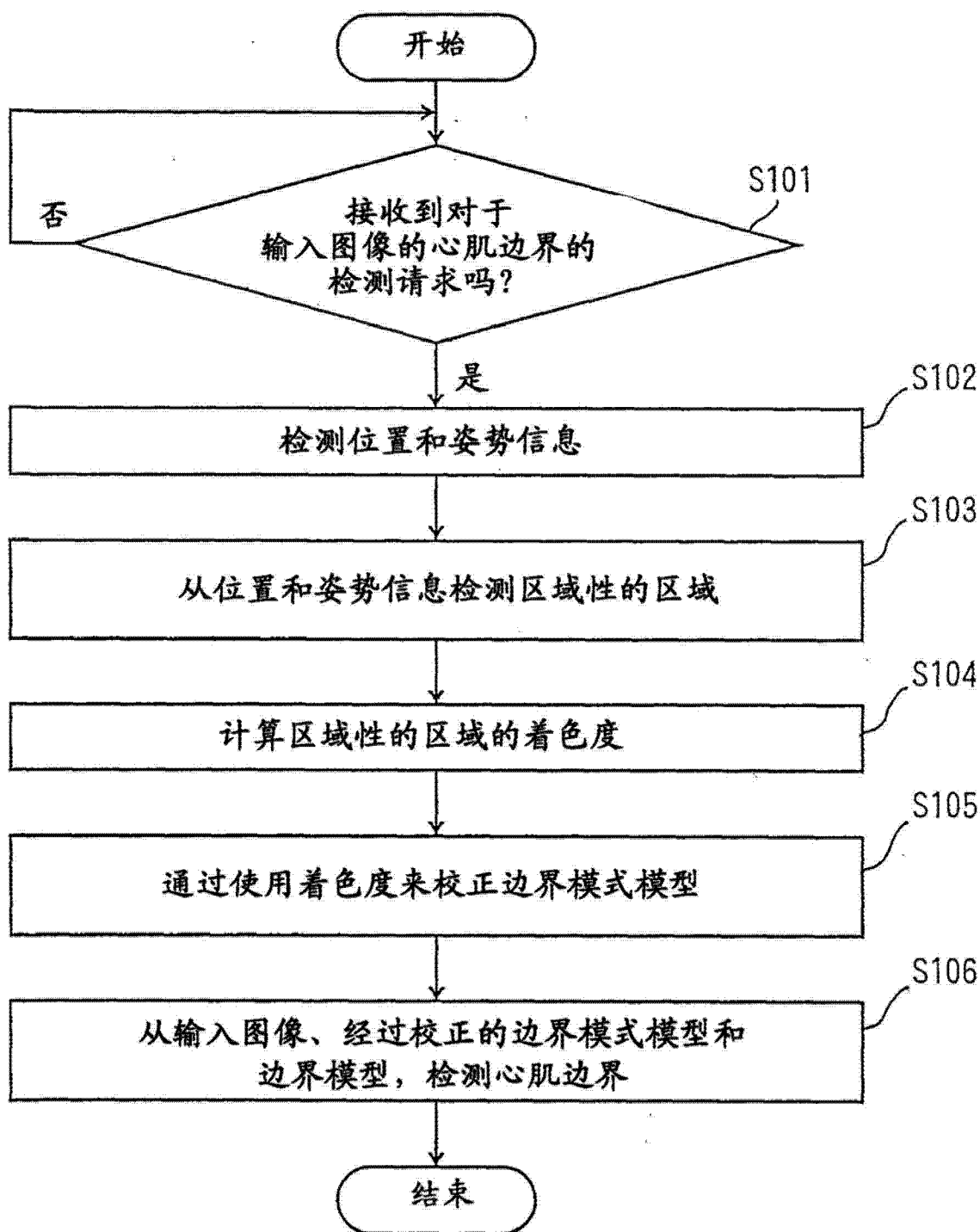


图 35

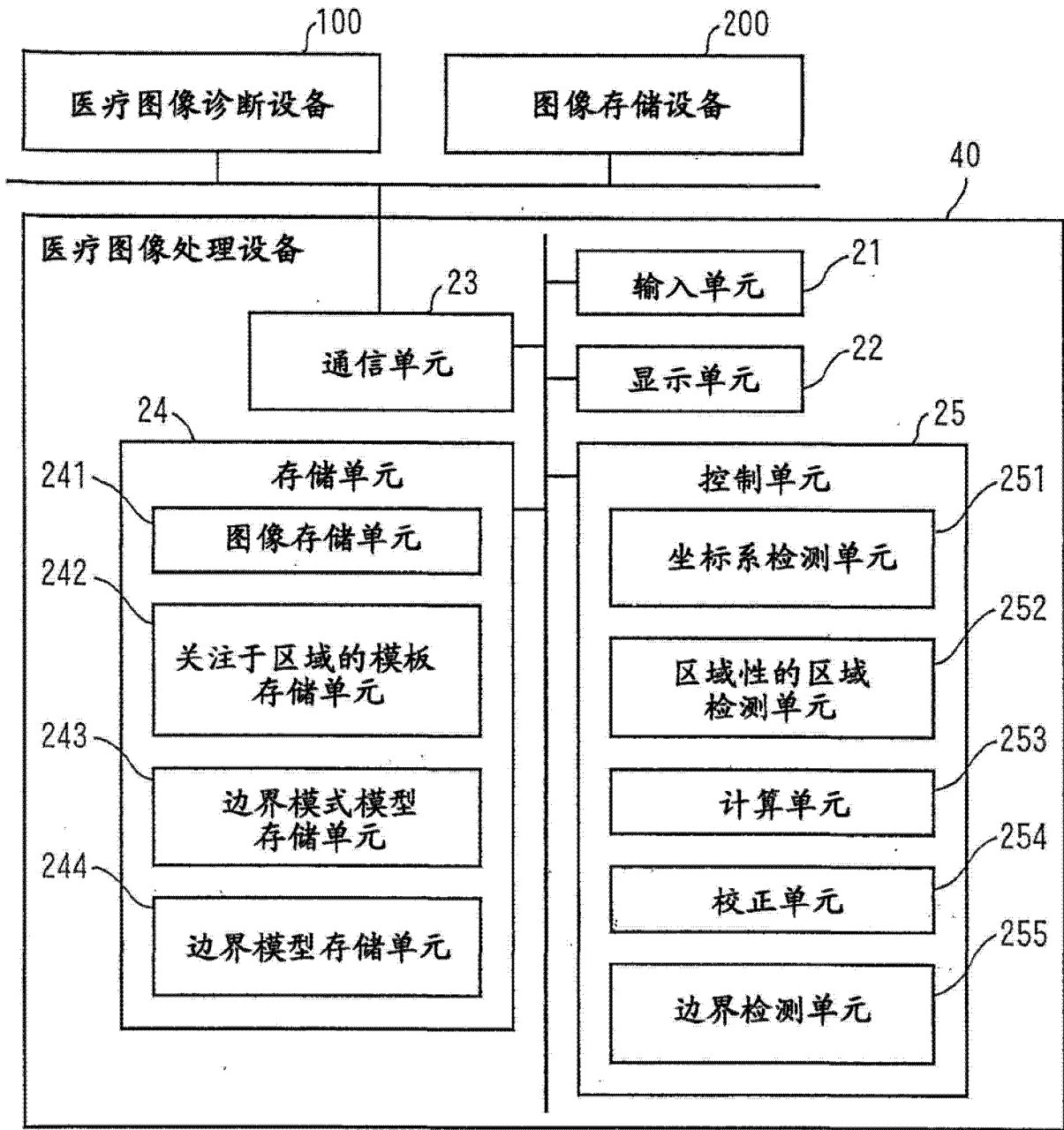


图 36

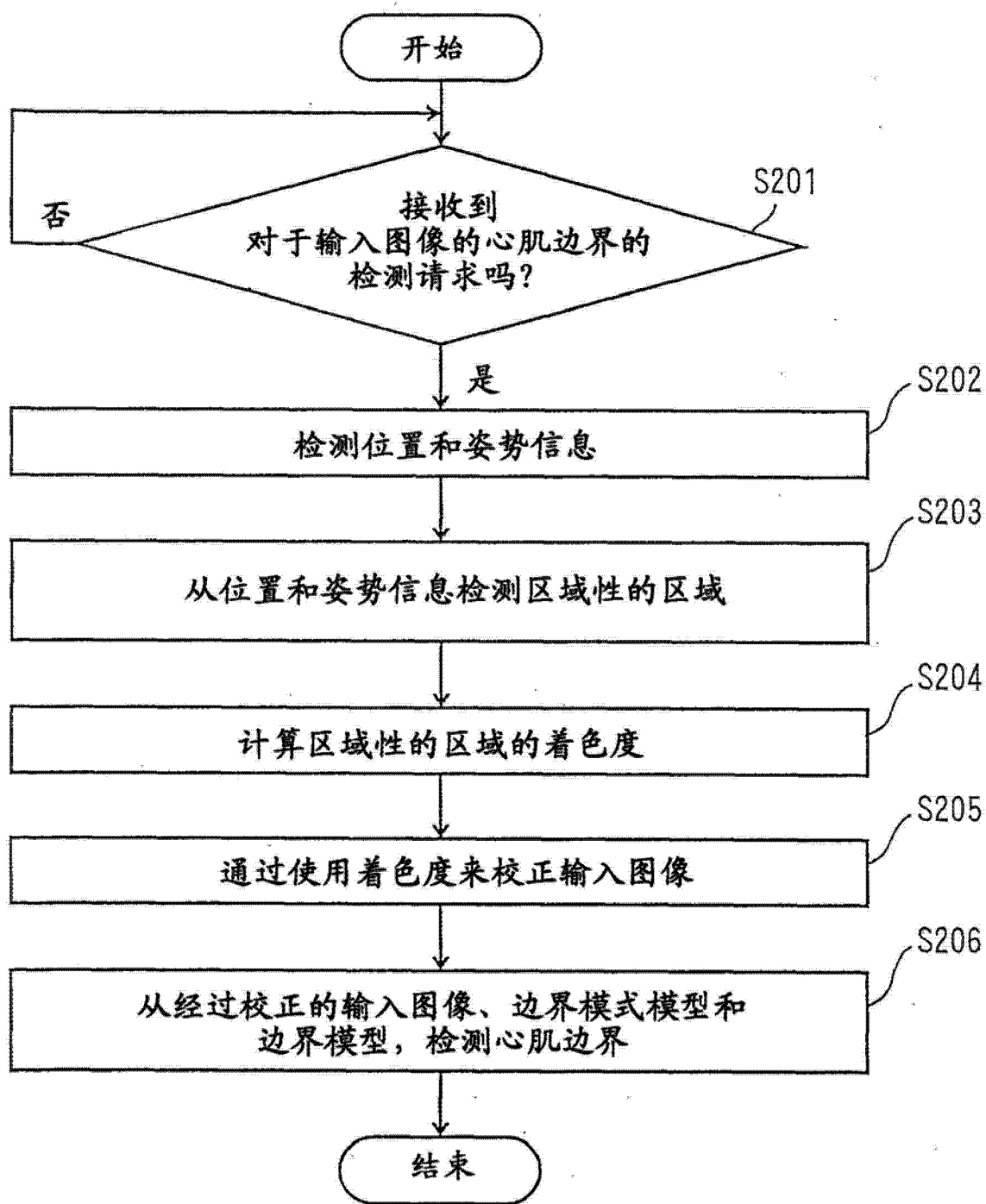


图 37

专利名称(译)	医疗图像处理设备以及其方法		
公开(公告)号	CN102883662A	公开(公告)日	2013-01-16
申请号	CN201280001301.5	申请日	2012-05-11
[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	武口智行 坂田幸辰 新田修平 冈崎智也 杉浦贵优 松本信幸 藤泽恭子		
发明人	武口智行 坂田幸辰 新田修平 冈崎智也 杉浦贵优 松本信幸 藤泽恭子		
IPC分类号	A61B6/03 A61B5/00 A61B5/055		
CPC分类号	A61B6/503 A61B6/5211 A61B6/463 G06T2207/10072 G06T7/40 A61B6/5217 G06T7/0083 G06T7/0085 A61B8/0883 G06T7/0089 A61B6/466 G06T2207/30048 A61B8/5207 G06T2207/30101 G06T7/12 A61B6/032 A61B8/483 G06T7/149		
代理人(译)	袁玥		
优先权	2012001524 2012-01-06 JP 2011106223 2011-05-11 JP		
其他公开文献	CN102883662B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明旨在提供对心脏的边界检测的准确性提高的医疗图像处理设备。医疗图像处理设备获取心脏的体数据，从心脏的体数据检测至少包括心脏的左心室长轴的由三个轴组成的三维左心室坐标系；使用以左心室坐标系表示的边界模型，并从所述体数据检测左心室边界，以及在截面图像上与检测到的左心室边界一起显示垂直于左心室坐标系的三个轴中的至少一个轴的截面图像。

