



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104970832 A

(43) 申请公布日 2015. 10. 14

(21) 申请号 201510145082. 3

(22) 申请日 2015. 03. 30

(30) 优先权数据

2014-075750 2014. 04. 01 JP

2014-078320 2014. 04. 07 JP

2014-257683 2014. 12. 19 JP

(71) 申请人 精工爱普生株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 日向崇

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

代理人 舒艳君 李洋

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

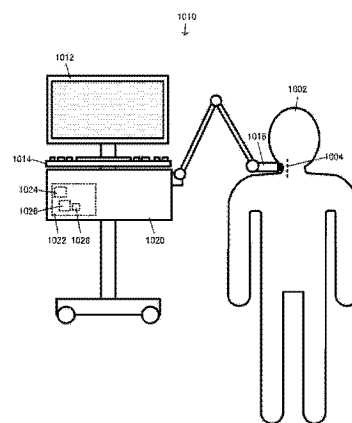
权利要求书2页 说明书27页 附图32页

(54) 发明名称

超声波测定装置以及超声波测定方法

(57) 摘要

本发明涉及超声波测定装置以及超声波测定方法,以经过利用超声波测定获取到的B模式图像中的3个特征点的圆的位置是否能视为血管壁的位置这一基准来评价由该3个特征点构成的特征点组。作为评价项目,有位于经过3个特征点的圆的轮廓上的特征点的个数、随着时间流逝的特征点的位置变化、特征点的亮度、该圆的内侧的特征点的个数等。在评价的结果满足了规定条件的情况下,判断为血管壁的位置位于经过选择出的3个特征点的圆的位置来检测血管位置。



1. 一种超声波测定装置,其特征在于,具备:

超声波测定部,其通过对血管发送超声波并从血管接收超声波,来获取包括所述血管的短轴方向剖面的超声波图像;

特征点提取部,其从所述超声波图像提取特征点;

组合选出部,其选出所述特征点的位置成为沿所述血管的短轴方向剖面形状的配置关系的特征点的组合;以及

位置判定部,其使用所述组合来判定所述血管的位置。

2. 根据权利要求1所述的超声波测定装置,其特征在于,

基于所述组合所涉及的所述配置关系来推断与所述血管的短轴方向剖面相当的形状的轮廓位置,基于该轮廓位置和所述特征点计算该轮廓位置表示所述血管的血管壁的位置的概率,来判定所述血管的位置。

3. 根据权利要求2所述的超声波测定装置,其特征在于,

使用成为沿所述轮廓位置的位置的所述特征点的个数来计算第1所述概率。

4. 根据权利要求2所述的超声波测定装置,其特征在于,

使用成为沿所述轮廓位置的位置的所述特征点的位置变化来计算第2所述概率。

5. 根据权利要求2所述的超声波测定装置,其特征在于,

使用成为沿所述轮廓位置的位置的所述特征点的亮度来计算第3所述概率。

6. 根据权利要求2所述的超声波测定装置,其特征在于,

使用位于所述轮廓位置的内侧的所述特征点的个数来计算第4所述概率。

7. 根据权利要求2所述的超声波测定装置,其特征在于,

比较可包含在所述血管的外侧的规定的特征图像和所述超声波图像的所述轮廓位置的外侧图像部分来计算第5所述概率。

8. 根据权利要求1所述的超声波测定装置,其特征在于,

所述位置判定部使用所述组合来判定所述超声波的接收发送所涉及的多条扫描线中的经过所述血管的中心的扫描线。

9. 根据权利要求8所述的超声波测定装置,其特征在于,

所述组合选出部以扫描线为单位来选出所述特征点的组合。

10. 根据权利要求9所述的超声波测定装置,其特征在于,

所述特征点提取部提取前壁以及外壁各自所涉及的外膜位置以及内腔内膜边界位置作为特征点,

所述位置判定部通过规定的评价运算来评价所述组合所包含的各特征点的亮度,将成为最高评价的组合所涉及的扫描线确定为经过所述血管的中心的扫描线。

11. 根据权利要求1所述的超声波测定装置,其特征在于,

所述血管是动脉。

12. 根据权利要求1所述的超声波测定装置,其特征在于,

还具备计测部,该计测部计测由所述位置判定部检测出的血管的规定的血管功能。

13. 一种超声波测定装置,其特征在于,具备:

超声波测定部,其通过对血管发送超声波并从血管接收超声波,来获取包括所述血管的长轴方向剖面的超声波图像;

特征点提取部,其从所述超声波图像提取特征点;

组合选出部,其选出所述特征点的位置成为沿所述血管的长轴方向剖面形状的配置关系的特征点的组合;以及

位置判定部,其使用所述组合来判定所述血管的位置。

14. 根据权利要求 13 所述的超声波测定装置,其特征在于,

基于所述组合所涉及的所述配置关系在所述超声波图像中设定与所述血管的长轴方向剖面形状相当的直线对,基于该直线对和所述特征点来计算该直线对表示所述血管的血管壁的位置的概率,使用该概率和所述组合来判定所述血管的位置。

15. 根据权利要求 14 所述的超声波测定装置,其特征在于,

计算所述概率包括使用成为沿所述直线对的位置的所述特征点的个数来计算第 1 所述概率。

16. 根据权利要求 14 所述的超声波测定装置,其特征在于,

计算所述概率包括使用成为沿所述直线对的位置的所述特征点的位置变化来计算第 2 所述概率。

17. 根据权利要求 14 所述的超声波测定装置,其特征在于,

计算所述概率包括使用成为沿所述直线对的位置的所述特征点的亮度来计算第 3 所述概率。

18. 根据权利要求 14 所述的超声波测定装置,其特征在于,

计算所述概率包括使用位于所述直线对之间的所述特征点的个数来计算第 4 所述概率。

19. 根据权利要求 14 所述的超声波测定装置,其特征在于,

计算所述概率包括比较可包含在所述血管的外侧的规定的特征图像和所述超声波图像的所述直线对的外侧图像部分来计算第 5 所述概率。

20. 根据权利要求 13 所述的超声波测定装置,其特征在于,

所述血管是动脉。

21. 根据权利要求 13 所述的超声波测定装置,其特征在于,

还具备计测部,该计测部计测由所述位置判定部检测出的血管的规定的血管功能。

22. 一种超声波测定方法,使用计算机根据包括血管的短轴方向或者长轴方向的剖面的超声波图像来判定血管位置,其特征在于,包括:

从所述超声波图像提取特征点的步骤;

选出所述特征点的位置成为沿所述血管的短轴方向或者长轴方向的剖面形状的配置关系的特征点的组合的步骤;以及

使用所述组合来判定所述血管的位置的步骤。

超声波测定装置以及超声波测定方法

[0001] 在本申请中包含有 2014 年 4 月 1 日提出的日本专利申请 2014-075750、2014 年 12 月 19 日提出的日本专利申请 2014-257683、以及 2014 年 4 月 7 日提出的日本专利申请 2014-078320 的内容。

技术领域

[0002] 本发明涉及使用超声波来检测血管位置的超声波测定装置。

背景技术

[0003] 作为使用超声波来测定生物体信息的一个例子,进行了包括血管疾病的判断在内的血管功能的评价。例如,血压(血管径的变动)的测定、成为动脉硬化的指标的颈动脉的 IMT(Intima Media Thickness:内膜中膜复合体厚度)的测定、血管壁的硬度的评价等是其代表例。在这样的测定中,首先测定生物体组织内的血管的位置。

[0004] 作为血管位置的确定技术,在日本特开 2009-66268 号公报中公开了一种基于作为颈动脉的短轴方向的剖面图像的 B 模式图像来推断颈动脉的位置、形状并加以模型化的技术。在这样的技术中,着眼于因心脏搏动引起的动脉的运动,按每帧反复进行生成模型的评价函数、进行最优化来推断下一帧的颈动脉的位置、形状并加以模型化的处理。

[0005] 在上述的日本特开 2009-66268 号公报所公开的技术中,由于按每帧反复进行评价函数的生成、最优化、然后模型化,所以存在测定所涉及的运算处理变得复杂,运算量增加这样的问题。另外,在评价动脉血管壁的硬度时,需要检测血管长轴的位置。因此,除了血管的短轴方向的剖面图像之外,在长轴方向的剖面图像中,检测血管的位置也很重要。

发明内容

[0006] 本发明的第 1 方式涉及一种超声波测定装置,具备:超声波测定部,其通过对血管发送超声波并从血管接收超声波,来获取包括上述血管的短轴方向剖面的超声波图像;特征点提取部,其从上述超声波图像提取特征点;组合选出部,其选出上述特征点的位置成为沿上述血管的短轴方向剖面形状的配置关系的特征点的组合;以及位置判定部,其使用上述组合来判定上述血管的位置。

[0007] 本发明的第 2 方式涉及一种超声波测定装置,具备:超声波测定部,其通过对血管发送超声波并从血管接收超声波,来获取包括上述血管的长轴方向剖面的超声波图像;特征点提取部,其从上述超声波图像提取特征点;组合选出部,其选出上述特征点的位置成为沿上述血管的长轴方向剖面形状的配置关系的特征点的组合;以及位置判定部,其使用上述组合来判定上述血管的位置。

[0008] 本发明的第 3 方式涉及一种超声波测定方法,是使用计算机根据包括血管的短轴方向或者长轴方向的剖面的超声波图像来判定血管位置的超声波测定方法,包括:从上述超声波图像提取特征点的步骤;选出上述特征点的位置成为沿上述血管的短轴方向或者长轴方向的剖面形状的配置关系的特征点的组合的步骤;以及使用上述组合来判定上述血管

的位置的步骤。

附图说明

- [0009] 图 1 是第 1 实施方式中的超声波测定装置的系统构成图。
- [0010] 图 2 是第 1 实施方式中的超声波图像中的特征点的检测的说明图。
- [0011] 图 3 是第 1 实施方式中的特征点组的生成的说明图。
- [0012] 图 4 是第 1 实施方式中的关于第 1 评价项目的评价的说明图。
- [0013] 图 5 是第 1 实施方式中的关于第 2 评价项目的评价的说明图。
- [0014] 图 6 是第 1 实施方式中的关于第 3 评价项目的评价的说明图。
- [0015] 图 7 是第 1 实施方式中的 A 模式数据的一个例子。
- [0016] 图 8 是第 1 实施方式中的关于第 4 评价项目的评价的说明图。
- [0017] 图 9 是第 1 实施方式中的关于第 5 评价项目的评价的说明图。
- [0018] 图 10 是第 1 实施方式中的超声波测定装置的功能构成图。
- [0019] 图 11 是第 1 实施方式中的超声波测定装置的存储部的构成图。
- [0020] 图 12 是第 1 实施方式中的超声波测定处理的流程图。
- [0021] 图 13 是表示第 2 实施方式中的超声波测定装置的处理部的构成例的图。
- [0022] 图 14 是表示第 2 实施方式中的超声波测定装置的存储部的构成例的图。
- [0023] 图 15 是表示第 2 实施方式中的血管位置判定处理的流程的流程图。
- [0024] 图 16 是表示第 2 实施方式中的前后壁检测处理的流程的流程图。
- [0025] 图 17(a) ~ 图 17(c) 是对第 2 实施方式中的前后壁检测处理进行说明的图。
- [0026] 图 18(a)、图 18(b) 是对第 2 实施方式中的外膜候补点提取处理进行说明的图。
- [0027] 图 19(a)、图 19(b) 是对第 2 实施方式中的内膜候补点提取处理进行说明的图。
- [0028] 图 20 是表示第 2 实施方式中的中心扫描线判定处理的流程的流程图。
- [0029] 图 21 是表示第 2 实施方式中的血管位置确定处理的流程的流程图。
- [0030] 图 22(a) ~ 图 22(c) 是对第 2 实施方式中的外膜候补点提取处理以及内膜候补点提取处理的变形例进行说明的图。
- [0031] 图 23(a)、图 23(b) 是对第 2 实施方式中的中心扫描线判定处理的变形例进行说明的图。
- [0032] 图 24 是第 3 实施方式中的超声波测定装置的系统构成图。
- [0033] 图 25 是第 3 实施方式中的超声波图像中的特征点的检测的说明图。
- [0034] 图 26 是第 3 实施方式中的特征点组的生成的说明图。
- [0035] 图 27 是第 3 实施方式中的关于第 1 评价项目的评价的说明图。
- [0036] 图 28 是第 3 实施方式中的关于第 2 评价项目的评价的说明图。
- [0037] 图 29 是第 3 实施方式中的关于第 3 评价项目的评价的说明图。
- [0038] 图 30 是第 3 实施方式中的 A 模式数据的一个例子。
- [0039] 图 31 是第 3 实施方式中的关于第 4 评价项目的评价的说明图。
- [0040] 图 32 是第 3 实施方式中的关于第 5 评价项目的评价的说明图。
- [0041] 图 33 是第 3 实施方式中的超声波测定装置的功能构成图。
- [0042] 图 34 是第 3 实施方式中的超声波测定装置的存储部的构成图。

[0043] 图 35 是第 3 实施方式中的超声波测定处理的流程图。

具体实施方式

[0044] 根据本发明,能够提出对成为超声波测定的对象的血管的位置进行检测的新技术。

[0045] 本实施方式涉及一种超声波测定装置,具备:超声波测定部,其通过对血管发送超声波并从血管接收超声波,来获取包括上述血管的短轴方向剖面的超声波图像;特征点提取部,其从上述超声波图像提取特征点;组合选出部,其选出上述特征点的位置成为沿上述血管的短轴方向剖面形状的配置关系的特征点的组合;以及位置判定部,其使用上述组合来判定上述血管的位置。

[0046] 另外,本实施方式涉及一种超声波测定方法,是使用计算机根据包括血管的短轴方向的剖面的超声波图像来判定血管位置的超声波测定方法,包括:从上述超声波图像提取特征点的步骤;选出上述特征点的位置成为沿上述血管的短轴方向的剖面形状的配置关系的特征点的组合的步骤;以及使用上述组合来判定上述血管的位置的步骤。

[0047] 由此,选出超声波图像中的特征点的位置成为沿血管的短轴方向剖面形状的配置关系的特征点的组合,并使用选出的组合来判定血管的位置。在包括血管的短轴方向剖面的超声波图像中,具有特征点多数沿血管的剖面形状的轮廓出现这一特性。由此,能够实现根据超声波图像中的特征点的位置的配置关系来检测血管的位置的新技术。

[0048] 另外,在本实施方式中,也可以构成下述的超声波测定装置:基于上述组合涉及的上述配置关系,推断与上述血管的短轴方向剖面相当的形状的轮廓位置,并基于该轮廓位置和上述特征点计算该轮廓位置表示上述血管的血管壁的位置的概率,来判定上述血管的位置。

[0049] 由此,基于组合所涉及的特征点的位置的配置关系来推断与血管的短轴方向剖面相当的形状的轮廓位置,并使用该轮廓位置表示血管壁的位置的概率来判定出血管的位置。例如,能够着眼于在超声波图像中多数的特征点出现在血管壁的图像部分,来检测血管壁的位置。

[0050] 另外,在本实施方式中,也可以构成下述的超声波测定装置:使用成为沿着上述轮廓位置的位置的上述特征点的个数来计算第 1 上述概率。

[0051] 由此,可使用推断出的成为沿轮廓位置的位置的特征点的个数,来计算出该轮廓位置表示血管壁的第 1 概率。在超声波图像中,多数的特征点出现在血管壁的图像部分。在推断出的轮廓位置与血管壁大致一致的情况与大致不一致的情况下,该轮廓位置的特征点的个数大不相同。因此,能够使用推断出的轮廓位置的特征点数来检测血管位置。

[0052] 另外,在本实施方式中,也可以构成下述的超声波测定装置:使用成为沿上述轮廓位置的位置的上述特征点的位置变化来计算第 2 上述概率。

[0053] 由此,可使用推断出的成为沿轮廓位置的位置的特征点的位置变化,来计算出该轮廓位置表示血管壁的第 2 概率。血管随着心脏搏动周期性反复收缩以及扩张,与此同步,位于血管壁的特征点进行周期性的位置变化,但血管以外的生物体组织几乎不动。即,在推断出的轮廓位置与血管壁大致一致的情况和大致不一致的情况下,组合涉及的特征点的位置变化大不相同。因此,能够使用特征点的位置变化来判定血管位置。

[0054] 另外,在本实施方式中,也可以构成下述的超声波测定装置:使用成为沿上述轮廓位置的位置的上述特征点的亮度来计算第3上述概率。

[0055] 由此,可使用推断出的成为沿轮廓位置的位置的特征点的亮度,来计算出该轮廓位置表示血管壁的第3概率。由于超声波的反射率在血管壁变高,所以在超声波图像中血管壁的位置的亮度成为高亮度。鉴于此,在推断出的轮廓位置与血管壁大致一致的情况和大致不一致的情况下,组合涉及的特征点的亮度大不相同。因此,能够使用特征点的亮度来判定血管位置。

[0056] 另外,在本实施方式中,也可以构成下述的超声波测定装置:使用位于上述轮廓位置的内侧的上述特征点的个数来计算第4上述概率。

[0057] 由此,可使用推断出的位于轮廓位置的内侧的特征点的个数,来计算出该轮廓位置表示血管壁的第4概率。由于在血管的内部,超声波的反射率变得极低,所以在血管的内侧几乎不出现特征点。因此,能够使用推断出的轮廓位置的内侧的特征点的个数来判定血管位置。

[0058] 另外,在本实施方式中,也可以构成下述的超声波测定装置:比较可包含在上述血管的外侧的规定的特征图像和上述超声波图像的上述轮廓位置的外侧图像部分来计算第5上述概率。

[0059] 由此,能够比较超声波图像中的推断出的轮廓位置的外侧图像部分和可包含在血管的外侧的规定的特征图像,来计算出该轮廓位置表示血管壁的第5概率。

[0060] 另外,在本实施方式中,也可以构成下述的超声波测定装置:上述位置判定部使用上述组合来判定上述超声波的接收发送所涉及的多条扫描线中的经过上述血管的中心的扫描线。

[0061] 由此,能够使用选出的特征点的组合,来从超声波的接收发送所涉及的多条扫描线中判定经过血管的中心的扫描线。

[0062] 另外,在本实施方式中,也可以构成下述的超声波测定装置:上述组合选出部以扫描线为单位来选出上述特征点的组合。

[0063] 由此,能够以扫描线为单位来选出判定经过血管的中心的扫描线所使用的特征点的组合。

[0064] 另外,在本实施方式中,也可以构成下述的超声波测定装置:上述特征点提取部提取前壁以及外壁各自涉及的外膜位置以及内腔内膜边界位置作为特征点,上述位置判定部以规定的评价运算来评价包含于上述组合的各特征点的亮度,确定成为最高评价的组合所涉及的扫描线作为经过上述血管的中心的扫描线。

[0065] 由此,能够组合使用血管的前壁以及后壁各自所涉及的外膜位置以及内腔内膜边界位置,并评价其亮度来确定经过血管的中心的扫描线。

[0066] 另外,在本实施方式中,也可以构成下述的超声波测定装置:上述血管是动脉。

[0067] 由此,能够检测动脉的位置。

[0068] 另外,在本实施方式中,也可以构成下述的超声波测定装置:还具备计测部,该计测部计测由上述位置判定部检测出的血管的规定的血管功能。

[0069] 由此,能够自动地发现血管,实现将该血管作为对象来进行血管功能测定的一系列的处理。

[0070] 另外,本实施方式涉及一种超声波测定装置,具备:超声波测定部,其通过对血管发送超声波并从血管接收超声波,来获取包括上述血管的长轴方向剖面的超声波图像;特征点提取部,其从上述超声波图像提取特征点;组合选出部,其选出上述特征点的位置成为沿上述血管的长轴方向剖面形状的配置关系的特征点的组合;以及位置判定部,其使用上述组合来判定上述血管的位置。

[0071] 另外,本实施方式涉及一种超声波测定方法,是使用计算机根据包括血管的长轴方向的剖面的超声波图像来判定血管位置的超声波测定方法,包括:从上述超声波图像提取特征点的步骤;选出上述特征点的位置成为沿上述血管的长轴方向的剖面形状的配置关系的特征点的组合的步骤;以及使用上述组合来判定上述血管的位置的步骤。

[0072] 由此,可选出超声波图像中的特征点的位置成为沿血管的长轴方向剖面形状的配置关系的特征点的组合,并使用选出的组合来判定血管的位置。在包括血管的长轴方向剖面的超声波图像中,有特征点多数出现在血管壁的图像部分这一特性。由此,能够实现根据超声波图像中的特征点的配置关系来检测血管的位置的新技术。当然,也能够根据包括血管的长轴方向剖面的超声波图像来检测血管长轴的位置。

[0073] 另外,在本实施方式中,也可以构成下述的超声波测定装置:基于上述组合涉及的上述配置关系,在上述超声波图像中设定与上述血管的长轴方向剖面形状相当的直线对,基于该直线对和上述特征点来计算该直线对表示上述血管的血管壁的位置的概率,使用该概率和上述组合来判定上述血管的位置。

[0074] 由此,可基于组合所涉及的特征点的配置关系在上述超声波图像中设定与血管的长轴方向剖面形状相当的直线对,并使用该直线对表示血管壁的位置的概率和该组合来判定血管的位置。例如,能够着眼于在超声波图像中多数的特征点出现在血管壁的图像部分,来检测血管壁的位置。

[0075] 另外,在本实施方式中,也可以构成下述的超声波测定装置:计算上述概率包括使用成为沿上述直线对的位置的上述特征点的个数来计算第 1 上述概率。

[0076] 由此,可使用成为沿设定的直线对的位置的特征点的个数,来计算出该直线对表示血管壁的第 1 概率。在超声波图像中,多数的特征点出现在血管壁的图像部分。在所设定的直线对与血管壁大致一致的情况和大致不一致的情况下,沿该直线对的位置的特征点的个数大不相同。因此,能够使用沿直线对的位置的特征点个数来检测血管位置。

[0077] 另外,在本实施方式中,也可以构成下述的超声波测定装置:计算上述概率包括使用成为沿上述直线对的位置的上述特征点的位置变化来计算第 2 上述概率。

[0078] 由此,可使用成为沿所设定的直线对的位置的特征点的位置变化,来计算出该直线对的位置表示血管壁的第 2 概率。血管随着心脏搏动周期性反复收缩以及扩张,与此同步,位于血管壁的特征点进行周期性的位置变化,但血管以外的生物体组织几乎不动。即,在所设定的直线对与血管壁大致一致的情况和大致不一致的情况下,组合涉及的特征点的位置变化大不相同。因此,能够使用特征点的位置变化来检测血管位置。

[0079] 另外,在本实施方式中,也可以构成下述的超声波测定装置:计算上述概率包括使用成为沿上述直线对的位置的上述特征点的亮度来计算第 3 上述概率。

[0080] 由此,可使用成为沿所设定的直线对的位置的特征点的亮度,来计算出该直线对的位置表示血管壁的第 3 概率。由于超声波的反射率在血管壁变高,所以在超声波图像中

血管壁的位置的亮度成为高亮度。鉴于此,在所设定的直线对的位置与血管壁大致一致的情况和大致不一致的情况下,组合涉及的特征点的亮度大不相同。因此,能够使用特征点的亮度来检测血管位置。

[0081] 另外,在本实施方式中,也可以构成下述的超声波测定装置:计算上述概率包括使用位于上述直线对之间的上述特征点的个数来计算第 4 上述概率。

[0082] 由此,作为针对特征点的组合的评价,可使用位于所设定的直线对之间的特征点的个数,来计算出该直线对的位置表示血管壁的第 4 概率。由于在血管的内部,超声波的反射率变得极低,所以特征点几乎不出现。因此,能够使用推断出的直线对之间的特征点的个数来检测血管位置。

[0083] 另外,在本实施方式中,也可以构成下述的超声波测定装置:计算上述概率包括比较可包含在上述血管的外侧的规定的特征图像和上述超声波图像的上述直线对的外侧图像部分来计算第 5 上述概率。

[0084] 由此,能够比较超声波图像中的直线对的外侧图像部分和可包含在血管的外侧的规定的特征图像,来计算出该直线对的位置表示血管壁的第 5 概率。

[0085] 另外,在本实施方式中,也可以构成下述的超声波测定装置:上述血管是动脉。

[0086] 由此,能够检测动脉的位置。

[0087] 另外,在本实施方式中,也可以构成下述的超声波测定装置:还具备计测部,该计测部计测由上述位置判定部检测出的血管的规定的血管功能。

[0088] 由此,能够实现自动地发现血管,并将该血管作为对象来进行血管功能测定的一系列的处理。

[0089] 以下,对于应用了本发明的几个实施方式进行说明。本发明能够应用的方式并不局限于以下的实施方式。

[0090] [第 1 实施方式]

[0091] [系统构成]

[0092] 图 1 是表示第 1 实施方式中的超声波测定装置 1010 的构成例的图。超声波测定装置 1010 是使用超声波来测定被检测者的生物体信息的装置。在本实施方式中,将测定对象的血管设为颈动脉,作为生物体信息,测定 IMT(Intima Media Thickness:血管的内膜中膜复合体厚度)这样的血管功能信息。当然,除了 IMT 以外,也可以测定血管径、根据血管径测定血压这样的测定其它的血管功能信息。另外,也可以将测定对象的血管设为桡骨动脉等其他的动脉。

[0093] 超声波测定装置 1010 具备触摸面板 1012、键盘 1014、超声波探头 1016、以及主体装置 1020。在主体装置 1020 搭载有控制基板 1022,并与触摸面板 1012、键盘 1014、超声波探头 1016 等各部连接成可接收发送信号。

[0094] 在控制基板 1022,除了 CPU(Central Processing Unit:中央处理单元)1024、ASIC(Application Specific Integrated Circuit:可编程专用集成电路)、各种集成电路以外,还搭载有由 IC 存储器、硬盘构成的存储介质 1026、以及实现与外部装置的数据通信的通信 IC1028。主体装置 1020 通过 CPU1024 等执行存储于存储介质 1026 的控制程序,来实现以超声波测定为代表的本实施方式涉及的各种功能。

[0095] 具体而言,主体装置 1020 从超声波探头 1016 朝向被检测者 1002 的生物体内组织

发送、照射超声波束,并接收反射波。然后,通过对反射波的接收信号进行放大、信号处理,能够生成被检测者 1002 的生物体内构造所涉及的测定数据。测定数据中包含所谓的 A 模式、B 模式、M 模式、彩色多普勒各模式的图像。使用了超声波的测定按照规定周期被反复执行。将测定单位称为“帧”。

[0096] 超声波探头 1016 通过排列多个超声波振子而构成。在本实施方式中,将排列数设为一列,但也可以作为多列而成为面状的排列构成。而且,以来自各超声波振子的超声波沿被检者 1002 的颈动脉(血管)1004 的短轴方向横穿的相对姿势将超声波探头 1016 固定于被检者 1002 的颈部,进行血管功能信息的测定。

[0097] [原理]

[0098] 在测定血管功能信息时,首先进行血管位置的检测。具体而言,如图 2 所示,提取 B 模式图像中的特征点(图 2 中的虚线圆圈的中心位置)。此外,为了容易理解,在图 2 以后的各附图中,减少特征点的个数来进行了表示,但实际上提取了图示以上的更多的特征点。另外,在图 2 中,以虚线明示了血管 1004 的轮廓。图 2 所示的 B 模式图像是血管的短轴方向的剖视图,X 轴是沿生物体表面的方向,Y 轴是距离生物体表面的深度方向。如图 2 所示,血管 1004 的短轴方向的剖面形状为大致圆形状。另外,在 B 模式图像中,特征点除了血管壁(详细而言为中膜外膜边界、内腔内膜边界)以外,还大量出现在筋、腱、脂肪等产生亮度变化的部分。超声波的反射率在媒介的变化位置变高,在 B 模式图像中,反射率高的位置被表示为高亮度。因此,血管壁、筋、腱、脂肪等由于媒介与周围组织不同,所以产生亮度变化,被作为特征点提取。在本实施方式中,使用特征点的位置关系来检测血管位置为特征之一。

[0099] 如图 3 所示,从 B 模式图像中的提取出的特征点中选择 3 个特征点(图 3 中的实线白色圆圈的中心位置),生成作为这 3 个特征点的组合的特征点组。此时,作为特征点组的 3 个特征点可以随机选择,或者,也可以按照彼此的距离为不脱离沿血管壁的配置关系的规定距离以下的方式选择。

[0100] 接着,对于生成的特征点组,求出经过各特征点的圆。即,将 3 个特征点各自的位置坐标 $p11(x11, y11)$ 、 $p12(x12, y12)$ 、 $p13(x13, y13)$ 代入到由公式(1)给出的圆的一般式来生成三元线性方程组,通过解该方程组,来求出对经过这 3 个特征点 $p11$ 、 $p12$ 、 $p13$ 的圆进行定义的参数 l 、 m 、 n ,推断该圆的轮廓位置。

[0101] 【公式 1】

$$[0102] \quad \left(x + \frac{l}{2}\right)^2 + \left(y + \frac{m}{2}\right)^2 = \frac{l^2 + m^2 - 4n}{4} \quad \dots (1)$$

[0103] 即,构成特征点组的 3 个特征点的位置可以说成沿与血管的短轴剖面相当的形状即圆 1050(图 3 中的单点划线的圆)的轮廓的配置关系。这样,以下将由构成特征点组的 3 个特征点 $p11$ 、 $p12$ 、 $p13$ 规定轮廓位置的圆 1050 称为假想圆 1050。

[0104] 而且,以对应的假想圆 1050 的轮廓是否能视为血管壁的位置这一基准来评价特征点组。具体而言,如公式(2)所示,利用系数 a_i 对多个评价项目各自涉及的评价值 h_i 进行加权并相加,来计算综合评价值 F 。

[0105] 【公式 2】

$$[0106] \quad F = \sum_i (a_i \times f_i) \quad \dots (2)$$

[0107] 各评价项目的评价值 f_i 相当于假想圆 1050 的轮廓成为血管壁的位置的概率（也可说为准确率），即，规定为假想圆 1050 能视为血管壁的可能性越高，则为越大的值。而且，根据综合评价值 F 来判定特征点组的假想圆 1050 是否能视为血管壁，并确定血管位置。此时，能够通过加权系数 a_i ，对重点判定哪个评价项目进行设定变更。

[0108] 在第 1 实施方式中，对于 5 个评价项目（第 1～第 5 评价项目）进行评价。第 1 个评价项目（第 1 评价项目）是“位于特征点组所构成的假想圆 1050 的轮廓上的特征点的个数”。图 4 是对第 1 实施方式中的关于第 1 评价项目的评价进行说明的图。图 4 的上侧表示 B 模式图像中的假想圆 1050、特征点的概略配置，图 4 的下侧表示成为评价基准的特征点的个数的概率密度函数 $h_{11}(j)$ 。变量 j 是特征点的个数。

[0109] 如图 4 所示，选择位于距离由单点划线表示的假想圆 1050 的轮廓的距离为规定的近距离以下的位置的特征点作为假想圆 1050 的轮廓上的特征点 q 。这里选择的特征点 q 中不包括构成特征点组的特征点 p_{11} 、 p_{12} 、 p_{13} 。然后，将根据选择出的特征点 q 的个数 j 从概率密度函数 $h_{11}(j)$ 求出的概率密度作为第 1 评价项目的评价值 f_{11} 。

[0110] 图 4 所示的概率密度函数 $h_{11}(j)$ 通过针对预先获取到的包括想要检测的血管（例如，颈动脉）的多数的 B 模式图像，对位于该血管的血管壁的特征点的个数进行计数来定义。如上所述，多数的特征点存在于血管壁的位置，该特征点的个数如概率密度函数 $h_{11}(j)$ 所示那样具有集中为规定数量的趋势。

[0111] 第 2 个评价项目（第 2 评价项目）是“位于由特征点组构成的假想圆 1050 的轮廓上的特征点的位移速度”。位移速度是单位时间的位置的变化情况，是速度的大小（绝对值）。图 5 是对第 1 实施方式中的第 2 评价项目的评价进行说明的图。图 5 的上侧表示 B 模式图像中的假想圆、特征点的概略配置，图 5 的下侧表示成为评价基准的特征点的平均位移速度的概率密度函数 $h_{12}(v_a)$ 。变量 v_a 是平均速度。

[0112] 如图 5 所示，求出假想圆 1050 的轮廓上的特征点 q 各自的位移速度，并求出对这些位移速度进行了平均而得到的平均速度 v_a 。各特征点 q 的位移速度例如通过利用了空间亮度梯度的梯度法、或者将包括该特征点的规定尺寸的图像块作为模板的块匹配法等求出该特征点 q 的速度向量 v ，并在规定期间（心搏周期的一次跳动期间以上。数秒左右）内对该速度向量 v 的大小进行平均来计算。然后，将根据求出的平均速度 v_a 从图 5 的概率密度函数 $h_{12}(v_a)$ 求出的概率密度作为第 2 评价项目的评价值 f_{12} 。

[0113] 图 5 所示的概率密度函数 $h_{12}(v_a)$ 通过针对预先获取到的包括想要检测的血管（例如，颈动脉）的多数的 B 模式图像，求出位于该血管的血管壁的各特征点的平均速度来定义。血管与心脏的搏动一致地大致各向同性地反复收缩以及扩张。即，位于血管壁的特征点的位移速度的大小以心搏期间为单位周期性变化，但是若取一个心搏期间的平均，则无论是哪个心搏期间都几乎恒定。因此，一个心搏期间的位移速度的大小的平均值如概率密度函数 $h_{12}(v_a)$ 所示具有集中为规定的值的趋势。

[0114] 此外，作为各特征点的位移速度，也可以使用深度方向的速度分量（即，速度向量 v 的深度方向的分量）。另外，也可以不是位移速度而作为加速度。

[0115] 第 3 个评价项目（第 3 评价项目）是“位于由特征点组构成的假想圆 1050 的轮廓上的特征点的亮度”。图 6 是对第 1 实施方式中的第 3 评价项目的评价进行说明的图。图 6 的上侧表示 B 模式图像中的假想圆 1050、特征点的概略配置，图 6 的下侧表示成为评价基

准的亮度的概率密度函数 $h13(La)$ 。变量 La 是平均亮度。

[0116] 如图 6 所示, 求出对特征点 q 各自的亮度 L 进行了平均而得到的平均亮度 La 。而且, 将根据求出的平均亮度 La 从概率密度函数 $h13(La)$ 求出的概率密度作为第 3 评价项目的评价值 $f13$ 。

[0117] 图 6 所示的概率密度函数 $h13(La)$ 通过针对预先获取到的包括想要检测的血管(例如, 颈动脉)的多数的 B 模式图像, 求出位于该血管的血管壁的特征点的亮度的平均值来定义。如上所述, 多数的特征点存在于血管壁, 该特征点的平均亮度如概率密度函数 $h13(La)$ 所示具有集中为相对较高亮度的规定亮度的趋势。

[0118] 此外, 也可以不是特征点的亮度本身, 而作为“亮度的斜率”。即, 如图 7 所示, 在 A 模式数据(深度信号强度图)中, 在血管壁的深度位置信号强度(即亮度)大幅变化。由此, 作为位于假想圆 1050 的轮廓上的特征点 q 的亮度的斜率, 能够求出 A 模式数据中的该特征点 q 的深度位置处的斜率(沿深度方向观察时的信号强度的变化), 并根据这些亮度的斜率的平均值求出概率密度, 作为第 3 评价项目的评价值。另外, 作为特征点 q 的亮度的斜率, 也可以是 B 模式图像中的该特征点 q 的亮度和与该特征点 q 在深度方向相邻的像素的亮度之差。

[0119] 第 4 个评价项目(第 4 评价项目)是“特征点组的假想圆 1050 的内侧的特征点的个数”。图 8 是对第 1 实施方式中的第 4 评价项目的评价进行说明的图。图 8 的上侧表示 B 模式图像, 图 8 的下侧表示成为评价基准的特征点个数的概率密度函数 $h14(k)$ 。变量 k 是特征点的个数。

[0120] 如图 8 所示, 选择位于假想圆 1050 的内侧的特征点 r 。这里选择的特征点 r 中不包括构成特征点组的特征点 $p11$ 、 $p12$ 、 $p13$ 、以及在第 1 评价项目中成为评价对象的假想圆的轮廓上的特征点 q 。然后, 将根据选择出的特征点 r 的数 k 从概率密度函数 $h14(k)$ 求出的概率密度作为第 4 评价项目的评价值 $f14$ 。

[0121] 图 8 所示的概率密度函数 $h14(k)$ 通过针对预先获取到的包括想要检测的血管(例如, 颈动脉)的多数的 B 模式图像, 对该血管内部(血管壁的内侧)的特征点的个数进行计数来定义。血管壁中的超声波的反射率高, 但是血管内部的血液中的反射率极低, 几乎不反射地透过。即, 血管内部的特征点的个数具有集中为规定数量(接近零的值)的趋势。

[0122] 第 5 个评价项目(第 5 评价项目)是“假想圆的外部图像的特征量”。图 9 是对第 1 实施方式中的第 5 评价项目的评价进行说明的图。在第 5 评价项目的评价中, 如图 9 的上侧所示, 从 B 模式图像提取以假想圆 1050 为中心的规定范围的部分图像 1052 作为评价对象图像, 进行该评价对象图像与预先准备的特征图像 1054 的特征量比较处理, 来计算两者的图像的近似度。将该近似度作为第 5 评价项目的评价值 $f15$ 。

[0123] 更具体而言, 部分图像 1052 是从 B 模式图像提取出将假想圆 1050 作为规定位置(例如中心)且基于假想圆 1050 的尺寸的规定范围(例如纵向为假想圆 1050 的直径的 1.5 倍, 横向为 2 倍的矩形范围)的图像。特征图像 1054 在中心具有白色的圆, 该圆相对于整个特征图像 1054 的相对位置以及相对尺寸和部分图像 1052 与假想圆 1050 的关系相同。

[0124] 特征图像 1054 是想要检测的血管(例如, 颈动脉)的周围的 B 模式图像。因为筋纤维、淋巴节群作为周边组织能够存在于血管的周围, 所以在特征图像 1054 中包含有这些周边组织的图案分量。在特征量比较处理中, 从部分图像 1052 裁选(trimming)假想圆

1050 的外部（除去假想圆 1050 的内部）并与特征图像 1054 进行比较运算来计算近似度。近似度的计算例如能够通过比较图像中的特征点的配置关系、亮度的分布、图像的纹理信息等所谓的图案匹配法等来求出近似度。

[0125] [功能构成]

[0126] 图 10 是第 1 实施方式中的超声波测定装置 1010 的功能构成图。如图 1、10 所示，超声波测定装置 1010 具备主体装置 1020 以及超声波探头 1016。主体装置 1020 具备操作输入部 1110、显示部 1120、声音输出部 1130、通信部 1140、处理部 1200、以及存储部 1300 而构成。

[0127] 操作输入部 1110 由按钮开关、触摸面板、各种传感器等输入装置实现，将与被进行的操作对应的操作信号输出至处理部 1200。在图 1 中，触摸面板 1012、键盘 1014 相当于操作输入部 1110。

[0128] 显示部 1120 由 LCD(Liquid Crystal Display：液晶显示)等显示装置实现，进行基于来自处理部 1200 的显示信号的各种显示。在图 1 中，触摸面板 1012 相当于显示部 1120。

[0129] 声音输出部 1130 由扬声器等声音输出装置实现，进行基于来自处理部 1200 的声音信号的各种声音输出。

[0130] 通信部 1140 由无线 LAN(Local Area Network：局域网)或 Bluetooth(注册商标)等无线通信装置、调制解调器、有线用的通信线缆的插口、控制电路等通信装置实现，与所给的通信线路连接来进行与外部装置的通信。在图 1 中，安装于控制基板 1022 的通信 IC1028 相当于通信部 1140。

[0131] 处理部 1200 由 CPU(Central Processing Unit)或 GPU(Graphics Processing Unit：图形处理单元)等微处理器、ASIC(专用集成电路：Application Specific Integrated Circuit)、IC(Integrated Circuit：集成电路)存储器等电子部件实现，基于存储于存储部 1300 的程序、数据、来自操作输入部 1110 的操作信号等执行各种运算处理，来控制超声波测定装置 1010 的动作。另外，处理部 1200 具有超声波测定控制部 1210、测定数据生成部 1220、血管位置检测部 1230、以及血管功能测定部 1250。

[0132] 超声波测定控制部 1210 控制超声波探头 1016 中的超声波的接收发送。具体而言，使超声波在规定周期的发送定时从超声波探头 1016 发送。另外，进行在超声波探头 1016 中接收到的超声波的反射波的信号的放大等。

[0133] 测定数据生成部 1220 根据超声波探头 1016 的反射波的接收信号，生成包括 A 模式、B 模式、M 模式等各模式的图像数据的测定数据。

[0134] 血管位置检测部 1230 具有特征点检测部 1231、特征点组生成部 1232、速度向量计算部 1233、轮廓位置计算部 1234、评价部 1235、以及血管位置判定部 1241，基于由测定数据生成部 1220 生成的测定数据进行血管位置的检测。

[0135] 特征点检测部 1231 检测 B 模式图像中的特征点。特征点的检测基于该像素的亮度、该像素与该像素的周边像素的亮度差等，来检测满足规定条件的像素作为特征点。

[0136] 特征点组生成部 1232 生成由从检测出的特征点中选择出的 3 个特征点构成的特征点组。

[0137] 速度向量计算部 1233 比较时间上相邻的 B 模式图像，基于特征点的移动量和帧速

率,来计算特征点各自的速度向量(速度的大小和方向)。

[0138] 轮廓位置计算部 1234 计算经过构成特征点组的 3 个特征点的圆(假想圆)的定义式(1)。具体而言,通过求出定义式(1)中的参数 l 、 m 、 n ,来计算该圆的轮廓位置。

[0139] 评价部 1235 具有轮廓上特征点数评价部 1236、位置变化评价部 1237、亮度评价部 1238、轮廓内特征点数评价部 1239、以及特征量评价部 1240,以与特征点组对应的假想圆的位置是否能视为血管壁的位置的基准评价。具体而言,如上式(2)所示,通过对于多个评价项目分别求出的项目评价值 f_i 乘以规定的加权系数 a_i 并相加,来计算综合评价值 F 。

[0140] 轮廓上特征点数评价部 1236 进行基于第 1 评价项目即“位于假想圆的轮廓上的特征点的个数”的评价。即,求出 B 模式图像中的位于假想圆 1050 的轮廓上的特征点 q 的个数 j ,将根据求出的特征点数 j 从概率密度函数 $h_{11}(j)$ 求出的概率密度作为第 1 评价项目的评价值 f_{11} (参照图 4)。

[0141] 位置变化评价部 1237 进行基于第 2 评价项目即“假想圆的轮廓上的特征点的位置变化”的评价。即,针对 B 模式图像中的位于假想圆 1050 的轮廓上的各个特征点 q ,将规定期间(心搏周期的一次心搏期间以上。数秒左右)内的位移速度(单位时间的位置变化)的平均作为该特征点的位移速度 v_i ,求出对各个特征点 q 的位移速度 v_i 进行了平均而得到的平均速度 v_a 。然后,将根据求出的平均速度 v_a 从概率密度函数 $h_{12}(v_a)$ 求出的概率密度作为第 2 评价项目的评价值 f_{12} (参照图 5)。

[0142] 亮度评价部 1238 进行基于第 3 评价项目即“轮廓上的特征点的亮度”的评价。即,求出 B 模式图像中的位于假想圆 1050 的轮廓上的特征点 q 各自的亮度 L 的平均值,将根据求出的平均亮度 L_a 从概率密度函数 $h_{13}(L_a)$ 求出的概率密度作为第 3 评价项目的评价值 f_{13} (参照图 6)。

[0143] 轮廓内特征点数评价部 1239 进行基于第 4 评价项目即“轮廓内的特征点的个数”的评价。即,求出 B 模式图像中的位于假想圆 1050 的内侧的特征点 r 的个数 k ,将根据求出的特征点数 k 从概率密度函数 $h_{14}(k)$ 求出的概率密度作为第 4 评价项目的评价值 f_{14} (参照图 8)。

[0144] 特征量评价部 1240 进行基于第 5 评价项目即“假想圆的外部图像的特征量”的评价。即,通过将 B 模式图像中的假想圆 1050 的周围的部分图像 1052 与预先准备的特征图像 1054 比较来计算两者的图像的近似度,将计算出的近似度作为第 5 评价项目的评价值 f_{15} (参照图 9)。

[0145] 血管位置判定部 1241 使用评价部 1235 针对特征点组的评价结果来判定血管位置。具体而言,判定为在由综合评价值 F 最大的特征点组构成的假想圆的轮廓位置存在血管壁,求出该假想圆的中心 C 以及半径 R ,决定为血管位置。此外,此时为了更高精度地判定血管位置,也可以重新选择 B 模式图像中的假想圆的轮廓上的特征点,根据重新选择出的特征点,例如通过最小二乘法来重新计算轮廓位置,并基于重新计算出的轮廓位来决定中心 C 以及半径 R 。

[0146] 血管功能测定部 1250 进行所给的血管功能信息的测定。具体而言,进行如下的血管功能信息的测定:测定根据检测出的血管位置确定出的血管的血管径、IMT 等,或者通过跟踪血管前壁以及血管后壁来从血管径变动推断运算血压,或者计算出脉搏数。

[0147] 存储部 1300 由 ROM、RAM、硬盘等存储装置实现,存储处理部 1200 用于统一控制超

声波测定装置 1010 的程序、数据等,并且,作为处理部 1200 的作业区域而使用,暂时储存处理部 1200 执行的运算结果、来自操作输入部 1110 的操作数据等。在图 1 中,安装于控制基板 1022 的存储介质 1026 相当于存储部 1300。在本实施方式中,如图 11 所示,存储部 1300 中存储有超声波测定程序 1310、B 模式图像数据 1320、特征点数据 1330、特征点组数据 1340、评价基准数据 1350、以及血管位置数据 1360。

[0148] B 模式图像数据 1320 将按每个测定帧生成的 B 模式图像与帧 ID 建立关联地储存。

[0149] 特征点数据 1330 按每个检测出的特征点生成,储存有各帧中的 B 模式图像中的位置坐标和速度向量。

[0150] 特征点组数据 1340 按每个特征点组生成,储存有构成该特征点组的 3 个特征点各自的位置坐标的列表 1341、经过这 3 个特征点的假想圆的轮廓位置 1342、以及该特征点的评价所使用的评价用数据 1343。轮廓位置 1342 储存有定义假想圆的公式 (1) 中的参数 l 、 m 、 n 。评价用数据 1343 储存有多个评价项目各自的评价对象数据以及评价值、和综合评价值。

[0151] 评价基准数据 1350 储存有多个评价项目各自的评价基准 (概率密度函数 $h11 \sim h15$ 、特征图像 1054 等)、和加权系数 $a11 \sim a15$ 。

[0152] 血管位置数据 1360 是检测出的血管位置的数据,例如,储存有血管的短轴剖面的中心 C 的位置坐标、半径 R 等。

[0153] [处理的流程]

[0154] 图 12 是对第 1 实施方式中的超声波测定处理的流程进行说明的流程图。该处理通过处理部 1200 执行超声波测定程序 1310 来实现。

[0155] 处理部 1200 首先开始通过超声波探头 1016 进行的超声波测定 (步骤 S1001)。接下来,测定数据生成部 1220 根据超声波探头 1016 对超声波反射波的接收信号,生成 B 模式图像 (步骤 S1003)。接着,特征点检测部 1231 从 B 模式图像中检测特征点 (步骤 S1005)。然后,速度向量计算部 1233 计算检测出的特征点各自的速度向量 (步骤 S1007)。

[0156] 之后,将循环 A 的处理反复进行规定次数。在循环 A 中,特征点组生成部 1232 从根据 B 模式图像检测出的特征点中选择 3 个特征点,生成由选择出的 3 个特征点构成的特征点组 (步骤 S1009)。接下来,轮廓位置计算部 1234 计算出经过构成所生成的特征点组的 3 个特征点的圆 (假想圆) 的参数,并计算出该圆的轮廓位置 (步骤 S1011)。

[0157] 接着,评价部 1235 计算出该特征点组的综合评价值 F (步骤 S1013)。在综合评价值 F 的计算中,轮廓上特征点数评价部 1236 求出 B 模式图像中的位于假想圆的轮廓上的特征点的个数 j ,将根据求出的特征点个数 j 从概率密度函数 $h11(j)$ 求出的概率密度作为第 1 评价项目的评价值 $f11$ 。另外,位置变化评价部 1237 求出对 B 模式图像中的位于假想圆的轮廓上的特征点 q 各自的位移速度 v_i 进行了平均而得到的平均速度 v_a ,将根据求出的平均速度 v_a 从概率密度函数 $h12(v_a)$ 求出的概率密度作为第 2 评价项目的评价值 $f12$ 。另外,亮度评价部 1238 求出 B 模式图像中的位于假想圆 1050 的轮廓上的特征点 q 各自的亮度 L 的平均值,将根据求出的平均亮度 L_a 从概率密度函数 $h13(L_a)$ 求出的概率密度作为第 3 评价项目的评价值 $f13$ 。另外,轮廓内特征点数评价部 1239 求出 B 模式图像中的位于假想圆 1050 的内侧的特征点 r 的个数 k ,将根据求出的特征点个数 k 从概率密度函数 $h14(k)$ 求出的概率密度作为第 4 评价项目的评价值 $f14$ 。另外,特征量评价部 1240 通过将 B 模式图像

中的假想圆 1050 的周围的部分图像 1052 与特征图像 1054 比较来计算两者的图像的近似度,将计算出的近似度作为第 5 评价项目的评价值 f_{15} 。然后,评价部 1235 通过对计算出的评价项目各自的评价值 $f_{11} \sim f_{15}$ 乘以规定的加权系数 $a_{11} \sim a_{15}$ 并相加,来计算综合评价值 F 。循环 A 被这样进行。

[0158] 若规定次数的循环 A 的处理结束,则血管位置判定部 1241 从所有的特征点组中判定综合评价值 F 最大的特征点组(步骤 S1015)。接下来,重新选择位于由判定出的特征点组构成的假想圆的轮廓上的特征点(步骤 S1017),通过使用了重新选择出的特征点的位置的最小二乘法来重新计算圆的参数,并重新计算该圆的轮廓位置(步骤 S1019)。然后,根据重新计算出的轮廓位置来决定圆的中心 C 以及半径 R ,作为血管位置(步骤 S1021)。

[0159] 之后,血管功能测定部 1250 进行使用了超声波探头 1016 对超声波的接收发送结果的所给的血管功能信息的测定,进行测定血管的存储、显示(步骤 S1023)。若进行了以上的处理,则超声波测定处理结束。

[0160] [作用效果]

[0161] 根据第 1 实施方式,选出超声波图像中的特征点的位置成为沿血管的短轴方向剖面形状的配置关系的特征点的组合,使用选出的组合的评价结果来判定出血管的位置。在包括血管的短轴方向剖面的超声波图像中,有特征点大多沿血管的剖面形状的轮廓出现这一特性。由此,能够实现根据超声波图像中的特征点的位置的配置关系来检测血管的位置的新技术。

[0162] 此外,在第 1 实施方式中,由 3 个特征点构成特征点组,但是也可以由 4 个以上的特征点构成特征点组。

[0163] 另外,列举 5 个评价项目作为评价特征点组的评价项目进行了说明,但无需使用所有的评价项目来决定综合评价值 F 。也可以使用 5 个评价项目中的选择出的 1 个以上评价项目,来决定综合评价值 F 。另外,也可以使用其它的评价项目。

[0164] (第 2 实施方式)

[0165] 接下来,对第 2 实施方式进行说明。其中,在第 2 实施方式中,几个构成与第 1 实施方式共通。因此,在第 2 实施方式的说明中,对与第 1 实施方式相同的构成标注相同的符号并省略或者简略说明。

[0166] [功能构成]

[0167] 图 13 是表示第 2 实施方式中的超声波测定装置的处理部 1200a 的构成例的图,图 14 是表示存储部 1300a 的构成例的图。第 2 实施方式的超声波测定装置能够由在图 10 所示的第 1 实施方式的超声波测定装置 10 中将处理部 1200 置换为图 13 的处理部 1200a,并将存储部 1300 置换为图 14 的存储部 1300a 的构成来实现。

[0168] 如图 13 所示,处理部 1200a 具有超声波测定控制部 1210、测定数据生成部 1220、血管位置检测部 1230a、以及血管功能测定部 1250。而且,在血管位置检测部 1230a 中,血管位置判定部 1400 具有判定区域设定部 1410、前后壁检测部 1420、膜候补点提取部 1430、中心扫描线判定部 1440、以及血管位置决定部 1450。

[0169] 判定区域设定部 1410 使用评价部 1235 的评价结果来求出 B 模式图像中的血管的轮廓位置,基于求出的轮廓位置来设定血管位置的判定区域。

[0170] 前后壁检测部 1420 在判定区域中检测血管的前壁以及后壁的 Y 方向(从生物体

表面起的深度方向)的位置。

[0171] 膜候补点提取部 1430 基于前壁以及后壁的 Y 位置来提取外膜的膜候补点(前壁外膜候补点以及后壁外膜候补点)和内腔内膜边界的膜候补点(前壁内膜候补点以及后壁内膜候补点)分别作为特征点。

[0172] 中心扫描线判定部 1440 组合使用膜候补点,来判定超声波探头 1016 的接收发送所涉及的多条扫描线中的经过血管的中心的扫描线(以下,称为“中心扫描线”)。该中心扫描线判定部 1440 按组合了膜候补点的每个膜候补点组,以规定的评价运算来评价该膜候补点组所包含的膜候补点的亮度。而且,将成为最高评价的膜候补点组(以下,称为“最高评价膜评价点组”)所涉及的扫描线确定为中心扫描线。

[0173] 这里,扫描线与 B 模式图像(在本实施方式中是在 B 模式图像中设定的判定区域)的像素的 Y 方向的各列对应,通过对判定区域的 X 方向的位置分配的扫描线编号来识别。

[0174] 血管位置决定部 1450 根据中心扫描线,使用最高评价膜候补点组将血管的中心以及半径(或者直径)决定为血管位置。

[0175] 另外,存储部 1300a 中存储有超声波测定程序 1510、B 模式图像数据 1320、特征点数据 1330、特征点组数据 1340、评价基准数据 1350、判定区域数据 1610、前后壁 Y 位置 1620、膜候补点列表 1630、膜候补点组数据 1640、以及血管位置数据 1650。

[0176] 超声波测定程序 1510 包括用于执行血管位置判定处理(参照图 15)的血管位置判定程序 1511。

[0177] 判定区域数据 1610 储存有在 B 模式图像中设定的判定区域的设定范围。前后壁 Y 位置 1620 储存有在判定区域中检测出的前壁以及后壁的 Y 位置。膜候补点列表 1630 储存有在判定区域中提取出的各膜候补点的位置坐标(X,Y)。膜候补点组数据 1640 按每个膜候补点组生成,储存有对该膜候补点组所包含的膜候补点分配的膜候补点编号的列表 1641、和关于该膜候补点组的每条扫描线的评价值 1642。

[0178] [处理的流程]

[0179] 图 15 是表示第 2 实施方式中的血管位置判定处理的流程的流程图。在第 2 实施方式中,在图 12 所示的第 1 实施方式的超声波测定处理中,血管位置判定部 1400 代替步骤 S1021 的处理而进行图 15 所示的血管位置判定处理。该处理通过血管位置判定部 1400 执行血管位置判定程序 1511 来实现。

[0180] 首先,判定区域设定部 1410 以包括在前段的图 12 的步骤 S1019 中得到的轮廓位置的中心的方式,在 B 模式图像中设定沿 Y 方向的短栅状的判定区域(步骤 S2101)。

[0181] 接着,前后壁检测部 1420 使用在步骤 S2101 中设定的判定区域的例如 B 模式图像数据,检测判定区域中的血管的前壁以及后壁的 Y 位置(步骤 S2103:前后壁检测处理)。图 16 是表示第 2 实施方式中的前后壁检测处理的流程的流程图。另外,图 17(a)~图 17(c)是对第 2 实施方式中的前后壁检测处理进行说明的图。

[0182] 前后壁检测部 1420 首先在 Y 方向的位置沿 X 方向(沿生物体表面的方向)累计判定区域的亮度来生成直方图(步骤 S2201)。图 17(a)的右图是表示直方图 G1 的一个例子的图,将判定区域 A101 的 B 模式图像排列表示为左图。图 17(a)的上侧是表层侧(接触超声波探头 1016 的生物体表面侧),分别用虚线包围来示出判定区域 A101 中的血管的前壁部分 A111 以及后壁部分 A113。这里,在前段的处理(图 15 的步骤 S2101)中设定的判定

区域 A101 的 X 方向的宽度也可以适当地设定,但是在图 17(a) 中,将 X 方向的像素数(扫描线数)表示为“15”,图 17(a) 的判定区域 A101 由被分配了“1”~“15”的扫描线编号的 15 根扫描线构成。如该判定区域 A101 的直方图 G1 所示,通过沿 X 方向累计亮度,该累计值在超声波的反射率高且为高亮度的前壁 A111 以及后壁 A113 的 Y 位置成为较大的值。

[0183] 接下来,前后壁检测部 1420 从在步骤 S2201 中生成的直方图搜索累计值的峰值,提取其 Y 位置作为峰值位置(步骤 S2203)。图 17(b) 是表示从该图(a) 的直方图提取出的多个峰值位置 P111 ~ P117 的图。对于这里的处理,例如能够使用根据前后的 Y 位置处的与累计值的大小关系来提取累计值的变化为凸形状的 Y 位置的方法。具体而言,提取该累计值与紧接其之前的 Y 位置处的累计值相比较、并且与紧接其之后的 Y 位置处的累计值相比也较大的 Y 位置作为峰值位置。或者,也可以使用提取出进行一次微分而符号的正负发生变化的 Y 位置作为峰值位置的方法。

[0184] 接下来,前后壁检测部 1420 将在步骤 S2203 中提取到的峰值位置每 2 个进行组合,逐渐评价组合后的 2 个峰值位置是血管的前壁以及后壁的妥当性(步骤 S2205)。组合通过从最深部的峰值位置开始依次(在图 17(b) 的例子中从峰值位置 P111 开始依次)与其他的峰值位置分别成对来生成。从最深部起逐渐进行评价是因为在表层侧存在筋纤维、周边组织等,由于若它们存在则亮度变大,所以为了不将该峰值位置误检测为前后壁。由此,能够防止血管的前后壁的误检测。

[0185] 然后,前后壁检测部 1420 将组合后的 2 个峰值位置间的距离与测定对象血管的平均的直径(在本实施方式中为颈动脉的平均直径值)对照,评价该组合的各峰值位置作为血管的前壁以及后壁是否妥当。在峰值位置间的间隔与相对照的平均直径值大不相同的情况下,可评价为它们不是相当于前壁以及后壁的组合。并且,前后壁检测部 1420 进行在组合后的 2 个峰值位置之间是否存在其它的峰值位置的评价。在前壁与后壁之间流动血液,难以产生亮度较大的振幅。因此,其间存在其它的峰值位置的组合可评价为不相当于前壁以及后壁。如果评价为组合后的 2 个峰值位置不相当于前壁以及后壁,则移向下个组合的评价。

[0186] 然后,前后壁检测部 1420 通过如上述那样逐渐从最深部开始依次评价 2 个峰值位置的组合,来决定相当于前壁以及后壁的峰值位置(步骤 S2207)。例如,在如图 17(c) 的例子那样,评价为从图 17(b) 所示的峰值位置 P111 ~ P117 中组合了的 2 个峰值位置 P113、P114 相当于前壁以及后壁的情况下,峰值位置 P114 被检测决定为前壁的 Y 位置,峰值位置 P113 被检测决定为后壁的 Y 位置。

[0187] 此外,也可以在步骤 S2205 中的评价之前,进行将在步骤 S2203 中提取出的各峰值位置按照累计值的降顺重新排列的处理,从累计值较大的峰值位置按顺序组合 2 个峰值位置来进行前后壁的妥当性评价。这是因为在峰值位置中累计值较大的位置相当于血管的前壁以及后壁的可能性高。

[0188] 返回到图 15。接着,膜候补点提取部 1430 进行外膜候补点提取处理,提取前壁外膜候补点以及后壁外膜候补点(步骤 S2105)。另外,膜候补点提取部 1430 进行内膜候补点提取处理,提取前壁内膜候补点以及后壁内膜候补点(步骤 S2107)。

[0189] 图 18(a)、图 18(b) 是对第 2 实施方式中的外膜候补点提取处理进行说明的图。在外膜候补点提取处理中,膜候补点提取部 1430 首先基于在图 16 的前后壁检测处理中检测

出的前壁以及后壁的 Y 位置,在判定区域中设定外膜搜索区域。例如,如在图 18(a) 中用单点划线包围所示,将分别以前壁的 Y 位置 V21 以及后壁的 Y 位置 V23 为中心的规定的深度范围的区域设定为外膜搜索区域 A21、A23。将外膜搜索区域 A21、A23 的 Y 方向的宽度设为什么程度通过考虑血管的扩张量以及收缩量、和因心脏搏动引起的血管位置的相对移动量来规定。接下来,膜候补点提取部 1430 使用外膜搜索区域 A21、A23 的 B 模式图像数据,从外膜搜索区域 A21、A23 分别提取亮度的峰值位置。对于这里的处理,例如能够使用将在图 16 的步骤 S2203 中说明了的 Y 方向的搜索扩展为二维的方法,在各外膜搜索区域 A21、A23 中沿 Y 方向搜索亮度,并且也沿 X 方向进行搜索,从外膜搜索区域 A21、A23 的整个区域提取多个亮度极大的峰值位置。然后,如在图 18(b) 的例子中用“○”印所示,膜候补点提取部 1430 将从前壁的外膜搜索区域 A21 提取出的峰值位置 P211、P212 作为前壁外膜候补点,将从后壁的外膜搜索区域 A23 提取出的峰值位置 P23 作为后壁外膜候补点。

[0190] 另外,图 19(a)、图 19(b) 是对第 2 实施方式中的内膜候补点提取处理进行说明的图。该内膜候补点提取处理能够以与外膜候补点提取处理相同的步骤进行,但在内膜搜索区域的设定时,还考虑内腔内膜边界存在于比外膜靠血管的内腔侧的条件。具体而言,如在图 19(a) 中用双点划线包围所示,将以从前壁的 Y 位置 V21 向深部侧远离规定距离的 Y 位置为中心的规定的深度范围的区域作为内膜搜索区域 A25,将以从后壁的 Y 位置 V23 向表层侧远离规定距离的 Y 位置为中心的规定的深度范围的区域作为内膜搜索区域 A27。考虑标准 IMT(壁厚)长度来规定规定距离。内膜搜索区域 A25、A27 的 Y 方向的宽度与外膜搜索区域 A25、A27 相同地规定。之后,以与外膜候补点提取处理相同的要领,从内膜搜索区域 A25、A27 的整个区域提取多个亮度极大的峰值位置。然后,如在图 19(b) 的例子中用“●”印所示,膜候补点提取部 1430 将从前壁的内膜搜索区域 A25 提取出的峰值位置 P25 作为前壁内膜候补点,将从后壁的内膜搜索区域 A27 提取出的峰值位置 P271 ~ P273 作为后壁内膜候补点。

[0191] 返回到图 15。接着,中心扫描线判定部 1440 进行中心扫描线判定处理,来判定中心扫描线(步骤 S2109)。图 20 是表示第 2 实施方式中的中心扫描线判定处理的流程的流程图。

[0192] 在中心扫描线判定处理中,中心扫描线判定部 1440 首先生成将多个在图 15 的步骤 S2105、S2107 中提取出的膜候补点组合的膜候补点组(步骤 S2301)。例如,生成所有将前壁外膜候补点、后壁外膜候补点、前壁内膜候补点、以及后壁内膜候补点各组合了一个的 4 个膜候补点的组合,将每一个作为膜候补点组。此外,该膜候补点组也可以是组合 2 个以上膜候补点的组,例如可以生成所有 2 个以上的膜候补点的组合,将每一个作为膜候补点组。另外,还可以从生成的候补点组选出规定数量的候补点组。

[0193] 接下来,中心扫描线判定部 1440 对于在步骤 S2301 中生成的各候补点组,评价该膜候补点组所包含的各膜候补点是前壁外膜、后壁外膜、前壁内腔内膜边界、或者后壁内腔内膜边界的各位置的妥当性,缩减在后段的循环 B 中作为处理对象的膜候补点组(步骤 S2303)。例如,中心扫描线判定部 1440 将前壁外膜候补点与后壁外膜候补点之间的距离和测定对象血管的平均直径值对照,从处理对象中除去与平均直径值大不相同的膜候补点组。也可以是将前壁内膜候补点与后壁内膜候补点之间的距离和平均直径值对照来缩减的构成。另外,将前壁外膜候补点与前壁内膜候补点之间的距离、和后壁外膜候补点与后壁内

膜候补点之间的距离分别与 IMT 长度对照,从处理对象除去该一方或者双方与 IMT 长度不是相同程度的膜候补点组。另外,从处理对象除去该膜候补点组所包含的膜候补点中沿 X 方向上距离最远的 2 个膜候补点之间的 X 方向的距离是规定距离以上的膜候补点组。

[0194] 之后,中心扫描线判定部 1440 依次将在步骤 S2303 中未被除去而留下的膜候补点组作为处理对象,进行循环 B 的处理(步骤 S2305 ~ 步骤 S2309)。

[0195] 即,在循环 B 中,中心扫描线判定部 1440 使用处理对象的膜候补点组,基于判定区域的 B 模式图像数据按每条扫描线进行规定的评价运算(步骤 S2307)。评价运算通过依次对下式 (3) 赋予“1”~“15”的扫描线编号,按每个扫描线编号计算评价值 Eval 来进行。在下式 (3) 中,n 表示膜候补点组的总数,LineNum 表示扫描线编号,($X_{\text{anterior}}, Y_{\text{anterior}}$) 表示前壁外膜候补点的位置坐标,($X_{\text{posterior}}, Y_{\text{posterior}}$) 表示后壁外膜候补点的位置坐标,($x_{\text{anterior}}, y_{\text{anterior}}$) 表示前壁内膜候补点的位置坐标,($x_{\text{posterior}}, y_{\text{posterior}}$) 表示后壁内膜候补点的位置坐标。AMP 意味着该位置坐标中的亮度。

[0196] 【公式 3】

$$\begin{aligned} \text{Eval}_{n_ \text{LineNum}} = & \frac{\text{AMP}(\text{LineNum}, Y_{\text{anterior}})}{\text{AMP}(X_{\text{anterior}}, Y_{\text{anterior}})} + \frac{\text{AMP}(\text{LineNum}, Y_{\text{posterior}})}{\text{AMP}(X_{\text{posterior}}, Y_{\text{posterior}})} \\ [0197] & + \frac{\text{AMP}(\text{LineNum}, y_{\text{anterior}})}{\text{AMP}(x_{\text{anterior}}, y_{\text{anterior}})} + \frac{\text{AMP}(\text{LineNum}, y_{\text{posterior}})}{\text{AMP}(x_{\text{posterior}}, y_{\text{posterior}})} \dots (3) \end{aligned}$$

[0198] 而且,如果将所有的膜候补点组作为处理对象来进行了步骤 S2307 的评价运算,则中心扫描线判定部 1440 将评价值最大的最高评价的扫描线确定为中心扫描线,将该评价所使用的膜候补点组作为最高评价膜候补点组(步骤 S2311)。

[0199] 返回到图 15。接着,血管位置决定部 1450 进行血管位置决定处理,决定血管的位置(步骤 S2111)。图 21 是表示第 2 实施方式中的血管位置决定处理的流程的流程图。

[0200] 血管位置决定部 1450 首先参照 B 模式图像数据 1320,读出中心扫描线上的 1 列量的亮度(步骤 S2401)。接下来,血管位置决定部 1450 检测前壁外膜、后壁外膜、前壁内腔内膜边界、以及后壁内腔内膜边界的各位置(步骤 S2403)。具体而言,首先血管位置决定部 1450 根据在步骤 S2401 中读出的中心扫描线上的亮度来搜索其峰值,提取峰值位置。这里的处理能够利用与图 16 的步骤 S2203 相同的方法进行。然后,血管位置决定部 2450 基于最高评价膜候补点组所包含的各膜候补点的 Y 位置,分别逐个选出各 Y 位置附近的峰值位置。是将 Y 位置与前壁外膜候补点最近的峰值位置作为前壁外膜位置这样的情况。

[0201] 此外,在步骤 S2401 中,也可以与中心扫描线一并读出其两侧相邻的各扫描线的 3 列量的亮度,在 Y 方向的各位置计算沿 X 方向累计 3 列量的亮度后的累计值。而且,也可以使用累计值来进行步骤 S2403 的处理,根据累计值的峰值位置来检测前壁外膜位置、后壁外膜位置、前壁内腔内膜边界位置、以及后壁内腔内膜边界位置。由此,可实现噪声影响的降低。

[0202] 然后,血管位置决定部 1450 求出在步骤 S2403 中检测到的前壁外膜位置与后壁外膜位置的中间位置作为血管的中心,将前壁内腔内膜边界位置与后壁内腔内膜边界位置之间的距离作为血管径来求出血管的半径(步骤 S2405)。此外,也可以将前壁外膜位置与后壁外膜位置之间的距离作为血管径,来求出血管的半径。另外,也可以不求出半径而求出直径。

[0203] 之后,移至图 12 的步骤 S1023,血管功能测定部 1250 进行血管功能信息的测定。

[0204] 在 B 模式图像中血管壁的区域不一定鲜明地出现,有时也有可能在相同的扫描线上无法恰当地检测出前壁以及后壁各自所涉及的外膜位置以及内腔内膜边界位置。另一方面,在 B 模式图像中提取亮度的峰值位置的情况下,除了外膜位置、内腔内膜边界位置以外,也有提取出因周边组织的存在、噪声的影响等而成为高亮度的位置的情况。与此相对,根据第 2 实施方式,能够组合使用通过在 B 模式图像中提取亮度的峰值位置而检测到的膜候补点,考虑膜候补点组所包含的膜候补点的相对位置关系、各膜候补点中的亮度的大小关系来按每个膜候补点组评价各扫描线。而且,由于能够将作为最高评价的膜候补点组(最高评价膜候补点组)涉及的扫描线确定为中心扫描线,所以能够使用最高评价膜候补点组,在中心扫描线上高精度地判定血管的位置。

[0205] 此外,外膜候补点提取处理以及内膜候补点提取处理的步骤并不局限于参照图 18(a)、图 18(b) 以及图 19(a)、图 19(b) 进行了说明的方法。图 22(a) ~ 图 22(c) 是对外膜候补点提取处理以及内膜候补点提取处理的变形例进行说明的图。在本变形例中,同时检测外膜候补点和内膜候补点。首先,如图 22(a) 所示,基于在图 16 的前后壁检测处理中检测出的前壁的 Y 位置 V21 以及后壁的 Y 位置 V23,以包含有判定区域中的血管的区域的整个区域的方式设定一个搜索区域 A4。该搜索区域 A4 的设定通过考虑上述的血管的扩张量以及收缩量、因心脏搏动引起的血管位置的相对移动量等来进行。

[0206] 接下来,使用搜索区域 A4 的 B 模式图像数据,如图 22(b) 所示,提取搜索区域 A4 中的多个特征点 P241。作为特征点的提取方法,例如可使用角点检测法(Harris and Stephens)。或者,也可以使用最小特征值法(Shi and Tomasi)、FAST 特征检测等其他的角点检测法,还可以使用 SIFT(Scale invariant feature transform:尺度不变特征转换)所代表的局部特征量、SURF(Speeded Up Robust Features:加速稳健特征)特征量来提取特征点。另外,也可以使用对于所有的扫描线(X 位置)进行在图 16 的步骤 S2203 中说明的深度方向的搜索,提取亮度的峰值位置作为特征点的方法。

[0207] 接下来,使用该亮度将提取出的特征点 P241 分类成 2 个组,分成图 22(c) 中用“○”印所示的外膜候补点 P231 的组、和用“●”印所示的内膜候补点 P233 的组。对于分类,能够使用 k-means 法等聚类方法。由于外膜部分的亮度与内腔内膜边界部分的亮度比较高亮度,所以能够进行分组。此外,也可以使用各特征点中的亮度的斜率来进行分组。

[0208] 另外,在利用本变形例的方法提取膜候补点的情况下,也可以代替图 20 的步骤 S2307 的处理而进行以下的处理,来判定中心扫描线。即,首先对处理对象的膜候补点组所包含的各膜候补点使用该膜候补点的周边区域的亮度以二维的正态分布来建模。图 23(a) 是表示前壁部分的亮度的分布的一个例子的图,图 23(b) 是表示将某个膜候补点的周边区域的亮度分布模型化后的二维正态分布模型的图。例如,生成由该膜候补点的位置坐标(X, Y)、以该膜候补点为顶点的亮度分布的扩散(σ_x , σ_y)、表示顶点的高度的放大振幅值(amp)等表现了各膜候补点的二维正态分布模型。

[0209] 接下来,将各膜候补点的二维正态分布模型(X, Y, σ_x , σ_y , amp)作为输入,使用预先学习了的神经网络、支持向量机(Support Vector Machine:SVM)等机械学习模型等统计模型来判定中心扫描线。针对各膜候补点组进行了判定的结果是,将被判定为中心扫描线的次数最多的扫描线作为中心扫描线,将该判定所使用的膜候补点组作为最高评价膜候补

点组。此外,由于本变形例中的方法与上述的第2实施方式中的方法相比计算量较多,所以可以应用于主体装置1020的处理能力高的情况。

[0210] 根据本变形例,除了膜候补点组所包含的膜候补点的相对位置关系、各膜候补点中的亮度的大小关系以外,还能够考虑将各膜候补点作为顶点的周边区域的亮度分布来按每个膜候补点组评价各扫描线。因此,能够更高精度地判定血管的位置。

[0211] 另外,在以上说明的血管位置判定处理中作为使用B模式图像数据的情况进行了说明的处理也可以代替B模式图像数据,而使用A模式数据(振幅值)或者RF信号来进行。

[0212] 另外,在第2实施方式中,首先利用第1实施方式的方法求出B模式图像中的血管剖面的轮廓位置,以包括求出的轮廓位置的中心的方式设定判定区域,但是未必需要利用第1实施方式的方法求出轮廓位置,只要在B模式图像中能够设定包括血管的中心的短栅状的判定区域即可。另外,如果是能够使超声波探头1016位于血管的中心正上方,可通过在图12的步骤S1001中进行的1次超声波测定生成包括血管的中心的短栅状的B模式图像的情况,则只要在图12的步骤S1001之后,不进行求出轮廓位置的处理而进行图15的步骤S2103以后的处理即可。

[0213] [作用效果]

[0214] 根据第2实施方式,选出超声波图像中的特征点的位置成为沿血管的短轴方向剖面形状的配置关系的特征点的组合,使用选出的组合的评价结果来判定出血管的位置。在包括血管的短轴方向剖面的超声波图像中,有特征点大多沿血管的剖面形状的轮廓出现这样的特性。由此,能够实现根据超声波图像中的特征点的位置的配置关系来检测血管的位置的新技术。

[0215] 此外,在第2实施方式中,由3个特征点构成特征点组,但是也可以由4个以上的特征点构成特征点组。

[0216] 另外,列举5个评价项目作为评价特征点组的评价项目来进行了说明,但是无需使用所有的评价项目来决定综合评价价值F。也可以使用5个评价项目中的选择出的1个以上的评价项目,来决定综合评价价值F。另外,也可以使用其它的评价项目。

[0217] (第3实施方式)

[0218] 接下来,对第3实施方式进行说明。

[0219] [系统构成]

[0220] 图24是表示第3实施方式中的超声波测定装置3010的构成例的图。超声波测定装置3010是使用超声波来测定被检测者的生物体信息的装置。在本实施方式中,将测定对象的血管设为颈动脉,作为生物体信息,测定IMT(Intima Media Thickness:血管的内膜中膜复合体厚度)这一血管功能信息。当然,除了IMT以外,也可以测定脉搏传播速度、血管壁的硬度指标值,或者测定血管径、从血管径测定血压等其它的血管功能信息。另外,也可以将测定对象的血管设为桡骨动脉等其他的动脉。

[0221] 超声波测定装置3010具备触摸面板3012、键盘3014、超声波探头3016、以及主体装置3020。主体装置3020上安装有控制基板3022,并以可接收发送信号的方式与触摸面板3012、键盘3014、超声波探头3016等各部连接。

[0222] 在控制基板3022上除了CPU(Central Processing Unit)3024、ASIC(Application Specific Integrated Circuit)、各种集成电路以外,还安装有由IC存储器、硬盘构成的存

储介质 3026、以及实现与外部装置的数据通信的通信 IC3028。主体装置 3020 通过 CPU3024 等执行存储于存储介质 3026 的控制程序,来实现以超声波测定为代表的本实施方式涉及的各种功能。

[0223] 具体而言,主体装置 3020 从超声波探头 3016 朝向被检测者 3002 的生物体内组织发送、照射超声波束,并接收反射波。然后,能够通过对反射波的接收信号进行放大、信号处理,来生成被检者 3002 的生物体内构造涉及的测定数据。所谓的 A 模式、B 模式、M 模式、彩色多普勒各模式的图像包含于测定数据中。使用了超声波的测定按照规定周期被反复执行。将测定单位称为“帧”。

[0224] 超声波探头 3016 通过排列多个超声波振子而构成。在本实施方式中,将排列数作为一列,但也可以为多列而成为面状的排列构成。而且,以超声波振子的排列成为沿被检测者 3002 的颈动脉(血管)3004 的长轴方向的方向的相对姿势将超声波探头 3016 固定在被检测者 3002 的颈部,进行血管功能信息的测定。

[0225] [原理]

[0226] 当测定血管功能信息时,首先进行血管位置的检测。具体而言,如图 25 所示,提取 B 模式图像中的特征点(图 25 中的虚线圆圈的中心位置)。图 25 所示的 B 模式图像是血管的长轴方向的剖视图,X 轴是沿体表面的方向,Y 轴是距离体表面的深度方向。此外,为了容易理解,在图 25 以后的各附图中减少特征点的个数来进行表示,但实际上提取了图示以上的更多的特征点。另外,在图 25 中,以单点划线表示了实际的血管 3004 的血管壁的位置。

[0227] 由于血管 3004 的长轴方向的剖面形状表示血管壁,所以成为大致平行的二根直线形状。另外,在 B 模式图像中,除了血管壁(详细而言为中膜外膜边界、内腔内膜边界)以外,特征点多数出现在筋、腱、脂肪等产生亮度变化的部分。超声波的反射率在媒介的变化位置(可以说媒介的边界)变高,在 B 模式图像中反射率高的位置被表示为高亮度。因此,血管壁、筋、腱、脂肪等由于媒介与周围组织不同,所以产生亮度变化,被作为特征点提取。在本实施方式中,使用特征点的位置关系来检测血管位置为特征之一。

[0228] 具体而言,如图 26 所示,从 B 模式图像中的特征点中选择 4 个特征点 p31 ~ p34(图 26 中的白色实线的圆),生成作为这 4 个特征点的组合的“特征点组”。特征点 p31 ~ p34 以成为沿血管 3004 的长轴方向的剖面形状的配置位置关系的方式被选出。即,以经过 2 个特征点 p31、p32 的直线 131 和经过另外 2 个特征点 p33、p34 的直线 132 彼此大致平行,并且,直线间的距离为可视为血管径的规定距离以下的方式选择出特征点 p31 ~ p34。

[0229] 以下,将由构成特征点组的 4 个特征点 p31 ~ p34 规定的 2 根直线 131、132 称为由该特征点组构成的“直线对”。其中,对 2 根直线 131、132 而言,将深度位置较浅的一方作为直线 131,将较深的一方作为直线 132。

[0230] 经过 2 个特征点 pa、pb 的直线 l 由参数 α 、 β 定义,所述参数 α 、 β 通过将 2 个特征点各自的位置坐标 pa(xa, ya)、pb(xb, yb)代入由公式(4)给出的直线的一般式来生成二元线性方程组,并求解该方程组而求出。

[0231] 【公式 4】

[0232] $y = \alpha \cdot x + \beta \dots (4)$

[0233] 然后,以特征点组构成的直线对是否能视为血管壁的位置这一基准来评价该特征

点组。具体而言,如公式 (5) 所示,利用系数 a_i 对多个评价项目各自的评价值 f_i 进行加权并相加,来计算综合评价值 F 。虽然将在以后描述,但如公式 (6) 所示,根据将变量设为 x_i 的概率密度函数 $h_i(x_i)$ 来求出评价值 f_i 。

[0234] 【公式 5】

$$F = \sum (a_i \times f_i) \quad \dots (5)$$

[0236] 【公式 6】

$$f_i = h_i(x_i) \dots (6)$$

[0238] 各评价项目的评价值 f_i 相当于直线对的 2 根直线成为血管壁的位置的概率 (也能说为准确率), 即, 规定为能视为血管壁的可能性越高, 则为越大的值。而且, 根据综合评价值 F 来判定直线对是否能视为血管壁, 决定血管位置。此时, 能够通过加权系数 a_i 对重点判定哪个评价项目进行设定变更。

[0239] 在第 3 实施方式中, 针对 5 个评价项目 (第 1 ~ 第 5 评价项目) 进行评价。第 1 个评价项目 (第 1 评价项目) 是“位于直线对的各直线上的特征点的个数”。图 27 是对第 3 实施方式中的第 1 评价项目的评价进行说明的图。图 27 的上侧表示 B 模式图像中的特征点、直线对的概略配置, 图 27 的下侧表示成为评价基准的特征点的个数的概率密度函数 $h_{31}(s)$ 。变量 s 是特征点的个数。

[0240] 如图 27 所示, 选择距离 2 根直线 131、132 的距离为规定的近距离以下的特征点作为直线对的各直线 131、132 上的特征点 $q(q_{31} \sim q_{37})$ 。其中, 这里选择的特征点 q 中不包括构成特征点组的特征点 $p_{31} \sim p_{34}$ 。然后, 将根据选择出的特征点 q 的个数 j 从概率密度函数 $h_{31}(s)$ 求出的概率密度作为第 1 评价项目的评价值 f_{31} 。

[0241] 图 27 所示的概率密度函数 $h_{31}(s)$ 通过针对预先获取到的包括想要检测的血管 (例如, 颈动脉) 的长轴方向剖面的多数的 B 模式图像, 对位于该血管的血管壁的特征点的个数进行计数而定义。如上所述, 多数的特征点存在于血管壁的位置, 该特征点的个数如概率密度函数 $h_{31}(s)$ 所示具有集中为规定数量的趋势。

[0242] 第 2 个评价项目 (第 2 评价项目) 是“位于直线对的各直线上的特征点的位移速度”。位移速度是单位时间的位置的变化情况, 是速度的大小 (绝对值)。图 28 是对第 3 实施方式中的第 2 评价项目的评价进行说明的图。图 28 的上侧表示 B 模式图像中的特征点、直线对的概略配置, 图 28 的下侧表示成为评价基准的特征点的平均位移速度的概率密度函数 $h_{32}(v_c)$ 。变量 v_c 是平均速度。

[0243] 如图 28 所示, 求出直线对的各直线 131、132 上的特征点 $q(q_{31} \sim q_{37})$ 各自的位移速度, 求出对这些位移速度进行了平均而得到的平均速度 v_c 。各特征点 q 的位移速度例如通过利用了空间亮度梯度的梯度法、将包括该特征点的规定尺寸的图像块作为模板的块匹配法等求出该特征点 q 的速度向量 v , 并在规定期间 (心搏周期的一次心搏期间以上。数秒左右) 内对该速度向量 v 的大小进行了平均而求出。然后, 将根据求出的平均速度 v_c 从图 28 的概率密度函数 $h_{32}(v_c)$ 求出的概率密度作为第 2 评价项目的评价值 f_{32} 。

[0244] 图 28 所示的概率密度函数 $h_{32}(v_c)$ 通过针对预先获取到的包括想要检测的血管 (例如, 颈动脉) 的长轴方向剖面的多数的 B 模式图像, 求出位于该血管的血管壁的各特征点的平均速度而定义。血管与心脏搏动一致地大致各向同性地反复收缩以及扩张。即, 位于血管壁的特征点的位移速度的大小以心搏期间为单位周期性变化, 但若取得一个心搏期

间的平均,则无论哪个心搏期间都几乎恒定。因此,一个心搏期间的位移速度的大小的平均值如概率密度函数 $h32(vc)$ 所示具有集中为规定的值的趋势。

[0245] 此外,作为各特征点的位移速度,也可以使用深度方向的速度分量(即,速度向量 v 的深度方向的分量)。另外,也可以不是位移速度而设为加速度。

[0246] 第3个评价项目(第3评价项目)是“位于直线对的各直线上的特征点的亮度”。图29是对第3实施方式中的第3评价项目的评价进行说明的图。图29的上侧表示B模式图像中的特征点、直线对的概略配置,图29的下侧是表示成为评价基准的亮度的概率密度函数 $h33(Lc)$ 的图。变量 Lc 是平均亮度。

[0247] 如图29所示,求出对直线对的各直线131、132上的特征点 $q(q31 \sim q37)$ 各自的亮度 L 进行了平均而得到的平均亮度 Lc 。然后,将根据求出的平均亮度 Lc 从概率密度函数 $h33(Lc)$ 求出的概率密度作为第3评价项目的评价值 $f33$ 。

[0248] 图29所示的概率密度函数 $h33(Lc)$ 通过针对预先获取到的包括想要检测的血管(例如,颈动脉)的长轴方向剖面的多数的B模式图像,求出位于该血管的血管壁的特征点的亮度的平均值而定义。如上所述,多数的特征点存在于血管壁,该特征点的平均亮度如概率密度函数 $h33(Lc)$ 所示,具有集中为相对较高亮度的规定亮度的趋势。

[0249] 此外,也可以不是特征点的亮度本身,而设为“亮度的斜率”。即,如图30所示,在A模式数据(深度—信号强度图)中,在血管壁的深度位置中信号强度(即亮度)大幅变化。由此,作为位于直线131、132上的特征点 q 的亮度的斜率,能够求出A模式数据中的该特征点 q 的深度位置处的斜率(沿深度方向观察时的信号强度的变化),并根据这些亮度的斜率的平均值求出概率密度,作为第3评价项目的评价值。另外,作为特征点 q 的亮度的斜率,也可以为B模式图像中的该特征点 q 的亮度和与该特征点 q 在深度方向上相邻的像素的亮度之差。

[0250] 第4个评价项目(第4评价项目)是“直线间的特征点的个数”。图31是对第4评价项目的评价进行说明的图。图31的上侧表示B模式图像中的特征点、直线对的概略配置,图31的下侧是表示成为评价基准的特征点数的概率密度函数 $h34(u)$ 的图。变量 u 是特征点的个数。

[0251] 如图31所示,选择位于直线对的直线131、132之间的特征点 $r(r31, r32)$ 。这里选择的特征点 r 中不包括构成特征点组的特征点 $p31 \sim p34$ 、以及在第1评价项目至第3评价项目中作为评价对象的直线131、132上的特征点 $q(q31 \sim q37)$ 。然后,将根据选择出的特征点 r 的数 k 从概率密度函数 $h34(u)$ 求出的概率密度作为第4评价项目的评价值 $f34$ 。

[0252] 图31所示的概率密度函数 $h34(u)$ 通过针对预先获取到的包括想要检测的血管(例如,颈动脉)的长轴方向剖面的多数的B模式图像,对该血管内部(血管壁的内侧)的特征点的个数进行计数而定义。血管壁中的超声波的反射率高,但血管内部的血液中的反射率极低,几乎不反射地透过。即,血管内部的特征点的个数具有集中为规定数量(接近零的值)的趋势。

[0253] 第5个评价项目(第5评价项目)是“直线对的外部图像的特征量”。图32是对第3实施方式中的第5评价项目的评价进行说明的图。在第5评价项目的评价中,如图32的上侧所示,从B模式图像提取包括直线对的规定范围的部分图像3052作为评价对象图像,进行该部分图像3052与预先准备的特征图像3054的特征量比较处理,来计算两者的图

像的近似度。将该近似度作为第 5 评价项目的评价值 f35。

[0254] 更具体而言,部分图像 3052 是直线对的外侧图像,被设定为直线 131、132 之间的中心线 C 成为沿横向横穿图像中央的位置的矩形。另外,该部分图像 3052 是将沿直线 131、132 的中心线 C 的方向作为横向,将与中心线 C 正交的方向作为纵向的正方形的图像,其纵向以及横向的长度成为基于直线 131、132 的间隔的长度(例如,直线 131、132 的间隔的 3 倍)。

[0255] 特征图像 3054 是想要检测的血管(例如,颈动脉)的长轴方向剖面的外侧(前壁的上方以及后壁的下方)的生物体组织的 B 模式图像,成为血管的长轴方向的中心线沿横向横穿图像中央的图像。另外,血管壁(前壁以及后壁)相对于该整个特征图像 3054 的相对位置以及相对尺寸与部分图像 3052 中的直线对的关系相同。因为筋纤维、淋巴节群作为生物体组织能够存在于血管的周围,所以特征图像 3054 中包含这些生物体组织的图案分量。

[0256] 然后,在特征量比较处理中,将从部分图像 3052 除去了直线对的直线 131、132 之间的图像部分、即作为直线对的外侧的图像部分的直线 131 的上方的图像部分以及直线 132 的下方的图像部分与特征图像 3054 进行比较运算来计算近似度。近似度的计算例如比较图像中的特征点的配置关系、亮度的分布、图像的纹理信息等,能够通过所谓的图案匹配法等来计算近似度。

[0257] [功能构成]

[0258] 图 33 是第 3 实施方式中的超声波测定装置 3010 的功能构成图。如图 33 所示,超声波测定装置 3010 具备主体装置 3020、以及超声波探头 3016。主体装置 3020 具备操作输入部 3110、显示部 3120、声音输出部 3130、通信部 3140、处理部 3200、以及存储部 3300 而构成。

[0259] 操作输入部 3110 由按钮开关、触摸面板、各种传感器等输入装置来实现,将与被进行的操作对应的操作信号输出至处理部 3200。在图 24 中,触摸面板 3012、键盘 3014 相当于操作输入部 3110。

[0260] 显示部 3120 由 LCD(Liquid Crystal Display)等显示装置实现,基于来自处理部 3200 的显示信号进行各种显示。在图 24 中,触摸面板 3012 相当于显示部 3120。

[0261] 声音输出部 3130 由扬声器等声音输出装置实现,基于来自处理部 3200 的声音信号进行各种声音输出。

[0262] 通信部 3140 由无线 LAN(Local Area Network)、Bluetooth(注册商标)等无线通信装置、调制解调器、有线用的通信线缆的插口、控制电路等通信装置实现,与所给的通信线路连接来进行与外部装置的通信。在图 24 中,安装于控制基板 3022 的通信 IC3028 相当于通信部 3140。

[0263] 处理部 3200 由 CPU(Central Processing Unit)、GPU(Graphics Processing Unit)等微处理器、ASIC(专用集成电路:Application Specific Integrated Circuit)、IC(Integrated Circuit)存储器等电子部件实现,基于存储于存储部 3300 的程序、数据、来自操作输入部 3110 的操作信号等执行各种运算处理,来控制超声波测定装置 3010 的动作。另外,处理部 3200 具有超声波测定控制部 3210、测定数据生成部 3220、血管位置检测部 3230、以及血管功能测定部 3260。

[0264] 超声波测定控制部 3210 控制超声波探头 3016 中的超声波的接收发送。具体而言,使超声波在规定周期的发送定时从超声波探头 3016 发送。另外,进行在超声波探头 3016 中接收到的超声波的反射波的信号的放大等。

[0265] 测定数据生成部 3220 根据超声波探头 3016 对反射波的接收信号,生成包括 A 模式、B 模式、M 模式等各模式的图像数据的测定数据。

[0266] 血管位置检测部 3230 具有特征点检测部 3231、速度向量计算部 3232、特征点组生成部 3233、特征点组评价部 3240、以及血管位置判定部 3250,基于由测定数据生成部 3220 生成的测定数据进行血管位置的检测。

[0267] 特征点检测部 3231 检测 B 模式图像中的特征点。特征点的检测基于该像素的亮度、该像素与该像素的周边像素的亮度差等,检测满足规定条件的像素作为特征点。

[0268] 速度向量计算部 3232 比较时间上相邻的帧的 B 模式图像,基于特征点的移动量和帧速率,来计算特征点各自的速度向量(速度的大小和方向)。

[0269] 特征点组生成部 3233 生成由从检测出的特征点中选择出的 4 个特征点构成的特征点组。此时,以经过 2 个特征点 p31、p32 的直线 l31、和经过剩余的 2 个特征点 p33、p34 的直线 l32 大致平行,并且,直线间的距离为规定距离以下的方式选择 4 个特征点 p31 ~ p34。直线 l31、l32 通过求出直线的定义式(1)中的参数 α 、 β 来计算。可以说求取该直线 l31、l32 是设定与相当于血管的长轴剖面的长轴方向剖面形状相当的直线对。

[0270] 特征点组评价部 3240 具有直线上特征点数评价部 3241、位置变化评价部 3242、亮度评价部 3243、直线间特征点数评价部 3244、以及特征量评价部 3245,以特征点组构成的直线对是否能视为血管壁的位置这一基准来评价该特征点组。具体而言,如上式(5)所示,通过对针对多个评价项目分别求出的项目评价值 f_i 乘以规定的加权系数 a_i 并相加来计算综合评价值 F 。

[0271] 直线上特征点数评价部 3241 基于第 1 评价项目即“位于直线对各直线上的特征点的个数”进行评价。即,求出 B 模式图像中的位于各直线 l31、l32 上的特征点 q 的个数 s ,将根据求出的特征点个数 s 从概率密度函数 $h31(s)$ 求出的概率密度作为第 1 评价项目的评价值 $f31$ (参照图 27)。

[0272] 位置变化评价部 3242 基于第 2 评价项目即“直线对各直线上的特征点的位置变化”进行评价。即,针对 B 模式图像中的位于各直线 l31、l32 上的特征点 q 分别将在规定期间(例如,心搏周期的一次心搏期间以上。数秒左右)内的位移速度(单位时间的位置变化)的平均作为该特征点的位移速度 v_i ,求出对特征点 q 各自的位移速度 v_i 进行了平均而得到的平均速度 v_c 。然后,将根据求出的平均速度 v_c 从概率密度函数 $h32(v_c)$ 求出的概率密度作为第 2 评价项目的评价值 $f32$ (参照图 28)。

[0273] 亮度评价部 3243 基于第 3 评价项目即“直线对各直线上的特征点的亮度”进行评价。即,求出 B 模式图像中的位于直线 l31、l32 上的特征点 q 各自的亮度 L 的平均值,将根据求出的平均亮度 L_c 从概率密度函数 $h33(L_c)$ 求出的概率密度作为第 3 评价项目的评价值 $f33$ (参照图 29)。

[0274] 直线间特征点数评价部 3244 基于第 4 评价项目即“直线间的特征点的个数”进行评价。即,求出 B 模式图像中的位于直线 l31、l32 之间的特征点 r 的个数 u ,将根据求出的特征点数 u 从概率密度函数 $h34(u)$ 求出的概率密度作为第 4 评价项目的评价值 $f34$ (参照

图 31)。

[0275] 特征量评价部 3245 基于第 5 评价项目即“直线对的外侧图像的特征量”进行评价。即,以直线对相对于整个图像的相对位置以及相对尺寸与特征图像 3054 中的血管壁的关系相同的方式提取 B 模式图像中的包括直线对的部分图像 3052,通过与预先准备的特征图像 3054 比较来计算两者的图像的近似度,将计算出的近似度作为第 5 评价项目的评价值 f_{35} (参照图 32)。

[0276] 血管位置判定部 3250 使用特征点组评价部 3240 针对特征点组的评价结果来判定血管位置。具体而言,判定为血管壁存在于由综合评价值 F 最大的特征点组构成的直线对的各直线 131、132 的位置,求出该直线 131、132 的中心线 C 、以及相当于血管的半径 R 的直线 131、132 之间的平均距离,决定为血管位置。

[0277] 此外,此时为了更高精度地判定血管位置,也可以重新选择 B 模式图像中的各直线 131、132 上的特征点,根据重新选择出的特征点,例如通过最小二乘法重新计算各直线 131、132,基于重新计算出的直线 131、132 来决定中心线 C 以及半径 R 。

[0278] 血管功能测定部 3260 进行所给的血管功能信息的测定。具体而言,进行如下的血管功能信息的测定:测定根据检测出的血管位置而确定出的血管的血管径、IMT 等,或者测定脉搏传播速度、血管壁的硬度指标值,或者通过跟踪血管前壁以及血管后壁来从血管径变动推断运算血压,或者计算脉搏数。

[0279] 存储部 3300 由 ROM、RAM、硬盘等存储装置实现,存储有处理部 3200 用于统一控制超声波测定装置 3010 的程序、数据等,并且,作为处理部 3200 的作业区域而使用,暂时储存处理部 3200 执行的运算结果、来自操作输入部 3110 的操作数据等。在图 24 中,安装于控制基板 3022 的存储介质 3026 相当于存储部 3300。在本实施方式中,如图 34 所示,在存储部 300 中存储有超声波测定程序 3310、B 模式图像数据 3320、特征点数据 3330、特征点组数据 3340、评价基准数据 3350、以及血管位置数据 3360。

[0280] B 模式图像数据 3320 将按每个测定帧生成的 B 模式图像与帧 ID 建立关联地储存。

[0281] 特征点数据 3330 按每个检测出的特征点生成,储存有各帧中的 B 模式图像中的位置坐标和速度向量。

[0282] 特征点组数据 3340 按每个特征点组生成。由于在特征点组中规定了一个直线对,所以求出该直线对的一条直线 131 所使用的作为特征点 p_{31} 、 p_{32} 的位置坐标的第 1 特征点列表 3341、定义一条直线 131 的第 1 直线位置 3342、求出另一条直线 132 所使用的作为特征点 p_{33} 、 p_{34} 的位置坐标的第 2 特征点列表 3343、以及定义另一条直线 132 的第 2 直线位置 3344 包含于特征点组数据 3340。另外,特征点组数据 3340 储存该特征点组的评价(换言之也可称为直线对的评价)所使用的评价用数据 3345。第 1 直线位置 3342 以及第 2 直线位置 3344 储存相应的直线的定义式(4)中的参数 α 、 β 。评价用数据 3345 储存多个评价项目各自的评价对象数据以及评价值和综合评价值。

[0283] 评价基准数据 3350 储存有多个评价项目各自的评价基准(概率密度函数 $h_{31} \sim h_{34}$ 、特征图像 3054 等)和加权系数 $a_{31} \sim a_{35}$ 。

[0284] 血管位置数据 3360 是检测出的血管位置的数据,例如,储存有血管的长轴剖面的中心线 C 的位置坐标、半径 R 等。

[0285] [处理的流程]

[0286] 图 35 是对第 3 实施方式中的超声波测定处理的流程进行说明的流程图。该处理通过处理部 3200 执行超声波测定程序 3310 来实现。

[0287] 处理部 3200 首先使超声波探头 3016 开始超声波测定（步骤 S3001）。接着，测定数据生成部 3220 根据超声波探头 3016 对超声波反射波的接收信号，生成 B 模式图像（步骤 S3003）。接着，特征点检测部 3231 从 B 模式图像提取特征点（步骤 S3005）。然后，速度向量计算部 3232 计算提取出的特征点各自的速度向量（步骤 S3007）。

[0288] 之后，将循环 A 的处理反复进行规定次数。在循环 A 中，特征点组生成部 3233 从之前提取出的特征点中选择 4 个特征点，来生成特征点组（步骤 S3009）。接着，从选择出的 4 个特征点中选择深度位置较浅的 2 个特征点 p31、p32，并求出经过这 2 个特征点 p31、p32 的直线的参数 α 、 β 来计算第 1 根直线 131（步骤 S3011）。另外，从选择出的 4 个特征点中选择深度位置较深的剩余 2 个特征点 p33、p34，并求出经过这 2 个特征点 p33、p34 的直线的参数 α 、 β 来计算第 2 根直线 132（步骤 S3013）。

[0289] 然后，判断由计算出的 2 根直线 131、132 构成的直线对是否满足视为血管的长轴方向剖面的相当形状的规定的血管剖面条件。该血管剖面条件例如是指“2 根直线 131、132 大致平行（参数 α 大致一致），并且，直线 131、132 的间隔为规定距离以下”。如果直线对不满足血管剖面条件（步骤 S3015：否），则不采用为特征点组而删除（步骤 S3019）。另一方面，如果直线对满足血管剖面条件（步骤 S3015：是），则采用该特征点组，特征点组评价部 3240 计算该特征点组的综合评价值 F（步骤 S3017）。

[0290] 当计算综合评价值 F 时，直线上特征点数评价部 3241 求出 B 模式图像中的位于各直线 131、132 上的特征点的个数 s ，将根据求出的特征点个数 s 从概率密度函数 $h31(s)$ 求出的概率密度作为第 1 评价项目的评价值 $f31$ 。另外，位置变化评价部 3242 求出对 B 模式图像中的位于各直线 131、132 上的特征点 q 各自的位移速度 v_i 进行了平均而得到的平均速度 v_c ，将根据求出的平均速度 v_c 从概率密度函数 $h32(v_c)$ 求出的概率密度作为第 2 评价项目的评价值 $f32$ 。另外，亮度评价部 3243 求出 B 模式图像中的位于各直线 131、132 上的特征点 q 各自的亮度 L 的平均值，将根据求出的平均亮度 L_c 从概率密度函数 $h33(L_c)$ 求出的概率密度作为第 3 评价项目的评价值 $f33$ 。另外，直线间特征点数评价部 3244 求出 B 模式图像中的位于直线 131、132 之间的特征点 r 的个数 u ，将根据求出的特征点个数 u 从概率密度函数 $h34(u)$ 求出的概率密度作为第 4 评价项目的评价值 $f34$ 。另外，特征量评价部 3245 通过将 B 模式图像中的假想圆 3050 的周围的部分图像 3052 和特征图像 3054 比较来计算两者的图像的近似度，将计算出的近似度作为第 5 评价项目的评价值 $f35$ 。然后，特征点组评价部 3240 通过对计算出的评价项目各自的评价值 $f31 \sim f35$ 乘以对应的加权系数 $a31 \sim a35$ 并相加，来计算综合评价值 F。循环 A 被这样进行。

[0291] 若规定次数的循环 A 的处理结束，则血管位置判定部 3250 从所有的特征点组中判定综合评价值 F 最大的特征点组（步骤 S3021）。接着，重新选择位于由判定出的特征点组构成的直线对各直线 131、132 上的多个特征点（步骤 S3023），通过使用了重新选择出的特征点的位置的最小二乘法重新计算各直线 131、132 的参数，来重新计算该各直线 131、132 的位置（步骤 S3025）。然后，根据重新计算出的各直线 131、132 的位置决定血管的长轴剖面中的中心线 C 以及半径 R，作为血管位置（步骤 S3027）。

[0292] 之后，血管功能测定部 3260 进行使用了超声波探头 3016 对超声波的接收发送结

果的所给的血管功能信息的测定,进行测定血管的存储、显示(步骤S3029)。若进行了以上的处理,则超声波测定处理结束。

[0293] [作用效果]

[0294] 这样,根据第3实施方式,选出超声波图像中的特征点的位置成为沿血管的长轴方向剖面形状的配置关系的特征点的组合,使用选出的组合的评价结果来判定出血管的位置。在包括血管的长轴方向剖面的超声波图像中,有特征点多数沿作为血管的剖面形状的直线对出现这一特性。由此,能够实现根据超声波图像中的特征点的位置的配置关系来检测血管的位置的新技术。

[0295] 此外,第3实施方式中,由4个特征点p31~p34构成特征点组,但也可以由5个以上的特征点构成特征点组。即,也可以求出经过3个以上的特征点的直线作为相当于血管壁的位置的直线131、132。并且,也可以不是直线131、132,而设为曲率为一定值以下的允许多少弯曲的曲线。另外,还可以对直线131、132追加定义粗度,将直线131、132视为细长的矩形。通过追加定义粗度,能够将允许一定程度的弯曲的曲线包括在内。

[0296] 另外,列举5个评价项目作为评价特征点组的评价项目进行了说明,但无需使用所有的评价项目来决定综合评价值F。也可以使用5个评价项目中选择出的1个以上评价项目来决定综合评价值F。另外,也可以使用其它的评价项目。

[0297] 如上所述,对于本发明的实施方式进行了详细说明,但本领域技术人员能够容易地想到实际上不脱离本发明的新事项以及效果的各种变形。因此,这样的变形例全部包含于本发明的范围。

[0298] 在此引用2014年4月1日提出的日本专利申请No. 2014-075750以及2014年1月19日提出的日本专利申请No. 2014-257683的全部公开内容。

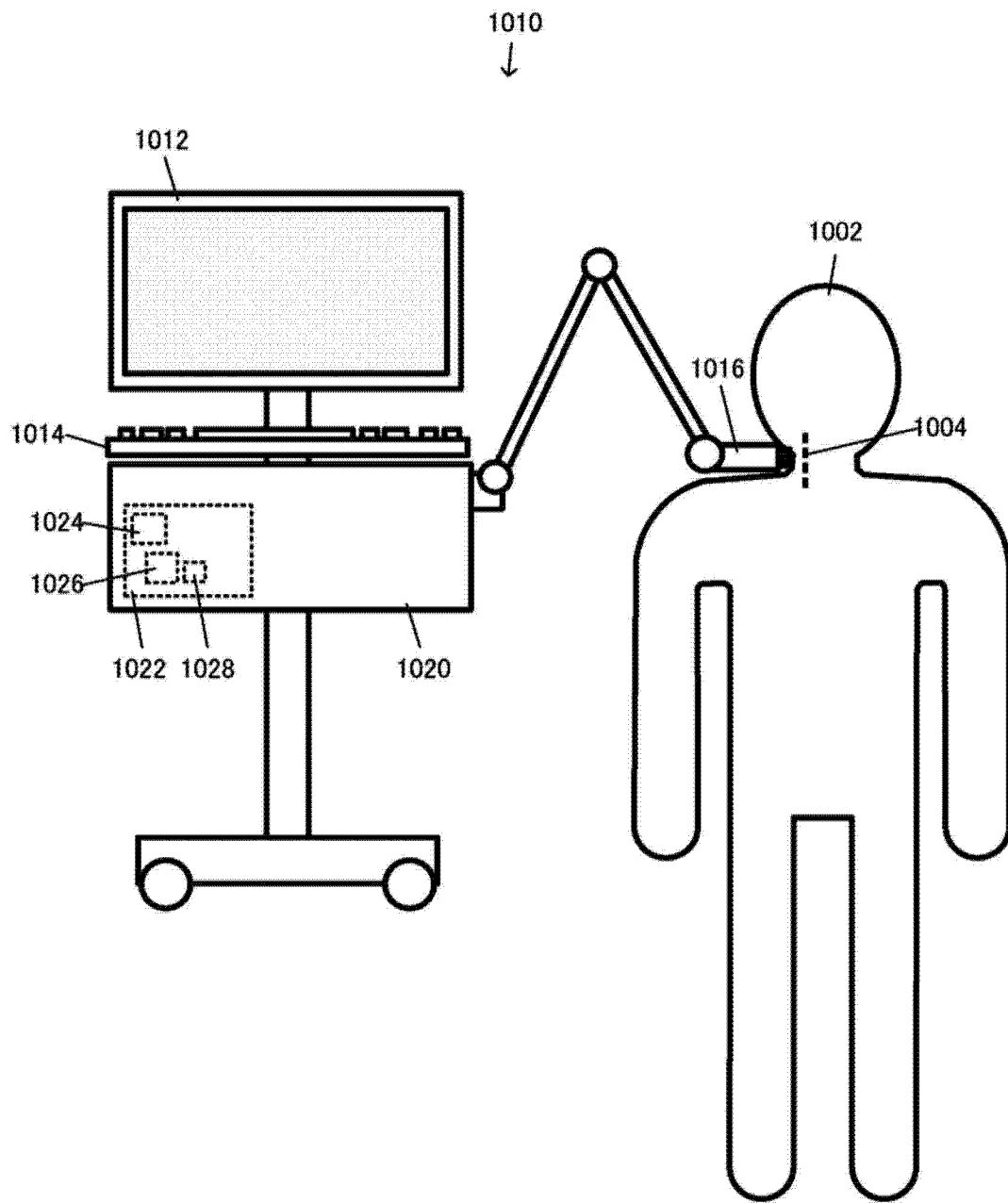


图 1

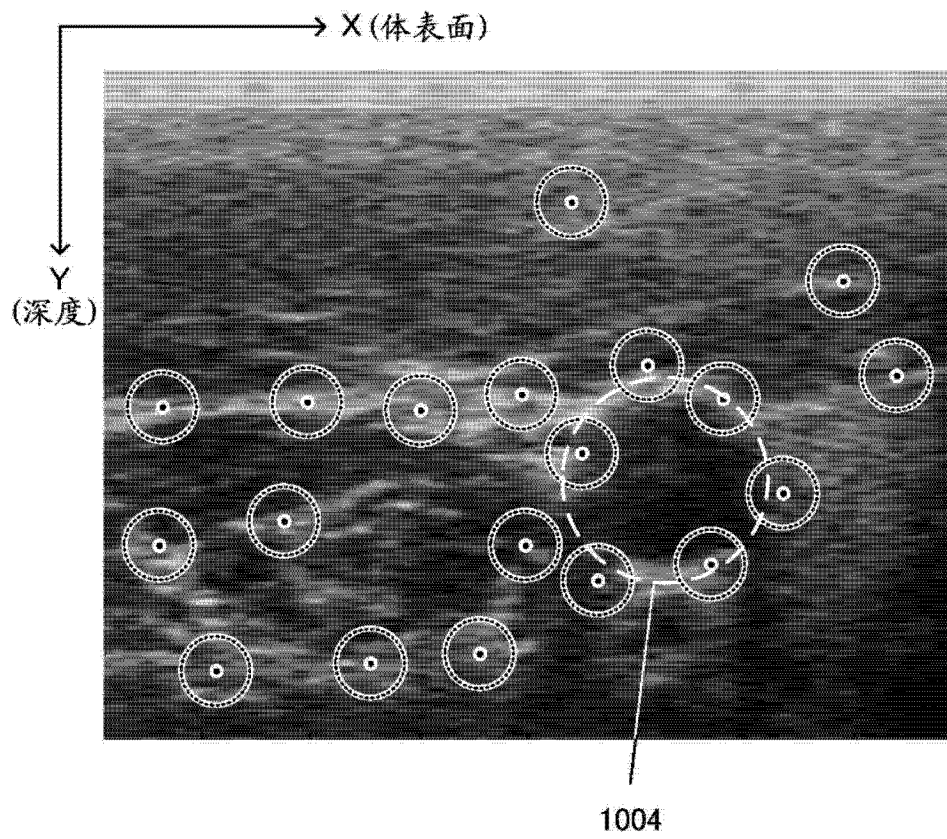


图 2

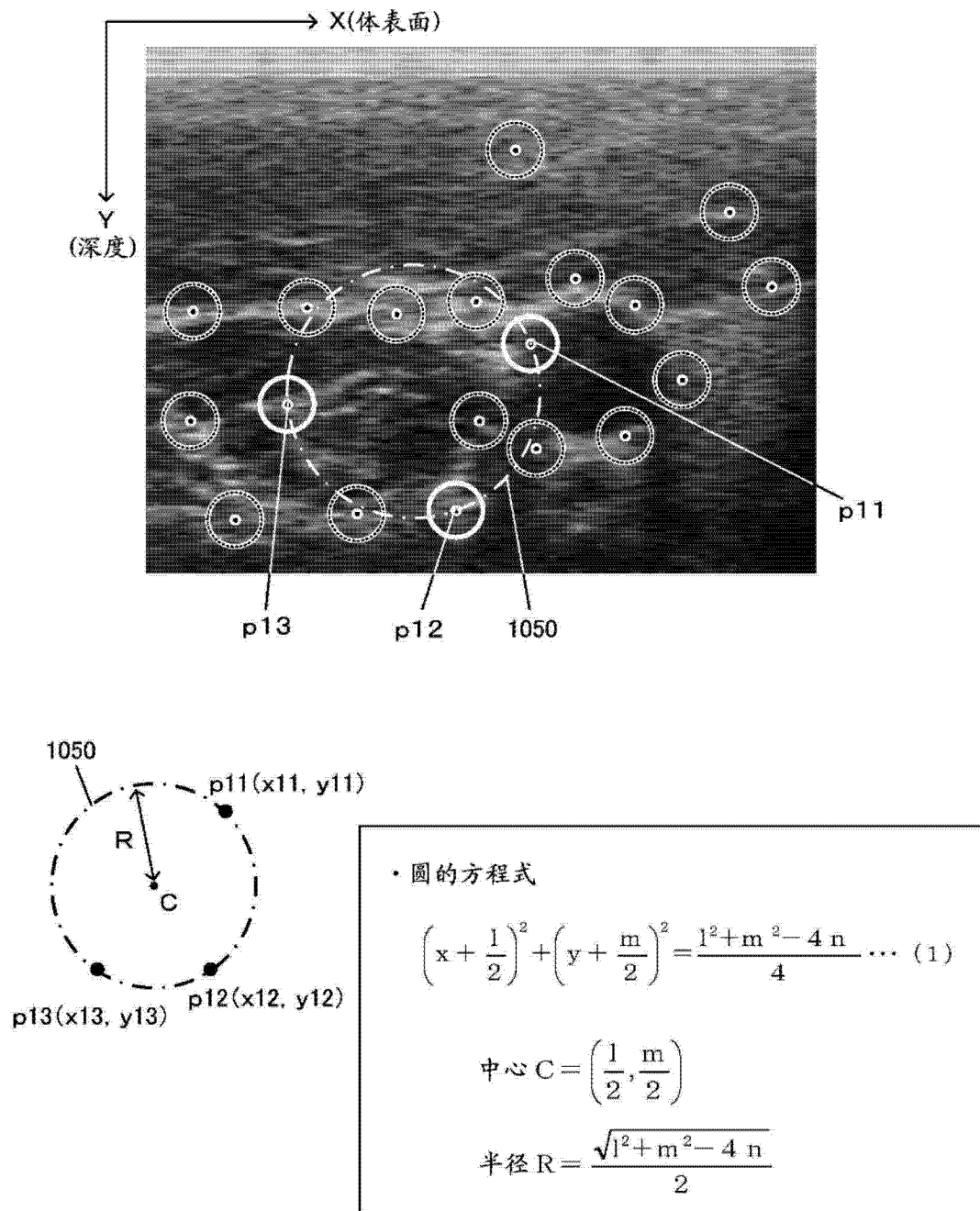


图 3

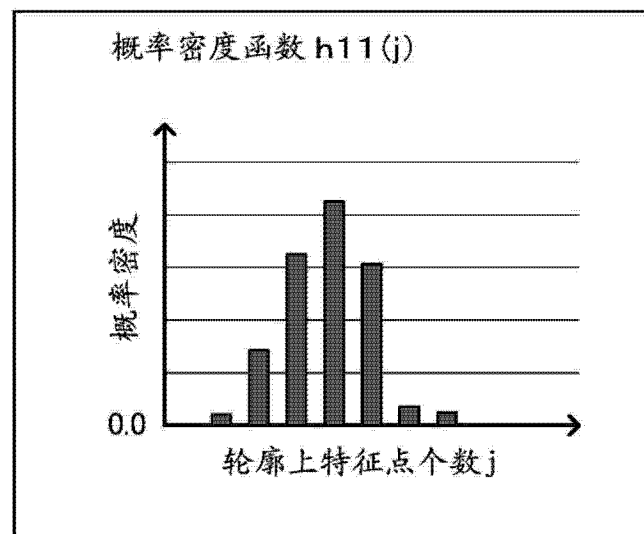
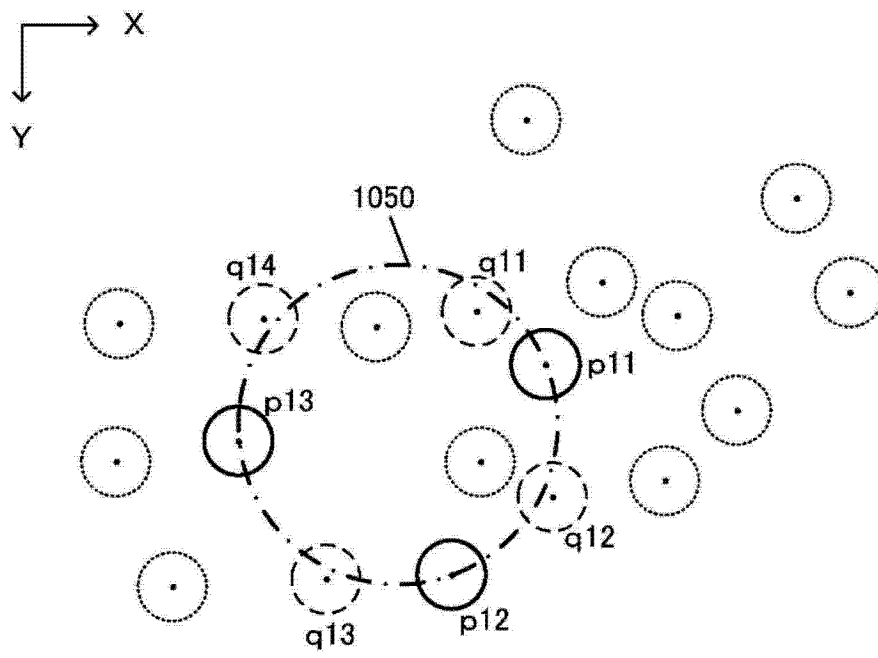


图 4

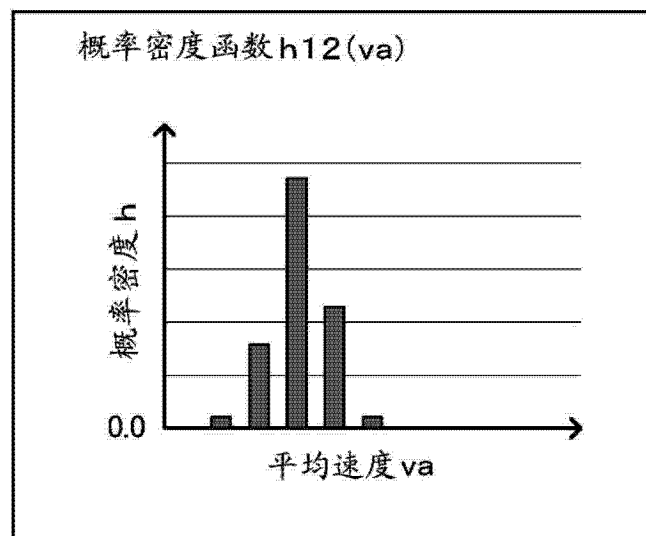
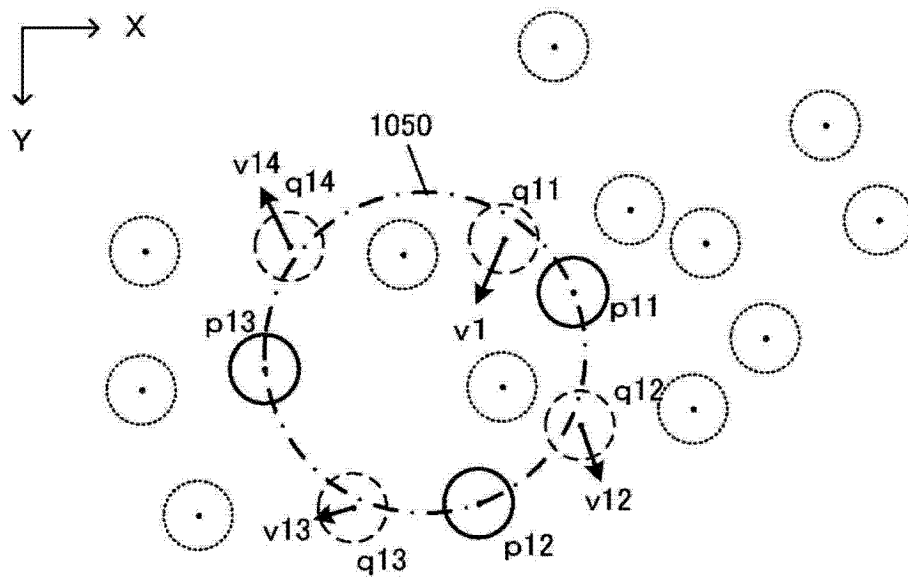


图 5

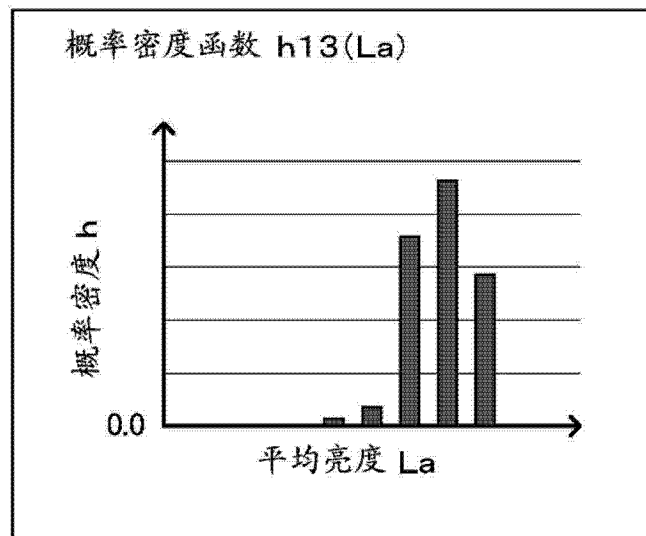
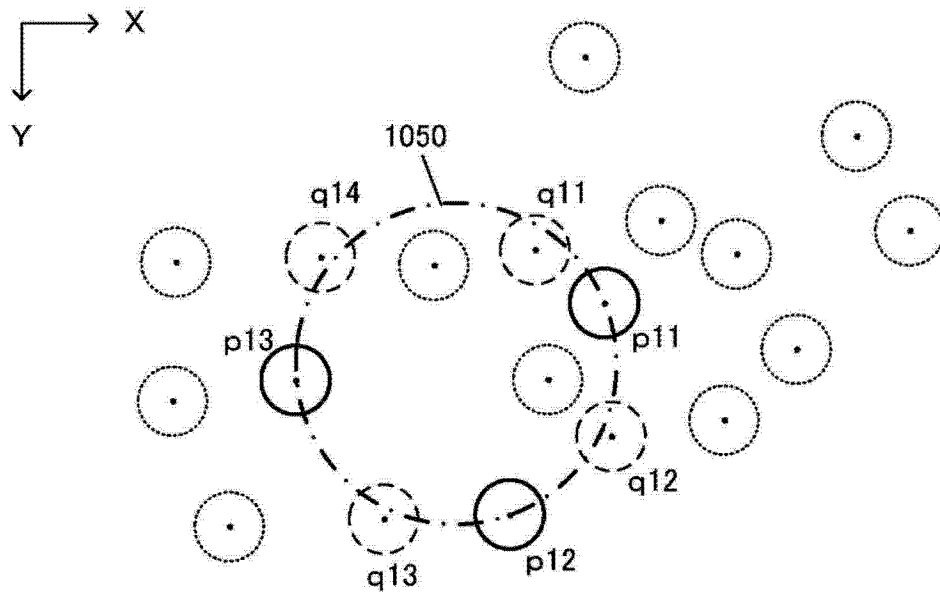


图 6

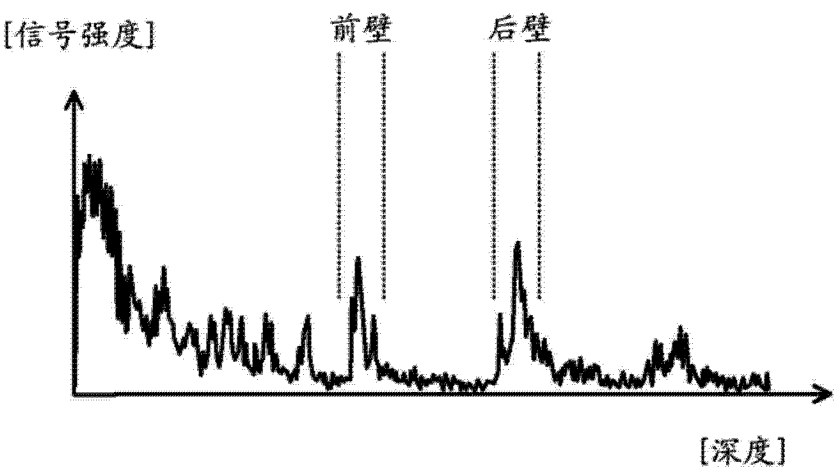


图 7

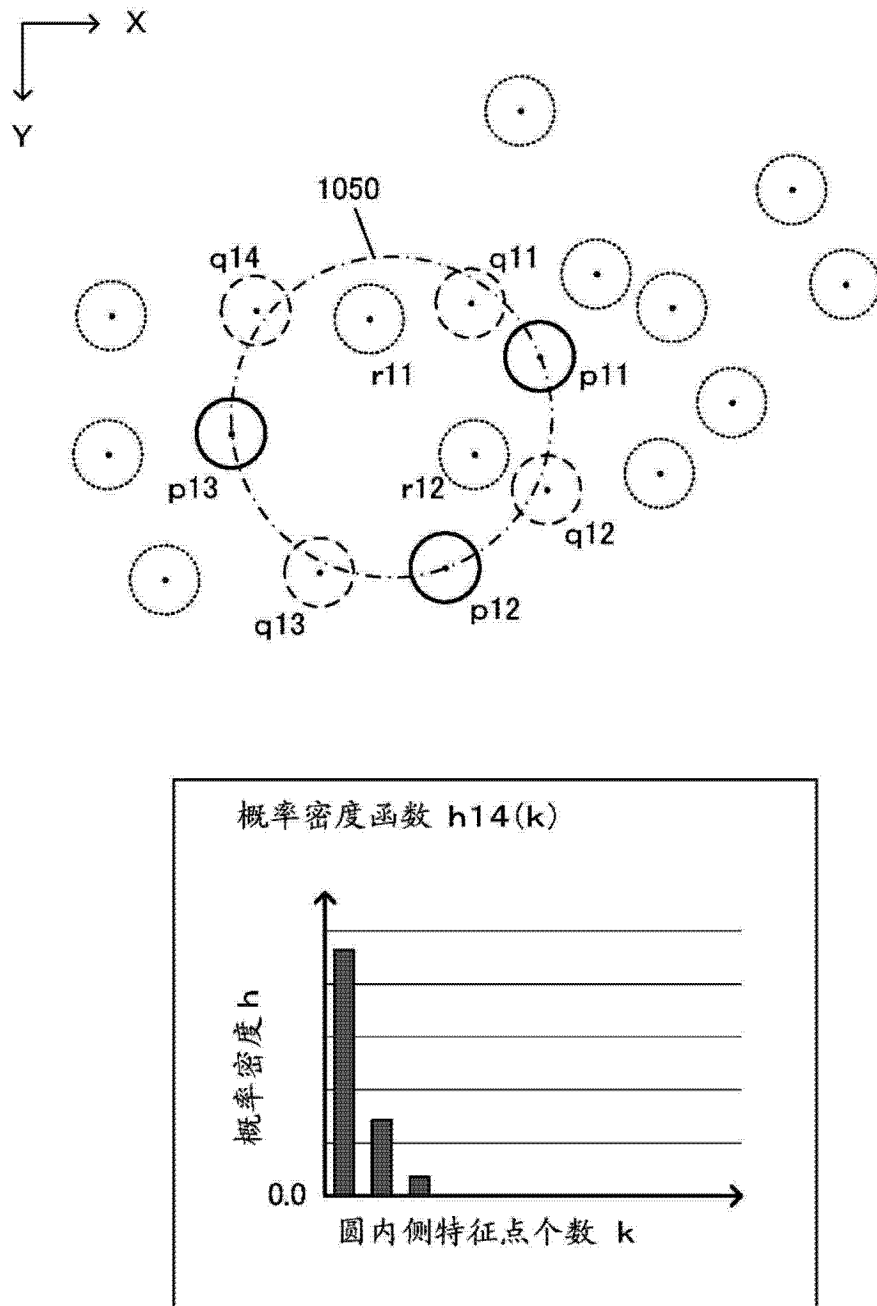


图 8

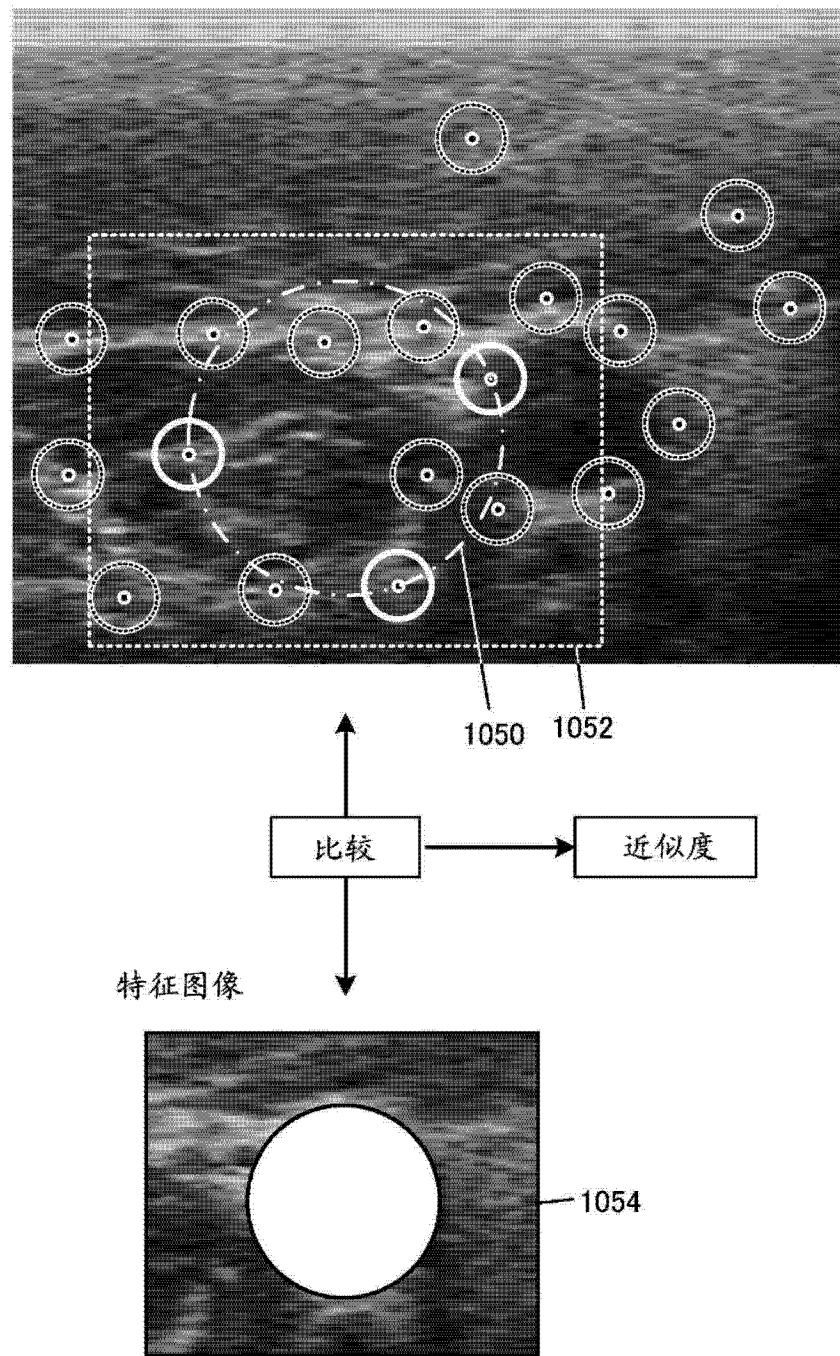


图 9

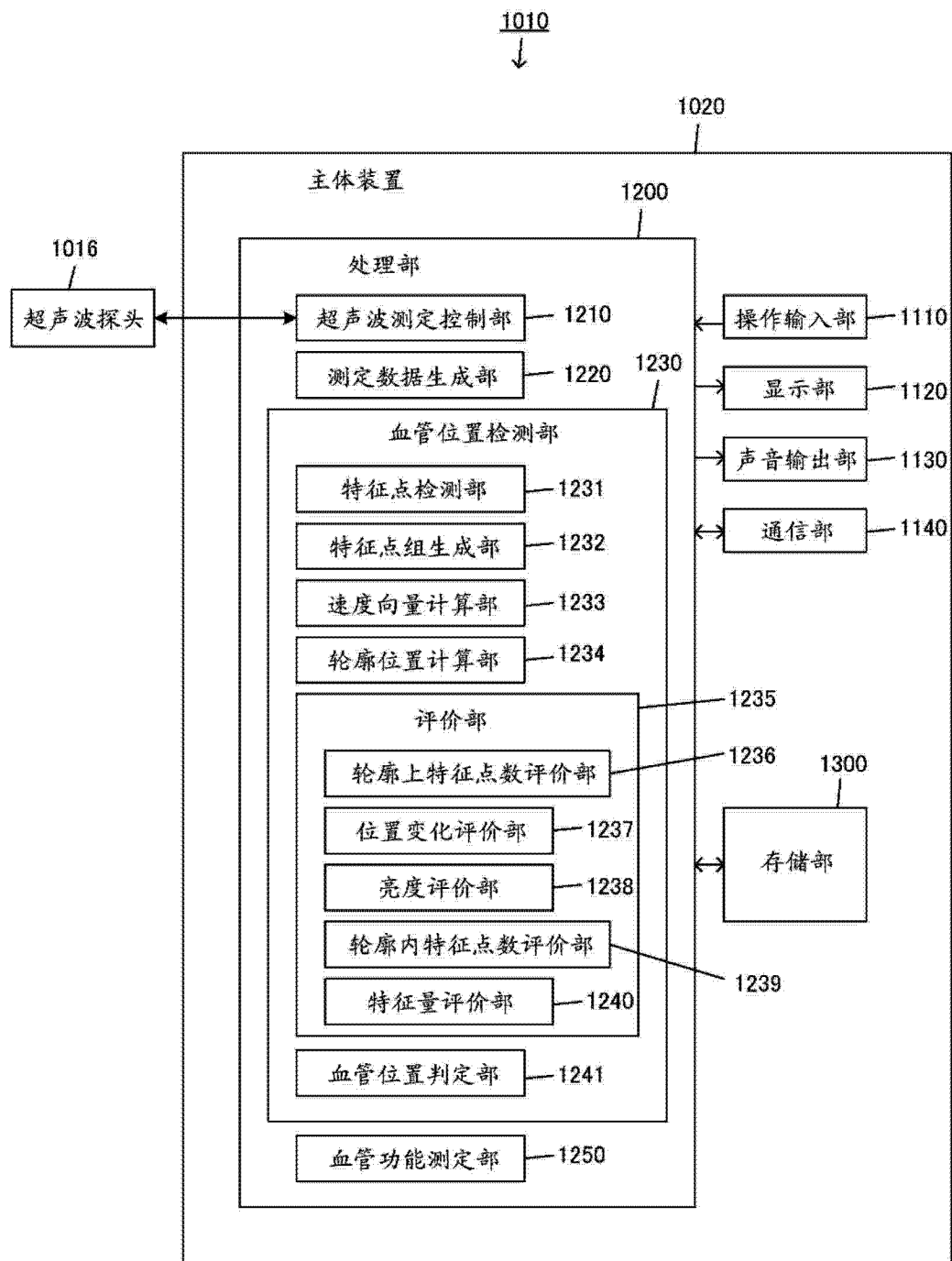


图 10

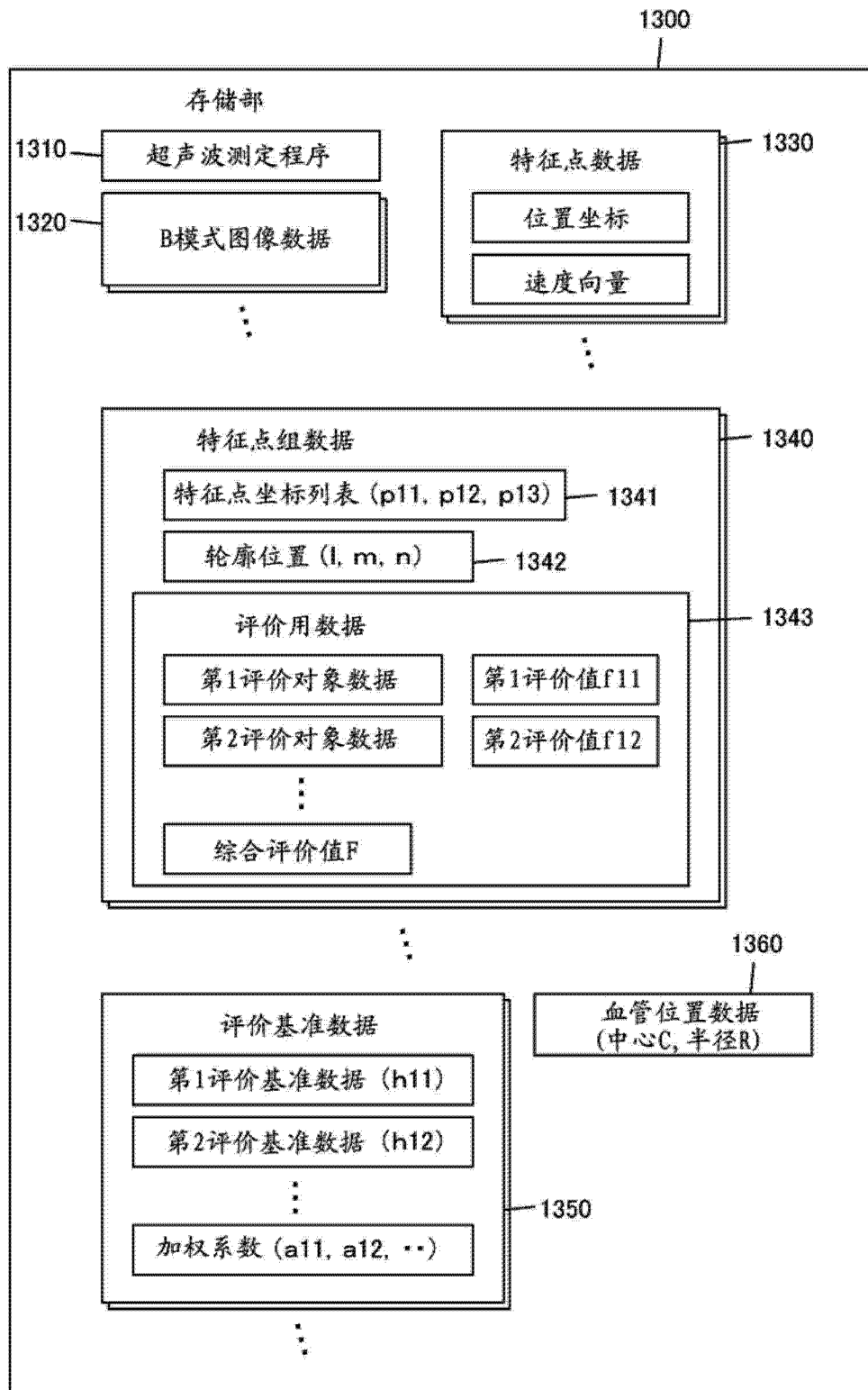


图 11

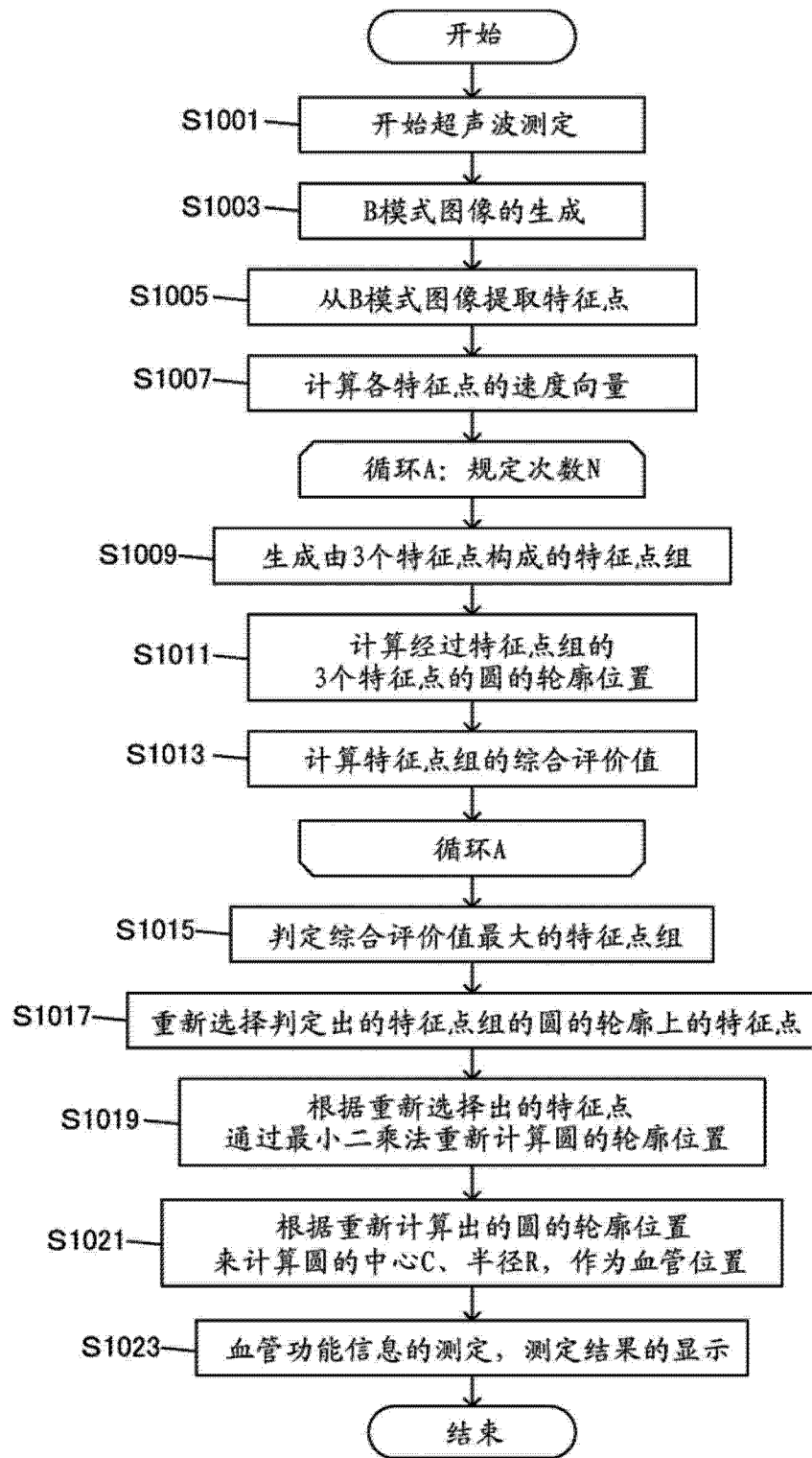


图 12

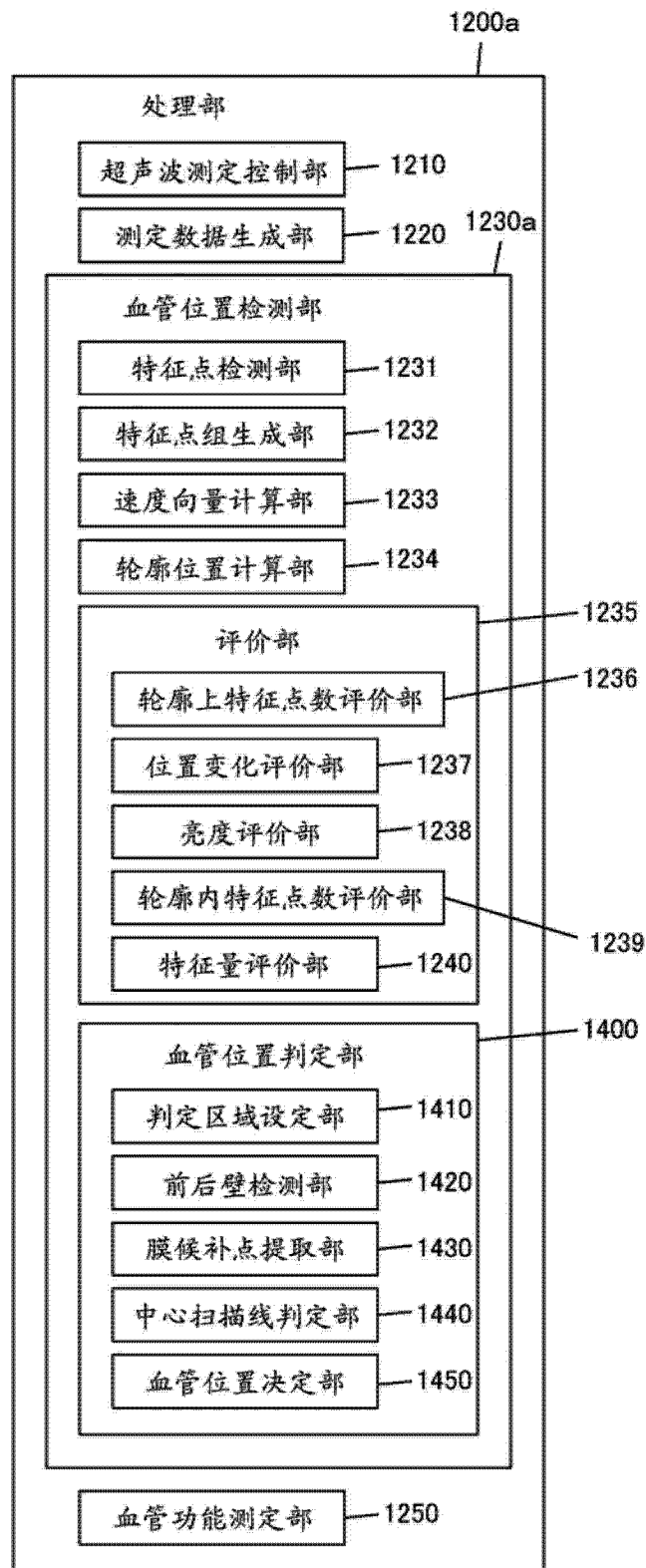


图 13

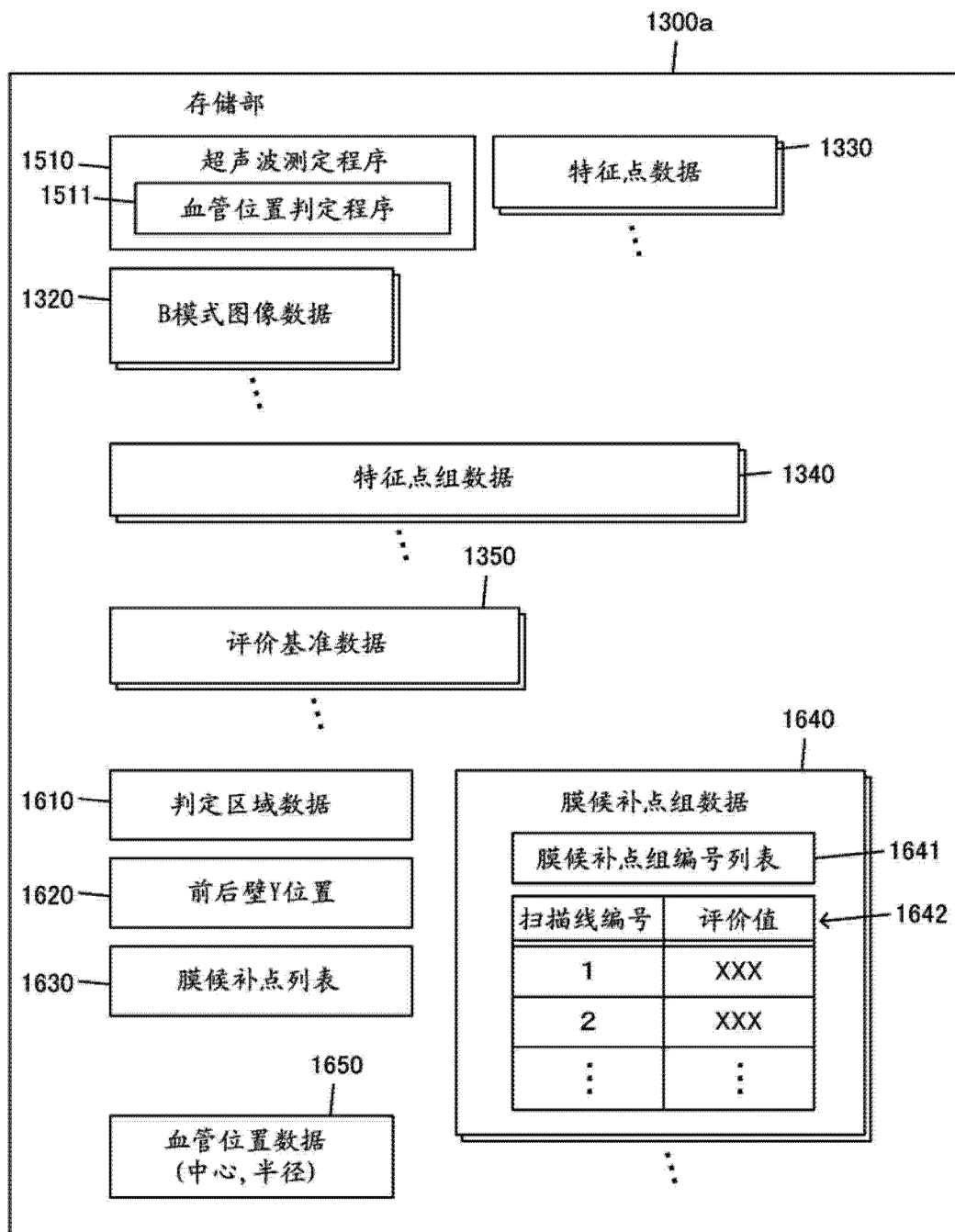


图 14

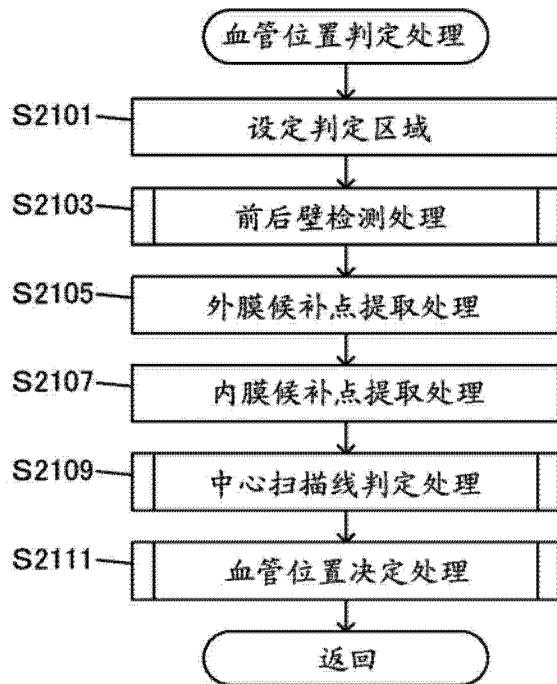


图 15

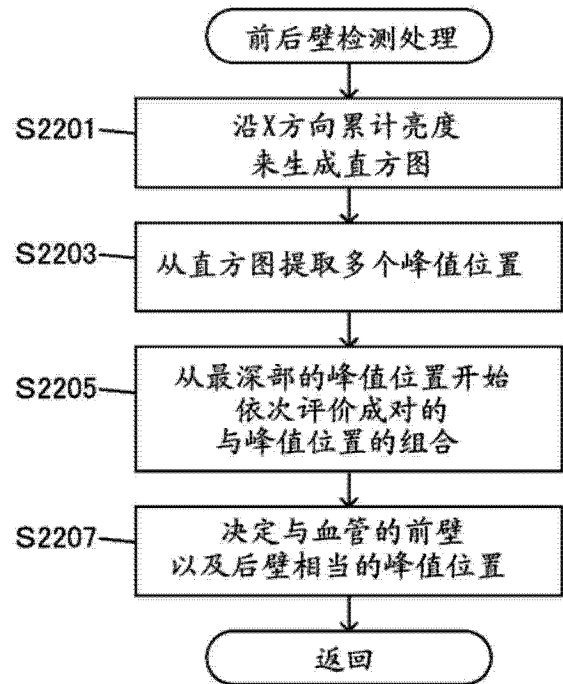


图 16

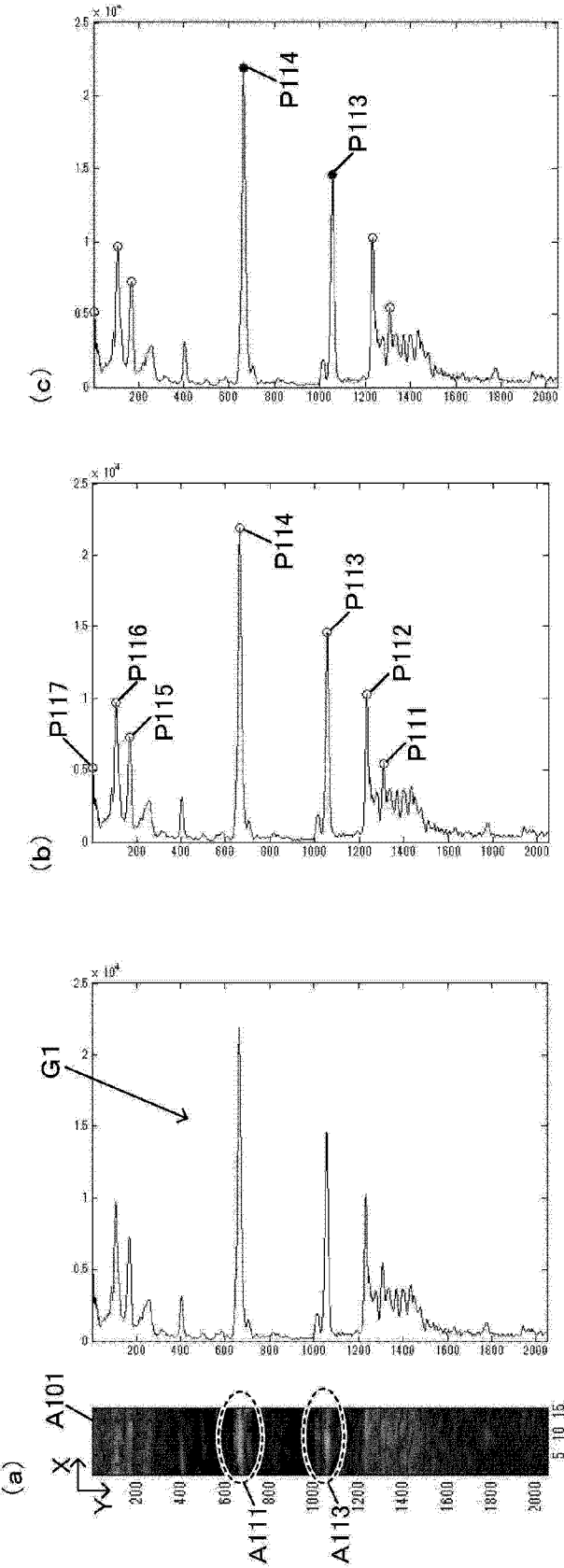


图 17

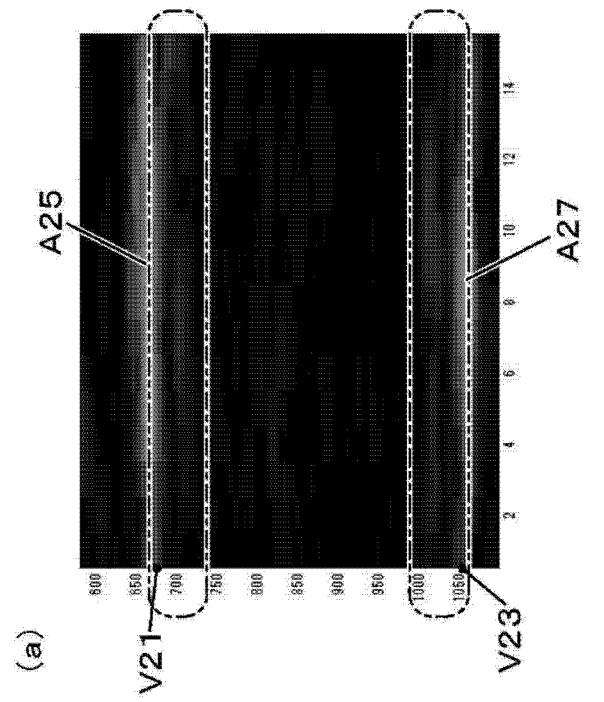
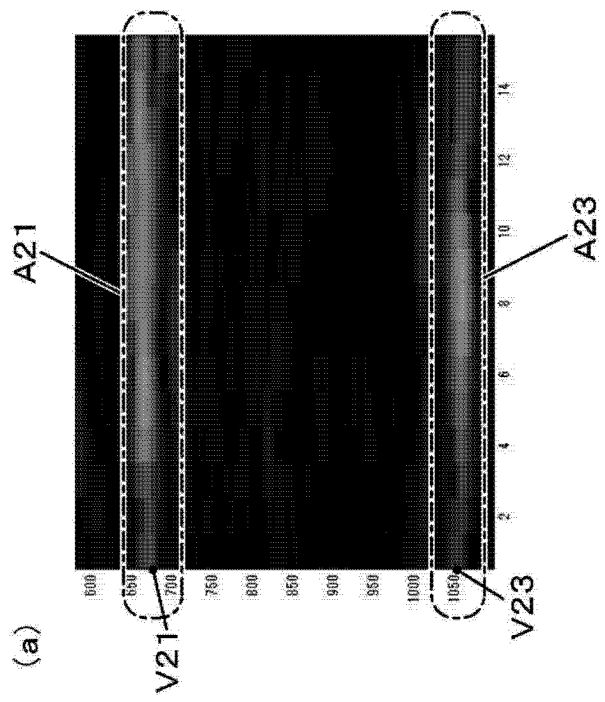
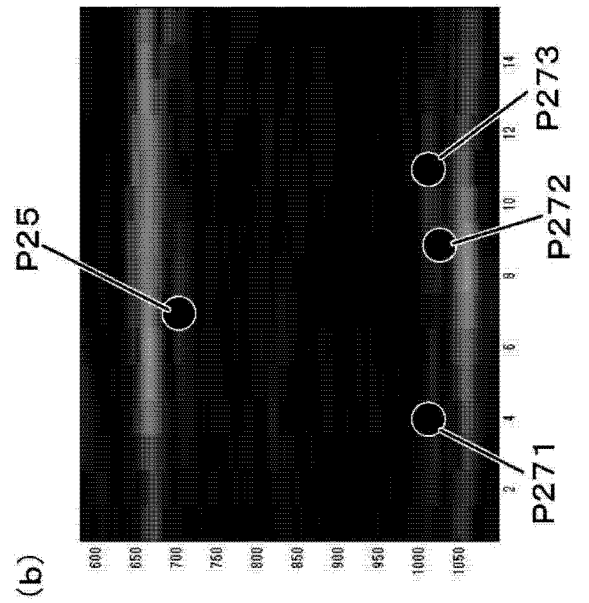
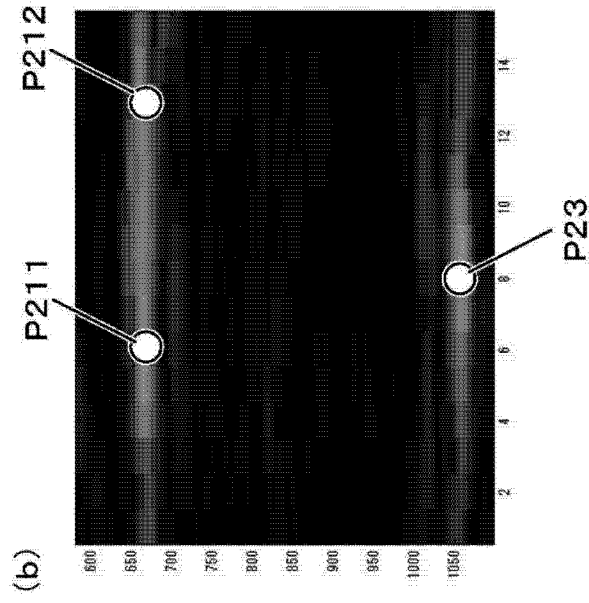


图 18

图 19

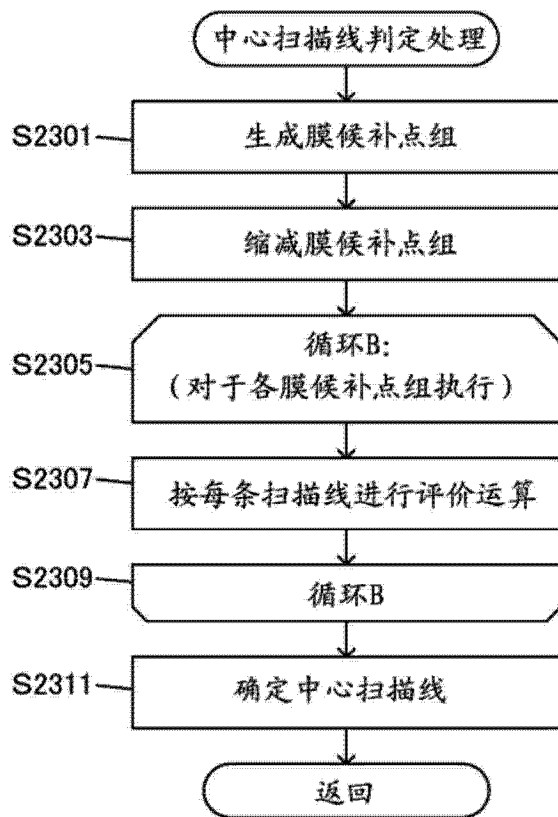


图 20

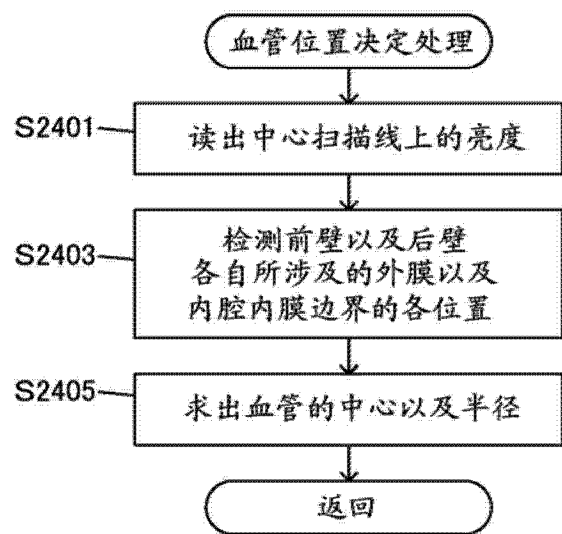


图 21

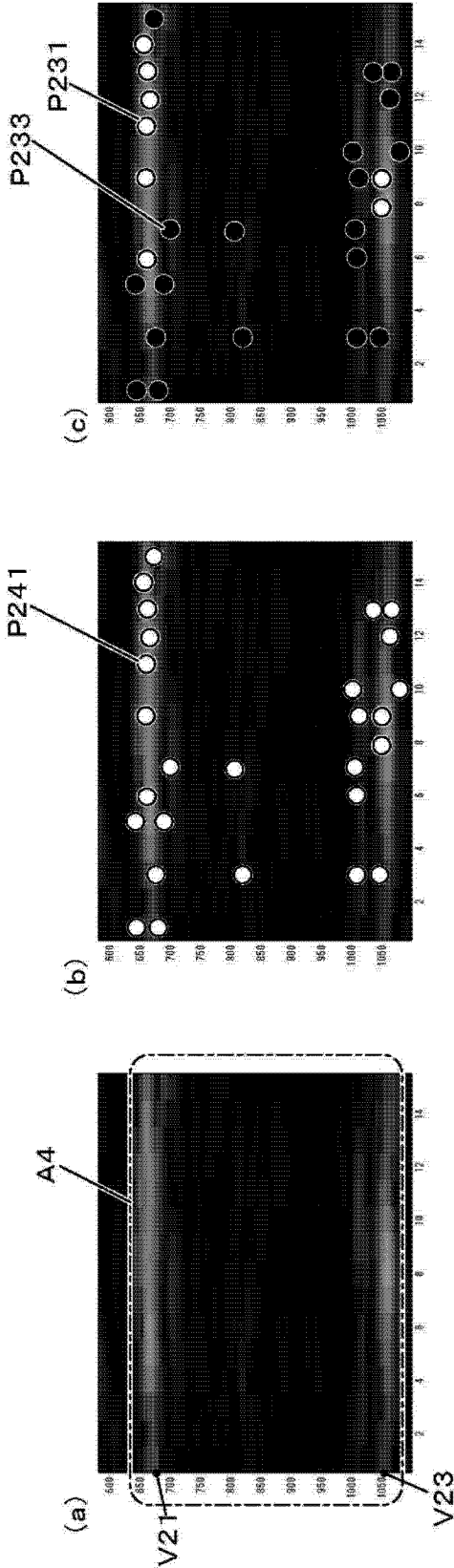
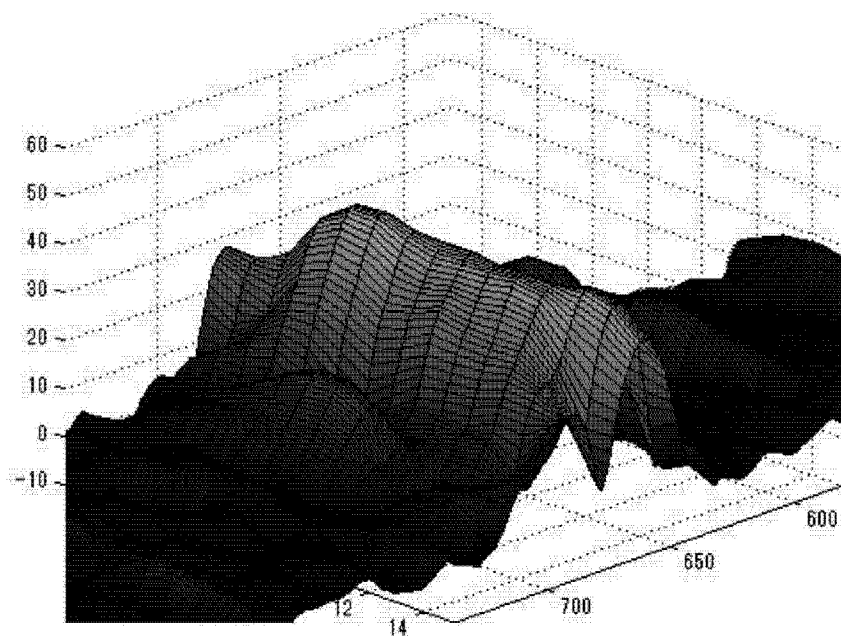


图 22

(a)



(b)

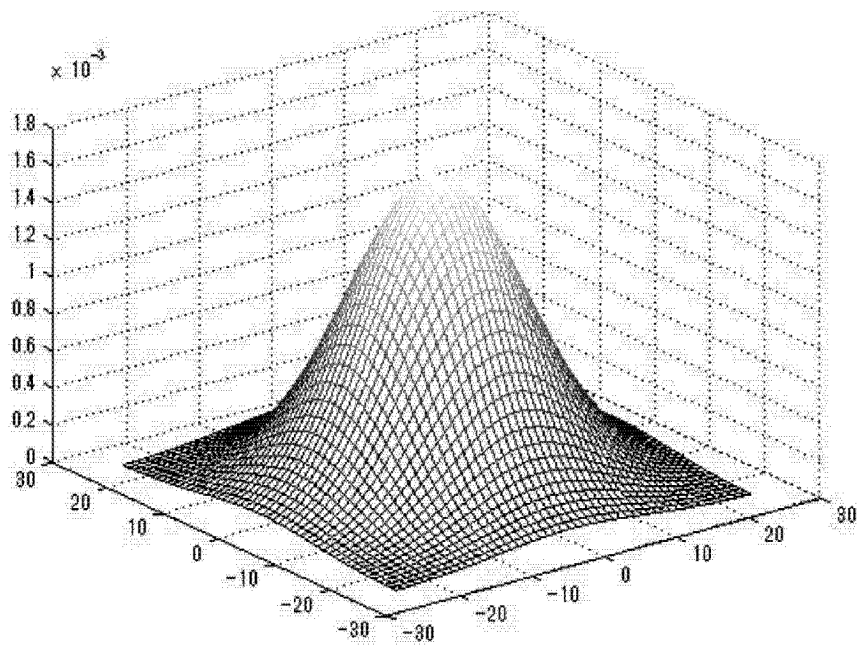


图 23

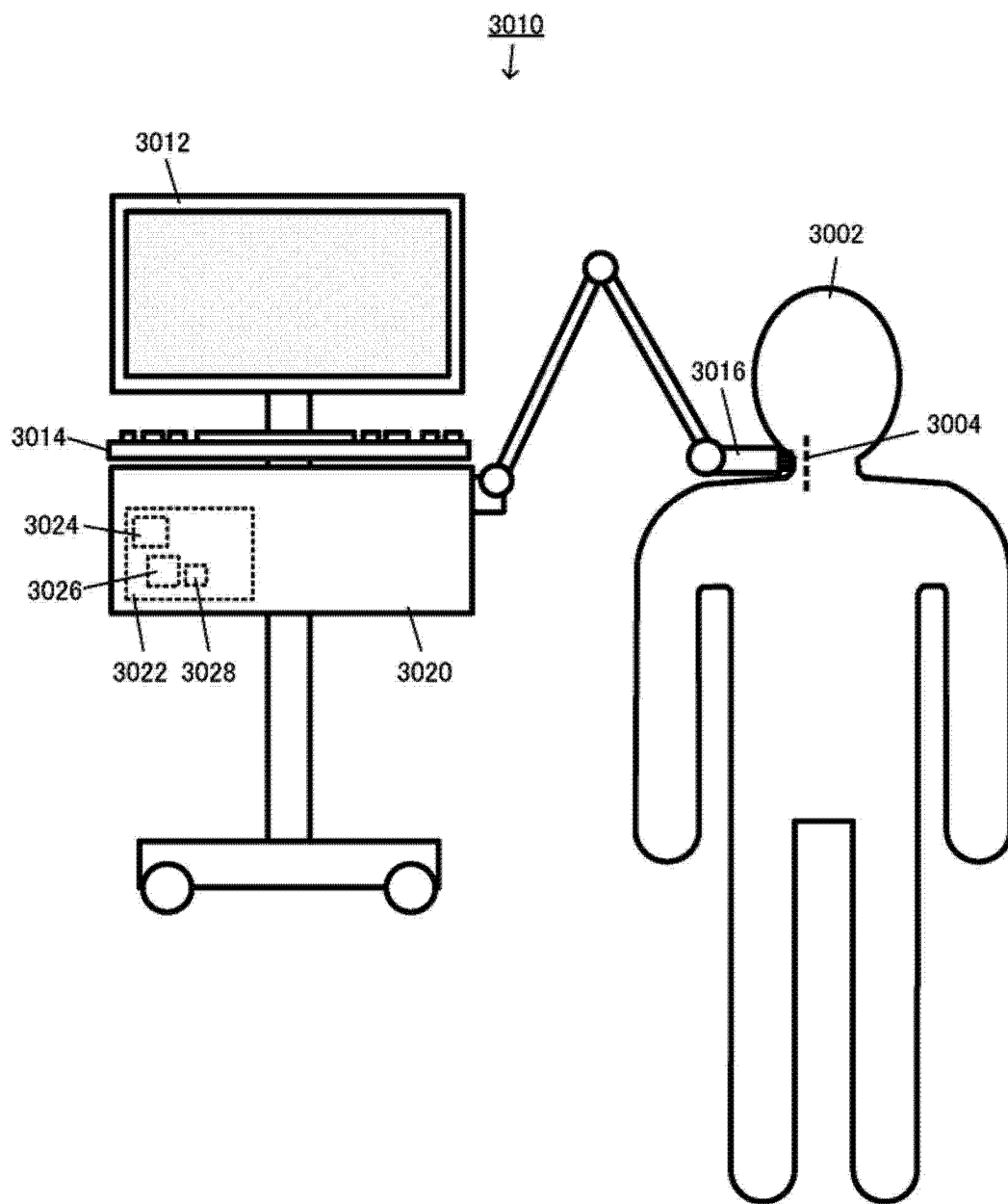


图 24

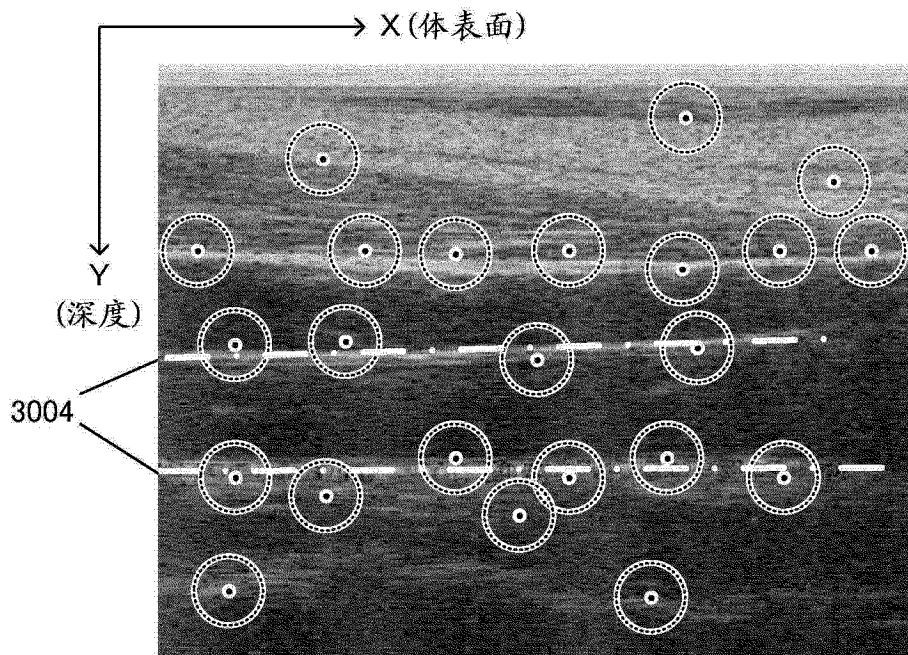
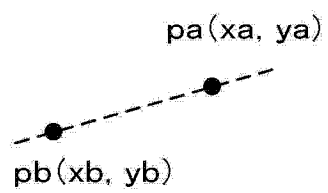
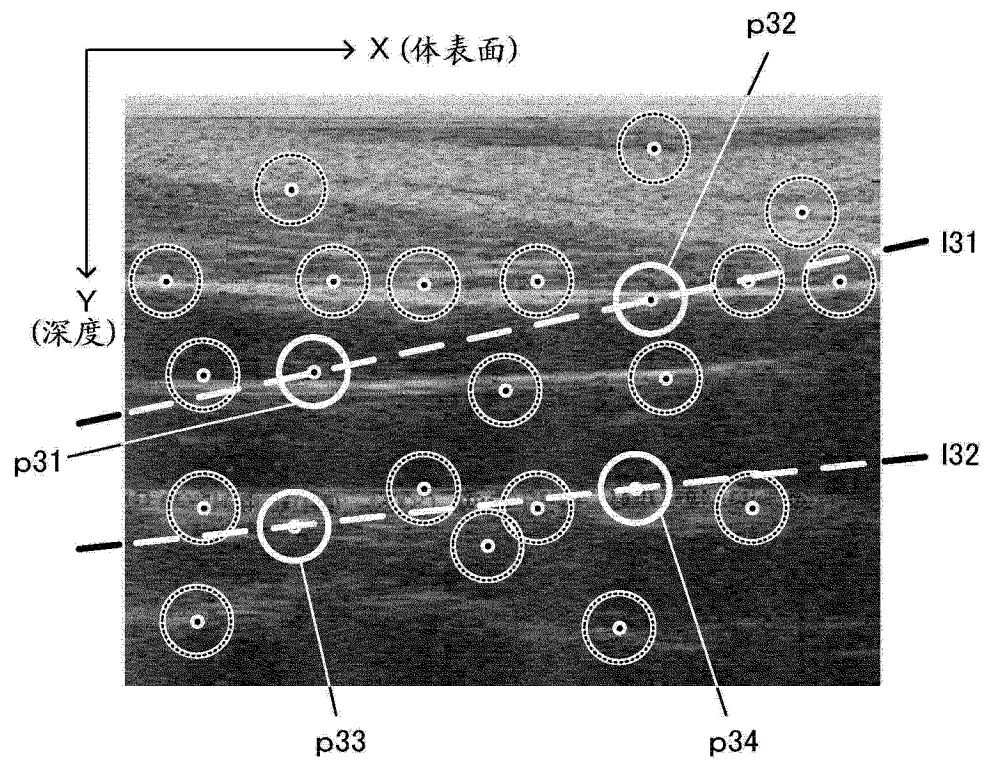


图 25



直线的一般式

$$y = \alpha \cdot x + \beta$$

图 26

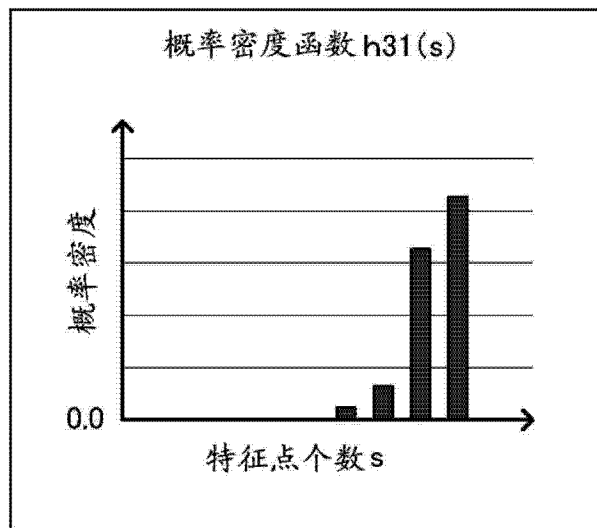
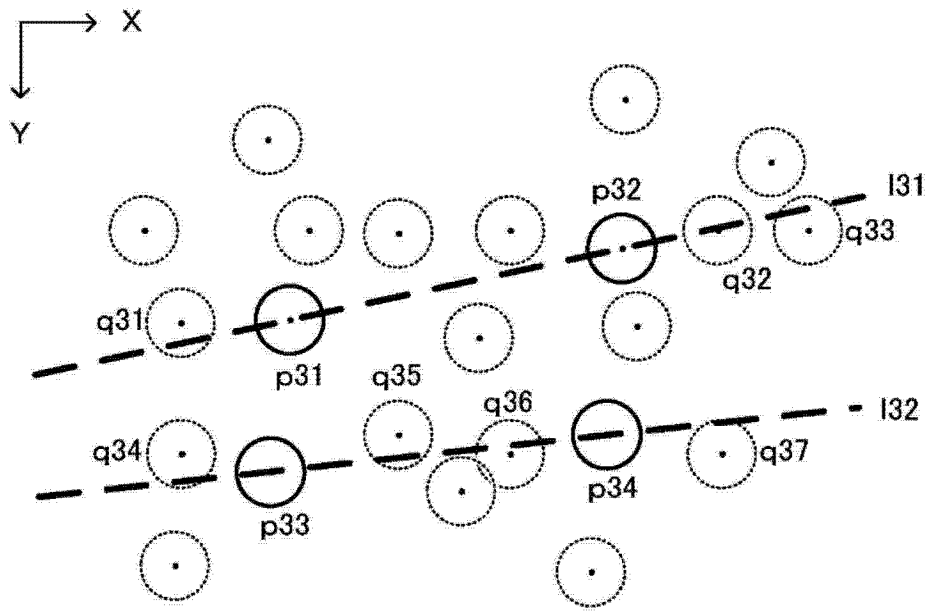


图 27

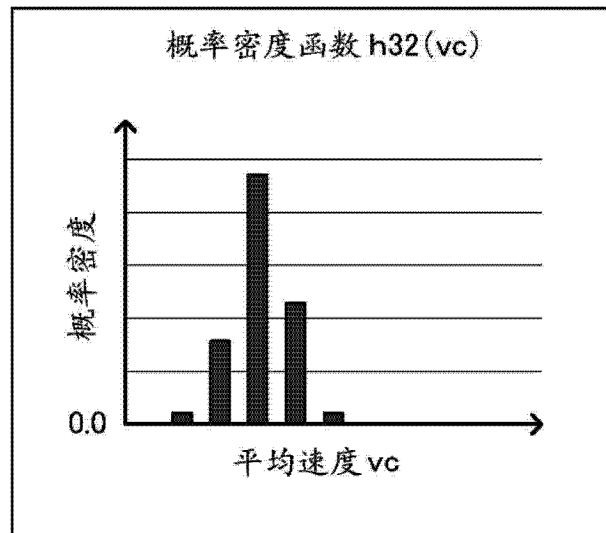
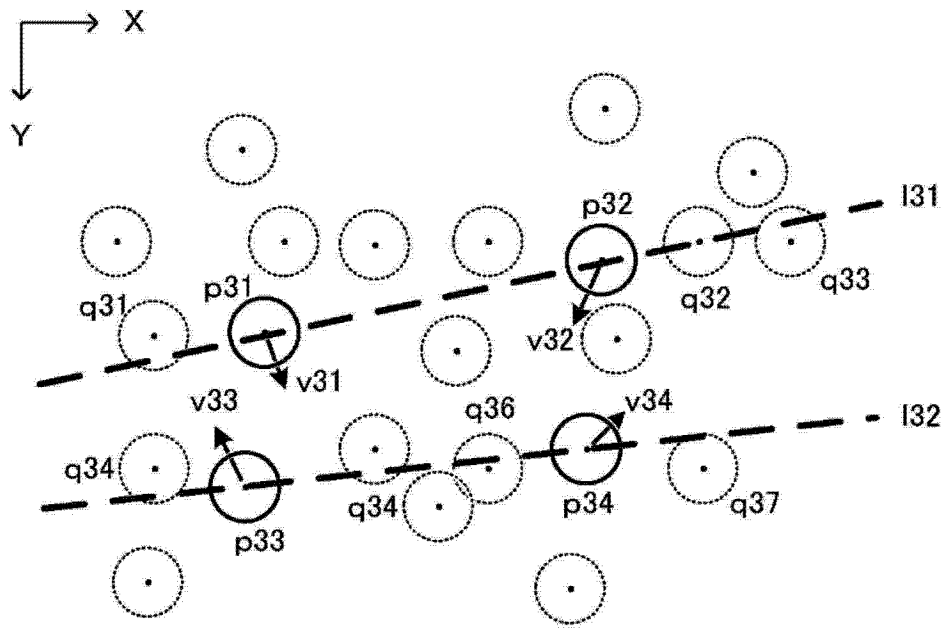


图 28

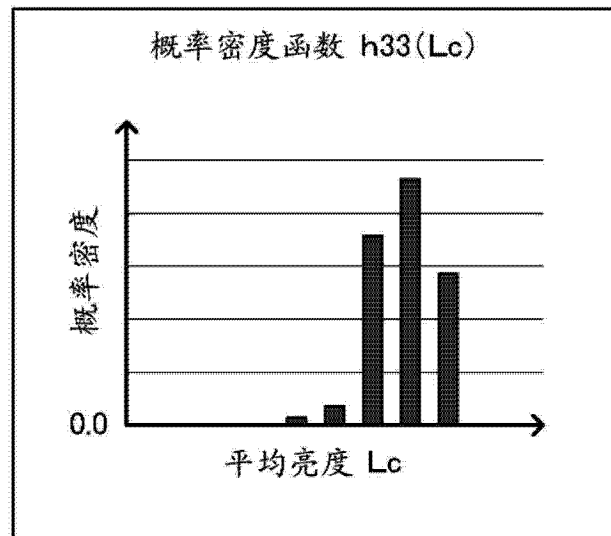
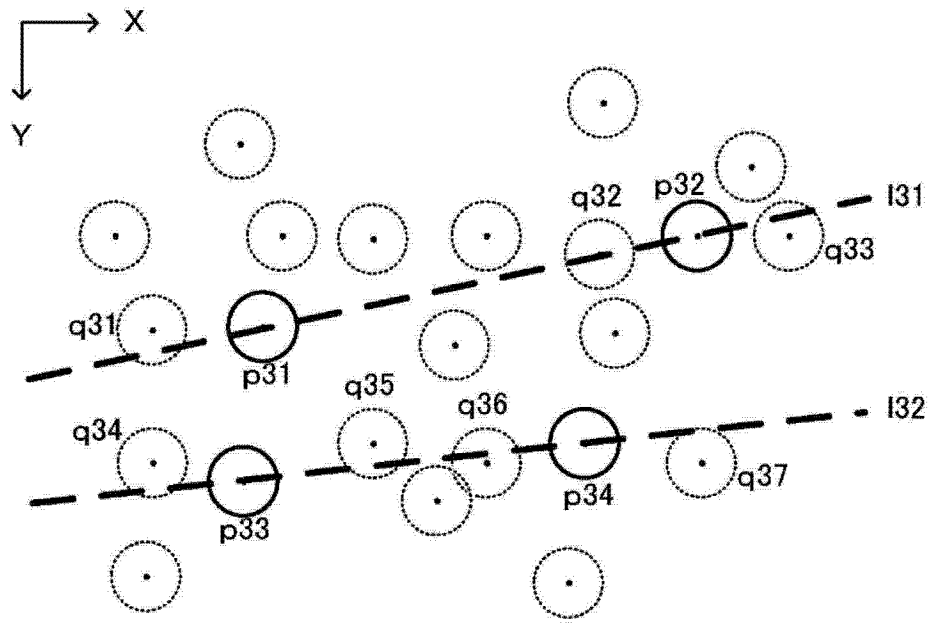


图 29

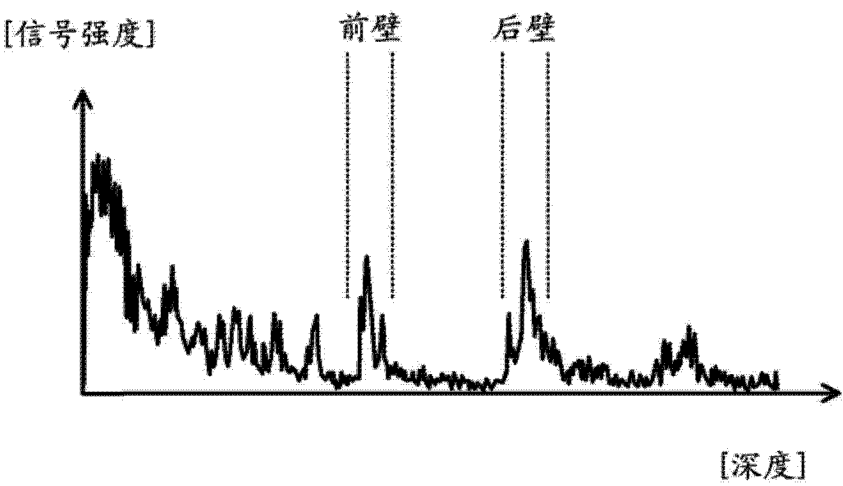


图 30

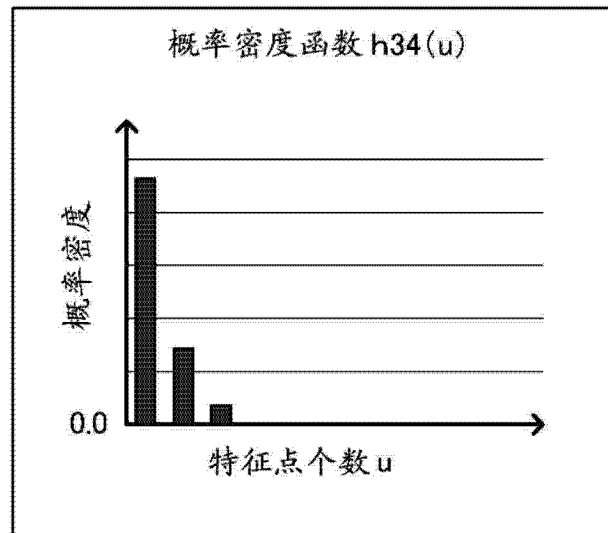
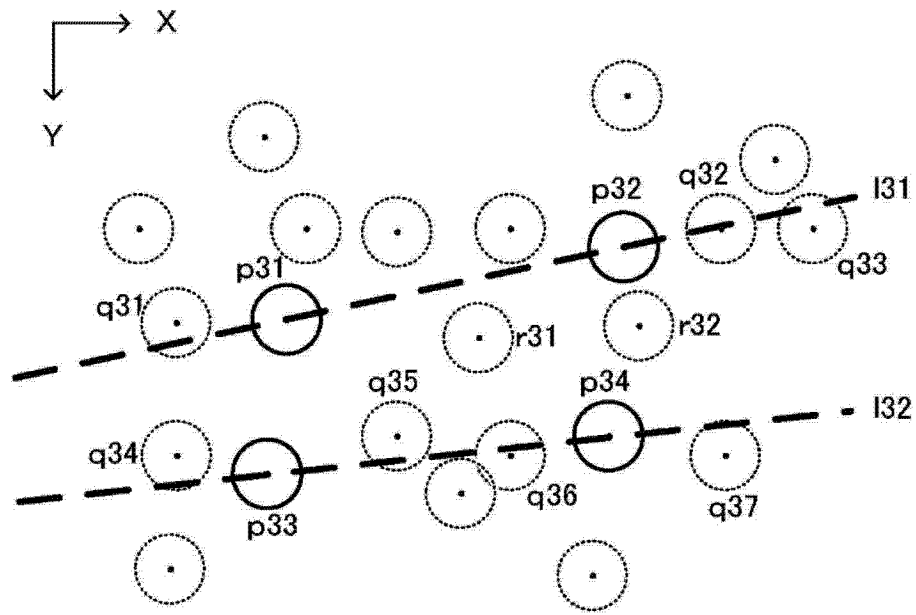


图 31

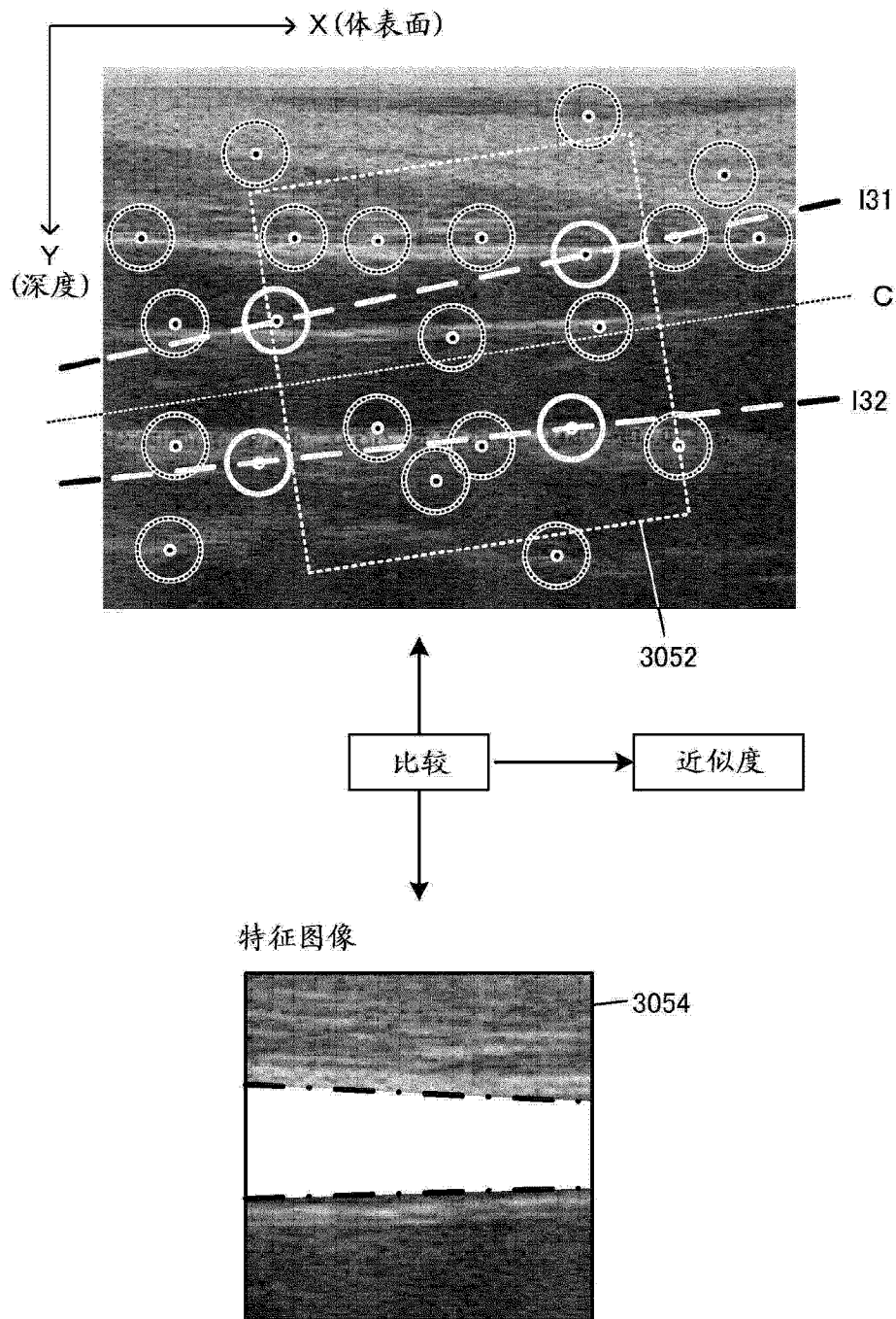


图 32

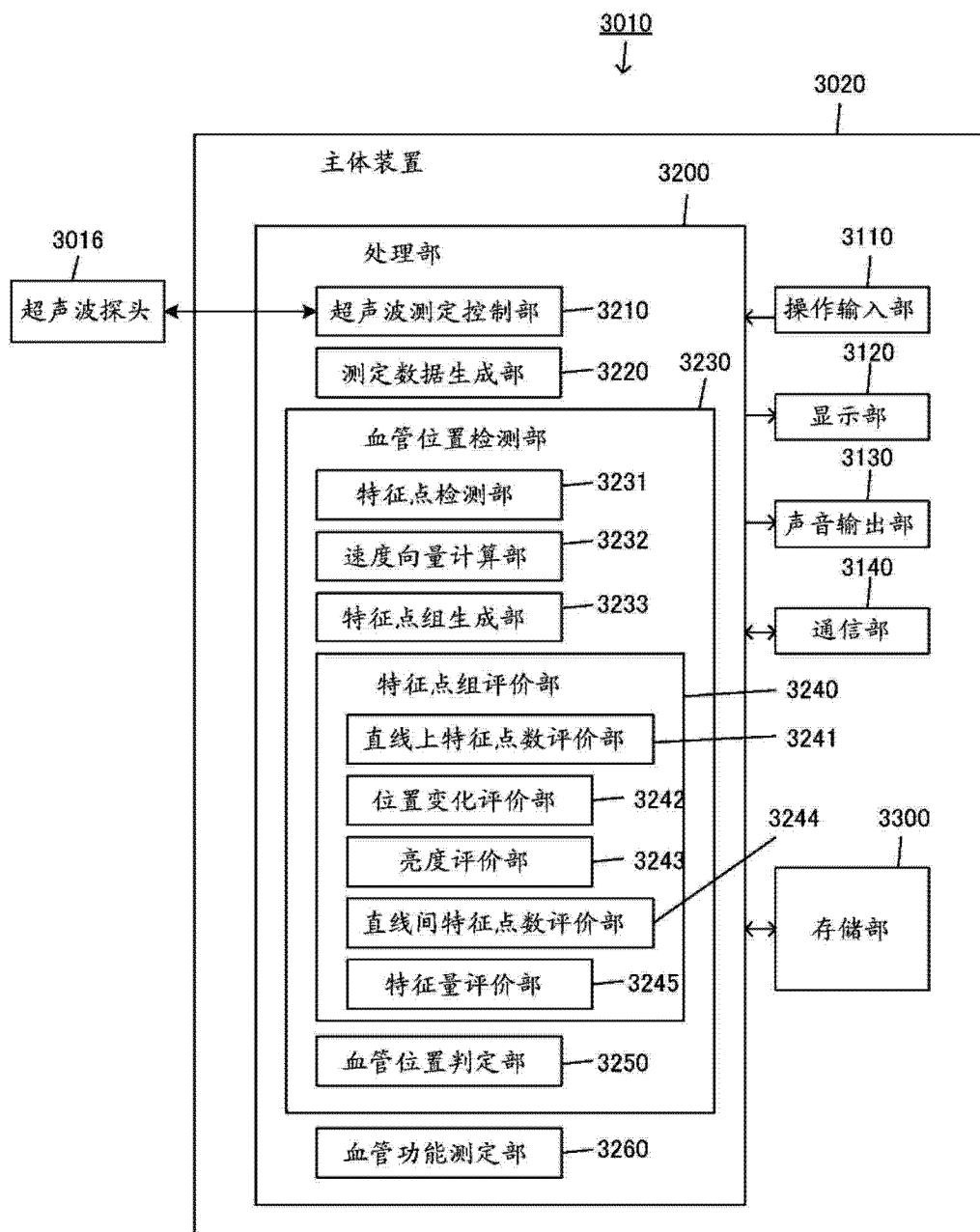


图 33

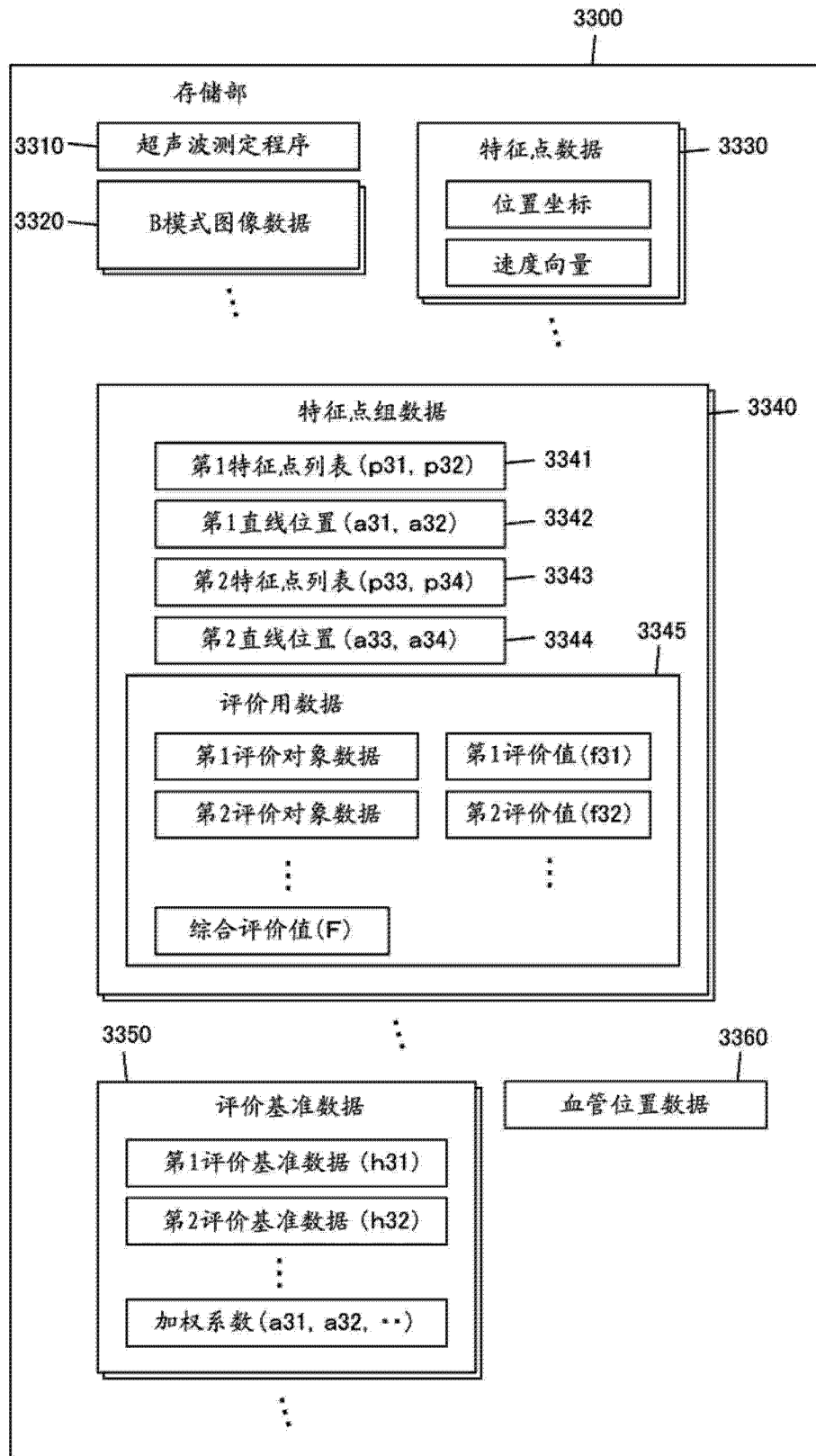


图 34

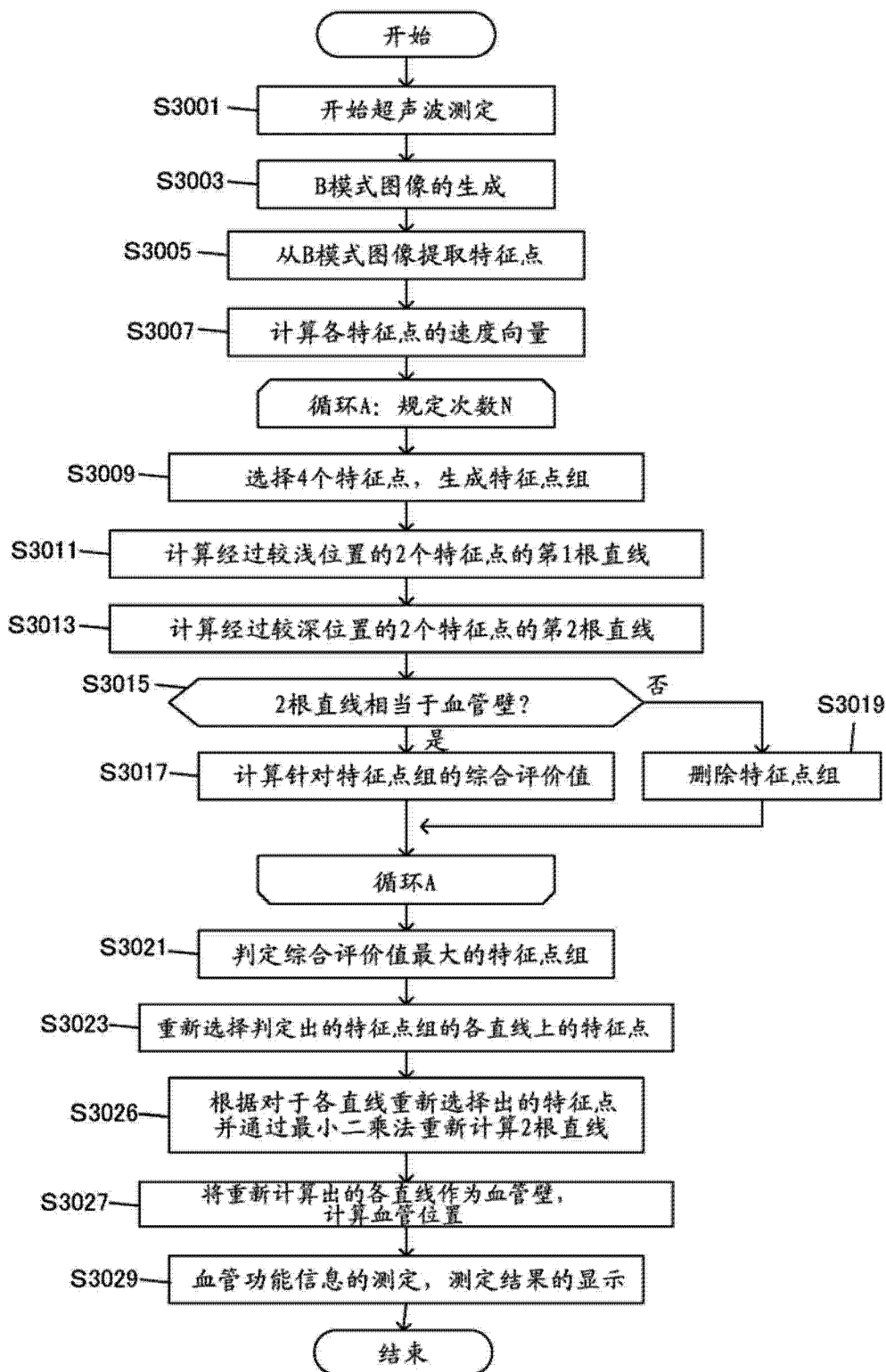


图 35

专利名称(译)	超声波测定装置以及超声波测定方法		
公开(公告)号	CN104970832A	公开(公告)日	2015-10-14
申请号	CN201510145082.3	申请日	2015-03-30
[标]申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
[标]发明人	日向崇		
发明人	日向崇		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/085 A61B8/0891 A61B8/14 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/4218 G16H50/30		
代理人(译)	李洋		
优先权	2014075750 2014-04-01 JP 2014078320 2014-04-07 JP 2014257683 2014-12-19 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及超声波测定装置以及超声波测定方法，以经过利用超声波测定获取到的B模式图像中的3个特征点的圆的位置是否能视为血管壁的位置这一基准来评价由该3个特征点构成的特征点组。作为评价项目，有位于经过3个特征点的圆的轮廓上的特征点的个数、随着时间流逝的特征点的位置变化、特征点的亮度、该圆的内侧的特征点的个数等。在评价的结果满足了规定条件的情况下，判断为血管壁的位置位于经过选择出的3个特征点的圆的位置来检测血管位置。

