



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104093362 B

(45)授权公告日 2017.05.17

(21)申请号 201280063696.1

(22)申请日 2012.12.20

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104093362 A

(43)申请公布日 2014.10.08

(30)优先权数据

2011-279425 2011.12.21 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2014.06.20

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/008146 2012.12.20

(87)PCT国际申请的公布数据

W02013/094205 JA 2013.06.27

(73)专利权人 柯尼卡美能达株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 远间正真 大宫淳 田路文平

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 金景花

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

(56)对比文件

US 2008/0114244 A1, 2008.05.15, 说明书
[0055]-[0078]、图2-22.

JP 特开2002-224116 A, 2002.08.13, 全文.

JP 特开2000-296129 A, 2000.10.24, 全文.

JP 特开平7-178090 A, 1995.07.18, 全文.

JP 特开平11-164834 A, 1999.06.22, 全文.

审查员 马薇

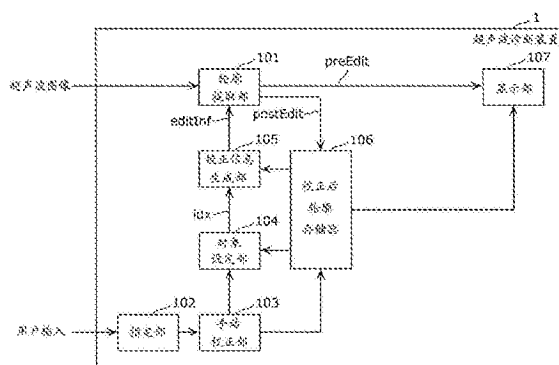
权利要求书3页 说明书18页 附图27页

(54)发明名称

超声波诊断装置以及轮廓提取方法

(57)摘要

具备:轮廓提取部(101),从在空间上连续的位置取得的多个超声波图像的每个所包含的器官的像中提取所述器官的轮廓;指定部(102),从用户接受指定信息和校正信息,所述指定信息用于从多个超声波图像之中指定包含作为用户对轮廓提取部(101)提取到的轮廓进行手动校正的对象的轮廓的手动校正对象图像,所述校正信息表示手动校正的内容;以及手动校正部(103),对于根据指定部(102)接受到的指定信息而指定的手动校正对象图像,将轮廓提取部(101)提取到的轮廓基于校正信息进行校正,轮廓提取部(101)进一步基于表示在手动校正部(103)校正后的手动校正对象图像所包含的轮廓的信息,提取在多个超声波图像之中与手动校正对象图像不同的图像即对象图像所包含的新的轮廓。



1. 一种超声波诊断装置,具备:

轮廓提取部,从在空间上连续的位置取得的多个超声波图像的每个所包含的器官的像中提取所述器官的轮廓;

指定部,从用户接受指定信息和校正信息,所述指定信息用于从所述多个超声波图像之中指定包含在所述轮廓提取部提取的所述轮廓之中作为所述用户进行手动校正的对象的所述轮廓的手动校正对象图像,所述校正信息表示所述手动校正的内容;以及

轮廓校正部,对于根据所述指定部接受到的所述指定信息而指定的所述手动校正对象图像,将所述轮廓提取部提取到的所述轮廓基于所述校正信息进行校正,

所述轮廓提取部进一步

在所述多个超声波图像之中,将与所述手动校正对象图像相邻的图像设为对象图像,对于所述对象图像,将表示在所述轮廓校正部校正后的所述手动校正对象图像所包含的所述轮廓的信息作为初始轮廓而进行探索处理,将通过所述探索处理而得到的轮廓提取为新的轮廓。

2. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,

所述轮廓提取部

在通过所述探索处理而得到的轮廓的形状相对于从所述器官的像中提取到的所述器官的轮廓的形状变化了规定以上的情况下,将通过所述探索处理而得到的轮廓提取为所述新的轮廓。

3. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,

所述轮廓提取部进一步

将表示通过对所述对象图像的所述探索处理而得到的所述新的轮廓的信息作为初始轮廓信息,对于所述多个超声波图像之中的图像并且是与所述手动校正对象图像以及所述对象图像不同的新的对象图像,进行用于探索所述新的对象图像所包含的所述轮廓的探索处理,将通过该探索处理而得到的轮廓提取为所述新的轮廓。

4. 如权利要求3所述的超声波诊断装置,

所述轮廓提取部

在所述多个超声波图像之中,对于与所述对象图像相邻的图像即所述新的对象图像进行所述探索处理,将通过所述探索处理而得到的轮廓提取为所述新的轮廓。

5. 如权利要求4所述的超声波诊断装置,

所述轮廓提取部

在所述多个超声波图像之中,从与所述手动校正对象图像接近的图像起按顺序,将该图像作为所述新的对象图像而进行所述探索处理,

该探索处理将表示通过紧靠之前的探索处理而提取到的所述器官的轮廓的信息作为初始轮廓而进行。

6. 如权利要求5所述的超声波诊断装置,

所述轮廓提取部

直至通过该探索处理而得到的轮廓的形状相对于从所述器官的像中提取到的所述器官的轮廓的形状没有变化规定以上为止,进行探索处理。

7. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,

所述轮廓提取部

将血管膜的轮廓提取为所述器官的轮廓。

8. 如权利要求1所述的超声波诊断装置，

所述轮廓提取部

将血管膜的内膜或外膜的轮廓提取为所述器官的轮廓。

9. 如权利要求8所述的超声波诊断装置，

所述轮廓提取部

在所述多个超声波图像之中，从与所述手动校正对象图像被取得的位置接近的位置取得的图像起按顺序，将该图像作为所述新的对象图像而进行所述探索处理，

直至通过该探索处理而得到的所述内膜的轮廓和所述外膜的轮廓之间的距离成为阈值以下为止，进行该探索处理。

10. 如权利要求1所述的超声波诊断装置，

所述超声波诊断装置进一步具备：

三维像生成部，通过将所述轮廓提取部对所述多个超声波图像的每个提取到的所述器官的轮廓基于超声波图像被取得的位置而进行整合，从而生成所述器官的三维像。

11. 如权利要求1所述的超声波诊断装置，

所述指定部

从所述用户接受表示所述手动校正对象图像所包含的所述器官的像的轮廓的追加轮廓信息，作为所述校正信息，

所述轮廓校正部

通过在所述手动校正对象图像中基于所述校正信息而形成所述轮廓，从而进行所述校正。

12. 如权利要求11所述的超声波诊断装置，

所述轮廓提取部进一步

在所述校正或形成后的多个所述轮廓相互重合的情况下，对重合的多个所述轮廓进行整合从而形成一个轮廓，将所形成的所述轮廓提取为所述新的轮廓。

13. 如权利要求11所述的超声波诊断装置，

所述指定部

将所述指定信息和所述追加轮廓信息作为所述校正信息而接受，所述指定信息用于将包含一个所述器官的像的图像即第一图像和包含两个所述器官的像的图像即第二图像指定为所述手动校正对象图像，所述追加轮廓信息表示所述第一图像所包含的一个所述器官的像的轮廓和所述第二图像所包含的两个所述器官的像的轮廓，

所述轮廓校正部

在所述第一图像以及所述第二图像的每个中，基于所述校正信息而形成所述轮廓，从而进行所述校正。

14. 一种超声波诊断装置中的轮廓提取方法，包括：

轮廓提取步骤，从在空间上连续的位置取得的多个超声波图像的每个所包含的器官的像中提取所述器官的轮廓；

指定步骤，从用户接受指定信息和校正信息，所述指定信息用于从所述多个超声波图

像之中指定包含作为所述用户对于所述轮廓提取步骤中提取的所述轮廓进行手动校正的对象的所述轮廓的手动校正对象图像,所述校正信息表示所述手动校正的内容;以及

轮廓校正步骤,对于根据在所述指定步骤中接受到的所述指定信息而指定的所述手动校正对象图像,将在所述轮廓提取步骤中提取到的所述轮廓基于所述校正信息进行校正,

在所述轮廓提取步骤中,进一步

在所述多个超声波图像之中,将与所述手动校正对象图像相邻的图像设为对象图像,对于所述对象图像,将表示在所述轮廓校正步骤中校正后的所述手动校正对象图像所包含的所述轮廓的信息作为初始轮廓而进行探索处理,将通过所述探索处理而得到的轮廓提取为新的轮廓。

超声波诊断装置以及轮廓提取方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置以及轮廓提取方法。

背景技术

[0002] 以往,公开了基于被检体的诊断图像而提取血管的轮廓,用户校正所提取到的轮廓的技术(专利文献1)。

[0003] 现有技术文献

[0004] 专利文献

[0005] 专利文献1:(日本)特开2008—161688号公报

发明内容

[0006] 发明要解决的课题

[0007] 但是,在现有技术中,对需要校正血管轮廓的全部诊断图像以手动的方式进行轮廓校正。因此,存在校正中需要长时间的问题。

[0008] 因此,本发明提供在短时间内对多个诊断图像更准确地进行器官的轮廓的提取的超声波诊断装置。

[0009] 用于解决课题的手段

[0010] 本发明的一个方式所涉及的超声波诊断装置具备:轮廓提取部,从在空间上连续的位置取得的多个超声波图像的每个所包含的器官的像中提取所述器官的轮廓;指定部,从所述用户接受指定信息和校正信息,所述指定信息用于从所述多个超声波图像之中指定包含在所述轮廓提取部提取的所述轮廓之中作为用户进行手动校正的对象的所述轮廓的手动校正对象图像,所述校正信息表示所述手动校正的内容;以及轮廓校正部,对于根据所述指定部接受到的所述指定信息而指定的所述手动校正对象图像,将所述轮廓提取部提取到的所述轮廓基于所述校正信息进行校正,所述轮廓提取部进一步基于表示在所述轮廓校正部校正后的所述手动校正对象图像所包含的所述轮廓的信息,提取在所述多个超声波图像之中与所述手动校正对象图像不同的图像即 对象图像所包含的新的轮廓。

[0011] 另外,这些总括的或者具体的方式也可以通过系统、方法、集成电路、计算机程序或者计算机能够读取的CD—ROM等记录介质而实现,也可以通过系统、方法、集成电路、计算机程序以及记录介质的任意的组合而实现。

[0012] 发明效果

[0013] 本发明的超声波诊断装置能够在短时间内对多个诊断图像更准确地进行器官的轮廓的提取。

附图说明

[0014] 图1是表示实施方式1所涉及的超声波诊断装置的结构框图。

[0015] 图2是表示实施方式1所涉及的超声波诊断装置的动作流程图。

- [0016] 图3是步骤S105的处理的流程图。
- [0017] 图4是对内膜和外膜这两个边界的处理的流程图。
- [0018] 图5A是表示在自动校正内膜和外膜时的校正初始信息editInf的生成方法的第一流程图。
- [0019] 图5B是表示在自动校正内膜和外膜时的校正初始信息editInf的生成方法的第二流程图。
- [0020] 图6是说明手动校正的例子的图。
- [0021] 图7A是表示内膜的自动校正处理的例子的第一说明图。
- [0022] 图7B是表示内膜的自动校正处理的例子的第二说明图。
- [0023] 图8是实施方式1所涉及的超声波诊断装置的效果的说明图。
- [0024] 图9是表示实施方式2所涉及的超声波诊断装置的结构框图。
- [0025] 图10是表示直至生成并显示三维像为止的一系列的流程的说明图。
- [0026] 图11是表示实施方式2所涉及的超声波诊断装置的第一应用例的说明图。
- [0027] 图12是表示实施方式2所涉及的超声波诊断装置的第二应用例的说明图。
- [0028] 图13是表示实施方式2所涉及的超声波诊断装置的第三应用例的说明图。
- [0029] 图14是实施方式3中设想的状况的说明图。
- [0030] 图15是表示实施方式3所涉及的超声波诊断装置的结构框图。
- [0031] 图16是实施方式3所涉及的超声波诊断装置的校正信息和指定信息的说明图。
- [0032] 图17是实施方式3所涉及的合流处理的流程图。
- [0033] 图18是实施方式3所涉及的合流处理的说明图。
- [0034] 图19是实施方式3所涉及的血管的提取处理的说明图。
- [0035] 图20是动脉的血管壁的构造的说明图。
- [0036] 图21是斑块导致的内中膜的肥厚的说明图。
- [0037] 图22是斑块的三维形状的说明图。
- [0038] 图23是表示设想技术中的超声波诊断装置的结构框图。
- [0039] 图24是表示设想技术中的超声波诊断装置的动作的流程图。
- [0040] 图25是设想技术中的超声波诊断装置的问题的说明图。
- [0041] 图26是使用软磁盘等记录介质中记录的程序,通过计算机系统实施血管图像诊断方法的情况下的说明图。
- [0042] 图27是超声波诊断装置的例子。

具体实施方式

- [0043] (成为本发明的基础的知识)
- [0044] 本发明人看出了在“背景技术”栏中记载的关于超声波图像的轮廓提取方法产生以下的问题的情况。
- [0045] 作为生物体的图像诊断装置,正在普及X射线诊断装置、MR(磁共振)诊断装置、或超声波诊断装置等。其中,超声波诊断装置由于具有非侵入性和实时性等优点,所以广泛用于包含诊察在内的诊断。超声波诊断装置的诊断部位跨越心脏、血管、肝脏或乳房等多方面。特别是,近年正在关注以动脉硬化的风险判定为目的的颈动脉诊断。

[0046] 图20的(a)表示动脉的血管壁的构造。血管壁由内膜、中膜以及外膜这3层构成。并且,伴随动脉硬化发展,主要是内膜和中膜肥厚。在基于超声波的颈动脉诊断中,超声波诊断装置检测图20的(b)所示的内膜边界和外膜边界,从而测定将内膜和中膜合起来的内中膜的厚度。在内中膜的厚度超过了一定值的情况下,根据内中膜的厚度超过了一定值的部分(被称为斑块(plaque))的大小,需要基于用药的治疗或基于外科上剥离斑块的方法的治疗。因此,准确地测定内中膜的厚度是重要的。

[0047] 参照图21和图22说明斑块。

[0048] 图21的(a)表示内中膜没有肥厚的正常的例子,图21的(b)表示由于内中膜的肥厚的发展而形成了斑块的例子。在诊断斑块或者斑块的前期即内中膜的肥厚时,检查者(用户)在将超声波诊断装置的超声波探测器横跨颈动脉的宽范围而扫描的同时,测定内中膜的厚度。

[0049] 图22是斑块的三维形状的说明图。图22的(a)表示将向z轴方向走行的血管以与血管的走行方向平行的平面切开的状态,在全面涂抹成黑色的区域中存在斑块。图22的(b)表示斑块的短轴截面(与血管的走行方向垂直的截面)。图22的(c)表示斑块的长轴截面(与血管的走行方向平行的截面)。

[0050] 图23是表示设想技术中的超声波诊断装置的结构框图。

[0051] 图23是表示测定颈动脉中的内中膜的厚度的超声波诊断装置2300的结构框图。如图23所示,超声波诊断装置2300具备轮廓提取部2301、指定部2302、手动校正部2303、校正后轮廓存储器2304、以及显示部2305。

[0052] 超声波诊断装置2300具备从通过超声波探测器扫描血管而得到的多个超声波图像中自动提取血管轮廓,且用户以手动的方式校正自动提取到的血管轮廓的功能。

[0053] 轮廓提取部2301从在空间上连续的多个超声波图像中提取血管的轮廓,将轮廓提取结果输入至显示部2305。

[0054] 显示部2305将自动提取到的血管轮廓与超声波图像重叠显示。用户通过显示部2305的输出确认是否需要校正自动提取到的血管轮廓,在判断为需要校正的情况下,通过指定部2302指定成为校正对象的超声波图像。此外,显示部2305显示基于手动校正部2303的校正后的血管轮廓。

[0055] 手动校正部2303基于用户的输入而校正由指定部2302指定的超声波图像的血管轮廓,将校正结果存储至校正后轮廓存储器2304。

[0056] 图24是表示超声波诊断装置2300的动作流程图。

[0057] 在步骤S2401中,轮廓提取部2301从超声波图像中自动提取血管轮廓。

[0058] 在步骤S2402中,指定部2302基于用户参照自动提取到的血管轮廓的结果,选择要以手动的方式校正轮廓的超声波图像。

[0059] 在步骤S2403中,手动校正部2303基于用户的输入而校正由指定部2302选择的超声波图像的血管轮廓。此外,直至关于需要手动校正的全部超声波图像的校正完成为止,重复步骤S2402以及步骤S2403的处理。

[0060] 但是,超声波诊断装置2300关于需要校正血管轮廓的全部帧(是指各个超声波图像)都需要进行手动校正(基于用户的输入的轮廓校正)。此时,由于血管的轮廓在空间上相邻的帧间连续变化的情况多,所以在自动进行轮廓提取时,若在某帧中轮廓提取失败则在

临近帧中也失败的可能性高。其结果,存在需要对较多的帧进行手动校正,校正中需要长时间的问题。

[0061] 图25是超声波诊断装置2300中的问题的说明图。图25的(a)是被判断为需要校正血管轮廓的帧,且选择了在空间上连续的多个帧。由于进行诊断的医生或技师(用户)对于这些全部的帧重复进行图25的(b)所示的手动校正处理,所以存在医生等的负担大的问题。

[0062] 因此,本发明提供在短时间内对多个诊断图像更准确地进行器官的轮廓的提取的超声波诊断装置。

[0063] 为了解决上述的问题,本发明的一个方式所涉及的超声波诊断装置具备:轮廓提取部,从在空间上连续的位置取得的多个超声波图像的每个所包含的器官的像中提取所述器官的轮廓;指定部,从所述用户接受指定信息和校正信息,所述指定信息用于从所述多个超声波图像之中指定包含在所述轮廓提取部提取的所述轮廓之中作为用户进行手动校正的对象的所述轮廓的手动校正对象图像,所述校正信息表示所述手动校正的内容;以及轮廓校正部,对于根据所述指定部接受到的所述指定信息而指定的所述手动校正对象图像,将所述轮廓提取部提取到的所述轮廓基于所述校正信息进行校正,所述轮廓提取部进一步基于表示在所述轮廓校正部校正后的所述手动校正对象图像所包含的所述轮廓的信息,提取在所述多个超声波图像之中与所述手动校正对象图像不同的图像即对象图像所包含的新的轮廓。

[0064] 据此,超声波诊断装置能够在多个超声波图像之中,根据基于用户的指定而对器官的轮廓(器官轮廓)进行了校正(手动校正)的超声波图像的校正结果,提取其他超声波图像中的器官轮廓。由此,能够反映由用户手动校正的结果而进行其他超声波图像中的器官轮廓的提取。也就是说,若是以往,用户对多个超声波图像的每个需要进行手动校正的作业的工夫、和用于该作业的时间,但根据本发明,减轻该工夫和时间。因此,能够在短时间内对多个诊断图像更准确地进行器官的轮廓的提取。

[0065] 此外,例如也可以是所述轮廓提取部将表示在所述轮廓校正部校正后的所述手动校正对象图像所包含的所述轮廓的信息作为初始轮廓而进行探索处理,将通过所述探索处理而得到的轮廓提取为所述新的轮廓。

[0066] 据此,超声波诊断装置能够将由用户手动校正的器官轮廓用作在进行上述的其他超声波图像中的器官轮廓的提取时的初始轮廓,从而提取更准确的器官轮廓。

[0067] 此外,例如也可以是所述轮廓提取部在所述多个超声波图像之中,对于与所述手动校正对象图像相邻的图像即所述对象图像进行所述探索处理,将通过所述探索处理而得到的轮廓提取为所述新的轮廓。

[0068] 据此,能够对从与手动校正的对象的图像接近的位置取得的图像,反映手动校正的结果而进行器官轮廓的提取。由于从与手动校正的对象的图像接近的位置取得的图像所包含的器官轮廓成为与手动校正的对象的图像所包含的器官轮廓类似的形状的情况多,所以通过这样,能够提取更准确的器官轮廓。

[0069] 换言之,本发明的一个方式所涉及的超声波诊断装置在对从在空间上连续的多个超声波图像中自动提取到的器官轮廓进行校正时,若校正一个帧的器官轮廓,则能够通过自动提取相邻帧的器官轮廓而进行校正,能够大幅削减校正所花费的时间。因此,能够在短时间内对多个诊断图像更准确地进行器官的轮廓的提取。

[0070] 此外,例如也可以是所述轮廓提取部在通过所述探索处理而得到的轮廓的形状相对于从所述器官的像中提取到的所述器官的轮廓的形状变化了规定以上的情况下,将通过所述探索处理而得到的轮廓提取为所述新的轮廓。

[0071] 据此,在反映手动校正的结果而进行了新的器官轮廓的提取的结果,通过该提取,器官轮廓相对于最初提取到的器官轮廓变化得规定以上大的情况下,将所提取到的新的器官轮廓设为提取结果。此外,在该提取的结果,器官轮廓没有变化规定以上的情况下,将进行该提取前的器官轮廓设为提取结果。由此,能够仅对于最初提取到的器官轮廓和新提取到的器官轮廓的偏差大的图像,将新提取到的器官轮廓设为提取结果。

[0072] 此外,例如也可以是所述轮廓提取部进一步将表示通过对所述对象图像的所述探索处理而得到的所述新的轮廓的信息作为初始轮廓信息,对于所述多个超声波图像之中的图像并且是与所述手动校正对象图像以及所述对象图像不同的新的对象图像,进行用于探索所述新的对象图像所包含的所述轮廓的探索处理,将通过该探索处理而得到的轮廓提取为所述新的轮廓。

[0073] 据此,在多个超声波图像之中,能够基于反映了手动校正的结果的校正结果,进一步提取其他超声波图像中的器官轮廓。因此,能够在短时间内对多个诊断图像更准确地进行器官的轮廓的提取。

[0074] 此外,例如也可以是所述轮廓提取部在所述多个超声波图像之中,对于与所述对象图像相邻的图像即所述新的对象图像进行所述探索处理,将通过所述探索处理而得到的轮廓提取为所述新的轮廓。

[0075] 据此,能够对超声波诊断装置从与校正的对象的图像接近的位置取得的图像反映该校正的结果而进行器官轮廓的提取。

[0076] 此外,例如也可以是所述轮廓提取部在所述多个超声波图像之中,从与所述手动校正对象图像接近的图像起按顺序,将该图像作为所述新的对象图像而进行所述探索处理,该探索处理将表示通过紧靠之前的探索处理而提取到的所述器官的轮廓的信息作为初始轮廓而进行。

[0077] 此外,例如也可以是所述轮廓提取部直至通过该探索处理而得到的轮廓的形状相对于从所述器官的像中提取到的所述器官的轮廓的形状没有变化规定以上为止,进行探索处理。

[0078] 据此,能够从离成为手动校正的对象的图像近的图像起按顺序进行器官轮廓的提取,将该提取的结果依次向离成为手动校正的对象的图像远的图像进行。

[0079] 此外,例如也可以是所述轮廓提取部将血管膜的轮廓提取为所述器官的轮廓。

[0080] 此外,例如也可以是所述轮廓提取部将血管膜的内膜或外膜的轮廓提取为所述器官的轮廓。

[0081] 据此,超声波诊断装置能够对血管轮廓、或血管的内膜的轮廓或者外膜的轮廓进行校正。

[0082] 此外,例如也可以是所述轮廓提取部在所述多个超声波图像之中,从与所述手动校正对象图像被取得的位置接近的位置取得的图像起按顺序,将该图像作为所述新的对象图像而进行所述探索处理,直至通过该探索处理而得到的所述内膜的轮廓和所述外膜的轮廓之间的距离成为阈值以下为止,进行该探索处理。

[0083] 据此,能够仅将通过该提取而得到的血管膜的厚度为阈值以上的范围、即仅将斑块的部分,设为新的血管轮廓的提取的对象。

[0084] 此外,例如也可以是所述超声波诊断装置进一步具备:三维像生成部,通过将所述轮廓提取部对所述多个超声波图像的每个提取到的所述器官的轮廓基于超声波图像被取得的位置而进行整合,从而生成所述器官的三维像。

[0085] 据此,能够组合超声波诊断装置校正后的血管轮廓,生成血管的三维像。用户能够通过察看血管的三维形状,从而更直观地理解器官的轮廓。

[0086] 此外,例如也可以是所述指定部从所述用户接受表示所述手动校正对象图像所包含的所述器官的像的轮廓的追加轮廓信息作为所述校正信息,所述轮廓校正部通过在所述手动校正对象图像中基于所述校正信息而形成所述轮廓,从而进行所述校正。

[0087] 据此,能够通过用户的指定,新形成最初没有通过超声波诊断装置提取到的血管轮廓。

[0088] 此外,例如也可以是所述轮廓提取部进一步在所述校正或形成后的多个所述轮廓相互重合的情况下,对重合的多个所述轮廓进行整合从而形成一个轮廓,将所形成的所述轮廓提取为所述新的轮廓。

[0089] 据此,在通过用户的指定新形成的血管轮廓与其他血管轮廓重合的情况下,能够将这些血管理解为一个血管而形成血管轮廓。

[0090] 此外,例如也可以是所述指定部将所述指定信息和所述追加轮廓信息作为所述校正信息而接受,所述指定信息用于将包含一个所述器官的像的图像即第一图像和包含两个所述器官的像的图像即第二图像指定为所述手动校正对象图像,所述追加轮廓信息表示所述第一图像所包含的一个所述器官的像的轮廓和所述第二图像所包含的两个所述器官的像的轮廓,所述轮廓校正部在所述第一图像以及所述第二图像的每个中,基于所述校正信息而形成所述轮廓,从而进行所述校正。

[0091] 据此,能够通过用户的指定,新形成没有通过超声波诊断装置提取到的Y字形状的血管轮廓。

[0092] 此外,本发明的一个方式所涉及的轮廓提取方法是超声波诊断装置中的轮廓提取方法,包含:轮廓提取步骤,从在空间上连续的位置取得的多个超声波图像的每个所包含的器官的像中提取所述器官的轮廓;指定步骤,从所述用户接受指定信息和校正信息,所述指定信息用于从所述多个超声波图像之中指定包含作为用户对于所述轮廓提取步骤中提取的所述轮廓进行手动校正的对象的所述轮廓的手动校正对象图像,所述校正信息表示所述手动校正的内容;以及轮廓校正步骤,对于根据在所述指定步骤中接受到的所述指定信息而指定的所述手动校正对象图像,将在所述轮廓提取步骤中提取到的所述轮廓基于所述校正信息进行校正,在所述轮廓提取步骤中,进一步基于表示在所述轮廓校正步骤中校正后的所述手动校正对象图像所包含的所述轮廓的信息,提取在所述多个超声波图像之中与所述手动校正对象图像不同的图像即对象图像所包含的新的轮廓。

[0093] 由此,实现与上述超声波诊断装置相同的效果。

[0094] 另外,这些总括的或者具体的方式也可以通过系统、方法、集成电路、计算机程序或者计算机能够读取的CD-ROM等记录介质而实现,也可以通过系统、方法、集成电路、计算机程序或者记录介质的任意的组合而实现。

[0095] 以下,参照附图具体说明实施方式。

[0096] 另外,以下说明的实施方式都是表示总括或者具体的例子的实施方式。以下的实施方式所示出的数值、形状、材料、结构要素、结构要素的配置位置以及连接方式、步骤、步骤的顺序等是一例,没有限定本发明的意思。此外,关于在以下的实施方式中的结构要素之中表示最上位概念的独立权利要求中未记载的结构要素,作为任意的结构要素进行说明。

[0097] (实施方式1)

[0098] 参照附图说明实施方式1的超声波诊断装置以及方法。实施方式1的超声波诊断装置1具有以下特征:在对从在空间上连续的超声波图像中自动提取到的血管的轮廓(血管轮廓)进行校正时,若将一个帧以手动的方式进行校正,则通过将接近的多个帧的血管轮廓重新提取而自动进行校正。另外,血管是器官的一例,血管的轮廓是器官的轮廓的一例。

[0099] 图1是表示超声波诊断装置1的结构的框图。如图1所示,超声波诊断装置1具备轮廓提取部101、指定部102、手动校正部103、对象设定部104、校正信息生成部105、校正后轮廓存储器106、以及显示部107。

[0100] 轮廓提取部101从在空间上连续的多个超声波图像中,提取血管的校正前轮廓preEdit。通过将所设定的初始轮廓作为基点,直至到达血管的内膜边界或外膜边界为止依次更新轮廓,从而进行轮廓提取。初始轮廓表示血管的大致位置和形状。初始轮廓也可以基于通过超声波取得的血流信息或在空间上相邻的帧的轮廓提取结果而设定,也可以基于用户对血管内的区域的指定而设定。在此,作为血流信息,能够使用通过超声波图像装置取得的彩色血流(Color flow)、能量多普勒(Power Doppler)的信息、或脉冲多普勒(Pulse Doppler)的信息。一般,初始轮廓越接近准确的轮廓,轮廓提取的结果能够得到更准确的轮廓。

[0101] 轮廓提取部101例如通过将能量多普勒的信号强度为阈值以上的区域视为血流的存在区域,从而设定初始轮廓。并且,轮廓提取部101根据这样设定的初始轮廓,通过SNAKE或水平集(Level set)法等动态轮廓法来探索血管的轮廓。具体而言,轮廓提取部101探索血管的内膜的轮廓或外膜的轮廓作为血管的轮廓。另外,不需要必须使用动态轮廓法。例如,轮廓提取部101也可以从初始轮廓向内侧或外侧探索边缘从而进行轮廓提取。此时,不需要反复的轮廓的更新。此外,初始轮廓例如也可以是表示示出轮廓内的一点等轮廓的位置的信息。

[0102] 显示部107显示轮廓提取部101提取到的轮廓。显示部107进行例如将校正前轮廓preEdit与超声波图像重叠等而显示所提取到的轮廓。用户通过显示部107的显示来确认是否对轮廓提取部101所提取到的血管轮廓进行校正,在判断为需要校正的情况下,对轮廓提取部101提取到的血管轮廓进行校正(手动校正)。以下,说明在进行手动校正时的各功能块的功能。

[0103] 指定部102从用户接受用于指定对血管轮廓进行手动校正的帧(手动校正对象图像)的指定信息、和表示对该帧的校正的内容的校正信息。

[0104] 手动校正部103将根据指定部102从用户接受到的指定信息而指定的帧的血管轮廓,基于从用户接受到的校正信息进行校正,并将校正结果存储至校正后轮廓存储器106。此外,手动校正部103将手动校正后的帧的识别信息输入至对象设定部104。

[0105] 对象设定部104在手动校正后的帧的附近,决定要进行轮廓的校正(新的血管轮廓

的提取)的帧(对象图像),将其识别信息idx输入至校正信息生成部105。

[0106] 校正信息生成部105生成与识别信息idx对应的帧在轮廓校正时使用的初始信息即校正初始轮廓editInf,并输入至轮廓提取部101。

[0107] 轮廓提取部101基于校正初始轮廓editInf,提取与识别信息idx对应的帧的血管轮廓,作为校正后轮廓postEdit保存至校正后轮廓存储器106。

[0108] 显示部107参照校正后轮廓存储器106显示校正后的轮廓信息。

[0109] 在此,初始轮廓的形状越接近准确的轮廓形状,通过轮廓提取来检测准确的轮廓变得越容易。通过利用手动校正结果,能够设定与准确的轮廓形状接近的初始轮廓。因此,轮廓提取的精度提高,作为结果能够得到准确的轮廓形状。

[0110] 图2是表示超声波诊断装置1的动作的流程图。

[0111] 在步骤S101中,轮廓提取部101从所输入的多个超声波图像中自动提取血管轮廓。

[0112] 在步骤S102中,指定部102从用户接受用于参照步骤S101中轮廓提取部101提取到的每帧的血管轮廓而指定要对轮廓进行手动校正的帧(手动校正对象图像)的指定信息、和对该帧的校正信息。

[0113] 在步骤S103中,手动校正部103基于从用户接受到的校正信息,对轮廓进行手动校正。

[0114] 接下来,在步骤S104至步骤S107的各步骤中,自动校正在步骤S103中手动校正后的帧的临近帧的血管轮廓。以下,具体说明各步骤。

[0115] 在步骤S104中,对象设定部104决定要对血管轮廓进行自动校正(新的血管轮廓的提取)的帧即自动校正对象帧(对象图像)。对象设定部104例如从相对于手动校正帧在空间上接近的帧起按顺序决定自动校正对象帧。另外,对象设定部104也可以将自动校正对象帧决定为所输入的多个超声波图像中的任一个。此外,对象设定部104也可以将自动校正对象帧决定为在所输入的多个超声波图像之中、从离取得手动校正帧的位置的距离为规定值以内的位置取得的超声波图像。

[0116] 在步骤S105中,校正信息生成部105基于手动校正结果或自动校正后的轮廓,生成与自动校正对象帧对应的校正初始轮廓editInf。

[0117] 在步骤S106中,轮廓提取部101基于校正初始轮廓editInf,进行自动校正对象帧的轮廓提取,计算自动校正后的轮廓形状。

[0118] 在步骤S101以及步骤S106的轮廓提取中,至少初始轮廓信息不同,但也可以使其其他参数为不同的值。例如,在轮廓的检测中使用超声波的B模式图像的亮度信息的情况下,对轮廓附近的亮度的变化量进行阈值处理,进而考虑与周边轮廓的连续性等而检测轮廓。在自动编辑时,由于在由校正初始轮廓editInf示出的初始轮廓的附近存在实际的轮廓的可能性高,所以能够基于该区域的亮度分布来估计轮廓附近的亮度变化量,将估计值用于轮廓检测。另外,实际的轮廓是在超声波图像上准确表示血管的轮廓的轮廓。

[0119] 在步骤S107中,对象设定部104判定自动校正的前后的轮廓形状的变化量是否为阈值以下。在该判定中,若轮廓形状的变化量为阈值以下则结束自动校正。另一方面,在该判定中,在轮廓形状的变化量超过阈值的情况下,判断为关于后续帧也需要自动校正,再次将处理移至步骤S104。步骤S107中的结束判定也可以基于自动编辑帧是否到达了规定的个数等其他条件。另外,也可以将预先进行了轮廓提取的超声波图像作为输入。此时,由于超

声波图像和预先进行了提取的轮廓形状信息被输入,所以不需要步骤S101中的自动轮廓提取处理。另外,步骤S107的处理不是必须的。也就是说,也可以简单地不进行步骤S107的判定。此时,超声波诊断装置1基于手动校正后的一个超声波图像的手动校正结果,在另一个超声波图像中进行新的血管轮廓的提取。此外,也可以代替步骤S107的判定而判定是否对所取得的全部超声波图像进行了新的血管轮廓的提取。此时,超声波诊断装置1基于手动校正后的一个超声波图像的手动校正结果,在其他的全部超声波图像中进行新的血管轮廓的提取。

[0120] 另外,在图2的流程图中,说明了对手动校正帧以血管的走行方向为基准向着前后某朝向按顺序执行自动校正的方法。也可以将该方法设为向前后每个朝向执行自动校正。此时,将步骤S104至步骤S107的处理以血管的走行方向为基准对前后每个朝向执行,对于每个朝向直至自动校正的前后的轮廓形状的变化量成为阈值以下为止重复进行对后续帧的自动校正。

[0121] 图3是步骤S105的处理的流程图。

[0122] 在步骤S1051中,校正信息生成部105判定自动校正对象帧的紧靠之前的帧是否为手动校正帧。在判定为自动校正对象帧的紧靠之前的帧是手动校正帧的情况下,将手动校正帧的轮廓设定为校正初始轮廓editInf(步骤S1052)。在判断为自动校正对象帧的紧靠之前的帧不是手动校正帧的情况下,将紧靠之前帧的轮廓的自动校正结果设定为校正初始轮廓editInf(步骤S1053)。在步骤S1052以及步骤S1053中,也可以代替原样使用手动校正帧或者紧靠之前帧的自动校正结果,例如考虑基于帧间的运动信息而移动轮廓位置,或基于搏动的帧间的血管壁的变形等。

[0123] 另外,也可以对多个帧进行手动校正。此时,在取得手动校正帧的位置 之间的距离近的情况下,存在从各个手动校正帧的自动校正的范围重叠的情况。例如,在对第10帧和第15帧分别进行手动校正,对手动校正后的帧各自的前后3个帧进行自动校正时,在各自的帧的自动校正的范围中包含第12帧以及第13帧。像这样,在来自手动校正帧的自动校正的范围重叠的情况下,根据离各自的手动校正帧的空间上的距离等,对从各自的手动校正帧得到的自动校正结果进行加权。

[0124] 此外,在手动校正帧的设定中没有特别设置限制,但也可以在需要校正的帧在空间上连续时,选择该帧组的中心附近的帧。这是因为,与手动校正帧接近的帧的自动校正的精度高。此外,能够预料到在空间上连续的需要校正的帧组中,通过对多个帧进行手动校正从而自动校正的精度进一步提高。

[0125] 以上,不区别血管的内膜(以后,简称为内膜)和血管的外膜(以后,简称为外膜)而说明了血管轮廓的提取和校正。例如,在腹部大动脉的动脉硬化诊断中,由于仅测定外膜的外周径的情况多,所以也可以在仅提取了外膜的外周轮廓后进行校正。另一方面,在颈动脉的动脉硬化诊断中需要测定内中膜的厚度,也可以在将内膜边界与外膜边界(外膜的内周边界)一起提取后进行校正。

[0126] 图4是对内膜和外膜这两个边界的处理的流程图。

[0127] 在步骤S111中,轮廓提取部101从输入的超声波图像中提取内膜以及外膜的轮廓。在此,轮廓提取部101也可以对内膜和外膜以不同的方法进行轮廓提取。例如,在超声波图像中由于内膜的描出不清楚的情况多,所以轮廓提取部101将相对于外膜的轮廓提取结果

向内侧移动规定的厚度的点设为内膜轮廓。此外,轮廓提取部101也可以在根据内膜轮廓和外膜轮廓的手动校正结果而决定了内中膜的厚度后,以在相邻帧中内中膜的厚度逐渐衰减的方式进行传递。例如,轮廓提取部101能够使用高斯函数等决定相邻帧中的厚度。在此,在外膜或内膜的每个顶点等多个位置上设定内中膜的厚度。进而,也可以在对多个帧进行手动校正时,传递相邻的已手动校正的帧中的内中膜的厚度,在两者重叠的情况下进行加权。

[0128] 在步骤S112中,超声波诊断装置1参照内膜和外膜的轮廓提取结果,选择手动校正对象帧,且决定是否要对内膜轮廓和外膜轮廓的每一个进行校正。

[0129] 在步骤S113中,超声波诊断装置1按照用户的指定对手动校正对象帧的内膜或外膜的轮廓进行手动校正。

[0130] 接下来,在步骤S114至步骤S117中校正内膜或外膜的轮廓。该校正处理基本上是将与图2的流程图相同的处理扩展为对内膜和外膜的每一个进行,但自动校正的结束条件以及校正初始信息editInf的生成方法不同。详细说明这些不同点。

[0131] 首先,在步骤S117中,超声波诊断装置1进行自动校正的结束判定。超声波诊断装置1根据内膜和外膜之中在步骤S112中决定进行校正的轮廓,计算校正后的内中膜的厚度。接着,超声波诊断装置1判定所计算出的内中膜的厚度是否为阈值以下,若内中膜的厚度为阈值以下则结束自动校正,在内中膜的厚度超过阈值的情况下返回步骤S114。厚度能够使用在血管膜的全周上的厚度的最大值。此外,在想要察看内中膜的整体的肥厚的程度的状况等的情况下,厚度也可以使用全周上的厚度的平均值或中间值等的指标。此外,内中膜的厚度的阈值基于在医学上被判定为斑块或内中膜的肥厚的厚度而设定。另外,在基于内中膜的厚度进行结束判定时,优选内膜和外膜两者都已自动校正。从而,也可以在步骤S117的判定时,在内膜和外膜两者都已自动校正的情况下基于内中膜的厚度进行判定,在仅内膜或外膜的其中一方已自动校正的情况下,以图2的步骤S107中的结束判定中使用的方法进行判定。

[0132] 通过这样对斑块部位所包含的帧进行手动校正,对其前后的帧进行自动校正,从而能够校正斑块部位整体的轮廓。一般而言,由于斑块部位的内膜轮廓边界不清楚,且检测困难,所以不能准确地检测内膜轮廓的状况频发。根据本方法,由于能够校正斑块部位整体的轮廓,所以有效。

[0133] 另外,在步骤S111的轮廓提取中,将内中膜没有肥厚的正常区域误检测为内中膜肥厚的状态的情况下,内中膜的厚度比实际的厚度检测得大。此时,也可以在校正时减少厚度。此时,也可以代替上述的步骤S117的结束判定而使用图2的步骤S107中的结束判定中使用的方法。此外,也可以并用上述的步骤S117的结束判定、和图2的步骤S107中的结束判定中使用的方法。

[0134] 图5A以及图5B是表示步骤S115中的内膜和外膜的自动校正时的校正初始信息editInf的生成方法的流程图。在此,按顺序说明图5A和图5B这两种方法。

[0135] 首先,说明图5A的流程图。

[0136] 在步骤S1151中,判定是否要对内膜进行自动校正。在判定为校正的情况下前进至步骤S1152,在判定为不校正的情况下前进至步骤S1153。

[0137] 在步骤S1152中,基于已校正的内膜的轮廓形状,生成内膜的校正初始信息editInf。

[0138] 在步骤S1153中,判定是否对外膜进行自动校正。在判定为校正的情况下前进至步骤S1154,在判定为不校正的情况下结束处理。

[0139] 在步骤S1154中,基于已校正的外膜的轮廓形状,生成外膜的校正初始信息editInf。

[0140] 接着,说明图5B的流程图。

[0141] 在步骤S115a中,判定是否要对内膜进行自动校正。在判定为校正的情况下前进至步骤S115b,在判定为不校正的情况下前进至步骤S115c。

[0142] 在步骤S115b中,基于已校正的内膜的轮廓形状,生成内膜的校正初始信息editInf。

[0143] 在步骤S115c中,判定是否要对外膜进行自动校正,在判定为校正的情况下前进至步骤S115d,在判定为不校正的情况下结束处理。

[0144] 在步骤S115d中,判定在步骤S115a中是否判定为要对内膜进行校正,在判定为判定为校正的情况下前进至步骤S115e,否则前进至步骤S115f。

[0145] 在步骤S115e中,基于内膜的校正信息,生成外膜的校正初始信息editInf。例如,将内膜的校正初始信息editInf用作外膜的校正初始信息editInf。此外,也可以是在步骤S115e的实施前,结束内膜轮廓的自动校正,将自动校正后的内膜轮廓用作外膜的校正初始轮廓editInf。

[0146] 在步骤S115f中,基于已校正的外膜的轮廓形状,生成外膜的校正初始信息editInf。

[0147] 另外,在图5B的流程中,也可以是调换内膜和外膜的结构。

[0148] 图6是说明手动校正的例子的图。图6的(a)表示校正前的内膜和外膜的轮廓形状。图6的(b)表示通过手动校正对内膜的顶点1至顶点3这三个顶点进行校正后的轮廓形状。

[0149] 在手动校正时,用户使用触摸笔、触摸面板、或鼠标光标等用户接口,通过移动轮廓上设定的多个顶点,形成校正后的轮廓形状。将表示所形成的轮廓形状的顶点的信息或所形成的轮廓形状本身称为校正信息。

[0150] 另外,也可以通过用户随手(freehand)对轮廓进行描绘(trace)而形成校正后的轮廓形状,而并非用户移动顶点而校正。

[0151] 另外,在图6中,将内膜和外膜各自的8点表示为用于校正时的顶点,但也可以使用比用于校正时的顶点多的数目的顶点来生成轮廓形状,也可以使用少的数目的顶点来生成轮廓形状。

[0152] 若将用于校正时的顶点称为校正用顶点,将除校正用顶点以外的顶点称为非校正用顶点,则能够根据校正用顶点插值生成非校正用顶点的位置。例如,通过根据相邻的校正用顶点分别插值生成一个非校正用顶点的位置,从而得到合计16点的顶点,能够使用这些顶点生成轮廓形状。进而,也可以通过基于校正用顶点的手动校正后的位置而生成初始轮廓,执行轮廓提取处理,从而决定非校正用顶点的位置。此时,在轮廓提取处理中,校正用顶点的位置不更新。

[0153] 图7A以及图7B是表示内膜的自动校正的处理的例子的说明图。

[0154] 图7A是表示在对帧N进行手动校正时,临近帧被自动校正的情形的图。对帧N的前后的双方的朝向,各4个帧(N+1、N+2、N+3,以及N+4)的血管轮廓分别被自动校正。

[0155] 图7B是表示被自动校正的帧中的、校正前后的轮廓形状的图。图7B的(a)表示帧N的血管轮廓的手动校正结果。图7B的(b)和图7B的(c)分别表示帧N+1的自动校正前和自动校正后的轮廓形状。将帧N的内膜轮廓的手动校正结果作为初始轮廓,对帧N+1的内膜轮廓进行轮廓提取。图7B的(d)和图7B的(e)分别表示帧N+2的自动校正前和自动校正后的轮廓形状。将帧N+1的内膜轮廓的自动校正结果作为初始轮廓,对帧N+2的内膜轮廓进行轮廓提取。像这样,基于已经被手动校正或自动校正的轮廓形状,后续帧的轮廓被自动校正。

[0156] 图8是本实施方式所涉及的超声波诊断装置1的效果的说明图。图8的(a)表示手动校正的对象帧的选择例,图8的(b)表示所选择的帧的手动校正例。图8的(c)表示手动校正帧的临近帧被自动校正的情形。作为结果,与以往的超声波诊断装置1700不同,不需要对需要校正的全部帧进行手动校正,而是若对一个帧进行手动校正则临近帧的血管轮廓被自动校正。从而,轮廓的校正所花费的时间能够大幅削减。此外,在手动校正中,在所提取的轮廓中易于产生每个检查者的偏差,但如本实施方式那样自动进行校正,从而具有得到偏差少的稳定的轮廓提取结果的优点。

[0157] 以上那样,根据本实施方式所涉及的超声波诊断装置,超声波诊断装置能够根据在多个超声波图像之中、基于用户的指定对器官的轮廓(器官轮廓)进行了校正(手动校正)的超声波图像的校正结果,提取其他超声波图像中的器官轮廓。由此,能够反映由用户手动校正后的结果,从而进行其他超声波图像中的器官轮廓的提取。也就是说,若是以往,用户对于多个超声波图像的每个需要进行手动校正的作业的工夫、和用于该作业的时间,但根据本发明,该工夫和时间被减轻。因此,能够在短时间内对多个诊断图像更准确地进行器官的轮廓的提取。

[0158] 此外,超声波诊断装置将由用户手动校正后的器官轮廓,用作在进行上述的其他超声波图像中的器官轮廓的提取时的初始轮廓,从而能够提取更准确的器官轮廓。

[0159] 此外,能够对于从与手动校正的对象的图像接近的位置取得的图像,反映手动校正的结果而进行器官轮廓的提取。由于从与手动校正的对象的图像接近的位置取得的图像所包含的器官轮廓,成为与手动校正的对象的图像所包含的器官轮廓类似的形状的情况多,所以通过这样,能够提取更准确的器官轮廓。

[0160] 此外,在反映手动校正的结果而进行了新的器官轮廓的提取的结果,通过该提取,器官轮廓相对于最初提取到的器官轮廓变化得规定以上大的情况下,将所提取到的新的器官轮廓设为提取结果。此外,在该提取的结果,器官轮廓没有变化规定以上的情况下,将进行该提取前的器官轮廓设为提取结果。由此,能够仅对于最初提取到的器官轮廓和新提取到的器官轮廓的偏差大的图像,将新提取到的器官轮廓设为提取结果。

[0161] 此外,在多个超声波图像之中,能够基于反映了手动校正的结果的校正结果,进一步提取其他超声波图像中的器官轮廓。因此,能够在短时间内对多个诊断图像更准确地进行器官的轮廓的提取。

[0162] 此外,能够对超声波诊断装置从与校正的对象的图像接近的位置取得的图像反映该校正的结果而进行器官轮廓的提取。

[0163] 此外,能够从离成为手动校正的对象的图像近的图像起按顺序进行器官轮廓的提取,将该提取的结果依次向离成为手动校正的对象的图像远的图像进行。

[0164] 此外,超声波诊断装置能够对血管轮廓、或血管的内膜的轮廓或者外膜的轮廓进

行校正。

[0165] 此外,能够仅将通过该提取而得到的血管膜的厚度为阈值以上的范围、即仅将斑块的部分,设为新的血管轮廓的提取的对象。

[0166] (实施方式2)

[0167] 参照附图说明实施方式2的超声波诊断装置以及方法。本实施方式的超声波诊断装置2在基于各超声波图像中的校正前或校正后的血管轮廓而构筑并显示血管的三维像的点上与超声波诊断装置1不同。以下,说明关于三维像的构筑的各功能。由于关于其他功能与超声波诊断装置1相同,所以赋予相同符号而省略说明。

[0168] 图9是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置2的结构的框图。如图9所示,超声波诊断装置2具备轮廓提取部101、指定部102、手动校正部103、对象设定部104、校正信息生成部105、校正后轮廓存储器202、三维像生成部201、以及显示部203。

[0169] 三维像生成部201基于校正前轮廓preEdit、以及表示校正前轮廓preEdit的位置和朝向的位置信息locInf而生成血管的三维像3dImg。在取得超声波图像时,与超声波图像的取得时刻同步或与取得时刻接近的时刻取得位置信息locInf。例如,关于位置信息locInf,使用磁传感器、加速度传感器、罗盘(Gyro)、或照相机等来测量取得超声波图像的超声波探测器的位置和朝向。此时,超声波探测器也可以是能够取得二维图像的2D探测器,也可以是能够取得三维像的3D探测器。进而,即使在3D探测器之中,超声波探测器也可以是在探测器内摇动超声波元件的同时连续扫描二维的超声波图像的摇动探测器,也可以是二维配置超声波元件的矩阵探测器。在使用3D探测器作为超声波探测器的情况下,除了探测器本身的位置信息之外,还考虑在超声波图像的取得时刻的扫描面的位置和朝向而决定最终的位置信息。

[0170] 此外,即使在没有通过传感器等外部部件取得位置信息的情况下也能够生成三维像。例如,若在将探测器以匀速向一个方向移动的同时扫描超声波图像,则由于超声波图像间的相对的位置关系成为一定,所以尽管精度降低,也能够生成三维像。此外,在能够对观察对象的形状进行模型化的情况下,也可以以与模型一致的方式生成三维像。作为一例,由于颈动脉一般成为Y字型,所以能够以三维形状成为Y字型的方式配置血管轮廓。在这些情况下,基于扫描时的条件或形状模型而不是从外部部件取得的信息来决定位置信息locInf。

[0171] 另外,在校正血管轮廓后,也可以基于校正后轮廓postEdit而再生成3D像。此外,校正后轮廓postEdit也可以暂时被存储至校正后轮廓存储器202。在校正后轮廓postEdit和校正前轮廓preEdit中,位置信息locInf相同。

[0172] 显示部203显示三维像生成部201生成的三维像3dImg。

[0173] 图10是表示直至生成并显示三维像3dimg为止的一系列的流程的说明图。图10的(a)是被输入的超声波图像,从这些超声波图像中提取血管的轮廓(图10的(b))。接着,基于位置信息将血管轮廓配置在三维空间上(图10的(c)),显示所生成的三维像(图10的(d))。

[0174] 图11是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置2的第一应用例的说明图。图11的(a)表示血管轮廓的编辑画面。在图11的(a)中,超声波诊断装置2将颈动脉的内膜以及外膜轮廓的自动提取结果与超声波的B模式图像1101重叠显示。进而,超声波诊断装置2也可以显示超声波的B模式图像1101的放大图像1102。

[0175] 用户在本画面上根据需要对内膜或外膜的轮廓进行校正。校正随手进行,或通过将图6中说明的轮廓的代表点根据用户的操作在画面上移动而进行。图11的(b)表示血管轮廓的三维像的显示例。图11的(b)的例子是扫描了颈动脉的例子,显示成为Y字型的颈动脉的三维像。与三维像重叠显示的四方形的框1104是表示图11的(a)所示的超声波图像的扫描位置的虚拟平面。也就是说,图11的(a)中显示在由图11的(b)的虚拟平面示出的位置上扫描了颈动脉的超声波图像。在此,也可以通过移动虚拟平面来切换在画面左显示的超声波图像,或通过在超声波图像下方配置的滑动条1103等来切换超声波图像。

[0176] 图12是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置2的第二应用例的说明图。图12将内中膜肥厚的部位在超声波图像上或三维像上示出。图12的(a)在超声波图像中,将内中膜的肥厚部设为高亮。此外,图12的(b)在三维像中,将内中膜的肥厚部设为高亮。特别是,如图12的(b)那样,通过在三维像中将内中膜的肥厚部设为高亮,从而用户能够容易地掌握疾病部位。此外,也可以是将虚拟平面移动至三维像中高亮的部位,观察在移动目的地的位置上的超声波图像等的使用方法。

[0177] 图13是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置2的第三应用例的说明图。在图13中,为了使轮廓校正时的操作性提高,在阅览超声波图像时如图13的(a)所示那样示出整体像,在校正血管轮廓时如图13的(b)所示那样放大显示血管区域。此外,作为三维像,除了显示如图13的(c)所示那样的俯瞰血管轮廓的像之外,为了易于明白地显示内膜边界或内中膜的肥厚,也可以显示血管轮廓的纵切像或截面像。此外,在三维像的显示中,能够应用面绘制(Surface rendering)或体绘制(Volume rendering)等一般的技术。

[0178] 另外,在图11至图13中说明的应用例中,除了关于三维像的部分以外,在超声波诊断装置1中也能够实现。

[0179] 另外,也可以通过在内膜轮廓和外膜轮廓之间、或轮廓的校正前和校正后之间,变更轮廓的显示色等,从而使形状或状态的视觉辨认性提高。此外,也可以是用户能够设定是否要对轮廓进行自动校正。

[0180] 此外,也可以另外保存手动编辑以及自动编辑后的轮廓顶点的位置,在对相同的输入超声波图像再次诊断时,显示反映了上次的编辑信息的轮廓等。此外,也可以是在斑块的经时变化的观察等,多次观察相同区域时,能够显示上次观察时的斑块形状而进行比较。

[0181] 以上,作为诊断部位主要说明了颈动脉,但本发明的超声波诊断装置以及方法还能够应用于其他血管。例如,还能够应用于作为动脉硬化的频发部位的、腹部大动脉或下肢动脉、椎骨动脉、锁骨下动脉等。进而,原理上能够应用于任意的管状的脏器。

[0182] 此外,关于成为对象的输入图像,也不限定于超声波图像,也可以是通过CT(Computed Tomography,计算机断层扫描)或MRI(Magnetic Resonance Imaging,磁共振成像)等取得的图像。此外,由于CT或MRI容易得到三维像,所以也可以对通过这些模式(modal)取得的血管的三维形状映射超声波图像而构筑超声波的三维像。

[0183] 以上那样,根据本实施方式所涉及的超声波诊断装置,能够组合超声波诊断装置校正后的血管轮廓,生成血管的三维像。用户能够通过察看血管的三维形状,从而更直观地理解器官的轮廓。

[0184] (实施方式3)

[0185] 参照附图说明实施方式3的超声波诊断装置以及方法。本实施方式的超声波诊断

装置3在存在各超声波图像中的校正后的多个血管轮廓且它们相互重合时,对重合的多个血管轮廓进行整合而设为一个血管轮廓的点上与超声波诊断装置1不同。以下,说明关于血管轮廓的整合的各功能。关于其他功能由于与超声波诊断装置1相同,所以赋予相同符号而省略说明。

[0186] 图14是实施方式3中设想的状况的说明图。图14的(a)是表示由血管1、血管2以及血管3构成的、具有分支的形状的血管(Y字形状的血管)的图。这样的Y字形状的血管例如存在于人的颈动脉等。在这样的Y字形状的血管中,通过超声波诊断装置取得的截面1401的超声波图像成为图14的(b)那样。截面1401包含血管1以及血管2这两个血管,但若在图14的(b)的超声波图像中取得血管的轮廓,则存在仅检测到两个血管之中的一个轮廓的情况。若使用这样检测到的轮廓形成血管的形状,则例如如图14的(c)那样,从分支点起前方的血管1的形状缺少。

[0187] 根据本实施方式中的超声波诊断装置,能够取得包含这样没有检测到轮廓的(轮廓的检测失败的)血管的准确的血管的形状。

[0188] 图15是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置3的结构框图。如图15所示,超声波诊断装置3具备指定部102A和手动校正部103A。此外,关于超声波诊断装置3,在轮廓提取部101的内部具有合流判定部101A。除了轮廓提取部101以外的功能框由于与超声波诊断装置1相同,所以省略说明。

[0189] 指定部102A从用户接受用于指定要对血管轮廓进行手动校正的帧(手动校正对象图像)的指定信息、和表示对该帧的校正的内容的校正信息。在此,指定部102A将表示没有通过轮廓提取部101提取到的血管的轮廓的信息,作为校正信息而接受。例如,在图14的(b)的例子中,指定部102A将记载为“没有检测到的轮廓”的轮廓的信息作为校正信息而接受。

[0190] 手动校正部103A将通过指定部102A从用户接受到的指定信息而指定的帧的血管轮廓,基于从用户接受到的校正信息进行校正,并将校正结果存储至校正后轮廓存储器106。此外,手动校正部103A将手动校正后的帧的识别信息输入至对象设定部104。在此,手动校正部103A基于校正信息所包含的、表示没有通过轮廓提取部101提取到的血管的轮廓的信息,形成该血管的轮廓,从而进行校正。

[0191] 合流判定部101A取得轮廓提取部101提取到的轮廓,在有多个该轮廓,而且多个轮廓相互重合的情况下,通过对重合的多个轮廓进行整合而形成一个轮廓。并且,将所形成的轮廓作为校正后轮廓postEdit而保存至校正后轮廓存储器106。

[0192] 图16是本实施方式所涉及的超声波诊断装置3的校正信息和指定信息的说明图。指定部102A从用户接受作为追加的轮廓而包含想要在超声波图像中通过轮廓提取部101被提取到的血管的轮廓的校正信息(图16的(a))。此外,指定部102A从用户接受用于指定要对血管轮廓进行手动校正的帧(手动校正对象图像)的指定信息。(图16的(b))。使用这些校正信息和指定信息,与实施方式1相同地对血管的轮廓进行校正。

[0193] 图17是实施方式3所涉及的合流处理的流程图。

[0194] 在步骤S1701中,合流判定部101A判定在超声波图像中是否包含多个血管的轮廓。在此,多个血管包括基于指定部102A从用户接受到的校正信息而追加的血管。在判定为包含多个血管的轮廓的情况下,前进至步骤S1702。在判定为未包含多个血管的轮廓的情况下,结束合流处理。

[0195] 在步骤S1702中,合流判定部101A判定在多个血管的轮廓之中,是否有相互重合的轮廓。在判定为有相互重合的轮廓的情况下,前进至步骤S1703。在判定为没有相互重合的轮廓的情况下,结束合流处理。

[0196] 在步骤S1703中,合流判定部101A通过对相互重合的多个血管的轮廓进行整合,从而生成一个轮廓。

[0197] 图18是本实施方式所涉及的合流处理的说明图。

[0198] 图18所示的帧1801、1802、1803、1803A、1804以及1805是从在空间上连续的位置取得的超声波图像。此外,在图18中,示意性地表示这些帧所包含的血管的轮廓。超声波诊断装置3从帧1801向1805进行轮廓的校正。

[0199] 在帧1801以及1802的每个中,存在血管1的轮廓和血管2的轮廓。此外,血管1的轮廓和血管2的轮廓不相互重合地存在。若超声波诊断装置3对这些帧进行上述的合流判定,则由于步骤S1702中判定为没有相互重合的轮廓,所以结束合流处理。

[0200] 在帧1803中,血管1的轮廓和血管2的轮廓相互重合地存在。若超声波诊断装置3对该帧进行上述的合流判定,则在步骤S1703中,对重合的血管1以及血管2的轮廓进行整合,生成一个轮廓。将所生成的轮廓显示在帧1803A中。另外,例如也可以在重合的区域的面积相对于轮廓内的面积的比例超过了阈值的情况下判定为进行合流。

[0201] 在帧1804中,血管1的轮廓和血管2的轮廓以比帧1803重叠得大的方式相互重合地存在。超声波诊断装置3由于如上所述生成了帧1803A的一个轮廓后,通过将帧1803A的一个轮廓作为初始轮廓而进行探索处理,从而生成血管轮廓。

[0202] 在帧1805中,存在血管3的轮廓。超声波诊断装置3通过将帧1804的一个轮廓作为初始轮廓而进行探索处理,生成血管轮廓。

[0203] 以上那样,超声波诊断装置3从存在血管1以及血管2的两个轮廓的超声波图像1801过渡为存在血管3的一个轮廓的超声波图像1805,能够准确地生成血管轮廓。

[0204] 通过应用上述的血管轮廓的生成和合流,能够使用由用户指定的轮廓信息来提取Y字形状的血管。

[0205] 图19是实施方式3所涉及的血管的提取处理的说明图。

[0206] 图19的(a)表示将多个超声波图像中的Y字形状的血管的轮廓,根据由用户指定的三个血管的轮廓而生成的例子。用户阅览多个超声波图像,在Y字形状的血管之中,指定位置1901、1902以及1903所示的血管轮廓。另外,由于知道如人的颈动脉那样存在Y字形状的血管的大致位置,所以用户能够以包含Y字形状的血管的分支部分的方式取得多个超声波图像。

[0207] 超声波诊断装置3从位置1901、1902以及1903分别向血管的走行方向的前后的每个朝向进行血管轮廓的生成。另外,例如在最初从位置1901以及1903的每个进行血管轮廓的生成,之后在进行从位置1902的血管轮廓的生成的情况下,进行合流处理。在此,位置1901、1902以及1903的每个被设定在与血管的分支部接近的位置,能够越准确地生成Y字形状的血管的轮廓。

[0208] 图19的(b)表示将多个超声波图像中的Y字形状的血管的轮廓,在特定的超声波图像中根据由用户指定的三个血管的轮廓而生成的例子。特定的超声波图像是在多个超声波图像之中在血管的走行方向上的端部的超声波图像。此时,血管轮廓的生成的处理和合流

处理与图19的(a)的情况相同地进行。在图19的(b)的方法中,由于不需要用户指定超声波图像,所以能够减少用户的工夫。

[0209] 以上那样,根据本实施方式所涉及的超声波诊断装置,能够将最初没有通过超声波诊断装置提取到的血管轮廓,通过用户的指定而新形成。

[0210] 此外,在通过用户的指定新形成的血管轮廓与其他血管轮廓重合的情况下,能够将这些血管理解为一个血管而形成血管轮廓。

[0211] 此外,能够通过用户的指定,将没有通过超声波诊断装置提取到的Y字形状的血管轮廓新形成。

[0212] (实施方式4)

[0213] 通过将用于实现上述各实施方式所示的轮廓提取方法的程序记录到软磁盘等记录介质,能够将上述实施方式所示的处理在独立的计算机系统中简单地实施。

[0214] 图26是将上述各实施方式的轮廓提取方法,使用软磁盘等记录介质中记录的程序,通过计算机系统实施的情况下的说明图。

[0215] 图26的(b)表示从软磁盘的正面看的外观、截面构造、以及软磁盘,图26的(a)表示作为记录介质主体的软磁盘的物理格式的例子。软磁盘FD被内置于箱F内,在该盘的表面同心圆状地形成从外周向内周的多个轨道(track)Tr,各轨道沿着角度方向被分割为16个扇区(sector)Se。从而,在存储了上述程序的软磁盘中,在上述软磁盘FD上被分配的区域中记录了上述程序。

[0216] 此外,图26的(c)表示在软磁盘FD上用于进行上述程序的记录再现的结构。在将实现轮廓提取方法的上述程序记录到软磁盘FD的情况下,从计算机系统Cs经由软磁盘驱动写入上述程序。此外,在通过软磁盘内的程序将实现轮廓提取方法的上述轮廓提取方法构筑在计算机系统的情况,通过软磁盘驱动将程序从软磁盘读出,并转发给计算机系统。

[0217] 另外,在上述说明中,作为记录介质使用软磁盘进行了说明,但即使使用光盘也能够同样地进行。此外,记录介质不限于此,若是IC卡、ROM卡带等能够记录程序的介质则能够同样地实施。

[0218] 另外,图1的超声波诊断装置的模块典型地作为集成电路即LSI(Large Scale Integration,大规模集成电路)而实现。这些可以单独地被一芯片化,也可以以包含一部分或全部的方式被一芯片化。

[0219] 在此,作为LSI,但根据集成度的差异,也有被称为IC(Integrated Circuit,集成电路)、系统LSI、超LSI、超级(Ultra)LSI的情况。

[0220] 此外,集成电路化的方法不限于LSI,也可以由专用电路或通用处理器实现。例如,能够使用GPU(Graphic Processing Unit,图形处理单元)等图形处理用的专用电路。在LSI制造后,也可以利用能够进行编程的FPGA(Field Programmable Gate Array,现场可编程门阵列)、能够重构LSI内部的电路单元的连接和设定的可重构处理器。

[0221] 进而,若通过半导体技术的进步或派生的其他技术而出现置换为LSI的集成电路化的技术,则当然也可以使用该技术进行功能框的集成化。也存在应用生物技术(Biotechnology)等的可能性。

[0222] 此外,图1的超声波诊断装置的各部件也可以经由互联网或LAN(Local Area Network,局域网)等网络而连接。例如,也可以是读入网络上的服务器或存储设备中保持的

超声波图像的结构等。进而,也可以经由网络而进行各部件的功能追加等。

[0223] 此外,上述各实施方式中的超声波诊断装置也可以例如作为图27所示的超声波诊断装置3而实现。

[0224] 产业可利用性

[0225] 根据本发明所涉及的超声波诊断装置以及轮廓提取方法,在对从在空间上连续的多张超声波图像中自动提取的血管膜的轮廓进行校正时,若用户将一个图像的轮廓以手动的方式进行校正,则基于手动校正结果对临近的超声波图像的轮廓自动进行校正,从而能够大幅降低血管轮廓的校正所需的时间。因此,本发明所涉及的超声波诊断装置以及方法由于能够降低动脉硬化等需要血管膜的厚度的测定的诊断中的检查时间,特别是在医疗诊断设备产业中有很高的可利用性。

[0226] 符号说明

[0227]	1、2、3、1700、2300	超声波诊断装置
[0228]	101、1701、2301	轮廓提取部
[0229]	101A	合流判定部
[0230]	102、102A、1702、2302	指定部
[0231]	103、103A、1703、2303	手动校正部
[0232]	104	对象设定部
[0233]	105	校正信息生成部
[0234]	106、202、1704、2304	校正后轮廓存储器
[0235]	107、203、1705、2305	显示部
[0236]	201	三维像生成部
[0237]	1101	B模式图像
[0238]	1102	放大图像
[0239]	1103	滑动条
[0240]	1104	框

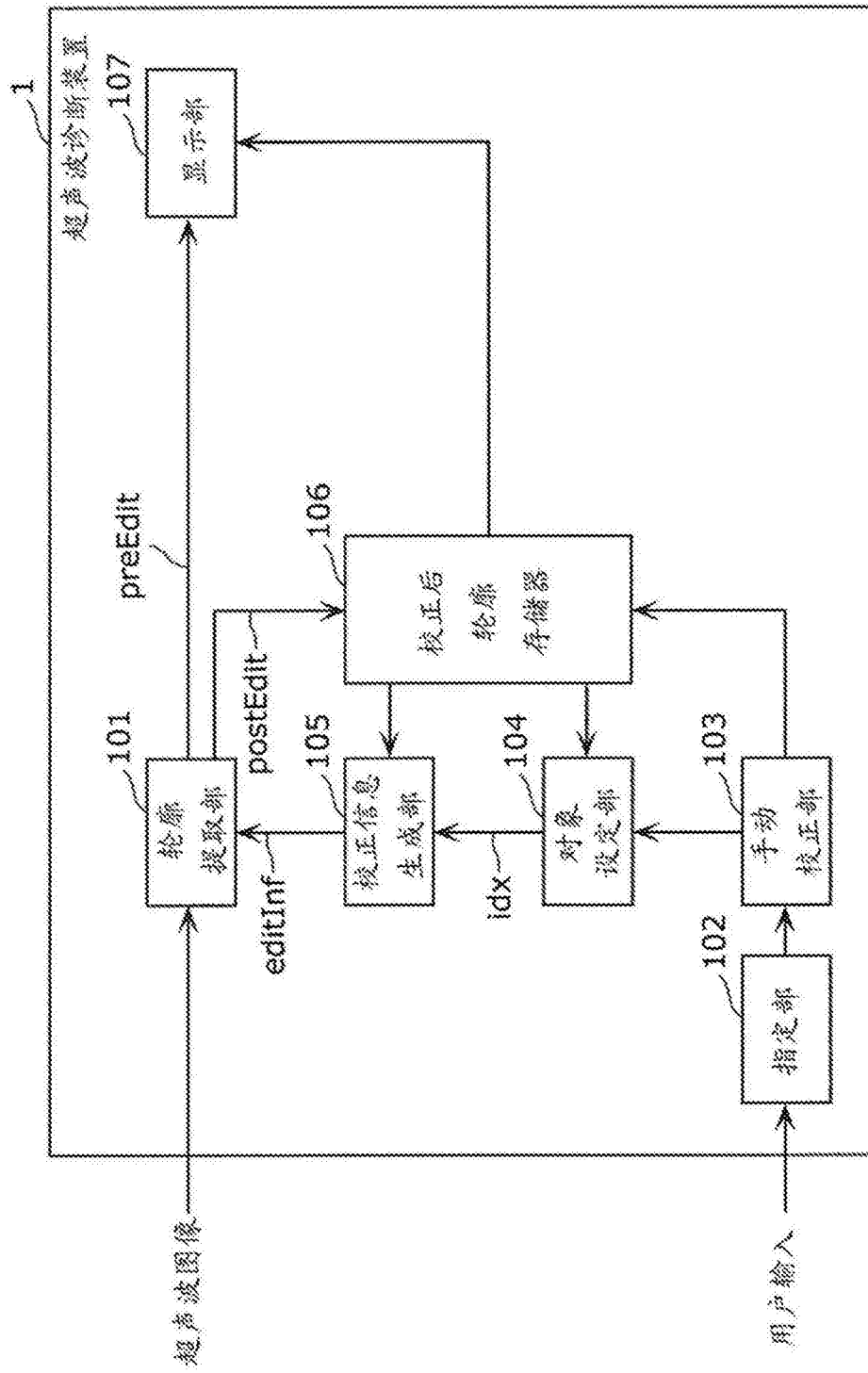


图1

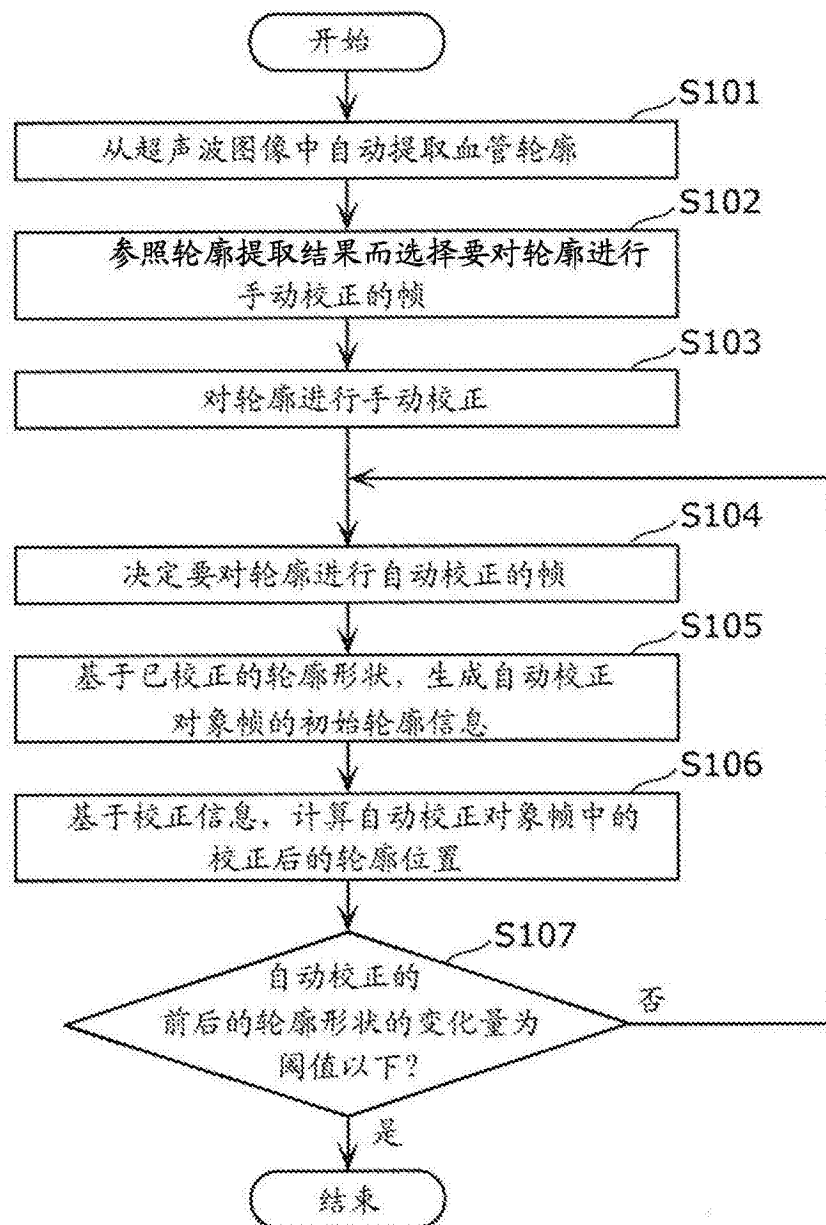


图2

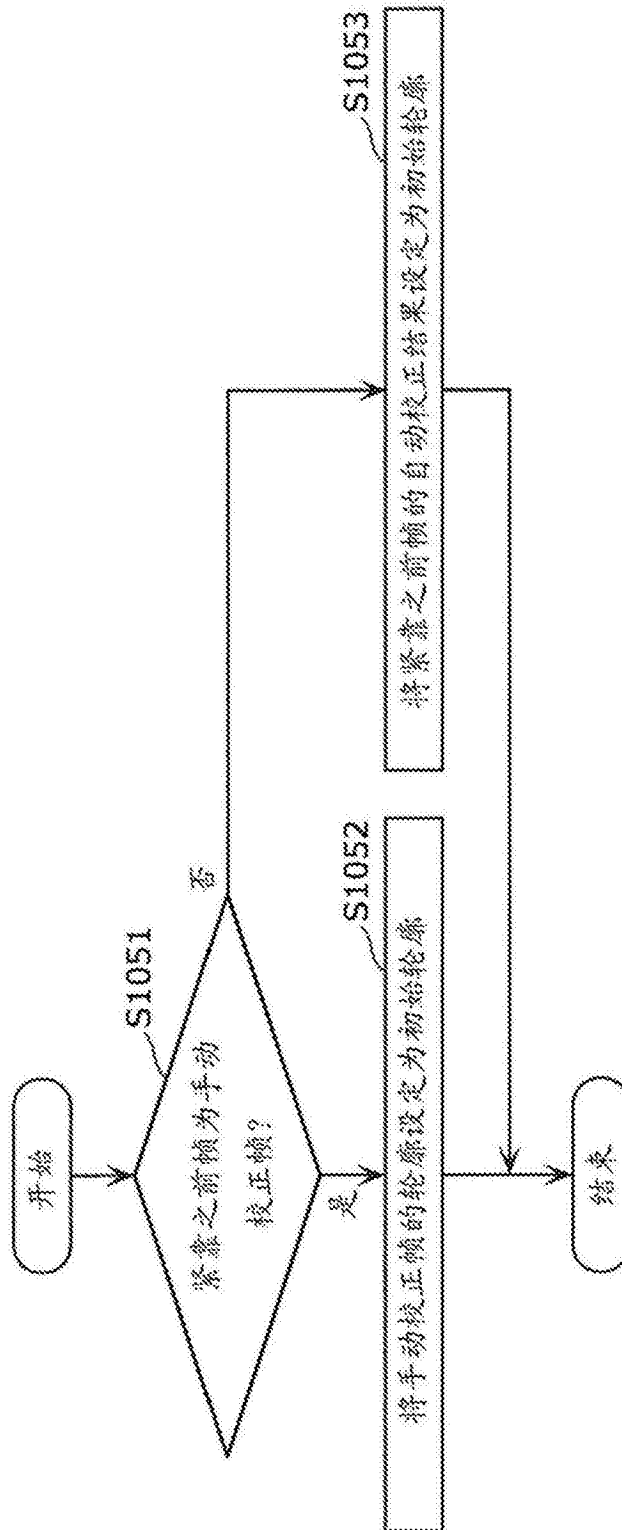


图3

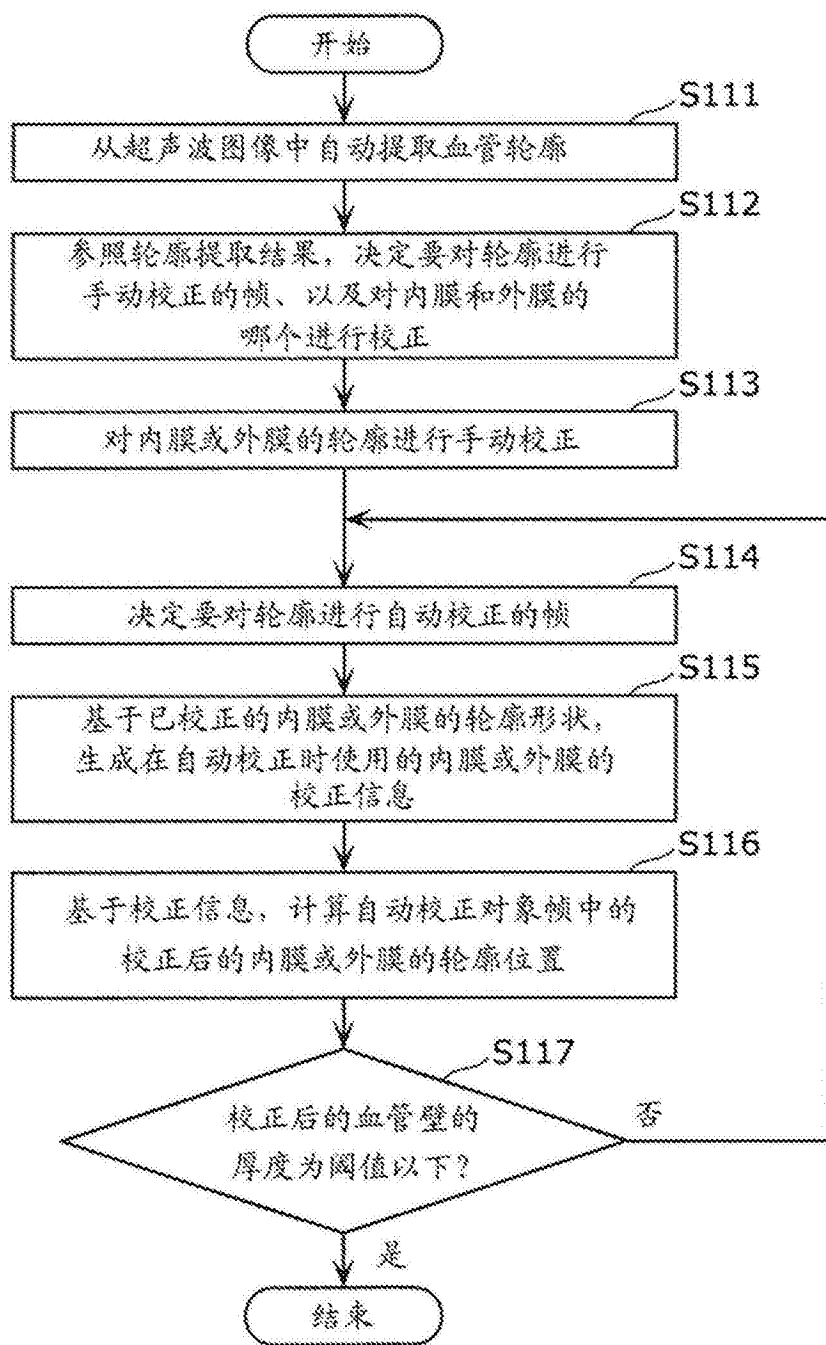


图4

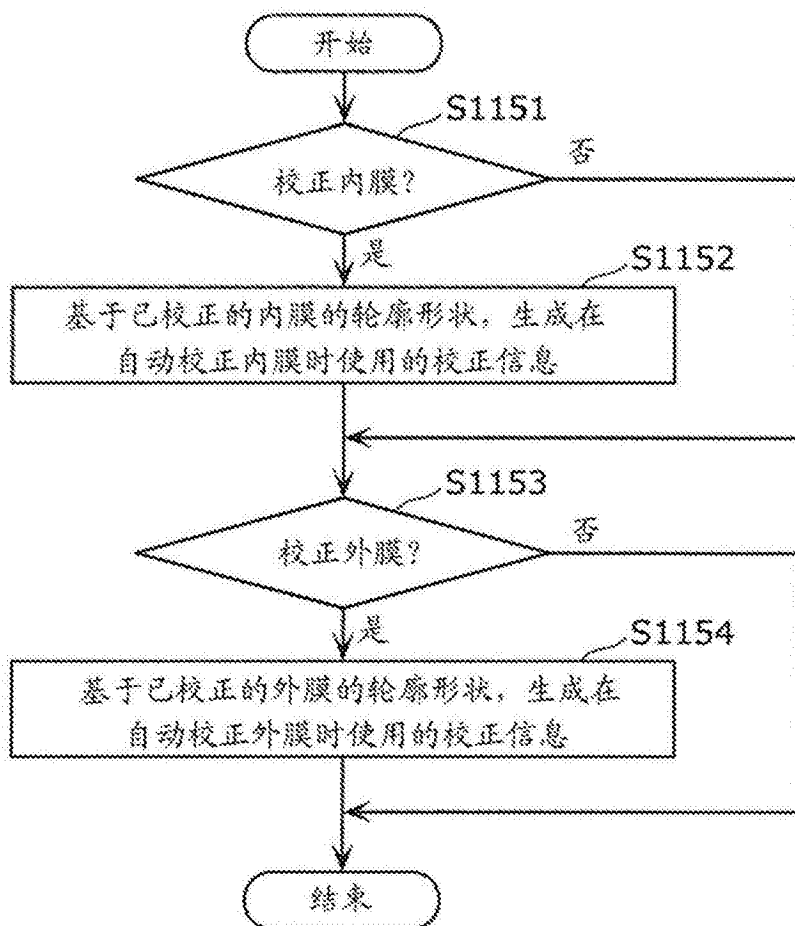


图5A

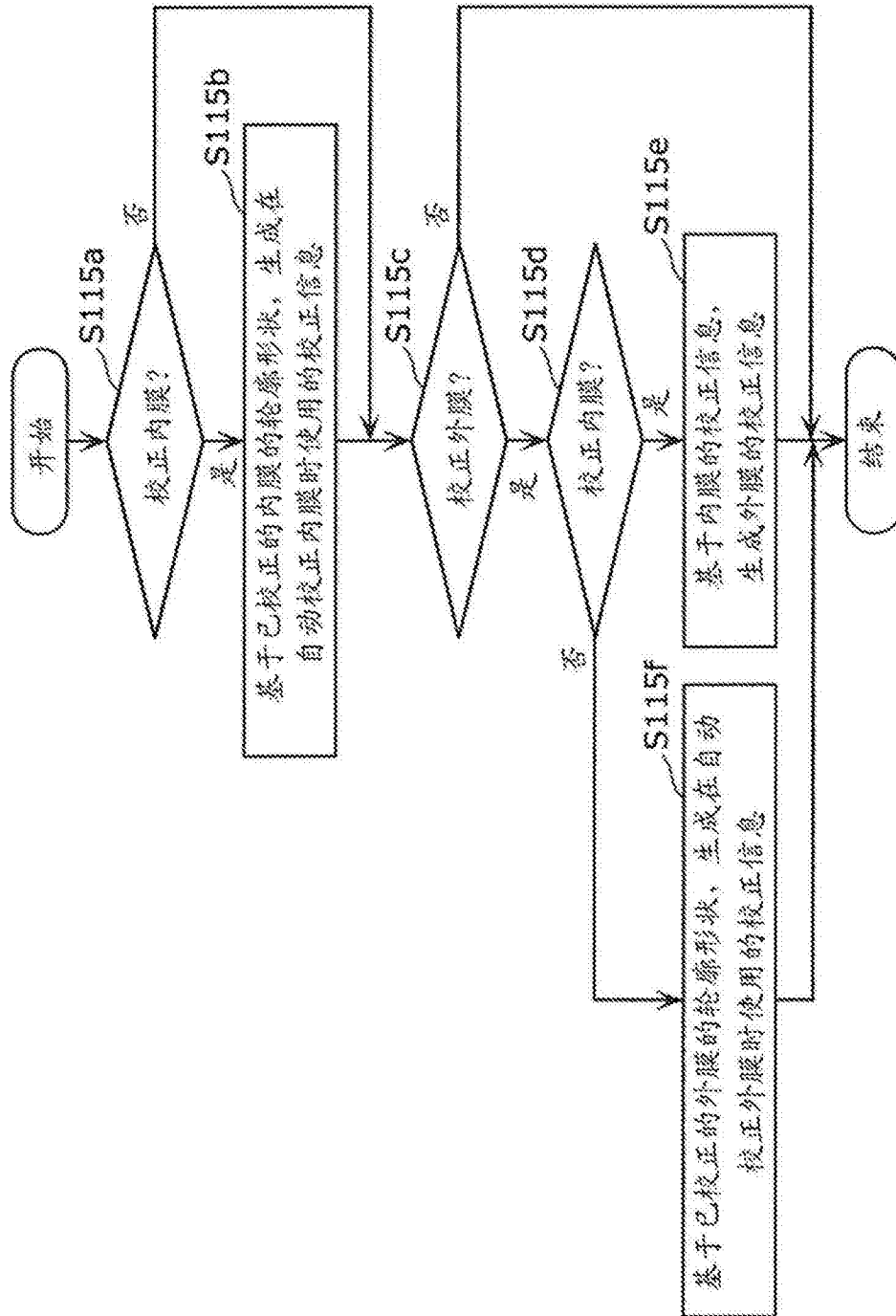


图5B

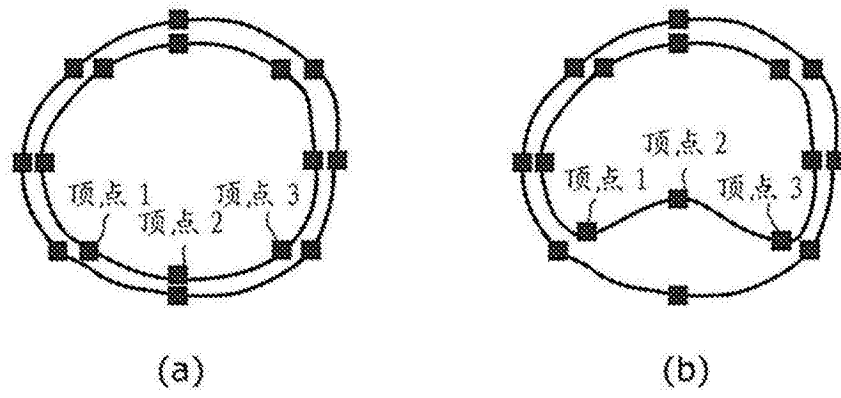


图6

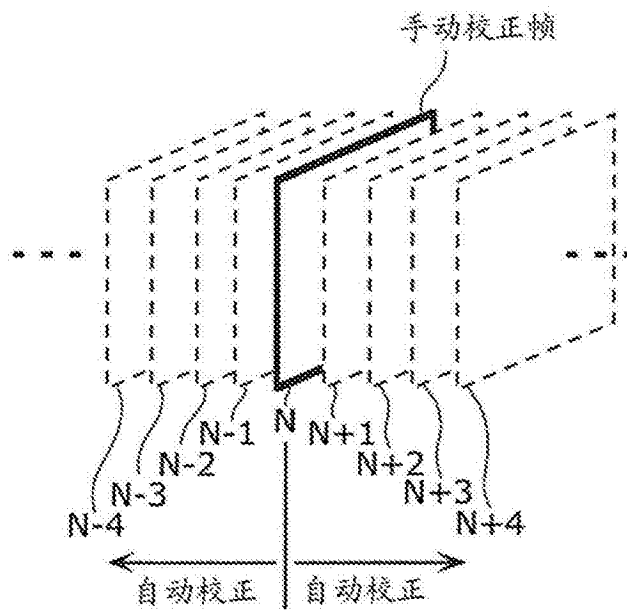


图7A

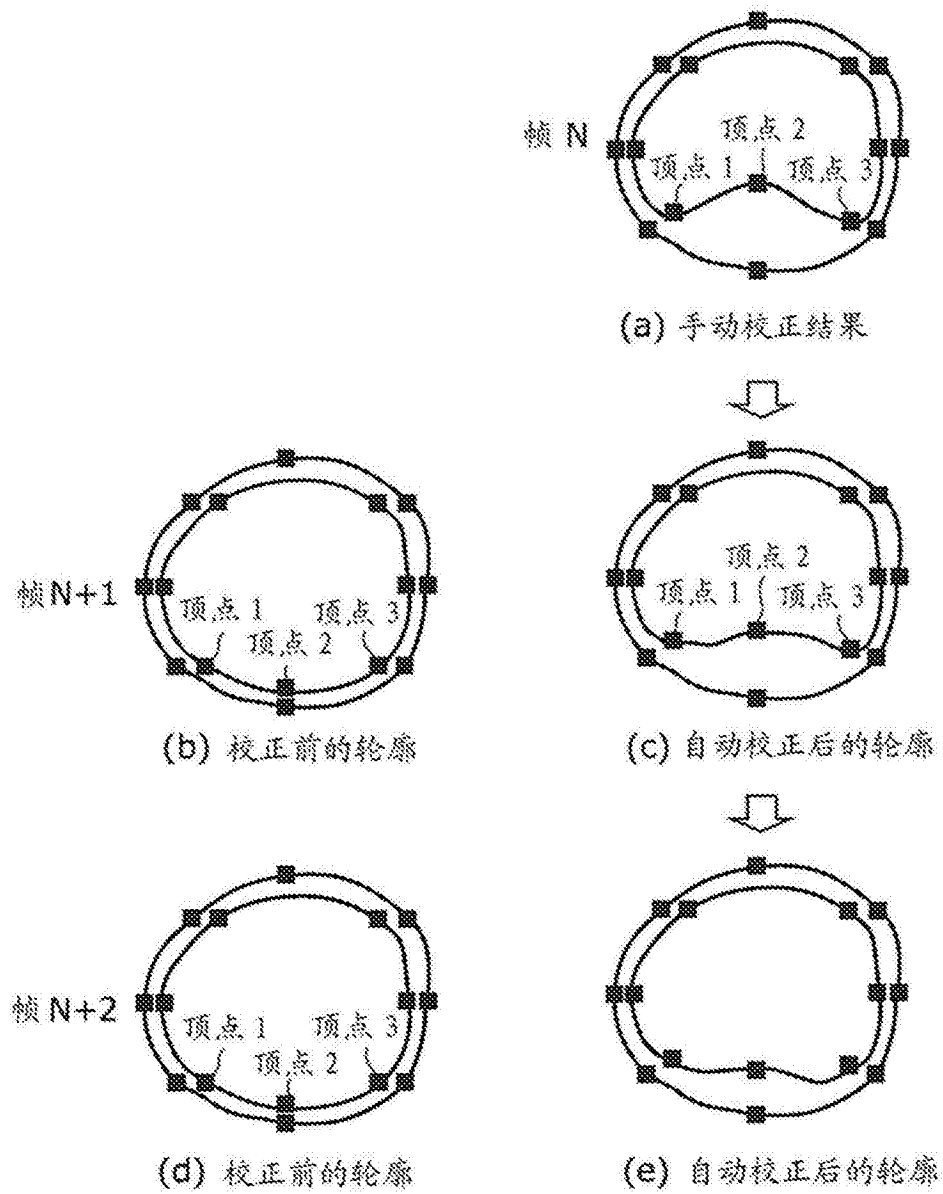


图7B

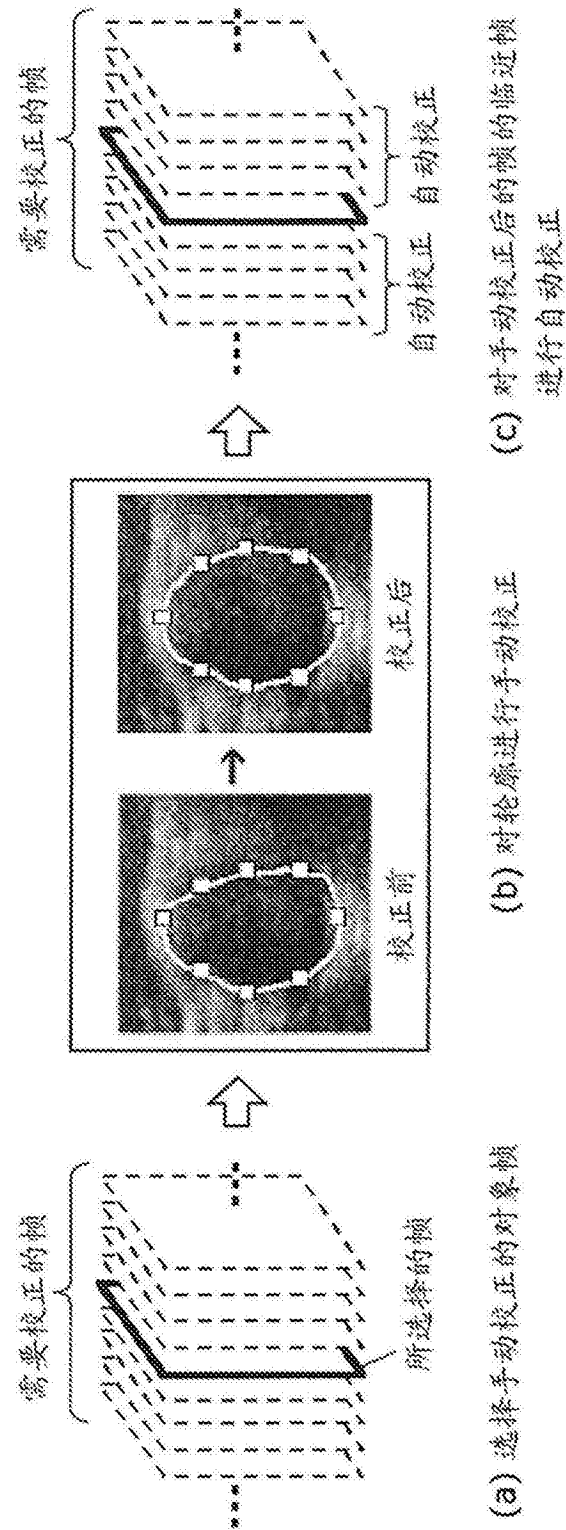


图8

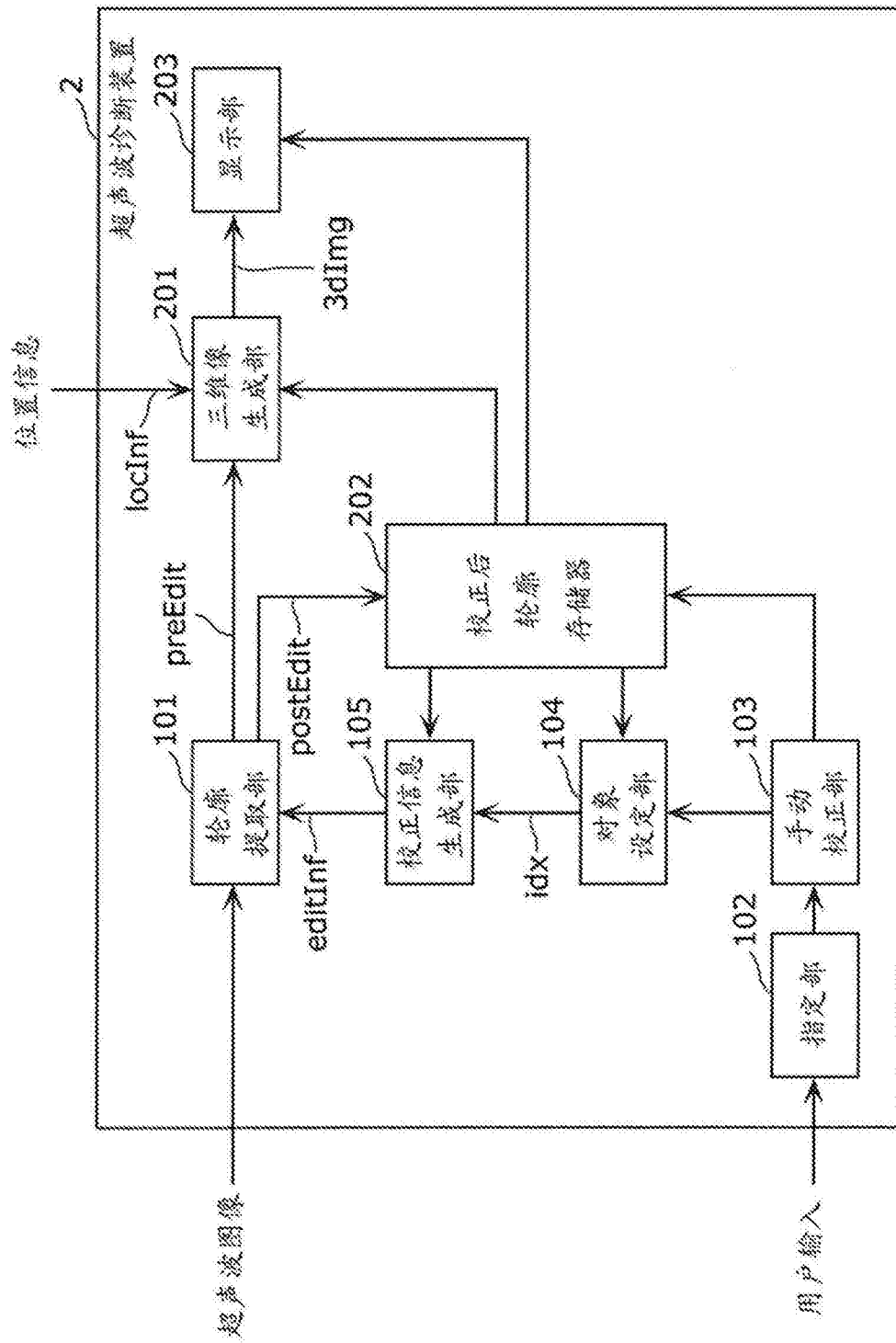


图9

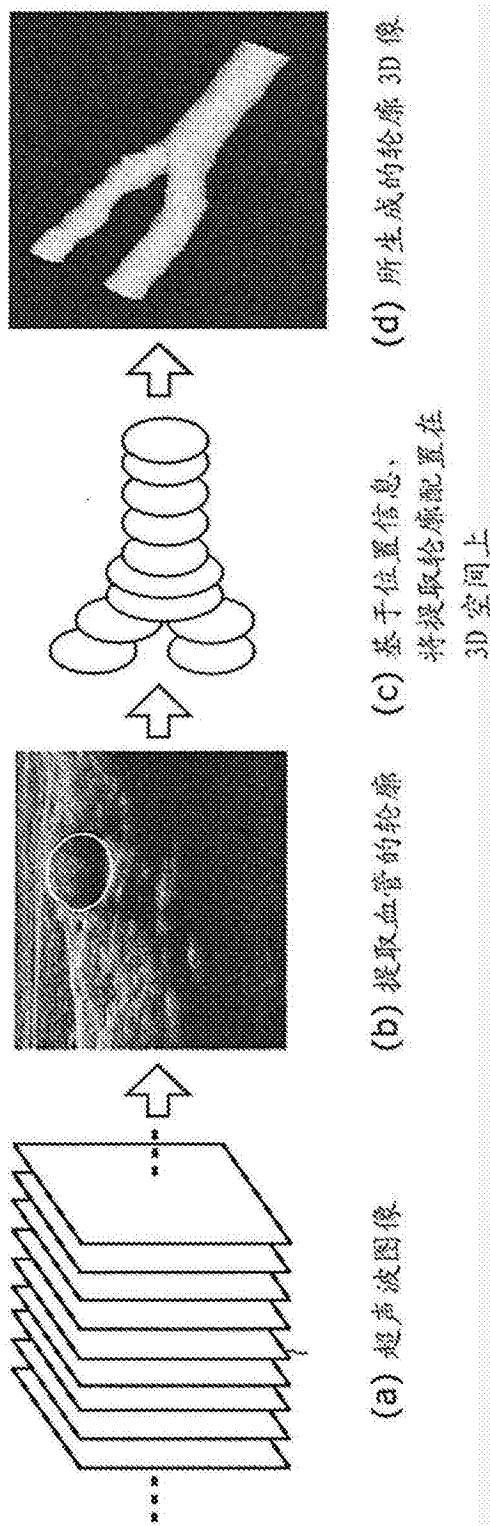


图10

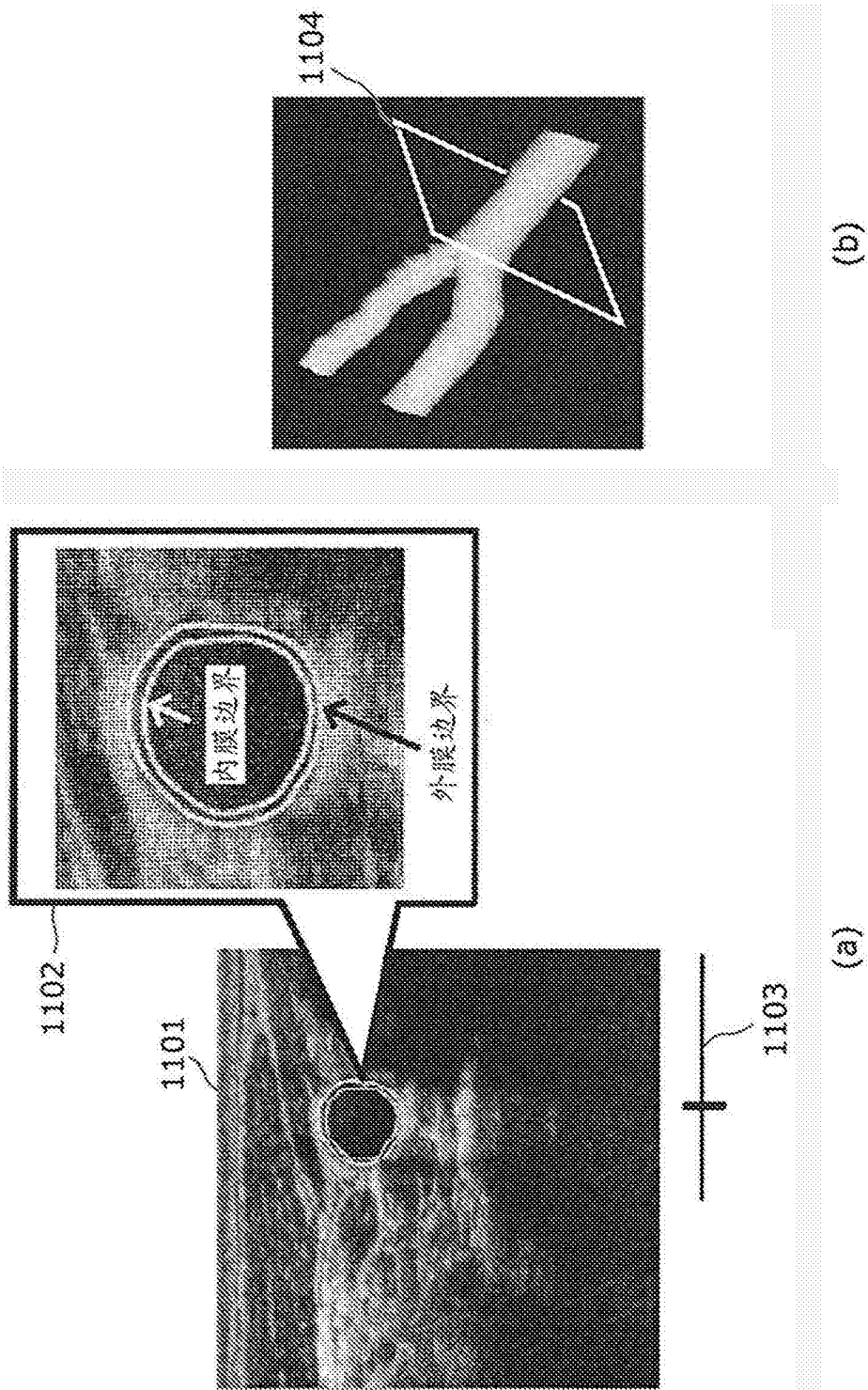


图11

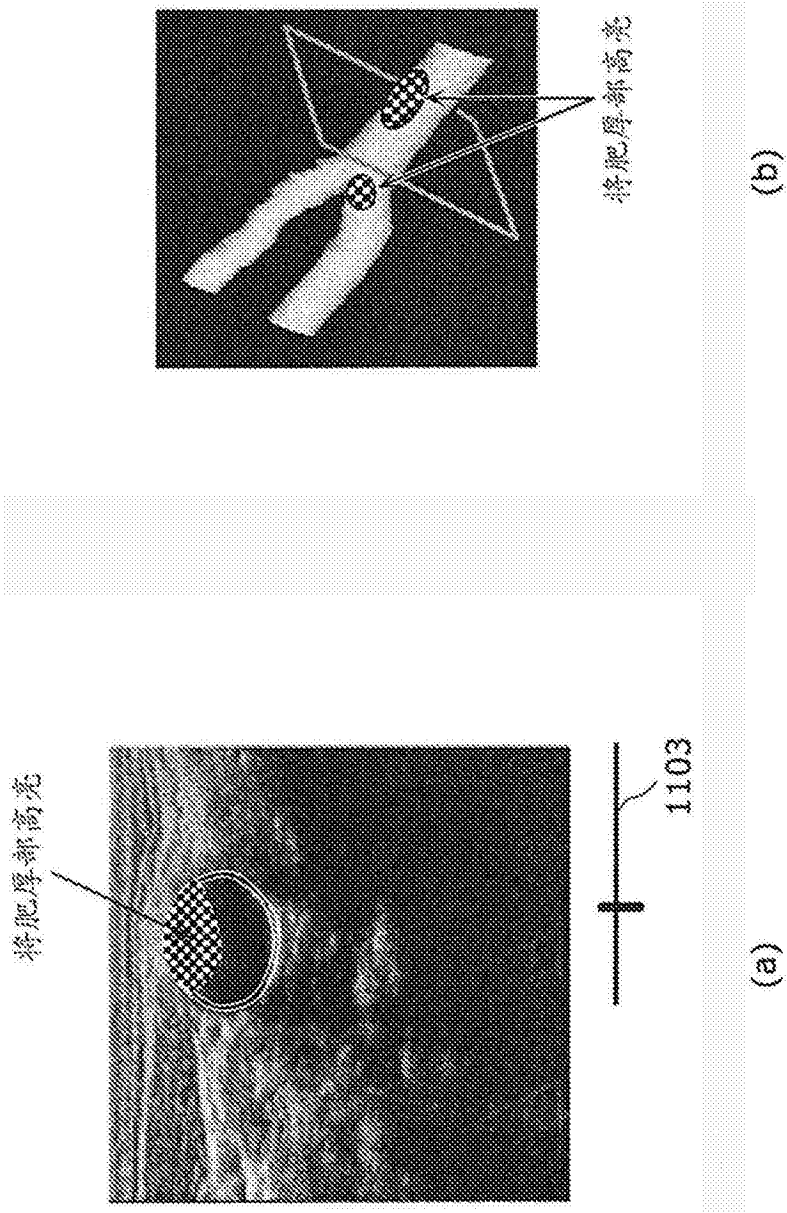


图12

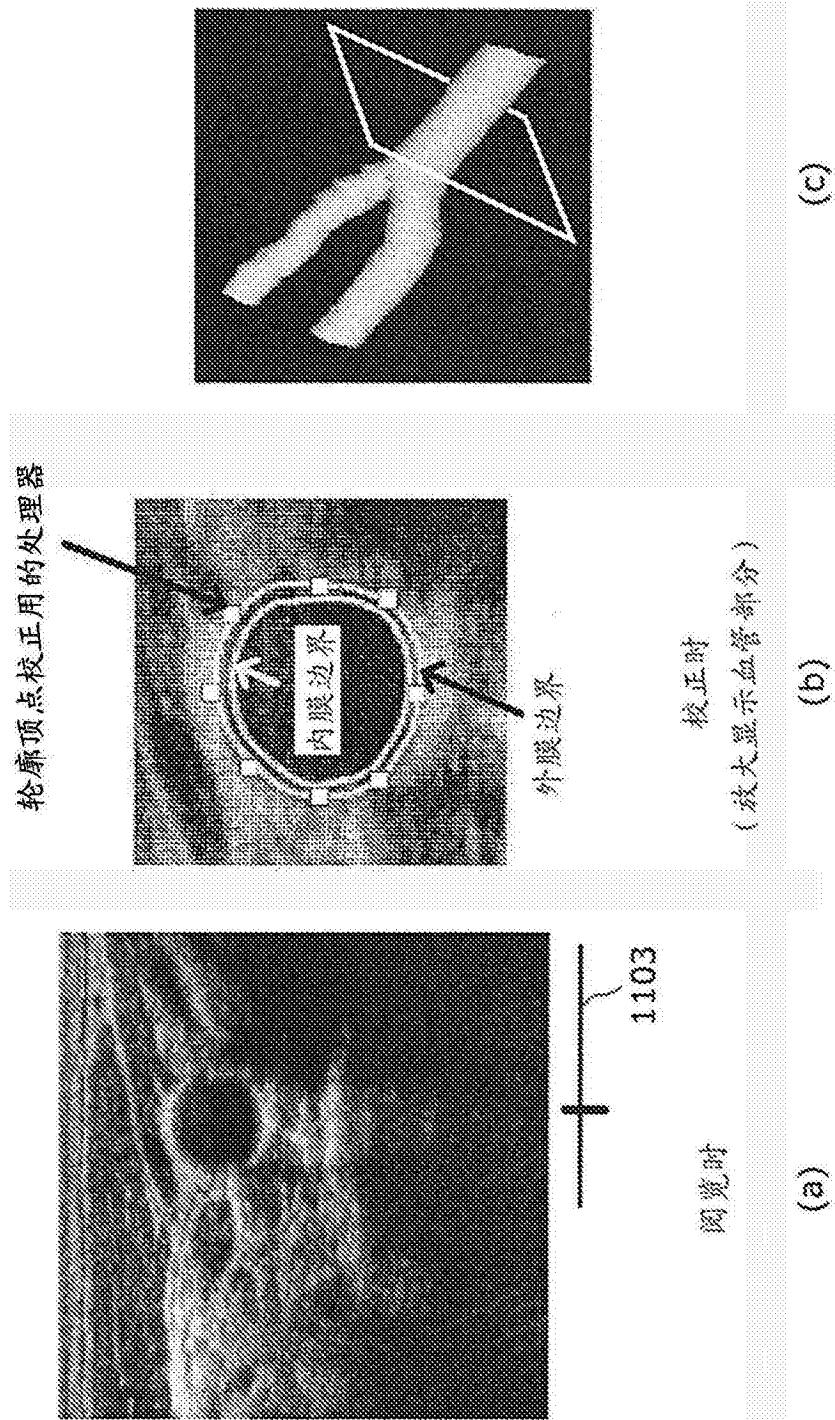


图13

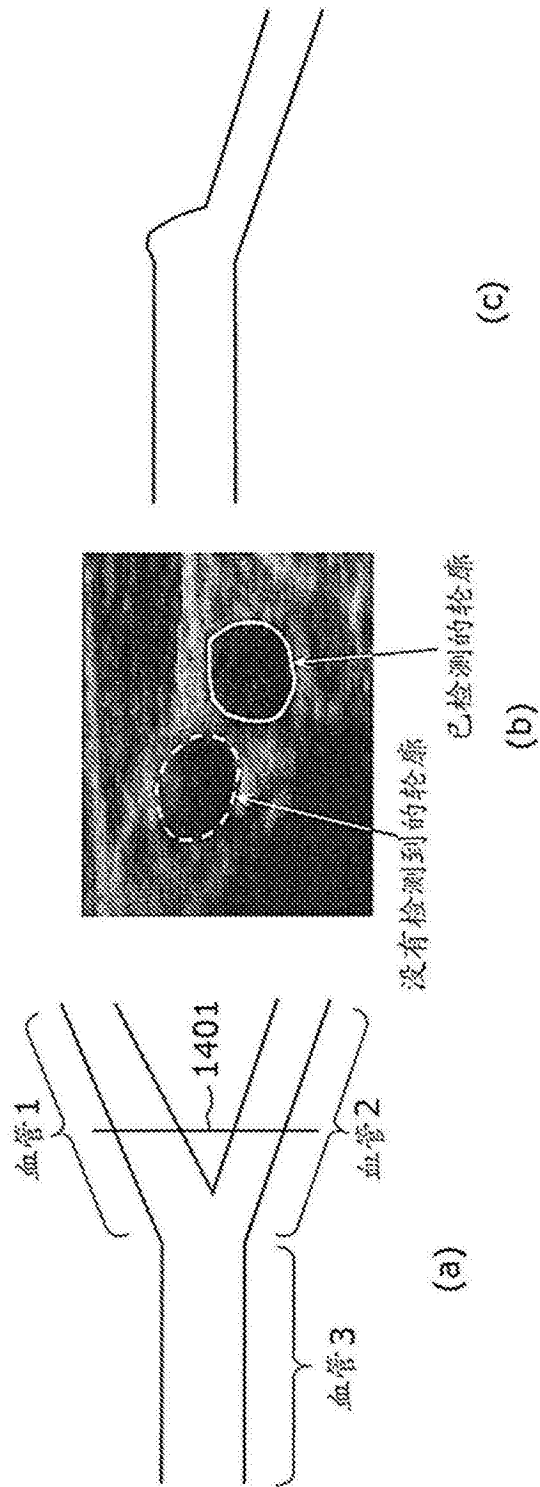


图14

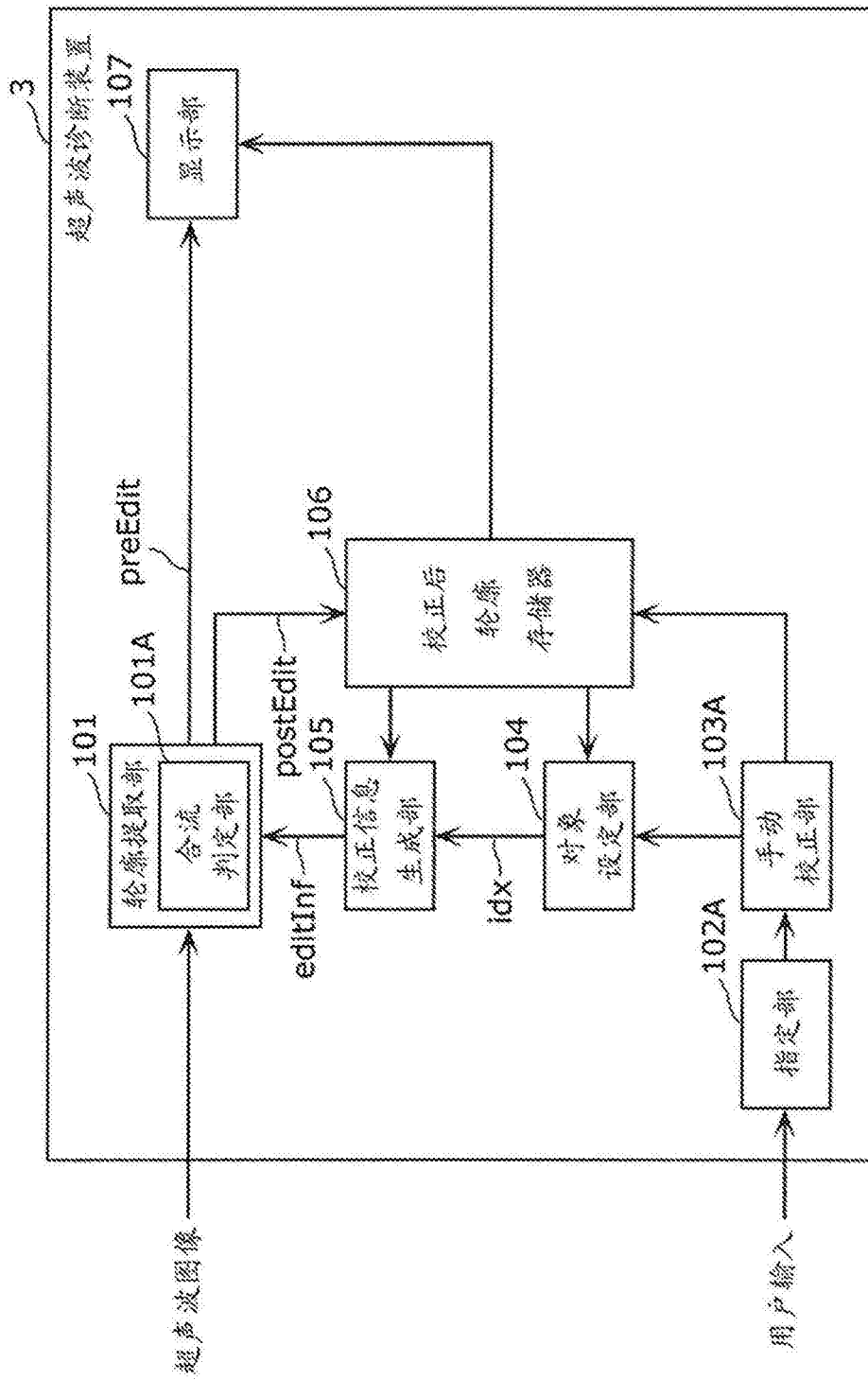


图15

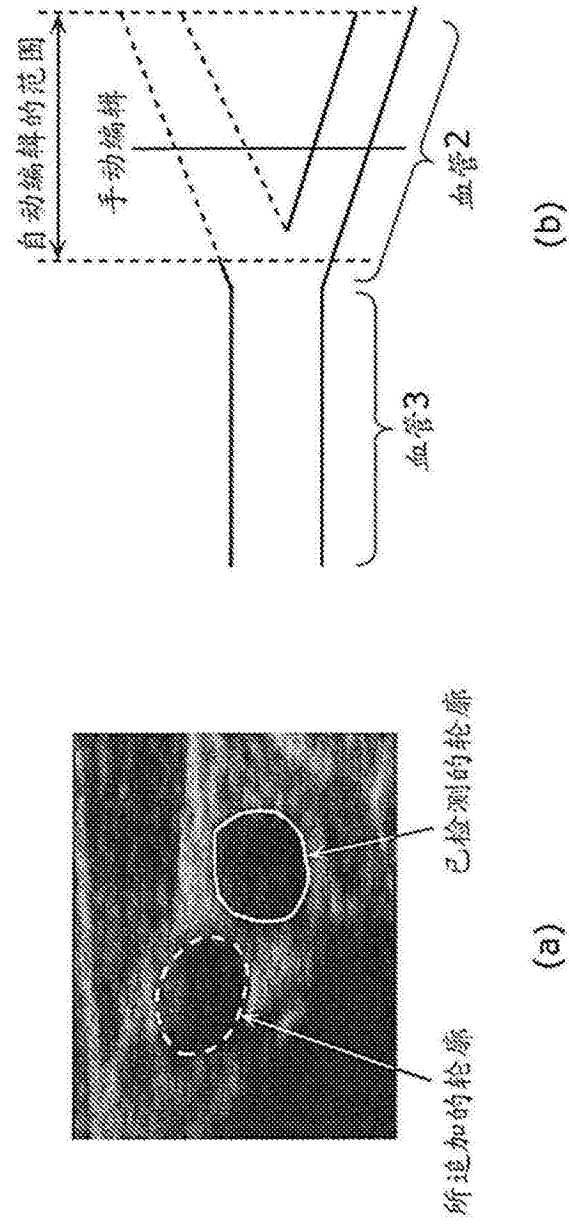


图16

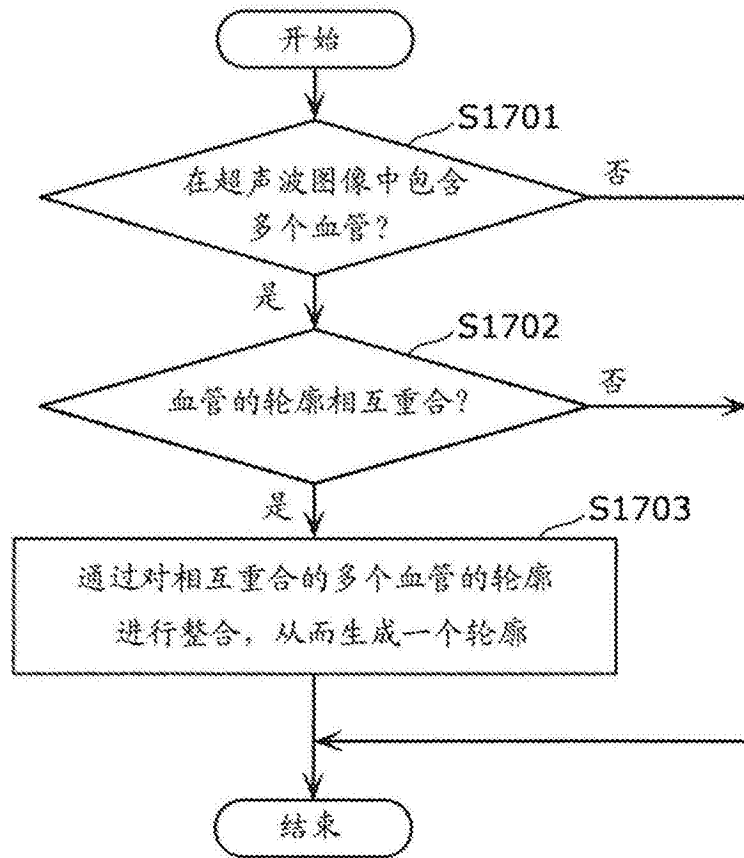


图17

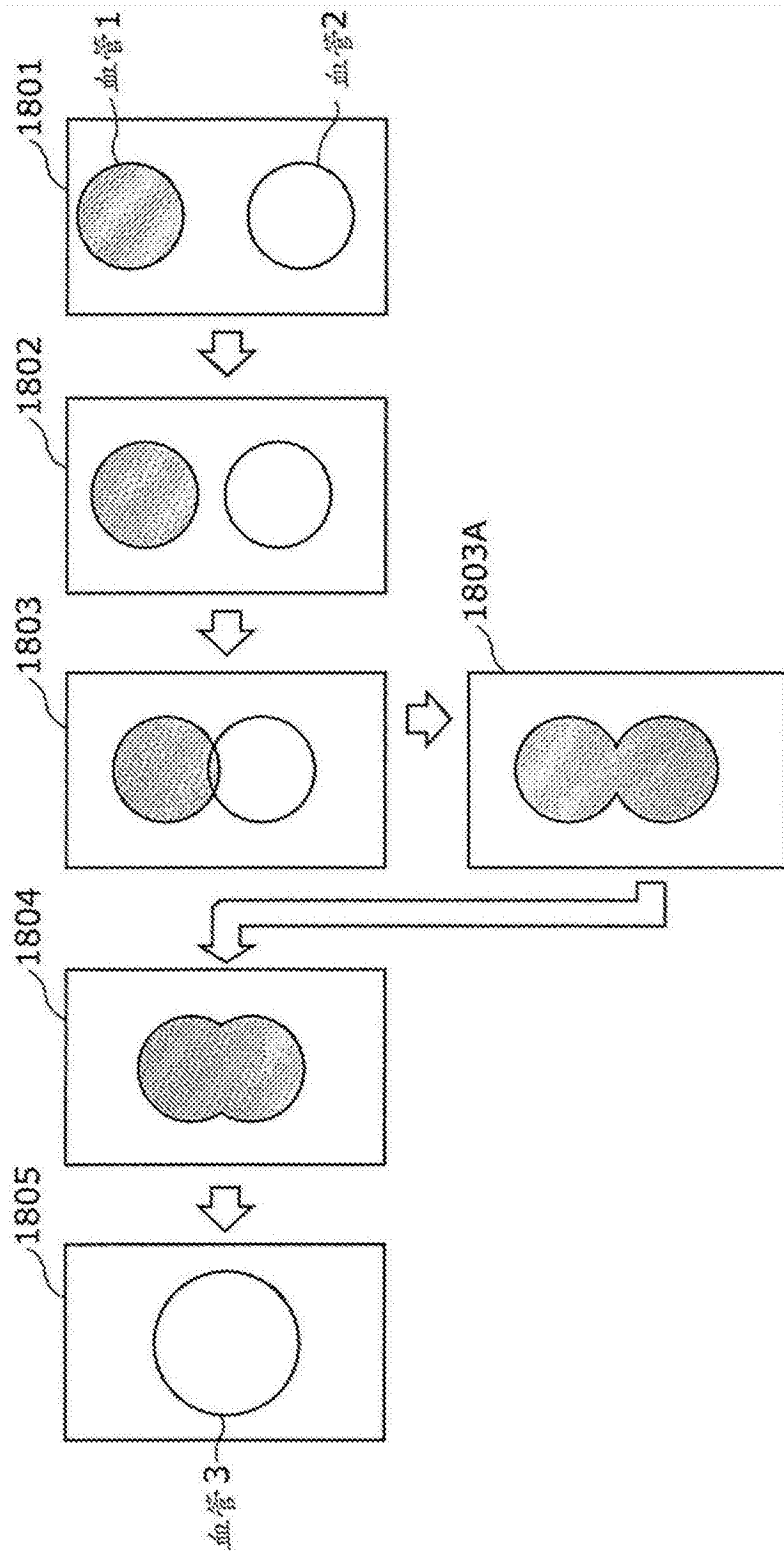


图18

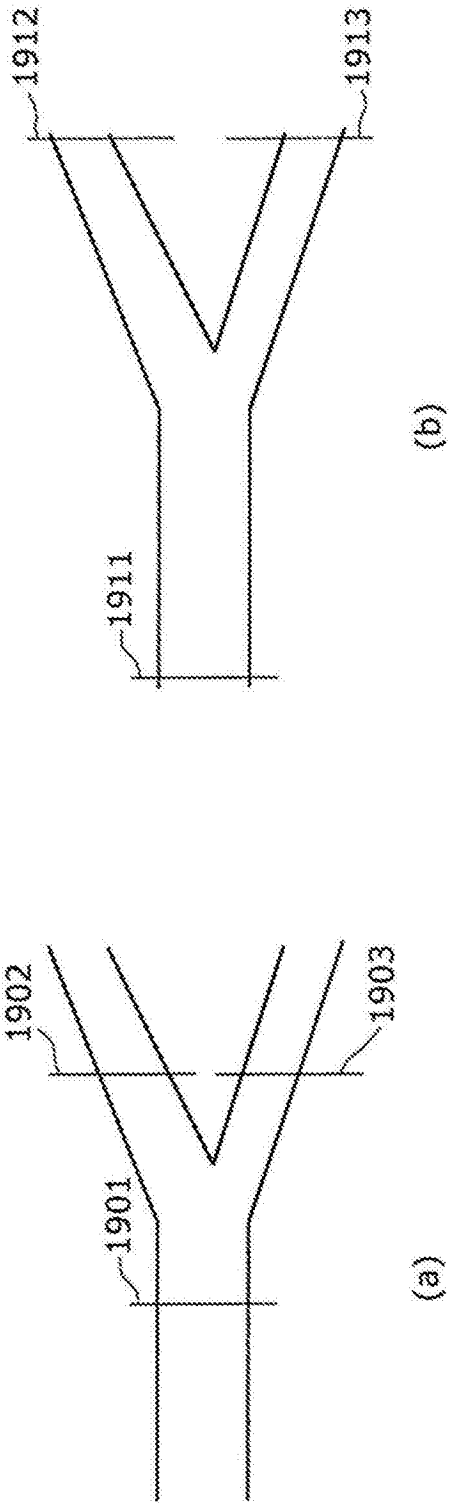


图19

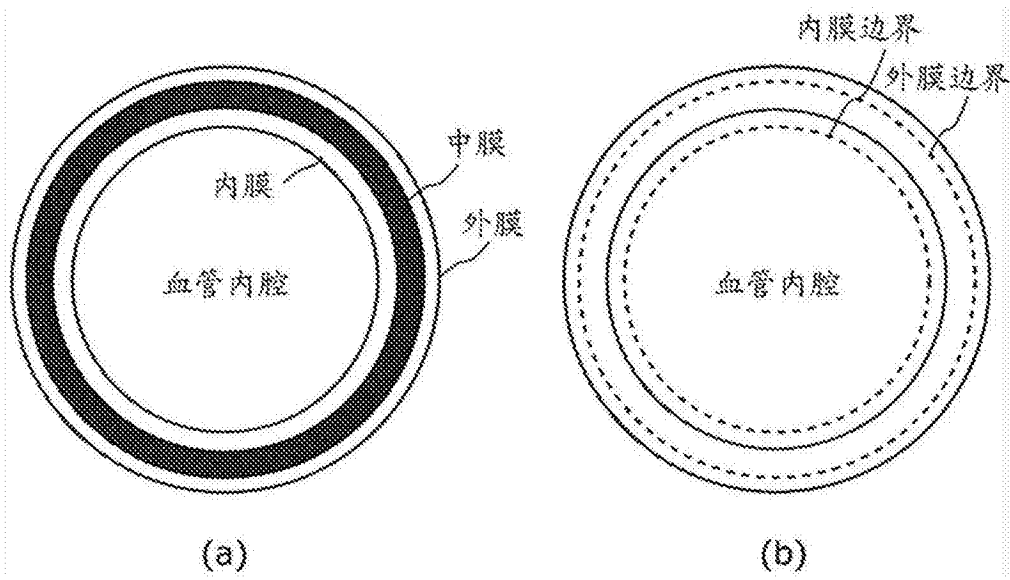


图20

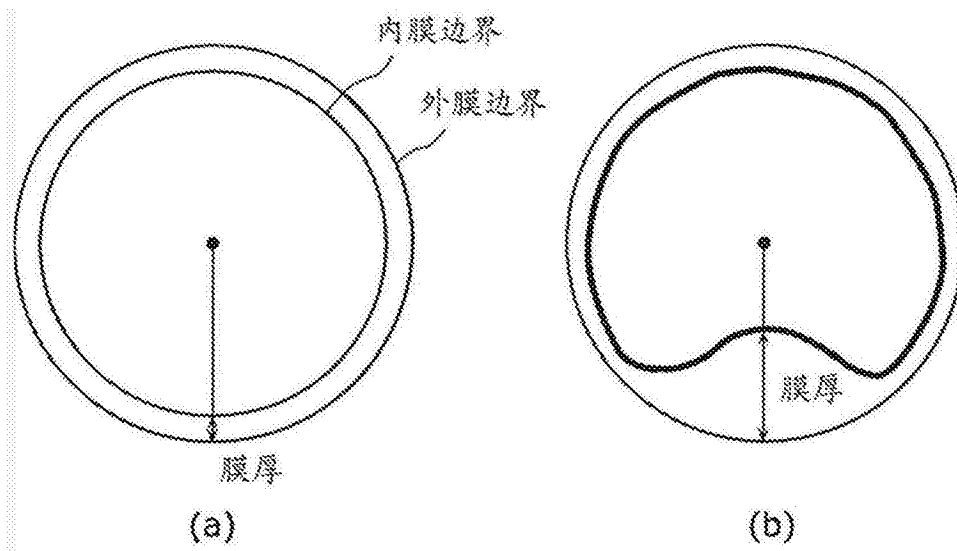


图21

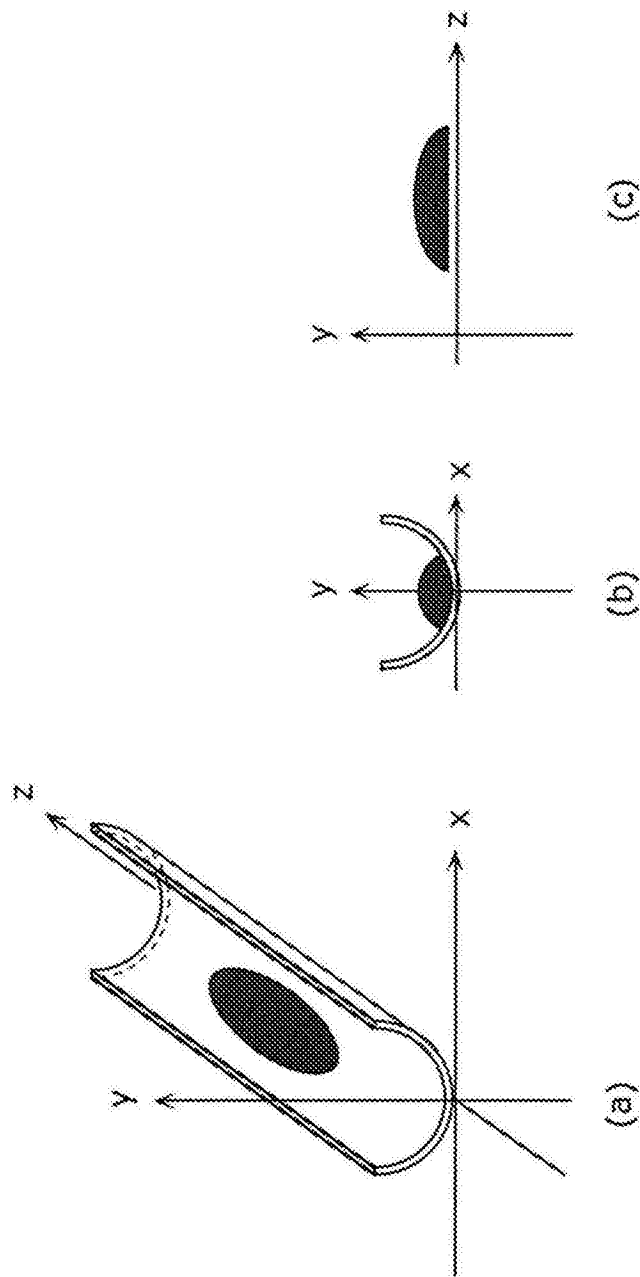


图22

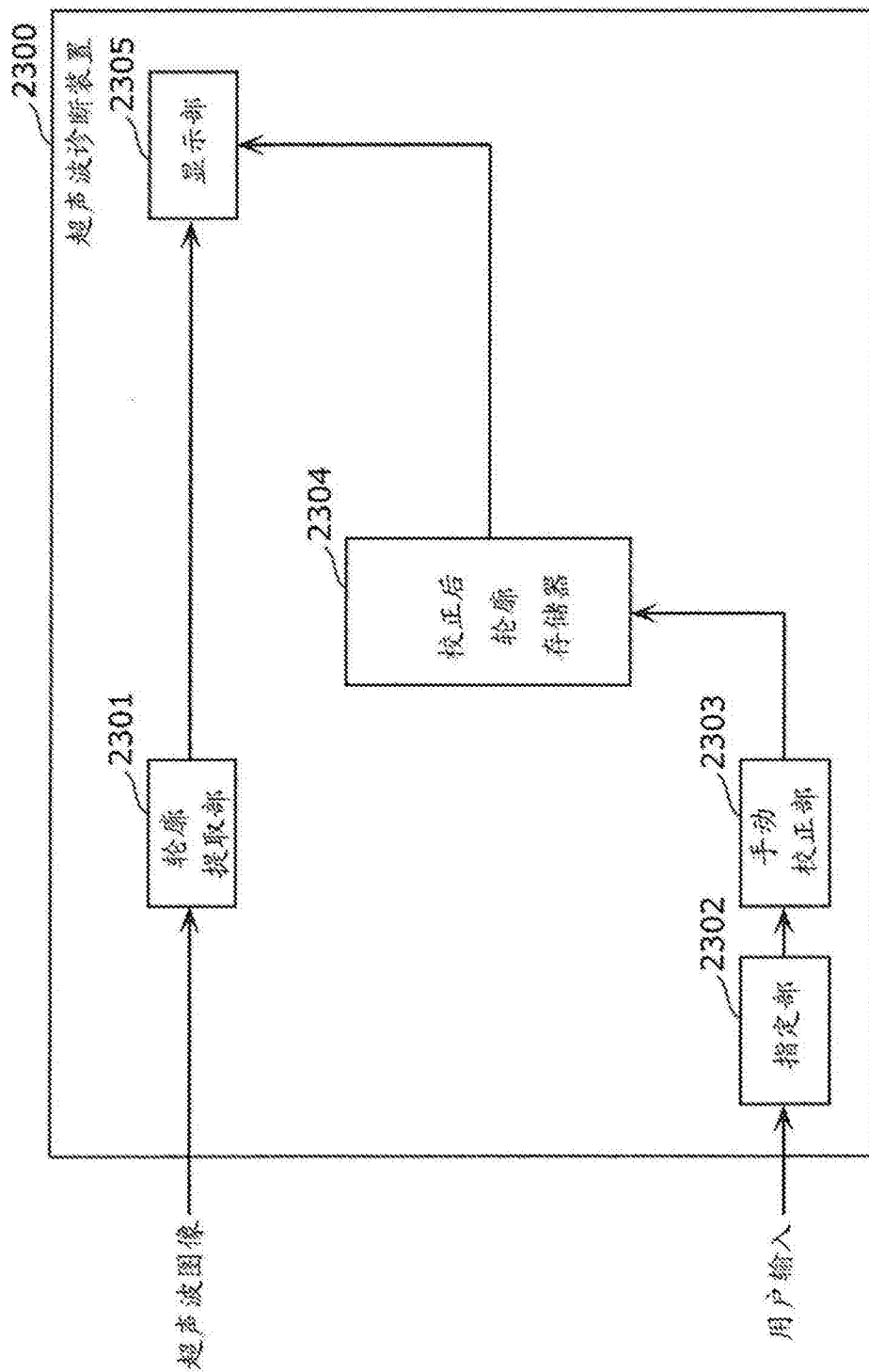


图23

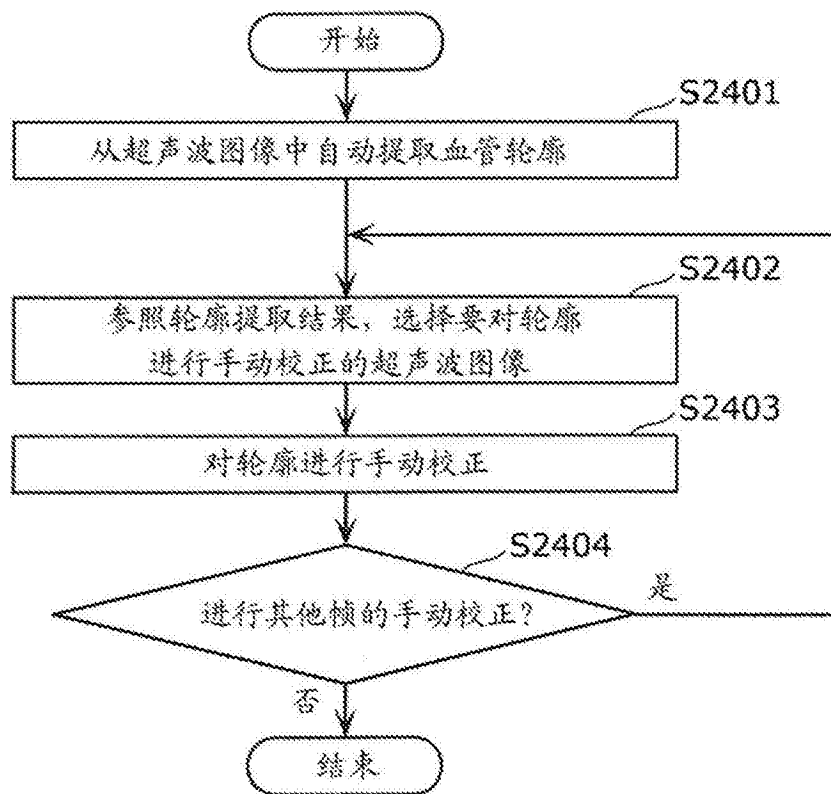
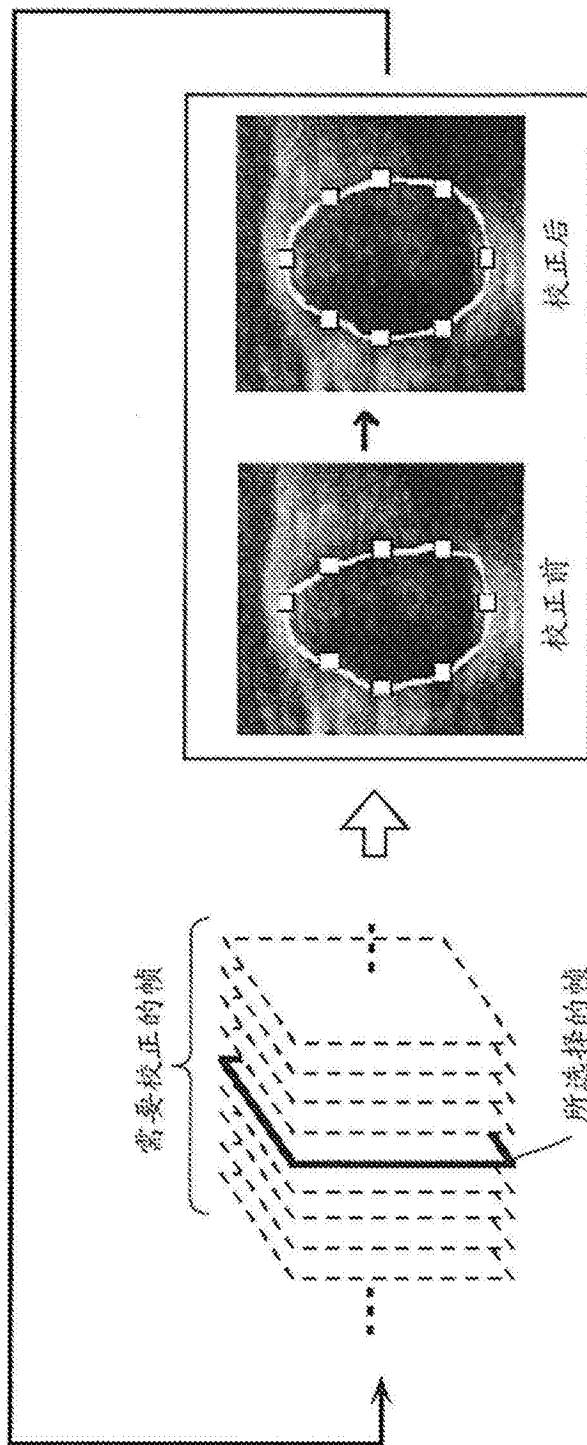


图24

直至需要校正的全部帧的处理完成为止，对每个帧重复手动校正



(b) 对轮廓进行手动校正

(a) 选择手动校正的对象帧

图25

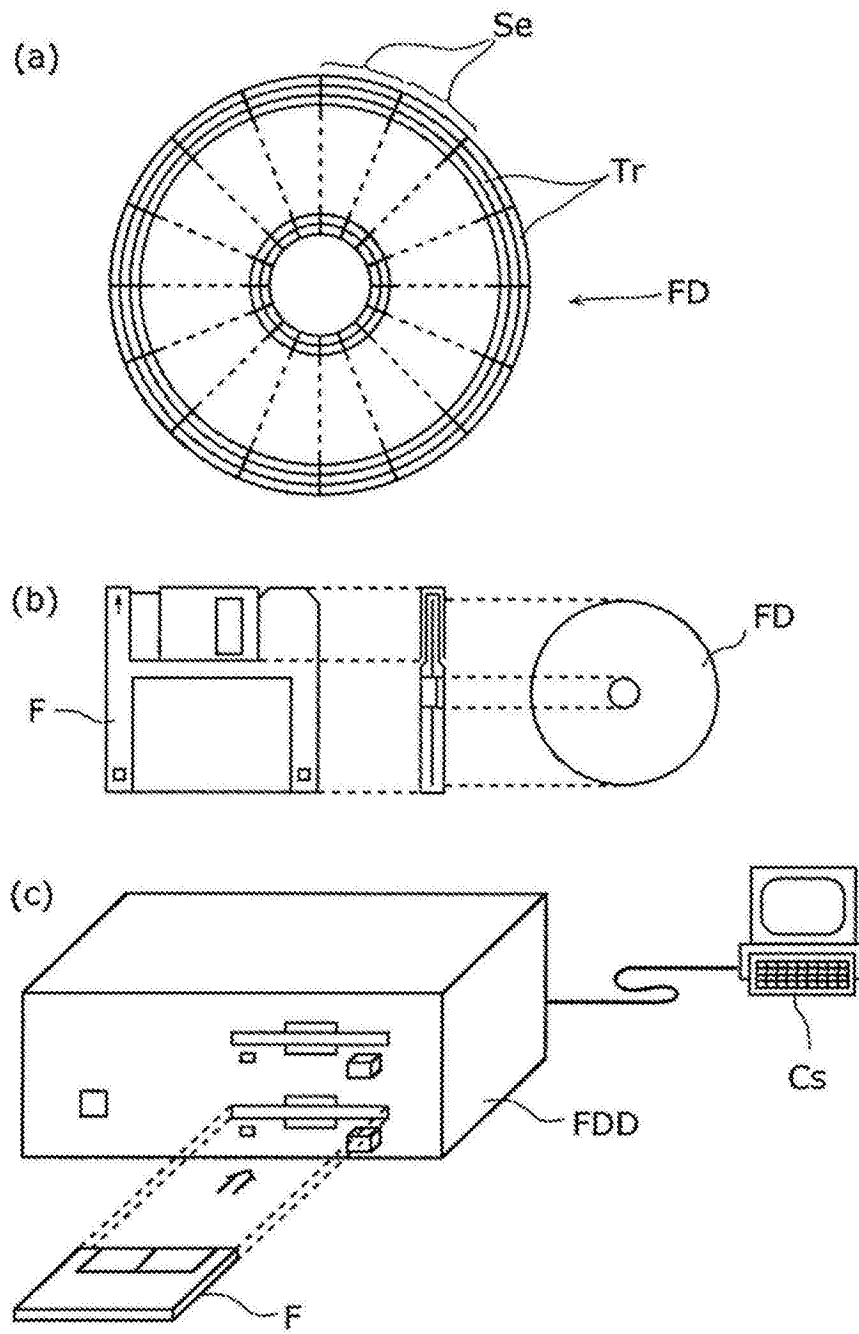


图26

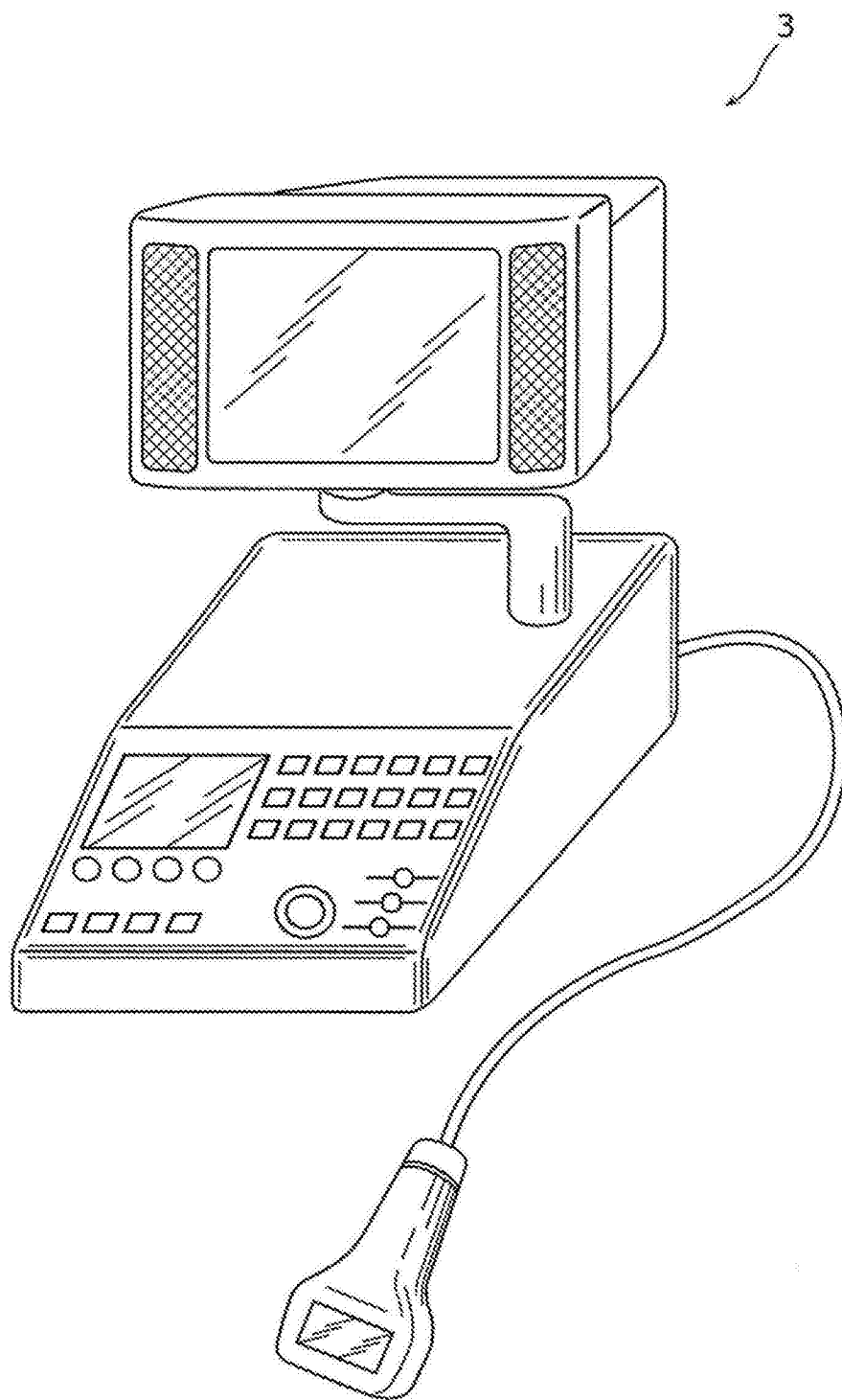


图27

专利名称(译)	超声波诊断装置以及轮廓提取方法		
公开(公告)号	CN104093362B	公开(公告)日	2017-05-17
申请号	CN201280063696.1	申请日	2012-12-20
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达株式会社		
[标]发明人	远间正真 大宫淳 田路文平		
发明人	远间正真 大宫淳 田路文平		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B8/0891 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/467 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/5223 G16H50/30 A61B8/0858 A61B8/13		
审查员(译)	马薇		
优先权	2011279425 2011-12-21 JP		
其他公开文献	CN104093362A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

具备：轮廓提取部(101)，从在空间上连续的位置取得的多个超声波图像的每个所包含的器官的像中提取所述器官的轮廓；指定部(102)，从用户接受指定信息和校正信息，所述指定信息用于从多个超声波图像之中指定包含作为用户对轮廓提取部(101)提取到的轮廓进行手动校正的对象的轮廓的手动校正对象图像，所述校正信息表示手动校正的内容；以及手动校正部(103)，对于根据指定部(102)接受到的指定信息而指定的手动校正对象图像，将轮廓提取部(101)提取到的轮廓基于校正信息进行校正，轮廓提取部(101)进一步基于表示在手动校正部(103)校正后的手动校正对象图像所包含的轮廓的信息，提取在多个超声波图像之中与手动校正对象图像不同的图像即对象图像所包含的新的轮廓。

