



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104066379 B

(45)授权公告日 2016.11.09

(21)申请号 201380005927.8

(22)申请日 2013.01.10

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104066379 A

(43)申请公布日 2014.09.24

(30)优先权数据

2012-008858 2012.01.19 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2014.07.18

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/000047 2013.01.10

(87)PCT国际申请的公布数据

W02013/108592 JA 2013.07.25

(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 近藤洋一

(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

JP 2011104194 A, 2011.06.02,

JP 2006115937 A, 2006.05.11,

JP 2004305377 A, 2004.11.04,

US 2007149877 A1, 2007.06.28,

WO 2008023618 A1, 2008.02.28,

US 2011246129 A1, 2011.10.06,

审查员 谢楠

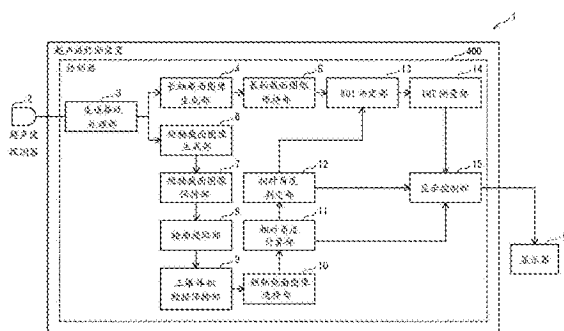
权利要求书4页 说明书20页 附图15页

(54)发明名称

超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法

(57)摘要

一种超声波诊断装置,测量颈动脉的血管壁的特性,具备:发送接收处理部,对颈动脉进行超声波的发送接收;短轴截面图像生成部,基于在多个位置上的颈动脉的截面的接收信号,生成表示与颈动脉的长轴方向垂直的短轴截面的多个短轴截面图像;短轴截面图像选择部,在多个短轴截面图像之中,选择包含颈内动脉以及颈外动脉的短轴截面的特定短轴截面图像;以及相对角度计算部,基于特定短轴截面图像中的、颈内动脉以及颈外动脉的短轴截面的坐标位置,计算在与颈动脉的短轴截面平行的平面内的探头相对于颈动脉的相对角度。



1. 一种超声波诊断装置, 构成为能够连接超声波探头且测量颈动脉的血管壁的特性, 具备:

发送接收处理部, 驱动所述超声波探头, 进行发送处理以及接收处理, 所述发送处理供应用于在与所述颈动脉的截面正交的方向的不同的多个位置上对所述截面发送超声波的发送信号, 所述接收处理基于所述超声波探头接收到的来自所述颈动脉的反射超声波, 生成在所述多个位置上的所述颈动脉的截面的接收信号;

短轴截面图像生成部, 基于在所述多个位置上的所述颈动脉的截面的接收信号, 生成表示与所述颈动脉的长轴方向垂直的短轴截面的多个短轴截面图像;

短轴截面图像选择部, 在所述多个短轴截面图像之中, 选择包含颈内动脉以及颈外动脉的短轴截面的第一特定短轴截面图像; 以及

相对角度计算部, 基于所述第一特定短轴截面图像中的、所述颈内动脉以及所述颈外动脉的短轴截面的坐标位置, 计算在与所述颈动脉的短轴截面平行的平面内的所述探头相对于所述颈动脉的相对角度。

2. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,

所述短轴截面图像选择部进一步选择包含颈总动脉或颈总动脉球部的短轴截面的第二特定短轴截面图像,

所述相对角度计算部进一步基于所述第二特定短轴截面图像中的所述颈总动脉或所述颈总动脉球部的短轴截面的坐标位置, 计算在与所述颈动脉的短轴截面平行的平面内的所述探头相对于所述颈动脉的相对角度。

3. 如权利要求1所述的超声波诊断装置, 还具备:

通知部件, 将由所述相对角度计算部计算出的所述相对角度, 通知给操作者。

4. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,

所述相对角度计算部基于所述颈内动脉以及所述颈外动脉的短轴截面的中心坐标的位置, 计算在与所述颈动脉的短轴截面平行的平面内的所述探头的相对角度。

5. 如权利要求3所述的超声波诊断装置,

所述短轴截面图像选择部以包含颈总动脉分支部的短轴截面图像为基准, 选择所述第一特定短轴截面图像。

6. 如权利要求5所述的超声波诊断装置,

所述短轴截面图像选择部基于在所述多个短轴截面图像中存在的所述颈动脉的短轴截面的数目, 确定包含所述颈总动脉分支部的短轴截面图像。

7. 如权利要求5所述的超声波诊断装置, 具备:

相对角度判定部, 判定所述相对角度是否适当。

8. 如权利要求7所述的超声波诊断装置,

所述相对角度判定部保持预先设定的基准角度, 若由所述相对角度计算部计算出的相对角度与所述基准角度的偏差为阈值的范围内, 则判定为所述相对角度适当。

9. 如权利要求7或8所述的超声波诊断装置,

所述通知部件将所述相对角度判定部中的判定结果通知给所述操作者。

10. 如权利要求7所述的超声波诊断装置, 还具备:

ROI决定部, 在所述相对角度判定部判定为所述相对角度适当的情况下, 决定规定用于

以包含所述颈总动脉分支部的短轴截面图像为基准而测量IMT的测量范围的ROI;以及

IMT测量部,根据在所述ROI中包含的截面的接收信号,测定IMT作为所述颈动脉的血管壁的特性。

11.如权利要求2所述的超声波诊断装置,

所述相对角度计算部基于所述颈内动脉、所述颈外动脉以及所述颈总动脉或者所述颈总动脉球部的短轴截面的中心坐标的位置,计算在与所述颈动脉的短轴截面平行的平面内的所述探头的相对角度。

12.如权利要求2所述的超声波诊断装置,

所述短轴截面图像选择部以包含颈总动脉分支部的短轴截面图像为基准,选择所述第一特定短轴截面图像或者所述第二特定短轴截面图像。

13.一种超声波诊断装置,构成为能够连接超声波探头且测量颈动脉的血管壁的特性,具备:

发送接收处理部,驱动所述超声波探头,进行发送处理以及接收处理,所述发送处理供应用于在与所述颈动脉的截面正交的方向的不同的多个位置上对所述截面发送超声波的发送信号,所述接收处理基于所述超声波探头接收到的来自所述颈动脉的反射超声波,生成在所述多个位置上的所述颈动脉的截面的接收信号;

短轴截面图像生成部,基于在所述多个位置上的所述颈动脉的截面的接收信号,生成表示与所述颈动脉的长轴方向垂直的短轴截面的多个短轴截面图像;

短轴截面图像选择部,在所述多个短轴截面图像之中,选择包含颈内动脉以及颈外动脉的短轴截面的第一特定短轴截面图像、和包含颈总动脉或颈总动脉球部的短轴截面的第二特定短轴截面图像;以及

相对角度计算部,基于所述第一特定短轴截面图像和所述第二特定短轴截面图像中的、所述颈内动脉以及所述颈总动脉、所述颈内动脉以及所述颈总动脉球部、所述颈外动脉以及所述颈总动脉、或所述颈外动脉以及所述颈总动脉球部中的任一个的短轴截面的坐标位置,计算在与所述颈动脉的短轴截面平行的平面内的所述探头相对于所述颈动脉的相对角度。

14.如权利要求13所述的超声波诊断装置,还具备:

通知部件,将由所述相对角度计算部计算出的所述相对角度通知给操作者。

15.如权利要求13所述的超声波诊断装置,

所述相对角度计算部基于所述颈内动脉以及所述颈总动脉或者所述颈总动脉球部的短轴截面的中心坐标的位置、或所述颈外动脉以及所述颈总动脉或者所述颈总动脉球部的短轴截面的中心坐标的位置,计算在与所述颈动脉的短轴截面平行的平面内的所述探头的相对角度。

16.如权利要求13所述的超声波诊断装置,

所述短轴截面图像选择部以包含颈总动脉分支部的短轴截面图像为基准而选择所述第一特定短轴截面图像或所述第二特定短轴截面图像。

17.如权利要求16所述的超声波诊断装置,还具备:

相对角度判定部,判定所述相对角度是否适当;

ROI决定部,在所述相对角度判定部判定为所述相对角度适当的情况下,决定规定用于

以包含所述颈总动脉分支部的短轴截面图像为基准而测量IMT的测量范围的ROI;以及

IMT测量部,根据在所述ROI中包含的截面的接收信号,测定IMT作为所述颈动脉的血管壁的特性。

18.一种超声波诊断装置的控制方法,所述超声波诊断装置构成为能够连接超声波探头且测量颈动脉的血管壁的特性,所述控制方法包括:

第一步骤,驱动所述超声波探头,进行发送处理以及接收处理,所述发送处理供应用于在与所述颈动脉的截面正交的方向的不同的多个位置上对所述截面发送超声波的发送信号,所述接收处理基于所述超声波探头接收到的来自所述颈动脉的反射超声波,生成在所述多个位置上的所述颈动脉的截面的接收信号;

第二步骤,基于在所述多个位置上的所述颈动脉的截面的接收信号,生成表示与所述颈动脉的长轴方向垂直的短轴截面的多个短轴截面图像;

第三步骤,在所述多个短轴截面图像之中,选择包含颈内动脉以及颈外动脉的短轴截面的第一特定短轴截面图像;以及

第四步骤,基于所述第一特定短轴截面图像中的、所述颈内动脉以及所述颈外动脉的短轴截面的坐标位置,计算在与所述颈动脉的短轴截面平行的平面内的所述探头相对于所述颈动脉的相对角度。

19.如权利要求18所述的超声波诊断装置的控制方法,

在所述第三步骤中,进一步选择包含颈总动脉或颈总动脉球部的短轴截面的第二特定短轴截面图像,

在所述第四步骤中,进一步基于所述第二特定短轴截面图像中的所述颈总动脉或所述颈总动脉球部的短轴截面的坐标位置,计算在与所述颈动脉的短轴截面平行的平面内的所述探头相对于所述颈动脉的相对角度。

20.如权利要求18所述的超声波诊断装置的控制方法,还包括:

第五步骤,将所述相对角度通知给操作者。

21.如权利要求18所述的超声波诊断装置的控制方法,

在所述第三步骤中,以包含颈总动脉分支部的短轴截面图像为基准而选择所述第一特定短轴截面图像或包含颈总动脉或颈总动脉球部的短轴截面的第二特定短轴截面图像,

所述控制方法还包括:

第五步骤,在判定为所述相对角度适当的情况下,决定规定用于以包含所述颈总动脉分支部的短轴截面图像为基准而测量IMT的测量范围的ROI;以及

第六步骤,根据在所述ROI中包含的截面的接收信号,测定IMT作为所述颈动脉的血管壁的特性。

22.一种超声波诊断装置的控制方法,所述超声波诊断装置构成为能够连接超声波探头且测量颈动脉的血管壁的特性,所述控制方法包括:

第一步骤,驱动所述超声波探头,进行发送处理以及接收处理,所述发送处理供应用于在与所述颈动脉的截面正交的方向的不同的多个位置上对所述截面发送超声波的发送信号,所述接收处理基于所述超声波探头接收到的来自所述颈动脉的反射超声波,生成在所述多个位置上的所述颈动脉的截面的接收信号;

第二步骤,基于在所述多个位置上的所述颈动脉的截面的接收信号,生成表示与所述

颈动脉的长轴方向垂直的短轴截面的多个短轴截面图像；

第三步骤,在所述多个短轴截面图像之中,选择包含颈内动脉以及颈外动脉的短轴截面的第一特定短轴截面图像、和包含颈总动脉或颈总动脉球部的短轴截面的第二特定短轴截面图像;以及

第四步骤,基于所述第一特定短轴截面图像和所述第二特定短轴截面图像中的、所述颈内动脉以及所述颈总动脉、所述颈内动脉以及所述颈总动脉球部、所述颈外动脉以及所述颈总动脉、或所述颈外动脉以及所述颈总动脉球部中的任一个的短轴截面的坐标位置,计算在与所述颈动脉的短轴截面平行的平面内的所述探头相对于所述颈动脉的相对角度。

超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法,特别是涉及用于早期发现动脉硬化的颈动脉的诊断技术。

背景技术

[0002] 近年,罹患脑梗塞或心肌梗塞等缺血性疾病那样的循环系统疾病的患者正在增加。对于预防这些疾病,早期发现动脉硬化的征兆并进行治疗是重要的。

[0003] 作为判定动脉硬化的指标,关注颈动脉中的内膜中膜复合体的厚度(Intima—Media Thickness:以下,省略为IMT。)的测量。该IMT是用于了解颈动脉中的初期的粥样硬化的重要的指标。

[0004] 图14是表示了颈动脉的血管的伸长的方向上的截面(以下,称为“长轴截面”)的截面图。血管由血管壁201和血管内腔204构成。血管壁201从内侧向外侧由内膜202、中膜203、外膜205构成。内中膜206是内膜202和中膜203的复合体,IMT是指内中膜206的厚度。能够使用超声波诊断装置,在血管内腔204和外膜205之间对内中膜206进行视觉辨认。

[0005] 作为IMT的测量方法,以能够非侵入式且简便地实施为由而使用超声波检查。在该IMT的测量中,将颈动脉作为测量对象的理由除了颈动脉是动脉硬化的常发部位之外,还因为颈动脉离皮肤表面2~3cm比较浅而能够易于进行基于超声波的测量。并且,通常基于作为血管的长轴方向的超声波诊断图像的二维图像进行IMT的测量。具体而言,能够通过检测图14中的血管内腔204和内膜202的边界(以后,设为“内腔内膜边界207”。)以及中膜203和外膜205的边界(以后,设为“中膜外膜边界208”。)而测量IMT。

[0006] 图15是表示了颈动脉的血管的长轴方向上的构造的立体图。关于颈动脉,如图15所示,作为颈动脉的血管由位于中枢侧的颈总动脉213(Common Carotid Artery:以下,略称为CCA。)、位于末梢侧的颈内动脉215(Internal Carotid Artery:以下,略称为ICA。))以及颈外动脉216(External Carotid Artery:以下,略称为ECA。))构成。并且,在CCA213与ICA215以及ECA216之间存在颈总动脉球部214(BuIb of the Common Carotid Artery:以下,略称为BuIb。)。此外,在从BuIb214分支为ICA215和ECA216的部分上,存在颈总动脉分支部217(Bifurcation of the Common Carotid Artery:以下,略称为Bif。))。

[0007] 图16是表示颈动脉的血管的长轴截面方向的二维图像的示意图。在通过超声波诊断装置测量IMT测量范围212的情况下,如图16所示,以横跨离皮肤表面相对远的血管壁(以下,称为远端壁209)、或离皮肤表面相对近的血管壁(以下,称为近端壁210)的方式决定关心区域(Region of interest:以下,略称为ROI211)。在图16中,表示在远端壁209中决定了ROI211的例子。并且,规定ROI211内的血管壁作为IMT测量范围212,测量在该IMT测量范围212中测量的IMT的最大厚(maxIMT)或平均厚(meanIMT)作为IMT值。作为该IMT测量范围212,在非专利文献1中,如图15所示那样推荐将CCA213和BuIb214的边界219(以下,设为CCA—BuIb边界219。))作为起点而向CCA侧1cm的范围作为IMT测量范围212。

[0008] 并且,提出减轻用于决定规定该IMT测量范围212的ROI211的烦杂的操作,且更简

便地进行IMT测量的各种方法。例如,在非专利文献2中,提出了检测CCA213和BuIb214的CCA—BuIb边界219的拐点,将该拐点作为基准而设定IMT测量范围的方法。

[0009] 现有技术文献

[0010] 非专利文献

[0011] 非专利文献1:Journal of the American Society of Echocardiography February2008(93~111页)

[0012] 非专利文献2:早期動脈硬化研究会,“maxIMTの計測”,[online],平成22年9月9日,[平成23年10月5日检索],互联网<URL:<http://www.imt-ca.com/contents/e08.html>>

发明内容

[0013] 发明要解决的课题

[0014] IMT测量在其疾病的性质上需要定期地进行IMT测量,为了进行准确的诊断,优选每次在相同的位置进行IMT测量。

[0015] 图17是表示了在使用超声波诊断装置测量颈动脉的血管壁的特性时的、将超声波探头贴到被检体的颈动脉附近的皮肤的状态的示意图。为了在相同的测定位置上进行准确的诊断,需要将超声波探头贴到沿着被检体的颈动脉方向的适当的位置。进而,关于将被检体的颈动脉设为中心的超声波探头的角度,也需要以规定的适当的角度将超声波探头贴到皮肤上。这是因为若以颈动脉为中心的超声波探头的角度变动,则在测量IMT时,难以在与颈动脉的血管壁的长轴方向垂直的截面(以后,设为“短轴截面”)中在相同的位置上照射超声波。

[0016] 在此,“短轴截面”是指在由相对于颈动脉的长轴方向为垂直方向且对来自探头的超声波进行发送接收的方向(以下,设为“深度方向”。)、和相对于颈动脉的长轴方向以及深度方向垂直的方向(以下,设为“短轴方向”。)构成的平面中存在的血管截面。

[0017] 图18是从短轴方向看超声波探头和颈动脉的血管的位置关系的示意截面图,(a)表示超声波探头的中心轴与颈动脉的血管中心一致的状态,(b)表示超声波探头的中心轴与颈动脉的血管中心的角度发生偏差的状态。如图18(a)所示,在超声波探头2处于颈动脉的中心轴220的正上方,向颈动脉垂直地照射超声波的情况下,能够在与皮肤表面垂直的长轴截面的远端壁即正规的测定位置上进行IMT测定。另一方面,如图18(b)所示,在超声波探头2处于从颈动脉的中心轴220例如偏向右方的位置,向颈动脉倾斜地照射超声波的情况下,成为在从与皮肤表面垂直的长轴截面的远端壁偏向左方的血管壁的部分上进行IMT测定。像这样,若以被检体的颈动脉为中心的超声波探头的角度变动则产生测定位置的偏差,不能在血管壁的相同的位置上进行IMT测量。

[0018] 上述的非专利文献2是用于在颈动脉的长轴截面上在血管壁的规定的位置上决定IMT测量范围的方法,不是在颈动脉的短轴截面上在血管壁的适当的位置上决定IMT测量范围的方法。因此,在非专利文献2的方法中,至少在短轴方向截面上不能每次在相同的位置上设定IMT测量范围,该方法作为始终进行准确的诊断的方法是不充分的。

[0019] 进而,颈动脉根据被检体而其位置或形状不同。此外,即使被检体相同,例如根据头的上下方向、左右方向的弯曲状况等头的状态,颈动脉的位置也发生变动。需要考虑这些

变动主要原因而确立在颈动脉的短轴截面上在血管壁的规定的位置上决定IMT测量范围的方法。

[0020] 本发明解决所述以往的课题,其目的在于,提供在颈动脉的短轴截面上的血管壁的规定的位置上决定IMT测量范围的超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法。

[0021] 用于解决课题的手段

[0022] 为了达成上述目的,本发明所涉及的超声波诊断装置构成为能够连接超声波探头且测量颈动脉的血管壁的特性,其特征在于,具备:发送接收处理部,驱动所述超声波探头,进行发送处理以及接收处理,所述发送处理供应用于在与所述颈动脉的截面正交的方向的不同的多个位置上对所述截面发送超声波的发送信号,所述接收处理基于所述超声波探头接收到的来自所述颈动脉的反射超声波,生成在所述多个位置上的所述颈动脉的截面的接收信号;短轴截面图像生成部,基于在所述多个位置上的所述颈动脉的截面的接收信号,生成表示与所述颈动脉的长轴方向垂直的短轴截面的多个短轴截面图像;短轴截面图像选择部,在所述多个短轴截面图像之中,选择包含颈内动脉以及颈外动脉的短轴截面的特定短轴截面图像;以及相对角度计算部,基于所述特定短轴截面图像中的、所述颈内动脉以及所述颈外动脉的短轴截面的坐标位置,计算在与所述颈动脉的短轴截面平行的平面内的所述探头相对于所述颈动脉的相对角度。

[0023] 此外,本发明所涉及的超声波诊断装置的控制方法是构成为能够连接超声波探头且测量颈动脉的血管壁的特性的超声波诊断装置的控制方法,其特征在于,包括:第一步骤,驱动所述超声波探头,进行发送处理以及接收处理,所述发送处理供应用于在与所述颈动脉的截面正交的方向的不同的多个位置上对所述截面发送超声波的发送信号,所述接收处理基于所述超声波探头接收到的来自所述颈动脉的反射超声波,生成在所述多个位置上的所述颈动脉的截面的接收信号;第二步骤,基于在所述多个位置上的所述颈动脉的截面的接收信号,生成表示与所述颈动脉的长轴方向垂直的短轴截面的多个短轴截面图像;第三步骤,在所述多个短轴截面图像之中,选择包含颈内动脉以及颈外动脉的短轴截面的特定短轴截面图像;以及第四步骤,基于所述特定短轴截面图像中的、所述颈内动脉以及所述颈外动脉的短轴截面的坐标位置,计算在与所述颈动脉的短轴截面平行的平面内的所述探头相对于所述颈动脉的相对角度。

[0024] 发明效果

[0025] 本发明根据上述结构,能够适当地测定抵接到脖颈的皮肤表面的超声波探头在与颈动脉的短轴截面平行的平面内的角度并进行管理。因此,能够在短轴截面上每次在相同的位置上决定测量范围。因此,每次都能够准确地实施IMT测量等颈动脉中的血管壁的特性测量,能够实现准确的诊断。

附图说明

[0026] 图1是表示实施方式一所涉及的超声波诊断装置1的功能结构的框图。

[0027] 图2是表示在实施方式一所涉及的超声波诊断装置1中,与颈动脉的长轴方向垂直地扫描超声波探头2的状态的示意图。

[0028] 图3是表示包含在实施方式一所涉及的超声波诊断装置1中取得的短轴截面图像300的接收信号的帧的图。

[0029] 图4是表示实施方式一所涉及的超声波诊断装置1中的短轴截面图像选择部10的功能结构的框图。

[0030] 图5是表示实施方式一所涉及的超声波诊断装置1中的相对角度计算部11的功能结构的框图。

[0031] 图6是表示实施方式一所涉及的超声波诊断装置1的动作的流程图。

[0032] 图7(a)是表示颈动脉沿着正向的不同的多个位置的示意图,(b)是表示在(a)中的(A)~(D)的位置上得到的颈动脉的二维图像的示意截面图。

[0033] 图8是表示实施方式一所涉及的超声波诊断装置1中的与颈动脉的短轴截面平行的平面内的探头相对于颈动脉的相对角度的计算方法的一例的示意截面图。

[0034] 图9是表示实施方式二所涉及的超声波诊断装置1A的功能结构的框图。

[0035] 图10是表示实施方式二所涉及的超声波诊断装置1A中的短轴截面图像选择部10A的功能结构的框图。

[0036] 图11是表示实施方式二所涉及的超声波诊断装置1A中的相对角度计算部11A的功能结构的框图。

[0037] 图12是表示实施方式二所涉及的超声波诊断装置1A的动作的流程图。

[0038] 图13是表示实施方式二所涉及的超声波诊断装置1A中的与颈动脉的短轴截面平行的平面内的探头相对于颈动脉的相对角度的计算方法的一例的示意截面图。

[0039] 图14是表示了颈动脉的血管的长轴方向上的截面的截面图。

[0040] 图15是表示了颈动脉的血管的长轴方向上的构造的立体图。

[0041] 图16是表示颈动脉的血管的长轴截面方向的二维图像的示意图。

[0042] 图17是表示使用超声波诊断装置测量颈动脉的血管壁的特性时的、将超声波探头贴到被检体的颈动脉附近的皮肤的状态的示意图。

[0043] 图18是从短轴方向看超声波探头和颈动脉的血管的位置关系的示意截面图,(a)表示超声波探头的中心轴与颈动脉的血管中心一致的状态,(b)表示超声波探头的中心轴与颈动脉的血管中心的角度发生偏差的状态。

具体实施方式

[0044] 以下,参照附图说明实施方式所涉及的超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法。

[0045] 《用于实施本发明的方式的概要》

[0046] 作为用于实施本发明的方式的超声波诊断装置,构成为能够连接超声波探头且测量颈动脉的血管壁的特性,其特征在于,具备:发送接收处理部,驱动所述超声波探头,进行发送处理以及接收处理,所述发送处理供应用于在与所述颈动脉的截面正交的方向的不同的多个位置上对所述截面发送超声波的发送信号,所述接收处理基于所述超声波探头接收到的来自所述颈动脉的反射超声波,生成在所述多个位置上的所述颈动脉的截面的接收信号;短轴截面图像生成部,基于在所述多个位置上的所述颈动脉的截面的接收信号,生成表示与所述颈动脉的长轴方向垂直的短轴截面的多个短轴截面图像;短轴截面图像选择部,在所述多个短轴截面图像之中,选择包含颈内动脉以及颈外动脉的短轴截面的特定短轴截面图像;以及相对角度计算部,基于所述特定短轴截面图像中的、所述颈内动脉以及所述颈

外动脉的短轴截面的坐标位置,计算在与所述颈动脉的短轴截面平行的平面内的所述探头相对于所述颈动脉的相对角度。

[0047] 此外,在其他方式中,也可以是以下结构:所述短轴截面图像选择部进一步选择包含颈总动脉或颈总动脉球部的短轴截面的第二特定短轴截面图像,所述相对角度计算部进一步基于所述第二特定短轴截面图像中的所述颈总动脉或所述颈总动脉球部的短轴截面的坐标位置,计算在与所述颈动脉的短轴截面平行的平面内的所述探头相对于所述颈动脉的相对角度。

[0048] 此外,在其他方式中,也可以是以下结构:还包括通知部件,该通知部件将由所述相对角度计算部计算出的所述相对角度,通知给操作者。

[0049] 此外,在其他方式中,也可以是以下结构:所述相对角度计算部基于所述颈内动脉以及所述颈外动脉的短轴截面的中心坐标的位置、或所述颈内动脉、所述颈外动脉以及所述颈总动脉或者所述颈总动脉球部的短轴截面的中心坐标的位置,计算在与所述颈动脉的短轴截面平行的平面内的所述探头的相对角度。

[0050] 此外,在其他方式中,也可以是以下结构:所述短轴截面图像选择部以包含颈总动脉分支部的短轴截面图像为基准,选择特定短轴截面图像或第二特定短轴截面图像。

[0051] 此外,在其他方式中,也可以是以下结构:所述短轴截面图像选择部基于在所述多个短轴截面图像中存在的所述颈动脉的短轴截面的数目,确定包含所述颈总动脉分支部的短轴截面图像。

[0052] 此外,在其他方式中,也可以是以下结构:包括相对角度判定部,该相对角度判定部判定所述相对角度是否适当。

[0053] 此外,在其他方式中,也可以是以下结构:所述相对角度判定部保持预先设定的基准角度,若由所述相对角度计算部计算出的相对角度与所述基准角度的偏差为阈值的范围内,则判定为所述相对角度适当。

[0054] 此外,在其他方式中,也可以是以下结构:所述通知部件将所述相对角度判定部中的判定结果通知给所述操作者。

[0055] 此外,在其他方式中,也可以是以下结构:还包括:ROI决定部,在所述相对角度判定部判定为所述相对角度适当的情况下,决定规定用于以包含所述颈总动脉分支部的短轴截面图像为基准而测量IMT的测量范围的ROI;以及IMT测量部,根据在所述ROI中包含的截面的接收信号,测定IMT作为所述颈动脉的血管壁的特性。

[0056] 此外,在其他方式中,也可以是以下结构:一种超声波诊断装置,构成为能够连接超声波探头且测量颈动脉的血管壁的特性,具备:发送接收处理部,驱动所述超声波探头,进行发送处理以及接收处理,所述发送处理供应用于在与所述颈动脉的截面正交的方向的不同的多个位置上对所述截面发送超声波的发送信号,所述接收处理基于所述超声波探头接收到的来自所述颈动脉的反射超声波,生成在所述多个位置上的所述颈动脉的截面的接收信号;短轴截面图像生成部,基于在所述多个位置上的所述颈动脉的截面的接收信号,生成表示与所述颈动脉的长轴方向垂直的短轴截面的多个短轴截面图像;短轴截面图像选择部,在所述多个短轴截面图像之中,选择包含颈内动脉以及颈外动脉的短轴截面的特定短轴截面图像、和包含颈总动脉或颈总动脉球部的短轴截面的第二特定短轴截面图像;以及相对角度计算部,基于所述特定短轴截面图像和所述第二特定短轴截面图像中的、所述颈

内动脉以及所述颈总动脉、所述颈内动脉以及所述颈总动脉球部、所述颈外动脉以及所述颈总动脉、或所述颈外动脉以及所述颈总动脉球部中的任一个的短轴截面的坐标位置,计算在与所述颈动脉的短轴截面平行的平面内的所述探头相对于所述颈动脉的相对角度。

[0057] 此外,本发明所涉及的超声波诊断装置的控制方法是构成为能够连接超声波探头且测量颈动脉的血管壁的特性的超声波诊断装置的控制方法,其特征在于,包括:第一步骤,驱动所述超声波探头,进行发送处理以及接收处理,所述发送处理供应用于在与所述颈动脉的截面正交的方向的不同的多个位置上对所述截面发送超声波的发送信号,所述接收处理基于所述超声波探头接收到的来自所述颈动脉的反射超声波,生成在所述多个位置上的所述颈动脉的截面的接收信号;第二步骤,基于在所述多个位置上的所述颈动脉的截面的接收信号,生成表示与所述颈动脉的长轴方向垂直的短轴截面的多个短轴截面图像;第三步骤,在所述多个短轴截面图像之中,选择包含颈内动脉以及颈外动脉的短轴截面的特定短轴截面图像;以及第四步骤,基于所述特定短轴截面图像中的、所述颈内动脉以及所述颈外动脉的短轴截面的坐标位置,计算在与所述颈动脉的短轴截面平行的平面内的所述探头相对于所述颈动脉的相对角度。

[0058] 此外,在其他方式中,也可以是以下结构:在所述第三步骤中,进一步选择包含颈总动脉或颈总动脉球部的短轴截面的第二特定短轴截面图像,在所述第四步骤中,进一步基于所述第二特定短轴截面图像中的所述颈总动脉或所述颈总动脉球部的短轴截面的坐标位置,计算在与所述颈动脉的短轴截面平行的平面内的所述探头相对于所述颈动脉的相对角度。

[0059] 此外,在其他方式中,也可以是以下结构:进一步包括将所述相对角度通知给操作者的第五步骤。

[0060] 此外,在其他方式中,也可以是以下结构:在所述第三步骤中,以包含颈总动脉分支部的短轴截面图像为基准而选择特定短轴截面图像或第二特定短轴截面图像,还包括:第六步骤,在判定为所述相对角度适当的情况下,决定规定用于以包含所述颈总动脉分支部的短轴截面图像为基准而测量IMT的测量范围的ROI;以及第七步骤,根据在所述ROI中包含的截面的接收信号,测定IMT作为所述颈动脉的血管壁的特性。

[0061] 此外,在其他方式中,也可以是以下结构:一种超声波诊断装置的控制方法,所述超声波诊断装置构成为能够连接超声波探头且测量颈动脉的血管壁的特性,所述控制方法包括:第一步骤,驱动所述超声波探头,进行发送处理以及接收处理,所述发送处理供应用于在与所述颈动脉的截面正交的方向的不同的多个位置上对所述截面发送超声波的发送信号,所述接收处理基于所述超声波探头接收到的来自所述颈动脉的反射超声波,生成在所述多个位置上的所述颈动脉的截面的接收信号;第二步骤,基于在所述多个位置上的所述颈动脉的截面的接收信号,生成表示与所述颈动脉的长轴方向垂直的短轴截面的多个短轴截面图像;第三步骤,在所述多个短轴截面图像之中,选择包含颈内动脉以及颈外动脉的短轴截面的特定短轴截面图像、和包含颈总动脉或颈总动脉球部的短轴截面的第二特定短轴截面图像;以及第四步骤,基于所述特定短轴截面图像和所述第二特定短轴截面图像中的、所述颈内动脉以及所述颈总动脉、所述颈内动脉以及所述颈总动脉球部、所述颈外动脉以及所述颈总动脉、或所述颈外动脉以及所述颈总动脉球部中的任一个的短轴截面的坐标位置,计算在与所述颈动脉的短轴截面平行的平面内的所述探头相对于所述颈动脉的相对

角度。

[0062] 以下,详细说明本发明的超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法的实施方式和附图。

[0063] 《实施方式一》

[0064] 以下,参照附图说明实施方式一所涉及的超声波诊断装置。

[0065] <关于结构>

[0066] (整体结构)

[0067] 图1是表示实施方式一所涉及的超声波诊断装置1的功能结构的框图。

[0068] 超声波诊断装置1构成为能够与向被验体发送接收超声波的超声波探头2电连接。图1表示超声波探头2被连接到超声波诊断装置1的状态。超声波诊断装置1具备控制器400。控制器400具备发送接收处理部3、长轴截面图像生成部4、长轴截面图像保持部5、短轴截面图像生成部6、短轴截面图像保持部7。还具备轮廓提取部8、三维体积(Volume)数据保持部9、短轴截面图像选择部10、相对角度计算部11、相对角度判定部12、ROI决定部13、IMT测量部14以及显示控制部15。各自的模块被控制部(未图示)控制。并且,显示控制部15成为连接到显示器16的结构。

[0069] (超声波探头2)

[0070] 如图2所示,超声波探头2具有多个压电元件以列状排列多列的振子列。进而,是在与排列方向正交的方向(以下,设为摇动方向。)上该振子列能够机械地摇动的、所谓摇动探头。

[0071] 超声波探头2将从后述的发送接收处理部3供应的脉冲状或者连续波电信号即发送信号变换为脉冲状或者连续波的超声波,以将振子列接触到被检体的皮肤表面的状态从被检体的皮肤表面向颈动脉照射超声波波束。此时,为了取得颈动脉的长轴截面的二维图像,以振子列沿着颈动脉且沿着颈动脉的长轴方向的方式配置超声波探头2,发射超声波波束。并且,超声波探头2接收来自被检体的反射超声波即超声波回波信号,通过振子列将回波信号变换为电信号,将该电信号供应给发送接收处理部3。由此,发送接收处理部3取得用于生成颈动脉的长轴截面的二维图像的接收信号。

[0072] 进而,如图2所示,超声波探头2将振子列向与排列方向正交的方向摇动,取得用于生成颈动脉的短轴截面的二维图像的超声波回波信号。具体而言,超声波探头2取得用于生成在振子摇动的各位置上的颈动脉的长轴截面的二维图像的超声波回波信号。此时,优选超声波探头的各振子的间隔与在超声波探头的摇动方向上取得颈动脉的长轴截面的二维图像的间隔大致相同。例如,若在振子的排列方向上各振子的间隔设为0.25mm,则在假设帧速率为20帧/sec的超声波诊断装置的情况下,例如以4至6mm/sec、优选约5mm/sec的速度进行探头列的摇动。由此,能够取得0.2至0.3mm间隔、优选约0.25mm间隔的颈动脉的长轴截面的二维图像。

[0073] 以上,如所说明那样,超声波探头2以其排列方向沿着颈动脉的长轴方向的方式与皮肤表面抵接,以该状态发送超声波波束。并且,与振子列的摇动对应地,接收在各自的摇动位置上取得的超声波回波信号,变换为电信号,该电信号被供应至发送接收处理部3。

[0074] (发送接收处理部3)

[0075] 发送接收处理部3进行生成用于使超声波探头2发送超声波波束的脉冲状或者连

续波的电信号,并作为发送信号而供应给超声波探头2的发送处理。

[0076] 发送接收处理部3进行接收处理,所述接收处理对从超声波探头2接收到的电信号进行放大并进行A/D变换,从而生成接收信号。该接收信号例如由以沿着振子列的方向和与振子列相离的深度方向构成的多个信号组成,各信号是对从回波信号的振幅所变换的电信号进行A/D变换后的数字信号。

[0077] 在此,生成在颈动脉的短轴方向上的多个摇动位置上取得的、多个帧的长轴截面的接收信号。

[0078] (长轴截面图像生成部4)

[0079] 长轴截面图像生成部4基于来自发送接收处理部3的多个帧的长轴截面的接收信号,基于在超声波探头2的振子的摇动位置之中规定的摇动位置上的每个振子的接收信号而生成颈动脉的长轴截面图像。该长轴截面图像主要是对接收信号以与正交坐标系对应的方式实施了坐标变换的图像信号。

[0080] 在实施方式一中,设为生成在图2所示的振子的摇动范围的中心位置上的颈动脉的长轴截面图像的结构。在此,中心位置是指在发送接收处理部3中取得了长轴截面的接收信号的摇动方向上的多个位置之中处于中央的位置。在中心位置上没有在发送接收处理部3中取得长轴截面的接收信号的情况下进行平均化或插值处理。即,使用在取得了长轴截面的接收信号的位置之中中心位置附近的多个摇动位置上的接收信号,通过将它们平均化或进行插值处理而生成中心位置上的颈动脉的长轴截面图像。此外,也可以是选择在摇动方向上的多个位置上的颈动脉的长轴截面图像的结构。

[0081] (长轴截面图像保持部5)

[0082] 由长轴截面图像生成部4生成的长轴截面图像被保存至长轴截面图像保持部5。在上述的生成摇动方向上的多个位置上的颈动脉的长轴截面图像的结构中,长轴截面图像按照所取得的顺序被保存至长轴截面图像保持部5。

[0083] (短轴截面图像生成部6)

[0084] 短轴截面图像生成部6基于来自发送接收处理部3的接收信号,根据与单一的振子对应的各摇动位置的每个的接收信号而生成颈动脉的短轴截面图像300。该短轴截面图像300主要是对接收信号以与正交坐标系对应的方式实施了坐标变换的图像信号。并且,对每个振子进行该处理,在振子列方向上生成从一方的端部的振子至另一方的端部的振子为止连续的多个帧的短轴截面图像300。

[0085] (短轴截面图像保持部7)

[0086] 图3是表示包含在实施方式一所涉及的超声波诊断装置1中取得的短轴截面图像300的接收信号的帧的图。短轴截面图像保持部7将多个帧的短轴截面图像300例如从由探头列中的一方的端部的振子生成的短轴截面图像300起按顺序赋予帧序号而存储。

[0087] (轮廓提取部8)

[0088] 轮廓提取部8通过对在短轴截面图像保持部7中存储的多个帧的短轴截面图像300,使用例如边缘检测处理那样的一般的图像处理方法,提取颈动脉的血管壁部分的轮廓部分。

[0089] (三维体积数据保持部9)

[0090] 三维体积数据保持部9将由轮廓提取部8得到的短轴截面图像300的轮廓部分按照

每帧进行存储。以后,将这些轮廓提取后的多个帧的短轴截面图像300的数据的集合组称为三维体积数据。

[0091] (短轴截面图像选择部10)

[0092] 在短轴截面图像选择部10中,确定并选择相当于Bif217的位置的帧的短轴截面图像300。该短轴截面图像选择部10如图4所示那样由血管位置检测部100、血管截面数推断部101以及帧选择部102构成。

[0093] [血管位置检测部100]

[0094] 血管位置检测部100对三维体积数据中的各自的短轴截面图像300确定短轴截面图像中的血管的坐标位置。例如,检测轮廓部分的短轴截面上的血管壁的坐标位置。进而,根据取得了短轴截面图像300的振子在探头列中的位置而确定各自的轮廓部分在长轴方向上的坐标位置。

[0095] [血管截面数推断部101]

[0096] 血管截面数推断部101在三维体积数据中,推断表示为环状的轮廓部分的数目的颈动脉的截面数。

[0097] [帧选择部102]

[0098] 帧选择部102在三维体积数据之中,确定并选择相当于Bif217的位置的帧的短轴截面图像300。Bif217是指从BuIb214分支为ICA215和ECA216的部分。将包含由血管截面数推断部101推断的颈动脉的截面数从1变化为2的短轴截面图像300的帧,选择为相当于Bif217的位置的短轴截面图像300的帧。

[0099] (相对角度计算部11)

[0100] 相对角度计算部11如图5所示那样由中心坐标检测部110以及角度计算部111构成。

[0101] [中心坐标检测部110]

[0102] 中心坐标检测部110在由短轴截面图像选择部10确定并选择的帧的短轴截面图像300中,检测ICA以及ECA的中心坐标的位置。即,根据分别相当于ICA以及ECA的轮廓部分,检测各自的中心坐标的位置。中心坐标的检测例如能够使用计算轮廓部分的重心的方法等公知的方法。

[0103] [角度计算部111]

[0104] 角度计算部111根据由中心坐标检测部110检测到的短轴截面图像300中的ICA215以及ECA216的两个中心坐标,计算短轴截面图像300所包含的ICA215以及ECA216的、相对于短轴截面图像300的帧的相对角度。短轴截面图像300的帧以超声波探头2为基准而设定。因此,通过计算短轴截面图像300所包含的ICA215以及ECA216的、相对于短轴截面图像300的帧的角度,从而能够计算在与颈动脉的短轴截面平行的平面内的超声波探头2的角度。

[0105] (相对角度判定部12)

[0106] 相对角度判定部12基于由角度计算部111计算出的相对角度,判定在与颈动脉的短轴截面平行的平面内的超声波探头2的角度是否被适当地配置。在该判定中,将初诊中的IMT测量中由角度计算部111计算出的相对角度与由预先设定的推荐角度构成的基准角度进行对比,若其结果为规定的阈值的角度内,则判断为超声波探头2以适当的角度被配置。进而,在第2次以后的IMT测量中,与由在过去的测量时进行存储时的超声波探头2的相对角

度构成的基准角度进行对比,若其结果为规定的阈值的角度内,则判断为超声波探头2以适当的角度被配置。

[0107] 由此,在初诊中的IMT测定时,能够与根据被检体而不同的颈动脉的位置或形状无关地,在颈动脉的短轴截面上在血管壁的规定的位上决定IMT测量范围。此外,在定期的IMT测量中,也能够与测量时的头的上下、左右方向的弯曲状况等头的状态等变动主要原因无关地,每次在相同的位置上进行IMT测量,能够进行准确的诊断。

[0108] (显示控制部15、显示器16)

[0109] 由该角度计算部111计算出的相对角度以及由相对角度判定部12判定的判定结果经由显示控制部15显示在显示器16中。操作者在相对角度相对于基准角度产生了偏差的情况下,在确认该显示器16的显示的同时调节超声波探头2的角度,以使与基准角度一致。

[0110] 另外,在实施方式一中,设为在显示器16中显示所计算出的相对角度以及判定结果的结构,但本发明不限于此。即,向操作者通知所计算出的相对角度或判定结果的结构即可,例如也可以使用将基准角度与当前的角度的差显示在显示器16中或除了显示器16以外还使用语音、声音、警告灯等进行通知的手段等。

[0111] (ROI决定部13)

[0112] 在相对角度判定部12中,判定为超声波探头2以适当的角度被配置的情况下,ROI决定部13为了接受来自相对角度判定部12的判定信号而实施IMT测量,使用长轴截面图像保持部5中存储的长轴截面图像来决定ROI211。

[0113] 具体而言,ROI决定部13基于由短轴截面图像选择部10检测到的Bif217的位置,决定规定进行IMT测量的范围的ROI211。即,ROI决定部13基于由短轴截面图像选择部10检测到的Bif217的位置,在长轴截面图像保持部5中存储的长轴截面图像中,选择与预先决定的IMT测量范围212对应的位置。例如,基于非专利文献2的方法,如图16所示那样检测长轴截面图像上的内腔内膜边界和中膜外膜边界,以横跨血管壁的方式决定ROI211。

[0114] 另外,在本实施方式中,设为若判定为超声波探头2以适当的角度被配置,则自动决定ROI而进行IMT测量的结构。但是,也可以是操作者看到显示器16中显示的超声波探头2以适当的角度被配置的判定结果而以手动的方式决定ROI的结构。

[0115] (IMT测量部14)

[0116] IMT测量部14计算ROI211内的IMT,计算max(最大)IMT或mean(平均)IMT作为IMT值。并且,将所计算出的IMT值经由显示控制部15显示在显示器16中。

[0117] 即,IMT测量部14在长轴截面图像保持部5中存储的长轴截面图像中由ROI决定部13选择的范围内进行IMT测量。如上所述,血管壁201从内侧向外侧由内膜202、中膜203、外膜205构成,IMT是内膜202和中膜203的复合体即内中膜206的厚度。在IMT测量部14中,通过在长轴截面图像保持部5中存储的长轴截面图像上的血管内腔204和外膜205之间检测内中膜206而测定IMT。

[0118] 具体而言,基于在长轴截面图像保持部5中存储的长轴截面图像之中ROI211所包含的信号,在IMT测量部14中检测ROI211内的血管壁的内腔内膜边界207和中膜外膜边界208的位置。并且,测量内腔内膜边界207和中膜外膜边界208的位置的间隔作为IMT。

[0119] 在此,关于为了作为IMT测量而检测内腔内膜边界207和中膜外膜边界208的位置的方法,基于公知方法等。例如,IMT测量部14基于长轴截面图像的信号强度波形,例如使用

W02007/108359号公报中记载的方法,从而能够检测内腔内膜边界207和中膜外膜边界208。

[0120] 并且,将这些IMT测量的结果显示在显示器16中。此外,将短轴截面图像300的每个帧的轮廓部分按照帧顺序连接组合而构筑颈动脉的三维图像,若对该三维图像进行了IMT测量的IMT测量范围212与三维图像一起显示,则能够进行易于操作者理解且方便使用的信息显示。

[0121] <关于动作>

[0122] 使用流程图说明由以上的结构构成的超声波诊断装置1的动作。图6是表示实施方式一所涉及的超声波诊断装置1的动作的流程图。

[0123] (步骤1(S01))

[0124] 在步骤1(S01)中,发送接收处理部3在将超声波探头2以振子的排列方向沿着颈动脉的长轴方向的方式与脖颈的皮肤表面抵接的状态下,进行超声波的发送接收处理,基于来自超声波探头2的电信号生成接收信号。将超声波探头2的振子列向颈动脉的短轴方向摇动,在颈动脉的短轴方向上的多个摇动位置上取得回波信号。根据基于该多个帧的长轴截面的回波信号的电信号,生成多个帧的长轴截面的接收信号。

[0125] (步骤2(S02))

[0126] 在步骤2(S02)中,长轴截面图像生成部4基于步骤1(S01)中取得的多个帧的长轴截面的接收信号,基于在超声波探头2的振子的摇动位置之中在规定的摇动位置上的每个振子的接收信号而生成颈动脉的长轴截面图像。在此,设为生成在振子列的摇动范围的中心位置上的颈动脉的长轴截面图像的结构。

[0127] (步骤3(S03))

[0128] 在步骤3(S03)中,控制器400将长轴截面图像生成部4在步骤1(S01)中生成的长轴截面图像保存至长轴截面图像保持部5。

[0129] (步骤4(S04))

[0130] 在步骤4(S04)中,短轴截面图像生成部6根据步骤1(S01)中生成的接收信号,根据一个振子的每个摇动位置的接收信号,生成颈动脉的短轴截面图像300。即,生成多个与每个振子对应的短轴截面图像300的帧。对每个振子进行该处理,生成在振子列方向上从一方的端部的振子至另一方的端部的振子为止连续的多个帧的短轴截面图像300。并且,如图3所示,将这些多个帧的短轴截面图像300从由一方的端部的振子生成的短轴截面图像300起按顺序赋予帧序号并保存至短轴截面图像保持部7。

[0131] (步骤5(S05))

[0132] 在步骤5(S05)中,轮廓提取部8通过例如边缘检测处理那样的一般的图像处理方法,对短轴截面图像保持部7中存储的多个帧的短轴截面图像300,提取颈动脉的轮廓部分。并且,将这些每帧中轮廓提取到的短轴截面图像300,作为三维体积数据而保存至三维体积数据保持部9。

[0133] (步骤6(S06))

[0134] 在步骤6(S06)中,血管位置检测部100对三维体积数据保持部9中保存的短轴截面图像300确定血管的坐标位置。例如,通过图像扫描而检测轮廓部分的短轴截面上的血管壁的坐标位置,确定该轮廓部分在帧内的位置。进而,还确定各自的轮廓部分的长轴方向上的坐标位置。长轴方向的坐标位置由构成取得了短轴截面图像300的探头列的振子的位置决

定。

[0135] (步骤7(S07))

[0136] 在步骤7(S07)中,血管截面数推断部101对短轴截面图像300的每帧,推断帧中包含的血管截面数。在此,关于所推断的血管截面数,原则上在CCA中得到的帧中为一个,在ICA以及ECA中得到的帧中为两个。

[0137] (步骤8(S08))

[0138] 在步骤8(S08)中,帧选择部102基于由血管截面数推断部101推断的血管截面数而检测Bif217,选择包含Bif217的短轴截面图像300的帧。Bif217是从BuIb214分支为ICA215以及ECA216的部分。从而,通过选择从CCA213向ICA215以及ECA216从一个短轴截面转移为两个短轴截面的帧,能够选择相当于Bif217的短轴截面图像300的帧。

[0139] 图7(a)是表示颈动脉沿着正向的不同的多个位置的示意图,(b)是表示在(a)中的(A)~(D)的位置上得到的颈动脉的二维图像的示意截面图。在图7(b)所示的短轴截面图像300之中,短轴截面图像(A)表示在CCA213中、短轴截面图像(B)表示在Bif217附近的BuIb214中、短轴截面图像(C)表示在Bif217中、且短轴截面图像(D)表示在ICA215以及ECA216中取得的血管的短轴截面图像300。

[0140] 如上所述,Bif217是从CCA213、BuIb214分支为ICA215和ECA216的部分。因此,能够将图7(b)中的(C)所示的ICA215的轮廓和ECA216的轮廓相接,显现为一个短轴截面图像300的轮廓的位置确定为Bif217。从而,将(C)所示的短轴截面图像300的帧选择为包含Bif217的短轴截面图像300的帧。

[0141] 另外,在实施方式一中,表示了帧选择部102中选择相当于Bif217的位置的帧的结构,但不需要必须限定于选择相当于Bif217的位置的帧的结构。例如,也可以是选择从Bif217向ICA215、ECA216侧距离规定数目的帧的结构。

[0142] 此外,也可以选择如图7(b)所示的短轴截面图像(B)所示,在Bif217附近并且是从Bif217向BuIb214侧的帧,并且是ICA215和ECA216的截面一部分连接的帧。即,只要是在后述的步骤9(S09)中,相对角度计算部11能够得到ICA215和ECA216的两个截面或与其相当的截面的两个中心坐标的帧即可。

[0143] 从而,在由帧选择部102选择的包含ICA215和ECA216这两个短轴截面的帧中,除了ICA215和ECA216独立而得到两个短轴截面的帧之外,还包含ICA215和ECA216的短轴截面连接但能够确定ICA215和ECA216的中心坐标的帧。

[0144] (步骤9(S09))

[0145] 在步骤9(S09)中,相对角度计算部11检测由帧选择部102选择的帧的两个短轴截面图像300的各自的中心坐标。图8是表示实施方式一所涉及的超声波诊断装置1中的与颈动脉的短轴截面平行的平面内的探头相对于颈动脉的相对角度的计算方法的一例的示意截面图。图8是包含由帧选择部102选择的Bif217的短轴截面图像300的帧的一例,Y轴表示对来自振子列的摇动范围的中心位置上的超声波探头2的超声波进行发送接收的深度方向,X轴表示与Y轴正交的方向。

[0146] 如图8所示,在步骤9(S09)中,中心坐标检测部110基于帧内的X轴、Y轴,检测ICA215以及ECA216各自的短轴截面图像300的中心坐标301以及302。另外,在此所说的中心坐标是指各自的轮廓部分的重心(相当于轮廓部分的各坐标位置的平均值的坐标位置)、或

各自的轮廓部分的X、Y坐标的各自的上限、下限的坐标的中心位置。

[0147] (步骤10(S10))

[0148] 在步骤10(S10)中,角度计算部111计算相对于颈动脉的超声波探头2的相对角度。如图8所示,角度计算部111计算连接这两个中心坐标301以及302的线相对于X轴的角度 θ 。由此,能够以对来自振子列的摇动范围的中心位置上的超声波探头2的超声波进行发送接收的Y轴方向以及与Y轴正交的X轴方向为基准,计算超声波探头2朝向怎样的角度。即,能够计算在与颈动脉的短轴截面平行的平面内的超声波探头2的相对角度。

[0149] (步骤11(S11))

[0150] 在步骤11(S11)中,相对角度判定部12判定步骤10(S10)中计算出的角度是否为适当的相对角度。判定如以下那样进行。

[0151] 在对被验者初诊中的IMT测量中,将步骤10(S10)中角度计算部111计算出的相对角度与由预先设定的推荐角度构成的基准角度进行对比,判定相对角度是否为规定的阈值的范围内。若为阈值的范围内,则判断为超声波探头2以适当的角度被配置。

[0152] 在对被验者2次以后的IMT测量中,将步骤10(S10)中角度计算部111计算出的相对角度与由在过去的测量时进行存储时的超声波探头2的相对角度构成的基准角度进行对比,判定相对角度是否为规定的阈值的范围内。其结果,若相对角度为规定的阈值的角度内,则判断为超声波探头2以与过去测定时相同的角度被配置。

[0153] 该判定结果经由显示控制部15被显示在显示器16中。即,操作者能够在显示器16中实时确认在与被配置在脖颈表面的超声波探头2的短轴截面平行的平面内的相对角度的实际测量值、和由相对角度判定部12判定的判定结果。

[0154] 若超声波探头2没有以适当的角度被配置,则返回步骤1(S01),操作者基于显示在显示器16中的判定结果,操作者在确认显示器16的同时,调节超声波探头2的角度,以使超声波探头2成为适当的角度。直至超声波探头2成为适当的角度为止,重复进行步骤1(S01)~步骤11(S11)的步骤。

[0155] 若超声波探头2的角度成为适当的角度,则转移至步骤12(S12)。向步骤12(S12)的转移通过控制器400自动进行。但是,也可以是操作者确认显示器16而以手动的方式进行。

[0156] (步骤12(S12))

[0157] 若在步骤11(S11)中超声波探头2以适当的角度被配置,则在步骤12(S12)中,ROI决定部13基于步骤8(S08)中检测到的Bif217而决定IMT测量范围212。即,ROI决定部13基于Bif217的位置,通过在长轴截面图像保持部5中存储的长轴截面图像中选择与预先决定的IMT测量范围212对应的位置,从而决定规定进行IMT测量的范围的ROI211。例如,基于非专利文献2的方法,如图12所示那样检测长轴截面图像上的内腔内膜边界和中膜外膜边界,以横跨血管壁的方式决定ROI211。

[0158] 在本实施方式中,设为在步骤12(S12)中,若在步骤11(S11)中判定为超声波探头2以适当的角度被配置,则自动决定ROI而进行IMT测量的结构。但是,也可以设为操作者看到显示在显示器16中的超声波探头2以适当的角度被配置的判定结果而能够以手动的方式决定ROI的结构。

[0159] (步骤13(S13))

[0160] 在步骤13(S13)中,IMT测量部14基于步骤3(S03)中长轴截面图像保持部5中存储

的长轴截面图像,进行IMT测量。并且,该测量结果经由显示控制部15被显示在显示器16中。具体而言,IMT测量部14在长轴截面图像保持部5中存储的长轴截面图像中由ROI决定部13决定的范围内进行IMT测量。例如,使用IMT测量范围212内的、最大厚(maxIMT)或平均厚(meanIMT)这样的测定结果,确定IMT值,完成IMT测定。

[0161] <效果>

[0162] 根据以上的结构,在本实施方式所涉及的超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法中,基于包含ICA215以及ECA216这两个短轴截面的短轴截面图像300,计算相对于颈动脉的超声波探头2的相对角度。进而,判定所计算出的角度是否为适当的相对角度,将判定结果通知给操作者。此外,在所计算出的相对角度为适当的角度的情况下进行IMT测定。

[0163] 由此,能够在颈动脉的短轴截面上的血管壁的适当的位置上决定IMT测量范围。具体而言,在初诊时的IMT测定中,能够与根据被检体而不同的颈动脉的位置或形状无关地,在颈动脉的短轴截面上血管壁的规定的规定的位置上决定IMT测量范围。此外,在定期的IMT测量中,也能够与测量时的头的上下、左右方向的弯曲状况等头的状态等变动主要原因无关地,每次在相同的位置上进行IMT测量,能够进行准确的诊断。

[0164] 此外,能够在显示部中显示与当前的颈动脉的短轴截面平行的平面内的超声波探测的角度和本来应有的适当的角度并向操作者通知。因此,操作者能够基于该通知部件,实时将探头调节为适当的角度。以往,若不是熟练者则难以决定颈动脉的短轴截面的血管壁的IMT测量范围,且为了提高测定精度而检查需要时间,但根据本实施方式,由于能够实时将探头调节为适当的角度,所以能够简便地进行IMT测量。

[0165] <实施方式二>

[0166] 实施方式一所涉及的超声波诊断装置1表示了短轴截面图像选择部10中选择相当于Bif的帧的短轴截面图像300,在相对角度计算部11中基于ICA215以及ECA216求得在与颈动脉的短轴截面平行的平面内的探头的相对角度的结构。实施方式二所涉及的超声波诊断装置1A的特征在于,为了计算精度更高的相对角度,除了基于包含ICA215和ECA216的短轴截面的短轴截面图像300之外,还基于包含BuIb214或CCA213的短轴截面的短轴截面图像300而求得探头的相对角度的点。

[0167] <关于结构>

[0168] (整体结构)

[0169] 以下,说明实施方式二所涉及的超声波诊断装置1A的具体的结构。图9是表示实施方式二所涉及的超声波诊断装置1A的功能结构的框图。如图9所示,实施方式二所涉及的超声波诊断装置1A与图1所示的实施方式一所涉及的超声波诊断装置1的不同点在于,控制器400A中的短轴截面图像选择部10A以及相对角度计算部11A的结构。这以外的结构与图1所示的各结构元素相同,从而省略说明。以下,基于图9说明实施方式二所涉及的超声波诊断装置的具体的结构。

[0170] (短轴截面图像选择部10A)

[0171] 图10是表示实施方式二所涉及的超声波诊断装置1A中的短轴截面图像选择部10A的功能结构的框图。如图10所示,与实施方式一同样地,短轴截面图像选择部10A由血管位置检测部100、血管截面数推断部101以及帧选择部102A构成。由于血管位置检测部100以及

血管截面数推断部101与实施方式一相同,所以省略说明。帧选择部102A从三维体积数据中选择两个帧。一个与实施方式一相同,是相当于Bif217的位置的帧。另一个是从Bif217向CCA213侧距离规定数目的帧。

[0172] (相对角度计算部11A)

[0173] 图11是表示实施方式二所涉及的超声波诊断装置1A中的相对角度计算部11A的功能结构的框图。与实施方式一相同地,中心坐标相对角度计算部11A由中心坐标检测部110A以及角度计算部111A构成。

[0174] 中心坐标检测部110A在由短轴截面图像选择部10A选择的两个帧的短轴截面图像300中,检测各自的轮廓部分的中心坐标的位置。即,中心坐标检测部110A在一方的帧中,检测ICA215以及ECA216的轮廓部分的中心坐标,在另一方的帧中,根据CCA213或BuIb214的轮廓部分检测各自的中心坐标。

[0175] 角度计算部111A基于由中心坐标检测部110A检测到的三个中心坐标,计算在与颈动脉的短轴截面平行的平面内的超声波探头2相对于颈动脉的相对角度。

[0176] <关于动作>

[0177] 使用流程图说明由以上的结构构成的超声波诊断装置1A的动作。图12是表示实施方式二所涉及的超声波诊断装置1A的运动的流程图。

[0178] (步骤1(S01)至步骤7(S07))

[0179] 从进行超声波的发送接收处理的步骤1(S01)至从所生成的短轴截面图像300的帧中推断各帧中的血管截面数的步骤7(S07)为止,由于与实施方式一所涉及的超声波诊断装置1相同,所以省略说明。

[0180] (步骤8A(S08A))

[0181] 在步骤8A(S08A)中,帧选择部102A基于由血管截面数推断部101推断的血管截面数而检测Bif217,选择用于运算超声波探头2相对于颈动脉的相对角度的两个帧。

[0182] 首先,与实施方式一相同,检测Bif217。并且,选择从相当于Bif217的帧(以下,设为基准帧。)向ICA215以及ECA216方向侧(以下,设为末梢方向。)距离规定数目的帧、和向CCA213方向侧(以下,设为中枢方向。)距离规定数目的帧。

[0183] 在选择这两个帧的情况下,在末梢方向侧上,帧选择部102A与实施方式一相同地选择得到ICA215以及ECA216的短轴截面的帧。此外,在中枢方向侧上,帧选择部102A选择得到CCA213或BuIb214的短轴截面的帧。

[0184] (步骤9A(S09A))

[0185] 在步骤9A(S09A)中,相对角度计算部11A检测由帧选择部102A选择的两个帧内的ICA215、ECA216以及CCA213的短轴截面的各自的中心坐标。中心坐标的检测方法与实施方式一相同。

[0186] (步骤10A(S10A))

[0187] 在步骤10A(S10A)中,根据步骤9A(S09A)中检测到的ICA215、ECA216以及CCA213的短轴截面的各自的中心坐标,在角度计算部111A中计算在与颈动脉的短轴截面平行的平面内的探头相对于颈动脉的相对角度。使用附图说明超声波探头2的相对角度计算的一例。

[0188] 图13是表示实施方式二所涉及的超声波诊断装置1A中的与颈动脉的短轴截面平行的平面内的探头相对于颈动脉的相对角度的计算方法的一例的示意截面图。表示由帧选

择部102A选择的两个帧内的ICA215、ECA216以及CCA213的X、Y坐标状的位置。在此,为了易于说明,将ICA215、ECA216以及CCA213的短轴截面表示在相同平面上。与图8相同,Y轴表示对来自在振子列的摇动范围的中心位置上的超声波探头2的超声波进行发送接收的深度方向,X轴表示与Y轴正交的方向。

[0189] 在步骤10A(S10A)中,首先,计算连接CCA213的中心坐标303以及ICA215的中心坐标301的线、和连接CCA213的中心坐标303以及ECA216的中心坐标302的线所形成的角度 θ_1 。并且,将从CCA213的中心坐标303的 θ_1 的2等分线设定为基准线304。接下来,算出计算由该基准线304和Y轴导出的角度的 θ_2 。该角度 θ_2 成为在与颈动脉的短轴截面平行的平面内的超声波探头2的相对角度。由此,能够以对来自振子列的摇动范围的中心位置上的超声波探头2的超声波进行发送接收的Y轴方向以及与Y轴正交的X轴方向为基准,计算超声波探头2朝向哪个角度。即,能够计算在与颈动脉的短轴截面平行的平面内的超声波探头2的相对角度。

[0190] 像这样,在本实施方式中,基于从包含短轴截面图像300的距离规定数目的多个帧中提取到的、ICA215、ECA216以及CCA213的三个短轴截面的中心坐标,计算在与颈动脉的短轴截面平行的平面内的探头的相对角度。由此,比起使用包含Bif217的单一的短轴截面图像300的帧来检测相对角度的实施方式一所示的结构,能够精度高地计算相对角度。

[0191] (步骤11A(S11A))

[0192] 在步骤11A(S11A)中,相对角度判定部12以预先设定的角度或过去的测量时存储的超声波探头2的相对角度为基准角度,相对角度判定部12判定步骤10A(S10A)中计算出的角度是否为适当的相对角度。判定方法与实施方式一所涉及的超声波诊断装置1相同,省略说明。在步骤11A(S11A)中,与实施方式一的不同点在于,基准角度是基于ICA215、ECA216以及CCA213的三个短轴截面的中心坐标而计算出的、在与颈动脉的短轴截面平行的平面内的探头的相对角度。

[0193] 并且,该判定结果经由显示控制部15被显示在显示器16中。若以适当的角度配置超声波探头2,则转移至步骤12(S12),若没有以适当的角度配置超声波探头2,则返回步骤1(S01),操作者基于被显示在显示器16中的判定结果,调节超声波探头2的角度,使得能够以适当的角度配置。

[0194] (步骤12(S12)、步骤13(S13))

[0195] 在步骤12(S12)中,若在步骤11A(S11A)中超声波探头2以适当的角度被配置,则ROI决定部13决定IMT测量范围212。在步骤13(S13)中,IMT测量部14基于步骤3(S03)中长轴截面图像保持部5中存储的长轴截面图像而进行IMT测量。并且,该测量结果经由显示控制部15被显示在显示器16中。由于步骤12(S12)、步骤13(S13)与实施方式一所涉及的超声波诊断装置1相同,所以省略说明。

[0196] <效果>

[0197] 根据以上的结构,在实施方式二所涉及的超声波诊断装置1A中,基于从包含短轴截面图像300的距离规定数目的多个帧中提取到的、ICA215、ECA216以及CCA213的三个短轴截面的中心坐标,计算在与颈动脉的短轴截面平行的平面内的探头的相对角度,从而能够比实施方式一精度更高地计算相对角度。如上所述,在非专利文献1中,如图15所示那样推荐以CCA—BuIb边界219为起点而向CCA侧1cm的范围作为IMT测量范围212。相对于此,通过

根据由位于夹着CCA—BuIb边界219的位置的ICA215、ECA216以及CCA213构成的两个短轴截面图像300,求得在与颈动脉的短轴截面平行的平面内的探头相对于颈动脉的相对角度的结构,从而能够通过夹着CCA—BuIb边界219以比实施方式一更高的精度计算接近CCA—BuIb边界219的相对角度。

[0198] 《变形例》

[0199] 以上,说明了实施方式所涉及的超声波诊断装置,但例示的超声波诊断装置还能够如以下那样进行变形,当然本发明不限于上述的实施方式所示那样的超声波诊断装置。

[0200] (1)在实施方式一以及实施方式二所涉及的超声波诊断装置中,在超声波探头2中,使用图2所示那样的摇动探头,设为如下的结构。即,设为以下结构:具备:发送接收处理部3,进行发送处理以及接收处理,所述发送处理供应用于在与颈动脉的长轴截面正交的方向的不同的多个位置上对该长轴截面发送超声波的发送信号,所述接收处理基于超声波探头2接收到的来自颈动脉的反射超声波,生成多个位置上的颈动脉的长轴截面的接收信号。

[0201] 但是,本发明不限于此,若是能够取得颈动脉的长轴截面和短轴截面的超声波回波信号的结构,则也可以是其他结构。

[0202] 例如,使用具有二维地排列振子的二维排列振子的探头,若将在一方的振子的排列方向上排列的振子以沿着颈动脉的长轴方向的方式与皮肤表面抵接的状态下,在另一方的排列方向上依次扫描超声波波束,则能够取得颈动脉的长轴截面和短轴截面的超声波回波信号。

[0203] 或,也可以设为以下结构:具备:发送接收处理部3,进行发送处理以及接收处理,所述发送处理供应用于在与颈动脉的短轴截面正交的方向的不同的多个位置上对该短轴截面发送超声波的发送信号,所述接收处理基于超声波探头2接收到的来自颈动脉的反射超声波,生成多个位置上的颈动脉的短轴截面的接收信号

[0204] (2)在实施方式一以及实施方式二所涉及的超声波诊断装置中,在ROI决定部13以及IMT测量部14中,表示了基于由长轴截面图像生成部4生成的长轴截面图像进行IMT测量的结构。但是,也可以是实际上不使用长轴截面图像而根据由发送接收处理部3生成的接收信号而进行IMT测量的结构。在基于接收信号进行IMT测量的情况下,不需要如图1所示的长轴截面图像生成部4的结构。长轴截面图像保持部5成为存储用于生成长轴截面图像的接收信号的结构。此外,伴随于此,不需要图6的步骤2(S02),步骤3(S03)成为保存用于生成长轴截面图像的接收信号的步骤。

[0205] (3)在实施方式一所涉及的超声波诊断装置1中表示了根据ICA215和ECA216这两个短轴截面图像300、在实施方式二所涉及的超声波诊断装置1A中表示了根据ICA215、ECA216以及CCA213的短轴截面图像300,求得在与颈动脉的短轴截面平行的平面内的探头相对于颈动脉的相对角度的结构。但是,若在ICA215、ECA216以及CCA213的短轴截面图像300之中至少有两个短轴截面图像300,则能够计算在与颈动脉的短轴截面平行的平面内的探头相对于颈动脉的相对角度。从而,也可以是如实施方式二那样选择两个帧的短轴截面图像300,根据CCA的中心坐标和ICA或ECA的一方的中心坐标而求得相对角度的结构。如上所述,在非专利文献1中,如图15所示那样推荐以CCA—BuIb边界219为起点向CCA213侧1cm的范围作为IMT测量范围212。相对于此,通过根据由位于夹着CCA—BuIb边界219的位置的ICA215或者ECA216以及CCA213构成的两个短轴截面图像300,求得在与颈动脉的短轴截面

平行的平面内的探头相对于颈动脉的相对角度的结构,从而能够通过夹着CCA—BuIb边界219以更高的精度计算接近CCA—BuIb边界219的相对角度。

[0206] 从而,本变形例所涉及的超声波诊断装置也可以是以下结构:具备:发送接收处理部,驱动超声波探头,进行发送处理以及接收处理,所述发送处理供应用于在与颈动脉的截面正交的方向的不同的多个位置上对截面发送超声波的发送信号,接收处理基于超声波探头接收到的来自颈动脉的反射超声波,生成在多个位置上的颈动脉的截面的接收信号;短轴截面图像生成部,基于在多个位置上的颈动脉的截面的接收信号,生成表示与颈动脉的长轴方向垂直的短轴截面的多个短轴截面图像;短轴截面图像选择部,在多个短轴截面图像之中,选择包含颈内动脉以及颈外动脉的短轴截面的特定短轴截面图像、和包含颈总动脉或颈总动脉球部的短轴截面的第二特定短轴截面图像;以及相对角度计算部,基于特定短轴截面图像和第二特定短轴截面图像中的、颈内动脉以及颈总动脉、颈内动脉以及颈总动脉球部、颈外动脉以及颈总动脉、或颈外动脉以及颈总动脉球部中的任一个的短轴截面的坐标位置,计算在与颈动脉的短轴截面平行的平面内的探头相对于颈动脉的相对角度。

[0207] (4)实施方式一以及实施方式二所涉及的超声波诊断装置中的IMT测量部14设为在颈动脉的长轴截面图像中,根据由ROI决定部13决定的ROI211所包含的部分而测定IMT的结构。但是,也可以设为从短轴截面图像保持部7取得与由ROI决定部13选择的ROI211所包含的多个帧对应的短轴截面图像,基于该短轴截面图像对各自的帧的每一个进行IMT测量的结构。关于根据从短轴方向上表示血管的截面的血管的断层像而测定IMT的方法,例如,基于W02012/105162号公报等中记载的方法。与实施方式一以及实施方式二所涉及的超声波诊断装置相同,检测Bif217并基于Bif217决定ROI211,能够不受振子列与血管中心的偏差的影响而根据包含血管的中心附近的短轴图像而测量IMT。

[0208] (5)在实施方式一以及实施方式二所涉及的超声波诊断装置中,设为根据在ROI中包含的截面的接收信号,测定IMT作为颈动脉的血管壁的特性的结构。但是,本发明不限于此,也可以是测定其他性状作为颈动脉的血管壁的特性的结构。作为颈动脉的血管壁的特性,例如还能够用于粘弹性特性这样的颈动脉的性状特性的测量。作为粘弹性特性的例,可列举颈动脉的弹性值、形变量、粘度。

[0209] 此外,作为颈动脉的血管壁的特性,例如在测定作为脑梗塞的主要原因的颈动脉斑块的有无或厚度的情况下,本发明也有效。能够确定颈动脉的短轴方向截面上的斑块的测定位置,且每次在相同的位置上看到斑块的大小的推移。

[0210] 进而,作为颈动脉的血管壁的特性,即使通过测定搏动所引起的IMT测量值的时间的变化而测定血管壁的弹性率的情况下,本发明也有效。能够每次在相同的测定位置上测定,提高检查的精度。

[0211] 《总结》

[0212] 以上那样,在实施方式所涉及的超声波诊断装置中,基于短轴截面图像300,计算在与颈动脉的短轴截面平行的平面内的相对于颈动脉的超声波探头的相对角度。进而,判定所计算出的角度是否为适当的相对角度并将判定结果通知给操作者。此外,在所计算出的相对角度适当的情况下前进至IMT测定。由此,能够在颈动脉的短轴截面上的血管壁的适当的位置上决定IMT测量范围,能够每次在相同的位置上进行IMT测量,能够进行准确的诊断。此外,即使不是熟练者也能够以简便的操作迅速地测定IMT。

[0213] 《补充》

[0214] 以上所说明的实施方式都表示本发明的优选的一具体例。实施方式所示的数值、形状、材料、结构元素、结构元素的配置位置以及连接方式、步骤、步骤的顺序等是一例，不是限定本发明的意思。此外，关于在实施方式中的结构元素之中表示本发明的最上位概念的独立权利要求中没有记载的步骤，作为构成更优选的方式的任意的结构元素而说明。

[0215] 此外，为了易于理解发明，存在上述各实施方式中列举的各图的结构元素的比例尺与实际的比例尺不同的情况。此外，本发明不由上述各实施方式的记载所限定，能够在不脱离本发明的主旨的范围内适当变更。

[0216] 进而，在超声波诊断装置中在基板上还存在电路部件、引线等部件，关于电布线、电路，能够基于本技术领域中的通常的知识而实施各种方式，作为本发明的说明没有直接关系，所以省略说明。另外，上述所示的各图是示意图，不是必须严格地进行图示的图。

[0217] 工业上的可利用性

[0218] 本发明能够在测量颈动脉的血管壁的特性时，适当测定与脖颈的皮肤表面抵接的超声波探头在与颈动脉的短轴截面平行的平面内的角度并进行管理，即使不是熟练者也能够以简便的操作迅速准确地测量血管壁的特性。因此，超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法等能够广泛活用。

[0219] 标号说明

[0220] 1、1A 超声波诊断装置

[0221] 2 超声波探头

[0222] 3 发送接收处理部

[0223] 4 长轴截面图像生成部

[0224] 5 长轴截面图像保持部

[0225] 6 短轴截面图像生成部

[0226] 7 短轴截面图像保持部

[0227] 8 轮廓提取部

[0228] 9 三维体积数据保持部

[0229] 10、10A 短轴截面图像选择部

[0230] 11、11A 相对角度计算部

[0231] 12 相对角度判定部

[0232] 13 ROI决定部

[0233] 14 IMT测量部

[0234] 15 显示控制部

[0235] 16 显示器

[0236] 100 血管位置检测部

[0237] 101 血管截面数推断部

[0238] 102、102A 帧选择部

[0239] 110、110A 中心坐标检测部

[0240] 111、111A 角度计算部

[0241] 201 血管壁

- [0242] 202 内膜
- [0243] 203 中膜
- [0244] 204 血管内腔
- [0245] 205 外膜
- [0246] 206 内中膜
- [0247] 207 内腔内膜边界
- [0248] 208 中膜外膜边界
- [0249] 209 后端壁
- [0250] 210 前端壁
- [0251] 211 关心区域(ROI)
- [0252] 212 IMT测量范围
- [0253] 213 颈总动脉(CCA)
- [0254] 214 颈总动脉球部(BuIb)
- [0255] 215 颈内动脉(ICA)
- [0256] 216 颈外动脉(ECA)
- [0257] 217 颈总动脉分支部(Bif)
- [0258] 219 CCA—BuIb边界
- [0259] 300 短轴截面图像
- [0260] 301、302、303 中心坐标
- [0261] 304 基准线
- [0262] 400、400A 控制器

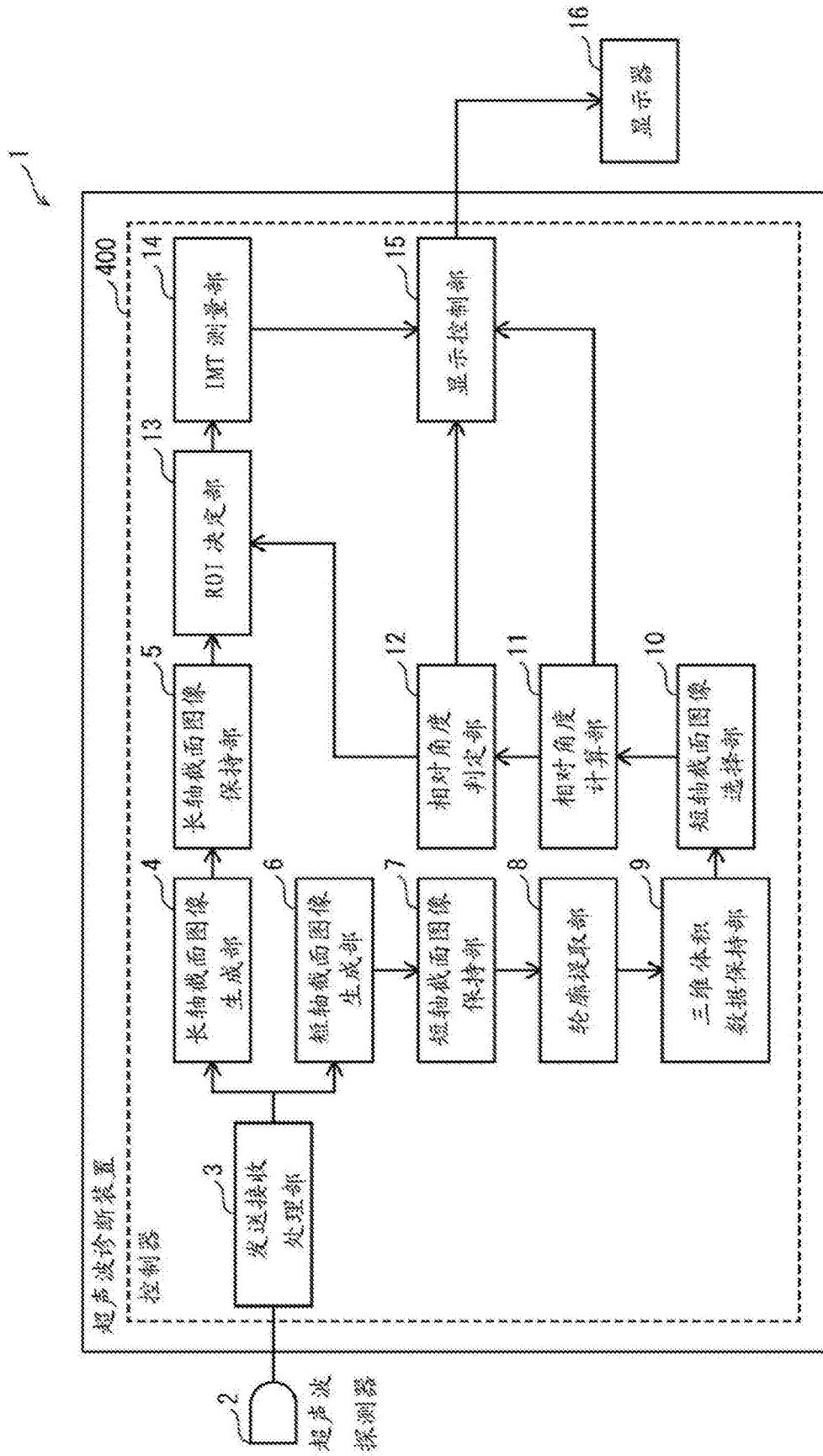


图1

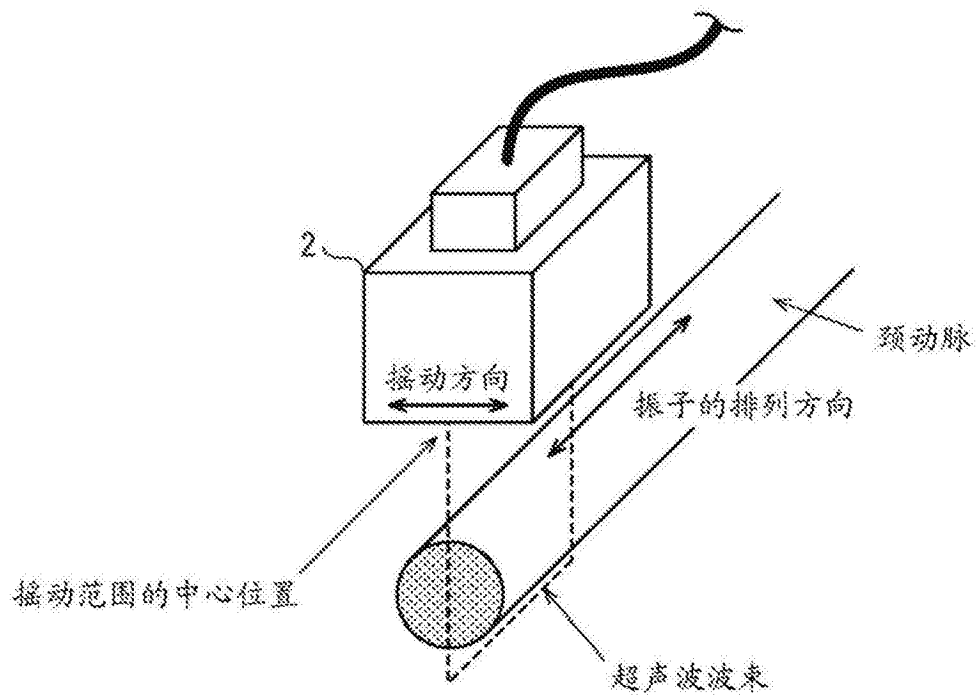


图2

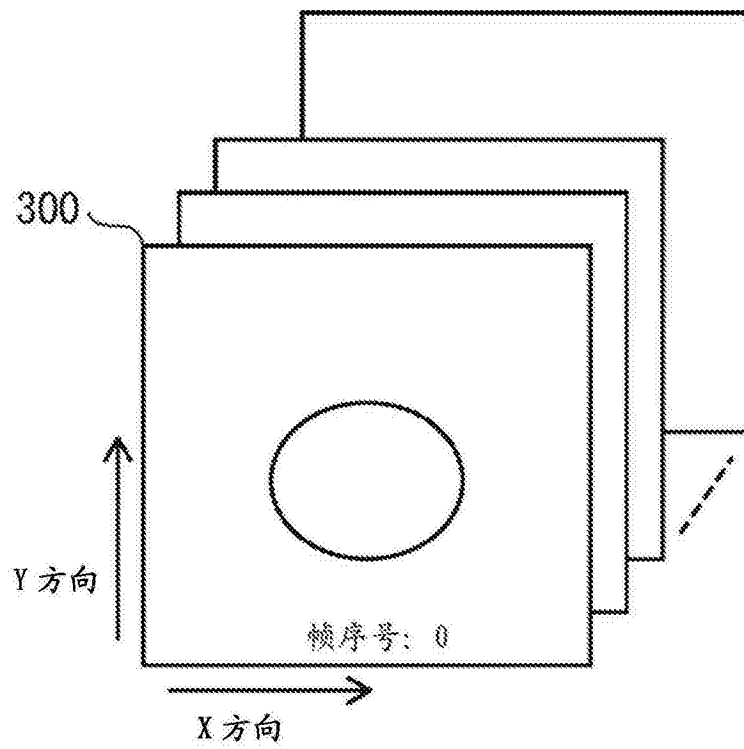


图3

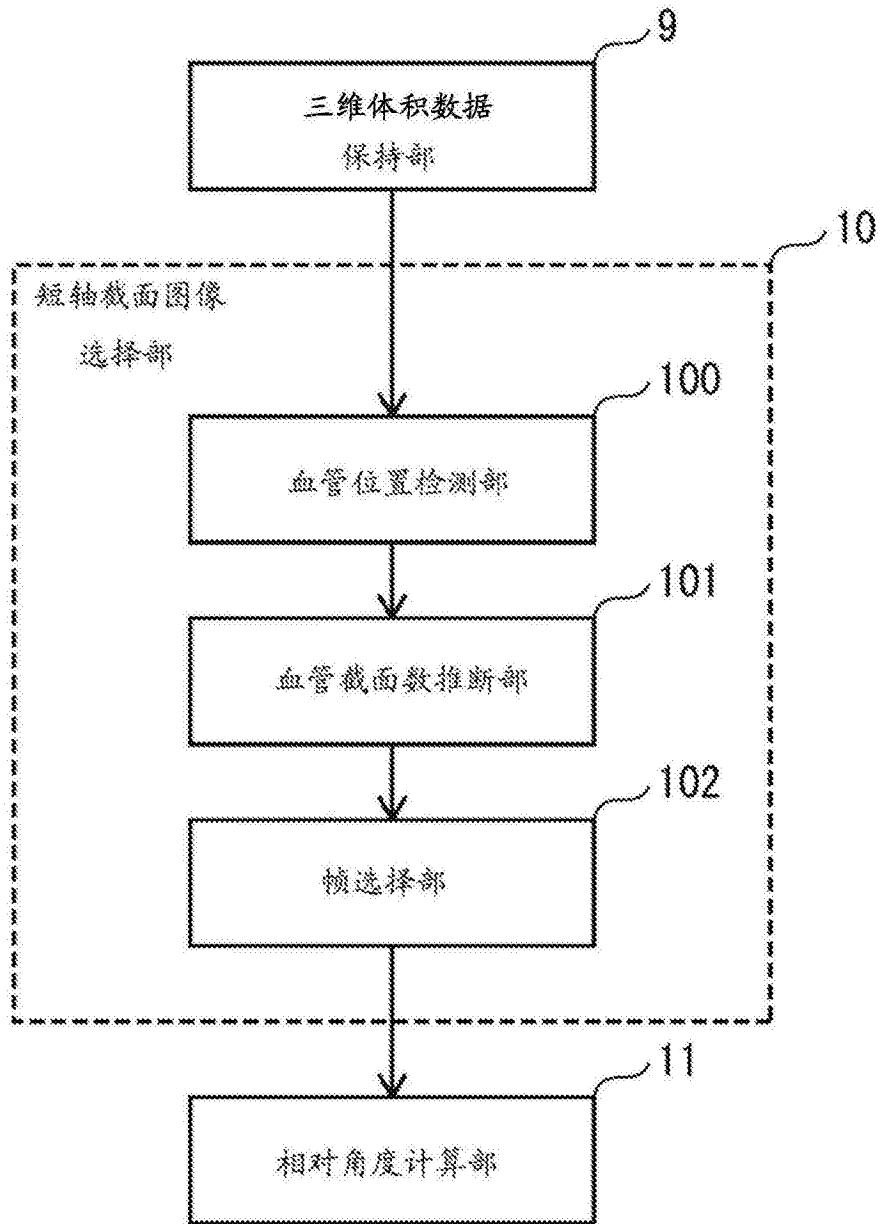


图4

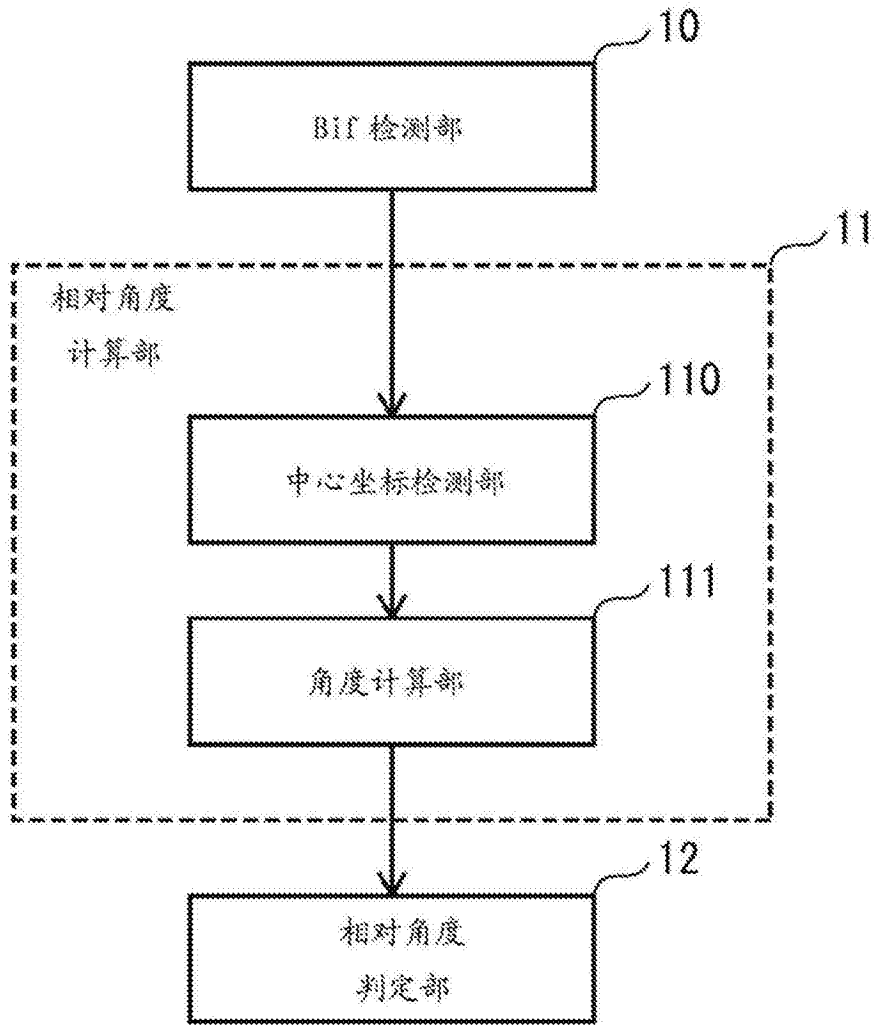


图5

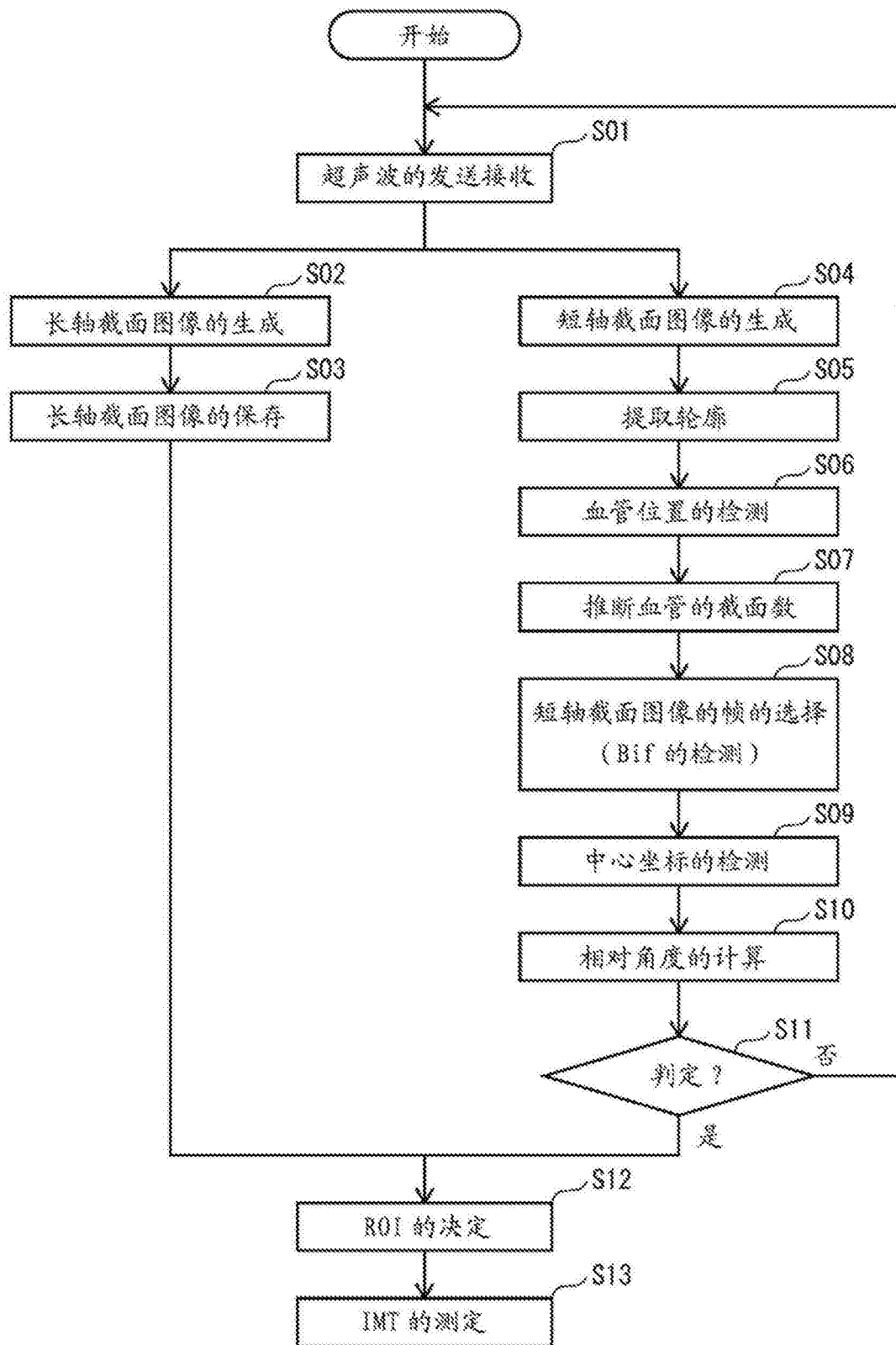
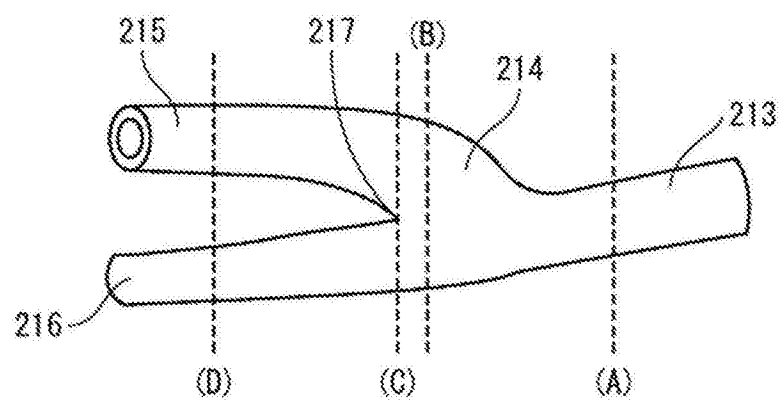


图6

(a)



(b)

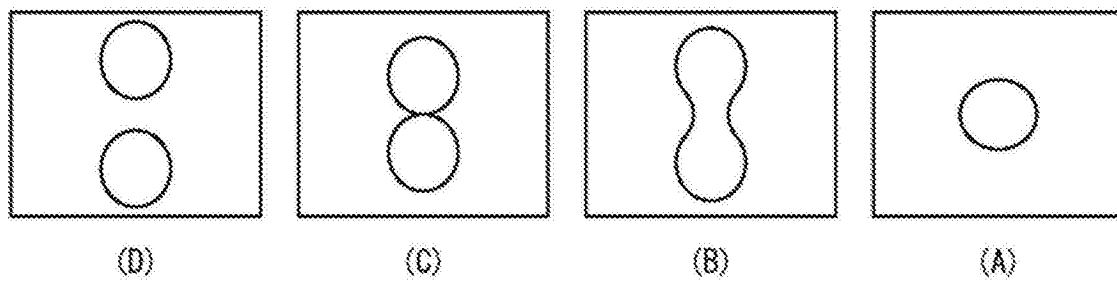


图7

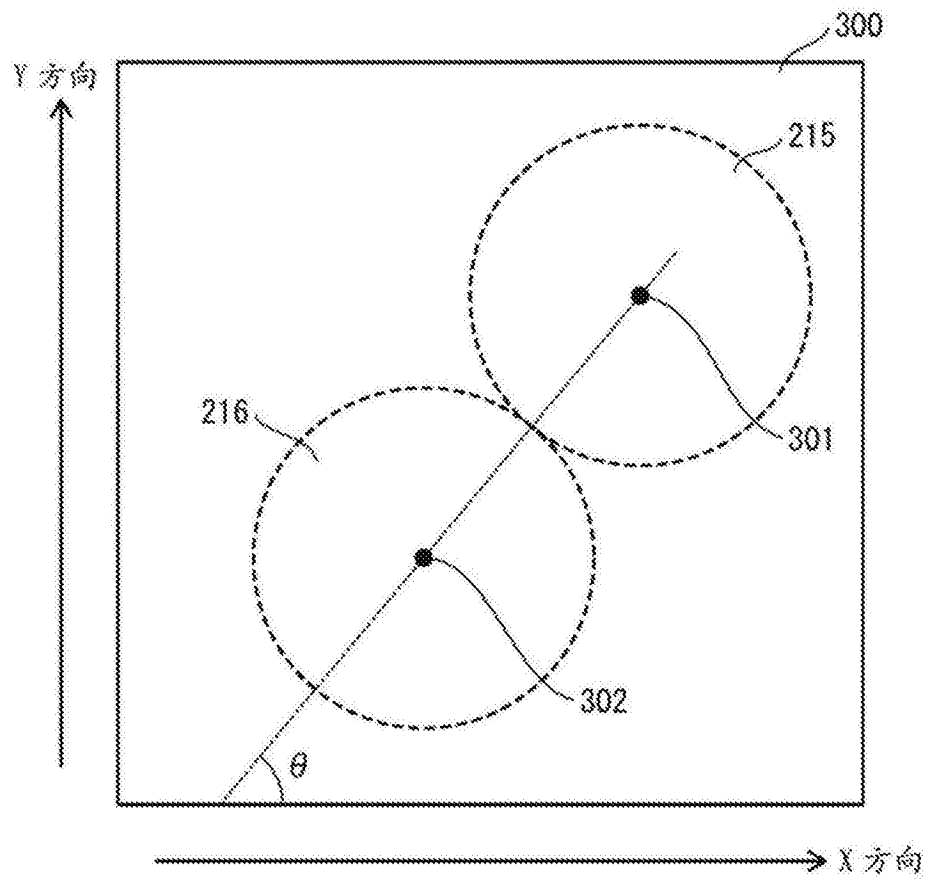


图8

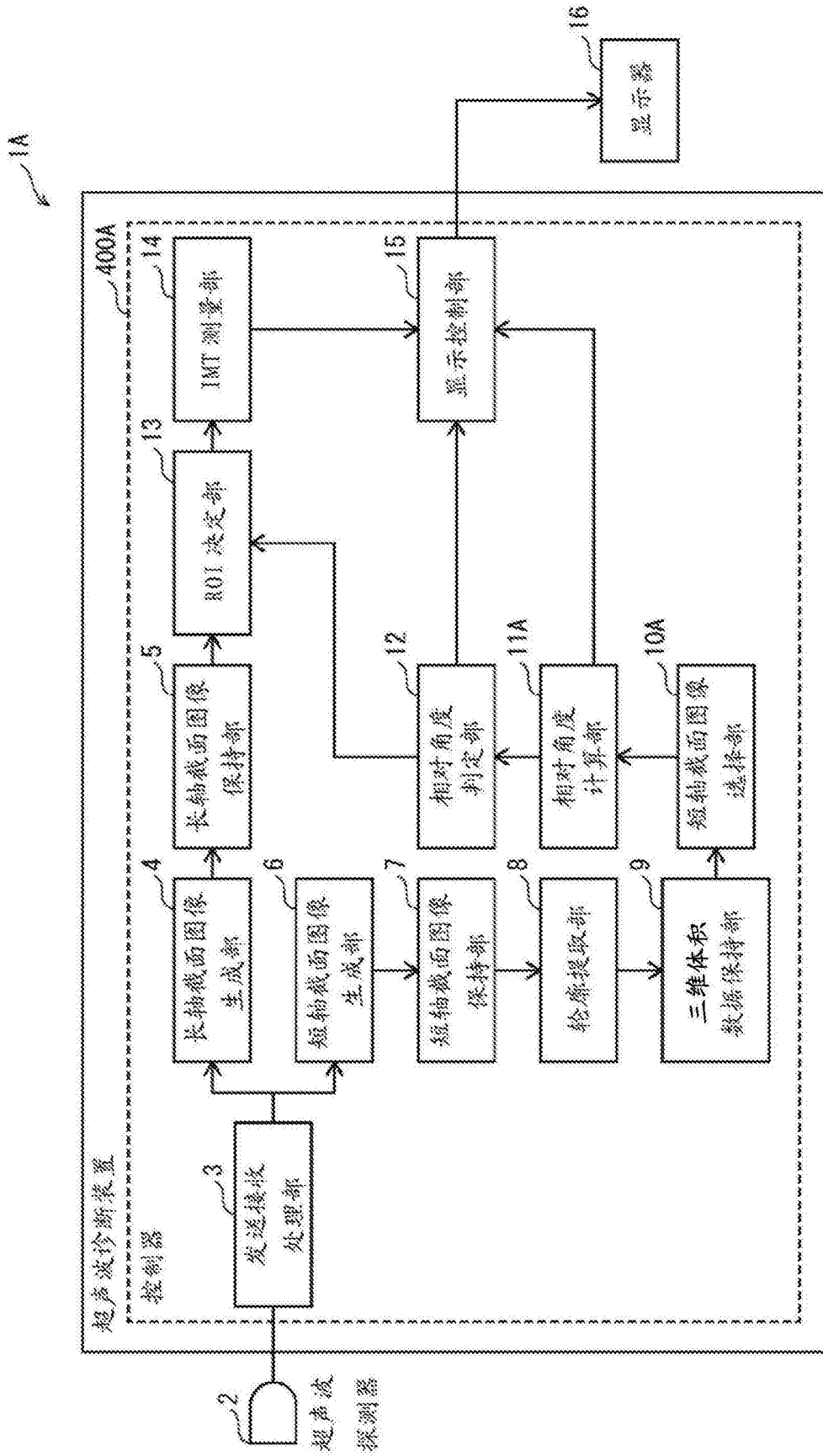


图9

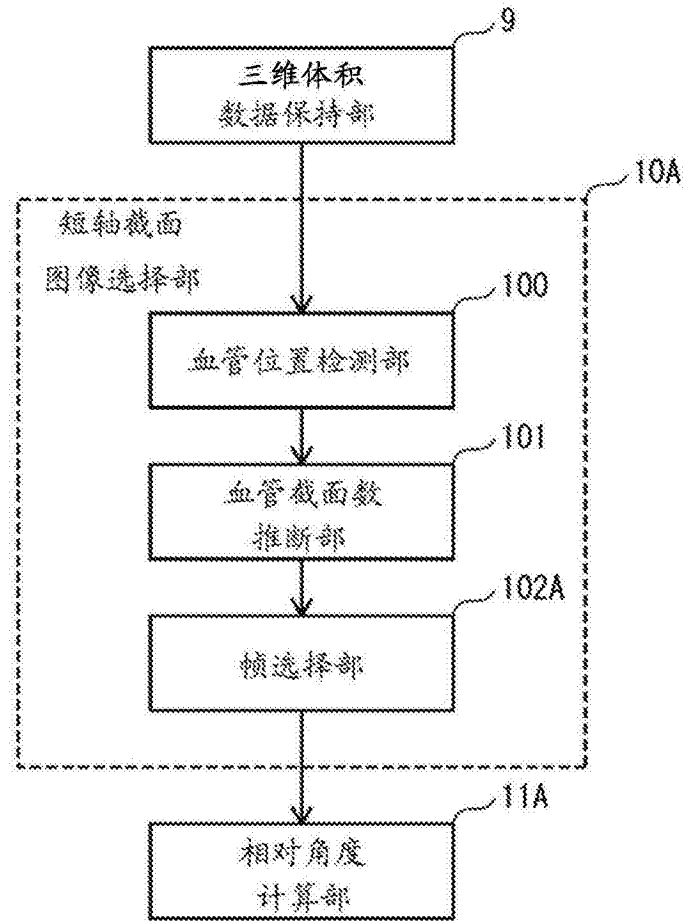


图10

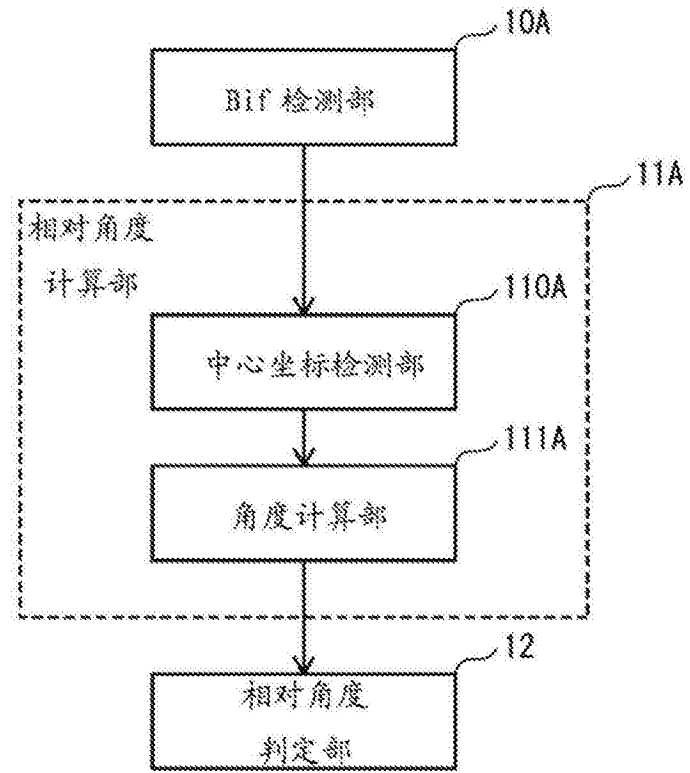


图11

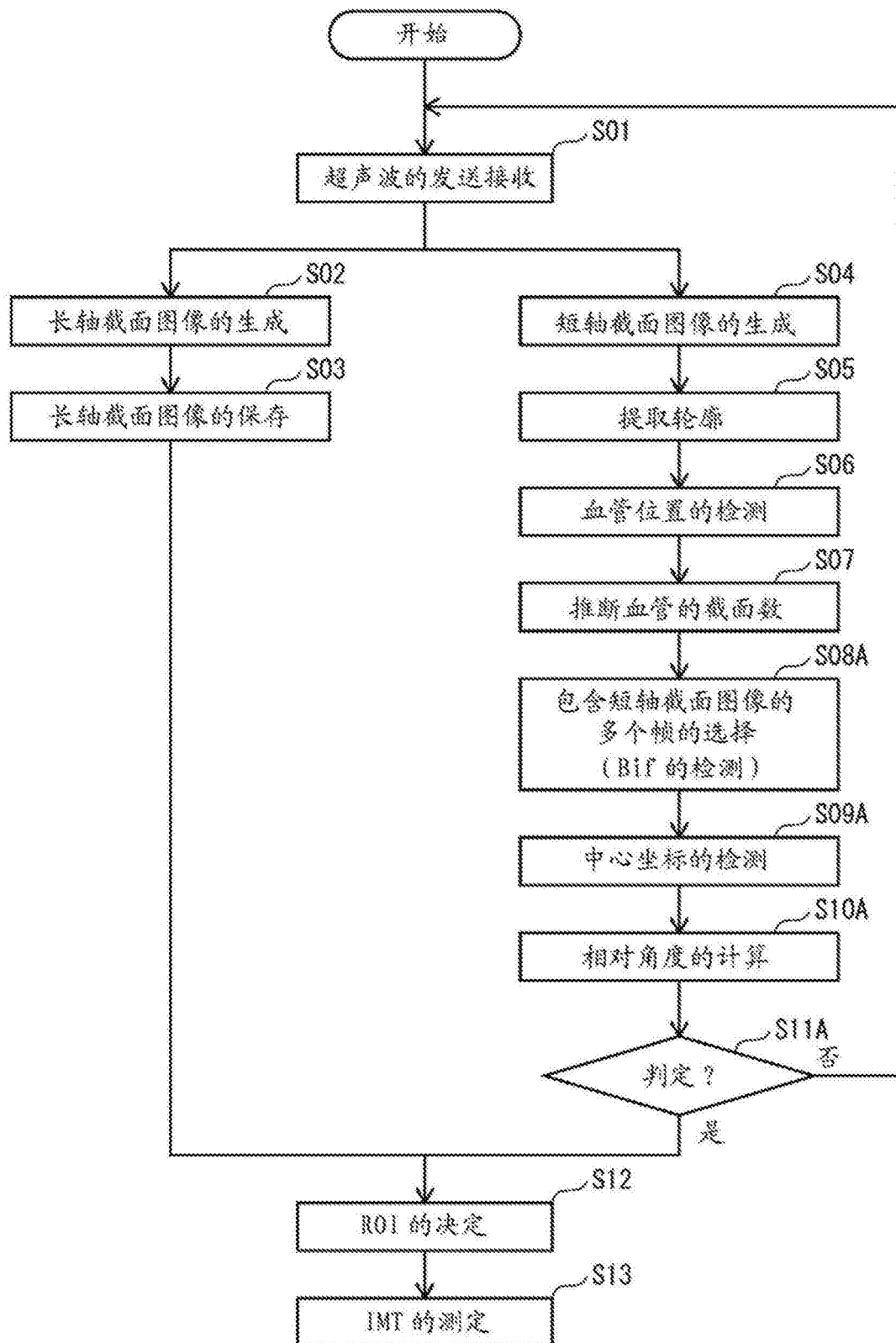


图12

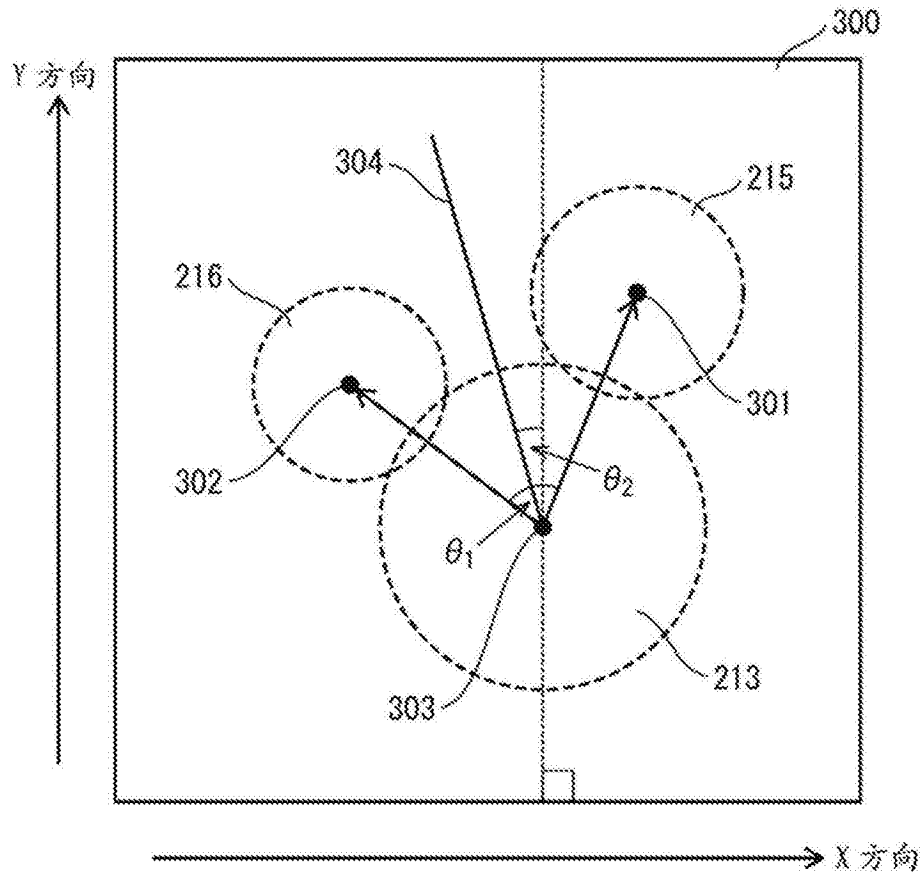


图13

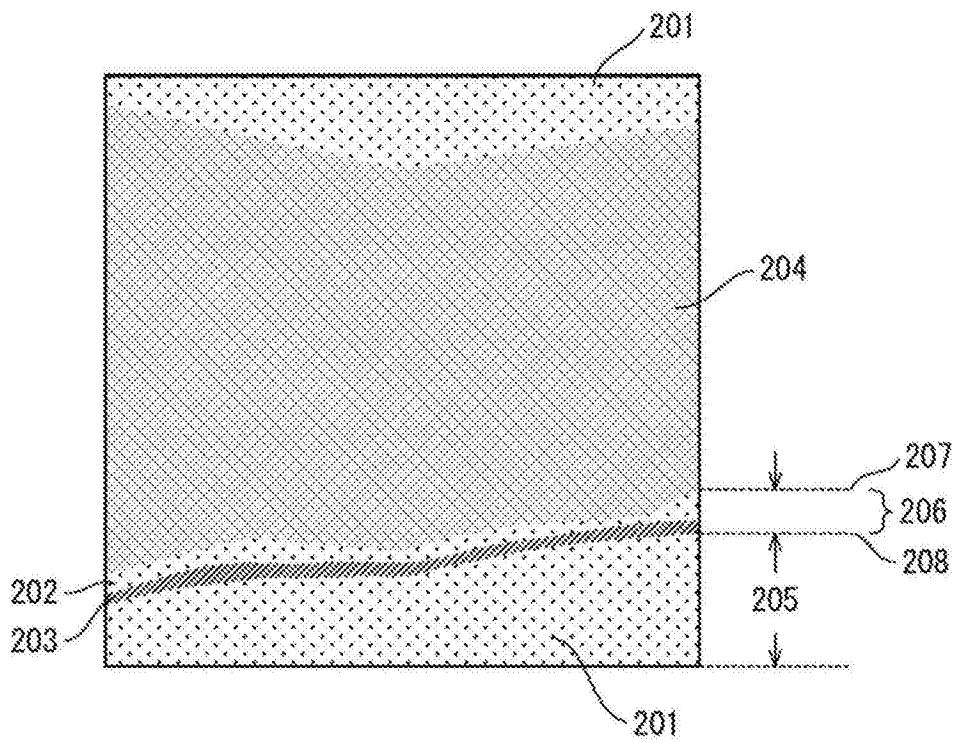


图14

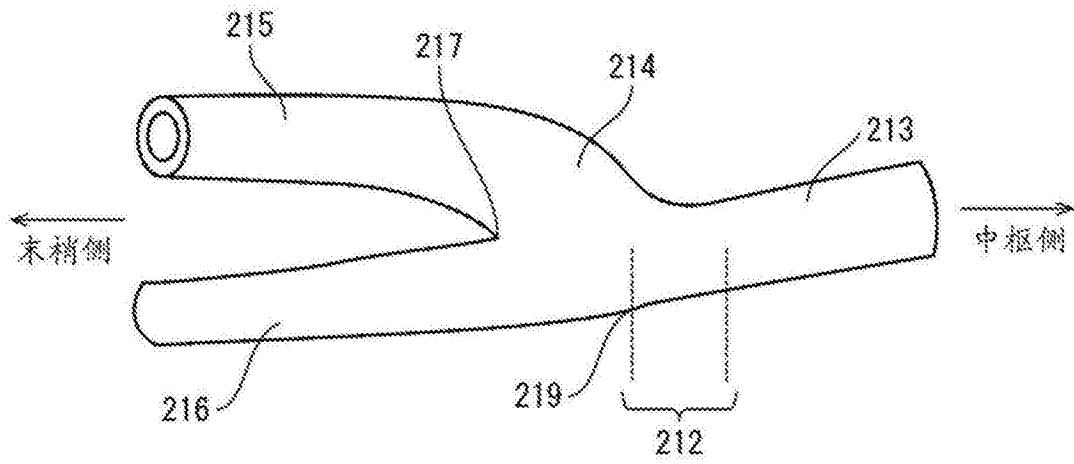


图15

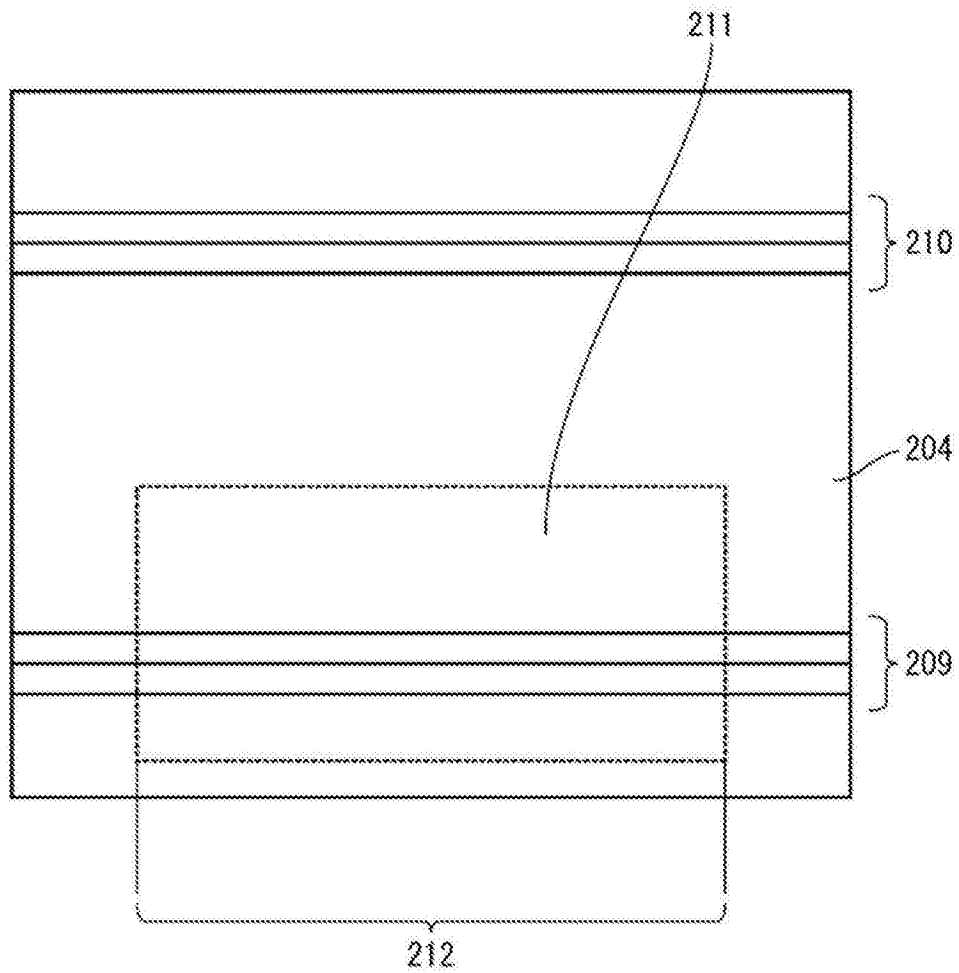


图16

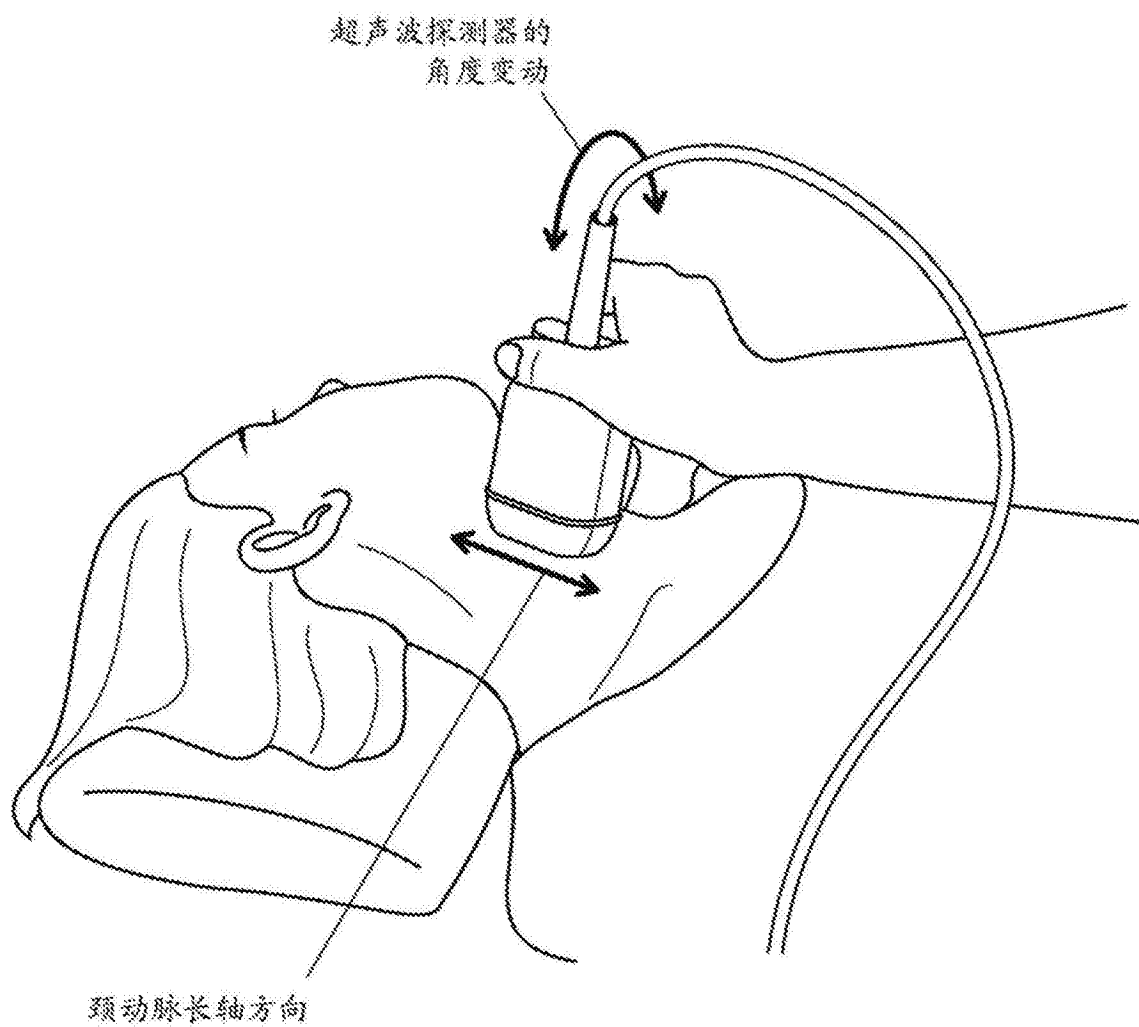


图17

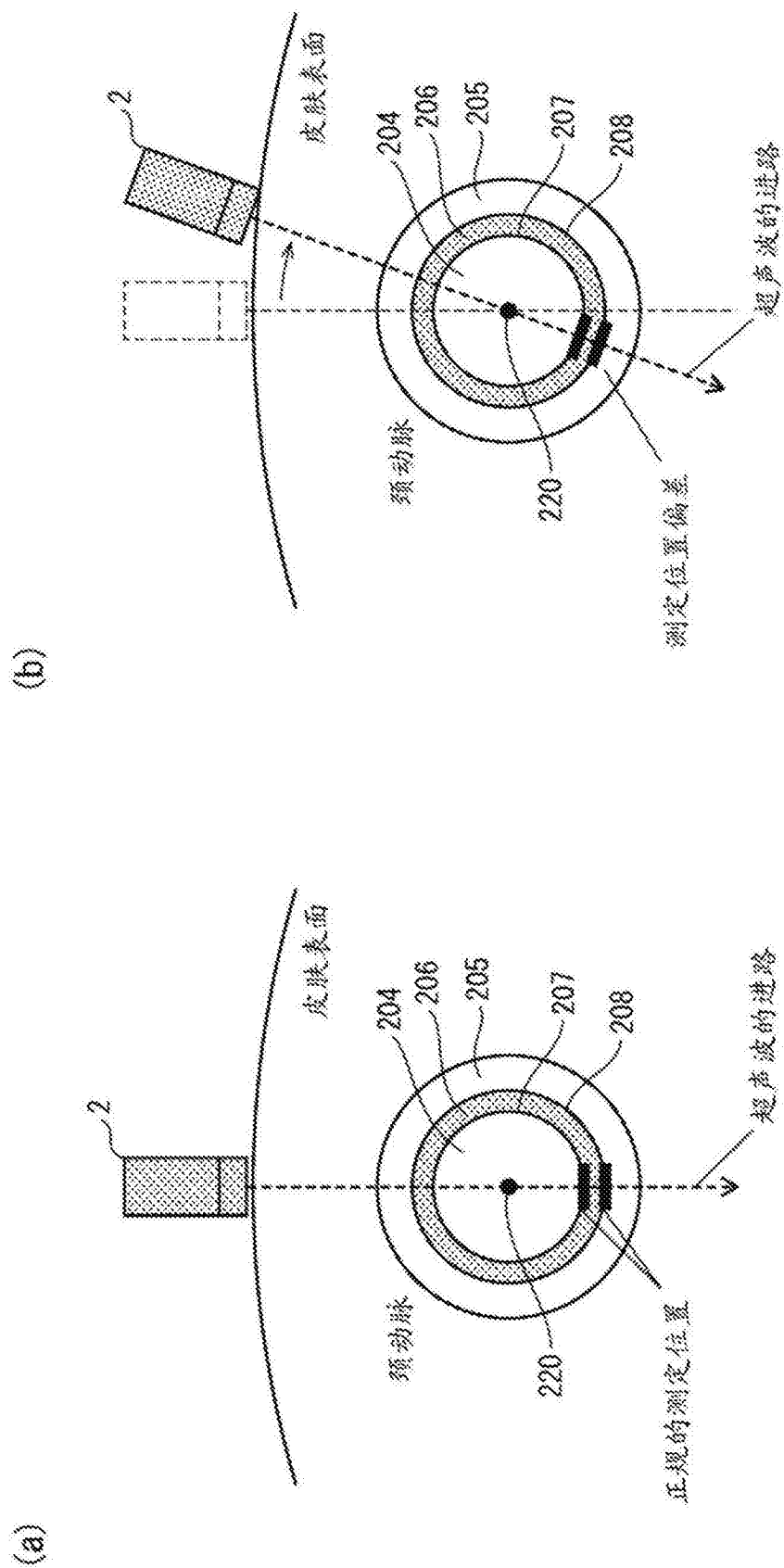


图18

专利名称(译)	超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法		
公开(公告)号	CN104066379B	公开(公告)日	2016-11-09
申请号	CN201380005927.8	申请日	2013-01-10
[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	近藤洋一		
发明人	近藤洋一		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B8/0891 A61B8/14 A61B8/4461 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/485 A61B8/5223 G16H50/30		
审查员(译)	谢楠		
优先权	2012008858 2012-01-19 JP		
其他公开文献	CN104066379A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波诊断装置，测量颈动脉的血管壁的特性，具备：发送接收处理部，对颈动脉进行超声波的发送接收；短轴截面图像生成部，基于在多个位置上的颈动脉的截面的接收信号，生成表示与颈动脉的长轴方向垂直的短轴截面的多个短轴截面图像；短轴截面图像选择部，在多个短轴截面图像之中，选择包含颈内动脉以及颈外动脉的短轴截面的特定短轴截面图像；以及相对角度计算部，基于特定短轴截面图像中的、颈内动脉以及颈外动脉的短轴截面的坐标位置，计算在与颈动脉的短轴截面平行的平面内的探头相对于颈动脉的相对角度。

