



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104066379 A

(43) 申请公布日 2014. 09. 24

(21) 申请号 201380005927. 8

代理人 金景花

(22) 申请日 2013. 01. 10

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 8/00(2006. 01)

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

(71) 申请人 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

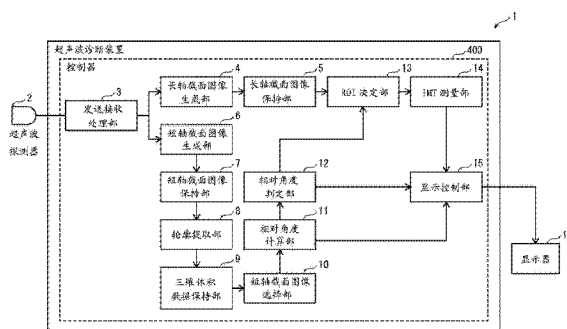
权利要求书4页 说明书20页 附图16页

(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。

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 1~3 的任一项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、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。

5. 如权利要求 1~4 的任一项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,选择特定短轴截面图像或第二特定短轴截面图像。

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 或 8 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. 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。

12. 如权利要求 11 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。

13. 如权利要求 11 或 12 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。

14. 如权利要求 11 ~ 13 的任一项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特定短轴截面图像或第二特定短轴截面图像。

15. 如权利要求 14 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。

16. 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;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。

17. 如权利要求 16 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。

18. 如权利要求 16 或 17 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。

19. 如权利要求 16 或 17 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特定短轴截面图像或第二特定短轴截面图像,

所述控制方法还包括:

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。

20. 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。

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,罹患脑梗塞或心筋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(Bulb of the Common Carotid Artery :以下,略称为 Bulb。)。此外,在从 Bulb214 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 Bulb214 的边界 219(以下,设为 CCA — Bulb 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 Bulb214 的 CCA — Bulb 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 17(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,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,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（箭头方向）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的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 Bulb214 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 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。

[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,若将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 的运动的流程图。

[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Bulb214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(箭头方向)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Bulb214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、Bulb214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Bulb214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 Bu1b214 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 1 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] (中心坐标相对角度计算部 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 Bulb214 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 Bulb214 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 102 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 $\theta 1$ 。并且,将从 CCA213 的中心坐标 303 的 $\theta 1$ 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 $\theta 2$ 。该角度 $\theta 2$ 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 — Bulb 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 — Bulb 边界 219 的位置的 ICA215、ECA216 以及 CCA213 构成的三个短轴截面图像 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 — Bulb 边界 219 以比实施方式一更高的精度计算接近 CCA — Bulb 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振排列动子的探头,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 5 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 或

ECA216 以及 CCA213 这三个短轴截面图像 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。但是,若在 ICA215、ECA216 以及 CCA213 这两个短轴截面图像 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 — Bulb 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 — Bulb 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 — Bulb 边界 219 以更高的精度计算接近 CCA — Bulb 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,能够基于照明装置等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 (Bulb)
- [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 — Bulb 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

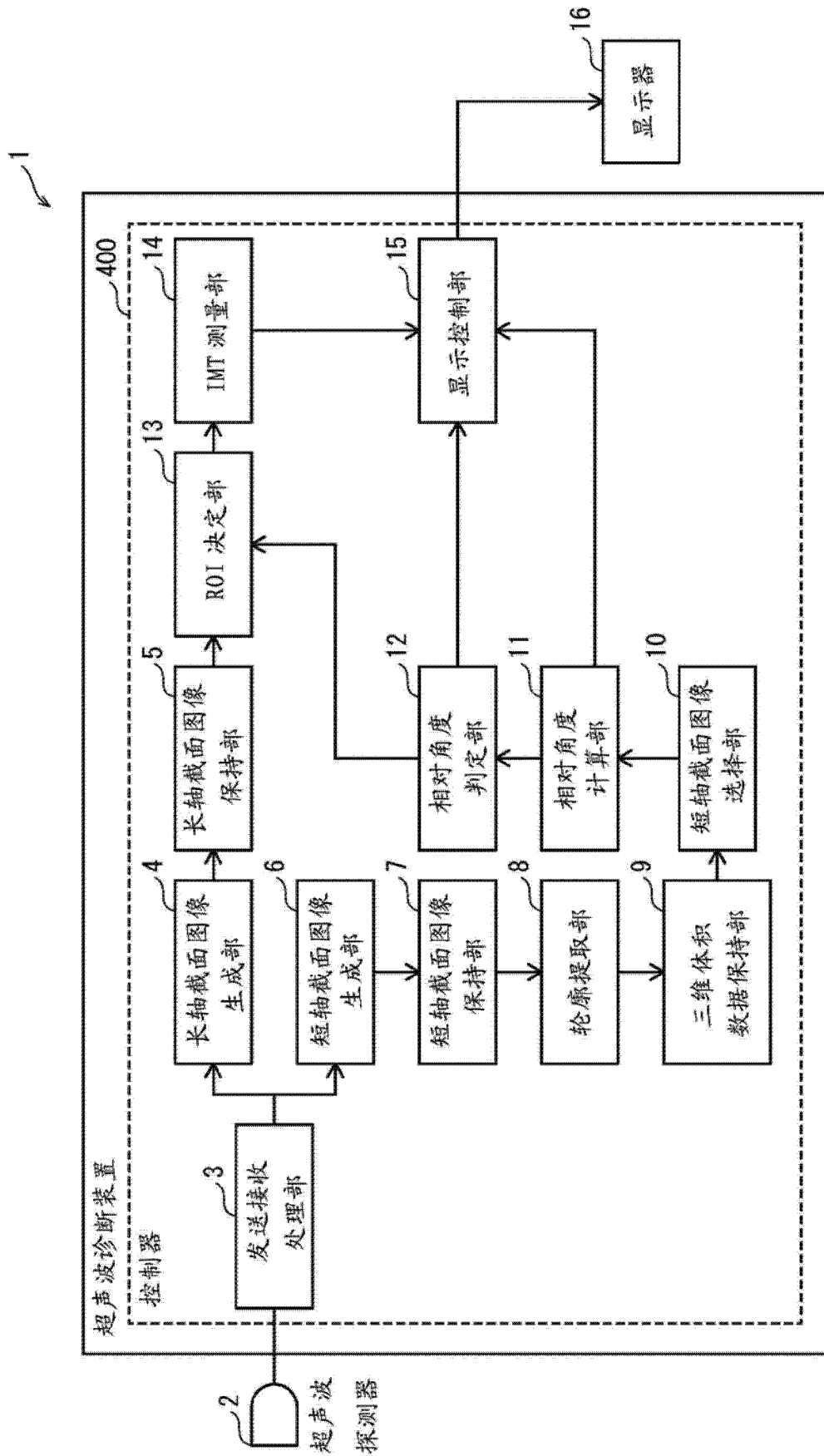


图 1

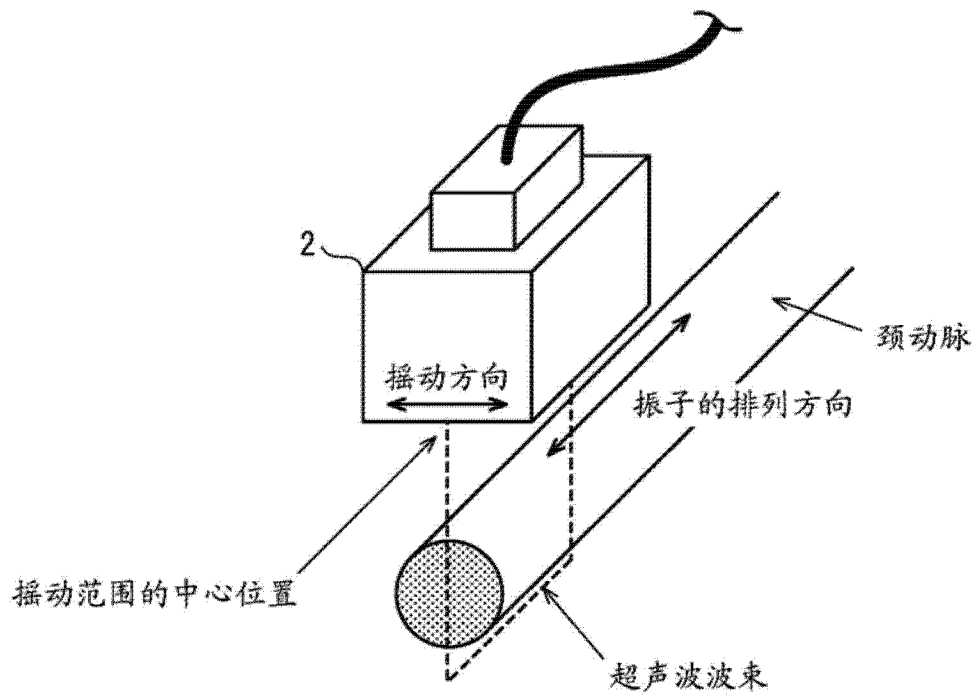


图 2

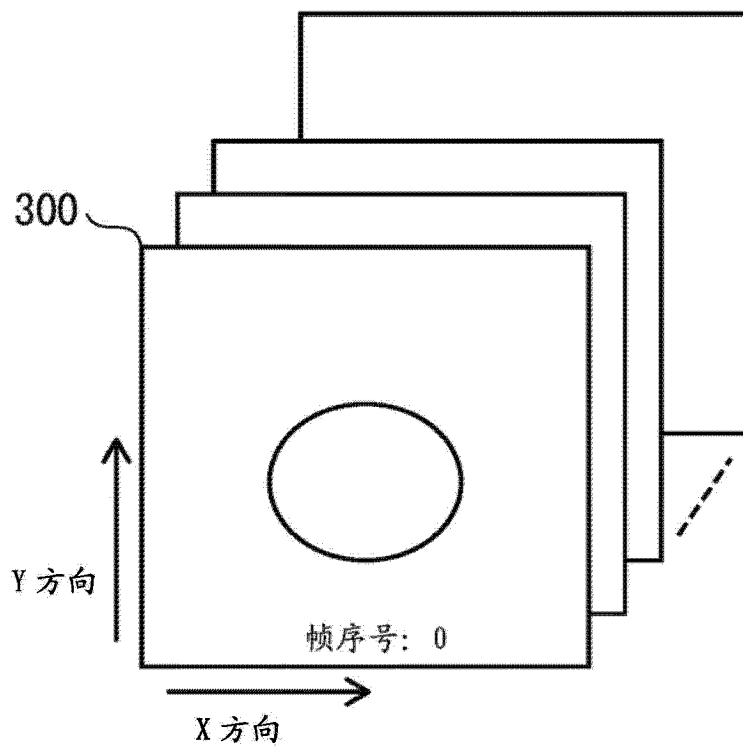


图 3

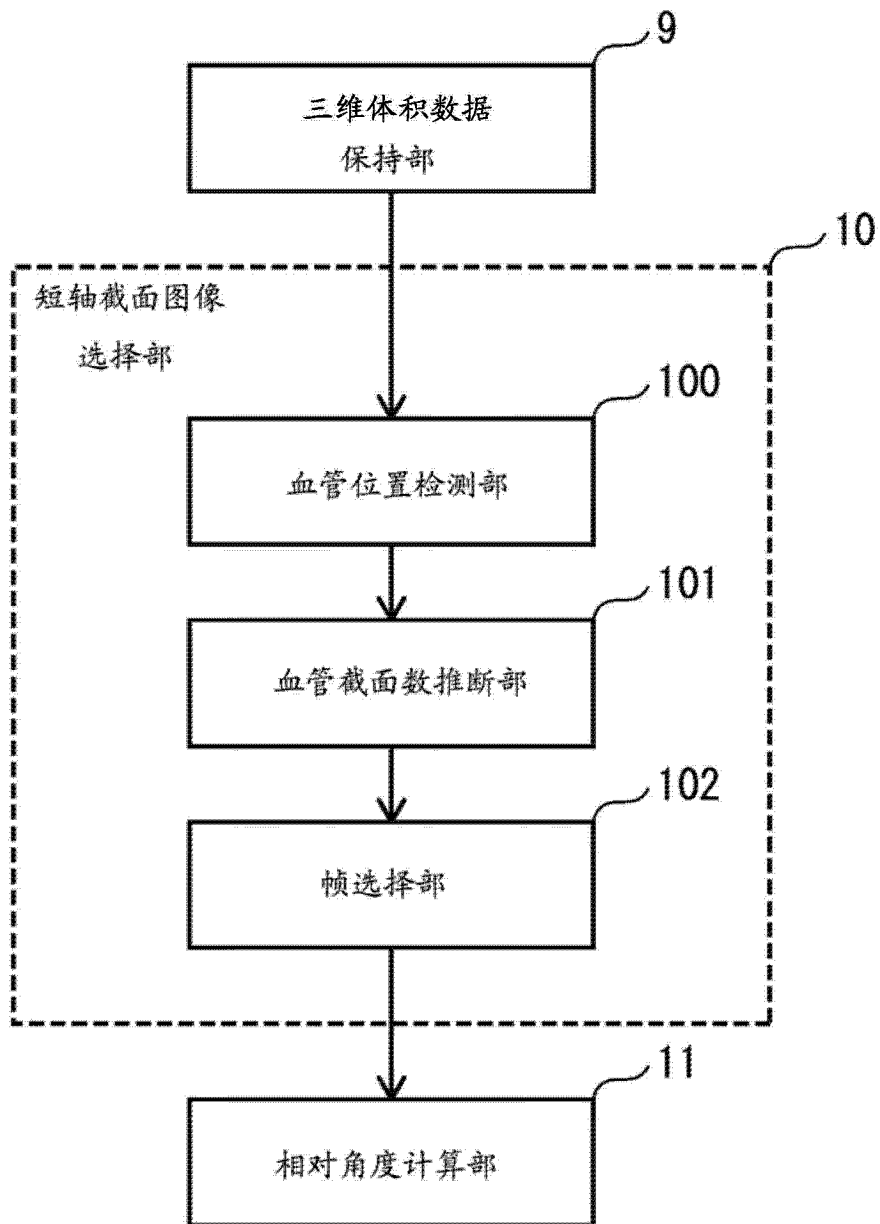


图 4

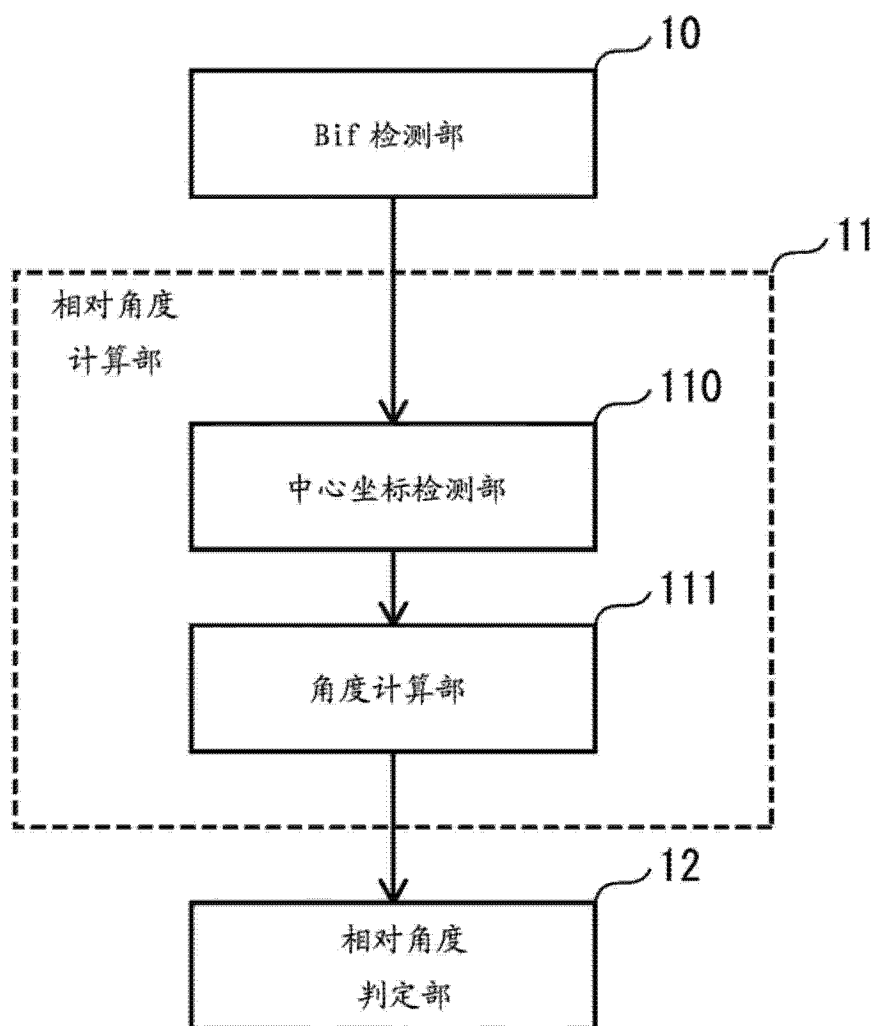


图 5

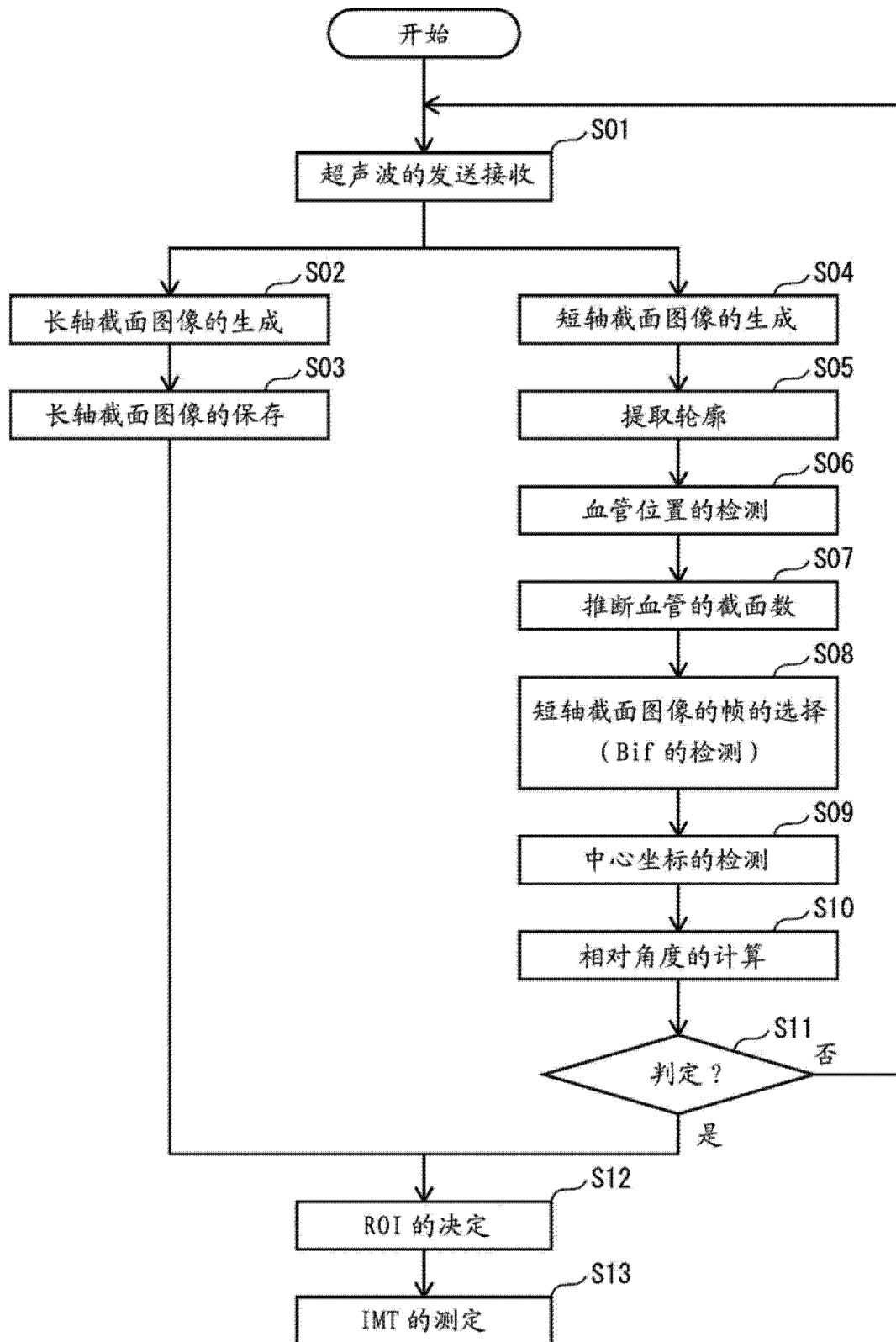
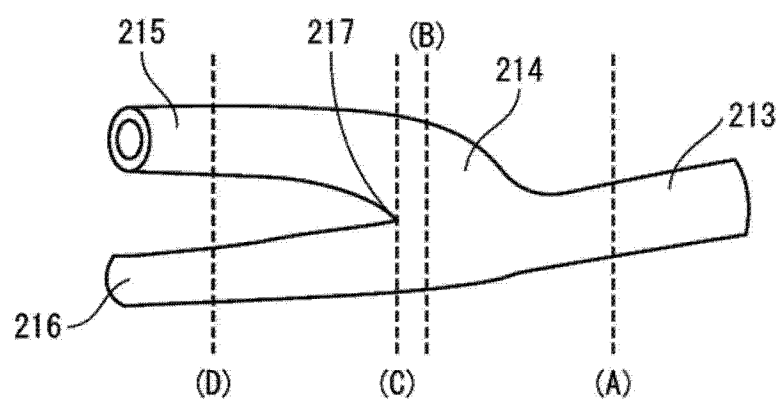


图 6

(a)



(b)

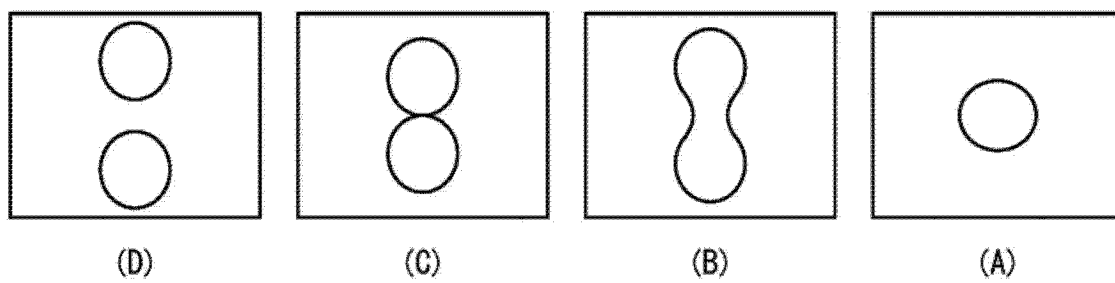


图 7

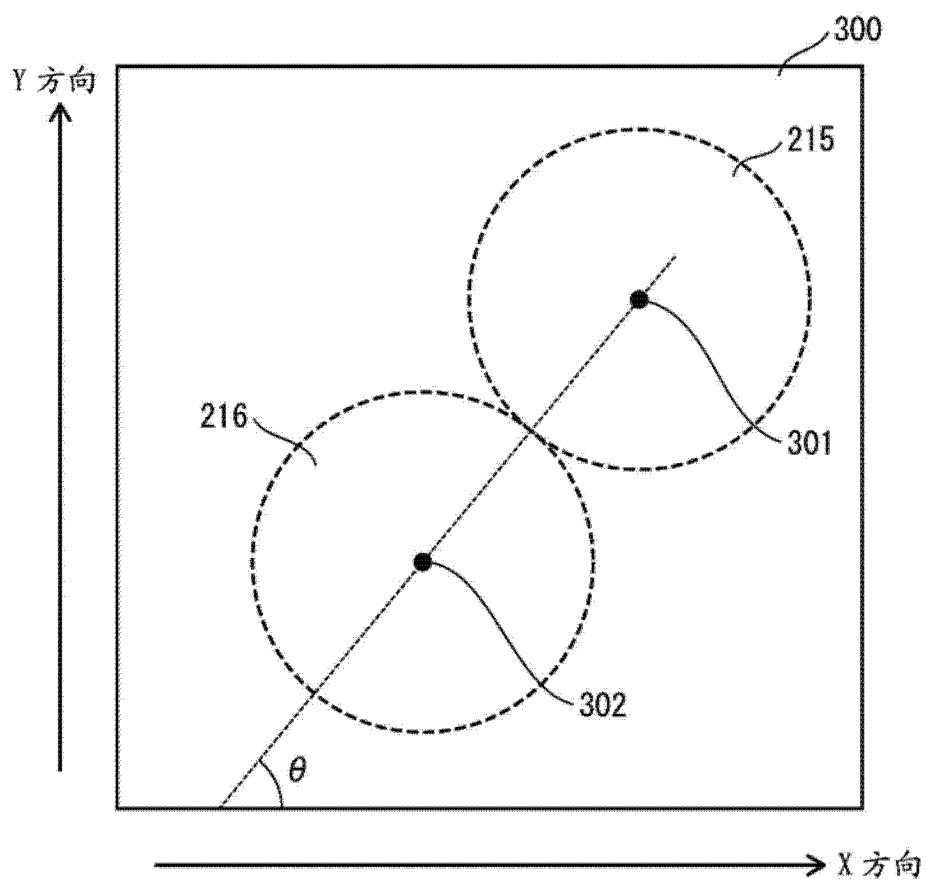


图 8

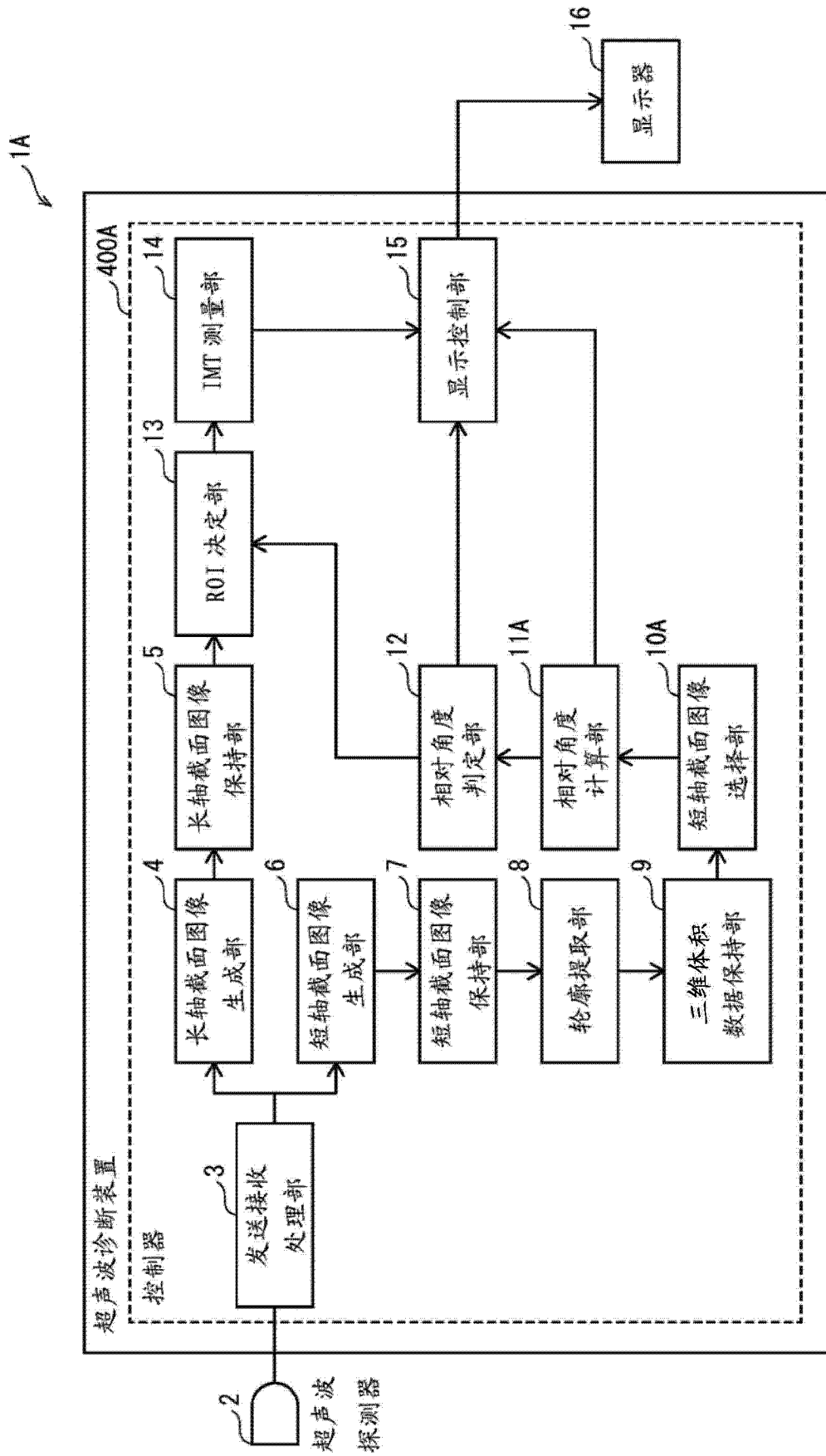


图 9

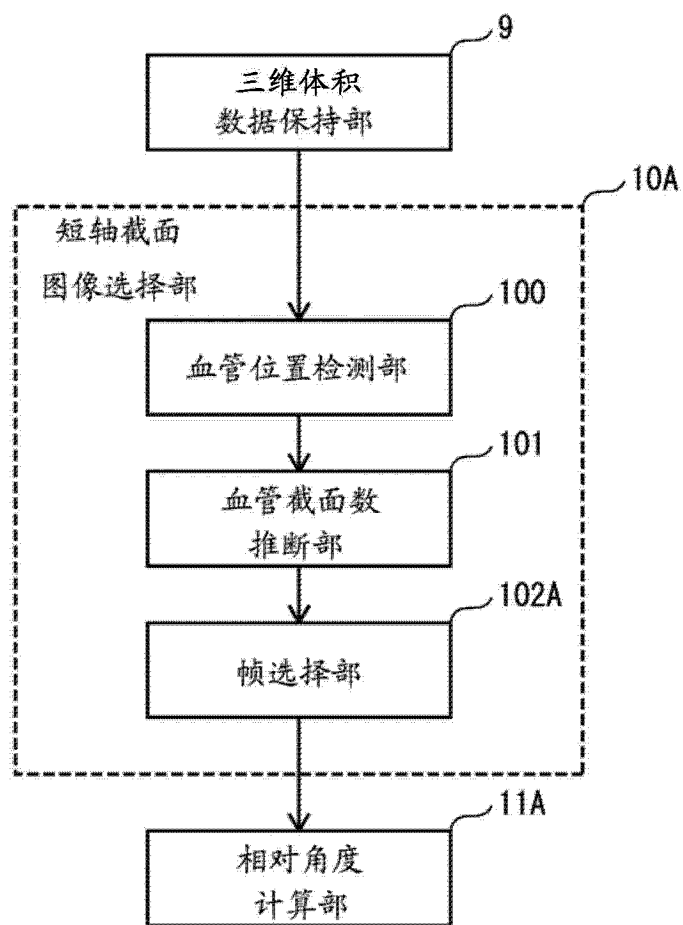


图 10

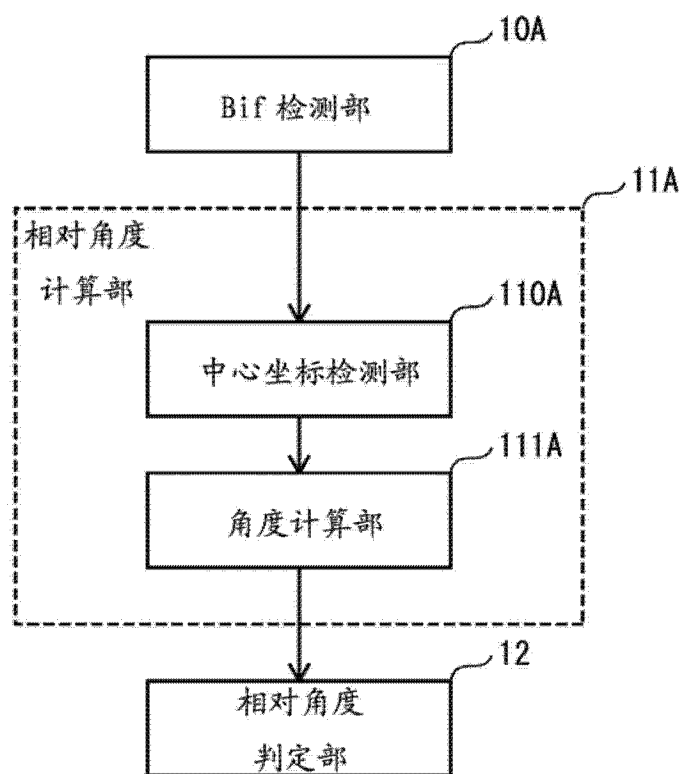


图 11

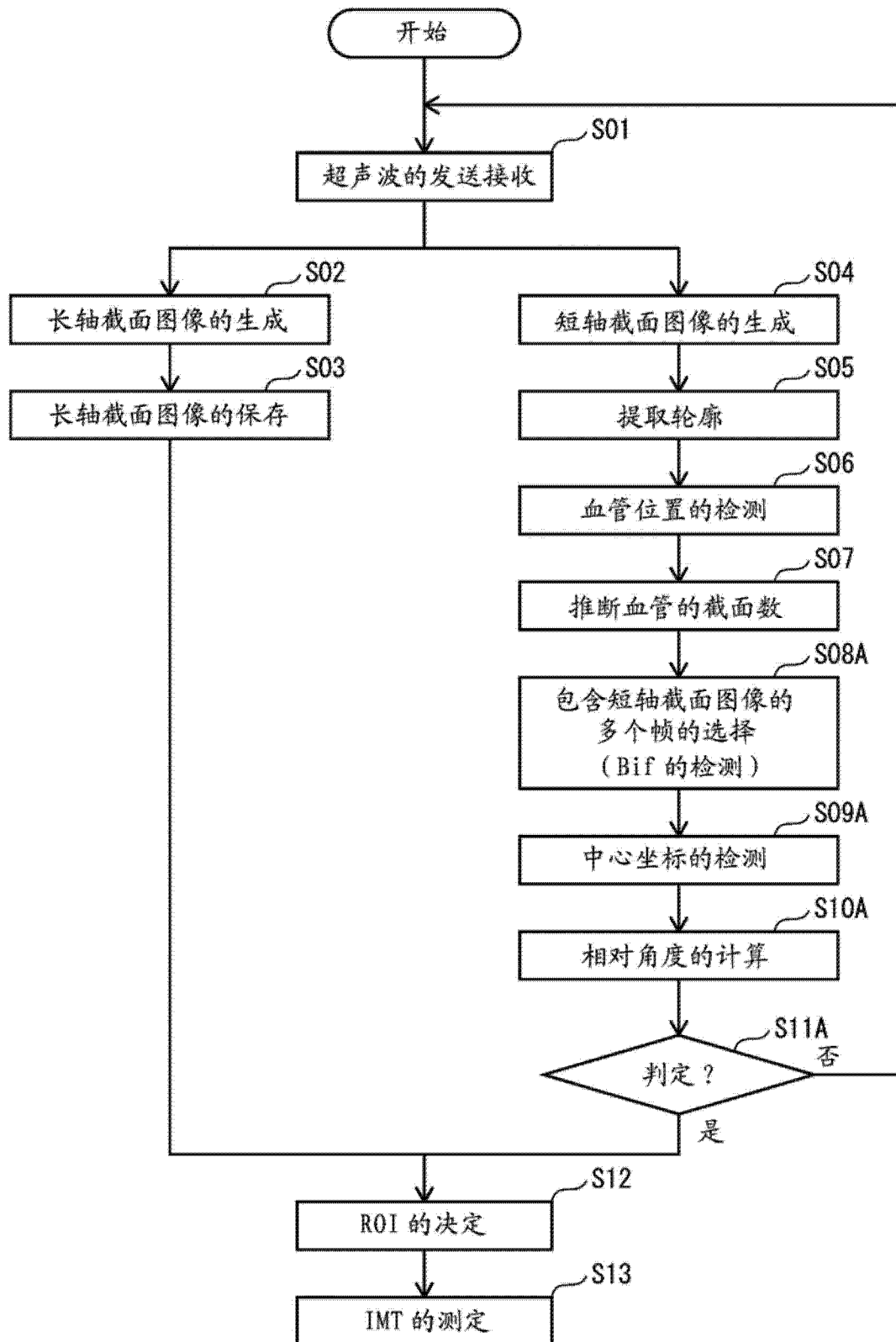


图 12

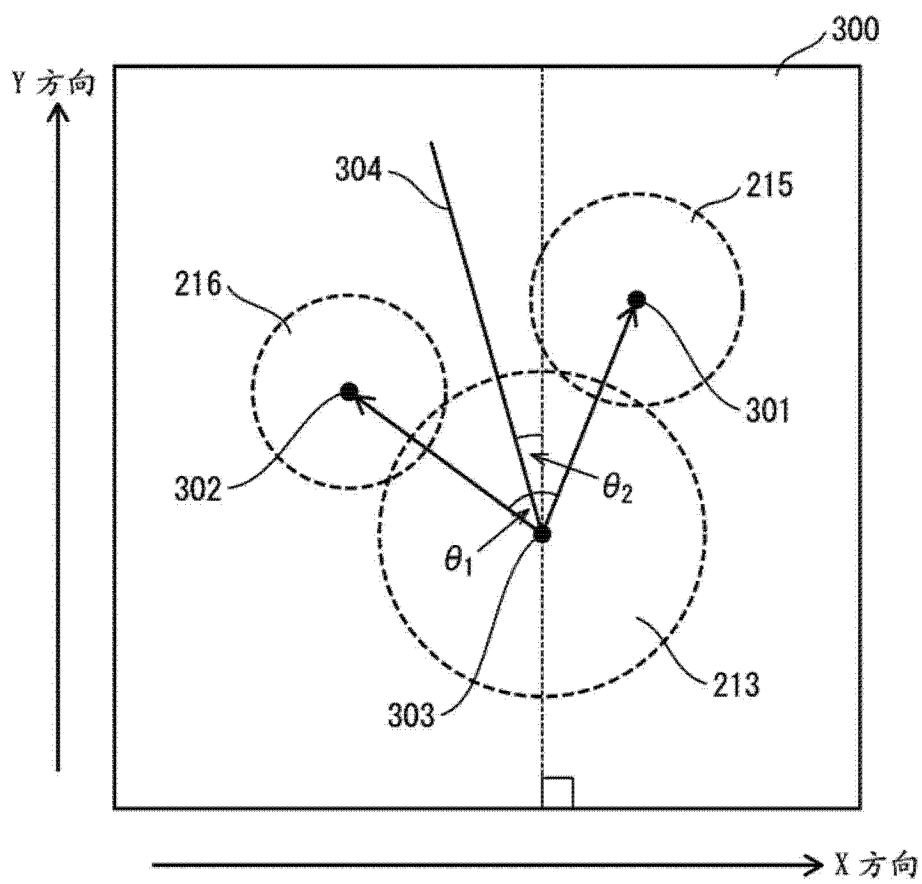


图 13

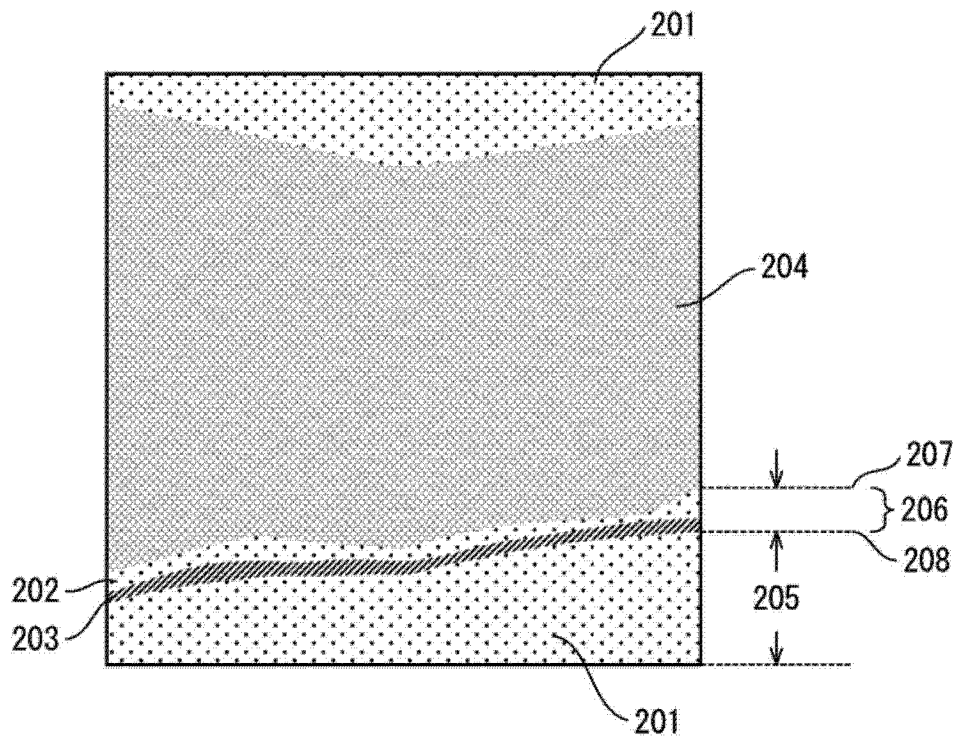


图 14

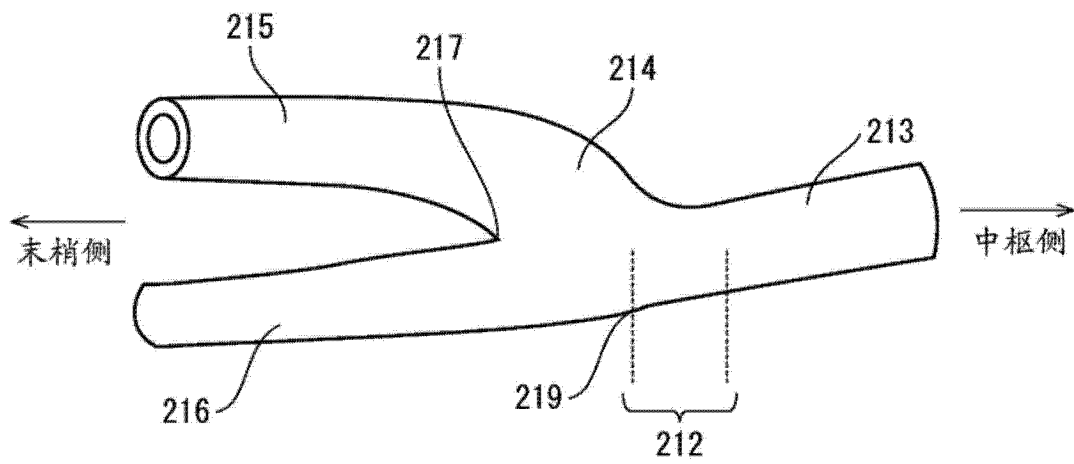


图 15

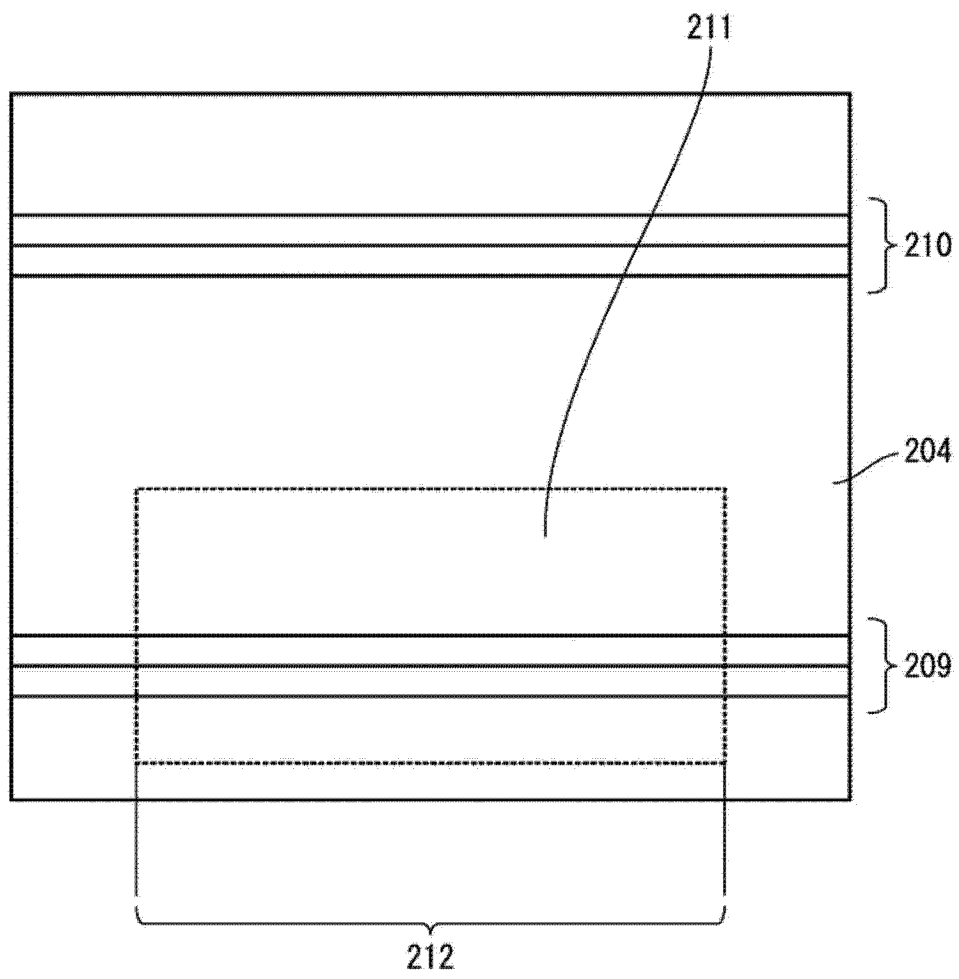


图 16

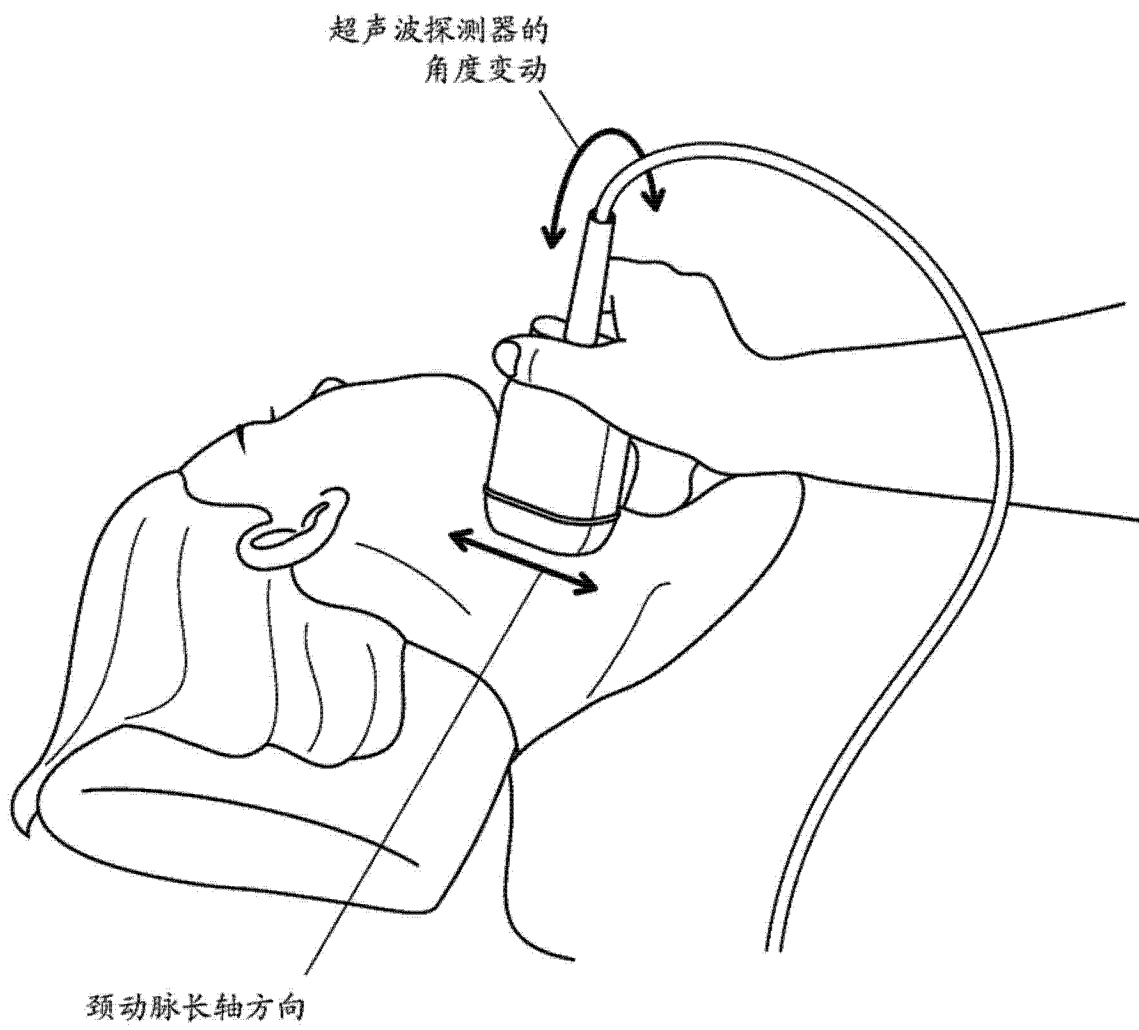


图 17

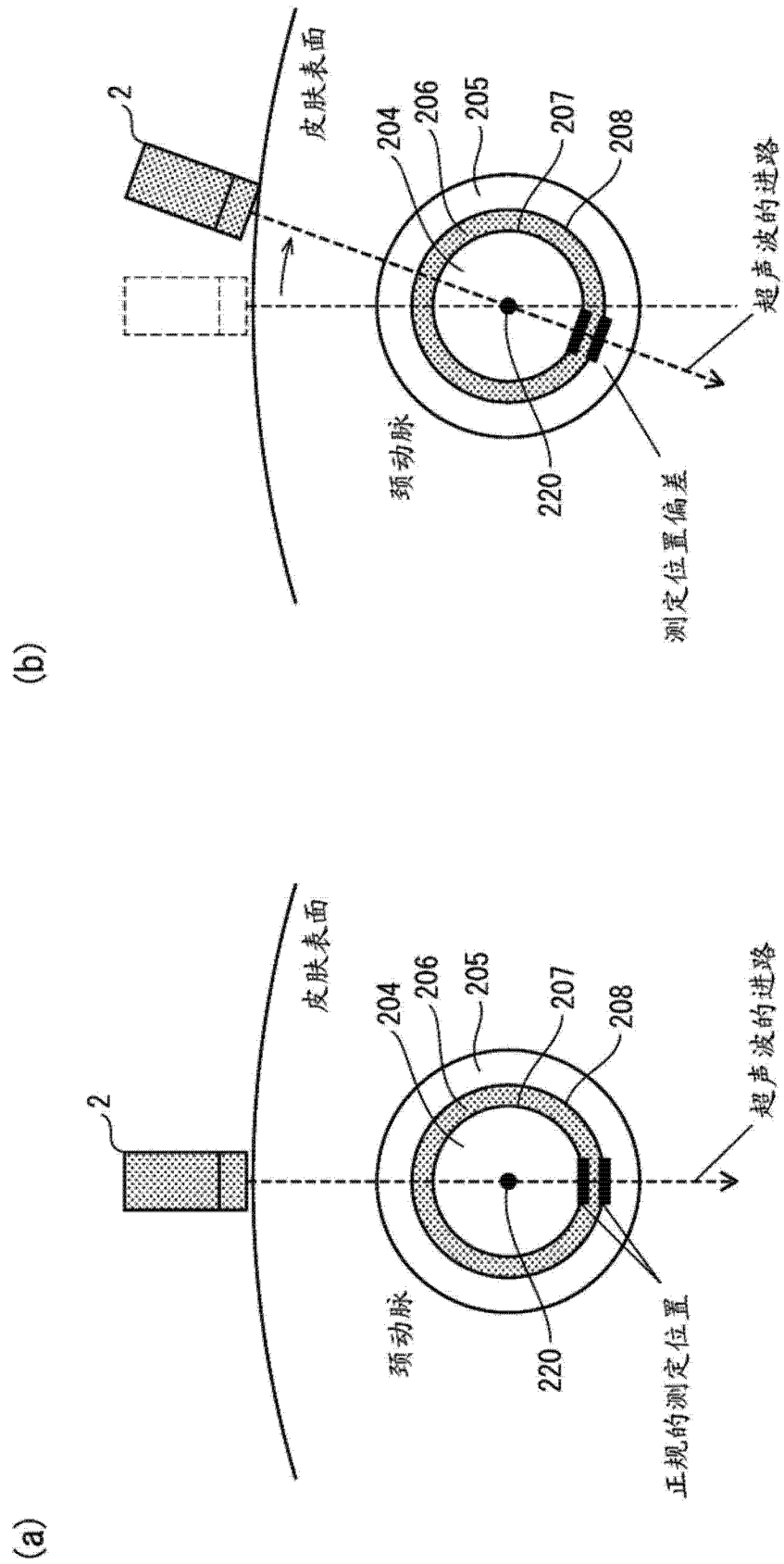


图 18

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	CN104066379A	公开(公告)日	2014-09-24
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	A61B8/463 A61B8/4461 A61B8/5223 A61B8/469 A61B8/0858 A61B8/483 A61B8/485 A61B8/14 A61B8/0891		
优先权	2012008858 2012-01-19 JP		
其他公开文献	CN104066379B		
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。

