



# (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 119317397 A

(43) 申请公布日 2025. 01. 14

(21) 申请号 202280096505.5

(22) 申请日 2022.07.22

(30) 优先权数据

2022-088430 2022.05.31 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2024.11.26

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2022/028524 2022.07.22

(87) PCT国际申请的公布数据

W02023/233676 JA 2023.12.07

(71) 申请人 朝日英达科株式会社

地址 日本

(72) 发明人 柴山由香里 吉武骏平 市川智纪

(74) 专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司 11243

专利代理师 范胜杰 文志

(51) Int.Cl.

A61B 6/03 (2006.01)

A61B 8/12 (2006.01)

A61B 34/20 (2016.01)

A61B 6/50 (2024.01)

A61B 6/12 (2006.01)

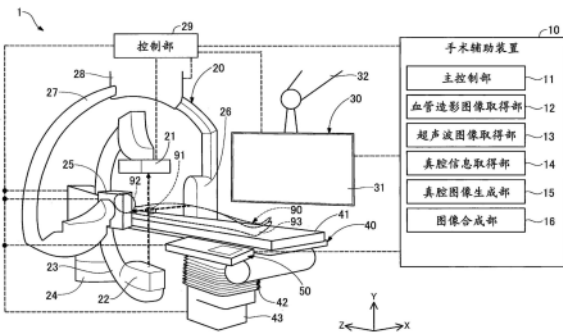
权利要求书5页 说明书26页 附图25页

(54) 发明名称

手术辅助装置、手术辅助方法以及计算机程序

(57) 摘要

手术辅助装置(1)具备:真腔信息取得部(14),其取得存在于对象血管内的真腔的三维位置信息;真腔图像生成部(15),其从配置于第一拍摄位置的平板探测器(21)取得对对象血管拍摄到的血管造影图像,使用第一拍摄位置的位置信息和真腔的三维位置信息,生成表示与血管造影图像对应的位置以及姿势的真腔的真腔图像;以及图像合成部(16),其生成将血管造影图像和真腔图像合成后的合成图像,并输出合成图像。



1. 一种手术辅助装置,其特征在于,具备:

真腔信息取得部,其取得存在于对象血管内的真腔的三维位置信息;

真腔图像生成部,其从配置于第一拍摄位置的FPD取得对所述对象血管拍摄到的血管造影图像,使用所述第一拍摄位置的位置信息和所述真腔的三维位置信息,生成表示与所述血管造影图像对应的位置以及姿势的所述真腔的真腔图像,其中,所述FPD是平板探测器;以及

图像合成部,其生成将所述血管造影图像和所述真腔图像合成而得到的合成图像,并输出所述合成图像。

2. 根据权利要求1所述的手术辅助装置,其特征在于,

在所述真腔的三维位置信息中包含与所述真腔的宽度相关的信息,

所述真腔图像生成部生成表示具有与所述真腔的三维位置信息对应的宽度的所述真腔的真腔图像。

3. 根据权利要求1或2所述的手术辅助装置,其特征在于,

所述真腔图像生成部在所述FPD移动到与所述第一拍摄位置不同的第二拍摄位置而从所述FPD对所述对象血管进行了拍摄的情况下,再次取得在所述第二拍摄位置拍摄到的血管造影图像,使用所述第二拍摄位置的位置信息和所述真腔的三维位置信息,再次生成表示与再次取得的所述血管造影图像对应的位置以及姿势的所述真腔的真腔图像,

所述图像合成部再次生成将再次取得的所述血管造影图像和再次生成的所述真腔图像合成后的合成图像,并输出所述合成图像。

4. 根据权利要求1至3中的任一项所述的手术辅助装置,其特征在于,

所述手术辅助装置还具备:

血管造影图像取得部,其取得由配置于第一位置的所述FPD拍摄到的第一血管造影图像和由配置于与所述第一位置不同的第二位置的所述FPD拍摄到的第二血管造影图像;以及

超声波图像取得部,其取得由超声波传感器拍摄到的所述对象血管的内部的超声波图像,

所述第一血管造影图像包括:

配置于所述对象血管内的第一标记位置的所述超声波传感器;以及

配置于所述对象血管内的第二标记位置的与所述超声波传感器不同的医疗设备,

所述第二血管造影图像包括配置于所述对象血管内的所述第一标记位置的所述超声波传感器,

所述超声波图像是在所述超声波传感器配置于所述第一标记位置的状态下拍摄到的图像,

所述超声波图像包括所述对象血管和配置于所述对象血管内的所述第二标记位置的所述医疗设备,

所述真腔信息取得部使用所述第一位置的位置信息、所述第一血管造影图像、所述第二位置的位置信息、所述第二血管造影图像以及所述超声波图像,取得所述真腔的三维位置信息。

5. 根据权利要求4所述的手术辅助装置,其特征在于,

所述真腔信息取得部进行如下处理：

使用所述第一血管造影图像和所述第二血管造影图像所包含的所述超声波传感器的像，取得所述超声波传感器的位置；

使用所述第一血管造影图像和所述超声波图像所包含的所述医疗设备的像，将所述第一血管造影图像与所述超声波图像的位置关系关联起来；

从所述超声波图像取得所述真腔的位置信息；以及

使用所取得的所述超声波传感器的位置和由所述超声波传感器得到的所述超声波图像中的所述真腔的位置信息，取得所述真腔的三维位置信息。

6. 根据权利要求1至3中的任一项所述的手术辅助装置，其特征在于，

所述手术辅助装置还具备血管造影图像取得部，该血管造影图像取得部取得由配置于第一位置的所述FPD拍摄到的第一血管造影图像和由配置于与所述第一位置不同的第二位置的所述FPD拍摄到的第二血管造影图像，

所述第一血管造影图像中包含所述对象血管的所述真腔和配置于所述对象血管内的第一标记位置的医疗设备，

所述第二血管造影图像中包含所述对象血管的所述真腔和配置于所述对象血管内的所述第一标记位置的所述医疗设备，

所述真腔信息取得部使用所述第一血管造影图像和所述第二血管造影图像所包含的所述医疗设备的像和所述真腔的像，取得所述真腔的三维位置信息。

7. 一种手术辅助方法，其特征在于，具备如下工序：

真腔信息取得工序，取得存在于对象血管内的真腔的三维位置信息；

真腔图像生成工序，从配置于第一拍摄位置的FPD取得对所述对象血管拍摄到的血管造影图像，使用所述第一拍摄位置的位置信息和所述真腔的三维位置信息，生成表示与所述血管造影图像对应的位置以及姿势的所述真腔的真腔图像，其中，所述FPD是平板探测器；以及

图像合成工序，生成将所述血管造影图像和所述真腔图像合成而得到的合成图像，并输出所述合成图像。

8. 根据权利要求7所述的手术辅助方法，其特征在于，

在所述真腔的三维位置信息中包含与所述真腔的宽度相关的信息，

在所述真腔图像生成工序中，生成表示具有与所述真腔的三维位置信息对应的宽度的所述真腔的真腔图像。

9. 根据权利要求7或8所述的手术辅助方法，其特征在于，

在所述真腔图像生成工序中，在所述FPD移动到与所述第一拍摄位置不同的第二拍摄位置而从所述FPD对所述对象血管进行了拍摄的情况下，再次取得在所述第二拍摄位置拍摄到的血管造影图像，使用所述第二拍摄位置的位置信息和所述真腔的三维位置信息，再次生成表示与再次取得的所述血管造影图像对应的位置以及姿势的所述真腔的真腔图像，

在所述图像合成工序中，再次生成将再次取得的所述血管造影图像和再次生成的所述真腔图像合成后的合成图像，并输出所述合成图像。

10. 根据权利要求7至9中的任一项所述的手术辅助方法，其特征在于，

所述手术辅助方法还具备如下工序：

血管造影图像取得工序,取得由配置于第一位置的所述FPD拍摄到的第一血管造影图像和由配置于与所述第一位置不同的第二位置的所述FPD拍摄到的第二血管造影图像;以及

超声波图像取得工序,取得由超声波传感器拍摄到的所述对象血管的内部的超声波图像,

所述第一血管造影图像包括:

配置于所述对象血管内的第一标记位置的所述超声波传感器;以及

配置于所述对象血管内的第二标记位置的与所述超声波传感器不同的医疗设备,

所述第二血管造影图像包括配置于所述对象血管内的所述第一标记位置的所述超声波传感器,

所述超声波图像是在所述超声波传感器配置于所述第一标记位置的状态下拍摄到的图像,

所述超声波图像包括所述对象血管和配置于所述对象血管内的所述第二标记位置的所述医疗设备,

在所述真腔信息取得工序中,使用所述第一位置的位置信息、所述第一血管造影图像、所述第二位置的位置信息、所述第二血管造影图像以及所述超声波图像,取得所述真腔的三维位置信息。

11.根据权利要求10所述的手术辅助方法,其特征在于,

在所述真腔信息取得工序中进行如下处理:

使用所述第一血管造影图像和所述第二血管造影图像所包含的所述超声波传感器的像,取得所述超声波传感器的位置;

使用所述第一血管造影图像和所述超声波图像所包含的所述医疗设备的像,将所述第一血管造影图像与所述超声波图像的位置关系关联起来;

从所述超声波图像取得所述真腔的位置信息;以及

使用所取得的所述超声波传感器的位置和由所述超声波传感器得到的所述超声波图像中的所述真腔的位置信息,取得所述真腔的三维位置信息。

12.根据权利要求7至9中的任一项所述的手术辅助方法,其特征在于,

所述手术辅助方法还具备血管造影图像取得工序,在该血管造影图像取得工序中,取得由配置于第一位置的所述FPD拍摄到的第一血管造影图像和由配置于与所述第一位置不同的第二位置的所述FPD拍摄到的第二血管造影图像,

所述第一血管造影图像中包含所述对象血管的所述真腔和配置于所述对象血管内的第一标记位置的医疗设备,

所述第二血管造影图像中包含所述对象血管的所述真腔和配置于所述对象血管内的所述第一标记位置的所述医疗设备,

在所述真腔信息取得工序中,使用所述第一血管造影图像和所述第二血管造影图像所包含的所述医疗设备的像和所述真腔的像,取得所述真腔的三维位置信息。

13.一种计算机程序,其特征在于,具备如下步骤:

真腔信息取得步骤,取得存在于对象血管内的真腔的三维位置信息;

真腔图像生成步骤,从配置于第一拍摄位置的FPD取得对所述对象血管拍摄到的血管

造影图像,使用所述第一拍摄位置的位置信息和所述真腔的三维位置信息,生成表示与所述血管造影图像对应的位置以及姿势的所述真腔的真腔图像,其中,所述FPD是平板探测器;以及

图像合成步骤,生成将所述血管造影图像和所述真腔图像合成而得到的合成图像,并输出所述合成图像。

14. 根据权利要求13所述的计算机程序,其特征在于,

在所述真腔的三维位置信息中包含与所述真腔的宽度相关的信息,

在所述真腔图像生成步骤中,生成表示具有与所述真腔的三维位置信息对应的宽度的所述真腔的真腔图像。

15. 根据权利要求13或14所述的计算机程序,其特征在于,

在所述真腔图像生成步骤中,在所述FPD移动到与所述第一拍摄位置不同的第二拍摄位置而从所述FPD对所述对象血管进行了拍摄的情况下,再次取得在所述第二拍摄位置拍摄到的血管造影图像,使用所述第二拍摄位置的位置信息和所述真腔的三维位置信息,再次生成表示与再次取得的所述血管造影图像对应的位置以及姿势的所述真腔的真腔图像,

在所述图像合成步骤中,再次生成将再次取得的所述血管造影图像和再次生成的所述真腔图像合成后的合成图像,并输出所述合成图像。

16. 根据权利要求13至15中的任一项所述的计算机程序,其特征在于,

所述计算机程序还具备如下步骤:

血管造影图像取得步骤,取得由配置于第一位置的所述FPD拍摄到的第一血管造影图像和由配置于与所述第一位置不同的第二位置的所述FPD拍摄到的第二血管造影图像;以及

超声波图像取得步骤,取得由超声波传感器拍摄到的所述对象血管的内部的超声波图像,

所述第一血管造影图像包括:

配置于所述对象血管内的第一标记位置的所述超声波传感器;以及

配置于所述对象血管内的第二标记位置的与所述超声波传感器不同的医疗设备,

所述第二血管造影图像包括配置于所述对象血管内的所述第一标记位置的所述超声波传感器,

所述超声波图像是在所述超声波传感器配置于所述第一标记位置的状态下拍摄到的图像,

所述超声波图像包括所述对象血管和配置于所述对象血管内的所述第二标记位置的所述医疗设备,

在所述真腔信息取得步骤中,使用所述第一位置的位置信息、所述第一血管造影图像、所述第二位置的位置信息、所述第二血管造影图像以及所述超声波图像,取得所述真腔的三维位置信息。

17. 根据权利要求16所述的计算机程序,其特征在于,

在所述真腔信息取得步骤中进行如下处理:

使用所述第一血管造影图像和所述第二血管造影图像所包含的所述超声波传感器的像,取得所述超声波传感器的位置;

使用所述第一血管造影图像和所述超声波图像所包含的所述医疗设备的像,将所述第一血管造影图像与所述超声波图像的位置关系关联起来;

从所述超声波图像取得所述真腔的位置信息;以及

使用所取得的所述超声波传感器的位置和由所述超声波传感器得到的所述超声波图像中的所述真腔的位置信息,取得所述真腔的三维位置信息。

18.根据权利要求13至15中的任一项所述的计算机程序,其特征在于,

所述计算机程序还具备血管造影图像取得步骤,在该血管造影图像取得步骤中,取得由配置于第一位置的所述FPD拍摄到的第一血管造影图像和由配置于与所述第一位置不同的第二位置的所述FPD拍摄到的第二血管造影图像,

所述第一血管造影图像中包含所述对象血管的所述真腔和配置于所述对象血管内的第一标记位置的医疗设备,

所述第二血管造影图像中包含所述对象血管的所述真腔和配置于所述对象血管内的所述第一标记位置的所述医疗设备,

在所述真腔信息取得步骤中,使用所述第一血管造影图像和所述第二血管造影图像所包含的所述医疗设备的像和所述真腔的像,取得所述真腔的三维位置信息。

## 手术辅助装置、手术辅助方法以及计算机程序

### 技术领域

[0001] 本发明涉及辅助手术的技术。

### 背景技术

[0002] 近年来,在为了检查、治疗而进行的血管拍摄中,使用IVUS(Intra Vascular UltraSound,血管内超声)、FPD(Flat Panel Detector,平板探测器)。IVUS是在前端具有超小型的超声波振子,取得血管内部的超声波图像的设备。FPD具有X射线管装置和X射线平面检测器,是取得血管的X射线图像的设备。由FPD取得的X射线图像也被称为“血管造影图像”。例如,在专利文献1中,记载了将关心区域的二维X射线图像与三维超声波数据对位,决定介入装置的一部分与目标场所之间的空间关系,并显示空间关系的装置。例如,在专利文献2中记载了生成表示FPD臂的角度信息的图的X射线诊断装置。

[0003] 现有技术文献

[0004] 专利文献

[0005] 专利文献1:日本专利第6770655号公报

[0006] 专利文献2:日本特开2013-233413号公报

### 发明内容

[0007] 发明所要解决的课题

[0008] 在此,如慢性完全堵塞(CTO:Chronic Total Occlusion)那样,存在血管内被堵塞物堵塞的情况。在该情况下,通过进行除去血管内的堵塞物或者在堵塞物的侧方留置支架等手术,来实现血管的再开通。在这样的手术中,手术者正确地掌握血管内的真腔的位置从手术的精度提高、手术所需的时间的缩短、患者的负担减少这样的观点来看是重要的。关于这一点,在产生了CTO的血管中,由于造影剂未流入到作为目标的真腔,所以存在有时在血管造影图像中未表现真腔的像的课题。另外,即使在造影剂流入到作为目标的真腔的情况下,在血管造影图像上表现真腔的像的只是造影剂通过的一瞬间,但为了确认真腔的位置而多次注入造影剂会导致患者的负担增加,存在不优选的课题。

[0009] 关于这一点,在专利文献1所记载的装置中,能够将介入装置导航至目标场所(特定的关心点),但在手术者无法掌握真腔的位置的情况下,存在无法决定目标场所的课题。另外,在根据真腔的状态、堵塞物的状态等各个情况而应该采用的手法(包括到血管的再开通为止的设备的推进方法的方法)涉及多方面时,在专利文献1所记载的装置中,存在难以应用于这样的随机应变的手法的课题。另外,在专利文献2所记载的装置中,对于有时在血管造影图像中不显现真腔的像这样的课题、不希望为了确认真腔的位置而多次注入造影剂这样的课题,没有进行任何考虑。

[0010] 本发明是为了解决上述的课题的至少一部分而完成的,其目的在于使FPD的图像(血管造影图像)显示血管的真腔的图像。

[0011] 用于解决课题的手段

[0012] 本发明是为了解决上述课题的至少一部分而完成的,能够作为以下的方式来实现。

[0013] (1) 根据本发明的一个方式,提供手术辅助装置。该手术辅助装置具备:真腔信息取得部,其取得存在于对象血管内的真腔的三维位置信息;真腔图像生成部,其从配置于第一拍摄位置的FPD(平板探测器)取得对所述对象血管拍摄到的血管造影图像,使用所述第一拍摄位置的位置信息和所述真腔的三维位置信息,生成表示与所述血管造影图像对应的位置以及姿势的所述真腔的真腔图像;以及图像合成部,其生成将所述血管造影图像和所述真腔图像合成而得到的合成图像,并输出所述合成图像。

[0014] 根据该结构,真腔图像生成部能够使用取得了血管造影图像的第一拍摄位置的位置信息、由真腔信息取得部取得的真腔的三维位置信息,生成表示与血管造影图像对应的位置以及姿势的真腔的真腔图像。即,真腔图像生成部即使在造影剂未流入到作为目标的真腔的情况下、未流过造影剂的情况下,也能够基于真腔的三维位置信息来生成表示真腔的像的真腔图像。另外,图像合成部生成将任意的第一拍摄位置处的血管造影图像和表示真腔的像的真腔图像合成而得到的合成图像,并输出合成图像,因此能够在FPD的图像(血管造影图像)中显示血管的真腔的图像。因此,手术者通过确认合成图像,能够一边确认血管造影图像上的医疗设备与真腔图像上的真腔的位置关系一边推进手术。其结果,手术者能够正确地掌握对象血管内的真腔的位置,因此能够实现手术的精度提高、手术所需的时间的缩短以及患者的负担降低。

[0015] (2) 在上述方式的手术辅助装置中,在所述真腔的三维位置信息中包含与所述真腔的宽度相关的信息,所述真腔图像生成部生成表示具有与所述真腔的三维位置信息对应的宽度的所述真腔的真腔图像。

[0016] 根据该结构,真腔图像生成部生成表示具有与真腔的三维位置信息对应的宽度的真腔的真腔图像,所以手术者通过确认合成图像,能够一边确认真腔的宽度一边推进手术。其结果,能够进一步实现手术的精度提高、手术所需的时间的缩短以及患者的负担降低。

[0017] (3) 在上述方式的手术辅助装置中,所述真腔图像生成部在所述FPD移动到与所述第一拍摄位置不同的第二拍摄位置而从所述FPD对所述对象血管进行了拍摄的情况下,再次取得在所述第二拍摄位置拍摄到的血管造影图像,使用所述第二拍摄位置的位置信息和所述真腔的三维位置信息,再次生成表示与再次取得的所述血管造影图像对应的位置以及姿势的所述真腔的真腔图像,所述图像合成部再次生成将再次取得的所述血管造影图像和再次生成的所述真腔图像合成后的合成图像,并输出所述合成图像。

[0018] 根据该结构,真腔图像生成部在FPD被移动到与第一拍摄位置不同的第二拍摄位置而进行了基于FPD的拍摄的情况下,再次生成与第二拍摄位置的血管造影图像对应的真腔图像,图像合成部再次生成将再次取得的血管造影图像和再次生成的真腔图像合成后的合成图像,并输出合成图像。即,真腔图像生成部以及图像合成部能够追随FPD的拍摄位置的移动,显示包含移动后的真腔图像的合成图像。其结果,能够提高手术辅助装置的便利性,能够进一步实现手术的精度提高、手术所需的时间的缩短以及患者的负担减轻。

[0019] (4) 在上述方式的手术辅助装置中,所述手术辅助装置还具备:血管造影图像取得部,其取得由配置于第一位置的所述FPD拍摄到的第一血管造影图像和由配置于与所述第一位置不同的第二位置的所述FPD拍摄到的第二血管造影图像;以及超声波图像取得部,其

取得由超声波传感器拍摄到的所述对象血管的内部的超声波图像,所述第一血管造影图像包括:配置于所述对象血管内的第一标记位置的所述超声波传感器;以及配置于所述对象血管内的第二标记位置的与所述超声波传感器不同的医疗设备,所述第二血管造影图像包括配置于所述对象血管内的所述第一标记位置的所述超声波传感器,所述超声波图像是在所述超声波传感器配置于所述第一标记位置的状态下拍摄到的图像,所述超声波图像包括所述对象血管和配置于所述对象血管内的所述第二标记位置的所述医疗设备,所述真腔信息取得部使用所述第一位置的位置信息、所述第一血管造影图像、所述第二位置的位置信息、所述第二血管造影图像以及所述超声波图像,取得所述真腔的三维位置信息。

[0020] 根据该结构,真腔信息取得部能够使用取得了第一血管造影图像的第一位置的位置信息、第一血管造影图像、取得了第二血管造影图像的第二位置的位置信息、第二血管造影图像以及超声波图像,取得真腔的三维位置信息。具体而言,真腔信息取得部能够使用第一位置的位置信息以及第一血管造影图像、第二位置的位置信息以及第二血管造影图像,取得超声波传感器的三维位置信息。并且,真腔信息取得部能够使用超声波传感器的三维位置信息、第一位置的位置信息以及第一血管造影图像、映现对象血管的真腔的超声波图像,取得真腔的三维位置信息。

[0021] (5) 在上述方式的手术辅助装置中,所述真腔信息取得部进行如下处理:使用所述第一血管造影图像和所述第二血管造影图像所包含的所述超声波传感器的像,取得所述超声波传感器的位置;使用所述第一血管造影图像和所述超声波图像所包含的所述医疗设备的像,将所述第一血管造影图像与所述超声波图像的位置关系关联起来;从所述超声波图像取得所述真腔的位置信息;以及使用所取得的所述超声波传感器的位置和通过所述超声波传感器得到的所述超声波图像中的所述真腔的位置信息,取得所述真腔的三维位置信息。

[0022] 根据该结构,真腔信息取得部能够使用第一血管造影图像和第二血管造影图像所包含的超声波传感器的像,取得超声波传感器的三维位置信息。另外,真腔信息取得部能够使用第一血管造影图像和超声波图像所包含的医疗设备的像,将第一血管造影图像与超声波图像的位置关系建立关联,从超声波图像取得真腔的位置信息,使用所取得的超声波传感器的位置和通过超声波传感器得到的超声波图像中的真腔的位置信息,取得真腔的三维位置信息。

[0023] (6) 在上述方式的手术辅助装置中,所述手术辅助装置具备血管造影图像取得部,其取得由配置于第一位置的所述FPD拍摄到的第一血管造影图像和由配置于与所述第一位置不同的第二位置的所述FPD拍摄到的第二血管造影图像,所述第一血管造影图像中包含所述对象血管的所述真腔和配置于所述对象血管内的第一标记位置的医疗设备,所述第二血管造影图像中包含所述对象血管的所述真腔和配置于所述对象血管内的所述第一标记位置的所述医疗设备,所述真腔信息取得部使用所述第一血管造影图像和所述第二血管造影图像所包含的所述医疗设备的像和所述真腔的像,取得所述真腔的三维位置信息。

[0024] 根据该结构,真腔信息取得部能够使用第一血管造影图像和第二血管造影图像所包含的医疗设备的像和真腔的像,取得真腔的三维位置信息。

[0025] 本发明是为了解决上述课题的至少一部分而完成的,能够作为以下的方式来实现。例如,能够以输出合成图像的信息处理装置、与合成图像一起输出FPD拍摄位置推荐范

围的信息处理装置、输出合成图像的FPD(平板检测器)、与合成图像一起输出FPD拍摄位置推荐范围的FPD、包括这些装置的系统、实现这些装置以及系统的功能的计算机程序、用于分发该计算机程序的服务器装置、存储有该计算机程序的非暂时性的存储介质等方式实现。

## 附图说明

- [0026] 图1是例示手术辅助系统的结构的说明图。
- [0027] 图2是说明第一FPD的拍摄位置的图。
- [0028] 图3是说明对象血管和使用设备的图。
- [0029] 图4是示出合成图像输出处理的一例的流程图。
- [0030] 图5是示出合成图像输出处理的一例的流程图。
- [0031] 图6是示出在合成图像输出处理中使用的画面的图。
- [0032] 图7是说明合成图像输出处理的步骤S5、S7的图。
- [0033] 图8是说明合成图像输出处理的步骤S8的图。
- [0034] 图9是说明合成图像输出处理的步骤S12~S17的图。
- [0035] 图10是说明合成图像输出处理的步骤S18的图。
- [0036] 图11是说明向量长度的计算的图。
- [0037] 图12是说明合成图像输出处理的步骤S19~S21的图。
- [0038] 图13是表示在合成图像输出处理的步骤S21之后显示于画布的超声波图像的一例的图。
- [0039] 图14是说明合成图像输出处理的步骤S22的图。
- [0040] 图15是说明合成图像输出处理的步骤S23的图。
- [0041] 图16是说明合成图像输出处理的步骤S24~S28的图。
- [0042] 图17是说明合成图像输出处理的步骤S30的图。
- [0043] 图18是说明合成图像输出处理的步骤S30的图。
- [0044] 图19是示出合成图像的一例的图。
- [0045] 图20是说明真腔图像的变形例的图。
- [0046] 图21是说明真腔图像的变形例的图。
- [0047] 图22是例示第二实施方式的手术辅助系统的结构的说明图。
- [0048] 图23是示出第二实施方式的合成图像输出处理的一例的流程图。
- [0049] 图24是示出第二实施方式的合成图像输出处理的图。
- [0050] 图25是说明第二实施方式的合成图像输出处理的步骤S18A的图。
- [0051] 图26是例示第三实施方式的手术辅助系统的结构的说明图。

## 具体实施方式

### [0052] <第一实施方式>

[0053] 图1是例示手术辅助系统1的结构的说明图。手术辅助系统1是辅助检查、治疗的系统。手术辅助系统1具备手术辅助装置10、具有FPD(平板探测器, Flat Panel Detector)的血管拍摄装置20、显示装置30、工作台40以及操作部50。本实施方式的手术辅助系统1通过

具备后述的手术辅助装置10,能够针对由FPD对对象血管拍摄到的拍摄图像(以后也称为“血管造影图像”),生成表示与该血管造影图像对应的位置以及姿势的真腔的真腔图像,并显示将血管造影图像和真腔图像合成后的合成图像。另外,“对象血管”是指成为检查或治疗的对象的血管,但手术辅助系统1不限于血管系统,也可以对淋巴腺系统、胆道系统、尿道系统、呼吸道系统、消化器官系统、分泌腺及生殖器官这样的生物体管腔内使用。

[0054] 在图1中,图示相互正交的XYZ轴。X轴与血管拍摄装置20的宽度方向对应,Y轴与血管拍摄装置20的高度方向对应,Z轴与血管拍摄装置20的进深方向对应。在以后的说明中,将患者(图1:人体90)的头92所在的方向简称为“Z轴方向”,简称为“Z”。将通过由该X、Y、Z轴构成的三维坐标(XYZ坐标)形成的三维空间称为XYZ三维空间。另外,XYZ三维空间(XYZ坐标)的原点0设为人体90的心脏91的位置。

[0055] 在后述的合成图像输出处理中,手术辅助装置10生成表示与由FPD拍摄到的血管造影图像对应的位置以及姿势的真腔的真腔图像,输出将血管造影图像和真腔图像合成后的合成图像。手术辅助装置10构成为包含CPU、ROM、RAM,通过CPU执行存储于ROM的计算机程序,实现主控制部11、血管造影图像取得部12、超声波图像取得部13、真腔信息取得部14、真腔图像生成部15、图像合成部16的各功能。手术辅助装置10与血管拍摄装置20的控制部29、显示装置30以及操作部50分别电连接。

[0056] 主控制部11与血管拍摄装置20的控制部29、显示装置30以及操作部50收发信息,并且控制手术辅助装置10的整体。另外,主控制部11控制后述的合成图像输出处理的整体。

[0057] 在合成图像输出处理中,血管造影图像取得部12从血管拍摄装置20取得第一血管造影图像和第二血管造影图像。“第一血管造影图像”是指将FPD配置于任意的拍摄位置而拍摄到的血管造影图像。也将取得第一图像时的FPD的拍摄位置称为“第一位置”。“第二血管造影图像”是指使FPD位于与第一位置不同的任意的拍摄位置而拍摄到的血管造影图像。也将取得第二图像时的FPD的拍摄位置称为“第二位置”。稍后描述第一和第二血管造影图像以及第一和第二位置的细节。也将血管造影图像取得部12执行的工序(步骤)称为血管造影图像取得工序(步骤)。

[0058] 在合成图像输出处理中,超声波图像取得部13从成像传感器300(图3)取得由成像传感器300拍摄到的对象血管的内部的超声波图像。详细情况后述。也将超声波图像取得部13执行的工序(步骤)称为超声波图像取得工序(步骤)。

[0059] 在合成图像输出处理中,真腔信息取得部14使用第一位置的位置信息、第一血管造影图像、第二位置的位置信息、第二血管造影图像、超声波图像,取得存在于对象血管内的真腔的三维位置信息(XYZ三维空间中的位置信息)。详细情况后述。将真腔信息取得部14执行的工序(步骤)也称为真腔信息取得工序(步骤)。

[0060] 在合成图像输出处理中,真腔图像生成部15针对由配置于任意的拍摄位置(以后也称为“第一拍摄位置”)的FPD拍摄到的血管造影图像,生成表示与该血管造影图像对应的位置以及姿势的真腔的真腔图像。另外,真腔图像生成部15在FPD被移动到与第一拍摄位置不同的任意的拍摄位置(以后也称为“第二拍摄位置”)而进行了基于FPD的拍摄的情况下,针对在第二拍摄位置拍摄的血管造影图像,再生成表示与该血管造影图像对应的位置以及姿势的真腔的真腔图像。在此,第一拍摄位置以及第二拍摄位置是指与上述的第一位置以及第二位置不同的任意的位置、即手术者意图确认对象血管以及设备的任意的位置。但是,

第一拍摄位置以及第二拍摄位置也可以与上述的第一位置以及第二位置相同。详细情况后述。将真腔图像生成部15执行的工序(步骤)也称为真腔图像生成工序(步骤)。

[0061] 在合成图像输出处理中,图像合成部16生成将由配置于第一拍摄位置的FPD拍摄到的血管造影图像和由真腔图像生成部15生成的真腔图像合成后的合成图像,并显示于显示装置30。另外,图像合成部16再生成将由配置于第二拍摄位置的FPD拍摄到的血管造影图像和由真腔图像生成部15再生成的真腔图像合成后的合成图像,并显示于显示装置30。详细情况后述。也将图像合成部16执行的工序(步骤)称为图像合成工序(步骤)。

[0062] 血管拍摄装置20具有FPD,取得透过了人体的X射线,并变换为数字信号,由此取得图像(血管造影图像)。血管拍摄装置20具有第一FPD21、第一X射线管装置22、第一C臂23、第一支承部24、第二FPD25、第二X射线管装置26、第二C臂27、第二支承部28以及控制部29。

[0063] 第一FPD21包含X射线平面检测器,将从第一X射线管装置22入射的X射线变换为电信号,进行A/D(模拟/数字)变换,生成X射线图像。第一X射线管装置22接受来自未图示的X射线高压装置的高电压输出的供给,照射X射线束。如图1中沿Y轴方向延伸的粗虚线所示,从第一X射线管装置22照射的X射线束经由人体90向第一FPD21入射。第一C臂23是将第一FPD21和第一X射线管装置22固定在相对的位置的C字状的臂(支承件)。第一支承部24将第一C臂23支承为能够旋转。即,第一FPD21和第一X射线管装置22在被第一C臂23固定于相对的位置的状态下,能够在躺在床41上的人体90的周围向任意的拍摄位置移动。以下,也将固定于第一C臂23的第一FPD21和第一X射线管装置22简称为“第一FPD21”。

[0064] 第二FPD25的结构与第一FPD21相同。第二X射线管装置26的结构与第一X射线管装置22相同。如图1中沿X轴方向延伸的粗虚线所示,从第二X射线管装置26照射的X射线束经由人体90入射到第二FPD25。第二C臂27是将第二FPD25和第二X射线管装置26固定在相对的位置的C字状的臂(支承件)。第二支承部28将第二C臂27支承为能够旋转。即,第二FPD25及第二X射线管装置26在被第二C臂27固定于相对的位置的状态下,能够在人体90的周围向任意的拍摄位置移动。以下,也将固定于第二C臂27的第二FPD25和第二X射线管装置26简称为“第二FPD25”。

[0065] 第二FPD25一般沿第一FPD21的法线方向配置。例如,如图1所示,在将第一FPD21设为人体90的正面方向(人体90的垂直方向、人体90的纵向)的拍摄位置的情况下,第二FPD25被设为人体90的水平方向(人体90的横向)的拍摄位置。另外,血管拍摄装置20有时也简称为“FPD”、“FPD装置”等。

[0066] 控制部29构成为包括CPU、ROM、RAM,通过CPU执行存储于ROM的计算机程序来控制血管拍摄装置20的整体。控制部29分别与第一FPD21、第二FPD25、第一支承部24、第二支承部28、显示装置30、工作台40以及操作部50电连接。控制部29使由第一FPD21、第二FPD25生成的X射线图像显示于显示装置30。另外,控制部29根据来自操作部50的操作,驱动第一支承部24而使第一C臂23旋转,驱动第二支承部28而使第二C臂27旋转。并且,控制部29根据来自操作部50的操作,通过使伸缩部42伸缩来变更床41的高度,通过使工作台40沿Z轴方向移动来变更床41的位置。

[0067] 显示装置30与手术辅助装置10和血管拍摄装置20的控制部29连接,作为针对手术辅助装置10和血管拍摄装置20的输出接口发挥功能。显示装置30具有监视器31和臂32。监视器31是由液晶显示器、智能眼镜、投影仪等公知的单元构成的“显示部”。臂32支承并固定

监视器31。

[0068] 工作台40是用于使人体90躺卧并位于第一FPD21以及第二FPD25的附近的台。工作台40具有床41、伸缩部42以及腿部43。床41具备用于使人体90躺卧的床垫。床41以能够沿Z轴方向移动的状态支承于工作台40。伸缩部42构成为能够通过Y轴方向上伸缩来变更床41的高度。腿部43支承床41和伸缩部42。如图1中虚线所示,人体90在将头92载置于接近第一FPD21以及第二FPD25的一侧、将脚93载置于远离第一FPD21以及第二FPD25的一侧的状态下,向上横躺在床41上。这样,通过第一FPD21以及第二FPD25,容易取得处于心脏91的对象血管的像。

[0069] 操作部50与手术辅助装置10和血管拍摄装置20的控制部29连接,作为针对手术辅助装置10和血管拍摄装置20的输入接口发挥功能。操作部50是由触摸面板、操作按钮、操作杆、操作开关、键盘、鼠标、声音输入部、脚踏开关等公知的单元构成的“输入部”。在图示的例子中,操作部50固定于工作台40。

[0070] 图2是说明第一FPD21的拍摄位置的图。图2的(A)是说明LAO的图,图2的(B)是说明RAO的图。如图2的(A)所示,将使第一FPD21位于人体90的左侧方向的情况称为LAO(Left Anterior Oblique view,左前斜位)。如图2的(B)所示,将使第一FPD21位于人体90的右侧方向的情况称为RAO(Right Anterior Oblique view,右前斜位)。图2的(C)是说明CRA的图,图2的(D)是说明CAU的图。如图2的(C)所示,将使第一FPD21位于人体90的上侧方向的情况称为CRA(CRAnial)。如图2的(D)所示,将使第一FPD21位于人体90的下侧方向的情况称为CAU(CAUdal)。即,“第一FPD21的拍摄位置”由以下所示的左右位置(A1)和上下位置(A2)的组合确定。

[0071] (A1)LAO或RAO的区别、与人体90的中心0的角度 $\theta_1$ 、

[0072] (A2)CRA或CAU的区别、与人体90的中心0的角度 $\theta_2$ 。

[0073] 在此,人体90的中心0是人体90的心脏91的位置(XYZ三维空间中的原点0的位置)。例如,“第一FPD21的拍摄位置为(RA028 CRA5)”是指第一FPD21位于向人体90的右侧方向28度的位置且向人体90的上侧方向5度的位置。

[0074] 图3是说明对象血管100和使用设备的图。图3的(A)是表示对象血管100的纵剖面的图,图3的(B)是从上方观察在图3的(A)中由虚线的矩形包围的对象血管100的一部分的图。在图3的(A)中,示出了对象血管100、在对象血管100中产生的CT0101、在对象血管100的内膜或者内膜下形成的假腔102以及真腔103。此外,假腔102是指由医疗设备形成的真腔103以外的所有解离腔。

[0075] 在此,如图3的(B)所示,真腔103未必限定于直线地延伸,有时蜿蜒。例如,在图3的(B)所示的例子情况下,为了将导丝500向真腔103引导,手术者需要使导丝500的前端部朝向纸面下侧。但是,在FPD中,仅能够得到某截面中的透视像,因此根据FPD的拍摄位置,无法将如图3的(A)所示那样蜿蜒的真腔103的一部分收纳于血管造影图像。关于这一点,本实施方式的手术辅助装置10通过后述的合成图像输出处理,生成并显示表示真腔的像的真腔图像,因此能够消除这样的问题。

[0076] 在手术辅助系统1中,使用图3的(A)所示的成像传感器300和导丝500。成像传感器300是取得对象血管100的内部的超声波图像的超声波传感器。成像传感器300具有长条状的外形,在前端部具有换能器301。换能器301是向生物体组织发送超声波并接收在生物体

组织中传播并反射的超声波的超声波探头(也称为超声波振子、压电体、超声波收发元件、超声波元件)。成像传感器300在传感器用导管200的管腔内前后移动,并且取得位于换能器301的周围的对象血管100的内部的超声波图像。具体而言,换能器301一边以沿图像传感器300的长边方向延伸的换能器301的中心轴(以下,也称为换能器轴)为中心旋转,一边取得处于与换能器轴垂直的方向(处于换能器轴的360°周向)的对象血管100的内部的超声波图像。

[0077] 导丝500是具有长条状的外形的医疗设备。导丝500也可以是在前端具备电极,使用等离子流进行生物体组织的消融的等离子导丝。在该情况下,线用导管400也可以是在前端部具备另一方的电极的结构。另外,导丝500也可以是在前端具备尖状部并使用尖状部贯通生物体组织的贯通用导丝,也可以是不具备尖状部的传送用导丝。导丝500收容在线用导管400的管腔内,导丝500的前端部从线用导管400的前端部401向外部突出。

[0078] 图4及图5是表示合成图像输出处理的一例的流程图。合成图像输出处理例如能够在手术辅助装置10的电源接通、预定应用的启动、血管拍摄装置20的电源接通等任意的契机开始。在以后的说明中,例示使用第一FPD21得到血管造影图像的情况。但是,也可以使用第二FPD25取得血管造影图像。在该情况下,在以后的说明中将记载为“第一FPD21”的部分替换为“第二FPD25”来处理即可。此外,在图4以及图5的流程图中,为了便于图示,将成像传感器300简记为“传感器”,将血管造影图像简记为“图像”。

[0079] 图6是说明在合成图像输出处理中使用的画面的图。图6的(A)是示出操作画面OS的结构,图6的(B)是示出第一血管造影图像V1的一例的图。在以后说明的合成图像输出处理中,真腔信息取得部14一边对手术者进行操作的引导,一边推进处理。在本实施方式例子中,真腔信息取得部14使显示装置30显示图6的(A)所示那样的操作画面OS,使用该操作画面OS来显示各种操作的引导。操作画面OS具有配置用于进行各种操作的按钮的操作按钮显示区域A1、画布A2、显示各种引导消息的引导显示区域A3。画布A2是用于显示由第一FPD21依次取得的血管造影图像、由成像传感器300取得的超声波图像的区域。另外,真腔信息取得部14在合成图像输出处理中,一边更新在操作画面OS的画布A2中显示的血管造影图像,一边进入各步骤。

[0080] 操作画面OS只不过是一例,能够进行各种变更。例如,也可以构成为省略操作画面OS的引导显示区域A3,进行基于声音的引导。例如,也可以省略操作画面OS的引导显示区域A3,通过在操作按钮显示区域A1配置附加了项目名的按钮(例如,在步骤S5的情况下记载为“第一标记的配置”的按钮),来代替引导。

[0081] 在步骤S1中,真腔信息取得部14进行引导以进行第一FPD21的拍摄的准备。手术者按照引导进行第一FPD21的拍摄的准备。具体而言,如图1所示,使人体90躺在床41上,接通血管拍摄装置20的电源。

[0082] 在步骤S2中,真腔信息取得部14引导成像传感器300进行拍摄的准备。手术者按照引导进行成像传感器300的拍摄的准备。具体而言,如图3的(A)所示,向人体90的血管插入成像传感器300和导丝500,成像传感器300的换能器301和导丝500的前端部以位于对象血管100的CT0101的附近的方式输送。

[0083] 在步骤S3中,真腔信息取得部14以使第一FPD21移动到第一位置来拍摄X射线图像的方式进行引导。手术者按照引导使第一FPD21移动到第一位置,对对象血管100拍摄X射线

图像,由此取得第一血管造影图像V1。第一位置可以是任意位置(RAO XX CRA XX:X是任意自然数)。在步骤S3中,真腔信息取得部14也可以自动地使第一FPD21移动到第一位置来进行拍摄。血管造影图像取得部12从血管拍摄装置20取得拍摄到的第一血管造影图像V1。如图6的(B)所示,在第一血管造影图像V1中包含成像传感器300的像、导丝500的像、以及插通有成像传感器300和导丝500的对象血管100的像(省略图示)。此外,在图6的(B)中,为了区分,用虚线图示成像传感器300,用实线图示导丝500。在本实施方式的例子中,设为在第一血管造影图像V1中包含对象血管100的像。但是,在第一血管造影图像V1中,只要包含成像传感器300的像和导丝500的像即可,也可以不包含对象血管100的像。另外,“对象血管100的像”是指对象血管100的轮廓的像。

[0084] 在步骤S4中,真腔信息取得部14在画布A2上显示第一血管造影图像V1,并且调整第一血管造影图像V1的位置,以使成像传感器300的像中的换能器301(参照图3)的像位于画布A2的中心。

[0085] 图7是对合成图像输出处理的步骤S5、S7进行说明的图。图7是(A)是表示步骤S5中的画布A2的情况的图,图7的(B)是表示步骤S7中的画布A2的情况的图。如图7所示,正方形或长方形的画布A2以位于纸面左上的顶点为原点 $O_c$ ,具有由向纸面右方向延伸的 $X_c$ 轴和向纸面下方向延伸的 $Y_c$ 轴构成的二维坐标即 $X_cY_c$ 坐标。将由 $X_cY_c$ 坐标形成的二维空间称为 $X_cY_c$ 二维空间。另外,在 $X_cY_c$ 二维空间中, $Y_c$ 轴的负方向(纸面上方向)是人体90的头92(参照图1)所在的方向。在步骤S5中,真腔信息取得部14以在显示于画布A2上的第一血管造影图像V1中的成像传感器300的换能器301的像上配置第一标记a1的方式进行引导。如图7的(A)所示,手术者按照引导对画布A2上的第一血管造影图像V1配置第一标记a1。第一标记a1的配置例如能够通过画布A2的图像上对期望的位置进行点击或轻击操作来实现。此外,在第一血管造影图像V1上,在换能器301的像位于画布A2中的 $X_cY_c$ 坐标的第一标记a1时,将对象血管100内的换能器301的实际的位置(XYZ坐标中的位置)设为P1。

[0086] 在步骤S6中,真腔信息取得部14在保持成像传感器300的位置的状态下,引导使用成像传感器300取得超声波图像IV1。按照引导,手术者不使成像传感器300从图7的(A)的位置移动,而从成像传感器300取得超声波图像IV1。超声波图像取得部13从成像传感器300取得拍摄到的超声波图像IV1,并且将超声波图像IV1存储于手术辅助装置10内部的存储部。即,超声波图像取得部13取得换能器301在对象血管100内位于P1时的超声波图像IV1。

[0087] 即,在步骤S3中取得的第一血管造影图像V1中包含对象血管100、配置于对象血管100内的第一标记位置(第一标记a1)的成像传感器300的像、以及配置于对象血管100内的第二标记位置(与第一标记a1不同的任意的的位置)的导丝500。另外,在步骤S6中取得的超声波图像IV1中包含对象血管100、以及配置于对象血管100内的第二标记位置(与第一标记a1不同的任意的的位置)的导丝500。

[0088] 在步骤S7中,真腔信息取得部14以在将成像传感器300在视为直线的范围内推进之后,在换能器301上配置第二标记a2的方式进行引导。在此,“直线”是指在传感器用导管200内移动时的换能器301的轨道为直线。如图7是(B)所示,手术者按照引导将成像传感器300推进视为直线的范围(距离),之后,对画布A2上的第一血管造影图像V1配置第二标记a2。此外,在第一血管造影图像V1上,在换能器301的像位于画布A2中的 $X_cY_c$ 坐标的第二标记a2时,将对象血管100内的换能器301的实际的位置(XYZ坐标中的位置)设为 $P_e$ 。

[0089] 图8是对合成图像输出处理的步骤S8进行说明的图。图8的(A)及(B)是对后述的BNV的计算进行说明的图。图8的(C)是示出第一位置处的第一血管造影图像V1与后述的第二位置处的第二血管造影图像V2的关系的图。图8的(D)是示出第一位置处的第一血管造影图像V1的图。图8的(E)是示出第二位置处的第二血管造影图像V2的图。

[0090] 在步骤S8中,真腔信息取得部14使用画布A2上的第一血管造影图像V1中的第一标记a1、第二标记a2以及第一位置,计算BNV。具体而言,如图8的(A)所示,真腔信息取得部14将以第一标记a1为起点、以第二标记a2为终点的向量(表示视为直线的换能器301的轨道的向量)作为成像传感器300的第一轴向向量 $Ie'$ ,将表示配置在第一位置的第一FPD21的相对于心脏91(参照图1)的拍摄方向即第一视图的向量作为第一视图向量 $Vw1$ ,计算相对于包含该第一主轴向向量 $Ie'$ 和第一视图向量 $Vw1$ 的平面W的BNV。另外,平面W是包含第一主轴向向量 $Ie'$ 的平面,因此可以说是XYZ三维空间中的载置有从换能器301的P1(相当于第一标记a1)到Pe(相当于第二标记a2)的轨道的平面。这里,如图8的(A)所示,“BNV”是指与平面W垂直的拍摄方向。即,BNV是指能够取得与第一血管造影图像V1垂直的第二血管造影图像V2的拍摄方向。将拍摄方向为BNV的第一FPD21的位置设为“第二位置”,将配置于第二位置的第一FPD21相对于心脏91的拍摄方向(=BNV)设为第二视图。将表示第二视图的向量设为第二视图向量 $Vw2$ 。

[0091] 真腔信息取得部14将作为第一位置处的第一FPD21的位置信息(也简称为“第一位置的位置信息”)的、表示LAO或者RAO的数值 $RL_{val}$ 、表示CRA或者CAU的数值 $CC_{val}$ 、以及在画布A2中第一主轴向向量 $Ie'$ 相对于与Yc轴平行的Yc'轴的斜率 $\delta$ (参照图8的(B))代入以下所示的式(1),计算 $\psi$ 、 $\theta$ 、 $\delta$ 。此外,在式(1)中,“ $\psi$ ”以及“ $\theta$ ”是用于对第一视图向量 $Vw1$ 进行极坐标显示的变量。另外,“CW”是指“顺时针”,“CCW”是指“逆时针”。接着,真腔信息取得部14将计算出的 $\psi$ 、 $\theta$ 、 $\delta$ 代入式(2),计算第二视图向量 $Vw2$ 的正交坐标。接着,真腔信息取得部14使用式(3),将第二视图向量 $Vw2$ 的正交坐标(x,y,z)变换为极坐标(r, $\theta$ , $\psi$ )。接下来,真腔信息取得部14根据第二视图向量 $Vw2$ 的极坐标(r, $\theta$ , $\psi$ ),计算表示第二位置处的LAO或者RAO的数值 $RL_{val}$ 和表示CRA或者CAU的数值 $CC_{val}$ 。

[0092] [数式1]

$$\begin{aligned}
 \text{RAO} &\rightarrow \varphi = 90 - RL_{val} \\
 \text{LAO} &\rightarrow \varphi = 90 + RL_{val} \\
 \text{CRA} &\rightarrow \theta = 90 - CC_{val} \\
 \text{CAU} &\rightarrow \theta = 90 + CC_{val} \\
 \text{CW} &\rightarrow \delta = 180 - \delta \\
 \text{CCW} &\rightarrow \delta = \delta
 \end{aligned} \quad \cdot \cdot \cdot (1)$$

[0094] [数式2]

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sin\varphi\cos\delta + \cos\varphi\cos\theta\sin\delta \\ \sin\varphi\cos\theta\sin\delta - \cos\varphi\cos\delta \\ -\sin\theta\sin\delta \end{pmatrix} \quad \cdot \cdot \cdot (2)$$

[0096] [数式3]

$$\begin{aligned}
 r &= \sqrt{x^2 + y^2 + z^2} \\
 \theta &= \cos^{-1}\left(\frac{z}{\sqrt{x^2 + y^2 + z^2}}\right) \quad \dots (3) \\
 \varphi &= \tan^{-1}\left(\frac{y}{x}\right)
 \end{aligned}$$

[0098] 考虑在对象血管100内成像传感器300为图8的(C)那样的姿势的情况。此时,在步骤S7中,在视为直线的范围内推进了成像传感器300,因此可以说第一血管造影图像V1是从成像传感器300视为直线的方向、即从第一位置处的第一视图取得的图像。因此,在第一血管造影图像V1中,如图8的(C)、(D)中标注了斜线阴影的图像那样,成像传感器300被捕捉为直线状。另一方面,第二位置处的第二视图(BNV)相对于第一视图垂直,因此在第二位置处的第二视图中得到的第二血管造影图像V2与第一血管造影图像V1垂直,可以说是从成像传感器300(换能器301的轨道)看起来弯曲的方向取得的图像。因此,在第二血管造影图像V2中,如图8的(C)、(E)中标注了点阴影的图像那样,成像传感器300被捕捉为弯曲状。

[0099] 在步骤S9中,真腔信息取得部14以将成像传感器300的换能器301拉回至第一标记a1的位置的方式进行引导。手术者按照引导将换能器301拉回到第一标记a1的位置。即,手术者将对象血管100内的换能器301从XYZ坐标中的位置Pe拉回至P1。

[0100] 在步骤S10中,真腔信息取得部14以使第一FPD21向成为在步骤S8中计算出的BNV的第二位置移动来拍摄X射线图像的方式进行引导。手术者按照引导使第一FPD21移动到第二位置,对对象血管100拍摄X射线图像,由此取得第二血管造影图像V2。在步骤S10中,真腔信息取得部14也可以自动地使第一FPD21移动到第二位置来进行拍摄。血管造影图像取得部12从血管拍摄装置20取得拍摄到的第二血管造影图像V2。在第二血管造影图像V2中,如在图9中后述那样,包括从与第一血管造影图像V1不同的朝向捕捉到的成像传感器300的像、导丝500的像、以及插通有成像传感器300和导丝500的对象血管100的像(省略图示)。在本实施方式的例子中,设为在第二血管造影图像V2中包含对象血管100的像。但是,在第二血管造影图像V2中包含成像传感器300的像即可,也可以不包含对象血管100的像、导丝500的像。

[0101] 在步骤S11中,真腔信息取得部14在画布A2上显示第二血管造影图像V2,并且调整第二血管造影图像V2的位置,以使成像传感器300中的换能器301的像位于画布A2的中心。

[0102] 图9是对合成图像输出处理的步骤S12~S17进行说明的图。图9示出画布A2上的第二血管造影图像V2的一例。在步骤S12中,真腔信息取得部14以在显示于画布A2上的第二血管造影图像V2中的成像传感器300的换能器301的像上配置第一标记b1的方式进行引导。按照引导,手术者对画布A2上的第二血管造影图像V2配置第一标记b1。第一标记b1的配置例如能够通过画布A2的图像上点击或轻击操作意图的位置来实现。此外,在步骤S9中将换能器301拉回至第一标记a1的位置,因此实际的XYZ三维空间上的第一标记b1的位置与在步骤S5中标注的第一标记a1的位置相同(图9:b1=a1)。即,在第二血管造影图像V2上,在换能器301的像位于画布A2中的XcYc坐标的第一标记b1时,对象血管100内的换能器301的实际的位置(XYZ坐标中的位置)为P1。

[0103] 在步骤S13中,真腔信息取得部14对在合成图像输出处理中使用的变量n代入2。n为自然数。在步骤S14中,真腔信息取得部14以将成像传感器300推进任意的距离而在换能

器301上配置第二标记b2的方式进行引导。手术者按照引导推进成像传感器300后,对画布A2上的第二血管造影图像V2配置第二标记b2。此外,在第二血管造影图像V2上,在换能器301的像位于画布A2中的XcYc坐标的第二标记b2时,将对象血管100内的换能器301的实际的位置(XYZ坐标中的位置)设为P2。

[0104] 在步骤S15中,真腔信息取得部14在保持成像传感器300的位置的状态下,引导使用成像传感器300取得超声波图像IV2。手术者按照引导不使成像传感器300移动地从成像传感器300取得超声波图像IV2。超声波图像取得部13从成像传感器300取得拍摄到的超声波图像IV2,并且将超声波图像IV2存储于手术辅助装置10内部的存储部。即,超声波图像取得部13取得换能器301在对象血管100内位于P2时的超声波图像IV2。在步骤S16中,真腔信息取得部14对变量n加1。

[0105] 在步骤S17中,真腔信息取得部14判定是否将第二血管造影图像V2上的标记的配置(步骤S14)、以及该标记的位置处的超声波图像的取得(步骤S15)结束了目标的标记数。目标的标记数能够任意地决定,在图9的情况下 $n=4$ 。在变量n成为目标的标记数的情况下(步骤S17:是),真腔信息取得部14使处理转移到步骤S18。在变量n未达到目标的标记数的情况下(步骤S17:否),真腔信息取得部14使处理转移到步骤S14,重复上述的处理。其结果,如图9所示,以 $n=3$ 、 $n=4$ 的方式使变量n递增,并且配置第二血管造影图像V2上的第n标记 $b_n$ (步骤S14),且取得与各第n标记 $b_n$ 的位置对应的超声波图像IV $_n$ (步骤S15)。此外,在第二血管造影图像V2上,在换能器301的像位于画布A2中的XcYc坐标的第n标记 $b_n$ 时,将对象血管100内的换能器301的实际位置(XYZ坐标中的位置)设为P $_n$ 。另外,在第二血管造影图像V2上推进成像传感器300的范围是在第一血管造影图像V1上将成像传感器300视为直线的范围、即从第一标记a1到第二标记a2(在对象血管100内,是从位置P1到Pe)。

[0106] 图10是对合成图像输出处理的步骤S18进行说明的图。图10的(A)是表示显示于画布A2的第一血管造影图像V1上的各点的图,图10的(B)是表示显示于画布A2的第二血管造影图像V2上的各点的图,即图10的(A)、图10的(B)的纸面上侧为XYZ坐标的Z轴(图1:人体90的头92所在的方向)的朝向。即,画布A2的Yc轴的负方向是图1中的人体90的头92所在的方向。另外,在图10的(A)、(B)中,Yc'轴是与Yc轴平行的直线。

[0107] 在步骤S18中,真腔信息取得部14使用显示于画布A2的第一血管造影图像V1中的第一标记a1以及第二标记a2的XcYc坐标中的各坐标、第二血管造影图像V2中的第一标记b1~第n标记 $b_n$ 的XcYc坐标中的各坐标,计算以下的(B1)、(B2)。

[0108] (B1) 换能器301在XYZ三维空间中的位置向量P2~P $_n$ :换能器301的位置向量P2~P $_n$ 是在对象血管100内从成为基准点(起点)的位置P1分别向位置P2~P $_n$ 延伸的向量。

[0109] (B2) 成像传感器300的换能器301的换能器轴向量T1~T $_n$ :换能器轴向量T1~T $_n$ 是在对象血管100内换能器301位于位置P1~P $_n$ 时的换能器轴(沿成像传感器300的长边方向延伸的换能器301的中心轴)的向量。这里,换能器301位于位置P1~P $_n$ 时的换能器轴向量可以说是换能器301的轨道上的位置P1~P $_n$ 处的切线向量。

[0110] 在此,如图8中说明的那样,显示在画布A2上的第一血管造影图像V1和第二血管造影图像V2是从不同的角度捕捉到成像传感器300的像,因此可以说图10的(B)所示的第二血管造影图像V2中的第一标记b1~第n标记 $b_n$ (在图示的例子中 $n=4$ )处于图10的(A)所示的第一血管造影图像V1的图像传感器300的第一主轴向量Ie'上。因此,“(B1)换能器301的位

置向量 $P2 \sim Pn$ ”的朝向能够使用第一主轴向量 $Ie'$ 相对于 $Yc$ 轴的斜率 $\delta$ (参照图10的(A))和第二血管造影图像 $V2$ 上的换能器301的第二主轴向量 $P2' \sim Pn'$ 相对于 $Yc$ 轴的斜率来计算。另外,第一主轴向量 $Ie'$ 为在第一血管造影图像 $V1$ 上从第一标记 $a1$ 向第二标记 $a2$ 延伸的向量。另外,第二主轴向量 $P2'$ 是在第二血管造影图像 $V2$ 上从第一标记 $b1$ 向第二标记 $b2$ 延伸的向量,第二主轴向量 $Pn'$ 是从第一标记 $b1$ 向第 $n$ 标记 $bn$ 延伸的向量。

[0111] 另外,在图10的(A)所示的第一血管造影图像 $V1$ 中,可以说通过了第一标记 $a1$ 和第二标记 $a2$ 的换能器301的轨道上的切线向量 $T'$ 位于第一主轴向量 $Ie'$ 上。因此,“(B2)成像传感器300的换能器301的换能器轴向量 $T1 \sim Tn$ ”的朝向能够使用第一血管造影图像 $V1$ 中的主轴向量 $Ie'$ 相对于 $Yc$ 轴的斜率 $\delta$ 和第二血管造影图像 $V2$ 中的切线向量 $T1' \sim Tn'$ 相对于 $Yc$ 轴的斜率来计算。此外,第二血管造影图像 $V2$ 中的切线向量 $T1'$ 是从第一标记 $b1$ 向第 $n$ 标记 $bn$ 延伸的换能器301的轨道上的第一标记 $b1$ 处的切线向量。另外,同样地,切线向量 $Tn'$ 是换能器301的轨道上的第 $n$ 标记 $bn$ 处的切线向量。

[0112] 在国际申请PCT/JP2021/034980号中公开了如下方法的详细内容:使用分别在不同的第一位置、第二位置拍摄到的第一血管造影图像 $V1$ 、第二血管造影图像 $V2$ ,求出位于由表示第一位置处的第一FPD21的拍摄方向的第一视图向量 $Vw1$ 和表示在第一血管造影图像 $V1$ 上映现的换能器301的轨道的第一主轴向量 $Ie'$ 这2个向量规定的平面与由表示第二位置处的第一FPD21的拍摄方向的第二视图向量 $Vw2$ 和在第二血管造影图像 $V2$ 上映现的换能器301的第二主轴向量 $P2' \sim Pn'$ 规定的平面交叉的直线上的物体的向量的朝向。在国际申请PCT/JP2021/034980号中,使用从第一位置观察的血管存在面 $H2$ 和从第二位置观察的血管存在面 $S$ ,规定 $H2$ 面与 $S$ 面交叉的直线,计算作为该直线的“血管轴向量”。在本实施方式的例子中,例如,由表示第一位置处的第一FPD21的拍摄方向的第一视图向量 $Vw1$ 和表示在第一血管造影图像 $V1$ 上映现的换能器301的轨道的第一主轴向量 $Ie'$ 这两个向量规定的平面相当于 $H2$ 面,由表示第二位置处的第一FPD21的拍摄方向的第二视图向量 $Vw2$ 和在第二血管造影图像 $V2$ 上映现的第二主轴向量 $P2' \sim Pn'$ 规定的平面相当于 $S$ 面,将在上述(B1)中计算的位置向量 $P2 \sim Pn$ 计算为相当于血管轴向量即可。另外,关于在上述(B2)中计算的换能器轴向量 $T1 \sim Tn$ ,也能够作为相当于血管轴向量的向量,同样地进行计算。

[0113] 图11是说明换能器301的位置向量 $P2 \sim Pn$ 的长度的计算的图。具体而言,图11是作为例子对在对象血管100内换能器301从起点(基准点) $P1$ 移动到终点 $P2$ 时的换能器301的位置向量 $P2$ 的长度的计算进行说明的图。关于位置向量 $Pn$ 的长度也能够同样地计算。在图11中,向量 $Vw2$ 是表示第一FPD21处于第二位置时的拍摄方向的第二视图向量 $Vw2$ (参照图8的(A))。另外, $b1$ 是第二血管造影图像 $V2$ 上的第一标记 $b1$ ,是换能器301位于起点 $P1$ 时的第二血管造影图像 $V2$ 上的换能器301的位置。同样地, $b2$ 是第二血管造影图像 $V2$ 中的第二标记 $b2$ ,是换能器301位于终点 $P2$ 时的第二血管造影图像 $V2$ 上的换能器301的位置。向量 $P2'$ 是第二血管造影图像 $V2$ 上的换能器301的第二主轴向量 $P2'$ ,并且是换能器301的位置向量 $P2$ 向第二血管造影图像 $V2$ 的正交投影向量。另外, $\theta$ 是第二视图向量 $Vw2$ 与位置向量 $P2$ 所成的角。在步骤S18中,真腔信息取得部14使用以下的式(4)来计算上述的“(B1)换能器301的位置向量 $P2 \sim Pn$ ”的长度。若将第二视图向量 $Vw2$ 以及位置向量 $P2$ 设为单位向量,则能够通过基于向量的内积的公式的式(4)的第一式来计算 $\theta$ 。此外,由于能够根据画布 $A2$ 的 $XcYc$ 坐标中的 $b1$ 以及 $b2$ 的坐标而对第二主轴向量 $P2'$ 的长度进行计算,因此能够通过式(4)的第二式而导

出位置向量P2的长度。另外,在式(4)的第一式中,“ $V_{w2} \times P2$ ”表示第二视图向量 $V_{w2}$ 与位置向量P2的内积,在式(4)的第二式中,“P2”以及“P2'”分别表示位置向量P2以及第二主轴向量P2'的长度。

[0114] [数式4]

$$\begin{aligned} \theta &= \cos^{-1}(V_{w2} \times P2) \\ P2 &= P2' / \sin\theta \end{aligned} \quad \dots (4)$$

[0116] 图12是对合成图像输出处理的步骤S19~S21进行说明的图。图12的(A)是表示第一FPD21配置于位置 $\alpha$ 时的血管造影图像 $V_{\alpha}$ 的一例的图。图12的(B)是表示第一FPD21配置于位置 $\alpha$ 时的第一FPD21、成像传感器300和导丝500的关系的图。

[0117] 在步骤S19中,真腔信息取得部14引导为将成像传感器300的换能器301拉回到第一标记b1(=a1)的位置。根据引导,手术者将换能器301拉回到第一标记b1的位置。另外,真腔信息取得部14进行引导以寻找得到成像传感器300的换能器301与导丝500重叠(换言之,成像传感器300的换能器301与导丝500交叉)的血管造影图像 $V_{\alpha}$ 的第一FPD21的位置 $\alpha$ 。如图12的(A)所示,手术者按照引导使第一FPD21向成像传感器300与导丝500看起来重叠的位置 $\alpha$ 移动。即,血管造影图像 $V_{\alpha}$ 是在换能器301在对象血管100内位于P1时由配置于换能器301与导丝500看起来重叠的位置 $\alpha$ 的第一FPD21拍摄到的血管造影图像。

[0118] 在步骤S20中,真腔信息取得部14将超声波图像IV1(换能器301在第二血管造影图像V2上位于第一标记b1时的超声波图像、即换能器301在对象血管100内位于P1时的超声波图像)显示于画布A2。

[0119] 在步骤S21中,真腔信息取得部14进行方位校准处理(将XYZ三维空间中的从换能器301朝向导丝500的方向与画布A2的XcYc二维空间中显示的超声波图像IV1中的从换能器301朝向导丝500的方向建立关联的处理)。具体而言,真腔信息取得部14取得步骤S19中的第一FPD21的位置 $\alpha$ 。在此,如图12的(B)所示,将表示配置于位置 $\alpha$ 的第一FPD21相对于心脏91(参照图1)的拍摄方向的向量设为视图向量 $V_{w\alpha}$ 。真腔信息取得部14根据所取得的第一FPD21的位置 $\alpha$ 计算视图向量 $V_{w\alpha}$ 。真腔信息取得部14如式(5)所示,使用在上述(B2)中计算出的对象血管100内的位置P1处的成像传感器300的换能器轴向量T1与视图向量 $V_{w\alpha}$ 的外积来计算旋转轴R(r1,r2,r3)。

[0120] [数式5]

$$\begin{aligned} R &= T1 \times V_{w\alpha} \\ (R &= (r1, r2, r3)) \end{aligned} \quad \dots (5)$$

[0122] 之后,如式(6)所示,真腔信息取得部14以通过式(5)求出的旋转轴R为轴,计算使通过上述(B2)计算出的换能器301的换能器轴向量T1旋转90度的向量CV1。即,向量CV1是当换能器301位于XYZ三维空间中的位置P1时从换能器301朝向导丝500延伸的向量,并且是垂直于换能器轴向量T1的向量。另外,式(7)是对式(6)所示的罗德里格的旋转公式进行矩阵表现的式子。

[0123] [数式6]

$$CV1 = R_n(90) T1 \dots (6)$$

[0125] [数式7]

$$[0126] \quad Rn(\theta) = \begin{pmatrix} r1^2(1 - \cos \theta) + \cos \theta & r1r2(1 - \cos \theta) - r3 \sin \theta & r1r3(1 - \cos \theta) + r2 \sin \theta \\ r1r2(1 - \cos \theta) + r3 \sin \theta & r2^2(1 - \cos \theta) + \cos \theta & r2r3(1 - \cos \theta) - r1 \sin \theta \\ r1r3(1 - \cos \theta) - r2 \sin \theta & r2r3(1 - \cos \theta) + r1 \sin \theta & r3^2(1 - \cos \theta) + \cos \theta \end{pmatrix} \cdot \cdot \cdot (7)$$

[0127] 图13是表示在步骤S20中显示于画布A2的超声波图像IV1的一例的图。在图13中, 超声波图像IV1是换能器301位于第二血管造影图像V2的第一标记b1时的、处于与换能器轴T1垂直的方向(换能器轴T1的360°整周方向)的对象血管100的内部超声波图像。如图13所示, 在超声波图像IV1中包含导丝500的像(与周围相比相对较白的部分)、真腔的像103(与周围相比相对较黑的部分)、以及换能器301所处的部分的像(位于超声波图像IV1的中心附近, 与周围相比相对较黑的部分)。另外, 在图13中, 显示有从超声波图像IV1的中心(即, 换能器301的中心)朝向导丝500的像的中心的箭头CV。该画布A2的XcYc二维空间中的箭头CV的延伸方向相当于计算出的XYZ三维空间中的向量CV1的方向。在步骤S21中, 在XYZ三维空间中从换能器301到导丝500的方向与在画布A2的XcYc二维空间中显示的超声波图像IV1中从换能器301到导丝500的方向相关联。

[0128] 图14是对合成图像输出处理的步骤S22进行说明的图。在步骤S22中, 真腔信息取得部14进行尺寸校准处理(将显示于画布A2的超声波图像IV1的像素数与超声波图像IV1的实际的尺寸建立关联的处理)。如图14所示, 在超声波图像IV1中附加有表示对象血管100的实际尺寸的刻度SC。在本实施方式中, 相邻的刻度彼此的间隔为1mm。真腔信息取得部14引出从对象血管100的像的中心到位于比对象血管100的像的轮廓靠外侧的刻度为止的线段, 测量该线段在画布A2的超声波图像IV1上是多少像素(图14:x pixel)。真腔信息取得部14通过计算测量出的像素数/线段的长度, 计算每实际尺寸1mm的画布A2上的像素数。

[0129] 图15是对合成图像输出处理的步骤S23进行说明的图。图15表示在步骤S23中显示于画布A2的超声波图像IV1的一例。在步骤S23中, 真腔信息取得部14计算XYZ三维空间中的真腔向量S1(与换能器轴T1垂直且从换能器301延伸到真腔103的向量)。具体而言, 真腔信息取得部14以从超声波图像IV1的中心(即, 成像传感器300的换能器301的中心)朝向超声波图像IV1的导丝500的像的中心引出箭头CV的方式进行引导。如图15所示, 换能器301所处的部分的像位于超声波图像IV1的中心附近, 与周围相比呈现为相对较黑。另外, 导丝103的像与周围相比相对地显现为白色, 因此观察超声波图像IV1的手术者能够掌握换能器301以及导丝500的位置。按照引导, 手术者描绘从超声波图像IV1的中心朝向导丝500的像的中心的箭头CV。箭头CV的描绘例如能够通过画布A2的超声波图像IV1上点击或者轻击换能器301的中心以及导丝500的像的中心的操作来实现。由箭头CV表示的向量, 即, 在XcYc坐标中从换能器301的中心延伸到导丝500的中心的向量被称为向量cv。另外, 真腔信息取得部14以从超声波图像IV1的中心(即, 成像传感器300的换能器301的像的中心)朝向超声波图像IV1的真腔103的像的中心引出箭头S的方式进行引导。如图15所示, 在超声波图像IV1上, 真腔103与周围相比相对地映现得较黑, 所以观察超声波图像IV1的手术者能够掌握真腔103的位置。按照引导, 手术者描绘从超声波图像IV1的中心朝向真腔103的像的中心的箭头S。箭头S的描绘例如能够通过画布A2的图像上点击或者轻击换能器301的中心以及真腔103的像的中心的操作来实现。将箭头S所示的向量、即在XcYc坐标中从换能器301的中心延伸到真腔103的中心的向量设为向量s。另外, 将向量cv与向量s所成的角设为 $\theta$ 。

[0130] 然后, 真腔信息取得部14根据画布A2的XcYc坐标中的向量cv和向量s, 通过向量的内积的公式, 计算向量cv和向量s所成的角度 $\theta$ 。然后, 真腔信息取得部14如式(8)所示, 将在

上述 (B2) 中计算出的成像传感器300的换能器轴向量T1 (r1, r2, r3) 作为旋转轴, 使在步骤S21中计算出的向量CV1旋转 $\theta$ 度, 从而计算XYZ三维空间上的真腔向量S1的朝向。另外, 式 (9) 是对式 (8) 所示的罗德里格的旋转公式进行矩阵表现的式子。

[0131] [数式8]

$$\begin{aligned} S1 &= Rn(\theta)CV1 \\ T1 &= (r1, r2, r3) \end{aligned} \quad \cdot \cdot \cdot (8)$$

[0133] [数式9]

$$Rn(\theta) = \begin{pmatrix} r1^2(1 - \cos \theta) + \cos \theta & r1r2(1 - \cos \theta) - r3 \sin \theta & r1r3(1 - \cos \theta) + r2 \sin \theta \\ r1r2(1 - \cos \theta) + r3 \sin \theta & r2^2(1 - \cos \theta) + \cos \theta & r2r3(1 - \cos \theta) - r1 \sin \theta \\ r1r3(1 - \cos \theta) - r2 \sin \theta & r2r3(1 - \cos \theta) + r1 \sin \theta & r3^2(1 - \cos \theta) + \cos \theta \end{pmatrix} \cdot \cdot \cdot (9)$$

[0135] 另外, 真腔信息取得部14取得画布A2的XcYc坐标中描绘的箭头S的像素数a、与超声波图像IV1的真腔103的像的宽度对应的像素数c。另外, 真腔103的像的像素数c的取得既可以通过对超声波图像IV1进行图像解析而自动地取得, 也可以受理手术者对宽度的指定。然后, 真腔信息取得部14通过对式 (10) 代入所取得的像素数a和步骤S22的结果b (每实际尺寸1mm的画布A2上的像素数b), 计算真腔向量S1的实际的长度 $S_{length}(\text{mm})$ 。另外, 真腔信息取得部14通过对式 (11) 代入所取得的像素数c和步骤S22的结果b, 计算与真腔向量S1对应的部分的真腔的实际的宽度 $S_{width}(\text{mm})$ 。

[0136] [数式10]

$$S_{length} = \frac{a [\text{pixel}]}{b [\text{pixel/mm}]} \quad \cdot \cdot \cdot (10)$$

[0138] [数式11]

$$S_{width} = \frac{c [\text{pixel}]}{b [\text{pixel/mm}]} \quad \cdot \cdot \cdot (11)$$

[0140] 图16是对合成图像输出处理的步骤S24 ~ S28进行说明的图。在步骤S24中, 真腔信息取得部14对在合成图像输出处理中使用的变量n代入2。在步骤S25中, 真腔信息取得部14使存储于存储部的超声波图像IV2 (即, 在步骤S15中n=2时取得的超声波图像) 显示于画布A2。

[0141] 在步骤S26中, 真腔信息取得部14计算真腔向量Sn。具体而言, 真腔信息取得部14以从显示于画布A2的超声波图像IV2的中心朝向超声波图像IV2的真腔103的像引出箭头S的方式进行引导。然后, 真腔信息取得部14计算在上述 (B2) 中计算出的成像传感器300的换能器轴向量T1与成像传感器300的换能器轴向量T2所成的角度 $\theta_d$  (图16)。真腔信息取得部14通过使在步骤S21中计算出的向量CV1旋转与计算出的角度 $\theta_d$ 相同的量, 计算向量CV2。此外, 使向量CV1旋转 $\theta_d$ 时的旋转轴通过换能器轴向量T1与T2的外积来计算。之后, 与步骤S23相同。具体而言, 真腔信息取得部14取得在超声波图像IV2中描绘的箭头CV与箭头S所成的角度 $\theta$ 。真腔信息取得部14如式 (8) 所示, 将成像传感器300的换能器轴向量T2作为旋转轴, 使向量CV2旋转 $\theta$ 度, 从而计算真腔向量S2的朝向。另外, 真腔信息取得部14取得在超声波图像IV2中描绘的箭头S的像素数a、与超声波图像IV2的真腔103的像的宽度对应的像素数c。真腔信息取得部14通过对式 (10) 以及式 (11) 分别代入像素数a以及像素数c, 计算真腔向量S2的实际的长度 $S_{length}(\text{mm})$ 、与真腔向量S2对应的部分的真腔的实际的宽度 $S_{width}(\text{mm})$ 。关于

$n=3$ 以后也同样地,真腔信息取得部14能够使用换能器轴向量 $T_1$ 与换能器轴向量 $T_n$ 的差分 $\theta_d$ 来计算向量 $CV_n$ 。在步骤S27中,真腔信息取得部14对变量 $n$ 加1。

[0142] 在步骤S28中,真腔信息取得部14判定是否将真腔向量 $S_n$ 的计算(步骤S26)结束了在步骤S14~S17中规定的目标的标记数。在变量 $n$ 成为目标的标记数的情况下(步骤S28:是),真腔信息取得部14使处理转移到步骤S29。在变量 $n$ 未达到目标的标记数的情况下(步骤S28:否),真腔信息取得部14使处理转移到步骤S25,重复上述的处理。其结果,如 $n=3$ 、 $n=4$ 那样使变量 $n$ 递增,并且在画布A2中显示超声波图像IV $n$ (步骤S25),进行真腔向量 $S_n$ 的计算(步骤S26)。

[0143] 在步骤S29中,真腔信息取得部14将通过步骤S23~S28取得的真腔103的三维位置信息(XYZ三维空间中的位置信息)存储于手术辅助装置10内部的存储部。即,在本实施方式例子中,在真腔103的三维位置信息中,包含XYZ三维空间中的真腔向量 $S_1 \sim S_n$ 的朝向、真腔向量 $S_1 \sim S_n$ 的长度 $S_{length}(\text{mm})$ 、以及与真腔向量 $S_1 \sim S_n$ 对应的部分的真腔的实际尺寸 $S_{width}(\text{mm})$ 。其中,真腔的实际尺寸 $S_{width}$ 相当于“与真腔的宽度相关的信息”。另外,在真腔的三维位置信息中,也可以代替真腔的实际尺寸 $S_{width}$ 而包含与真腔向量 $S_1 \sim S_n$ 对应的部分的真腔的像的像素数 $c$ 。在该情况下,像素数 $c$ 相当于“与真腔的宽度有关的信息”。这样,即使在第一血管造影图像V1、第二血管造影图像V2中不包含真腔103的像,真腔信息取得部14也能够基于从超声波图像IV1取得的真腔103的信息,取得真腔103的三维位置信息。

[0144] 图17以及图18是对合成图像输出处理的步骤S30进行说明的图。图17的(A)是表示XYZ三维空间上的真腔向量 $S_n$ 、将真腔向量 $S_n$ 从配置于拍摄位置A的第一FPD21的拍摄方向(从纸面上侧朝向下侧的空心箭头的方向)投影(正交投影)到投影面VY'而得到的真腔图像VY、以及真腔图像VY上的真腔向量 $S_n$ 的正交投影向量 $S_{pn}$ 的图。图17的(B)、(C)是对真腔向量 $S_n$ 的正交投影向量 $S_{pn}$ 的计算进行说明的图。图18的(A)是表示任意的FPD位置处的血管造影图像VX的一例的图。图18的(B)是表示与血管造影图像VX对应的真腔图像VY的一例的图。

[0145] 在步骤S30中,图像合成部16使真腔图像重叠显示于任意的FPD位置处的拍摄图像(血管造影图像)。具体而言,真腔图像生成部15以及图像合成部16进行在以下的(C1)~(C4)中说明的处理。

[0146] (C1) 真腔图像生成部15通过配置在任意的拍摄位置A的第一FPD21(参照图17的(A)),取得对对象血管100拍摄的血管造影图像VX。拍摄位置A相当于“第一拍摄位置”。

[0147] (C2) 真腔图像生成部15从第一FPD21取得拍摄位置A的位置信息。另外,真腔图像生成部15从手术辅助装置10(参照图1)具有的存储部取得真腔的三维位置信息。

[0148] (C3) 真腔图像生成部15使用拍摄位置A的位置信息和真腔的三维位置信息,生成表示与拍摄位置A的血管造影图像VX对应的位置以及姿势的真腔的真腔图像VY。真腔图像VY的生成方法在(D1)~(D7)中后述。

[0149] (C4) 图像合成部16生成合成了血管造影图像VX和真腔图像VY的合成图像V,并使合成图像V显示于画布A2。

[0150] 如图18所示,血管造影图像VX中包含从任意的拍摄位置A观察到的成像传感器300的像、导丝500的像、以及对象血管100的像(省略图示)。另外,在真腔图像VY中包含与血管造影图像VX对应的(换言之,从取得血管造影图像VX的拍摄位置A观察的情况下的)位置以

及姿势的真腔103的像。真腔的位置与真腔图像VY上的真腔103的像的坐标同义。真腔的姿势与真腔图像VY上的真腔103的像的朝向同义。

[0151] 真腔图像生成部15通过以下的 (D1) ~ (D7) 所示的顺序来生成真腔图像VY。

[0152] (D1) 如图17的 (A) 所示, 将从拍摄位置A向投影面VY' (以后, 将真腔图像VY作为投影面VY' 进行说明) 垂直地延伸的向量) 设为视图向量VnA (即, 视图向量VnA是表示配置于拍摄位置A的第一FPD21相对于心脏91 (参照图1) 的拍摄方向的向量)。真腔图像生成部15例如用式 (12) 的第一式规定XYZ三维空间中的视图向量VnA, 根据式 (12) 的第一式, 计算表示作为与视图向量VnA正交的平面的真腔图像VY的式 (12) 的第二式 (向量a1以及向量a2)。

[0153] [数式12]

$$\begin{aligned} VnA &= (x, y, z) \\ a1 &= (0, -z, y), \quad a2 = (y, -x, 0) \end{aligned} \quad \cdot \cdot \cdot (12)$$

[0155] (D2) 真腔图像生成部15将由在步骤 (D1) 中计算出的向量a1和向量a2规定的真腔图像VY设为矩阵A, 通过式 (13), 计算用于计算真腔103的三维位置信息中包含的真腔向量Sn向真腔图像VY的正交投影向量Spn的投影矩阵P。此外, 在式 (13) 中, 矩阵A<sup>T</sup>表示矩阵A的转置矩阵。

[0156] [数式13]

$$P = A(A^T A)^{-1} A^T \quad \cdot \cdot \cdot (13)$$

[0158] (D3) 真腔图像生成部15针对真腔向量Sn和XYZ三维空间中的Z轴 (图1: 人体90的头92所在的方向), 通过式 (14), 计算向真腔图像VY的正交投影向量Spn和Zp。另外, 在式 (14) 中, Ze是指表示XYZ三维空间中的Z轴的单位向量。另外, 通过式 (14) 计算出的正交投影向量Spn和Zp是由XYZ坐标表示的真腔图像VY上的向量。

[0159] [数式14]

$$\begin{aligned} Spn &= PSn \\ Zp &= PZe \end{aligned} \quad \cdot \cdot \cdot (14)$$

(Ze = (0, 0, 1))

[0161] (D4) 真腔图像生成部15将在步骤 (D3) 中计算出的正交投影向量Spn变换为真腔图像VY上的二维坐标, 计算正交投影向量Spn在真腔图像VY上的朝向。具体而言, 如图17的 (B) 所示, 真腔图像生成部15首先计算真腔向量Sn向真腔图像VY上的正交投影向量Spn与表示Z轴的Ze向量向真腔图像VY上的正交投影向量Zp所成的角θp。通过式 (14) 计算正交投影向量Spn和正交投影向量Zp, 因此例如通过向量的内积的公式计算θp。这里, 假设将正交投影向量Spn和正交投影向量Zp显示在具有XcYc坐标的画布A2中 (即, 如图17的 (B) 所示, 假设将真腔图像VY显示在画布A2中)。于是, 向量Zp可以说是与XYZ三维空间中的Z轴相同的朝向, 因此与Yc轴平行。但是, 向量Zp的朝向与Z轴 (向量Ze) 相同, 是人体90的头92所在的方向、即在图17的 (B) 中从纸面下侧朝向上侧的方向, 因此是与Yc轴正相反的方向。接着, 真腔图像生成部15将XcYc坐标中的正交投影向量Spn的单位向量设为正交投影单位向量Spn' (x', y'), 通过式 (15) 或式 (16) 来计算。可以说正交投影单位向量Spn' (x', y') 表示正交投影向量Spn在真腔图像VY上的朝向。此外, 式 (15) 是从正交投影向量Zp观看时正交投影单位向量Spn' 在顺时针方向 (CW) 上的情况, 并且式 (16) 是当从正交投影向量Zp观看时正交投影单位向量Spn' 在逆时针方向 (CCW) 上的情况。

[0162] [数式15]

[0163]  $x' = \sin(\theta_p), y' = -\cos(\theta_p) \dots (15)$

[0164] [数式16]

[0165]  $x' = -\sin(\theta_p), y' = -\cos(\theta_p) \dots (16)$

[0166] (D5) 真腔图像生成部15为了计算真腔向量 $S_n$ 的正交投影向量 $S_{pn}$ 的长度,计算真腔向量 $S_n$ 与视图向量 $V_nA$ 所成的角。具体而言,如图17的(c)所示,将真腔向量 $S_n$ 与视图向量 $V_nA$ 所成的角设为 $\theta$ ,基于向量的外积的公式,使用真腔向量 $S_n$ 和视图向量 $V_nA$ ,通过式(17)计算 $\sin\theta$ 。另外,在式(17)中, $V_nA \times S_n$ 意味着视图向量 $V_nA$ 与真腔向量 $S_n$ 的外积。

[0167] [数式17]

$$[0168] \quad \sin\theta = \frac{|V_nA \times S_n|}{|V_nA||S_n|} \dots (17)$$

[0169] (D6) 若将真腔的三维位置信息中包含的真腔向量 $S_n$ 的长度设为 $S_{nlength}(mm)$ ,则真腔图像生成部15使用在步骤(D5)中计算出的 $\sin\theta$ ,通过式(18)计算真腔向量 $S_n$ 的正交投影向量 $S_{pn}$ 的长度 $S_{pnlength}$ (参照图17的(c))。接着,真腔图像生成部15通过式(15)或式(16)、式(18)以及式(19),计算画布A2的 $XcYc$ 坐标中的真腔向量 $S_n$ 的正交投影向量 $S_{pn}(x, y)$ 。可以说正交投影向量 $S_{pn}(x, y)$ 表示正交投影向量 $S_{pn}$ 在真腔图像VY上的朝向和长度。

[0170] [数式18]

[0171]  $S_{pnlength} = S_{nlength} \times \sin\theta \dots (18)$

[0172] [数式19]

$$[0173] \quad \begin{aligned} x &= x' \times S_{pnlength} \\ y &= y' \times S_{pnlength} \end{aligned} \dots (19)$$

[0174] (D7) 真腔图像生成部15使用在顺序(D6)中得到的正交投影向量 $S_{pn}(x, y)$ ,生成真腔图像VY。

[0175] 图19是表示合成图像的一例的图。图19的(A)是表示任意的拍摄位置A处的合成图像V的一例的图。图19的(B)是表示与拍摄位置A不同的拍摄位置B处的合成图像Vb的一例的图。通过进行顺序(C1)~(C4)中说明的处理,在画布A2上显示图19的(A)所示的合成图像V。合成图像V是对图18所示的血管造影图像VX重叠了真腔图像VY的图像。这里,在本实施方式的真腔图像VY中,真腔103的像是与拍摄位置A的血管造影图像VX对应的位置以及姿势,并且具有与真腔的三维位置信息对应的宽度。在生成这样的真腔图像VY的情况下,真腔图像生成部15在顺序(D7)中进一步使用真腔的三维位置信息所包含的真腔的实际尺寸 $S_{width}(mm)$ ,使真腔103的像的宽度变化即可。

[0176] 在此,对手术者使第一FPD21从拍摄位置A向与A不同的拍摄位置B移动的情况进行说明。此外,拍摄位置B相当于“第二拍摄位置”。在这样的情况下,真腔图像生成部15以及图像合成部16使用变更后的拍摄位置B的位置信息(即,第二拍摄位置的位置信息),反复执行上述的顺序(C1)~(C4)。由此,如图19的(B)所示,将包含从不同的角度观察到的成像传感器300、导丝500、对象血管100的像的血管造影图像VX和包含与该角度对应的真腔103的像的真腔图像VY合成后的合成图像Vb再次显示于画布A2。在图19的(B)的例子中,真腔图像VY所包含的真腔103的像是具有与真腔的实际尺寸 $S_{width}(mm)$ 对应的宽度的多边形图像。这样,

手术者能够直观地掌握真腔103的位置、姿势、粗细、以及医疗设备(成像传感器300、导丝500)与真腔103的位置关系。

[0177] 图20以及图21是对真腔图像VY的变形例进行说明的图。图20的(A)是表示使用了第一变形例的真腔图像VY的合成图像Vc的图。图20的(B)是表示使用了第二变形例的真腔图像VY的合成图像Vd的图。图21是表示使用了第三变形例的真腔图像VY的合成图像Ve的图。在图20的(A)的例子中,真腔图像VY所包含的真腔103的像是具有与真腔的实际尺寸 $S_{width}(mm)$ 对应的宽度的线段的集合。这样,能够抑制由于真腔103的像而使医疗设备(成像传感器300、导丝500)的前端部的可视性降低的情况。在图20的(A)的例子中,真腔图像VY所包含的真腔103的像是具有与真腔的实际尺寸 $S_{width}(mm)$ 对应的直径的真腔剖面的集合。这样,能够抑制由于真腔103的像而使医疗设备(成像传感器300、导丝500)的前端部的可视性降低的情况,并且能够根据真腔截面的倾斜容易地掌握真腔103的倾斜。在图21的例子中,真腔图像VY中包含的真腔103的像是具有与拍摄位置A的血管造影图像VX对应的位置以及姿势,另一方面不具有宽度的线段。这样,能够降低真腔图像生成部15中的处理负荷。

[0178] 如上所述,根据第一实施方式的手术辅助装置10,真腔图像生成部15能够使用取得了血管造影图像VX的第一拍摄位置A的位置信息和由真腔信息取得部14取得的真腔的三维位置信息,生成表示与血管造影图像VX对应的位置以及姿势的真腔的真腔图像VY。即,真腔图像生成部15即使在造影剂未流入到作为目标的真腔103的情况下、未流动造影剂的情况下,也能够基于真腔的三维位置信息来生成表示真腔103的像的真腔图像VY。另外,图像合成部16生成将任意的第一拍摄位置A处的血管造影图像VX和表示真腔103的像的真腔图像VY合成后的合成图像V,并输出合成图像V,因此能够使FPD的图像(血管造影图像VX)显示对象血管100的真腔103的图像。因此,手术者通过确认合成图像V,能够一边确认血管造影图像VX上的医疗设备300、500与真腔图像VY上的真腔103的位置关系一边推进手术。其结果,手术者能够正确地掌握对象血管100内的真腔103的位置,因此能够实现手术的精度提高、手术所需的时间的缩短以及患者的负担降低。

[0179] 另外,根据第一实施方式的手术辅助装置10,真腔图像生成部15生成表示具有与真腔的三维位置信息对应的宽度的真腔103的真腔图像VY,所以手术者通过确认合成图像V,能够一边确认真腔103的宽度一边推进手术。其结果,能够进一步实现手术的精度提高、手术所需的时间的缩短以及患者的负担降低。

[0180] 进而,根据第一实施方式的手术辅助装置10,真腔图像生成部15在第一FPD21移动到与第一拍摄位置A不同的第二拍摄位置B而由第一FPD21进行了拍摄的情况下,再次生成与第二拍摄位置B的血管造影图像VX对应的真腔图像VY,图像合成部16再次生成将再次取得的血管造影图像VX和再次生成的真腔图像VY合成后的合成图像Vb,并输出合成图像Vb。即,真腔图像生成部15以及图像合成部16能够追随第一FPD21的拍摄位置的移动,显示包含移动后的真腔图像VY的合成图像Vb。其结果,能够提高手术辅助装置10的便利性,能够进一步实现手术的精度提高、手术所需的时间的缩短以及患者的负担减轻。

[0181] 并且,根据第一实施方式的手术辅助装置10,真腔信息取得部14能够使用取得了第一血管造影图像的第一位置的位置信息、第一血管造影图像、取得了第二血管造影图像的第二位置的位置信息、第二血管造影图像以及超声波图像,取得真腔的三维位置信息(图4、5:步骤S3~S29)。具体而言,真腔信息取得部14能够使用第一位置的位置信息以及第一

血管造影图像V1、第二位置的位置信息以及第二血管造影图像V2,取得成像传感器300的三维位置信息(图5:步骤S18)。然后,真腔信息取得部14能够使用成像传感器300的三维位置信息、第一位置的位置信息以及第一血管造影图像V1、映现对象血管100的真腔103的超声波图像IVn,取得真腔的三维位置信息(图5:步骤S23、S26)。

[0182] 并且,根据第一实施方式的手术辅助装置10,真腔信息取得部14能够使用第一血管造影图像V1和第二血管造影图像V2所包含的成像传感器300的像,取得超声波传感器的三维位置信息(图5:步骤S18)。另外,真腔信息取得部14能够使用第一血管造影图像V1和超声波图像IV1所包含的医疗设备(具体而言,导丝500)的像,将第一血管造影图像V1与超声波图像IV1的位置关系建立关联(图5:步骤S21),从超声波图像IVn取得真腔103的位置信息(图5:步骤S23、S26),使用所取得的成像传感器300的位置和由成像传感器300得到的超声波图像IVn中的真腔103的位置信息,取得真腔的三维位置信息(步骤S29)。

[0183] <第二实施方式>

[0184] 图22是例示了第二实施方式的手术辅助系统1A的结构的说明图。在第二实施方式的手术辅助系统1A中,不使用成像传感器300地取得真腔的三维位置信息这一点与第一实施方式不同。手术辅助系统1A在第一实施方式的结构中,代替手术辅助装置10而具有手术辅助装置10A。手术辅助装置10A不具有超声波图像取得部13,并且代替真腔信息取得部14而具有真腔信息取得部14A。

[0185] 由于在手术辅助系统1A中不使用成像传感器300,因此成为在图3中说明的对象血管100内插入线用导管400以及导丝500而未插入传感器用导管200以及成像传感器300的状态。真腔信息取得部14A在合成图像输出处理中,使用第一血管造影图像和第二血管造影图像中包含的导丝500的像和真腔103的像,取得真腔的三维位置信息。

[0186] 图23是表示第二实施方式的合成图像输出处理的一例的流程图。图24是说明第二实施方式的合成图像输出处理的图。图24的(A)是对步骤S3A~S7A进行说明的图。图24的(B)是对步骤S10~S17进行说明的图。在图23的步骤S1中,真腔信息取得部14A进行引导以进行第一FPD21的拍摄的准备。详细情况与图4的步骤S1相同。

[0187] 在步骤S3A中,真腔信息取得部14A以使第一FPD21移动到第一位置来拍摄X射线图像的方式进行引导。手术者按照引导使第一FPD21移动到第一位置来拍摄X射线图像,由此取得第一血管造影图像V1。第一位置可以是任意的位置(RAOXX CRAXX:X是任意的自然数)。血管造影图像取得部12从血管拍摄装置20取得拍摄到的第一血管造影图像V1。如图24的(A)所示,在第一血管造影图像V1中,包含线用导管400的前端部401的像、插入到线用导管400的导丝500的像、对象血管100的像(省略图示)、以及真腔103的像。

[0188] 在步骤S4A中,真腔信息取得部14A使第一血管造影图像V1显示在画布A2上,并且调整第一血管造影图像V1的位置,使得线用导管400的前端部401的像位于画布A2的中心。在第二实施方式中,将线用导管400的前端部401作为“基准设备的基准点”进行处理。

[0189] 在步骤S5A中,真腔信息取得部14A以在显示于画布A2上的第一血管造影图像V1中的真腔103的像的断端(换言之,近处侧的端部)配置第一标记a1的方式进行引导。如图24的(A)所示,手术者按照引导对画布A2上的第一血管造影图像V1配置第一标记a1。

[0190] 在步骤S7A中,真腔信息取得部14A进行引导,使得在显示于画布A2上的第一血管造影图像V1中的、真腔103的像被视为以第一标记a1为基准呈直线状延伸的范围上的任意

位置配置第二标记a2。如图24的(A)所示,手术者按照引导在画布A2上的第一血管造影图像V1中出现的真腔103的像上配置第二标记a2。

[0191] 在步骤S8A中,真腔信息取得部14A使用第一标记、第二标记和第一位置来计算BNV。详细内容与图4的步骤S8相同,将步骤S8的“成像传感器300的第一轴向量”替换为“第一血管造影图像V1中的真腔103的中心轴向量”进行处理即可。

[0192] 在步骤S10中,真腔信息取得部14A以使第一FPD21向在步骤S8A中计算出的BNV(第二位置)移动来拍摄X射线图像的方式进行引导。手术者按照引导使第一FPD21移动到BNV(第二位置)来拍摄X射线图像,由此取得第二血管造影图像V2。血管造影图像取得部12从血管拍摄装置20取得拍摄到的第二血管造影图像V2。如图24的(B)所示,在第二血管造影图像V2中包含从与第一血管造影图像V1不同的朝向捕捉到的、线用导管400的前端部401的像、插入线用导管400的导丝500的像、对象血管100的像(省略图示)、以及真腔103的像。

[0193] 在步骤S11A中,真腔信息取得部14A使第二血管造影图像V2显示在画布A2上,并且调整第二血管造影图像V2的位置,使得线用导管400的前端部401的像位于画布A2的中心。

[0194] 在步骤S12A中,真腔信息取得部14A以在显示于画布A2上的第二血管造影图像V2中的真腔103的像的断端(换言之,近处侧的端部)配置第一标记b1的方式进行引导。如图24的(B)所示,手术者按照引导对画布A2上的第二血管造影图像V2中映现的真腔103的像配置第一标记b1。

[0195] 在步骤S13中,真腔信息取得部14A对在合成图像输出处理中使用的变量n代入2。n为自然数。在步骤S14A中,真腔信息取得部14A以在从真腔103的像的断端向远处方向离开的任意的位置配置第二标记b2的方式进行引导。按照引导,手术者对画布A2上的第二血管造影图像V2中映现的真腔103的像配置第二标记b2。在步骤S16中,真腔信息取得部14A对变量n加1。

[0196] 在步骤S17中,真腔信息取得部14A判定是否将第二血管造影图像V2上的标记的配置(步骤S14A)结束了目标的标记数。在变量n成为目标的标记数的情况下(步骤S17:是),真腔信息取得部14A使处理转移到步骤S18A。在变量n未达到目标的标记数的情况下(步骤S17:否),真腔信息取得部14A使处理转移到步骤S14A,反复进行上述的处理。

[0197] 在步骤S18A中,真腔信息取得部14A使用第一血管造影图像V1中的第一标记a1以及第二标记a2的各坐标、第二血管造影图像V2中的第一标记b1~第n标记bn的各坐标,计算以下的(E1)、(E2)。

[0198] (E1) 真腔向量 $S_2 \sim S_n$ :真腔向量 $S_2 \sim S_n$ 相当于在图4以及图5中求出的真腔向量 $S_1 \sim S_n$ 。

[0199] (E2) 从基准设备的基准点(线用导管400的前端部401)到真腔103断端的向量P。

[0200] 图25是对第二实施方式的合成图像输出处理的步骤S18A进行说明的图。图25的(A)是示出第一血管造影图像V1上的各点的图,图25的(B)是示出第二血管造影图像V2上的各点的图。图25(A)、(B)为Z轴(图1:人体90的头92所在的方向)位于纸面上侧的朝向。第二实施方式的第二血管造影图像V1和第二血管造影图像V2是从不同的角度捕捉到真腔103的像,因此可以说图25的(B)所示的第二血管造影图像V2中的第一标记b1~第n标记bn(在图示的例子中 $n=4$ )位于图25的(A)所示的第一血管造影图像V1的向量 $S'$ 上。因此,“(E1)真腔向量 $S_2 \sim S_n$ ”的朝向能够使用向量 $S'$ 的斜率和向量 $S_2' \sim S_n'$ 的斜率来计算。此外,向量 $S'$ 是

从第一标记a1向第二标记a2延伸的向量。另外,向量S2'是从第一标记b1向第二标记b2延伸的向量,向量Sn'是从第一标记b1向第n标记bn延伸的向量。“(E1)真腔向量S2~Sn”的朝向的计算方法的详细与图5的步骤S18相同,将步骤S18的“换能器301的位置向量P2~Pn”替换为“真腔向量S2~Sn”来进行处理即可。另外,真腔信息取得部14A使用在图5的步骤S18中说明的式(4),计算“(E1)真腔向量S2~Sn”的长度。

[0201] “(E2)从基准设备的基准点到真腔103断端为止的向量P”的朝向能够使用第一血管造影图像V1中的向量P'的斜率和第二血管造影图像V2中的向量P'的斜率来计算。此外,第一血管造影图像V1中的向量P'是从第一血管造影图像V1中的基准设备的基准点(线用导管400的前端部401)向第一标记a1延伸的向量。另外,第二血管造影图像V2中的向量P'是从第二血管造影图像V2中的基准设备的基准点向第一标记b1(=a1)延伸的向量。关于“(E2)从基准设备的基准点到真腔103断端的向量P”的朝向的计算,能够应用图5的步骤S18的“换能器301的位置向量P2~Pn”的朝向的计算法来计算。关于“(E2)从基准设备的基准点到真腔103断端为止的向量P”的长度,能够使用在图5的步骤S18中说明的式(4)来计算。

[0202] 在步骤S29中,真腔信息取得部14A将通过步骤S18A取得的真腔的三维位置信息存储于手术辅助装置10内部的存储部。即,在本实施方式的例子中,在真腔的三维位置信息中包含真腔向量S2~Sn的朝向和真腔向量S2~Sn的长度。在步骤S30中,图像合成部16使真腔重叠显示于任意的FPD位置处的拍摄图像(血管造影图像)。详细内容与图5的步骤S30相同。

[0203] 这样,在第一血管造影图像V1以及第二血管造影图像V2中包含真腔103的像的情况下,如在第二实施方式中说明的那样,能够不使用成像传感器300地取得真腔的三维位置信息。在这样的第二实施方式中,也能够起到与上述的第一实施方式相同的效果。另外,根据第二实施方式的手术辅助装置10A,真腔信息取得部14A能够使用第一血管造影图像和第二血管造影图像所包含的医疗设备的像和真腔的像,取得真腔的三维位置信息。

[0204] <第三实施方式>

[0205] 图26是例示了第三实施方式的手术辅助系统1B的结构的说明图。在第三实施方式的手术辅助系统1B中,手术辅助装置10B与网络连接,经由网络分别从外部装置取得第一血管造影图像V1、第二血管造影图像V2、超声波图像IV1以及超声波图像IVn,来取得真腔的三维位置信息。之后,手术辅助装置10B取得配置于任意的拍摄位置的血管造影图像VX,生成包含与该血管造影图像VX对应的位置以及姿势的真腔103的像的真腔图像VY。手术辅助装置10B生成将血管造影图像VX和真腔图像VY合成后的合成图像V,将生成的合成图像V经由网络输出到外部装置。另外,手术辅助装置10B也可以代替经由网络连接的外部装置,从USB存储器等存储介质取得图像V1、V2、IV1、IVn,向该存储介质输出合成图像V。

[0206] 这样,手术辅助系统1B的结构能够进行各种变更,也可以不具有血管拍摄装置20、显示装置30、工作台40以及操作部50。换言之,手术辅助装置10B也可以构成为信息处理装置或服务器。在这样的第三实施方式中,也能够起到与上述的第一实施方式相同的效果。另外,根据第三实施方式的手术辅助系统1B,能够实现对经由网络连接的外部装置提供合成图像的服务。

[0207] <本实施方式的变形例>

[0208] 本发明不限于上述的实施方式,能够在不脱离其主旨的范围内以各种方式实施,例如,可以将通过硬件实现的结构的一部分替换为软件,相反,也可以将通过软件实现的结

构的一部分置换为硬件。此外,例如也可以进行如下变形。

[0209] [变形例1]

[0210] 在上述第一~第三实施方式中,例示了手术辅助系统1、1A、1B的结构。但是,手术辅助系统1的结构能够进行各种变更。例如,显示装置30也可以是内置于手术辅助装置10、10A、10B的监视器或触摸面板。例如,血管拍摄装置20也可以是具有单一的FPD的结构(换言之,不具备第二FPD25的结构)。例如,手术辅助系统1也可以具有未图示的其他医疗装置(例如,CT装置、MRI装置)等。此时,在图6的(A)中说明的操作画面OS中也可以包含由其他医疗装置取得的图像。

[0211] [变形例2]

[0212] 在上述第一~第三实施方式中,示出了手术辅助装置10、10A、10B的结构。但是,手术辅助装置10的结构能够进行各种变更。例如,也可以通过经由网络连接的多个装置协作来实现手术辅助装置10所具备的各功能部的功能。

[0213] [变形例3]

[0214] 在上述第一~第三实施方式中,示出了合成图像输出处理的顺序的一例。但是,在图4、图5、图23中说明的合成图像输出处理的顺序只不过是一例,能够进行各种变更。例如,也可以变更各步骤的执行顺序,至少一部分步骤也可以省略,也可以执行未说明的其他步骤。

[0215] 例如,真腔的三维位置信息也可以不由真腔向量 $S_1 \sim S_n$ 的朝向以及长度规定。在该情况下,例如真腔的三维位置信息能够由形成真腔的外缘的点列坐标的集合、真腔的外缘中的特征点的坐标的集合等任意的信息规定。

[0216] 例如,也可以省略第一FPD21移动到与拍摄位置A(第一拍摄位置)不同的拍摄位置B(第二拍摄位置)时的、真腔图像VY的再生成和合成图像Vb的再输出。另外,例如,在第一FPD21移动到与拍摄位置A(第一拍摄位置)不同的拍摄位置B(第二拍摄位置)时,图像合成部16也可以以能够视觉辨认第一拍摄位置处的合成图像V和第二拍摄位置处的合成图像Vb双方的方式向画布A2输出。能够视觉辨认双方的方式能够适当地决定为能够参照排列显示的履历等。

[0217] 例如,真腔图像生成部15可以将真腔图像VY所包含的真腔103的像设为半透明,也可以将真腔103的像的色相/彩度/明度的至少任意一个设为容易与成像传感器300、导丝500识别的色相/彩度/明度。这样,能够不损害医疗设备(成像传感器300、导丝500)的可视性地显示真腔103的像。该调整可以通过真腔图像生成部15对血管造影图像VX进行图像解析而自动地实施,也可以取得来自手术者的指定内容,根据指定内容进行变更。

[0218] 例如,图像合成部16也可以设为能够切换合成图像V中的血管造影图像XV的显示/非显示和真腔图像VY的显示/非显示。这样,能够进一步提高手术辅助装置10、10A、10B的使用便利性。

[0219] 例如,在图4和图5的合成图像输出处理的顺序中,也可以将步骤S19的处理包含在步骤S3中。具体而言,也可以将步骤S3中的“真腔信息取得部14以使第一FPD21移动到第一位置来拍摄X射线图像的方式进行引导”设为“真腔信息取得部14以使第一FPD21移动到能够得到成像传感器300的换能器301与导丝500重叠(换言之,成像传感器300的换能器301与导丝500交叉)的第一血管造影图像V1(相当于步骤S19的血管造影图像V $\alpha$ )那样的第一位置

(相当于步骤S19的位置 $\alpha$ )来拍摄X射线图像的方式进行引导”。手术者按照引导,使第一FPD21移动到得到换能器301与导丝500重叠的第一血管造影图像V1的第一位置,取得换能器301与导丝500重叠的第一血管造影图像V1。在该情况下,在步骤S21中,真腔信息取得部14使用第一FPD21的第一位置进行方位校准处理。通过如上述那样变更合成图像输出处理的顺序,能够省略步骤S19,能够使合成图像输出处理高效化。

[0220] [变形例4]

[0221] 上述第一~第三实施方式的手术辅助装置10、10A、10B的结构和上述变形例1~3的各结构也可以适当组合。例如,主控制部11也可以构成切换执行在第一实施方式中说明的合成图像输出处理(图4、图5)和在第二实施方式中说明的合成图像输出处理(图23)。主控制部11可以根据来自手术者的指示进行切换,也可以通过对第一血管造影图像V1以及第二血管造影图像V2进行图像解析来自动地进行切换。例如,在自动切换的情况下,主控制部11能够在第一血管造影图像V1以及第二血管造影图像V2中包含真腔103的像的情况下执行在第二实施方式中说明的合成图像输出处理(图23),在不包含真腔103的像的情况下执行在第一实施方式中说明的合成图像输出处理(图4、图5)。

[0222] 以上,基于实施方式、变形例对本方式进行了说明,但上述方式的实施方式是为了容易理解本方式,并不限定本方式。本方式在不脱离其主旨以及权利要求书的范围内能够进行变更、改良,并且在本方式中包含其等价物。另外,如果其技术特征在本说明书中没有作为必须的特征进行说明,则可以适当删除。

[0223] 附图标记の説明

[0224] 1、A、1B…手术辅助系统

[0225] 10、10A、10B…手术辅助装置

[0226] 11…主控制部

[0227] 12…血管造影图像取得部

[0228] 13…超声波图像取得部

[0229] 14、14A…真腔信息取得部

[0230] 15…真腔图像生成部

[0231] 16…图像合成部

[0232] 20…血管拍摄装置

[0233] 22…第一X射线管装置

[0234] 23…第一C臂

[0235] 24…第一支承部

[0236] 26…第二X射线管装置

[0237] 27…第二C臂

[0238] 28…第二支承部

[0239] 29…控制部

[0240] 30…显示装置

[0241] 31…监视器

[0242] 32…臂

[0243] 40…工作台

- [0244] 41…床
- [0245] 42…伸缩部
- [0246] 43…腿部
- [0247] 50…操作部
- [0248] 90…人体
- [0249] 91…心脏
- [0250] 92…头
- [0251] 93…脚
- [0252] 100…对象血管
- [0253] 102…假腔
- [0254] 103…真腔
- [0255] 200…传感器用导管
- [0256] 300…成像传感器
- [0257] 301…换能器
- [0258] 400…线用导管
- [0259] 401…前端部
- [0260] 500…导丝。

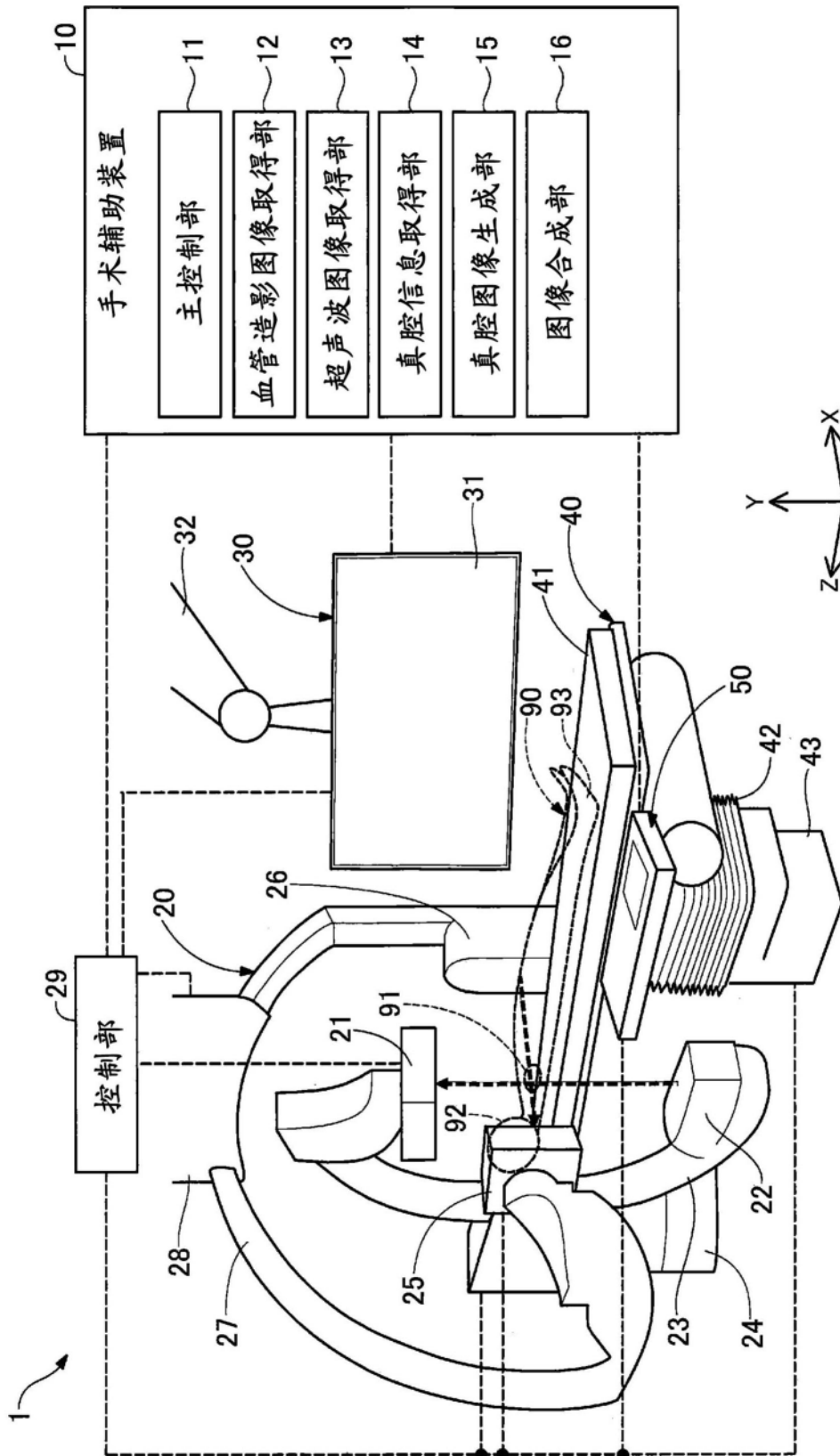


图1

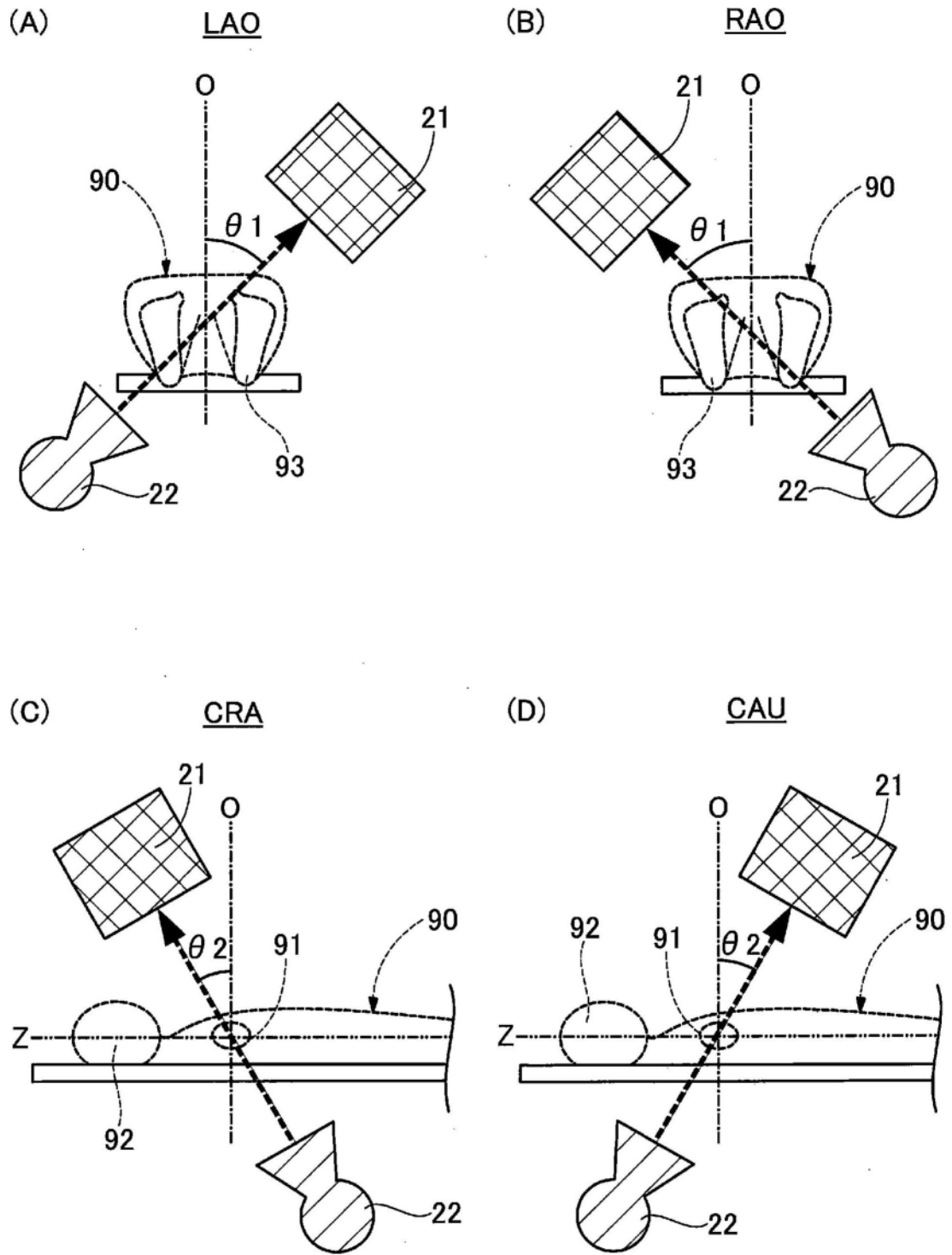


图2

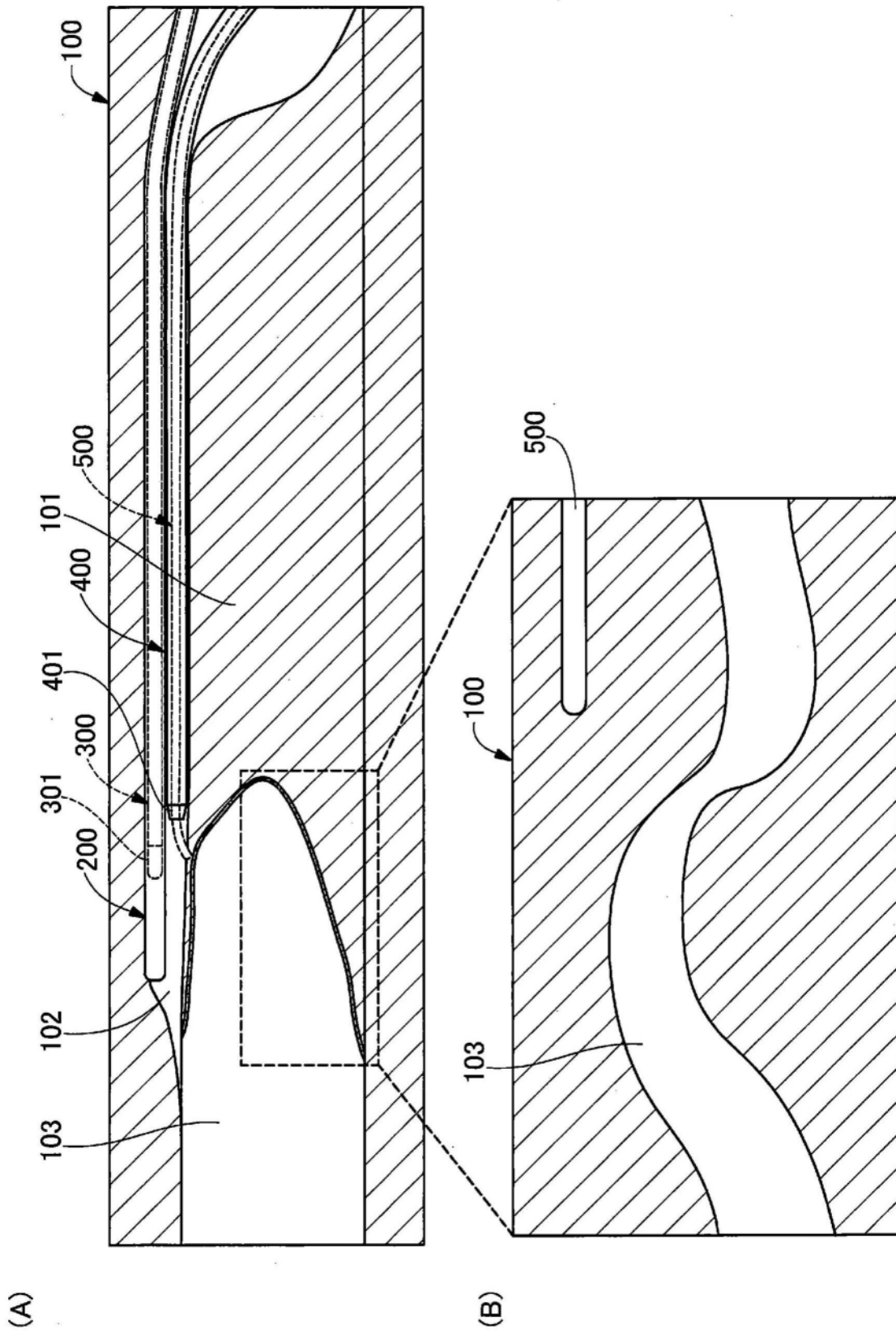


图3

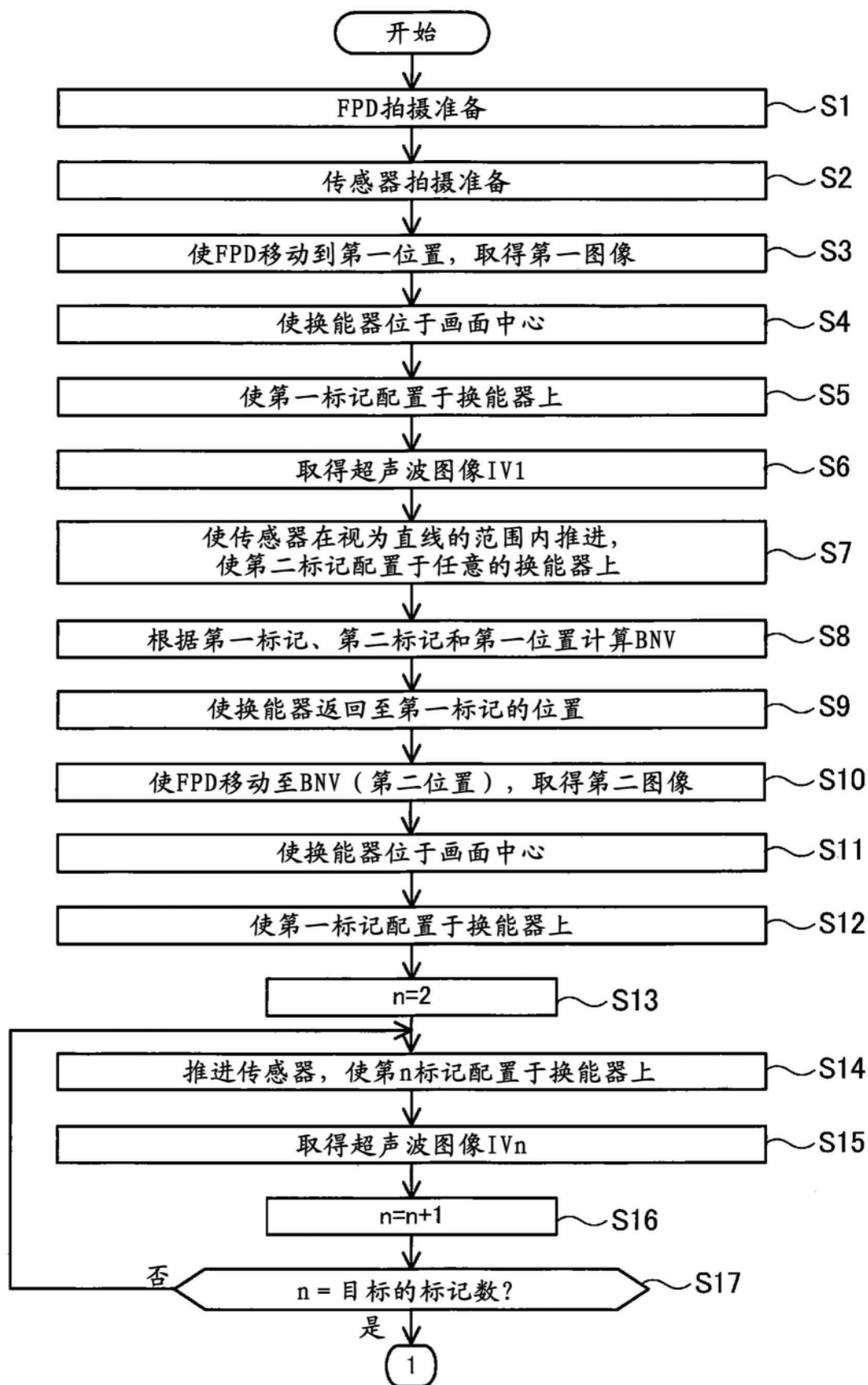


图4

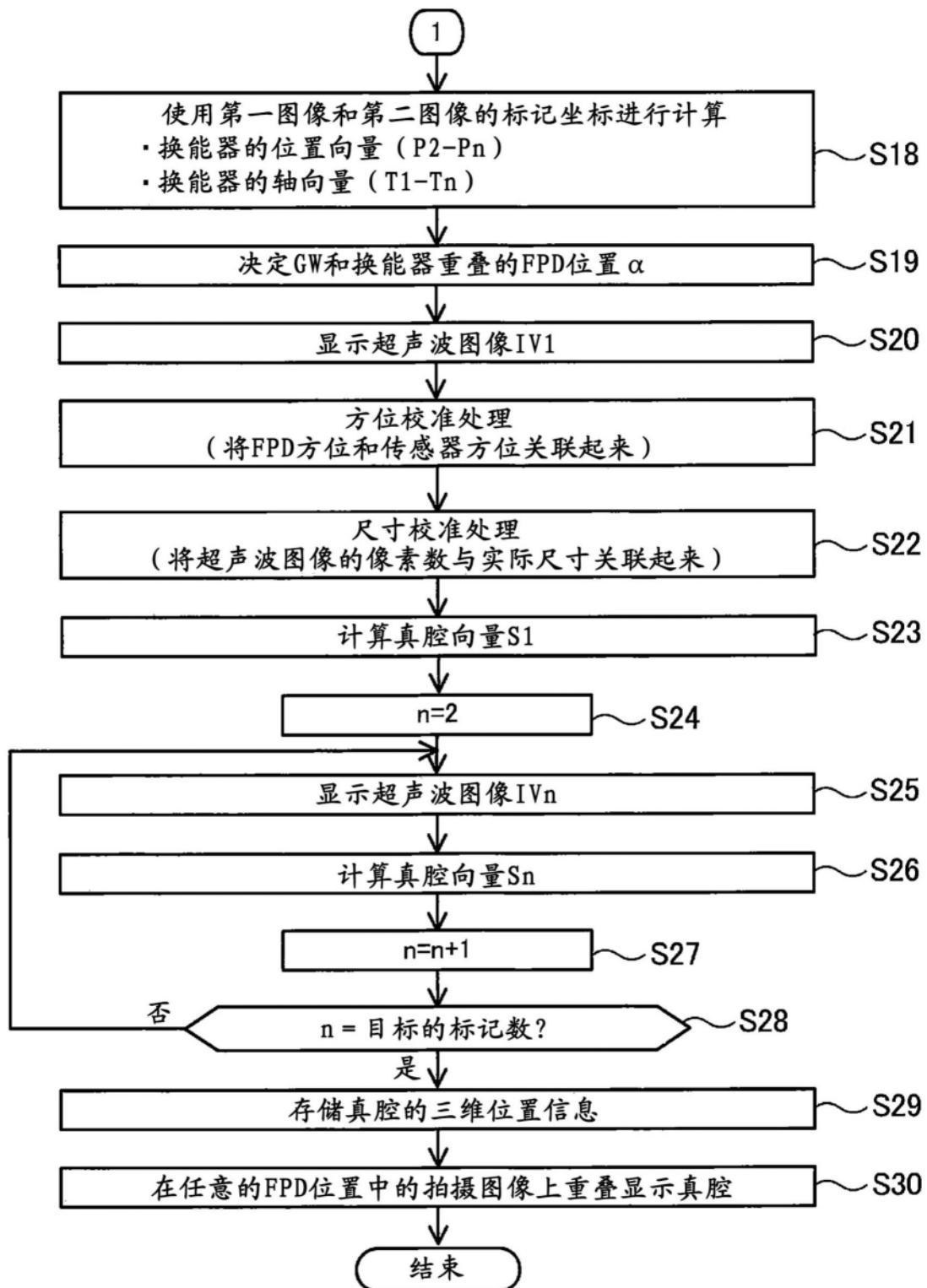


图5

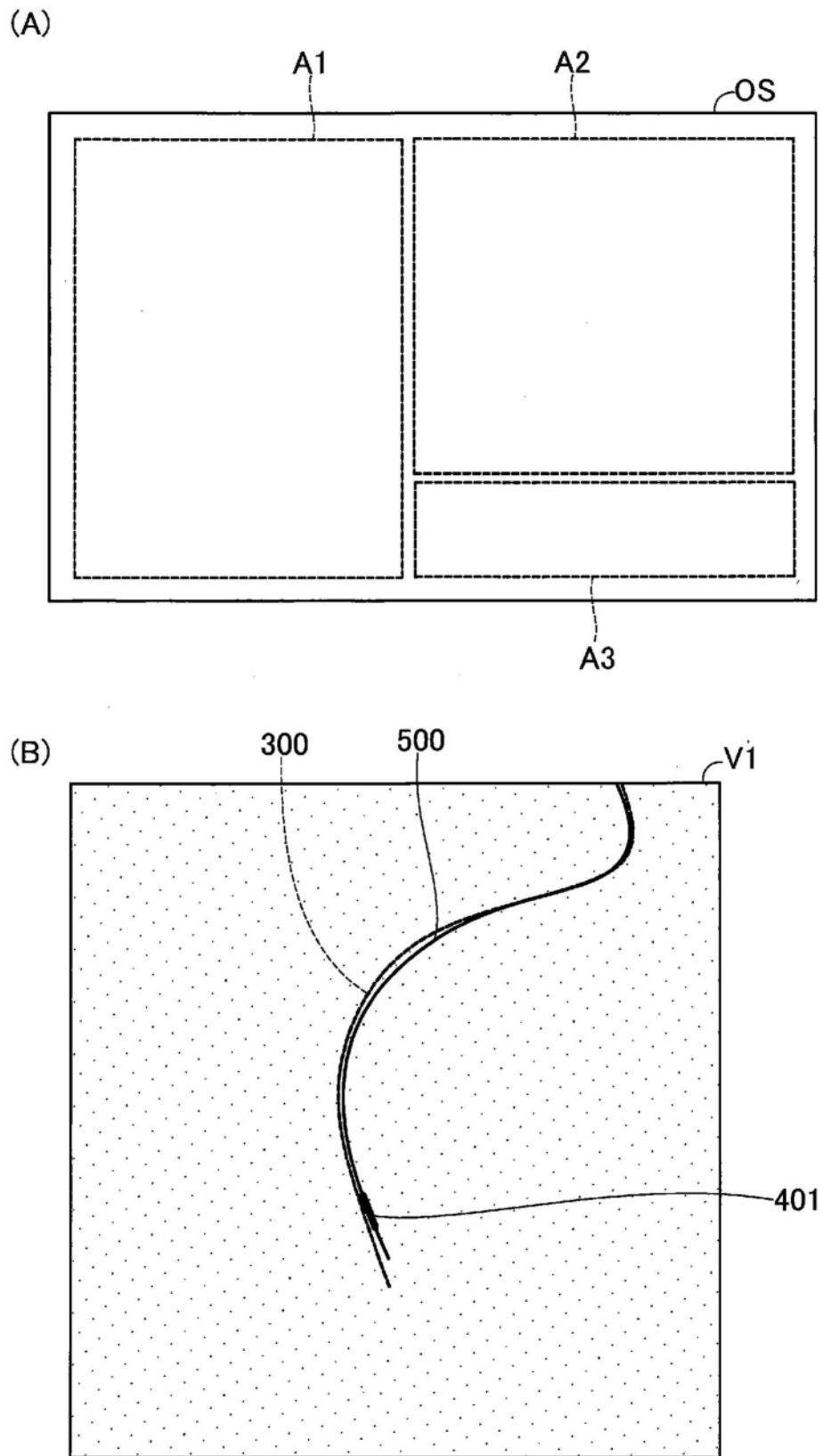


图6

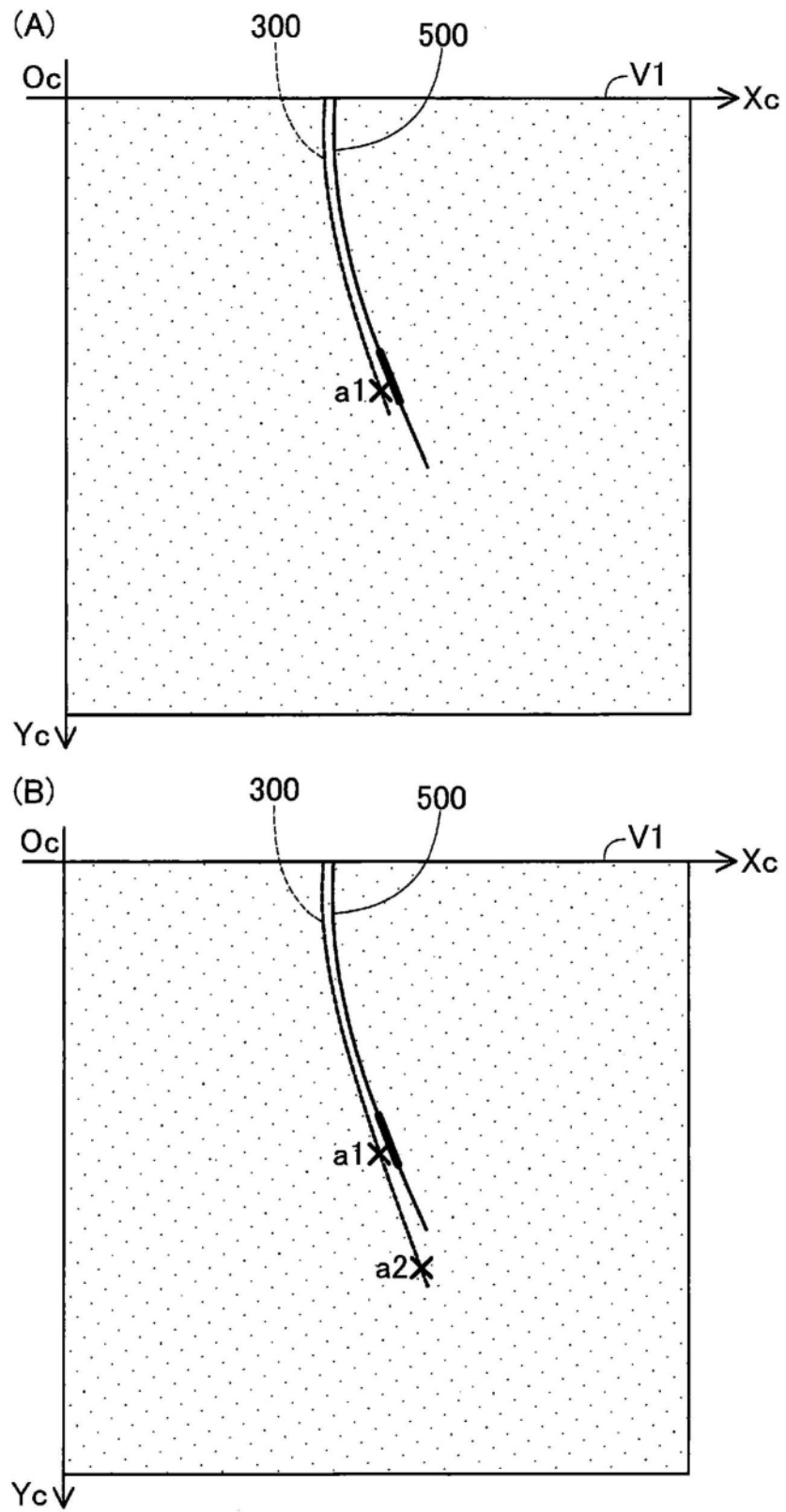


图7



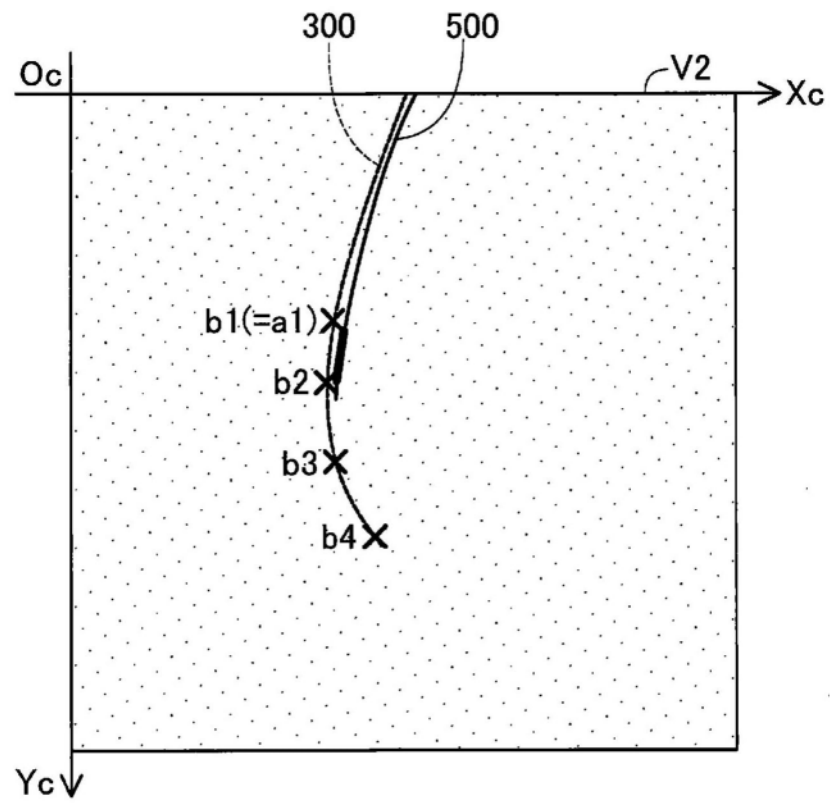


图9

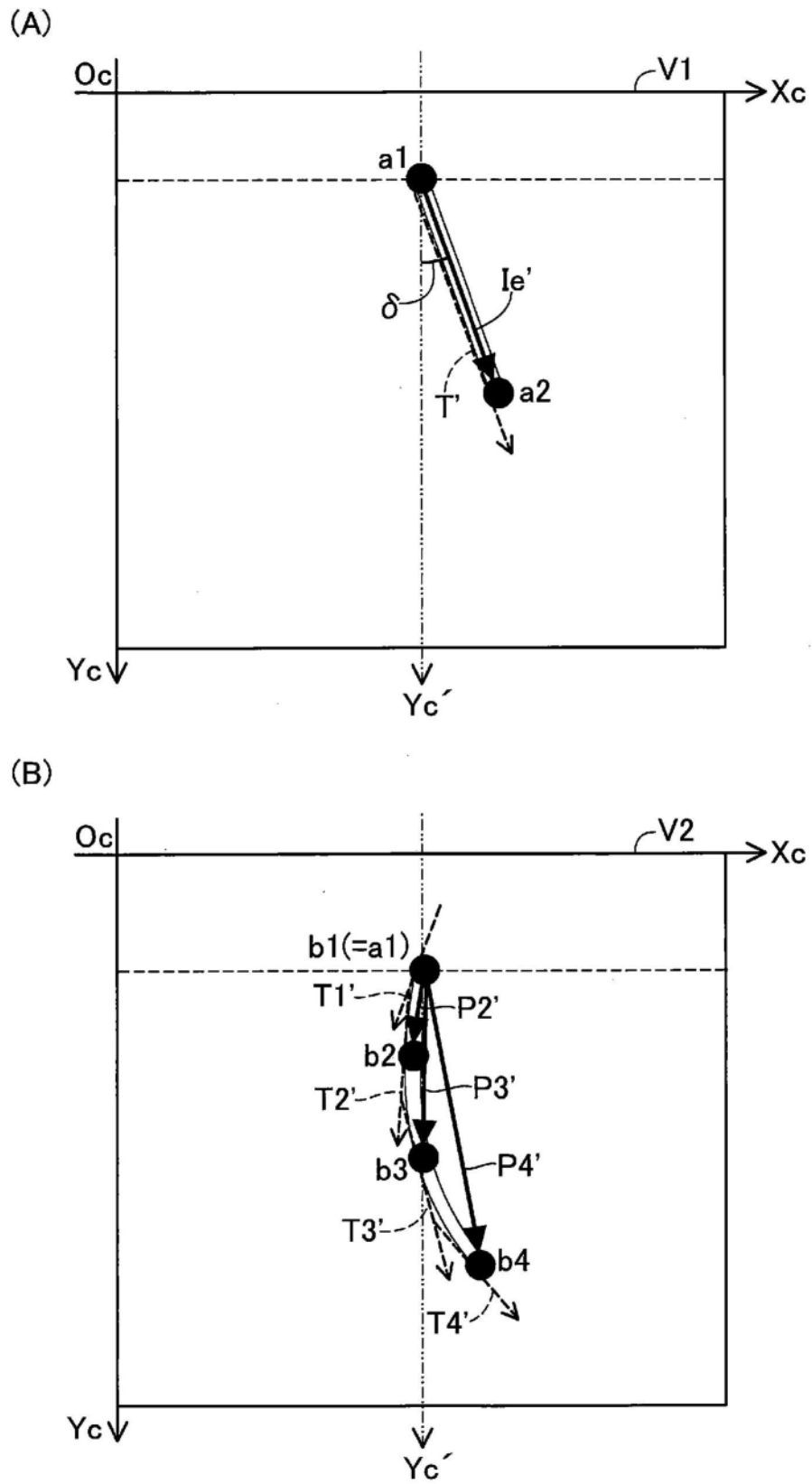


图10

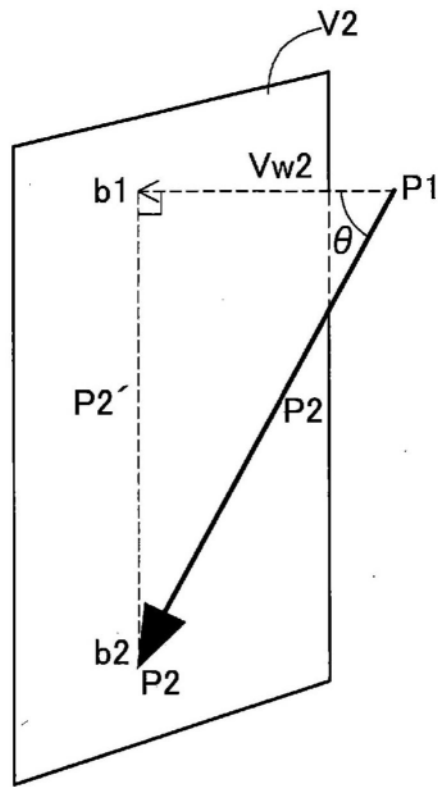


图11

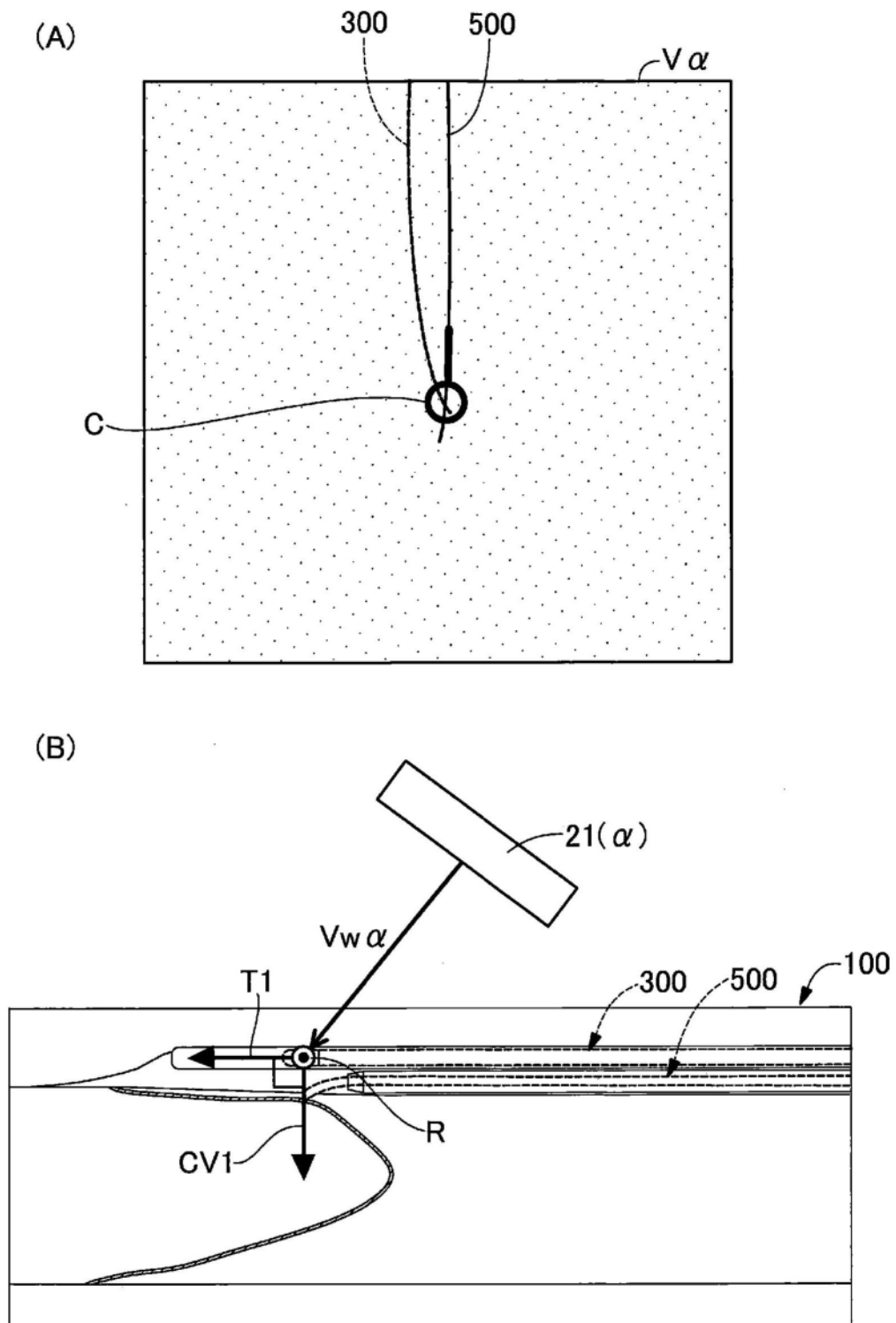


图12

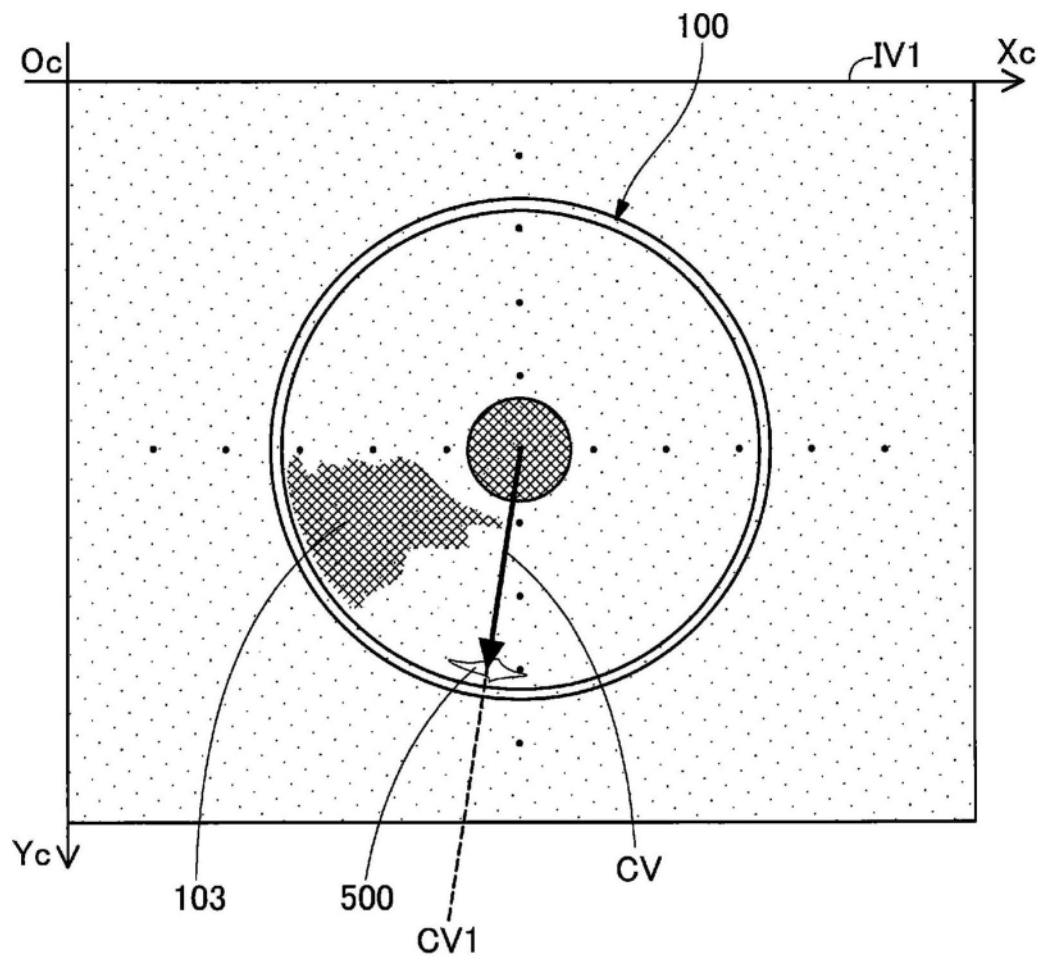


图13

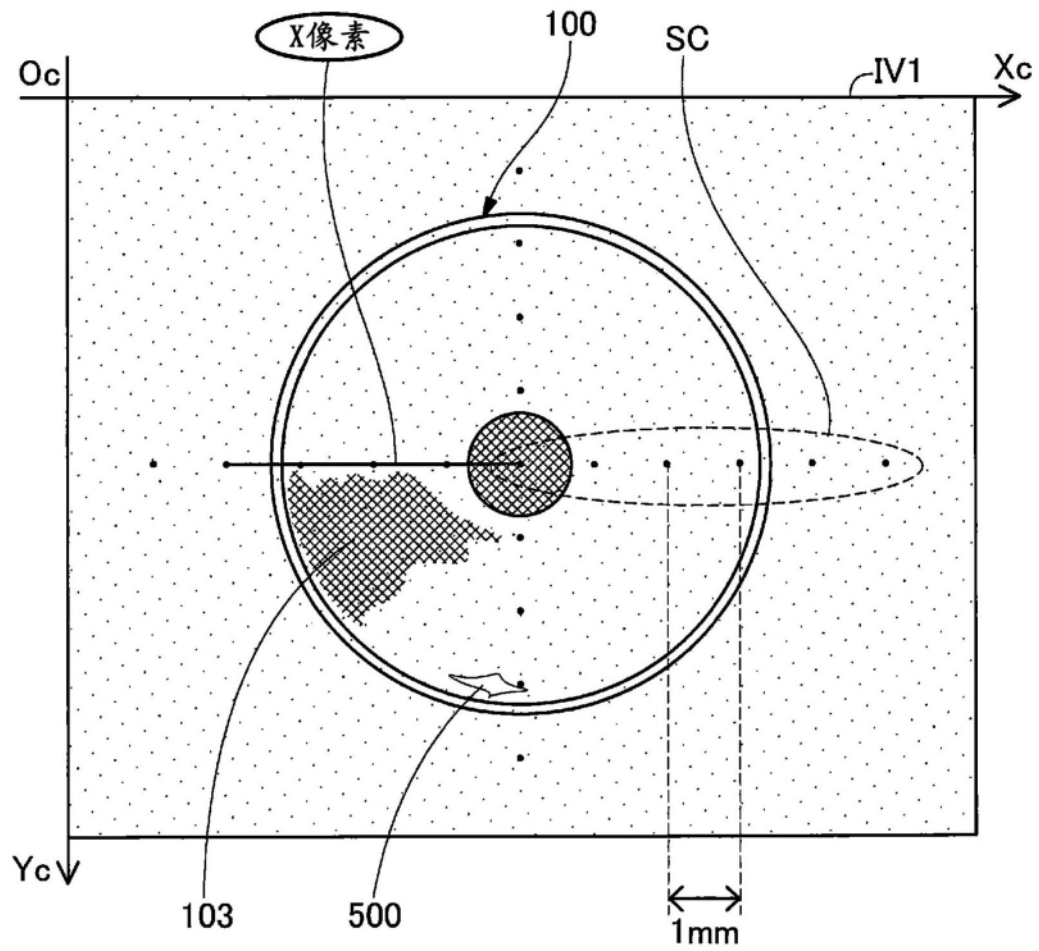


图14

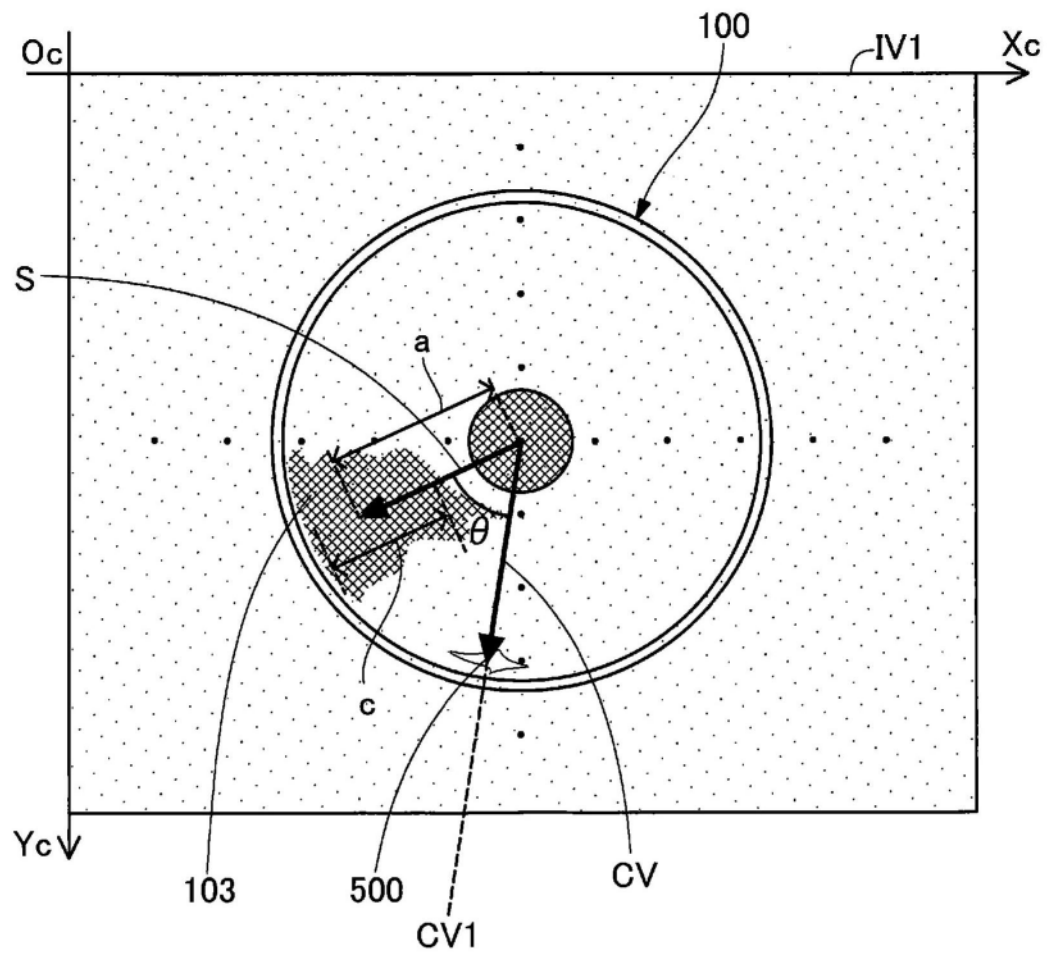


图15

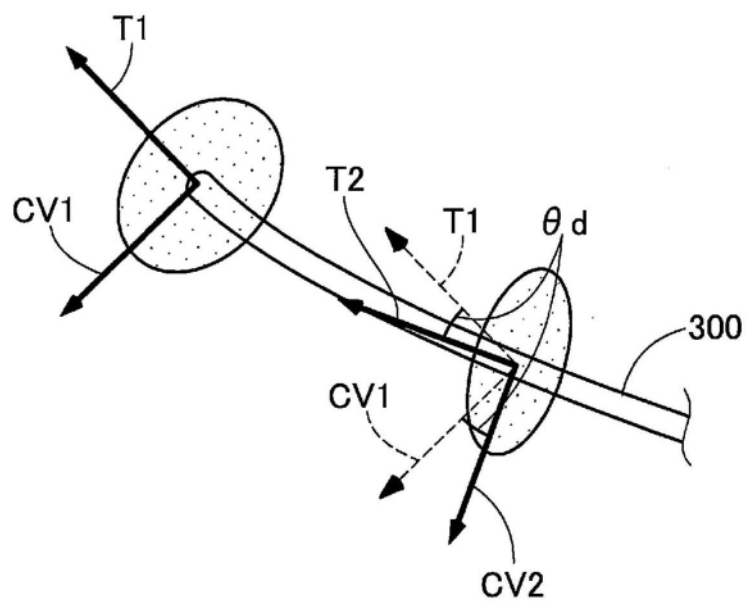


图16

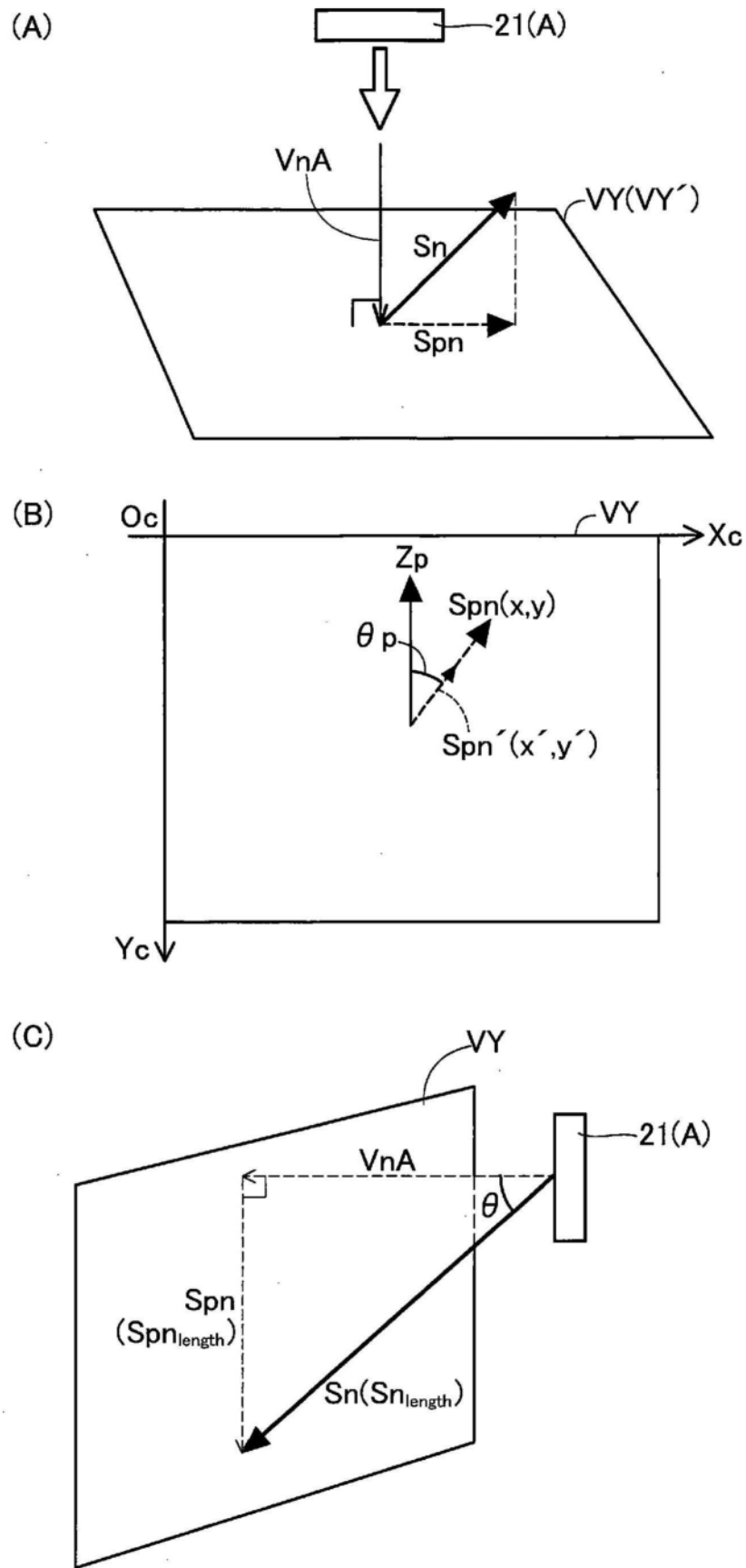


图17

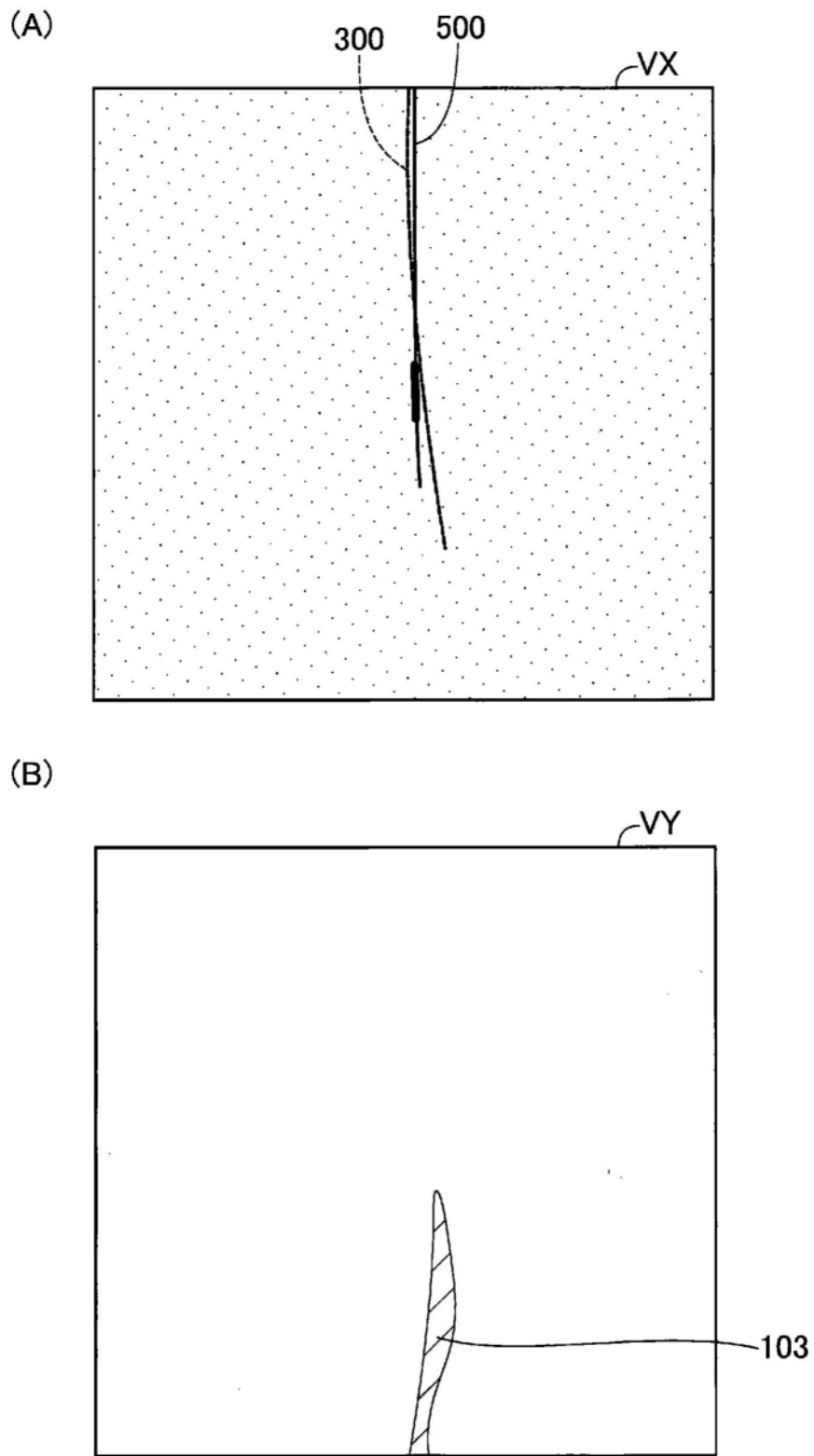


图18

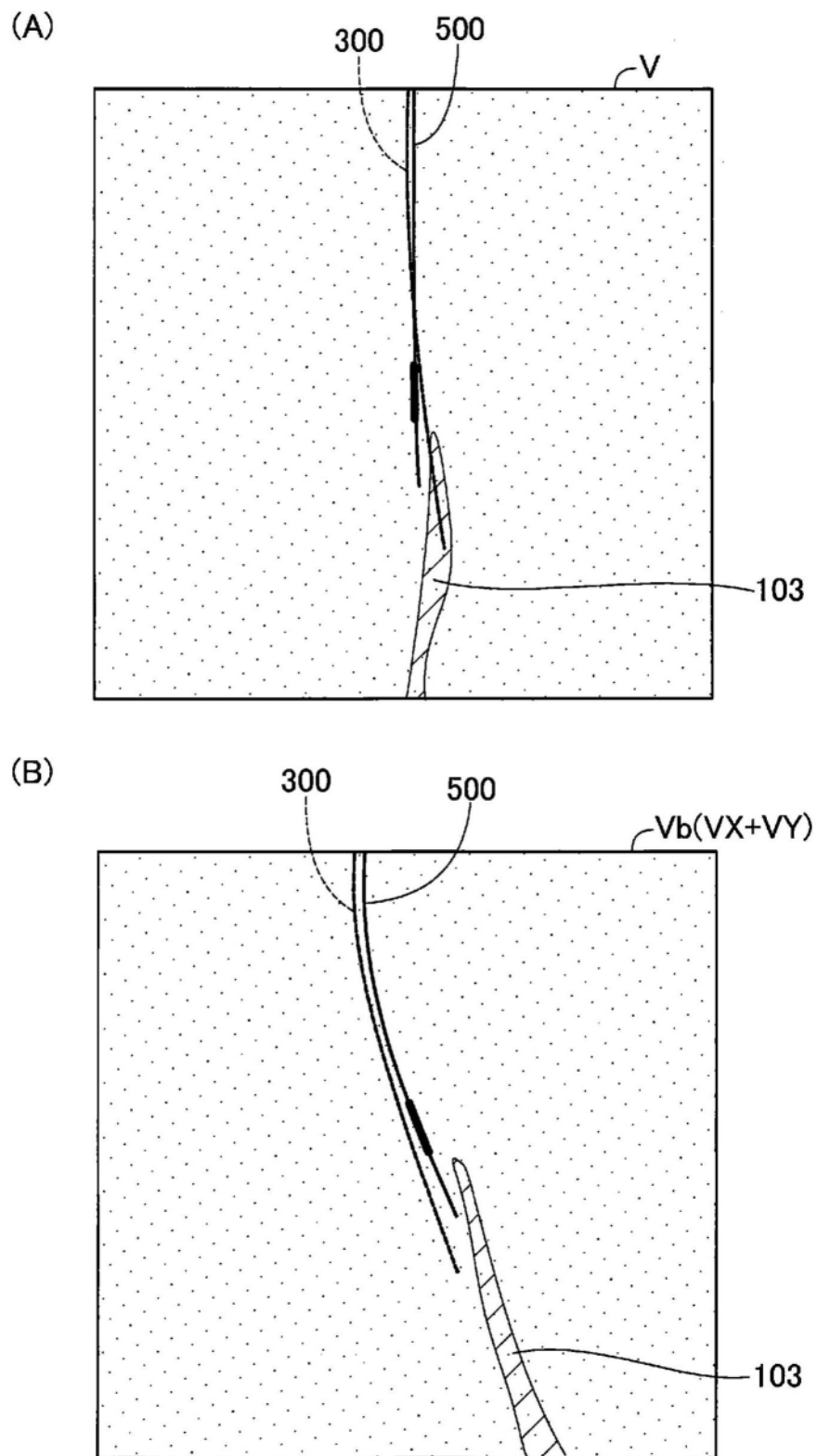


图19

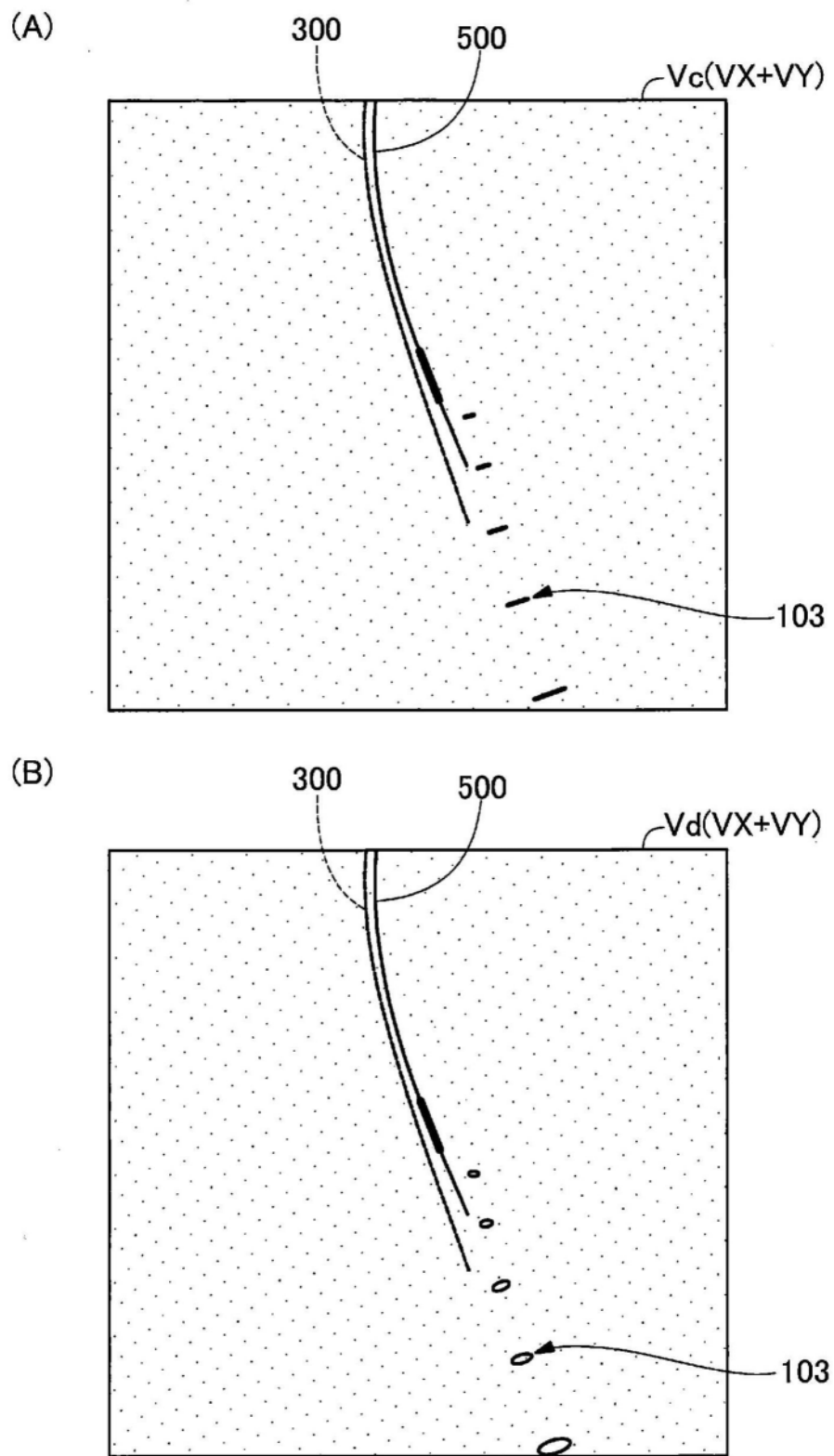


图20

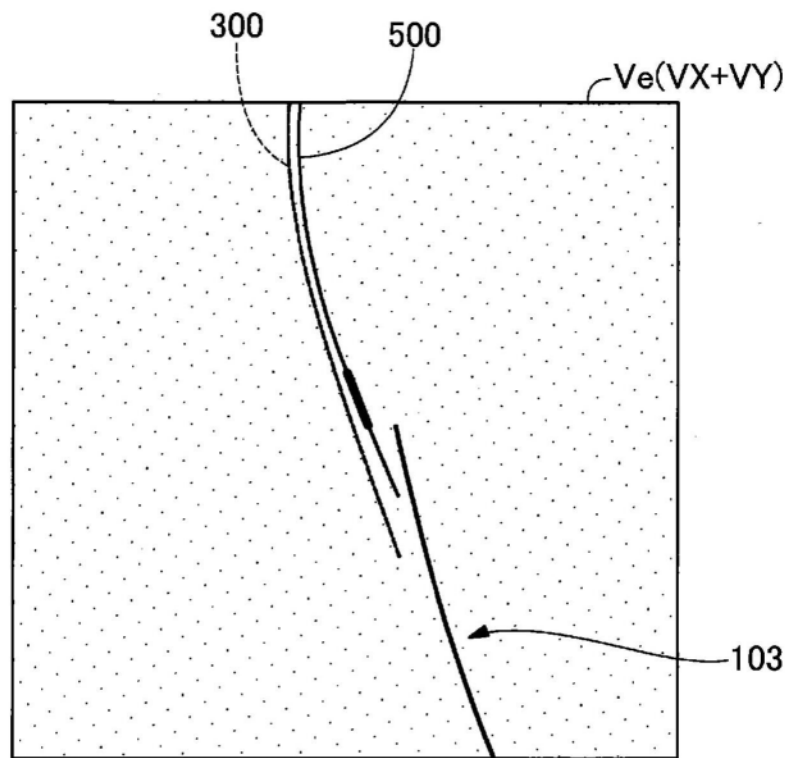


图21

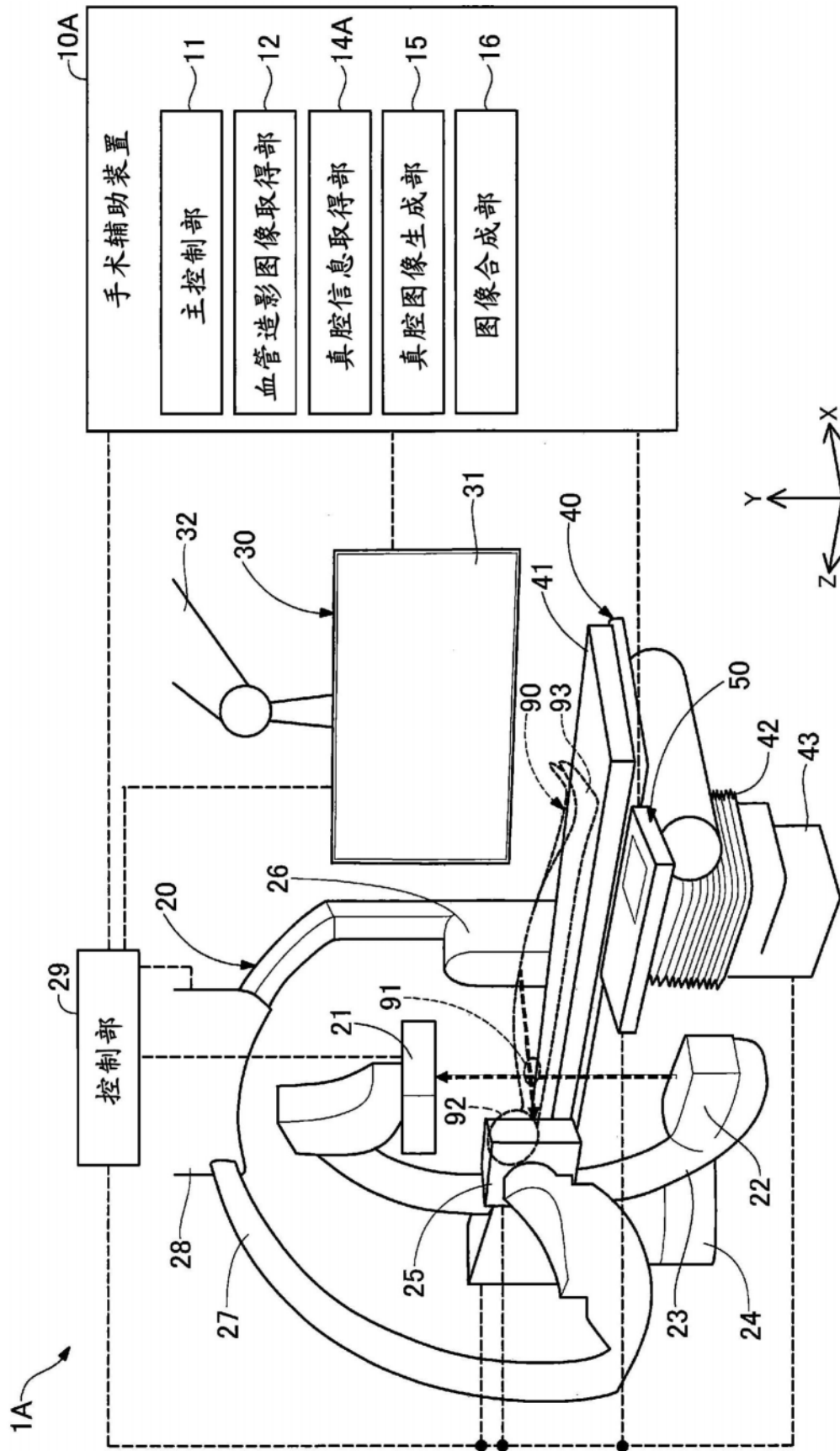


图22

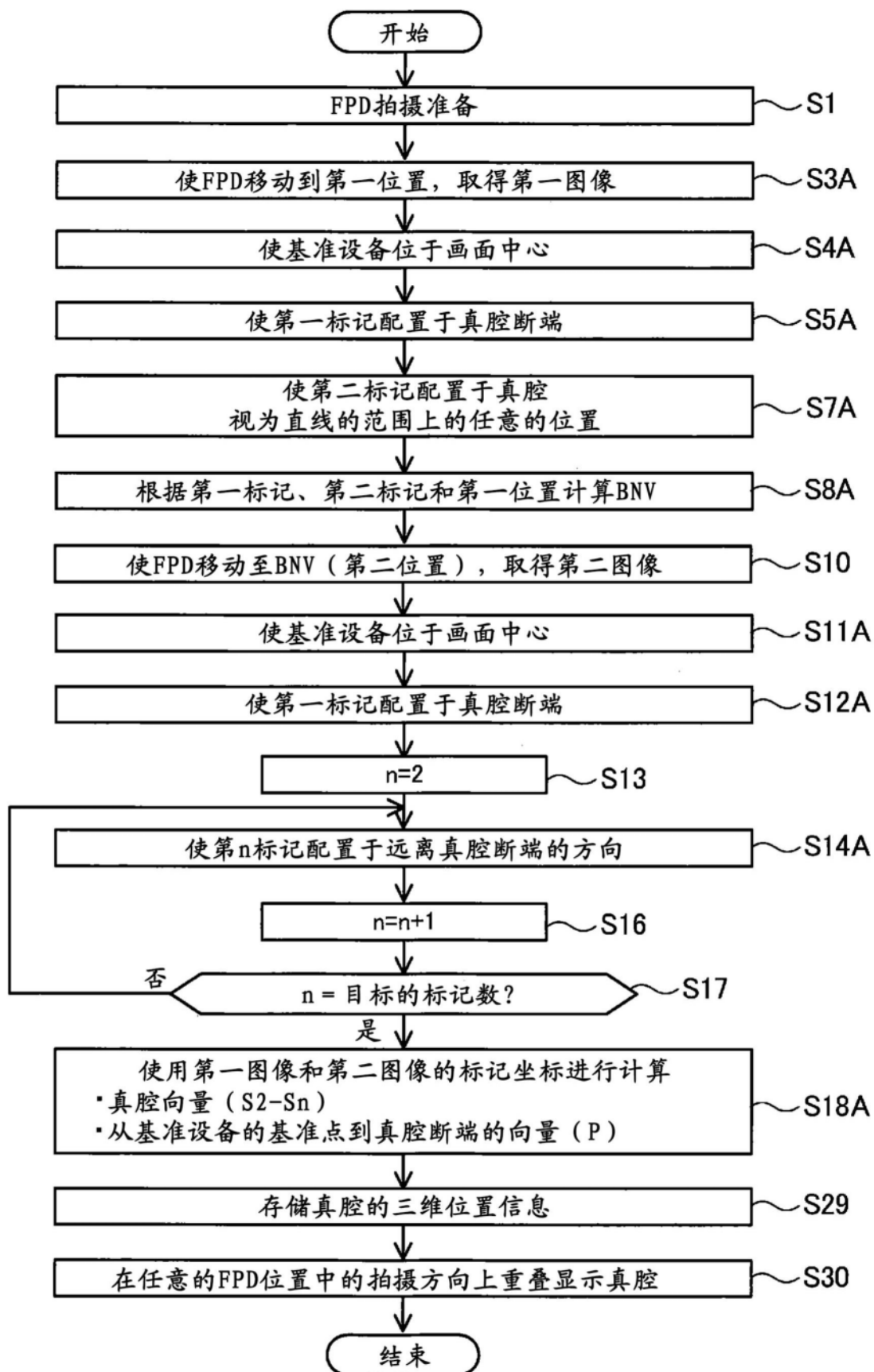


图23

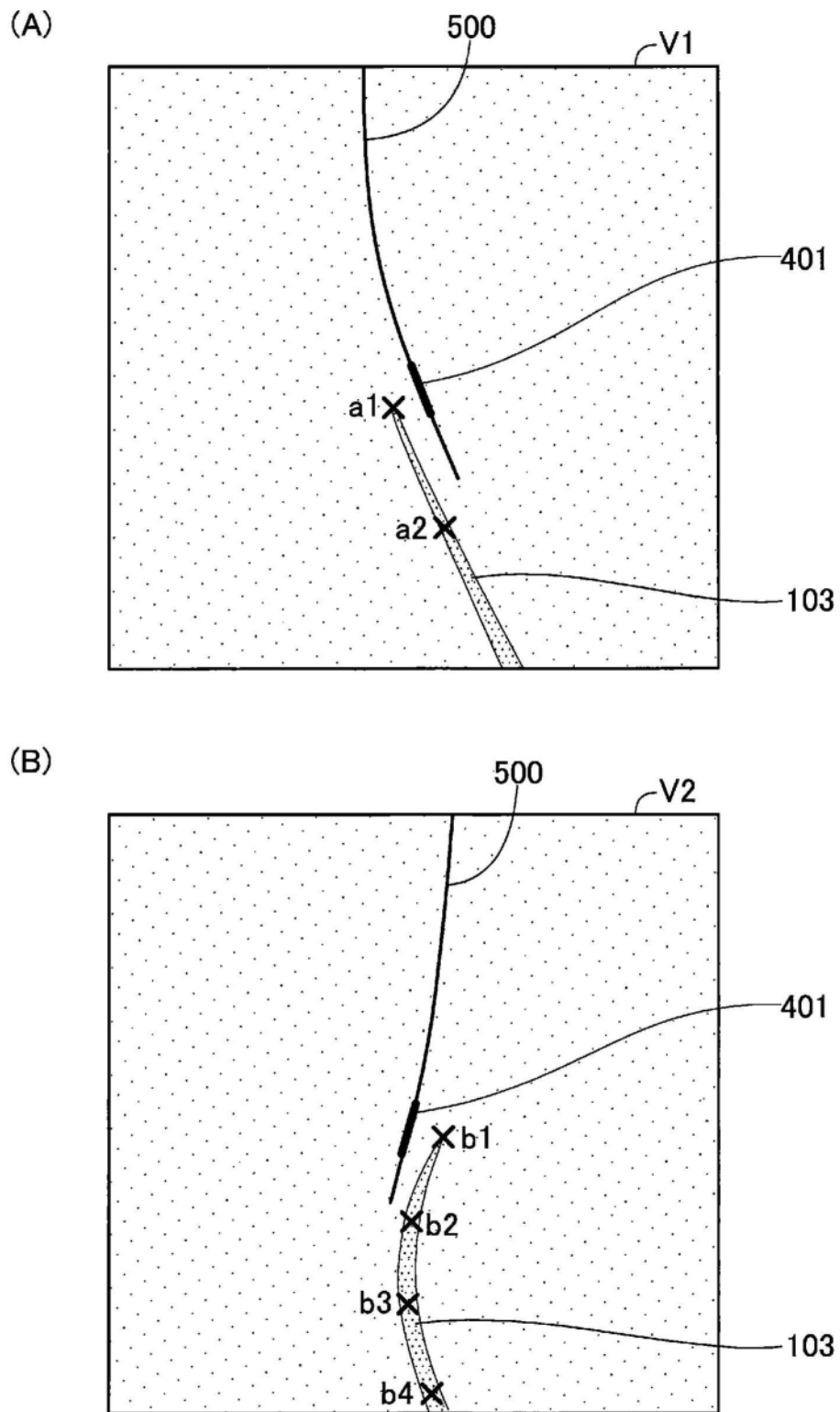


图24

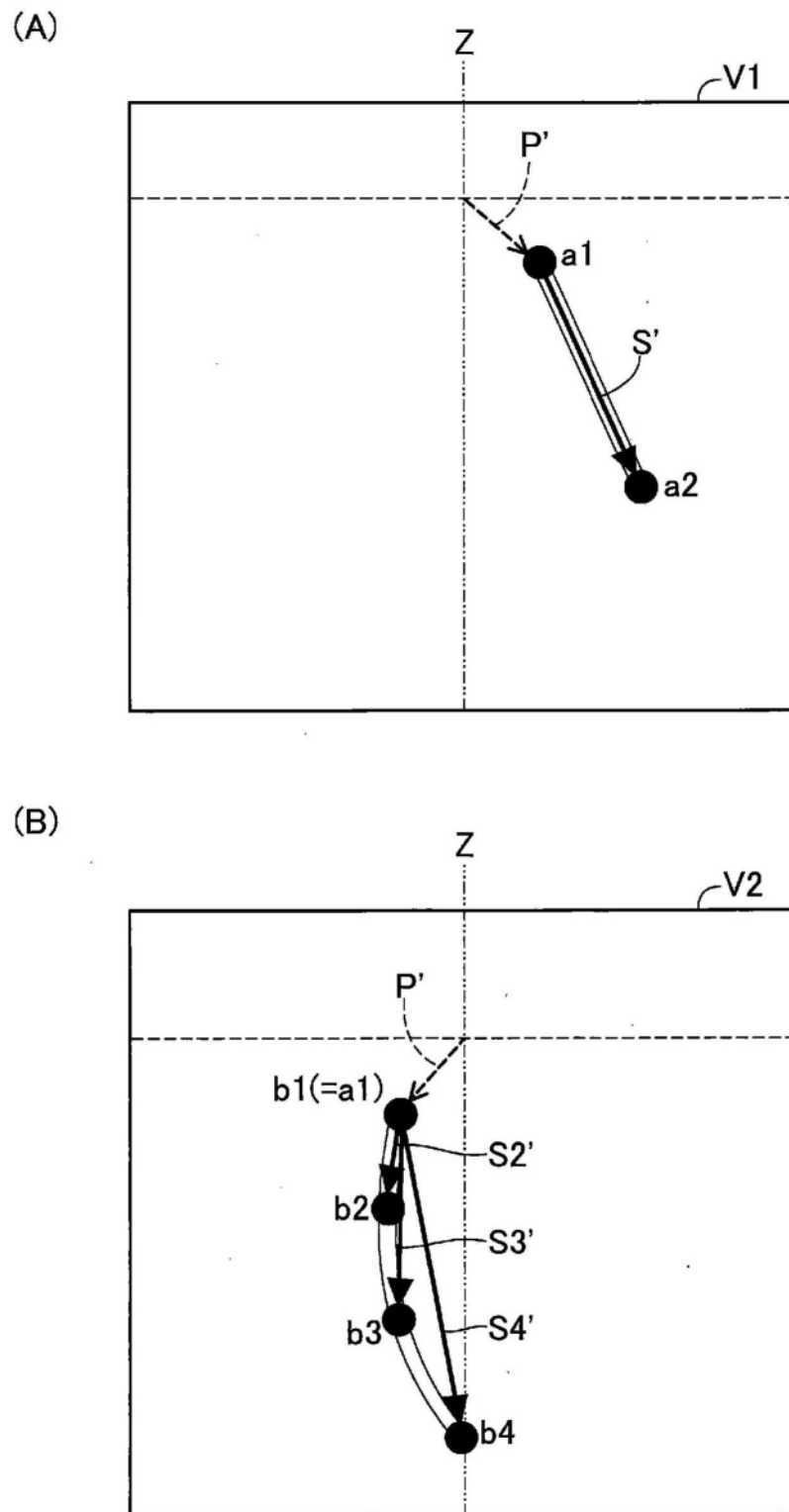


图25

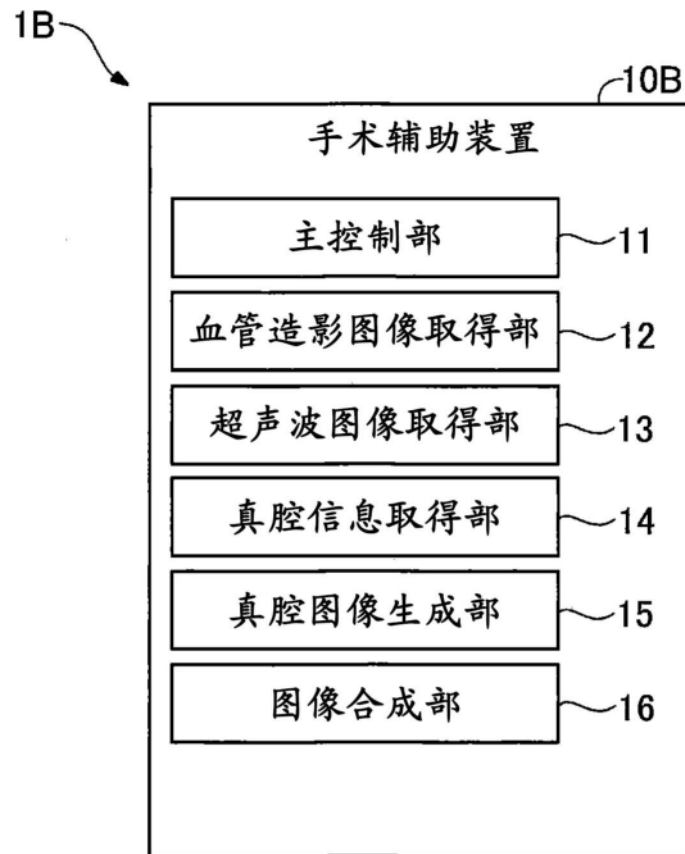


图26