



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 118434364 A

(43) 申请公布日 2024. 08. 02

(21) 申请号 202280084161.6

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22) 申请日 2022.12.17

专利代理师 王永建

(30) 优先权数据

63/292,529 2021.12.22 US

(51) Int. Cl.

A61B 6/12 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 8/12 (2006.01)

2024.06.19

A61B 8/00 (2006.01)

(86) PCT国际申请的申请数据

A61B 8/08 (2006.01)

PCT/EP2022/086521 2022.12.17

A61B 8/04 (2006.01)

(87) PCT国际申请的公布数据

W02023/117821 EN 2023.06.29

A61B 6/50 (2024.01)

(71) 申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

申请人 飞利浦影像引导治疗公司

(72) 发明人 E·纳赫托米 A·科恩 赵沛然

E·普莱斯勒 M·扎尔赫

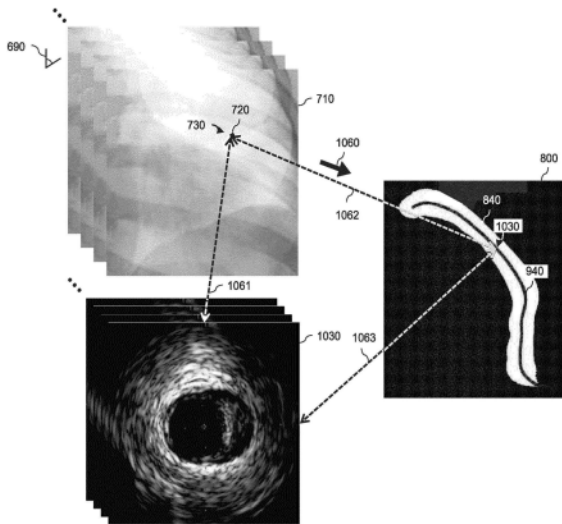
权利要求书3页 说明书26页 附图16页

(54) 发明名称

将管腔内数据与无造影X射线图像帧共配准及相关联的系统、设备和方法

(57) 摘要

一种包括处理器电路的系统,该处理器电路接收在无造影的情况下获得的管腔外图像。当管腔内设备被移动通过患者的体腔时,处理器电路接收在无造影的情况下获得的多个额外的管腔外图像。管腔内设备的位置被跟踪并用于形成曲线。该曲线被叠加在无造影的情况下获得的管腔外图像的其中一个上。曲线和管腔外图像被显示给用户并被修改或确认。随后,由管腔内设备获取的管腔内数据点被与管腔外图像共配准。管腔外图像和管腔内数据被显示给用户。



1. 一种系统,包括:

处理器电路,所述处理器电路被配置成用于与管腔外成像设备以及管腔内导管或导丝通信,其中,所述处理器电路被配置成用于:

接收由所述管腔外成像设备获得的第一管腔外图像;

接收多个第二管腔外图像,所述多个第二管腔外图像在所述管腔内导管或导丝在患者的体腔内的移动期间由所述管腔外成像设备获得,其中,所述多个第二管腔外图像中的多个是在所述体腔内没有造影剂的情况下获得的;

接收多个管腔内数据点,所述多个管腔内数据点在所述移动期间由所述管腔内导管或导丝获得;

基于所述多个第二管腔外图像确定表示所述体腔的形状或位置中的至少一者的曲线;

确定所述第一管腔外图像是否为在所述体腔内没有所述造影剂的情况下获得的;

响应于确定所述第一管腔外图像是在所述体腔内没有所述造影剂的情况下获得的:

将所述曲线指定为所述第一管腔外图像中的所述体腔的中心线;

将所述多个管腔内数据点与沿着所述曲线的位置共配准;

向与所述处理器电路通信的显示器输出第一屏幕显示,所述第一屏幕显示包括:

所述第一管腔外图像;

对所述多个管腔内数据点中的管腔内数据点的视觉表示;以及

标记,所述标记被在所述管腔内数据点的相应位置处叠加在所述管腔外图像上。

2. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,响应于确定所述第一管腔外图像是在所述体腔内没有所述造影剂的情况下获得的,所述处理器电路被配置成用于:

向所述显示器输出第二屏幕显示,所述第二屏幕显示包括:

所述第一管腔外图像;以及

被叠加在所述第一管腔外图像上的所述曲线。

3. 根据权利要求2所述的系统,其特征在于,所述第二屏幕显示包括多个用户输入选项,所述多个用户输入选项针对接受所述中心线、修正所述中心线或绘制新的中心线中的至少一者。

4. 根据权利要求3所述的系统,其特征在于,当针对修正所述中心线的用户输入选项被选择时,所述处理器电路被配置成用于接收用户输入以识别所述曲线的区域,并且选择所述第一管腔外图像内的与所述区域的经修正的位置相对应的新位置。

5. 根据权利要求3所述的系统,其特征在于,所述处理器被配置成用于仅在经由所述多个用户输入选项接收用户输入之后才执行所述共配准并输出所述第一屏幕显示。

6. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,

所述处理器电路被配置成用于与触摸屏显示器通信,

所述处理器电路被配置成用于将所述第一屏幕显示输出到所述触摸屏显示器,以及

所述处理器电路被配置成用于接收来自所述触摸屏显示器的所述用户输入。

7. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,所述管腔外成像设备包括X射线成像设备。

8. 根据权利要求7所述的系统,其特征在于,所述第一管腔外图像被利用第一辐射剂量获得,并且所述多个第二管腔外图像被利用小于所述第一辐射剂量的第二辐射剂量获得。

9. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,所述处理器电路被配置成用于:

接收由所述管腔外成像设备获得的多个第一管腔外图像;以及
从所述多个第一管腔外图像中选择所述第一管腔外图像。

10. 根据权利要求1所述的系统,其特征在於,所述处理器电路被配置成用于在没有接收到针对识别所述第一管腔外图像是在没有所述造影剂的情况下获得的用戶输入的情况下,自动确定所述第一管腔外图像是否是在没有造影剂的情况下获得的。

11. 根据权利要求1所述的系统,其特征在於,

所述多个第二管腔外图像示出了所述管腔内导管或导丝的不透射线部分,以及
所述处理器电路被配置成用于基于所述多个第二管腔外图像中所示的所述不透射线部分来确定所述曲线。

12. 根据权利要求11所述的系统,其特征在於,

所述多个第二管腔外图像是在多个解剖学周期期间获得的,使得所述管腔内导管或导丝在所述管腔内导管或导丝通过所述体腔的移动期间经历周期性运动,以及
为了确定所述曲线,所述处理器电路被配置成用于执行运动补偿。

13. 根据权利要求12所述的系统,其特征在於,为了执行所述运动补偿,所述处理器电路还被配置成用于将所述曲线沿着在所述管腔内导管或导丝经历所述周期性运动时由所述管腔内导管或导丝在所述体腔内的移动产生的形状的中心定位。

14. 根据权利要求1所述的系统,其特征在於,所述第一管腔外图像是所述多个第二管腔外图像中的一个。

15. 根据权利要求1所述的系统,其特征在於,所述处理器电路还被配置成用于在不识别所述第一管腔外图像中的所述体腔的情况下且在不识别所述第一管腔外图像中的所述中心线的情况下,将所述曲线指定为所述第一管腔外图像中的所述体腔的中心线。

16. 一种系统,包括:

处理器电路,所述处理器电路被配置成用于与管腔外成像设备和管腔内导管或导丝通信,其中,所述处理器电路被配置成:

接收第一管腔外图像,所述第一管腔外图像由所述管腔外成像设备获得,其中,所述第一管腔外图像是在所述体腔内没有造影剂的情况下获得的;

接收多个第二管腔外图像,所述多个第二管腔外图像在所述管腔内导管或导丝在患者的体腔内的移动期间由所述管腔外成像设备获得,其中,所述多个第二管腔外图像中的多个是在所述体腔内没有造影剂的情况下获得的;

接收多个管腔内数据点,所述多个管腔内数据点在所述移动期间由所述管腔内导管或导丝获得;

基于所述多个第二管腔外图像将所述多个管腔内数据点与所述第一管腔外图像共配准,使得所述共配准是在没有在所述管腔内有造影剂的情况下获得的管腔外图像的情况下执行的;

向与所述处理器电路通信的显示器输出第一屏幕显示,所述第一屏幕显示包括:

所述第一管腔外图像;

对所述多个管腔内数据点中的管腔内数据点的视觉表示;以及

标记,所述标记被在所述管腔内数据点的相应位置处叠加在所述管腔外图像上。

17. 一种系统,包括:

血管内成像导管;以及

处理器电路,所述处理器电路被配置成用于与X射线成像设备和所述血管内成像设备通信,其中,所述处理器电路被配置成:

接收由所述X射线成像设备获得的第一X射线图像;

接收多个第二X射线图像,所述多个第二X射线图像在所述血管内成像导管在患者的血管内的移动期间由所述X射线成像设备获得,其中,所述多个第二X射线图像中的多个是在所述血管内没有造影剂的情况下获得的;

接收多个血管内图像,所述多个血管内图像在所述移动期间由所述血管内成像导管获得;

基于所述多个第二X射线图像确定表示所述血管的形状或位置中的至少一者的曲线;

确定所述第一X射线图像是否为在所述血管内没有所述造影剂的情况下获得的;

响应于确定所述第一X射线图像是在所述血管内没有所述造影剂的情况下获得的:

将所述曲线指定为所述第一X射线图像中的所述体腔的中心线,而不识别所述第一X射线图像中的所述血管且不识别所述第一X射线图像中的所述中心线;

将所述多个血管内图像与沿着所述曲线的位置共配准;

向与所述处理器电路通信的显示器输出第一屏幕显示,所述第一屏幕显示包括:

所述第一X射线图像;

所述多个血管内图像中的血管内图像;以及

标记,所述标记被在所述血管内图像的相应位置处叠加在所述管腔外图像上。

将管腔内数据与无造影X射线图像帧共配准及相关联的系统、 设备和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2021年12月22日提交的美国临时申请第63/292,529号的优先权,该美国临时申请的全部内容被通过引用并入本文。

技术领域

[0003] 本公开总体上涉及对管腔内和管腔外数据的共配准。具体而言,将管腔内数据与在没有造影注射(contrast injection)的情况下获得的X射线图像共配准。

背景技术

[0004] 医生使用许多不同的医疗诊断系统和工具来监测患者的健康状况并诊断和治疗医疗状况。不同模式(modality)的医疗诊断系统可以给医生提供与患者体内的内部结构相关的不同图像、模型和/或数据。这些模式包括侵入性设备和系统(例如,血管内系统)以及非侵入性设备和系统(例如,外部超声系统或X射线系统)。使用多种诊断系统来检查患者的解剖学结构,可以给医生提供对患者状况的更深入了解。

[0005] 在血管内成像和生理学测量领域,将来自侵入性设备(例如,血管内超声(IVUS)设备)的数据与非侵入性地收集的图像(例如,通过X射线血管造影术和/或X射线静脉造影术)共配准是用于提高血管导管手术的效率 and 准确性的强大技术。通过将数据映射到血管的X射线图像上,共配准识别出血管内数据测量结果的沿着血管的位置。随后,医生可以在血管造影图像上确切地看到沿着血管进行测量的位置,而不是估计该位置。

[0006] 将血管内数据与沿着血管的位置共配准通常需要将造影剂(contrast agent)引入患者血管。造影剂会使原本非不透射线的血管出现在X射线图像中。当显示给用户时,血管内数据的位置会在X射线图像中沿着填充有造影剂的血管被显示出来。然而,引入造影剂既费时又容易出错。有些患者对造影剂的耐受性可能也不好,这会给患者带来不适感。

发明内容

[0007] 本公开的实施例是用于将血管内数据和/或注释(annotations)与沿着在没有造影情况下获得的X射线图像中的血管的位置共配准的系统、设备和方法。在无造影X射线图像中,血管本身在图像中是不可见的。本公开的各方面有利地允许用户执行与无造影X射线图像或低剂量造影X射线图像的共配准。这有利地允许对患有慢性肾脏疾病(CKD)或对X射线造影剂有其他敏感性的患者执行共配准程序,而无需将其暴露于造影染料。这也允许患者,特别是患有CKD的患者,在共配准血管内程序之后的同一天出院,而不用太担心造影诱发的肾病(CIN)的发展。对患者来说,当天出院既经济又安全,而且即使经过最复杂的介入,也被证明是安全的。

[0008] 本发明的各方面可以包括零造影共配准(zero contrast coregistration)和/或在不利用造影注射的x射线下的介入血管程序中优化共配准工作流程。在血管内程序期间

获得多个零造影X射线图像。在每个零造影X射线图像中可以看到血管内设备的不透射线部分。设备在每个图像中的位置形成路径。随后,该路径被进行处理,并确定经运动修正的中心线路径。这种经运动修正的中心线路径被叠加在零造影X射线图像中的一个上。随后,该路径被显示给用户。用户可以编辑路径的形状和/或确认路径的形状是正确的。随后,收集血管内数据的位置可以被与沿着路径的位置相关联,从而允许医生在X射线图像中看到获得血管内数据的位置。

[0009] 在一个示例性方面,提供了一种系统。该系统包括处理器电路,所述处理器电路被配置成用于与管腔外成像设备以及管腔内导管或导丝通信,其中,所述处理器电路被配置成用于:接收由所述管腔外成像设备获得的第一管腔外图像;接收多个第二管腔外图像,所述多个第二管腔外图像在所述管腔内导管或导丝在患者的体腔内的移动期间由所述管腔外成像设备获得,其中,所述多个第二管腔外图像中的多个是在所述体腔内没有造影剂的情况下获得的;接收多个管腔内数据点,所述多个管腔内数据点在所述移动期间由所述管腔内导管或导丝获得;基于所述多个第二管腔外图像确定表示所述体腔的形状或位置中的至少一者的曲线;确定所述第一管腔外图像是否为在所述体腔内没有所述造影剂的情况下获得的;响应于确定所述第一管腔外图像是在所述体腔内没有所述造影剂的情况下获得的:将所述曲线指定(assign)为所述第一管腔外图像中的所述体腔的中心线;将所述多个管腔内数据点与沿着所述曲线的位置共配准;向与所述处理器电路通信的显示器输出第一屏幕显示,所述第一屏幕显示包括:所述第一管腔外图像;对所述多个管腔内数据点中的管腔内数据点的视觉表示(visual representation);以及标记(marking),所述标记被在所述管腔内数据点的相应位置处叠加在所述管腔外图像上。

[0010] 在一个方面,响应于确定所述第一管腔外图像是在所述体腔内没有所述造影剂的情况下获得的,所述处理器电路被配置成用于:向所述显示器输出第二屏幕显示,所述第二屏幕显示包括:所述第一管腔外图像;以及被叠加在所述第一管腔外图像上的所述曲线。在一个方面,所述第二屏幕显示包括多个用户输入选项,所述多个用户输入选项针对接受所述中心线、修正(correct)所述中心线或绘制新的中心线中的至少一者。在一个方面,当针对修正所述中心线的用户输入选项被选择时,所述处理器电路被配置成用于接收用户输入以识别所述曲线的区域,并且选择所述第一管腔外图像内的与所述区域的经修正的位置相对应的新位置。在一个方面,所述处理器被配置成用于仅在经由所述多个用户输入选项接收用户输入之后才执行所述共配准并输出所述第一屏幕显示。在一个方面,所述处理器电路被配置成用于与触摸屏显示器通信,所述处理器电路被配置成用于将所述第一屏幕显示输出到所述触摸屏显示器,并且所述处理器电路被配置成用于接收来自所述触摸屏显示器的所述用户输入。在一个方面,所述管腔外成像设备包括X射线成像设备。在一个方面,所述第一管腔外图像被利用第一辐射剂量(radiation dose)获得,并且所述多个第二管腔外图像被利用小于所述第一辐射剂量的第二辐射剂量获得。在一个方面,所述处理器电路被配置成用于:接收由所述管腔外成像设备获得的多个第一管腔外图像;以及从所述多个第一管腔外图像中选择所述第一管腔外图像。在一个方面,所述处理器电路被配置成用于在没有接收到针对识别所述第一管腔外图像是在没有所述造影剂的情况下获得的的用户输入的情况下,自动确定所述第一管腔外图像是否是在没有造影剂的情况下获得的。在一个方面,所述多个第二管腔外图像示出了所述管腔内导管或导丝的不透射线部分,并且所述处理器

电路被配置成用于基于所述多个第二管腔外图像中所示的所述不透射线部分来确定所述曲线。在一个方面,所述多个第二管腔外图像是在多个解剖学周期(anatomical cycles)期间获得的,使得所述管腔内导管或导丝在所述管腔内导管或导丝通过所述体腔的移动期间经历周期性运动,并且为了确定所述曲线,所述处理器电路被配置成用于执行运动补偿。在一个方面,为了执行所述运动补偿,所述处理器电路还被配置成用于将所述曲线沿着在所述管腔内导管或导丝经历所述周期性运动时由所述管腔内导管或导丝在所述体腔内的移动产生的形状的中心定位。在一个方面,所述第一管腔外图像是所述多个第二管腔外图像中的一个。在一个方面,所述处理器电路还被配置成用于在不识别所述第一管腔外图像中的所述体腔的情况下且在不识别所述第一管腔外图像中的所述中心线的情况下,将所述曲线指定为所述第一管腔外图像中的所述体腔的中心线。

[0011] 在一个示例性方面,提供了一种方法。所述方法包括:利用与管腔外成像设备通信的处理器电路接收由所述管腔外成像设备获得的第一管腔外图像;利用所述处理器电路接收多个第二管腔外图像,所述多个第二管腔外图像在所述管腔内导管或导丝在患者的体腔内的移动期间由所述管腔外成像设备获得,其中,所述多个第二管腔外图像中的多个是在所述体腔内没有造影剂的情况下获得的;利用所述处理器电路接收多个管腔内数据点,所述多个管腔内数据点在所述移动期间由管腔内导管或导丝获得,其中,所述处理器电路与所述管腔内导管或导丝通信;利用所述处理器电路基于所述多个第二管腔外图像确定表示所述体腔的形状或位置中的至少一者的曲线;利用所述处理器电路确定所述第一管腔外图像是否是在所述体腔内没有所述造影剂的情况下获得的;响应于处理器电路确定第一管腔外图像是在所述体腔内没有造影剂的情况下获得的(例如,处理器电路在已经确定所述管腔外图像是在没有造影剂的情况下获得的情况下,执行以下步骤):利用所述处理器电路将所述曲线指定为所述第一管腔外图像中的所述体腔的中心线,而不识别所述第一管腔外图像中的所述体腔并且不识别所述第一管腔外图像中的所述中心线;利用所述处理器电路将所述多个管腔内数据点与沿着所述曲线的位置共配准;向与所述处理器电路通信的显示器输出第一屏幕显示,所述第一屏幕显示包括:所述第一管腔外图像;对所述多个管腔内数据点中的管腔内数据点的视觉表示;以及标记,所述标记被在所述管腔内数据点的相应位置处叠加在所述管腔外图像上。

[0012] 在一个示例性方面,提供了一种系统。该系统包括:处理器电路,所述处理器电路被配置成用于与管腔外成像设备和管腔内导管或导丝通信,其中,所述处理器电路被配置成:接收第一管腔外图像,所述第一管腔外图像由所述管腔外成像设备获得,其中,所述第一管腔外图像是在所述体腔内没有造影剂的情况下获得的;接收多个第二管腔外图像,所述多个第二管腔外图像在所述管腔内导管或导丝在患者的体腔内的移动期间由所述管腔外成像设备获得,其中,所述多个第二管腔外图像中的多个是在所述体腔内没有造影剂的情况下获得的;接收多个管腔内数据点,所述多个管腔内数据点在所述移动期间由所述管腔内导管或导丝获得;基于所述多个第二管腔外图像将所述多个管腔内数据点与所述第一管腔外图像共配准,使得所述共配准是在没有在所述管腔内有造影剂的情况下获得的管腔外图像的情况下执行的;向与所述处理器电路通信的显示器输出第一屏幕显示,所述第一屏幕显示包括:所述第一管腔外图像;对所述多个管腔内数据点中的管腔内数据点的视觉表示;以及标记,所述标记被在所述管腔内数据点的相应位置处叠加在所述管腔外图像上。

[0013] 在一个示例性方面,提供了一种系统。该系统包括:血管内成像导管;以及处理器电路,所述处理器电路被配置成用于与X射线成像设备和所述血管内成像设备通信,其中,所述处理器电路被配置成:接收由所述X射线成像设备获得的第一X射线图像;接收多个第二X射线图像,所述多个第二X射线图像在所述血管内成像导管在患者的血管内的移动期间由所述X射线成像设备获得,其中,所述多个第二X射线图像中的多个是在所述血管内没有造影剂的情况下获得的;接收多个血管内图像,所述多个血管内图像在所述移动期间由所述血管内成像导管获得;基于所述多个第二X射线图像确定表示所述血管的形状或位置中的至少一者的曲线;确定所述第一X射线图像是否是在所述血管内没有所述造影剂的情况下获得的;响应于确定所述第一X射线图像是在所述血管内没有所述造影剂的情况下获得的:将所述曲线指定为所述第一X射线图像中的所述体腔的中心线,而不识别所述第一X射线图像中的所述血管且不识别所述第一X射线图像中的所述中心线;将所述多个血管内图像与沿着所述曲线的位置共配准;向与所述处理器电路通信的显示器输出第一屏幕显示,所述第一屏幕显示包括:所述第一X射线图像;所述多个血管内图像中的血管内图像;以及标记,所述标记被在所述血管内图像的相应位置处叠加在所述管腔外图像上。

[0014] 本公开的其他方面、特征和优点将从以下详细描述中变得明显。

附图说明

[0015] 将参考附图描述本公开的示例性实施例,在附图中:

[0016] 图1是根据本公开的各方面的管腔内成像和X射线系统的示意图。

[0017] 图2是根据本公开的各方面的处于平坦构型的超声成像组件的示意性俯视图。

[0018] 图3是根据本公开的各方面的处于绕着支撑构件的卷曲构型的图2所示的超声成像组件的示意性透视图。

[0019] 图4是根据本公开的各方面的图3所示的超声成像组件的示意性横截面侧视图。

[0020] 图5是根据本公开的各方面的处理器电路的示意图。

[0021] 图6是根据本公开的各方面的示出了血管内设备的路径的血管外图像的示意性视图。

[0022] 图7是根据本公开的各方面的血管外图像和位置集合之间的关系的示意性视图。

[0023] 图8是根据本公开的各方面的基于图像内设备的路径的示意性视图。

[0024] 图9是根据本公开的各方面的基于血管内设备的移动的形状的足迹线(footprint line)的示意性视图。

[0025] 图10是根据本公开的各方面的管腔内超声数据、管腔外图像和管腔内设备的足迹线之间的关系的示意性视图。

[0026] 图11是根据本公开的各方面的足迹线和共配准的管腔内数据之间的关系的示意性视图,其中,计算中心线被叠加在管腔外图像上。

[0027] 图12是根据本公开的各方面的图形用户界面的示意性视图。

[0028] 图13是根据本公开的各方面的图形用户界面的示意性视图。

[0029] 图14是根据本公开的各方面的图形用户界面的示意性视图。

[0030] 图15是根据本公开的各方面的图形用户界面的示意性视图。

[0031] 图16是根据本公开的各方面的将管腔内数据与无造影X射线图像帧共配准的方法

的流程图。

具体实施方式

[0032] 出于促进对本公开的的原理的理解的目的,现在将参考附图中所示的实施例,并且将使用具体语言来描述上述实施例。然而,应理解的是,对本公开的范围没有任何限制。对所描述的装置、系统和方法的任何改变和进一步修改,以及对本公开的的原理的任何进一步应用,都被完全设想到且包括在本公开的范围,如对于本公开有关的领域的技术人员来说通常会出现的那样。具体而言,已全部设想到关于一个实施例描述的特征、部件和/或步骤可与关于本发明的其他实施例描述的特征、部件和/或步骤相组合。然而,出于简洁的目的,这些组合的多种重复将不再单独描述。

[0033] 本发明的各方面寻求优化与将管腔内数据和不使用造影的管腔外图像的共配准相关联的工作流程、用户界面和算法方面。

[0034] 图1是根据本公开的各方面的管腔内成像和X射线系统100的示意图。在一些实施例中,管腔内成像和X射线系统100可以包括两个单独的系统或者是两个系统的组合:管腔内感测系统101和管腔外成像系统151。当管腔内设备102被定位在患者体内时,管腔内感测系统101获得关于患者身体的医疗数据。例如,当管腔内设备102被定位在患者体内时,管腔内感测系统101可以控制管腔内设备102以获得患者体内的管腔内图像。当管腔外成像设备152被定位在患者体外时,管腔外成像系统151获得关于患者身体的医疗数据。例如,当管腔外成像设备152被定位在患者体外时,管腔外成像系统151可以控制管腔外成像设备152以获得患者体内的管腔外图像。

[0035] 管腔内成像系统101可以通过任何合适的部件与管腔外成像系统151通信。这种通信可以通过有线电缆、通过无线信号或通过任何其他方式建立。此外,管腔内成像系统101可以与X射线系统151持续通信,或者可以可以与X射线系统151间歇通信。例如,可以在检查之前、在检查之后或在检查期间的一些时刻,通过有线电缆使两个系统临时通信,或通过无线通信或任何其他合适的手段使两个系统通信。此外,管腔内系统101还可以从X射线成像系统151接收数据,例如X射线图像、带注释的X射线图像、利用X射线成像系统151计算出的指标、关于检查日期和时间的信息、患者状况或诊断的类型和/或严重程度、患者病史或其他患者信息,或任何合适的的数据或信息。X射线成像系统151还可以从管腔内成像系统101接收任何这些数据。在一些实施例中,如图1所示,管腔内成像系统101和X射线成像系统151可以与同一控制系统130通信。在此实施例中,两个系统可以与示出的同一显示器132、处理器134和通信接口140通信,或者可以与控制系统130内实现的任何其他部件通信。

[0036] 在一些实施例中,系统100可能不包括与管腔内成像系统101和X射线成像系统151通信的控制系统130。相反,系统100可以包括两个单独的控制系統。例如,一个控制系统可以与管腔内成像系统101通信或者是管腔内成像设备101的一部分,另外的单独的控制系統可以与X射线成像系统151通信或者是X射线成像设备151的一部分。在该实施例中,管腔内成像系统101和X射线成像系统151两者的单独控制系统可以类似于控制系统130。例如,每个控制系统可以包括各种部件或系统,例如通信接口、处理器和/或显示器。在该实施例中,管腔内成像系统101的控制系统可以执行本公开中描述的任何或所有共配准步骤。可选择地,X射线成像系统151的控制系统可以执行所描述的共配准步骤。

[0037] 管腔内成像系统101可以是超声成像系统。在一些情况下,管腔内成像系统101可以是血管内超声(IVUS)成像系统。管腔内成像系统101可以包括与控制系统130通信的管腔内成像设备102,例如导管、导丝或引导导管。控制系统130可以包括显示器132、处理器134和通信接口140以及其他部件。管腔内成像设备102可以是超声成像设备。在一些情况下,设备102可以是IVUS成像设备,例如固态IVUS设备。在一些方面,用户输入设备和显示器132可以被集成到一个壳体中,或是在一些实例中是分开的设备。

[0038] 在高水平上,IVUS设备102从被包括在扫描器组件(也被称为IVUS成像组件)中的换能器阵列124发射超声能量,扫描器组件被安装在导管设备的远端附近。超声能量被周围介质中的组织结构(例如,血管120或围绕扫描器组件110的其他体腔)反射,并且超声回波信号被换能器阵列124接收。在这方面,设备102被定尺寸、被定形状或被以其他方式配置成用于定位在患者的体腔内。通信接口140将接收到的回波信号传送到控制系统130的处理器134,在该控制器134处,超声图像(在一些实施例中包括流信息)被重建并显示在显示器132上。包括处理器134的控制系统130可以操作以促进本文所述的IVUS成像系统101的特征。例如,处理器134可以执行存储在非暂时有形计算机可读介质上的计算机可读指令。

[0039] 通信接口140便利控制系统130和被包括在IVUS设备102中的扫描器组件110之间的信号的通信。这种通信包括以下步骤:(1)向被包括在扫描器组件110中的一个或多个集成电路控制器芯片提供命令,以选择要用于发射和接收的一个或多个特定换能器阵列元件或声学元件,(2)向被包括在扫描器组件110中的一个或多个集成电路控制器芯片提供发射触发信号,以激活发射器电路从而产生电脉冲来激励所选择的(一个或多个)换能器阵列元件,和/或(3)经由被包括在扫描器组件110的一个或多个集成电路控制芯片上的放大器,接受从所选择的(一个或多个)换能器阵列元件接收的放大回波信号。在一些实施例中,通信接口140在将回波数据中继到处理器134之前执行对回波数据的初步处理。在这种实施例的示例中,通信接口140执行对数据的放大、过滤和/或聚合。在一个实施例中,通信接口140还提供高压和低压DC功率以支持包括扫描器组件110内的电路的设备102的操作。

[0040] 处理器134通过通信接口140从扫描器组件110接收回波数据,并处理该数据以重建扫描器组件110周围介质中组织结构的图像。处理器134输出图像数据,使得管腔120的图像(例如,血管120的横截面图像)显示在显示器132上。管腔120可以表示流体填充或围绕的结构,包括天然的和人造的结构。管腔120可以在患者的身体内。管腔120可以是血管,例如患者血管系统的动脉或静脉,包括心脏血管、外周血管、神经血管、肾血管和/或身体内的任何其他合适的管腔。例如,设备102可以用于检查任何数量的解剖位置和组织类型,包括但不限于器官,包括肝脏、心脏、肾脏、胆囊、胰腺、肺;管道;肠;神经系统结构,包括大脑、硬膜囊、脊髓和周围神经;泌尿道;以及血液内的瓣膜、心脏的腔室或其他部分和/或身体的其他系统。除了自然结构之外,设备102还可以用于检查人造结构,例如但不限于心脏瓣膜、支架、分流器、过滤器和其他设备。

[0041] 在一些实施例中,IVUS设备包括与传统的固态IVUS导管类似的一些特征以及那些在美国专利第7,846,101号中公开的特征,传统固态IVUS导管例如为EagleEye®导管、VisionsPV.014PRX导管、Visions PV.018导管、Visions PV.035和Pioneer Plus导管,其中的每个均可从Koninklijke Philips N.V获得,美国专利第7,846,101号的全部内容被通过

引用并入本文。例如,IVUS设备102包括位于设备102的远端附近的扫描器组件110和沿着设备102的纵向主体延伸的传输线束112。传输线束或电缆112可以包括多个导体,包括一个、两个、三个、四个、五个、六个、七个或更多个导体。应理解到,导体可使用任何合适规格的导线。在一个实施例中,电缆112可以包括四导体传输线布置结构,例如使用41AWG规格的导线。在一个实施例中,电缆112可以包括七导体传输线布置结构,其利用例如44AWG规格的导线。在一些实施例中,可以使用43AWG规格的导线。

[0042] 传输线束112端接于设备102的近端处的患者接口模块(PIM)连接器114。PIM连接器114将传输线束112电联接到通信接口140,并将IVUS设备102物理联接到通信接口140。在一些实施例中,通信接口140可以是PIM。在一个实施例中,IVUS设备102进一步包括导丝出口端口116。因此,在一些情况下,IVUS设备102是快速交换导管。导丝出口端口116允许朝向远端插入导丝118,以引导设备102穿过血管120。

[0043] 在一些实施例中,管腔内成像设备102可以获取任何合适的成像模式(包括光学相干断层扫描(OCT)和血管内光声(IVPA))的血管内图像。

[0044] 在一些实施例中,管腔内设备102是获得管腔内(例如,血管内)的压力数据的压力感测设备(例如,压力感测导丝),而管腔内系统101是基于压力数据(例如,分数流量储备(FFR)、瞬时无波比率(iFR)和/或远侧压力与近侧/主动脉压力之间的其他合适比率(Pd/Pa))确定压力比率的血管内压力感测系统。在一些实施例中,管腔内设备102是获得管腔内(例如,血管内)流量数据的流量感测设备(例如,流量感测导丝),而管腔内系统101是基于压力数据(例如,冠状动脉血流储备(CFR)、流速、流量等)确定流动相关值的血管内流动感测系统。

[0045] X射线成像系统151可以包括被配置成用于执行X射线成像、血管造影、透视、射线照相、静脉造影或其他成像技术的X射线成像设备或设备152。X射线成像系统151可以基于由X射线设备152收集的X射线图像数据生成单个X射线图像(例如,血管造影或静脉造影)或多个(例如,两个或更多个)X射线图像(例如,视频和/或透视图像流)。X射线成像设备152可以是任何合适的类型,例如,其可以是固定的X射线系统,例如固定C型臂X射线设备、移动C型臂X射线设备、直臂X射线设备或U型臂设备。此外,X射线成像设备152还可以是任何合适的移动设备。X射线成像设备152还可以与控制系统130通信。在一些实施例中,X射线系统151可以包括数字射线照相设备或任何其他合适的设备。

[0046] 如图1所示的X射线设备152包括X射线源160和包括输入屏幕174的X射线检测器170。X射线源160和检测器170可以被以一定的相互距离安装。患者或对象180的解剖学结构可以被定位于X射线源160和X射线检测器170之间。例如,患者的解剖学结构(包括血管120)可以被定位于X射线源160和X射线检测器170之间。

[0047] X射线源160可以包括适于产生X射线的X射线管。X射线源160的一些方面可以包括一个或多个真空管,该一个或多个真空管包括与高压电源的负极引线相连的阴极和与同一电源的正极引线相连的阳极。X射线源160的阴极还可以包括灯丝。灯丝可以是任何合适的类型,或着由任何合适的材料(包括钨或铼钨)制成,并且可以被定位在阴极的凹陷区域内。阴极的一个功能可以是将电子从高压电源中排出,并将其聚焦成瞄准阳极的一束良好限定的射束。阳极也可以由任何合适的材料制成,并且可以被配置成用于从阴极发射的电子中产生X辐射。此外,阳极可以耗散在生成X辐射过程中产生的热量。阳极的形状可以被设计为

斜面圆盘,在一些实施例中,阳极可以通过电机旋转。X射线源160的阴极和阳极可以被容纳在密闭的围壳中,该围壳有时也被称为包套(envelope)。

[0048] 在一些实施例中,X射线源160可以包括影响图像可见度的辐射对象焦点。辐射对象焦点可以由系统100的用户或者由系统100的制造厂商基于诸如模糊性、可见性、热耗散能力或其他特征之类的特征来选择。在一些实施例中,系统100的操作员或用户可以在即时设置(point-of-care setting)中切换所提供的不同的辐射对象焦点。

[0049] 检测器170可以被配置成用于获取X射线图像,并且可以包括输入屏幕174。输入屏幕174可以包括被配置成用于吸收X射线能量并将能量转换为光的一个或多个增强屏幕。光可以继而曝光胶片。在其中胶片可以对光比对X辐射更敏感的实施例中,输入屏幕174可以被用于将X射线能量转换为光。取决于待成像的患者区域、对图像细节和/或患者曝光的要求或任何其他因素,可以在图像增强器内选择不同类型的增强屏幕。增强屏幕可以由任何合适的材料(包括硫酸铅钡、硫酸钡、氟氯化钡、氧化钷或任何其他合适的材料)制成。输入屏幕374可以是荧光屏,或者可以是与荧光屏直接相邻定位的胶片。在一些实施例中,输入屏幕374还可以包括保护屏以遮挡检测器370内的电路或部件免受周围环境的影响。在一些实施例中,X射线检测器170可以包括平板检测器(FPD)。检测器170可以是间接转换FPD或直接转换FPD。检测器170还可以包括电荷耦合器件(CCD)。X射线检测器370还可以被称为X射线传感器。

[0050] 对象180可以是任何合适的待成像对象。在示例性实施例中,对象可以是患者的解剖学结构。更具体而言,待成像的解剖学结构可以包括胸部、腹部、骨盆区域、颈部、腿部、头部、足部、具有心脏血管的区域或包含患者外周血管的区域,并且可以包括各种解剖学结构,例如但不限于器官、组织、血管和血液、气体或任何其他解剖学结构或对象。在其他实施例中,对象可以是人造结构,或者可以包括人造结构。

[0051] 在一些实施例中,X射线成像系统151可以被配置成用于在没有造影的情况下(without contrast)获得X射线图像。在一些实施例中,X射线成像系统151可以被配置成用于在有造影(例如,血管造影或静脉造影)的情况下获得X射线图像。在这些实施例中,可以在成像之前将造影剂或X射线染料引入患者的解剖学结构中。造影剂也可以被称为放射性造影剂、造影材料、造影染料或造影介质。造影染料可以是任何合适的材料、化学物质或化合物,并且可以呈液体、粉末、糊、片剂或任何其他合适的形式。例如,造影染料可以是碘基化合物、硫酸钡化合物、钆基化合物或任何其他合适的化合物。造影剂可以被用于增强患者解剖学结构中的内部流体或结构的可见性。造影剂可以吸收外部X射线,导致X射线检测器170上的曝光量降低。

[0052] 在一些实施例中,管腔外成像系统151可以是任何合适的管腔外成像设备,例如计算机断层扫描(CT)或磁共振成像(MRI)。

[0053] 当控制系统130与X射线系统151通信时,通信接口140便利控制系统130与X射线设备152之间的信号的通信。这种通信包括向X射线设备152的X射线源160和/或X射线检测器170提供控制命令,以及接收来自X射线设备152的数据。在一些实施例中,通信接口140在将数据转发给处理器134之前对X射线数据执行初步处理。在此类实施例的示例中,通信接口140可以对数据执行放大、过滤和/或聚合。在一个实施例中,通信接口140还提供高压和低压DC功率,以支持包括在设备内的电路的设备152的操作。

[0054] 处理器134通过通信接口140接收来自X射线设备152的X射线数据,并且处理数据以重建被成像的解剖学结构的图像。处理器134输出图像数据,使得在显示器132上显示图像。在其中将造影剂引入患者的解剖学结构并生成静脉图的实施例中,待成像的具体关注区域可以是一条或多条血管或人体血管的其他区段或部分。造影剂可以识别流体填充结构,包括天然的和/或人造的结构,例如患者血管系统的动脉或静脉,包括心脏血管、外周血管、神经血管、肾脏血管和/或身体内任何其他合适的管腔。例如,X射线设备152可被用于检查任意数量的解剖位置和组织类型,包括但不限于前面提到的所有器官、流体或其他结构或解剖学结构的多个部分。除了自然结构之外,X射线设备152还可以被用于检查人造结构,如前面提到的任何结构。

[0055] 处理器134可以被配置成用于接收由X射线成像设备152在临床过程期间存储的X射线图像。图像可以通过其他信息(例如,患者病史、患者记录、IVUS成像、术前超声成像、术前CT或任何其他合适的的数据)进一步增强。

[0056] 图2是根据本公开的各方面的处于平坦构型的超声成像组件110的示意性俯视图。柔性组件110包括被形成在换能器区域204中的换能器阵列124和被形成在控制区域208中的换能器控制逻辑裸片(dies)206(包括裸片206A和206B),在换能器区域204和控制区208之间设置有过渡区域210。换能器阵列124包括超声换能器元件212的阵列。换能器控制逻辑裸片206被安装在柔性基板214上,换能器元件212先前已集成到柔性基板214。柔性基板214在图2中被示为平坦构型。尽管在图2中示出了六个控制逻辑裸片206,但是可以使用任何数量的控制逻辑裸片206。例如,可以使用一个、两个、三个、四个、五个、六个、七个、八个、九个、十个或更多个控制逻辑裸片206。

[0057] 其上安装有换能器控制逻辑裸片206和换能器元件212的柔性基板214给电连接提供结构支撑和互连。柔性基板214可以被构造为包括柔性聚酰亚胺材料(例如,KAPTON™(杜邦公司的商标))薄膜层。其他合适的材料包括聚酯薄膜、聚酰亚胺薄膜、聚萘二甲酸乙二醇酯薄膜或聚醚酰亚胺薄膜、液晶聚合物、其他柔性印刷半导体基板以及诸如Upilex®(Ube Industries的注册商标)和TEFLON®(E. I. du Pont的注册商标)之类的产品。在图2所示的平坦构型中,柔性基板214具有大致矩形的形状。如图所示且如本文描述的,柔性基板214在一些情况下被配置成用于绕着支撑构件230(图3)卷绕。因此,柔性基板214的膜层的厚度通常与最终组装的柔性组件110的弯曲程度有关。在一些实施例中,膜层的厚度在5 μm 到100 μm 之间,而一些具体实施例的膜层厚度在5 μm 到25.1 μm 之间,例如6 μm 。

[0058] 一组换能器控制逻辑裸片206是控制电路的非限制性示例。换能器区域204设置在柔性基板214的远侧部分221处。控制区域208设置在柔性基板214的近侧部分222处。过渡区域210设置在控制区域208和换能器区域204之间。在不同的实施例中,换能器区域204、控制区域208和过渡区域210的尺寸(例如,长度225、227、229)可以变化。在一些实施例中,长度225、227、229可以基本相似,或者,过渡区域210的长度227可以分别小于换能器区域的长度225和控制区域208的长度229,过渡区域210的长度227可以分别大于换能器区域的长度225和控制区域208的长度229。

[0059] 控制逻辑裸片206不必是同种类的(homogeneous)。在一些实施例中,单个控制器被指定为主控制逻辑裸片206A,并且包含用于处理系统(例如,处理系统106)与柔性组件110之间的电缆112的通信接口。因此,主控制电路可以包括对通过电缆112接收的控制信号

进行解码、通过电缆112传输控制响应、放大回波信号和/或通过电缆112传输回波信号的控制逻辑。其余控制器为从属控制器206B。从属控制器206B可以包括驱动被定位在换能器元件212上的多个换能器元件512以发射超声信号并选择换能器元件212来接收回波的控制逻辑。在所描绘的实施例中,主控制器206A不直接控制任何换能器元件212。在其他实施例中,主控制器206A驱动与从属控制器206B相同数量的换能器元件212,或者驱动与从属控制器206B相比数量较少的一组换能器元件212。在示例性实施例中,提供了单个主控制器206A和八个从属控制器206B,其中,每个从属控制器206B分配了八个换能器。

[0060] 为了电互连控制逻辑裸片206和换能器元件212,在一个实施例中,柔性基板214包括被形成在膜层中的导电迹线216,导电迹线216在控制逻辑裸片206和换能器元件212之间传输信号。具体而言,在控制逻辑裸片206和换能器元件212之间提供通信的导电迹线216在过渡区域210内沿着柔性基板214延伸。在一些情况下,导电迹线216还可以便利主控制器206A和从属控制器206B之间的电通信。导电迹线216还可以提供一组导电焊盘,当电缆112的导体218与柔性基板214进行机械和电连接时,该组导电焊盘与电缆112的导体218接触。用于导电迹线216的合适材料包括铜、金、铝、银、钽、镍和锡,并且可以通过诸如溅射、电镀和蚀刻之类的工艺沉积在柔性基板214上。在一个实施例中,柔性基板214包括铬附着层。选择导电迹线216的宽度和厚度以在卷曲柔性基板214时提供适当的导电性和弹性。在这方面,导电迹线216和/或导电焊盘的厚度的示例性范围在 $1\mu\text{m}$ - $5\mu\text{m}$ 之间。例如,在一个实施例中, $5\mu\text{m}$ 的导电迹线216之间相隔 $5\mu\text{m}$ 的空间。柔性基板上的导电迹线216的宽度可以进一步由待连接到迹线或焊盘的导体218的宽度确定。

[0061] 在一些实施例中,柔性基板214可以包括导体接口220。导体接口220可以位于柔性基板214的这样的位置,在该位置处,电缆112的导体218与柔性基板214联接。例如,电缆112的裸导体在导体接口220处与柔性基板214电联接。导体接口220可以是柔性基板214的主体延伸的凸台。在这方面,柔性基板214的主体可以共同地指代换能器区域204、控制器区域208和过渡区域210。在所示实施例中,导体接口220从柔性基板214的近侧部分222延伸。在其他实施例中,导体接口220定位在柔性基板214的其他部分(例如,远侧部分221)处,或者柔性基板214可以没有导体接口220。凸台或导体接口220的尺寸值(例如,宽度224)可以小于柔性基板214的主体的尺寸值(例如,宽度226)。在一些实施例中,形成导体接口220的基板由与柔性基板214相同的(一种或多种)材料制成,和/或具有与柔性基板214相似的柔性。在其他实施例中,导体接口220由不同材料制成,和/或比柔性基板214更具刚性。例如,导体接口220可以由塑料、热塑性塑料、聚合物、硬聚合物等(包括聚甲醛(例如,DELTRIN®)、聚醚醚酮(PEEK)、尼龙、液晶聚合物(LCP))和/或其他合适的材料制成。

[0062] 图3是根据本公开的各方面的绕着支撑构件的处于卷曲构型的图2所示的超声成像组件102的示意性透视图。图3示出了处于卷曲构型的扫描器组件110的透视图。在一些情况下,柔性基板214从平坦构型(图2)过渡到卷曲或更圆柱形的构型(图3)。例如,在一些实施例中,利用了如在名称为“ULTRASONIC TRANSDUCER ARRAY AND METHOD OF MANUFACTURING THE SAME”的美国专利第6,776,763号和名称为“HIGH RESOLUTION INTRAVASCULAR ULTRASOUND SENSING ASSEMBLY HAVING A FLEXIBLE SUBSTRATE”的美国专利第7,226,417中的一个或多个中所公开的技术,这些美国专利中的每个的全部内容通过引用并入本文。

[0063] 取决于本公开发明的应用和实施例,换能器元件212可以是压电换能器、单晶换能

器或PZT(锆钛酸铅)换能器。在其他实施例中,换能器阵列124的换能器元件可以是弯曲换能器、压电式微机械超声换能器(PMUT)、电容式微机械超声换能器(CMUT)或任何其他合适类型的换能器元件。在这种实施例中,换能器元件212可以包括细长的半导体材料或允许微机械加工或在基板上设置极小元件或电路的相似方法的其他合适材料。

[0064] 在一些实施例中,换能器元件212和控制器206可以以环形构型(例如,圆形构型或多边形构型)绕着支撑构件230的纵向轴线250定位。应理解到,支撑构件230的纵向轴线250也可以被称为扫描器组件110、柔性伸长构件121或设备102的纵向轴线。例如,成像组件110在换能器元件212和/或控制器206处的横截面轮廓可以是圆形或多边形。任何合适的环形多边形形状都可以实现,例如基于控制器或换能器的数量、控制器或换能器的柔性等。一些示例可以包括五边形、六边形、七边形、八边形、九边形、十边形等。在一些示例中,换能器控制器206可以被用于控制换能器元件212的超声换能器512,以获得与血管120相关联的成像数据。

[0065] 在一些情况下,支撑构件230可以被称为一体件(unibody)。支撑构件230可以由金属材料(例如,不锈钢)或非金属材料(例如,塑料或聚合物,如在于2014年4月28日提交的、名称为“Pre-Doped Solid Substrate for Intravascular Devices”的美国临时专利申请第61/985,220号中描述的,该美国临时专利申请的被通过引用整体并入本文)构成。在一些实施例中,支撑构件230可以由303不锈钢构成。支撑构件230可以是具有远侧凸缘或部分232和近侧凸缘或部分234的套管。支撑构件230可以是管状形状的,并且限定纵向延伸穿过其的管腔236。管腔236可以被设定尺寸和设定形状为用于接收导丝118。支撑构件230可以使用任何合适的工艺制造。例如,可以对支撑构件230进行机械加工和/或电化学加工或激光铣削(例如,通过从坯料移除材料来使支撑构件230成形)或者进行模制(例如,通过注塑工艺或微注塑工艺)。

[0066] 现在参考图4,其中示出了根据本公开的各方面的包括柔性基板214和支撑构件230的管腔内成像设备102的远侧部分的示意性横截面侧视图。管腔236可以与进入/离开端口116相连,并且被设定尺寸和设定尺寸为用于接收导丝118(图1)。在一些实施例中,支撑构件230可以整体形成为一体式结构,而在其他实施例中,支撑构件230可以由不同的部件(例如,套管和支架242、243和244)形成,这些不同部件被彼此固定联接。在一些情况下,支撑构件230和/或其一个或多个部件可以与内部构件256完全集成。在一些情况下,内部构件256和支撑构件230可以被连结为一体,例如,在是聚合物支撑构件的情况下。

[0067] 在支撑构件230的远侧部分、中央部分和近侧部分处分别设置有竖向延伸的支架242、243和244。支架242、243和244抬高并支撑柔性基板214的远侧部分、中央部分和近侧部分。在这方面,柔性基板214的诸如换能器部分204(或换能器区域204)之类的部分可以与支撑构件230的在支架242、243和244之间延伸的中央主体部分间隔开。支架242、243、244可以具有相同的外径,或者具有不同的外径。例如,远侧支架242可以具有比中央支架243和/或近侧支架244大或小的外径,并且还可以具有用于旋转对准以及用于控制芯片放置和连接的具体特征。

[0068] 为了改善声学性能,可以在换能器阵列212和支撑构件230的表面之间的腔室中填充声学背衬材料246。液体背衬材料246可以被通过支架242中的通道235或通过下文将详细讨论的其他凹部引入柔性基板214和支撑构件230之间。背衬材料246可以用于衰减换能器

阵列212发射的、沿着不期望的向内方向传播的超声能量。

[0069] 电路控制器芯片206和支撑构件230的表面之间的腔室可以用底填 (underfill) 材料247填充。底填材料247可以是粘合剂材料 (例如环氧树脂), 其给电路控制器芯片206和/或柔性基板214提供结构支撑。此外, 底填材料247可以是任何合适的材料。

[0070] 在一些实施例中, 支撑构件的中央主体部分可以包括允许一体件的管腔与在柔性基板214和支撑构件230之间的腔室之间的流体连通的凹部。在组装过程期间, 可以在内部构件256延伸穿过一体件的管腔之前, 通过腔室引入声学背衬材料246和/或底填材料247。在一些实施例中, 可以通过支架242、244中的一个支架的通道235或任何其他合适的凹部施加吸力, 同时通过支架242、244中的其它支架的通道235或任何其他合适的凹部将液体背衬材料246递送到柔性基板214和支撑构件230之间。背衬材料可以固化, 以允许其凝固和固定。在各种实施例中, 支撑构件230包括都与三个支架242、243和244, 支架242、243和244中的仅一个或两个, 或者支撑构件230没有支架。在这方面, 支撑构件230可以具有直径增大的远侧部分262和/或直径增大的近侧部分264, 其被设定尺寸和设定形状为用于抬高和支撑柔性基板214的远侧部分和/或近侧部分。

[0071] 在一些实施例中, 支撑构件230可以大致呈圆柱形。还设想到支撑构件230的其他形状, 包括几何、非几何、对称、非对称的横截面轮廓。如本文所用的术语, 支撑构件230的形状可以参考支撑构件230的横截面轮廓。在其他实施例中, 支撑构件230的不同部分可以具有各种形状。例如, 近侧部分264可以具有比远侧部分262的外径或在远侧部分262和近侧部分264之间延伸的中央部分的外径更大的外径。在一些实施例中, 支撑构件230的内径 (例如, 管腔236的直径) 可以随着外径的改变而相应增大或减小。在其他实施例中, 尽管外径变化, 但是支撑构件230的内径保持不变。

[0072] 近侧内部构件256和近侧外部构件254联接到支撑构件230的近侧部分264。近侧内部构件256和/或近侧外部构件254可以包括柔性细长构件。近侧内部构件256可以被接收在近侧凸缘234内。近侧外部构件254与柔性基板214的近端邻接并接触。远侧端头构件252与支撑构件230的远侧部分262联接。例如, 远侧构件252被定位在远侧凸缘232周围。端头构件252可以与柔性基板214的远端和支架242邻接并接触。在其他实施例中, 端头构件252的近端可以被接收在处于卷曲构型的柔性基板214的远端中。在一些实施例中, 柔性基板214和端头构件252之间可存在间隙。远侧构件252可以是管腔内成像设102的最远侧部件。远侧端头构件252可以是柔性聚合物部件, 其限定成像设备102的最远端。此外, 远侧端头构件252可以额外地限定与支撑构件230所限定的管腔236连通的管腔。导丝118可以延伸穿过管腔236和由端头构件252限定的管腔。

[0073] 可以在管腔内成像设备102的远侧部分处的各种部件之间设置一种或多种粘合剂。例如, 柔性基板214、支撑构件230、远侧构件252、近侧内部构件256、换能器阵列212和/或近侧外部构件254中的一个或多个可以通过粘合剂彼此联接。换言之, 粘合剂可以与例如换能器阵列212、柔性基板214、支撑构件230、远侧构件252、近侧内部构件256和/或近侧外部构件254以及其他部件接触。

[0074] 图5是根据本公开的各方面的处理器电路510的示意图。处理器电路510可以在图1的控制系统130、管腔内成像系统101和/或X射线成像系统151中或任何其他合适的位置中实现。在一个示例中, 处理器电路510可以与系统100内的管腔内成像设备102、X射线成像设

备152和显示器132通信。处理器电路510可以包括处理器134和/或通信接口140(图1)。一个或多个处理器电路510被配置成用于执行本文所述的操作。如图所示,处理器电路510可以包括处理器560、存储器564和通信模块568。这些元件可以直接或间接地彼此通信,例如通过一条或多条总线。

[0075] 处理器560可以包括被配置成用于执行本文所述的操作的CPU、GPU、DSP、专用集成电路(ASIC)、控制器、FPGA、其他硬件设备、固件设备或其任意组合。处理器560也可作为计算设备的组合(例如,DSP和微处理器的组合、多个微处理器、与DSP内核结合的一个或多个微处理器或任何其他此类配置)来实现。

[0076] 存储器564可以包括高速缓冲存储器(例如,处理器560的高速缓冲存储器)、随机存取存储器(RAM)、磁阻式RAM(MRAM)、只读存储器(ROM)、可编程只读存储器(PROM)、可擦除可编程只读存储器(EPROM)、电可擦除可编程只读存储器(EEPROM)、闪存、固态存储设备、硬盘驱动器、其他形式的易失性和非易失性存储器或不同类型存储器的组合。在一个实施例中,存储器564包括非暂时性计算机可读介质。存储器564可存储指令566。指令566可以包括当由处理器560执行时使处理器560执行本文中参考探头110和/或主机130(图1)所述的操作的指令。指令566也可被称为代码。术语“指令”和“代码”应作广义解释,以包括任何类型的计算机可读语句。例如,术语“指令”和“代码”可指一个或多个程序、例程、子例程、函数、过程等。“指令”和“代码”可以包括单个计算机可读语句或多个计算机可读语句。

[0077] 通信模块568可以包括任何电子电路和/或逻辑电路,以便利处理器电路510、探头110和/或显示器132和/或显示器132之间的直接或间接数据通信。在这方面,通信模块568可以是输入/输出(I/O)设备。在一些情况下,通信模块568可以便利处理器电路510和/或探头110(图1)和/或主机130(图1)的各种元件之间的直接或间接通信。

[0078] 图6是根据本公开的各方面的X射线图像600的示意性视图。如前所述,本公开的一个目的可以是在不向患者引入造影的情况下,执行管腔内数据(例如,IVUS数据或生理学数据)与管腔外图像之间的共配准程序。

[0079] 在高水平上,共配准程序涉及同时执行血管内程序和管腔外成像程序。例如,患者解剖学结构可以被定位在管腔外成像设备的成像区域内。管腔外成像设备可以获取患者的管腔外图像。在获取管腔外图像的同时,医生可以将管腔内设备(例如,IVUS导管)定位在患者的在管腔外成像设备的视图内的血管内。当医生移动IVUS导管穿过血管时,可以在X射线图像内观察到IVUS设备的不透射线部分。在这方面,在每个接收到的X射线图像中,当IVUS设备移动通过血管时,IVUS设备的位置可以在不同的定位上。随着IVUS设备的移动,其可以获取IVUS图像。由于IVUS图像和X射线图像是被同时获取的,因此系统可以将IVUS图像与该IVUS设备在该时间在X射线图像中被观察到的位置相对应。IVUS设备在该程序期间的许多位置可以被存储为一系列坐标,并且可以被用于确定该设备在移动通过血管时的路径。随后,沿着所生成的路径的每个位置可以与IVUS图像相对应。在许多共配准程序中,该路径随后被叠加在有造影的附加的X射线图像上。为了获得该X射线图像,医生可以向患者的血管施用造影剂。这种造影剂可以使血管在X射线图像内的显现。在不引入造影剂的情况下,典型的X射线图像可能不会显示任何血管。基于IVUS设备的位置生成的路径可以被叠加在有造影的X射线图像上。或者,在一些情况下,基于有造影的多个X射线图像内的血管的位置的中心线,以确保IVUS路径与正确的血管匹配,并且确保IVUS数据与有造影(例如,血管造影

照片)的X射线图像的共配准是准确的。

[0080] 尽管在上面的示例中已经描述了血管内超声设备,但是相同的原理可以应用于任何合适的管腔内程序。例如,其他管腔内数据(如包括血压数据(例如,FFR数据、iFR数据或其他压力数据)或血流数据的生理学数据)也可以被以相同的方式获取并与管腔外图像共配准。

[0081] 在一些情况下,一些患者可能对用于使血管显现在X射线图像中的造影剂更敏感。具体而言,慢性肾脏疾病(CKD)患者可能更容易因使用造影剂而出现并发症。例如,如果将造影剂引入患者的血管,则患者可能被暴露于造影剂诱导的肾病(CIN)的风险。本发明有利地提供了一种在不使用造影剂或者使用更低剂量的造影剂的情况下执行共配准以表示路线图图像(roadmap)的方式。这有利地导致患者的与造影剂暴露有关的并发症风险显著降低。这可以允许更快地从共配准程序中释放患者,可以减少程序本身的程序时间,并可以使更多患者在同一天出院,即使在最复杂的介入之后也是如此。

[0082] 图6所示的管腔外图像600可以是患者解剖学结构的视图。图像600可以是在没有将造影剂引入血管的情况下获得的X射线图像。这可以被看出,因为在图像600内没有观察到血管。作为一个示例,路径610被示为叠加在图像600上。这种路径610可以与解剖学结构内的血管相对应。具体而言,路径610可以与管腔内设备在管腔内程序期间的运动大体对应。然而,由于路径610是被叠加在管腔外图像上的计算出的线条,因此路径610在最初获取到的图像600内会是不可见的。在一些实施例中,系统将自动区分有造影的血管造影照片(标准血管造影照片)和无造影的血管造影照片(零造影血管造影照片)。

[0083] 在一些实施例中,图像600可以可选择地是低造影图像或超低造影图像。超低造影图像600可以是在将小于20cc的造影引入到血管的情况下获得的X射线图像。低造影图像可以是在使用更大量的造影剂的情况下获得的图像。

[0084] 在一些实施例中,处理器电路510可以将管腔外成像设备的角度690和变焦设置(zoom setting)接收并存储在电路510通信的存储器中。角度690可以与获取图像600时C形臂相对于患者解剖学结构的角度的角度相对应。变焦设置可以与获取图像600时使用的管腔外成像系统的变焦量(如果有的话)相对应。该信息可以被提供给用户或由处理器电路510在后续程序中使用。根据本文所述的本发明的要素,一旦识别出零造影血管造影照片,将针对该场景优化共配准工作流程、用户显示和计算。例如,处理器电路(例如,图5的处理器电路510)可以被配置成用于在显示器(例如,显示器132)上为用户显示提示或标签,以引导用户获取必要的数据并执行必要的程序来进行零造影共配准。

[0085] 管腔外图像600可以是任何合适类型的管腔外图像。例如,图像600可以是在无造影的情况下获得的电影图像(cine image)或是在无造影的情况下获得的透视图像(fluoroscopy image)。在一些实施例中,电影图像可以与在相对较高剂量的辐射或相对较高的帧速率的情况下获得的X射线图像相对应,因此可以是具有相对较高分辨率的图像。在一些实施例中,透视图像是在相对较低剂量的辐射或相对较低的帧速率的情况下获得的X射线图像,并且可以是具有相对较低分辨率的图像。

[0086] 应注意到,图6所示的路径610可以是运动修正的路径。例如,如下面将参考图7至图11更详细地解释的,可以使用各种技术来说明患者解剖学结构在成像期间的移动。例如,在由IVUS成像设备对冠状血管成像的示例中,如图像600所示的被成像的患者解剖学结构

可以随着心脏跳动而不断移动。其结果是,IVUS设备的不透射线部分可以随着跳动的心脏以循环模式不断地移动。因此,观察到的IVUS设备的移动起初可能不会作为图6所示的路径610呈现,而可能是显示在一个或多个方向上的移动的位置集合。

[0087] 图7示出了根据本公开的各方面的多个管腔外图像710和位置集合740之间的关系。在本公开的一个步骤处,例如在管腔内回拉程序期间,处理器电路510可以被配置成用于接收多个管腔外图像710。多个管腔外图像710可以由管腔外成像系统151获得。管腔外图像710可以显示管腔内感测设备720(例如,血管内成像导管、血管内压力感测导丝等)的一个或多个不透射线部分。当设备被移动通过患者血管时,每个连续的管腔外图像710可以在图像内的不同位置中描绘管腔内设备720的不透射线部分。管腔内成像设备720的不透射线部分的这些位置可以被存储在与处理器电路510通信的存储器中。这些位置可以被存储为图像内的像素的坐标。例如,如图7的图像710所示,可以在图像710内的位置730处观察到设备720。与位置730相对应的坐标可以被存储在与图像710相关联的存储器中。在一些实施例中,所有的图像710可以利用管腔外成像系统151以与被用于获得图6的图像600相同的角度690和变焦设置来获得。在一些实施例中,图像600可以被选择为图像710中的一个。

[0088] 设备720在所有接收到的图像710中的位置的所有坐标可以创建位置集合740。图7所示的图像700可以描绘位置集合740。位置集合740可以在设备720行进通过患者解剖学结构的血管时识别设备720的一个或多个不透射线部分的多个(例如,一些、全部或基本上全部)位置。如图7所示,位置集合740可以包括与路径740平行的方向741和与路径740的方向垂直的方向742。在一些实施例中,方向741可以与在设备收集管腔内数据(例如,血管内图像、血管内压力等)时(例如,在回拉期间)设备通过血管的移动的方向相对应。如图7所示,特别是在图像700中,设备720的位置可以包括在平行方向741和垂直方向742上的各种位置。在一些实施例中,在成像程序期间,被成像的血管可以随着患者的解剖学结构的移动而移动。例如,如果对患者心脏内的血管进行成像,在整个成像程序中,心脏可以连续地将血液泵送到患者解剖学结构的其余部分。在该示例中,心脏的各种血管,包括心脏的其中定位有管腔内设备720的血管,将随着心脏的各种肌肉的移动而移动。可以考虑这些肌肉运动对管腔内设备720在垂直方向742或平行方向741上的位置变化。

[0089] 如箭头762所示,在图像710内观察到的位置可以被识别为图像700中的位置集合740或者与位置集合740相关联。在一些实施例中,图像700是显示来自图像710中的多个(例如,一些、全部或基本全部)图像的不透射线部分的位置的合成图像。通过这种方式,由设备720在设备720的各种位置处收集的数据,例如IVUS图像或生理学数据,可以被与位置集合740中的相应位置相关联。作为一个示例,图像710所示的位置730也可以在图像700中被识别。在2017年6月22日提交的、名称为“Estimating the endoluminal path of an endoluminal device along a Lumen”的美国申请第15/630482号中描述了确定和显示设备行进通过血管的路径的各方面,该美国申请被通过引用整体并入本文。

[0090] 图8是根据本公开的各方面的基于位置集合740的形状840的示意性视图。在一些实施例中,形状840被形成为仅包括位置集合740。在一些实施例中,形状840可以是闭合的形状。该形状840可以在图像800内显示。这可以通过任何合适的图像处理技术实现。例如,处理器电路510可以识别图像700的与位置集合740相对应的区域。例如,处理器电路510可以被配置成用于识别限定位置集合740的所有像素坐标的外边缘。外边缘可以限定形状

840。处理器电路510可以采用任何合适的图像处理技术。例如,系统100可以使用诸如边缘检测、图像编辑或恢复、线性滤波或其他滤波方法、图像填充之类的图像处理技术或者任何其他合适的图像处理技术。例如,系统100可以使用逐像素分析来识别图像700内纵向相邻的暗像素。在一些实施例中,系统100可以使用深度学习技术来识别形状840的外边缘的位置。

[0091] 图9是根据本公开的各方面的基于管腔内设备的移动的的形状840的计算足迹线(calculated footprint line)940的示意性视图。图9包括具有形状840和已识别的计算足迹线940的图像800。计算足迹线940也可以被称为计算出的足迹线、经修正的足迹线、路径、经修正的路径、中心线、经修正的中心线、经运动修正的路径、经运动修正的足迹线、经运动修正的中心线或任何其他术语。在一些实施例中,处理器电路510可以识别与形状840相关联的各种方向。例如,方向941可以与沿着形状840的长度的形状840的平行方向相对应。此外,方向942可以对应于形状840的垂直方向。

[0092] 在一些实施例中,处理器电路510可以被配置成用于计算在形状840的所有位置处的形状840的宽度。例如,从形状840的远侧位置950开始到近侧位置960,处理器电路可以确定在沿着形状840的每个位置处在垂直方向942上的宽度。随后,可以基于沿着形状840的长度的这些宽度测量结果来计算得到所计算足迹线940。例如,在沿着形状840的每个位置处,处理器电路可以确定宽度,并将计算足迹线940定位在与形状840的任一外边缘相距该宽度的一半的距离处。这种计算足迹线940可以表示血管内设备行进通过的血管的针对运动进行修正的路径。在这方面,如果患者解剖学结构在成像程序期间保持固定,则计算足迹线940可以是血管内设备通过患者解剖学结构的移动的图示。由于血管内设备在其移动通过血管时位于血管内,因此计算足迹线940也可以是被成像的血管的形状和位置的表示。因此,可以在X射线帧中不使用造影的情况下计算被成像的血管的形状和位置。在无造影血管造影照片的情况下,本公开的算法可以将估计到的管腔路径(例如,计算足迹线940)映射到不可见的血管轮廓。这可能需要所计算足迹线与被IVUS设备成像的血管的不可见的中心线一致。其结果是,计算足迹线到血管中心线的假定映射(presumed mapping)可能引入误差,该误差被根据本文描述的公开的原理修正。

[0093] 图10示出了IVUS数据1030、管腔外图像710和计算足迹线940之间的关系。如参考图7描述的,图7所示的位置集合740与血管内成像设备720在成像程序期间移动通过血管时的位置相对应。计算足迹线940是运动被修正的位置集合740的简化视图。设备720在图像710中的每个位置与位置集合740和计算足迹线940中的一个位置相对应。在这方面,参考图7描述的,位置集合740中的位置730可以与沿着计算足迹线940的类似位置1030相对应。这种关系可以通过箭头1062示出。类似地,设备720在图像710中的每个位置可以与多个IVUS图像1030中的一个相关联。在一些实施例中,与设备720在图像710中的位置相关联的数据可以是其他管腔内数据。例如,如前所述,管腔内数据1030可以包括如图10所示的IVUS图像、诸如压力数据或流动数据之类的生理学数据、或者任何其他合适的管腔内数据。如箭头1061所示,每个管腔内数据1030,例如图10所示的IVUS图像1030,可以与至少一个管腔外图像710内的至少一个位置相关联。基于图10中由箭头1062所示的图像710和计算足迹线940之间的关系,与设备720的位置相关联的管腔内数据1030可以类似地与沿着计算足迹线940的位置相关联。例如,图10所示的第一IVUS图像1030可以如箭头1061所示地与第一X射线图

像710内的位置730相关联。图10所示的同一第一IVUS图像1030也可以如箭头1063所示地与计算足迹线940的位置1030相关联。对于所有的IVUS图像1030或其他管腔内数据、所有的管腔外图像710以及沿着计算足迹线940的所有位置,可以存在类似的关系。

[0094] 图11示出了根据本公开的各方面的计算足迹线940和共配准的管腔内数据之间的关系,其中,计算中心线1140被叠加在管腔外图像1100上。

[0095] 在一些实施例中,计算足迹线940可以由图像800内的多个像素坐标限定。例如,图像800可以包括多个像素或者由多个像素构成。作为这些像素的示例,图像800可以被划分为多个框801。每个框801可以与图像的像素相对应。如图11所示,表示图像800的像素的框801的数量可以是任何合适的数量。图11的图像800中所示的框801的排列和数量仅是示例性的且用于教学目的。例如,图像800可以包括比图11所示的框801所例示的像素更多或更少的像素。

[0096] 在一些实施例中,处理器电路510可以被配置成用于接收附加的管腔外图像1100。管腔外图像1100可以是任何合适的管腔外图像。例如,管腔外图像1100可以是X射线图像。在一个示例中,管腔外图像1100可以是在无造影的情况下获得的X射线图像,例如透视图像或电影图像。在一些实施例中,X射线图像1100可以具有与图像800相同的尺寸。例如,图像1100可以包含与图像800的像素具有相同排列和相同分辨率的相同数量的像素。此外,用于获取图像1100的管腔外成像系统的角度和变焦可以与用于获取图像710的角度和变焦匹配。这种相同的角度可以由被示为与图像1100相邻的角度690来注释。在一些实施例中,包含计算足迹线940的图像800可以与图像710(图像800从其导出)以及图像1100的相同的角度690和变焦设置相对应。其结果是,图像800内的像素801可以与图像1100中的像素1101一一对应。在这方面,由图像800内的单个像素801表示的患者解剖学结构内的位置也可以由图1100中的相应像素1101表示。

[0097] 作为图像800的像素801和图像1100的像素1101之间的对应的示例,在每个图像800和1100内示出了位置1030。该位置1030可以是沿着图像800的路径940和沿着图像1100的计算中心线1140的位置。在图像800中,该位置1030可以由像素801_(a)识别或者与像素801_(a)相对应。同一位置1030可以由像素1101_(a)识别,或者与像素1101_(a)相对应。图像800和计算足迹线940之间以及图像1100和计算中心线1140之间的这种关系可以由图11所示的箭头1060表示。

[0098] 图12是根据本公开的各方面的图形用户界面1200的示意性视图。在一些实施例中,可以在图7至图11中描述的步骤完成之后向系统的用户显示图形用户界面1200。例如,系统可以在多个透视图像中跟踪管腔内设备,以创建路径(例如,图7的路径740)。随后,系统可以将路径740转换为参考图8和图9描述的计算足迹线940。随后,系统可以显示计算足迹线940,该计算足迹线940被叠加在附加的管腔外图像上,该附加的管腔外图像被以在回拉程序期间获得管腔外图像的另一角度和变焦获得,如参考图11描述的。

[0099] 管腔外图像1210可以是类似于参考图11描述的图像1100的附加的管腔外图像。如图12所示,图像1210可以包括对被叠加在图像1210上的计算足迹线1240的描绘。该计算足迹线1240可以由处理器电路510根据参考图7至图11描述的方法生成。在计算足迹线1240被示为叠加在图像1210上之后,系统100可以提示用户编辑计算足迹线1240,以便使计算足迹线与用户定义的血管中心线适应,这将在下文中更详细地描述(例如,参考图13),或者提示

用户确认路径1240。在这方面,计算足迹线1240可以用作最终共配准计算的路线图(roadmap)。

[0100] 如图12所示,处理器电路可以被配置成用于提供按钮1280或其他输入元件,通过按钮1280或其他输入元件,用户可以提供指示计算足迹线1240与血管中心线一致的用户输入。通过这种方式,在IVUS或生理学回拉之后且一旦获得血管造影照片(在回拉之前或之后),系统将自动地将用户显示切换到“半自动”模式,使得用户能够编辑所生成的计算足迹线,以创建用于共配准计算和显示的路线图。确认、编辑或估计计算足迹线的各方面可以包括如在于2016年6月22日提交的、名称为“Estimating the Endoluminal Path of an Endoluminal Device Along a Lumen”的欧洲专利第3474750B1号中描述的任何特征或特性,该欧洲专利的内容被通过引用整体并入本文。

[0101] 根据本公开的一些方面,系统的用户可以基于多个参考来确认计算足迹线1240的形状。例如,系统的用户可以通过与同一患者解剖学结构的造影填充的血管造影照片比较来验证计算足迹线1240准确地类似于(resemble)血管的预期形状。例如,在一些实施例中,在先前的程序期间,造影剂可能已经被引入到患者血管中。例如,造影剂可能已经与初始导丝的定位结合地被引入到患者血管中,初始导丝例如是主力导丝,或IVUS成像设备或其他管腔内设备的导丝。在一些实施例中,引入的造影剂可以是低剂量的或超低剂量的。在一些实施例中,低剂量或超低剂量可以与前面列出的任何材料的造影剂的5mL或5cc的剂量相对应。在一些实施例中,当患者血管内存在造影时,由管腔外成像设备151获取的管腔外图像可以被处理器电路510存储在与处理器电路510通信的存储器中。当处理器电路510提示用户确认计算足迹线1240的形状和位置时,如图12所示,处理器电路510可以被额外地配置成用于在有造影的情况下检索和显示该管腔外图像(例如,血管造影照片,诸如从具有造影注射或不具有造影注射的电影系列帧中选择的帧),并且同时将该图像与图像1210和计算足迹线1240一起显示给用户。随后,系统100的用户可以将计算足迹线1240的形状和位置与存储在存储器中的来自先前程序的血管造影照片进行比较,并确认计算足迹线1240是否与血管造影照片中的目标血管的血管中心线匹配。

[0102] 在另一实施例中,系统100的用户可以通过将计算足迹线1240的形状与在参考图7描述的用于共配准的管腔内程序期间观察到的血管内设备的路径进行比较来确认计算足迹线1240的形状。例如,用户可以确认计算足迹线1240与在此步骤期间由用户观察到的路径(如图7所示)相似。在一些实施例中,处理器电路510可以检索任何或所有的图像710(图7),并且将其在图形用户界面1200内显示给用户用于比较。在一个示例中,处理器电路510可以被配置成用于快速连续地并且按时间顺序显示图像710,以回放设备在图像710内的移动。用户可以基于计算足迹线1240的形状和位置与图像710中的管腔内设备的移动的比较来确认计算足迹线1240形状和位置是准确的。

[0103] 在另一实施例中,系统100的用户可以通过参考先前观察到的图像1210内的解剖或其他地标来确认计算足迹线1240的形状和位置。例如,在初始成像阶段期间(例如,参考图7描述的管腔内成像阶段),用户可以观察包括各种骨结构、患者的骨结构或其他解剖学结构的异常的解剖地标、或任何其他解剖地标。在一些实施例中,地标还可以包括人造结构,例如支架、其他治疗设备、夹具或任何其他结构。在一些实施例中,系统的用户可以在初始成像程序期间以及在图像1210内识别这些结构中的任何一个,并且能够基于计算足迹线

1240相对于这些地标的位置来判断计算足迹线1240的形状和位置的准确性。在一些实施例中,处理器电路可以被配置成用于接收在图像710内的地标的初始成像阶段期间的用户输入。这些图像的位置可以被存储在处理器电路510通信的存储器中,并且基于存储的像素坐标被显示在图像1210中的相同位置,以帮助用户比较和确认计算足迹线1240。在一些实施例中,处理器电路510可以被配置成用于自动识别各个地标并在图像710和/或图像1210中向用户显示各个地标。

[0104] 在一些实施例中,系统100的用户可以通过将计算足迹线1240与在多个导丝被定位在患者的一个或多个血管内时获得的患者解剖学结构的无造影管腔外图像比较来确认计算足迹线1240的形状和位置。在这方面,多个导丝的不透射线部分突出了血管轮廓。在一些实施例中,可以在与获得本文描述的多个IVUS图像和/或管腔外图像的程序相同的成像程序期间获得利用在解剖学结构内的多个导丝获得的患者解剖学结构的这种图像。在一些实施例中,图像可以是在先前的程序期间获得的,并且可以从存储器中检索。

[0105] 在一些实施例中,处理器电路510可以被配置成用于向用户显示各种提示(prompts)。例如,提示1290可以指导用户通过例如选择按钮1280来确认计算足迹线1240的形状和位置。提示1290可以额外地传达用户可以通过点击图像1210内的计算足迹线1240来编辑计算足迹线1240,这将参考图13更详细地描述。在一些实施例中,提示1220或符号或图像1220可以快速地向用户传达用户可以调整计算足迹线1240的位置或形状。

[0106] 可以在屏幕显示1200中提供指示符(indicator)1230,该指示符1230使用户识别X射线图像是在无造影的情况下获得的,因此用户正在确认零造影路线图。共配准结果屏幕(例如,界面1200或下文描述的图中描述的其他界面)被标记为零造影(zero contrast),如指示符1230所示。将显示1200标记为零造影以及相关的工作流程对于任何观察者来说都是明显的。

[0107] 根据本公开的另一方面,最初向用户显示的计算足迹线1240可以不同于涉及基于造影的血管造影照片的计算足迹线,并且可以更紧密地匹配预期路线图(intended roadmap),从而需要较少的用户编辑,因为例如用于计算和显示计算足迹线的算法不需要获得或识别造影填充的血管,也如EP 3474750中描述的,其也在先前通过引用并入。

[0108] 图13是根据本公开的各方面的图形用户界面1300的示意性视图。在一些实施例中,可以在用户选择输入以编辑路径(例如,图12的计算足迹线1240)之后向用户显示图形用户界面1300。

[0109] 在图13所示的示例中,提供了管腔外图像1310。图像1310可以类似于参考图12描述的图像1210和/或参考图11描述的图像1100。在一些实施例中,图像1310可以是在没有造影引入患者血管的情况下获得的管腔外图像(例如,X射线图像)。

[0110] 如图13所示,图像1310可以包括对计算足迹线1340的描绘。计算足迹线1340可以类似于先前描述的计算足迹线1240。在图13所示的示例中,用户可能希望编辑计算足迹线1340的形状和位置,使得其与被成像的血管的已知形状和位置匹配。例如,用户可以基于先前获取的血管造影图像(例如,在将造影剂引入血管的情况下获取的X射线图像)、在先前管腔内程序期间管腔内设备的运动视图、附近的解剖或人造地标或任何其他参考来确定期望的或正确的形状。如图13所示,计算足迹线1340可以延伸通过图像的区段1352。基于先前描述的任何参考,系统的用户可以意识到计算足迹线1340实际上应当与图像的区域1354中所

示的形状匹配。需要注意的是,尽管路径在区域1354内是可见的,例如被识别为具有造影剂的血管的路径,但是这仅仅是为了教习目的而显示的。在大多数实施方式中,其中不存在造影剂,计算足迹线1340的任何区域的期望或修正的位置可能对用户是不可见的。然而,用户可以基于所描述的参考而意识到经修正的位置。

[0111] 如图形用户界面1300中所示,处理器电路510可以被配置成用于在显示器内提供各种用户可选工具,以用于编辑计算足迹线1340的形状和/或位置。例如,如图13所示,指示符1302可以示出用户修改的计算足迹线1340的区域。指示符1302可以被显示,或者可以不被显示。在一些实施例中,在用户已经为处理器电路510选择了输入以进入路径形状编辑模式之后,用户可以选择沿着计算足迹线1340的任何位置。在一些实施例中,用户触摸并拖动(例如,在触摸屏显示器上,使用鼠标等)计算足迹线1340上的位置到指示计算足迹线1340的正确形状的新位置。作为示例,用户可以选择区域1352内的位置,并将其移动到区域1354内的表示计算足迹线1340的正确形状的位置。响应于用户输入,处理器电路510可以被配置成用于修改计算足迹线1340的形状和/或位置,使得其通过区域1354。

[0112] 在一些实施例中,对计算足迹线1340的形状和位置的这种修改可以包括锚(anchor)(例如,锚1304和/或沿着计算足迹线1340的其他锚)之间的插值(interpolation),该插值限定计算足迹线1340。在一些实施例中,插值可以包括局部插值。锚1304可以被显示给用户,或者可以不被显示给用户。例如,仅计算足迹线1340的靠近移动的锚1304的锚点或区域可以被调整,而计算足迹线1340的远离锚1304的区域可以保持不变。在一些实施例中,指示符1302可以限定锚1304周围的接近区域。在由指示符1302限定的区域内的路径1304的区段可以被修改,而在锚1302外部的区段可以不变。在一些实施例中,系统100的用户可以调整插值算法的各种设置或方面,包括例如指示符1302的大小和形状。

[0113] 修改计算足迹线1340的形状和位置的一些方面可以包括与于2021年5月13日提交的、名称为“PATHWAY MODIFICATION FOR COREGISTRATION OF EXTRALUMINAL IMAGE AND INTRALUMINAL DATA”的美国临时申请第63/187964号(国际公开第WO 2022/238276号)中描述的特征类似的特征,该申请被通过引用整体并入本文。

[0114] 在一些实施例中,在计算足迹线1340已经被修改到用户满意之后,处理器电路510可以接收指示路径被确认的输入,并且系统可以退出路径修改模式。

[0115] 图14是图形用户界面1400的示意性视图。在已经确认和/或修改路径(例如,图13的计算足迹线1340、图12的计算足迹线1240和/或图11的中心线1140)之后,可以向用户显示图形用户界面1400。

[0116] 在由用户确认和/或修改路径(包括先前提及和描述的任何路径)之后,处理器电路510可以被配置成用于将任何管腔内数据与路径共配准。例如,如参考图7和图10所解释的,诸如IVUS成像数据和/或生理学数据之类管腔内数据可以被与沿着已确认的路径的位置相关联。当该路径被叠加在管腔外图像上时,该管腔内数据可以与管腔外图像内的位置相对应地显示,以示出沿着如该路径所示的血管的获取管腔内数据的位置。

[0117] 作为一个示例,图形用户界面1400提供被成像的血管的X射线图像1410、IVUS图像1430、生理学数据1490和纵向视图1450。X射线图像1410可以包括对计算足迹线1440的描绘。计算足迹线1440可以类似于图11的中心线1140、图12的路径1240和/或图13的计算足迹线1340。在一些实施例中,计算足迹线1440可以是与血管内成像导管的移动相对应的已经

由用户修改和/或确认的路径。计算足迹线1440可以被叠加在图像1410上,并且可以识别被成像的血管的位置。与共配准的管腔内数据相关的各种指示符可以沿着该计算足迹线1440或在其旁边显示。

[0118] 作为一个示例,可以将iFR数据1490与计算足迹线1440共配准。例如,iFR数据可以在iFR回拉期间由处理器电路510接收,同时还可以接收管腔外图像(例如,图7的图像710)。当iFR数据被获取并与管腔外图像内的位置相关联时,可以在沿着计算足迹线1440的位置处识别iFR数据。作为一个示例,可以沿着计算足迹线1440提供指示符1422。指示符1422可以与沿着计算足迹线1440的位置相对应,在该位置处获取iFR数据1490,例如iFR估计度量(estimate metric)。类似地,可以在图像1410内沿着计算足迹线1440提供指示符1494。指示符1494可以识别获取iFR数据1490的远侧位置,例如被视为数据1490的一部分的iFR远侧值。

[0119] 在图形用户界面1400内还示出了IVUS图像1430。在这方面,可以将多个IVUS图像(包括图像1430)与计算足迹线1440共配准。IVUS图像1430可以是在由指示器1422识别的位置处获得的IVUS图像。在一些方面,指示符1422也可以被称为标记(marking)。IVUS图像1430可以可选择地是在由指示符1494识别到的位置处获得的IVUS图像。在一些实施例中,IVUS图像1430可以包括边界(border)1432。该边界可以由处理器电路510自动识别,或者可以由系统的用户识别。在一些实施例中,边界1432可以是管腔边界、血管边界、支架边界或图像内的任何其他边界。

[0120] 边界检测、图像处理、图像分析和/或图案识别的示例包括由D.Geoffrey Vince、Barry D.Kuban和AnujaNair作为发明人、于2001年3月13日获得授权的名称为“VASCULAR PLAQUE CHARACTERIZATION”的美国专利第6,200,268号,由Jon D.Klingensmith、D.Geoffrey Vince和Raj Shekhar作为发明人、于2002年4月30日获得授权的名称为“INTRAVASCULAR ULTRASONIC ANALYSIS USING ACTIVE CONTOUR METHOD AND SYSTEM”的美国专利第6,381,350号,由AnujaNair、D.Geoffrey Vince、Jon D.Klingensmith和Barry D.Kuban作为发明人、于2006年7月11日获得授权的名称为“SYSTEM AND METHOD OF CHARACTERIZING VASCULAR TISSUE”的美国专利第7,074,88号,由D.Geoffrey Vince、Anuja Nair和Jon D.Klingensmith作为发明人、于2007年2月13日获得授权的名称为“NON-INVASIVE TISSUE CHARACTERIZATION SYSTEM AND METHOD”的美国专利第7,175,597号,由Jon D.Klingensmith、Anuja Nair、Barry D.Kuban和D.Geoffrey Vince作为发明人、于2007年5月8日获得授权的名称为“SYSTEM AND METHOD FOR VASCULAR BORDER DETECTION”的美国专利第7,215,802号,由Jon D.Klingensmith、D.Geoffrey Vince、Anuja Nair和Barry D.Kuban作为发明人、于2008年4月15日获得授权的名称为“SYSTEM AND METHOD FOR IDENTIFYING VASCULAR BORDER”的美国专利第7,359,554号,以及由Jon D.Klingensmith、AnujaNair、Barry D.Kuban和D.Geoffrey Vince作为发明人、于2008年12月9日获得授权的名称为“SYSTEM AND METHOD FOR VASCULAR BORDER DETECTION”的美国专利第7,463,759号,这些美国专利的教导被通过引用整体并入本文。

[0121] 在界面1400中额外地描述了度量1434。度量1434可以与所示的IVUS图像1430相关,并且具体地与边界1432相关。例如,处理器电路510可以自动计算与边界1432相关的各种度量(metrics)1434。例如,处理器电路510可以识别边界1432的横截面面积。电路还可以

识别边界的最小直径、边界的最大直径、或与边界1432相关的任何其他测量或度量,或图像1430的其他方面。

[0122] 在一些实施例中,还可以显示纵向视图140。纵向图像1450可以被称为同轴数字(in-line digital,ILD)显示或血管内纵向显示(ILD)1450。在血管内超声成像程序期间(例如,在IVUS回拉期间)获取的IVUS图像可以用于创建ILD 1450。在这方面,IVUS图像是血管的断层摄影或径向横截面视图。ILD 1450提供了血管的纵向横截面视图。ILD 1450可以是在沿着血管的各个位置处获取的IVUS图像的堆叠,使得ILD 1450的纵向视图垂直于IVUS图像的径向横截面视图。在这样的实施例中,ILD 1450可以示出血管的长度,而单独的IVUS图像是在沿着该长度的给定位置处的单个径向横截面图像。在一些实施例中,ILD 1450可以示出获得IVUS图像的时间,并且ILD 1450的各方面的位置可以与IVUS图像中的时间戳相对应。在另一实施例中,ILD 1450可以是在成像过程期间随时间获取到的IVUS图像的堆叠,并且ILD 1450的长度可以表示成像程序的时间或持续时间。可以在回拉程序期间实时地或接近实时地生成和显示ILD 1450。当获取到每个额外的IVUS图像时,其可以被添加到ILD 1450。例如,在回拉程序期间的某个时间点,图9所示的ILD 1450可能是部分完整的。在一些实施例中,处理器电路可以基于接收到的IVUS图像生成被成像的血管的纵向视图的图示。例如,图示可以是血管的程式化型式,其带有例如显示管腔边界和血管边界的连续线条,而不是显示实际的血管图像数据。如图11所示,ILD 1450可以表示程式化的ILD,其示出了管腔边界1156作为连续线条延伸跨越ILD 1450。管腔边界1156的位置可以围绕中心轴对称地被定位,并且可以根据在每个相应的IVUS图像中计算的管腔直径定位。

[0123] ILD 1450可以包括对iFR数据1492、各种长度测量结果1462、识别长度测量结果的开始和结束的指示符1452和1456以及书签标识符1454的描绘。在ILD 1450上提供生理学数据(例如,压力比数据,诸如iFR数据1492)的各方面被描述在于2021年12月11日提交的、名称为“REGISTRATION OF INTRALUMINAL PHYSIOLOGICAL DATA TO LONGITUDINAL IMAGE OF BODY LUMEN USING EXTRALUMINAL IMAGING DATA”的美国临时申请第63/28853号中,该申请通过引用整体并入本文。

[0124] 在一些实施例中,iFR数据1492可以是用于提供(populate)所描述的度量1490的相同的iFR数据。如ILD 1450所示且由于ILD 1450是基于IVUS数据生成的,如果两个管腔内程序(例如,IVUS数据和生理学数据)被执行且与相同的路径(例如,路径1440)共配准,则相同的IVUS数据和生理学数据可以被彼此共配准,如由在沿着ILD 1450的位置处所示的iFR数据1492所示出的。

[0125] 沿着ILD 1450的长度测量结果可以由系统100的用户生成和/或由处理器电路510自动生成。例如,用户可以选择沿着ILD 1450的各种位置,并且处理器电路可以计算与所选择的位置相对应的长度测量结果。这些各种长度测量结果也可以被显示为ILD 1450附近的度量1460。在一些实施例中,长度测量可以通过标签、颜色、图案、高亮或其他视觉特征来彼此区分。

[0126] 指示符1452和1456可以是沿着ILD 1450的用户选择位置。在一些实施例中,其可以被自动选择。例如,指示符1452和1456可以识别长度测量的开始位置和结束位置。在一些实施例中,指示符1452和1456与医生正在考虑的用于支架的远侧和近侧着陆区相对应。生理学数据1490中的iFR估计值可以是基于指示符1452和1456将提议的支架定位在血管内的

预测iFR值。在一些实施例中,可以在沿着图像1410的计算足迹线1440的相应位置处显示相应的指示符。

[0127] 在一些实施例中,也可以沿着ILD 1450包括一个或多个书签1454。这些书签1454可以与沿着图像1410的计算足迹线1440的对应位置处的类似书签相对应。

[0128] 在屏幕显示1400中提供了指示符1470,该指示符1470被叠加在X射线图像1410上。指示符1470为用户识别X射线图像是零造影图像帧。

[0129] 图15是根据本公开的各方面的图形用户界面1500的示意性视图。如图15所示,图形用户界面可以包括管腔外图像1510、图像1512和提示1530。

[0130] 在一些实施例中,响应于选择无造影的管腔外图像的用户输入或通过自动检测无造影的管腔外图像,处理器电路510可以启动将管腔内数据与无造影的管腔外图像共配准的步骤,如已经被描述的。例如,如图15所示,处理器电路可以向用户显示多个可选选项1512,多个可选选项1512对应于血管造影图像(例如,造影情况下获得的X射线图像)和透视图像(例如,在无造影的情况下获得的X射线图像)。在一些实施例中,可选选项1512可以与图像相对应。在一些实施例中,图像1512可以分别是造影情况下获得的血管造影图像和在无造影的情况下获得的透视或电影图像的示例性图像。在一些实施例中,这些图像可以对应于或者是在成像或治疗程序期间获得的特定患者的解剖学结构的图像。如果用户选择与无造影图像相对应的图像,则本公开中描述的步骤可以由处理器电路启动。如果用户选择与造影图像相对应的图像,则可以由处理器电路510启动将管腔内数据与造影填充的血管造影照片共配准的步骤。

[0131] 在处理器电路510自动确定是否呈现造影填充的血管造影照片或无造影透视图像或电影图像的实施例中,处理器电路510可以在程序期间从管腔外成像系统或从与处理器电路510通信的存储器接收管腔外图像。在这样的实施例中,处理器电路510可以采用任何合适的图像处理和/或机器学习技术,包括本公开中列出的任何技术,以确定接收到的图像是血管造影图像还是无造影图像。如果接收到血管造影照片,则可以开始与血管造影图像共配准的步骤。如果接收到无造影管腔外图像,则可以启动本文描述的步骤。

[0132] 在一些实施例中,处理器电路510可以被配置成用于显示提示,例如提示1530,以在程序的该阶段引导用户。例如,通过显示提示1530,处理器电路510可以引导用户选择现有的血管造影图像、透视图像或电影图像,和/或通过遵循提示1530来获取额外的图像。

[0133] 图16是根据本公开的各方面的将管腔内数据与无造影X射线图像帧共配准的方法的流程图。方法1600可以描述血管的自动分割,以使用侵入性生理学和X射线图像的共同配准来检测感兴趣的节段。如图所示,方法1600包括多个列举的步骤,但是方法1600的实施例可以包括在列举的步骤之前、之后或之间的附加步骤。在一些实施例中,所列举的步骤中的一个或多个可以被省略、被以不同的顺序被执行或被同时被执行。方法1600的步骤可以由系统100内的任何合适的部件来执行,并且不必由同一部件来执行所有步骤。在一些实施例中,方法1600的一个或多个步骤可以由诊断系统100的处理器电路执行或在其指示下执行,该处理器电路包括例如处理器560(图5)或任何其他部件。

[0134] 在步骤1605处,方法1600包括接收由管腔外成像设备获得的多个第一管腔外图像。管腔外成像设备可以是参考图1示出和描述的管腔外成像系统151的设备。在一些方面,多个第一管腔外图像中的管腔外图像可以是电影图像。可以使用增加的辐射来获取管腔外

图像,从而产生更高质量的图像。在一些方面,多个第一管腔外图像可以是血管造影帧。可以在有造影或无造影的情况下获取多个第一管腔外图像。

[0135] 在步骤1610处,方法1600包括接收多个第二管腔外图像,多个第二管腔外图像在管腔内导管或导丝在患者的体腔内的移动期间由管腔外成像设备获得。在一些方面,管腔内导管可以是参考图1示出和描述的管腔内设备102。在一些方面,多个第二管腔外图像可以是透视图像帧。在一些方面,多个第二管腔外图像可以是在比多个第一管腔外图像更少的辐射暴露情况下获得的管腔外图像。多个第二管腔外图像可以描绘在管腔内设备移动通过患者的体腔时管腔内设备的不透射线部分。在对心脏或其他持续性和/或周期性移动的器官或结构进行成像的程序中,管腔内设备的不透射线部分的位置可能受到运动的影响。这种运动可以表现出周期性或正弦曲线的行为。其结果是,多个第二管腔外图像中的管腔内设备的路径可能与静止图像中被成像的管腔的中心线不匹配。在这方面,在多个解剖学周期期间获得多个第二管腔外图像,使得管腔内导管或导丝在管腔内导管或导丝移动通过体腔期间经历周期性运动。这种运动可以包括左右移动、相对于管腔内设备的移动侧向、垂直、平行或纵向的移动。可以在与多个第一管腔外图像相同的程序或分开的程序中获得多个第二管腔外图像。

[0136] 在步骤1615处,方法1600包括接收在移动期间由管腔内导管或导丝获得的管腔内数据点。管腔内数据点可以是任何合适的类型,包括IVUS数据、OCT数据、血管内压力数据、血管内流量数据或任何其他数据。此外,管腔内数据点被与多个第二管腔外图像同时获取。

[0137] 在步骤1620处,方法1600包括基于多个第二管腔外图像来确定表示体腔的形状或位置中的至少一个的曲线。在一些方面,该曲线可以被称为足迹线(FPL),并且如果在患者解剖学结构中没有运动,则该曲线可以是对管腔内设备通过体腔的路径的近似。该计算足迹线可以是体腔的粗略/平滑表示或者体腔的平均位置。其基于例如对回拉图像(例如,多个第二管腔外图像)的分析和管腔内设备(例如,不透射线标记,例如导丝(GW)不透明端头或引导导管(GC))的检测。在这方面,计算出的FPL是血管的粗略/平滑表示或血管的平均位置(其取决于上文描述的周期性运动)。曲线也可以被称为线条、曲线、路径、中心线、路线图或任何其他术语。

[0138] 在步骤1625处,方法1600包括确定多个第一管腔外图像是否是在有造影的情况下获得的。在一些方面,系统100的处理器电路可以分析多个第一管腔外图像中的一个或多个管腔外图像,以确定其是在有造影还是无造影的情况下获得的。例如,诸如神经网络或任何其他深度学习网络之类的机器学习算法可以被实现为自动识别管腔外图像是在有造影还是无造影的情况下获得的。如图16所示,如果处理器电路确定多个第一管腔外图像是在有造影剂的情况下获得的,则处理器电路可以执行如下所述的步骤1630至1640。如果处理器电路确定多个第一管腔外图像是在无造影剂的情况下获得的,则处理器电路可以执行在对步骤1630至1640的描述之后描述的步骤1645至1670。

[0139] 在步骤1630处,方法1600包括基于曲线识别多个第一管腔外图像中的管腔外图像。该管腔外图像可以被自动选择。例如,处理器电路可以提取被成像的体腔的中心线并将其与曲线进行比较。在一些方面,处理器电路可以将曲线的多个位置与在多个第一管腔外图像中的每个管腔外图像中识别到的中心线的对应位置进行比较。例如,对于一个管腔外图像,可以将中心线的近侧位置与曲线的近侧位置比较。这种比较可以产生两个位置之间

的距离,该距离例如以像素或任何其他单位为单位。可以对沿着中心线的每个点和对应的曲线执行这种比较(例如,可以以规则的距离间隔将中心线和曲线比较,或者可以将中心线和曲线划分为相等数量的区段,并且可以对每个区段进行比较)。在执行位置比较之后,产生了多个距离值,可以对这些值进行求平均、求和或以其他方式组合,以确定所分析的管腔外图像的总体比较值。在这方面,处理器电路可以选择具有理想比较值(例如,最低、最接近参考值、最高等)的管腔外图像,该理想比较值指示该管腔外图像内的体腔的形状与在步骤1620处生成的曲线最紧密地对齐。

[0140] 在一些方面,在处理器电路选择多个第一管腔外图像中的管腔外图像后,用户可以验证所选择的管腔外图像是否与曲线理想地匹配。随后,用户可以修正或选择新的图像。在一些方面,用户可以手动修正自动导出的中心线的结果和/或完全重新绘制新的中心线。

[0141] 在步骤1635处,方法1600包括将管腔内数据点与管腔外图像内的体腔中心线共配准。由于管腔内数据点被与沿着曲线的相应位置相关联(例如,如在多个第二管腔外图像中观察到的获取管腔内数据的位置),因此曲线及其用于管腔内数据点将的对应位置信息可以被叠加在所选择的管腔外图像上。其结果是,可以在管腔外图像内观察到获取管腔内数据点的位置。

[0142] 在步骤1640处,方法1600包括输出管腔外图像和共配准的管腔内数据点。这可以包括任何合适的图形用户界面,该图形用户界面包括管腔外图像,该管腔外图像具有对获取管腔内数据点的位置以及该管腔内数据点的指示。

[0143] 如前面所描述的,如果处理器电路在步骤1625处确定多个第一管腔外图像是在无造影的情况下获得的,则处理器电路可以可选择地执行步骤1645至1670。在步骤1645处,方法1600包括识别多个第一管腔外图像中的管腔外图像。可以基于管腔外成像设备和患者的定向来选择管腔外图像。例如,所选择的管腔外图像应当是与多个第二管腔外图像从相同的角度获得并且具有与多个第二管腔外图像相同的成像设置的图像。在一些方面,在步骤1645处选择的管腔外图像可以可选择地是多个第二管腔外图像中的一个。由于多个第一管腔外图像是在无造影的情况下获得的,因此体腔和体腔的中心线在第一管腔外图像中是不可见的。在一些方面,在步骤1645处识别到的管腔外图像可以是在步骤1610处接收到的多个第二管腔外图像中的管腔外图像。

[0144] 在步骤1650处,方法1600包括将曲线叠加在所选择的管腔外图像上。在这方面,步骤1650包括将管腔中心线设置为所选择的无造影管腔外图像中的计算出的FPL或曲线。在这方面,处理器电路在步骤1645处不像在步骤1630中那样基于体腔的中心线识别管腔外图像。在一些方面,处理器电路将曲线指定为中心线,而不考虑体腔和中心线的实际位置和形状。处理器电路这样做是因为曲线是对体腔和中心线的实际位置和形状的足够准确的表示。

[0145] 在步骤1655处,方法1600包括输出管腔外图像和被叠加的曲线。这可以包括显示所选择的叠加有曲线(例如,计算的FPL)的管腔外图像。随后,用户可以审查管腔外图像内的曲线,并基于观察多个第二管腔外图像的获取来确定该曲线是否准确地描绘了体腔的预期位置。

[0146] 在步骤1660处,方法1600包括接收修改或确认曲线的用户输入。例如,如果用户确定应该修改曲线的一区段,则用户可以根据需要使用输入设备,例如触摸屏、鼠标、键盘、图

形用户界面的各种按钮或者任何其他装置来调整曲线。在一些方面,曲线可能不需要被修改。然而,用户可以提供用户输入以确认曲线的形状看起来是准确的。在一些方面,系统工作流程可以强制用户审查、修正和/或完全重新绘制血管中心线。

[0147] 在步骤1665处,方法1600包括将管腔内数据点与管腔外图像内的位置共配准。例如,如步骤1640处所描述的,管腔内数据点可以被与沿着曲线的各种位置相关联。这些管腔内数据点可以类似地与所选择的管腔外图像内的相应位置相关联。

[0148] 在步骤1670处,方法1600包括将管腔外图像和共配准的管腔内数据点输出到显示器。步骤1670可以类似于先前描述的步骤1640。例如,显示器可以提供包括管腔外图像的任何合适的图形用户界面,该管腔外图像具有对获取管腔内数据点的位置以及该管腔内数据点的指示。

[0149] 本领域技术人员将认识到,可以以各种方式修改上述装置、系统和方法。因此,本领域普通技术人员将理解本公开所包含的实施例并不限于上述具体示例性实施例。在这方面,尽管已经示出和描述了示例性实施例,但在上述公开中考虑了广泛的修改、改变和替代。可以理解的是,在不偏离本公开的范围的前提下,可以对上述内容进行这样的变化。因此,对所附权利要求进行广义并与本公开保持一致的解释是适当的。

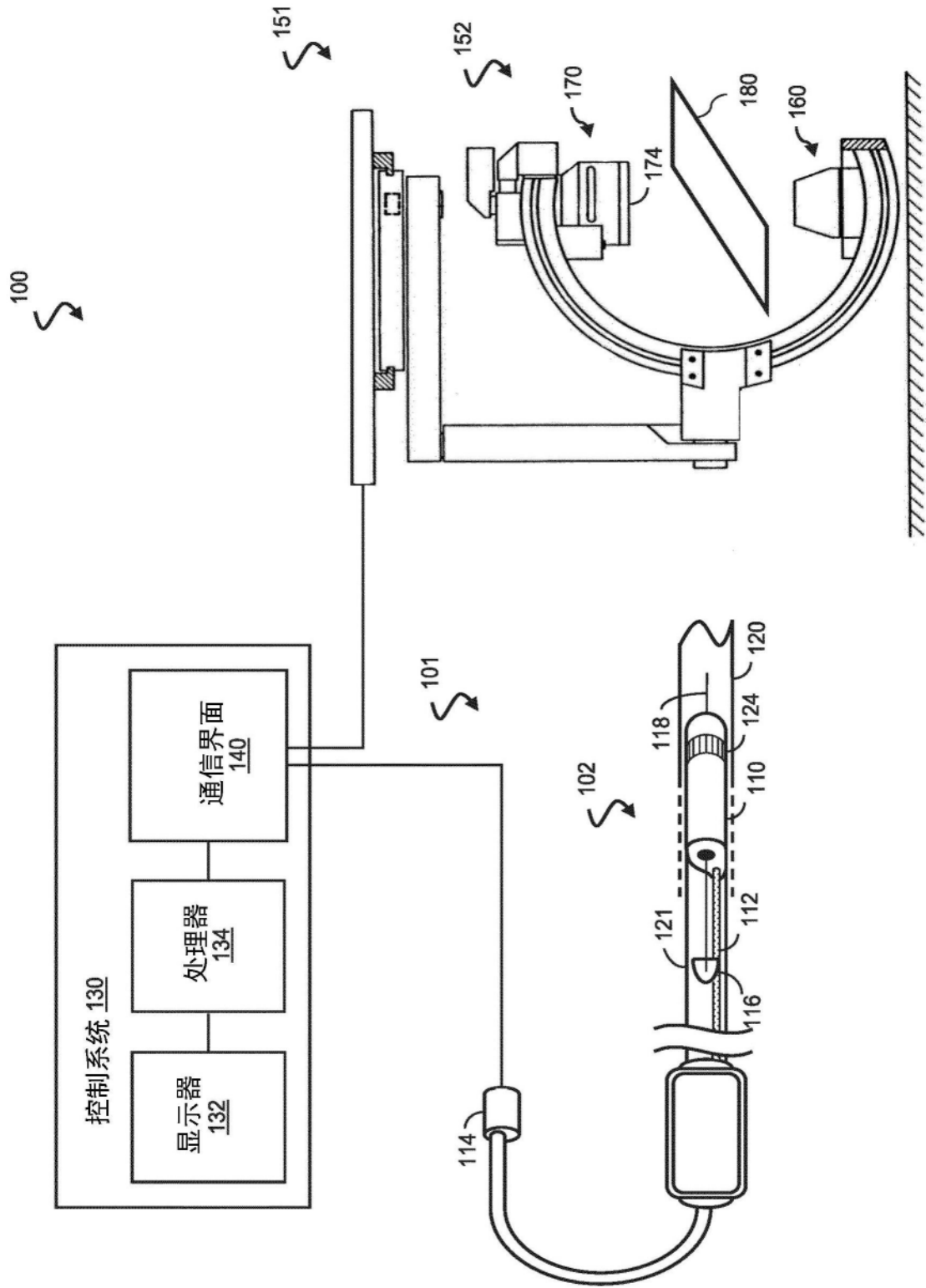


图1

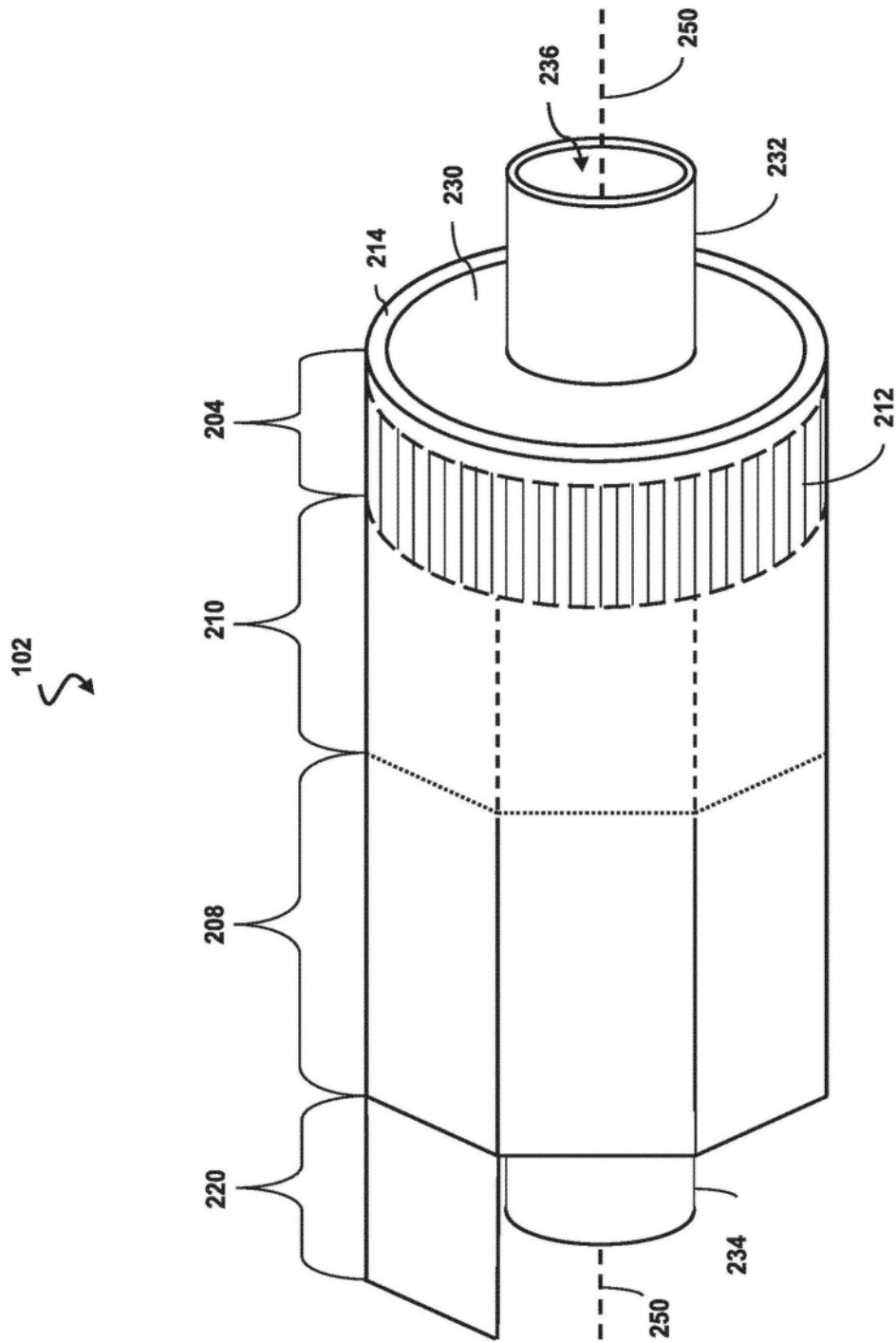


图3

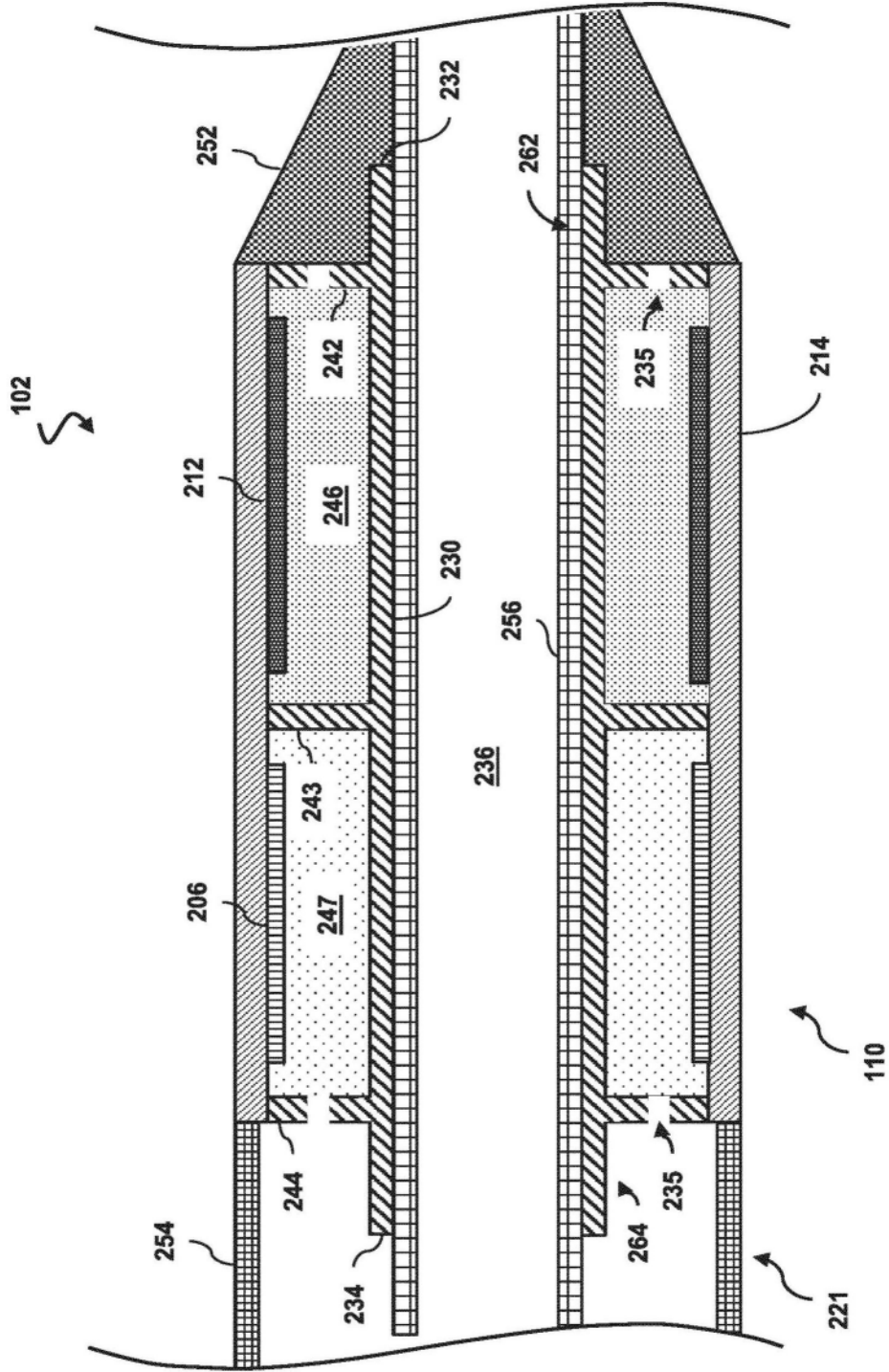


图4

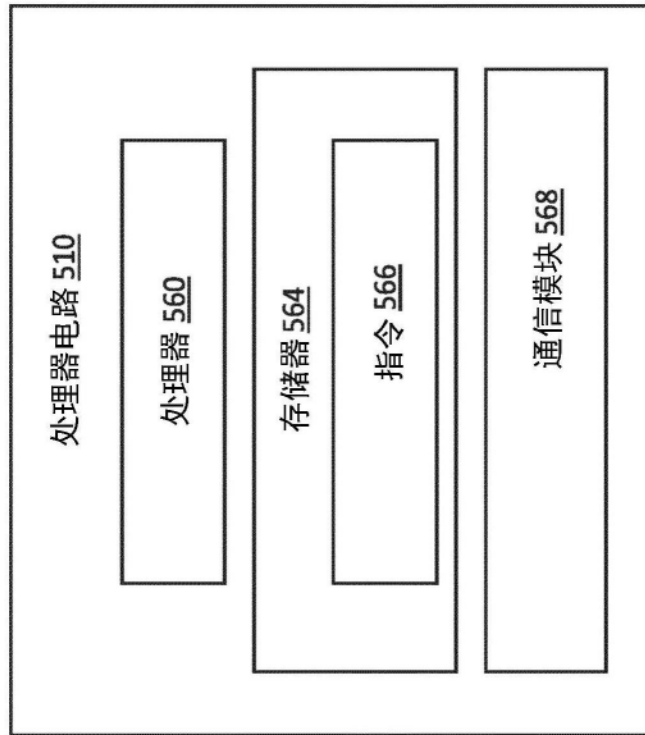


图5

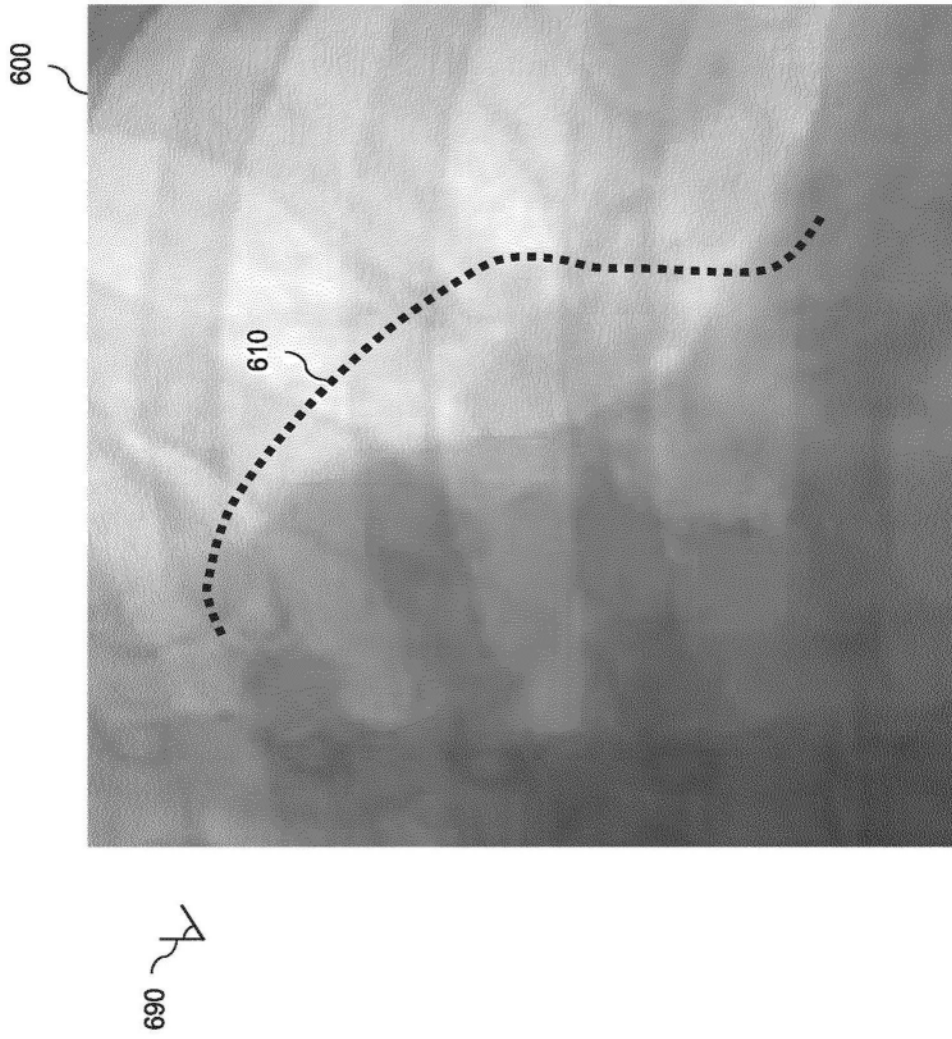


图6

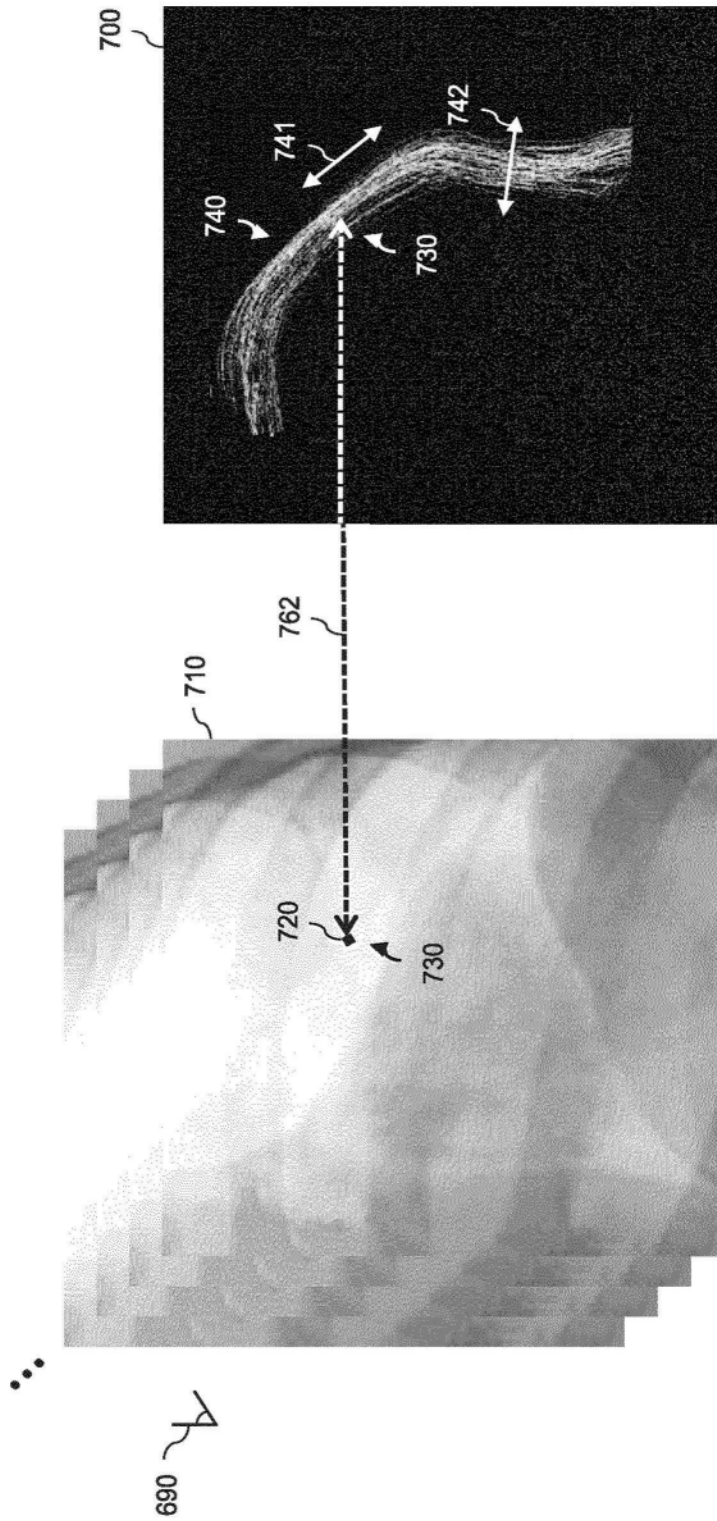


图7

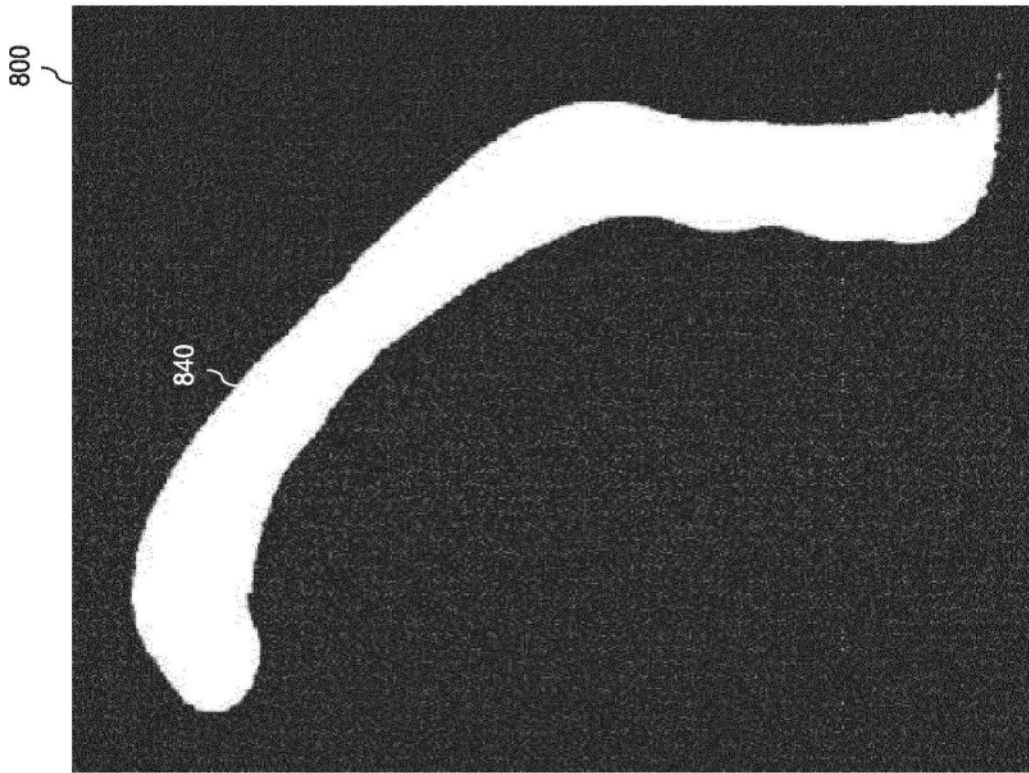


图8

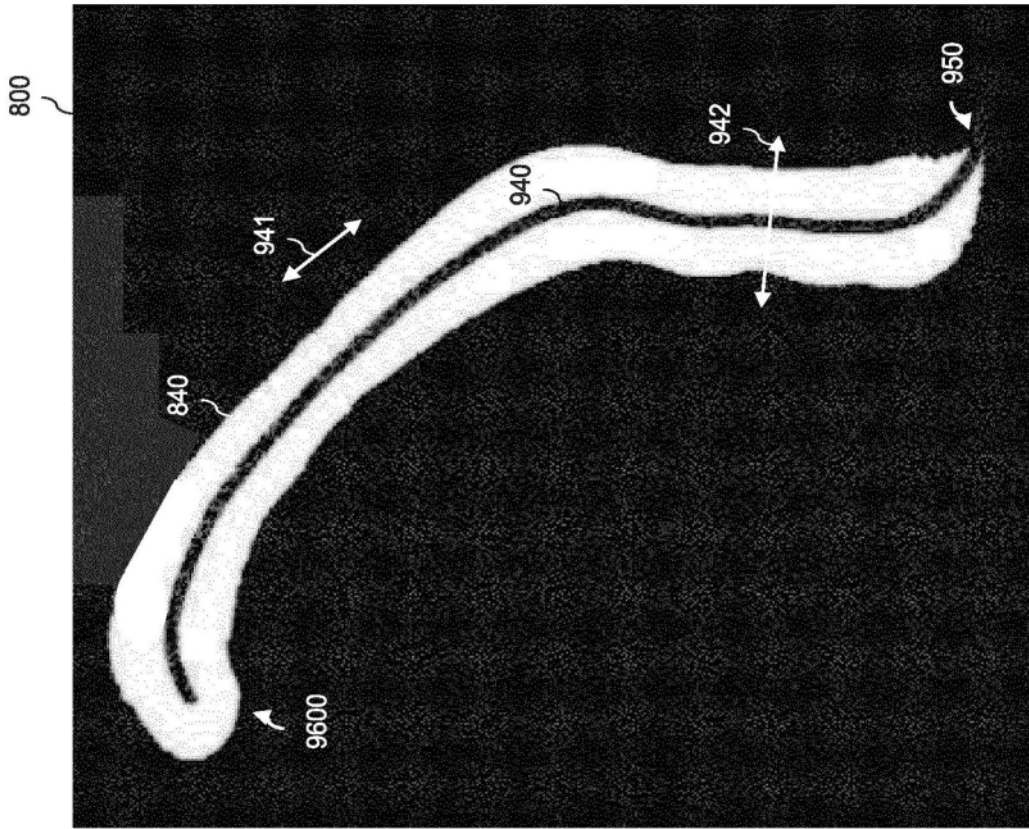


图9

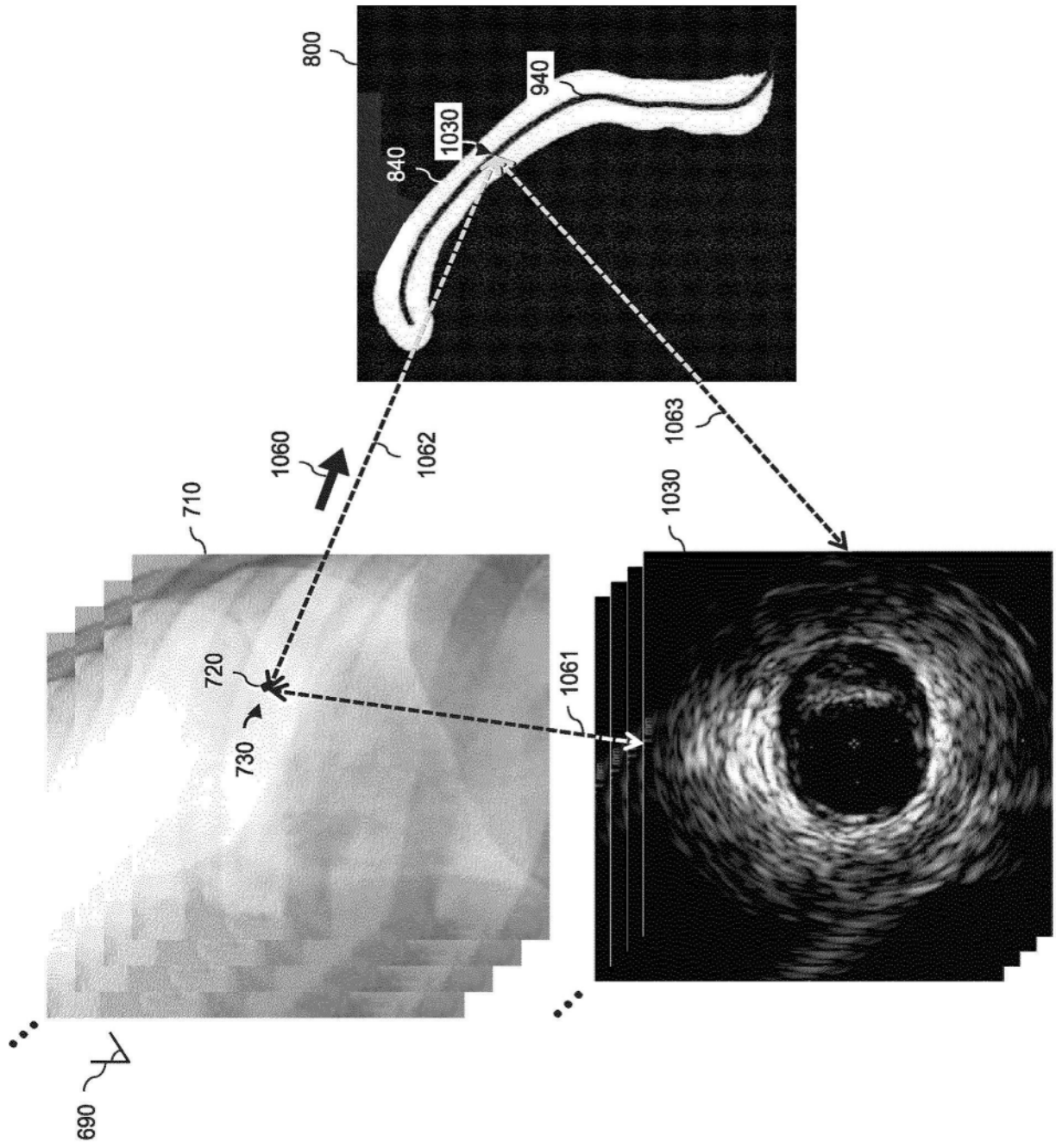


图10

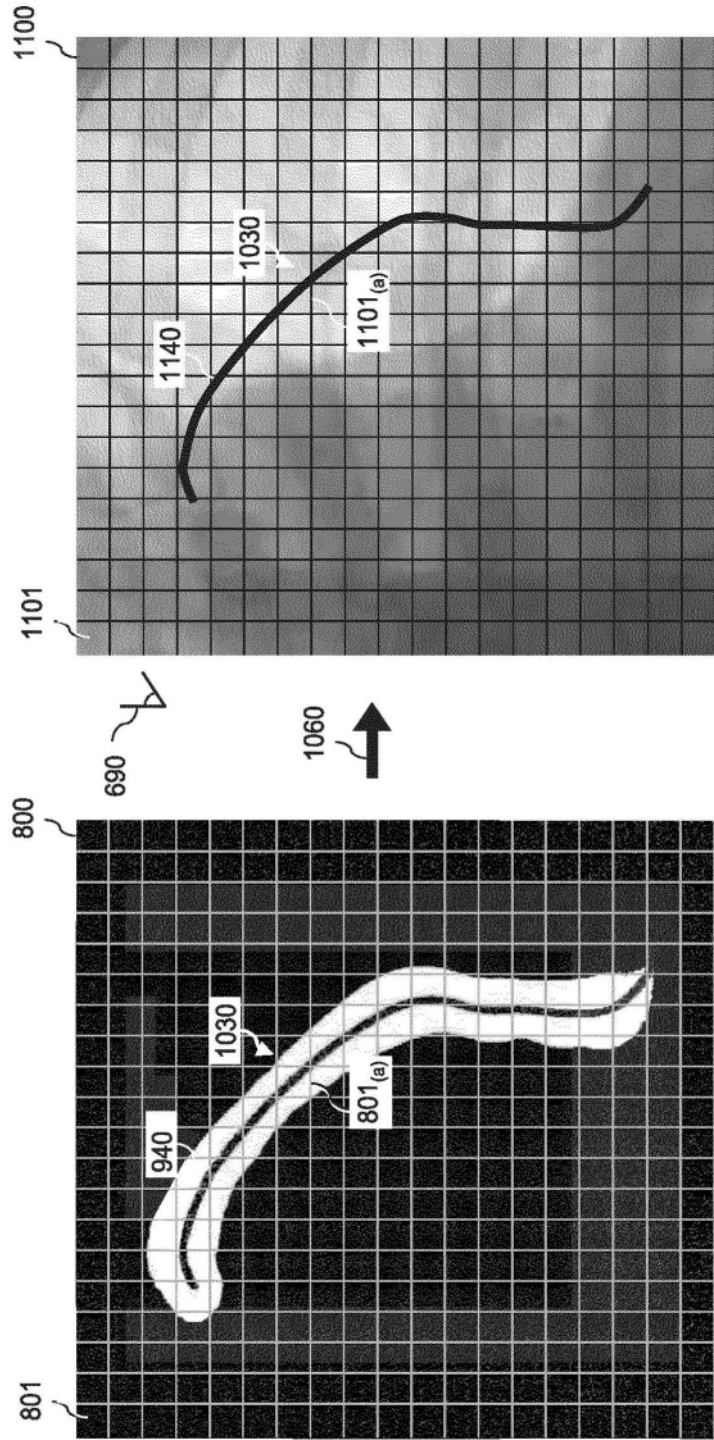


图11

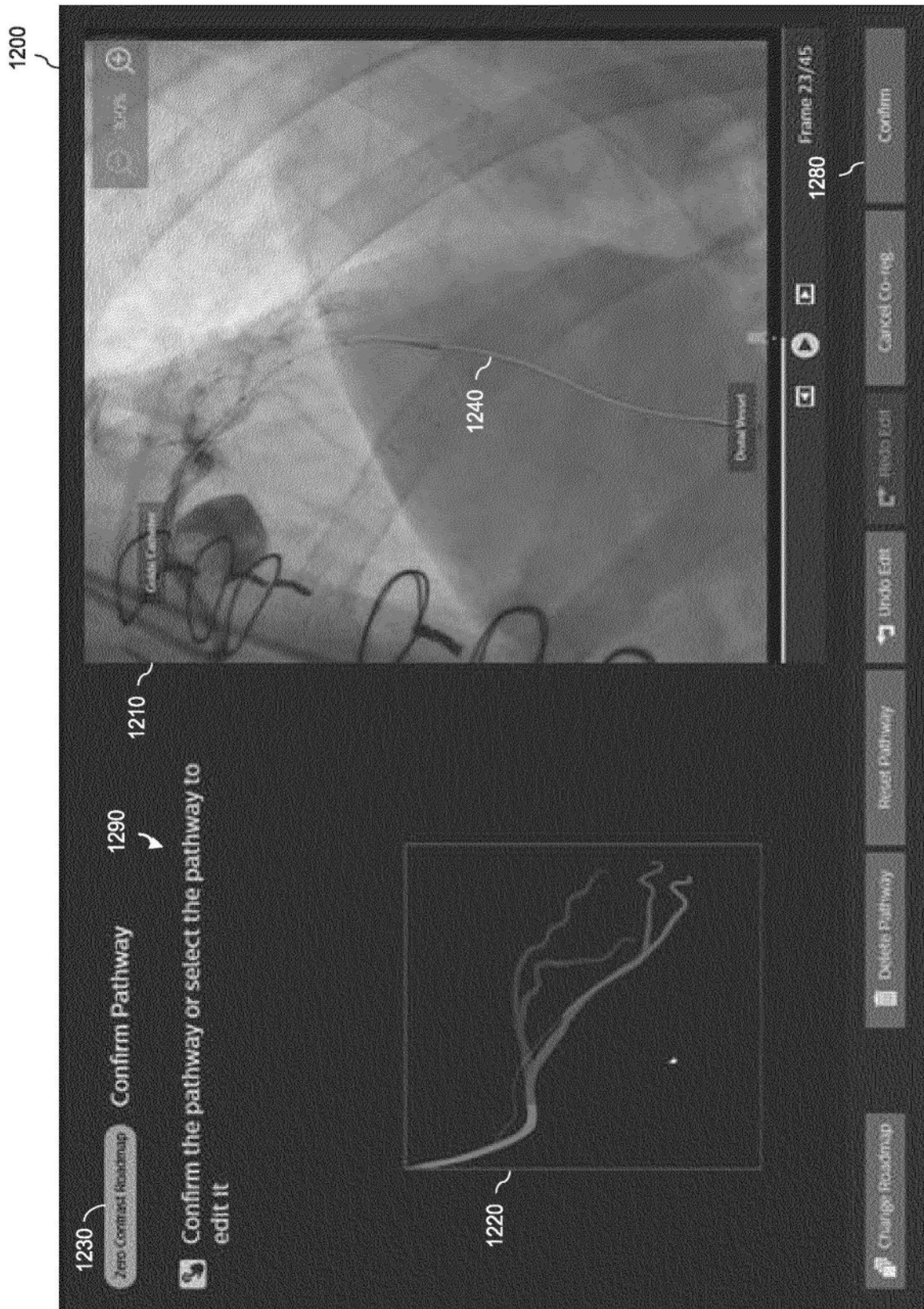


图12

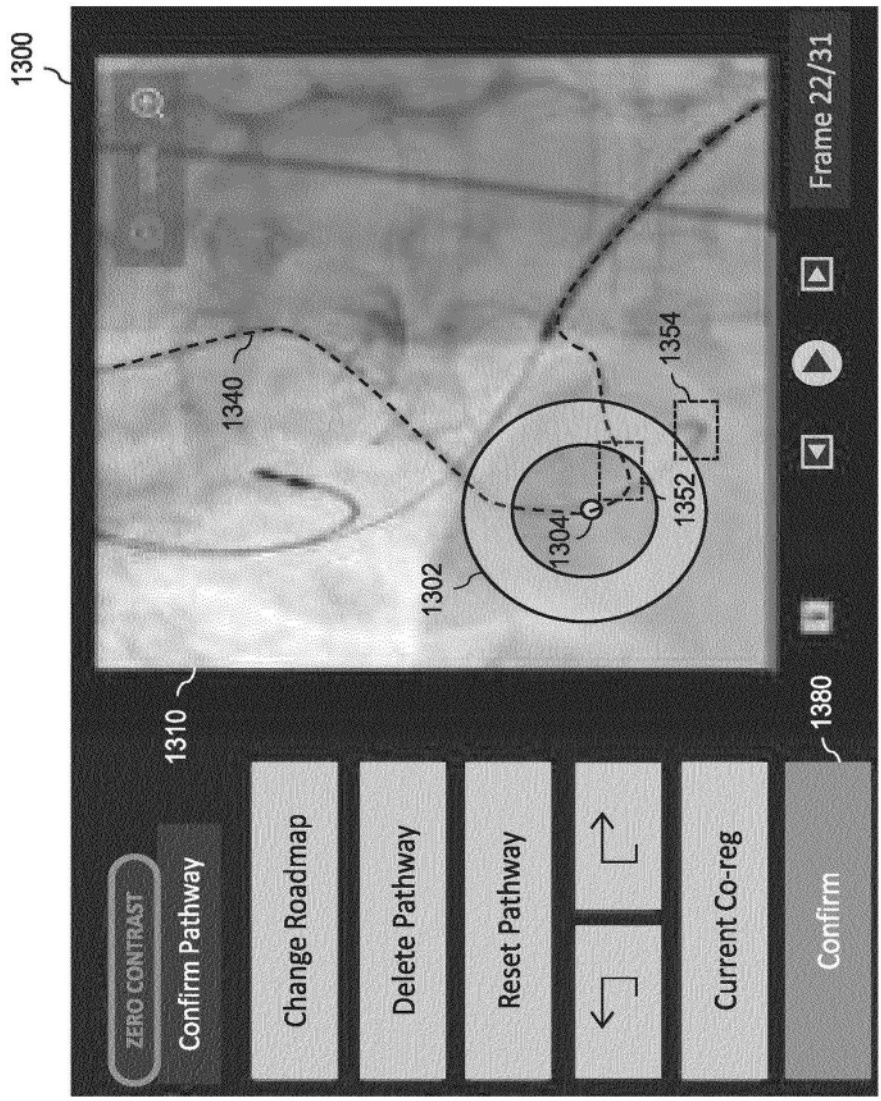


图13

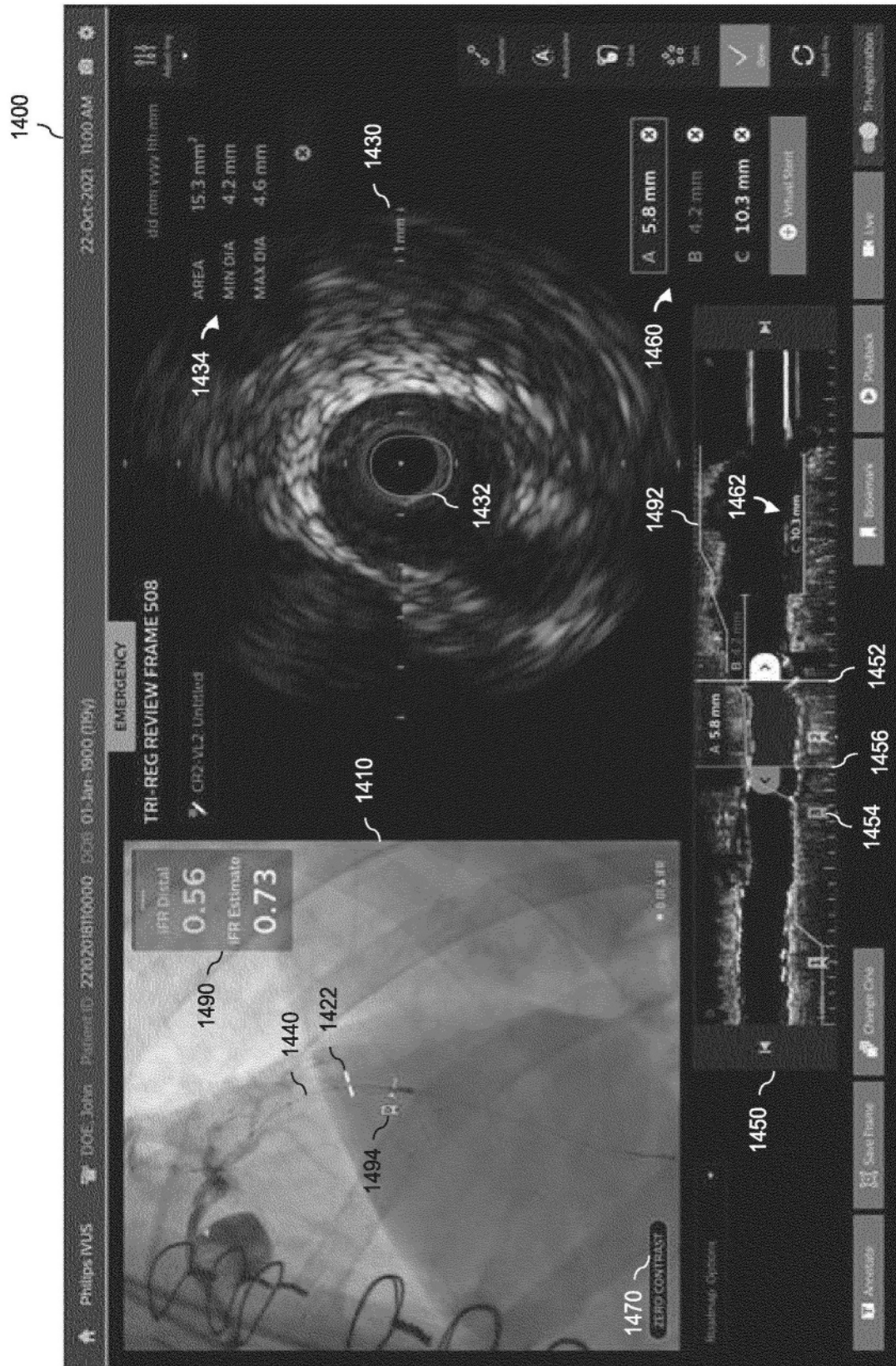


图14

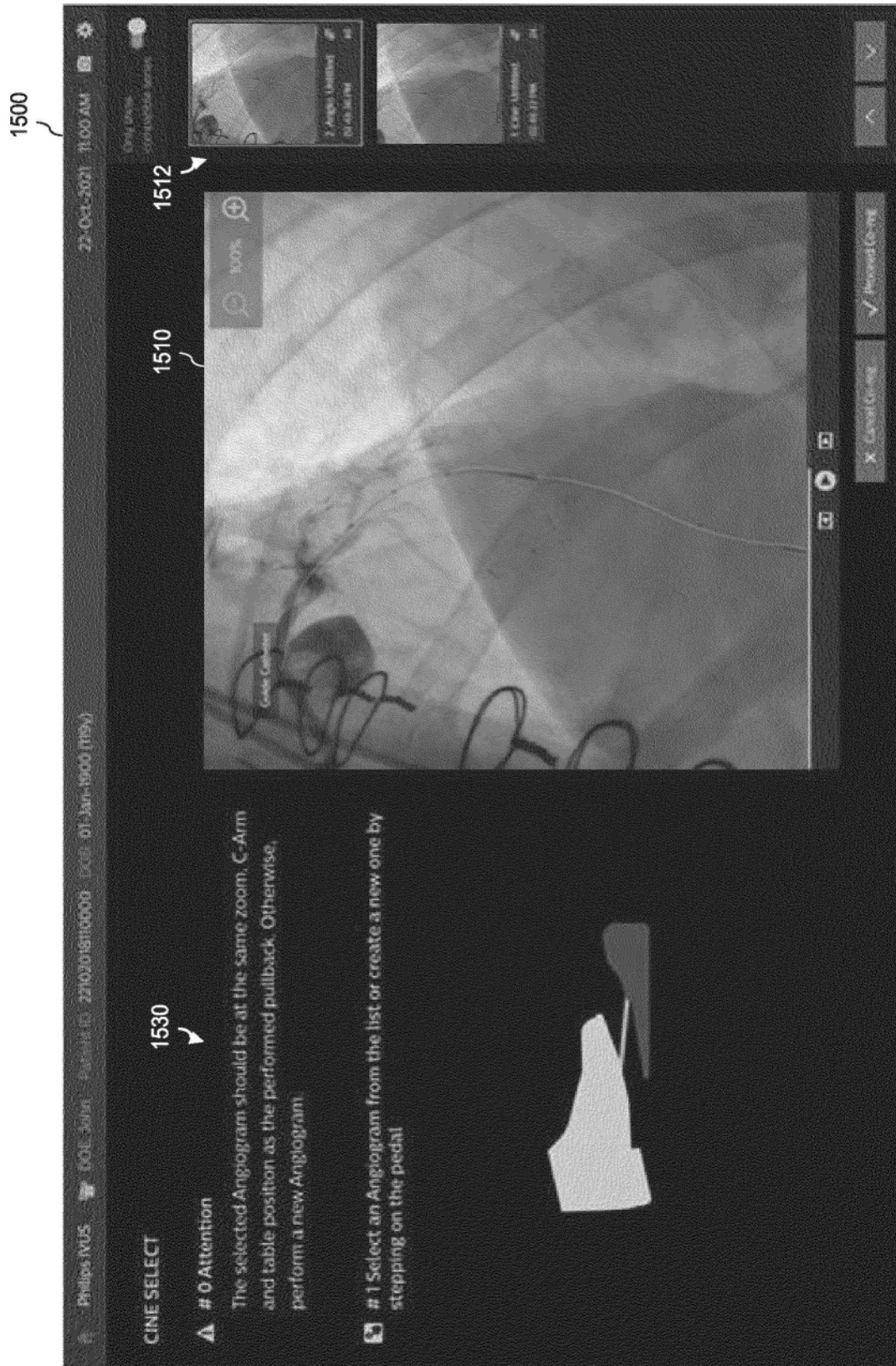


图15

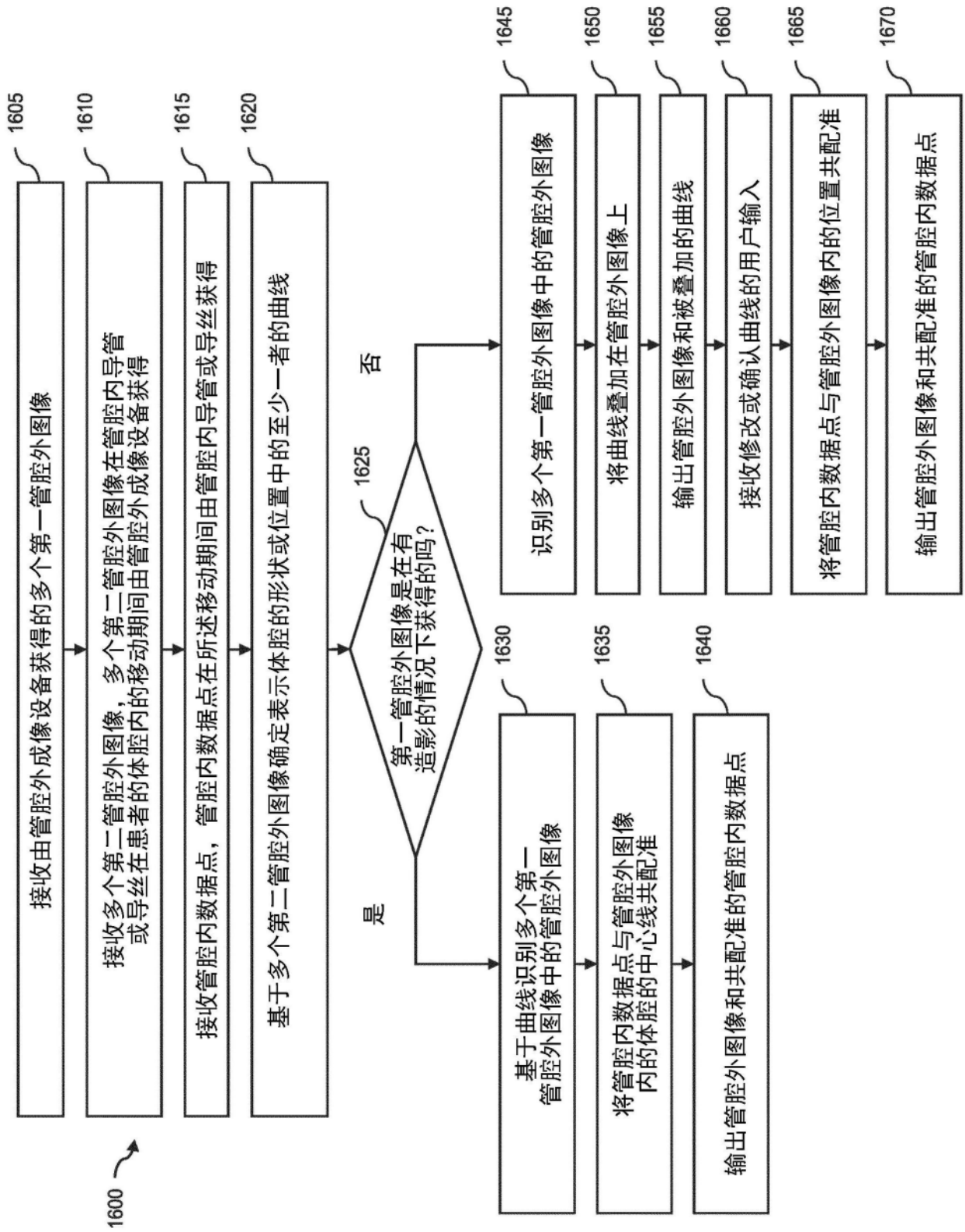


图16