



(12) 发明专利申请



(10) 申请公布号 CN 118434367 A

(43) 申请公布日 2024. 08. 02

(21) 申请号 202280084616.4

(22) 申请日 2022.12.20

(30) 优先权数据

22168632.2 2022.04.15 EP

63/292,543 2021.12.22 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2024.06.20

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2022/086904 2022.12.20

(87) PCT国际申请的公布数据

W02023/118080 EN 2023.06.29

(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 N·S·拉伊古鲁 A·奈尔

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

专利代理师 王永建

(51) Int.Cl.

A61B 8/08 (2006.01)

A61B 8/12 (2006.01)

权利要求书3页 说明书32页 附图17页

(54) 发明名称

用于钙质检测和分析的血管内超声成像

(57) 摘要

一种系统,包括接收来自IVUS成像导管的IVUS成像数据的处理器电路。处理器电路基于IVUS成像数据识别钙质。处理器电路基于钙质的识别确定以下中的至少一项:钙质与管腔边界之间的距离;或钙质相对于组织的密度。处理器电路向与处理器电路通信的显示器输出屏幕显示。屏幕显示包括基于IVUS成像数据生成的IVUS图像;以及以下中的至少一项:距离的可视化表示;或密度的可视化表示。

1. 一种血管内超声 (IVUS) 成像系统, 包括:

IVUS成像导管, 其被配置成用于在被定位于患者的血管内时获得IVUS成像数据, 其中所述血管包括:

由包含钙质的组织形成的壁; 以及

限定管腔的管腔边界; 以及

处理器电路, 其被配置成用于与所述IVUS成像导管通信, 其中所述处理器电路被配置成:

接收来自所述IVUS成像导管的所述IVUS成像数据;

基于所述IVUS成像数据识别所述钙质;

基于所述钙质的识别结果确定以下中的至少一项:

所述钙质与所述管腔边界之间的距离; 或

所述钙质相对于所述组织的密度;

向与所述处理器电路通信的显示器输出屏幕显示, 其中所述屏幕显示包括:

基于所述IVUS成像数据生成的IVUS图像; 以及

以下中的至少一项:

所述距离的可视化表示; 或

所述密度的可视化表示。

2. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 所述处理器电路被配置成使用深度学习网络来识别所述钙质。

3. 根据权利要求2所述的系统, 其中, 所述处理器电路被配置成使用所述深度学习网络来确定所述距离或所述密度中的至少一个。

4. 根据权利要求2所述的系统,

其中, 所述深度学习网络使用多个经注释的IVUS图像进行训练, 并且

其中, 所述多个经注释的IVUS图像中的每一个包括识别所述钙质的注释。

5. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 所述距离包括径向距离。

6. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 所述处理器电路被配置成用于确定所述IVUS图像的扫描线、所述IVUS图像的扇区、所述IVUS图像的全部或多个IVUS图像中的至少一项的密度。

7. 根据权利要求1所述的系统,

其中, 所述屏幕显示还包括叠加在所述IVUS图像上的图形叠加, 以及

其中, 所述图形叠加提供了所述钙质的可视化表示。

8. 根据权利要求7所述的系统,

其中, 所述组织包括除钙质以外的多种组织类型,

其中, 所述图形叠加提供除钙质以外的所述多种组织类型的可视化表示, 以及

其中, 将除钙质以外的所述多种组织类型分组在一起, 使得所述图形叠加只包括所述钙质的所述可视化表示和除钙质以外的所述多种组织类型的所述可视化表示。

9. 根据权利要求7所述的系统, 其中, 所述处理器电路被配置成用于调整所述图形叠加的透明度。

10. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 所述处理器电路被配置成用于确定表示所述钙

质的单个数字评分,其中所述单个数字评分基于所述距离或所述密度中的至少一个。

11.一种血管内超声(IVUS)成像系统,包括:

IVUS成像导管,其被配置成用于在被定位于患者的血管内时获得IVUS成像数据,其中所述血管包括:

由包含钙质的组织形成的壁;以及

限定管腔的管腔边界;以及

处理器电路,其被配置成用于与所述IVUS成像导管通信,其中所述处理器电路被配置成:

接收来自所述IVUS成像导管的所述IVUS成像数据;

基于所述IVUS成像数据识别所述钙质;

基于所述钙质的识别结果使用以下各项来计算表示所述钙质的单个数字评分:

钙质沉积物与所述管腔边界之间的距离;

所述钙质沉积物的厚度;

所述钙质沉积物横跨的角度;以及

所述钙质沉积物的长度;以及

向与所述处理器电路通信的显示器输出屏幕显示,其中所述屏幕显示包括:

基于所述IVUS成像数据生成的IVUS图像;以及

所述单个数字评分的可视化表示。

12.根据权利要求11所述的系统,其中,所述处理器电路被配置成使用深度学习网络来识别所述钙质。

13.根据权利要求12所述的系统,其中,所述处理器电路被配置成使用所述深度学习网络来确定所述距离、所述厚度、所述角度和所述长度。

14.根据权利要求11所述的系统,其中,所述距离沿径向延伸,所述厚度沿径向延伸,所述角度沿周向延伸,且所述长度沿纵向延伸。

15.根据权利要求11所述的系统,其中,所述距离、所述厚度、所述角度和所述长度被基于所述钙质在所述壁内的位置进行加权。

16.根据权利要求11所述的系统,其中,所述单个数字评分对应于所述IVUS图像的扫描线、所述IVUS图像的扇区、所述IVUS图像的全部或多个IVUS图像中的至少一项。

17.根据权利要求11所述的系统,

其中,所述屏幕显示还包括以下中的至少一项:

所述血管的管腔外图像,其包括所述单个数字评分的所述可视化表示;或

所述血管的纵向图像,其包括所述单个数字评分的所述可视化表示。

18.根据权利要求11所述的系统,其中,所述处理器电路被进一步配置成:

在已执行治疗过程之后,确定所述血管内的预测的钙质分布;以及

基于所述预测的钙质分布生成预测的数字评分。

19.根据权利要求11所述的系统,其中,所述处理器电路被进一步配置成:

在已执行治疗过程之后,接收来自所述IVUS成像导管的附加的IVUS成像数据;

基于所述附加的IVUS成像数据识别钙质;

基于所述钙质的识别结果,计算表示所述钙质的附加的单个数字评分;以及

向所述屏幕显示输出所述单个数字评分与所述附加的单个数字评分的比较结果。

20. 根据权利要求19所述的系统, 其中, 所述比较结果包括表示在所述治疗过程之前和之后所述血管的横截面积差异的数字值。

用于钙质检测和分析的血管内超声成像

技术领域

[0001] 本公开总体上涉及识别和分析血管内的血管内图像中的钙质。尤其是,实现了一种深度学习网络,以便识别血管内的钙质和其他斑块,量化图像中显示的钙化程度,并生成钙质分布的直观可视化表示,以促进医生做出高效准确的治疗决策。

背景技术

[0002] 管腔内成像作为一种诊断工具,广泛应用于患者血管的介入治疗,用于评估人体内的病变血管(如动脉),以便确定治疗的必要性、选择适当的治疗方法并评估其效果。包括一个或多个超声换能器在内的管腔内成像设备被送入血管,并被引导至需要成像的区域。换能器发射超声能量。超声波被组织结构(如血管壁的各层)、红细胞和其他关注的特征的不连续性部分反射。换能器接收反射波的回波,并将其传送给管腔内成像系统。成像系统处理接收到的超声回波,以便生成放置有该设备的血管的横截面血管内(IVUS)图像。

[0003] 为了确定病变血管的位置和范围,医生通常会基于从管腔内成像系统接收到的IVUS图像对血管进行分析。这种分析包括对血管进行测量,测量结果可帮助医生确定在沿血管的不同位置处的血流情况,且包括血管的直径和血管的横截面积。血管分析的一个重要步骤可以是评估血管内的血管阻塞物(包括钙质沉积物)的存在和范围。在血管内通常看到钙质与其他各种可能导致堵塞的物质(如其他类型的斑块堆积物)一起。堵塞物的正确治疗方法取决于堵塞物内钙质相对于其他斑块的量、钙质的深度、钙质的厚度、钙质沿血管延伸的距离以及钙质与其他斑块的分布(包括实心钙质区域或与其他斑块交错的钙质)。在分析患者的IVUS图像时,缺乏经验的医生可能会错误地识别血管内的钙质和其他斑块,从而导致做出错误的治疗方法决定。即使是经验丰富的医生,要正确识别图像中的钙质和其他斑块,并对多个IVUS图像中的钙质深度、厚度和分布进行测量和比较,也是困难和耗时的。

发明内容

[0004] 本公开的实施例是用于识别和分析动脉内的血管内图像中的钙质的系统、设备和方法。例如,处理器电路可以实现经过训练的深度学习网络,以便识别IVUS图像中的钙质和其他斑块。IVUS图像内的钙质根据各种标准进行量化。可以测量堵塞物内的钙质深度。还可以测量具体钙质沉积物的厚度。可测量沿被成像的血管延伸的相邻IVUS图像内钙质的存在,以便确定钙质沉积物的长度(作为弥漫性疾病的标志)。还可以量化血管内的钙质的分布,以便帮助医生选择适当的治疗方法。钙质的分布与斑块物质的其他组织类型也可被量化为相对测量值。还可以确定钙质弧度,其确定钙质沉积物被定位在什么角度方向上。利用这些测量结果,处理器电路会在IVUS图像周围生成钙质分布环。利用不同的颜色和图案,钙质分布环可快速为医生标识出图像中显示的钙化位置和程度。处理器电路还为每个IVUS图像分配一个帧评分,以便描述图像的钙化程度。多个IVUS图像的钙质分布环和/或帧评分可显示给医生,以便给医生提供沿血管的钙质位置和范围的快速准确的总结,从而协助医生选择适当的治疗方法。

[0005] 本公开的实施例包括一种能够分析IVUS图像的血管内超声特性的系统。这些特性可能不容易在视觉上解释。该系统能够对管腔和血管边界内的各区域进行自动分析。这可以为该系统的用户和患者带来更快、更容易、更高效的工作流程,并有可能为患者带来改善的治疗效果。

[0006] 在本公开的一个示例性方面中,提供了一种系统。该系统包括IVUS成像导管,该IVUS成像导管被配置成在被定位在患者的血管内时获得IVUS成像数据,其中血管包括:由包含钙质的组织形成的壁;以及限定管腔的管腔边界;以及处理器电路,该处理器电路被配置成用于与IVUS成像导管通信,其中处理器电路被配置成:从IVUS成像导管接收IVUS成像数据;基于IVUS成像数据识别钙质;基于钙质的识别结果确定以下中的至少一项:钙质与管腔边界之间的距离;或钙质相对于组织的密度;向与处理器电路通信的显示器输出屏幕显示,其中该屏幕显示包括:基于IVUS成像数据生成的IVUS图像;以及以下中的至少一个:距离的可视化表示;或密度的可视化表示。

[0007] 在一些方面中,处理器电路被配置成使用深度学习网络来识别钙质。在一些方面中,处理器电路被配置成使用深度学习网络来确定距离或密度中的至少一个。在一些方面中,使用多个经注释的IVUS图像训练深度学习网络,其中多个经注释的IVUS图像中的每一个包括识别钙质的注释。在一些方面中,距离包括径向距离。在一些方面中,处理器电路被配置成确定IVUS图像的扫描线、IVUS图像的扇区、IVUS图像的全部或多个IVUS图像中的至少一项的密度。在一些方面中,屏幕显示还包括叠加在IVUS图像上的图形叠加,其中图形叠加提供了钙质的可视化表示。在一些方面中,组织包括除钙质之外的多种组织类型,且图形叠加提供除钙质之外的多种组织类型的可视化表示,并且除钙质之外的多种组织类型被分组在一起,使得图形叠加仅包括钙质的可视化表示和除钙质之外的多种组织类型的可视化表示。在一些方面中,处理器电路被配置成调整图形叠加的透明度。在一些方面中,处理器电路被配置成确定表示钙质的单个数字评分,其中单个数字评分基于距离或密度中的至少一个。

[0008] 在本公开的一个示例性方面中,提供了一种系统。该系统包括IVUS成像导管,该IVUS成像导管被配置成在被定位在患者的血管内时获得IVUS成像数据,其中血管包括:由包含钙质的组织形成的壁;以及限定管腔的管腔边界;以及处理器电路,该处理器电路被配置成用于与IVUS成像导管通信,其中处理器电路被配置成:接收来自IVUS成像导管的IVUS成像数据;基于IVUS成像数据识别钙质;基于钙质的识别结果,使用以下各项来计算表示钙质的单个数字评分:钙质沉积物与管腔边界之间的距离;钙质沉积物的厚度;钙质沉积物横跨的角度;以及钙质沉积物的长度;以及向与处理器电路通信的显示器输出屏幕显示,其中屏幕显示包括:基于IVUS成像数据生成的IVUS图像;以及单个数字评分的可视化表示。

[0009] 在一些方面中,处理器电路被配置成使用深度学习网络来识别钙质。在一些方面中,处理器电路被配置成使用深度学习网络来确定距离、厚度、角度和长度。在一些方面中,距离沿径向延伸,厚度沿径向延伸,角度沿周向延伸,长度沿纵向延伸。在一些方面中,基于钙质在壁内的位置对距离、厚度、角度和长度进行加权。在一些方面中,单个数字评分对应于IVUS图像的扫描线、IVUS图像的扇区、IVUS图像的全部或多个IVUS图像中的至少一项。在一些方面中,屏幕显示还包括以下中的至少一项:血管的管腔外图像,其包括单个数字评分的可视化表示;或血管的纵向图像,其包括单个数字评分的可视化表示。在一些方面中,处

理器电路被进一步配置成:在已执行治疗过程之后确定血管内的预测的钙质分布;以及基于预测的钙质分布生成预测的数字评分表示。在一些方面中,处理器电路被进一步配置成:在已执行治疗过程之后从IVUS成像导管接收附加的IVUS成像数据;基于附加的IVUS成像数据识别钙质;基于钙质的识别结果来计算表示钙质的附加的单个数字评分;以及将该单个数字评分与附加的单个数字评分的比较结果输出到屏幕显示。在一些方面中,比较结果包括表示治疗过程之前和之后血管的横截面积差异的数字值。

[0010] 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

[0011] 将参照附图描述本公开的例示说明性实施例,其中:

[0012] 图1是根据本公开的各个方面的管腔内成像和X射线系统的示意图。

[0013] 图2是根据本公开的各个方面的处于平面构型的超声成像组件的示意性俯视图。

[0014] 图3是根据本公开的各个方面的处于围绕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。

[0015] 图4是根据本公开的各个方面的图3所示的超声成像组件的示意性横截面侧视图。

[0016] 图5是根据本公开的各个方面的处理器电路的示意图。

[0017] 图6是根据本公开的各个方面的具有阻塞物的血管的血管内超声图像的示意图。

[0018] 图7是根据本公开的各个方面的深度学习算法的示意图。

[0019] 图8是根据本公开的各个方面的卷积神经网络(CNN)配置的示意图。

[0020] 图9是根据本公开的各个方面的具有叠加图的血管内超声图像的示意图。

[0021] 图10是根据本公开的各个方面的具有包括厚度和深度测量值的叠加图的血管内超声图像的示意图。

[0022] 图11是根据本公开的各个方面的具有包括钙质弧度测量值的叠加图的血管内超声图像的示意图。

[0023] 图12是根据本公开的各个方面的具有包括钙质成分环的叠加图的血管内超声图像的示意图。

[0024] 图13是根据本公开的各个方面的具有包括钙质成分环的叠加图的血管内超声图像的示意图。

[0025] 图14是根据本公开的各个方面的多个钙质成分环的示意图。

[0026] 图15是根据本公开的各个方面的同轴数字显示的示意图。

[0027] 图16是根据本公开的各个方面的包括血管内超声图像、血管造影图像和同轴数字显示的图形用户界面的示意图。

[0028] 图17是根据本公开的各个方面的识别血管内的钙质斑块的位置和范围并将相关测量值传达给用户的方法的流程图。

[0029] 图18是根据本公开的各个方面的识别血管内的钙质斑块的位置和范围并将相关测量值传达给用户的方法的流程图。

具体实施方式

[0030] 出于促进对本公开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。

[0031] 图1是根据本公开的各个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可包括两个独立的系统或是两个系统的组合:管腔内感测系统101和管腔外成像系统151。管腔内感测系统101可在管腔内设备102被定位于患者体内时获得有关患者身体的医疗数据。例如,管腔内感测系统101可以控制管腔内设备102,以便在管腔内设备102位于患者体内时获得患者身体内部的管腔内图像。当管腔外成像设备152被定位于患者体外时,管腔外成像系统151获得有关患者身体的医疗数据。例如,在管腔外成像设备152位于患者体外时,管腔外成像系统151可控制管腔外成像设备152以便获得患者身体内部的管腔外图像。

[0032] 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,或者可以间歇通信。例如,可在检查前、检查后或检查期间的某一时间点,通过有线电缆使这两个系统暂时通信,或通过无线通信或任何其他合适的方式使这两个系统通信。此外,管腔内成像系统101还可从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、患者病情或诊断的类型和/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还可从管腔内成像系统101接收这些数据中的任一项。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,两个系统可与所示的相同的显示器132、处理器134和通信接口140通信,以及与在控制系统130内实现的任何其他部件通信。

[0033] 在一些实施例中,系统100可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。取而代之的是,系统100可包括两个单独的控制系統。例如,一个控制系统可与管腔内成像系统101通信或作为管腔内成像系统101的一部分,且另外一个单独的控制系統可与X射线成像系统151通信或作为X射线成像系统151的一部分。在本实施例中,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与控制系统130相似。例如,每个控制系统可包括各种部件或系统,如通信接口、处理器和/或显示器。在本实施例中,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的共同配准步骤。替代性地,X射线成像系统151的控制系统也可执行所述共同配准步骤。

[0034] 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、导丝或导引导管。控制系统130可包括显示器132、处理器134和通信接口140以及其他组件。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。

[0035] 在高层次上,IVUS设备102从安装在导管设备的远端附近的扫描仪组件(也被称为

IVUS成像组件)中所包括的换能器阵列124发射超声能量。超声能量被周围介质(例如血管120或扫描仪组件110周围的其他身体管腔)中的组织结构反射,而超声回波信号被换能器阵列124接收。在这方面,设备102可被设定尺寸、被成形或以其他方式被配置成被定位在患者的身体管腔内。通信接口140将接收到的回波信号传输到控制系统130的处理器134,在处理器134中重建超声图像(在一些实施例中包括流动信息)并显示在显示器132上。控制系统130(包括处理器134)可操作以便利于本文所述的IVUS成像系统191的功能。例如,处理器134可执行存储在非暂时性有形计算机可读介质上的计算机可读指令。

[0036] 通信接口140利于控制系统130与包括在IVUS设备102中的扫描仪组件110之间的信号传送。这种通信包括以下步骤:(1)向包括在扫描仪组件110中的集成电路控制器芯片提供命令,以便选择待被用于发射和接收的具体换能器阵列元件或声学元件;(2)向包括在扫描仪组件110中的集成电路控制芯片提供发射触发信号,以便激活发射器电路,从而产生电脉冲来激励所选择的换能器阵列元件,和/或(3)接受从所选择的换能器阵列元件接收到的经由包括在扫描仪组件110的集成电路控制器芯片上的放大器的经放大的回波信号。在一些实施例中,通信接口140在将数据转发给处理器134之前对回波数据执行初步处理。在此类实施例的示例中,通信接口140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还提供高低压直流电源,以便支持包括位于扫描仪组件110内的电路的设备102的运行。

[0037] 处理器134借助通信接口140接收来自扫描仪组件110的回波数据,并处理该数据以便重建围绕扫描仪组件110的介质中的组织结构的图像。处理器134输出图像数据,使得在显示器132上显示管腔120的图像,例如血管120的横截面图像。管腔120可表示充满流体或被流体围绕的结构,包括天然结构和人造结构两者。管腔120可位于患者体内。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、肾脏血管)和/或身体内任何其他合适的管腔。例如,设备102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:包括肝脏、心脏、肾脏、胆囊、胰腺、肺的器官;导管;肠道;包括大脑、硬膜囊、脊髓和周围神经的神经系统结构;泌尿道;以及血液中的瓣膜、心脏的腔室或其他部位和/或身体的其他系统。除自然结构外,设备102还被可用于检查人造结构,例如但不限于心脏瓣膜、支架、分流器、过滤器和其他设备。

[0038] 在一些实施例中,IVUS设备包括与传统固态IVUS导管(例如EagleEye®导管、Visions PV.014P RX导管、Visions PV.018导管、Visions PV.035和Pioneer Plus导管,其中的每一个均可从Koninklijke Philips N.V.获得),以及在通过引用整体地并入本文的美国专利No.7,846,101中公开那些相似的一些特征。在一些实施例中,IVUS设备可包括与旋转式IVUS导管类似的一些特征,如Revolution®45MHz旋转式IVUS成像导管或Refinity®短尖旋转式IVUS导管,这两种导管均可从Koninklijke Philips N.V.获得。例如,IVUS设备102包括位于设备102的远端附近的扫描仪组件110和沿设备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。应理解的是,导体可使用任何合适规格的导线。在一实施例中,电缆112可包括四导体传输线布置结构,例如使用41AWG规格的导线。在一实施例中,电缆112可包括七导体传输线布置结构,利用例如44AWG规格的导线。在一些实施例中,可使用43AWG规格的导线。

[0039] 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还包括导丝出口端口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,以便引导设备102穿过血管120。

[0040] 需要指出的是,管腔内成像系统101可包括具有任何合适的成像模式的系统。在一些实施例中,管腔内成像设备102可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。

[0041] 在一些实施例中,管腔内设备102是获得管腔内(例如血管内)压力数据的压力感测设备(如压力感测导丝),管腔内系统101是基于压力数据确定压力比值(例如分数流量储备(FFR)、瞬时无波比(iFR)和/或远侧压力与近侧/主动脉压力之间的其他合适比值(Pd/Pa))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)流动数据的流动感测设备(例如流动感测导丝),管腔内系统101是基于压力数据确定流动相关值(例如冠状动脉血流储备(CFR)、流速、流量等)的血管内流动感测系统。

[0042] X射线成像系统151可包括被配置成执行X射线成像、血管造影、透视、射线照相、静脉造影以及其他成像技术的X射线成像装置或设备152。X射线成像系统151可基于由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,其可以是静止的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可包括数字射线照相设备或任何其他合适的设备。

[0043] 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可以以一定的相互距离安装。定位于X射线源160和X射线检测器170之间的可以是患者的解剖结构或物体180。例如,患者的解剖结构(包括血管120)可被定位于X射线源160和X射线检测器170之间。

[0044] X射线源160可包括适于产生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以及与同一电源的正极引线相连的阳极。另外,X射线源160的阴极可包括灯丝。灯丝可以是任何合适的类型,或由任何合适的材料(包括钨或钨钨)制成,并可被定位在阴极的凹陷区域内。阴极的一个功能可以是电子从高压电源中排出,并将其聚焦成一束良好限定的射束,对准阳极。阳极也可由任何合适的材料制成,并可被配置成从阴极发射的电子中产生X辐射。此外,阳极还可耗散在生成X辐射的过程中产生的热量。阳极可被成形为斜面圆盘,在一些实施例中,阳极可通过电机旋转。X射线源160的阴极和阳极可容纳在密闭的围壳(有时也称为包套(envelope))中。

[0045] 在一些实施例中,X射线源160可包括影响图像的可见性的辐射物体焦点。辐射物体焦点可由系统100的用户或系统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的操作员或用户可在护理点(point-of-care)设置中切换所提供的不同的辐射物体焦点。

[0046] 检测器170可被配置成获取X射线图像,并可包括输入屏幕174。输入屏幕174可包括被配置成吸收X射线能量并将能量转换为光的一个或多个增强屏幕。光可继而曝光胶片。在胶片对光比对X辐射可更敏感的实施例中,输入屏幕174可被用于将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/或患者曝露的要求或任何其他因素,可在图像增强器内选择不同类型的增强屏幕。增强屏幕可由任何合适的材料(包括硫酸铅钡、硫酸钡、氟氯化钡、氧化钇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还可包括保护屏以保护检测器170内的电路或部件不受周围环境的影响。在一些实施例中,X射线检测器170可包括平板检测器(FPD)。检测器170可以是间接转换FPD或直接转换FPD。检测器170还可包括电荷耦合器件(CCD)。X射线检测器370还可被称为X射线传感器。

[0047] 物体180可以是任何合适的待成像的物体。在示例性实施例中,该物体可以是患者的解剖结构。更具体地说,待成像的解剖结构可包括胸部、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,并且可包括各种解剖结构,例如但不限于器官、组织、血管和血液、气体或任何其他解剖结构或物体。在其他实施例中,该物体可以是或包括人造结构。

[0048] 在一些实施例中,X射线成像系统151可被配置成在没有造影剂的情况下获得X射线图像。在一些实施例中,X射线成像系统151可被配置成在有造影剂的情况下获得X射线图像(例如,血管造影或静脉造影)。在这些实施例中,可在成像前将造影剂或X射线染料引入患者的解剖结构中。造影剂也可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,可以是液体、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。造影剂可被用于提高患者解剖结构中的内部流体或结构的可见性。造影剂可吸收外部X射线,导致X射线检测器170上的曝光量降低。

[0049] 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)。

[0050] 当控制系统130与X射线系统151通信时,通信接口140利于控制系统130与X射线设备152之间的信号传送。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还提供高低压直流电源,以便支持包括位于该设备内的电路的设备152的运行。

[0051] 处理器134借助通信接口140接收来自X射线设备152的X射线数据,并处理数据以便重建被成像的解剖结构的图像。处理器134输出图像数据,使得在显示器132上显示图像。在将造影剂引入患者的解剖结构并生成静脉造影图像的实施例中,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。造影剂可识别天然和/或人造的充满流体的结构,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结构的多个部分。除自然结构外,X射线设备152还可用于检查人造结构,如前面提到的任何结构。

[0052] 处理器134可被配置成接收在临床过程期间由X射线成像设备152存储的X射线图像。图像可通过其他信息(例如患者病史、患者记录、IVUS图像、术前超声图像、术前CT或任何其他合适的的数据)进一步增强。

[0053] 图2是根据本公开的各个方面的柔性组件110的一部分的示意性俯视图。柔性组件110包括形成在换能器区域204中的换能器阵列124和形成在控制区域208中的换能器控制逻辑芯片(dies)206(包括芯片206A和206B),且在换能器区域204和控制区域208之间布置有过渡区域210。换能器阵列124包括由超声换能器元件212形成的阵列。换能器控制逻辑芯片206被安装在柔性基板214上,换能器元件212先前已集成在柔性基板214上。柔性基板214在图2中被示为平面构型。虽然图2中示出了六个控制逻辑芯片206,但可使用任何数量的控制逻辑芯片206。例如,可使用一个、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芯片206。

[0054] 其上安装有换能器控制逻辑芯片206和换能器元件212的柔性基板214为电联接提供结构支撑和互连。柔性基板214可被构造成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比如Upilex®(Ube Industries的注册商标)和TEFLON®(E.I. du Pont的注册商标)等产品。在图2所示的平面构型中,柔性基板214具有大致矩形的形状。如图所示和本文所述,柔性基板214在一些情况下被配置成围绕支撑构件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 μ m到100 μ m之间,而一些具体实施例的膜层厚度在5 μ m到25.1 μ m之间,例如6 μ m。

[0055] 一组换能器控制逻辑芯片206是控制电路的非限制性示例。换能器区域204被设置在柔性基板214的远侧部分221处。控制区域208被设置在柔性基板214的近侧部分222处。过渡区域210被设置在控制区域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可以小于长度225和229,过渡区域210的长度227可以相应地大于换能器区域和控制区域208的长度225、229。

[0056] 控制逻辑芯片206不必是同类的(homogeneous)。在一些实施例中,单个控制器被指定为主控制逻辑芯片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,主控制电路可包括对通过电缆112接收到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以便发射超声信号,并选择换能器元件212以便接收回波的控制逻辑。在所绘示的实施例中,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,并为每个从属控制器206B分配了八个换能器。

[0057] 为了使控制逻辑芯片206和换能器元件212电互连,在一个实施例中,柔性基板214包括在膜层中形成的导电迹线216,该导电迹线在控制逻辑芯片206和换能器元件212之间传输信号。尤其是,在控制逻辑芯片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内沿柔性基板214延伸。在一些情况下,导电迹线216还可利于主控制器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进行机械和电联接时,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,且可通过比如溅射、镀覆和蚀刻等工艺沉积在柔性基板214上。在一实施例中,柔性基板214包括铬附着层。选择导电迹线216的宽度和厚度以便在卷曲柔性基板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1-5 μm 之间。例如,在一个实施例中,5 μm 的导电迹线216之间相隔5 μm 的空间。柔性基板上的导电迹线216的宽度可进一步由待联接到迹线或焊盘上的导体218的宽度来确定。

[0058] 在一些实施例中,柔性基板214可包括导体接口220。导体接口220可位于柔性基板214中电缆112的导体218与柔性基板214联接的位置。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的主体延伸出来的凸台。在这方面,柔性基板214的主体可共同地指的是换能器区域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被定位在柔性基板214的其他部分(例如远侧部分221)处,或者柔性基板214可缺少导体接口220。凸台或导体接口220的尺寸值(例如宽度224)可小于柔性基板214的主体的尺寸值(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相同的材料制成,和/或具有相似的柔性。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更刚硬。例如,导体接口220可由塑料、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。

[0059] 图3示出了处于卷曲构型的扫描仪组件110的透视图。在一些情况下,柔性基板214从平面构型(图2)转变为卷曲或更圆柱形的构型(图3)。例如,在一些实施例中,利用了如名称为“ULTRASONIC TRANSDUCER ARRAY AND METHOD OF MANUFACTURING THE SAME”的美国专利No.6,776,763和名称为“HIGH RESOLUTION INTRAVASCULAR ULTRASOUND SENSING ASSEMBLY HAVING A FLEXIBLE SUBSTRATE”的美国专利No.7,226,417中的一个或多个中所公开的技术,其中每个专利通过引用整体地并入本文。

[0060] 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。在这样的实施例中,换能器元件212可包括细长的半导体材料或允许微机械加工或在基板上布置极小元件或电路的相似方法的其他合适材料。

[0061] 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)围绕支撑构件230的纵向轴线250定位。可以理解的是,支撑构件230的纵向轴线250也可被称为扫描仪组件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可被用于控制换能器元件212的超声换能器512,以便获得与血管120相关联的成像

数据。

[0062] 在一些情况下,支撑构件230可被称为一体件(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No.61/985,220中所述,其整体通过引用被并入本文)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可以是管状的,并限定了纵向延伸穿过其中的管腔236。管腔236被设定尺寸和成形以便接收导丝118。支撑构件230可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(如通过从坯料上去除材料来使支撑构件230成形)或者进行模制(如通过注塑工艺或微注塑工艺)。

[0063] 现在参照图4,其中示出了根据本公开的各个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可与入口/出口116相连,并且被设定尺寸和成形以便接收导丝118(图1)。在一些实施例中,支撑构件230可被整体形成为一体式结构,而在其他实施例中,支撑构件230可以由彼此固定联接的不同部件(例如套管和支架242、243和244)形成。在一些情况下,支撑构件230和/或其一个或多个部件可与内部构件256完全集成。在一些情况下,内部构件256和支撑构件230可被连接为一体,例如,在聚合物支撑构件的情况下。

[0064] 在支撑构件230的远侧部分、中心部分和近侧部分处分别设置有竖直延伸的支架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、中心部分和近侧部分。在这方面,柔性基板214的各部分(例如换能器部分204(或换能器区域204))可与在支架242、243和244之间延伸的支撑构件230的中心主体部分间隔开。支架242、243、244可具有相同的外径,或具有不同的外径。例如,远侧支架242可具有比中心支架243和/或近侧支架244更大或更小的外径,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。

[0065] 为了改善声学性能,可在换能器阵列212和支撑构件230的表面之间的空腔中填充声学背衬材料246。液体背衬材料246可通过支架242中的通道235或通过其他凹槽引入柔性基板214和支撑构件230之间,如下文将详细讨论的那样。背衬材料246可用于衰减由换能器阵列212发射的沿不期望的向内方向传播的超声能量。

[0066] 电路控制器芯片206和支撑构件230的表面之间的空腔可以用底部填充材料247填充。底部填充材料247可以是粘合剂材料(例如环氧树脂),其为电路控制器芯片206和/或柔性基板214提供结构支撑。此外,底部填充材料247还可以是任何合适的材料。

[0067] 在一些实施例中,支撑构件的中心主体部分可包括允许一体件的管腔与柔性基板214和支撑构件230之间的空腔之间流体连通的凹槽。在组装过程中,可在内部构件256延伸穿过一体件的管腔之前,通过空腔引入声学背衬材料246和/或底部填充材料247。在一些实施例中,可通过支架242、244中的一个的通道235或任何其他合适的凹槽施加吸力,同时通过支架242、244中的另一个的通道235或任何其他合适的凹槽将液体背衬材料246输送到柔性基板214和支撑构件230之间。背衬材料可以固化,以便允许其凝固和固定。在各种实施例中,支撑构件230包括多于三个支架242、243和244,只有支架242、243和244中的一个或两个,或没有支架。在这方面,支撑构件230可具有直径增大的远侧部分262和/或直径增大的

近侧部分264,其被设定尺寸和成形以抬高和支撑柔性基板214的远侧部分和/或近侧部分。

[0068] 在一些实施例中,支撑构件230可大致呈圆柱形。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的形状可指的是支撑构件230的横截面轮廓。在其他实施例中,支撑构件230的不同部分可以有各种形状。例如,近侧部分264可具有大于远侧部分262的外径的外径,或者具有大于在远侧部分262和近侧部分264之间延伸的中心部分的外径的外径。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地增大或减小。在其他实施例中,尽管外径变化,但支撑构件230的内径保持不变。

[0069] 近侧内部构件256和近侧外部构件254被联接到支撑构件230的近侧部分264。近侧内部构件256和/或近侧外部构件254可包括柔性细长构件。近侧内部构件256可被接收在近侧凸缘234内。近侧外部构件254与柔性基板214的近端抵靠并接触。远侧末端构件252与支撑构件230的远侧部分262联接。例如,远侧构件252被定位于远侧凸缘232周围。末端构件252可与柔性基板214的远端和支架242抵靠并接触。在其他实施例中,末端构件252的近端可被接收在呈其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和末端构件252之间可存在间隙。远侧构件252可以是管腔内成像设备102的最远侧部件。远侧末端构件252可以是柔性聚合物部件,其限定了成像设备102的最远端。此外,远侧末端构件252可限定与由支撑构件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以及由末端构件252限定的管腔。

[0070] 可以在管腔内成像设备102的远侧部分处的各种部件之间布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中的一个或多个可通过粘合剂相互联接。换句话说,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。

[0071] 图5是根据本公开的各个方面的处理器电路的示意图。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。在示例中,处理器电路510可与系统100中的如上所述的管腔内成像设备102、X射线成像设备152、显示器132通信。处理器电路510可包括处理器134和/或通信接口140(图1)。一个或多个处理器电路510被配置成执行本文所述的操作。如图所示,处理器电路510可包括处理器560、存储器564和通信模块568。这些元件可直接或间接地相互通信,例如通过一条或多条总线。

[0072] 处理器560可包括被配置成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。

[0073] 存储器564可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可包括当由处

理器560执行时使处理器560执行本文中参照探头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,以便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”可包括单个计算机可读语句或多个计算机可读语句。

[0074] 通信模块568可包括任何电子电路和/或逻辑电路,以便利于处理器电路510、探头110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利于处理器电路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。

[0075] 图6是根据本公开的各个方面的具有阻塞物610的血管620的血管内超声图像600的示意图。所示的超声图像600可以由血管内成像设备602获得。超声成像设备602可以类似于参照图1至图4所述的成像设备102。虽然成像设备可以是任何合适的类型或模式,但在一些实施例中,成像设备602可以通过超声传输获取血管内图像和/或其他数据。在这样的实施例中,成像设备602可以捕获与管腔的表面(包括血管壁的内表面或血管内的各种阻塞物的内表面)相对应的数据,以及与管腔表面下的结构(如血管的壁、血管外的解剖结构、血管内的各种阻塞物的内容物)相对应的数据或任何其他数据。这有利地为系统100的用户提供了附加信息,该附加信息可用于选择适当的治疗方法,这将在下文中详细讨论。

[0076] 图6中还显示了区域612。在所示的图像600中,区域612可标识血管620中存在斑块或其他类型的阻塞物的位置。这种阻塞物610可限制血流,给患者带来各种不愉快或潜在的危险状况。如图像600中所示,系统100的用户,尤其是没有经验的用户,可能很难确定超声图像中显示的是哪种阻塞物,以及阻塞物已经在多大范围上生长或限制血液流动。例如,阻塞物可包括斑块,如钙化沉积物(如钙质)、致密钙质、纤维组织、纤维脂肪组织、脂类、复合碳水化合物、坏死核心、各种血细胞、死血细胞、肌肉细胞或其他物质。阻塞物可包括成分多种多样的这些物质中的任何一种或全部。阻塞物的物质和成分可能会影响状况的严重程度和任何治疗需求的即时性两者以及推荐的治疗类型。所公开的系统、设备和方法有利地识别血管内的阻塞物中的各种物质的成分,并将此信息简明扼要地传达给用户,以便加强诊断和治疗,下文将对此进行更详细的描述。阻塞物可被称为组织。组织可包括除钙质以外的多种组织类型,且图形叠加1630(图16)提供了除钙质以外的多种组织类型的可视化表示1624(图16)。其他组织类型(例如,图16的1624和/或图10的1022)被分组在一起,使得图形叠加1630仅包括钙质的可视化表示和除钙质以外的多种组织类型的可视化表示。

[0077] 图7是根据本公开的各个方面的机器学习算法700的示意图。机器学习算法700也可被称为人工智能框架。在这方面,人工智能框架700可包括机器学习网络,且该框架的各个方面可以由处理器134和/或处理器电路510执行,并且可包括与前面描述的指令566类似的指令。在一些实施例中,机器学习算法700也可以是深度学习算法。处理器电路510可被配置成使用机器学习网络来识别钙质。图7所示的人工智能框架700的实施例包括各种输入的血管内图像710。可以从各种来源(例如血管内成像组件102、图片存档和通信系统(PACS)或其他图像存储系统)接收血管内图像710。血管内图像710可以按时间顺序接收或排列。例如,血管内图像710可以在回拉过程中由成像组件102获得。框架700可包括分析模块720,其具有预处理器722和深度学习网络724。在一些实施例中,分析模块720可以在主机130(图1)和/或处理器电路510(图5)中实现。人工智能框架700可生成多个输出730。

[0078] 可以训练机器学习算法700以便识别钙质和斑块位置731、血管边界和管腔边界732、钙质深度733、钙质厚度734、钙质弧度735、钙质分布736、钙质长度737、帧评分738、扫描线评分739,并生成钙质位置的可视化表示740。在一些实施例中,钙质弧度735或任何其他已识别的指标可以是比如钙质和斑块位置731、血管边界和管腔边界732、钙质深度733、钙质厚度734等输入中导出的次要指标。在一些实施例中,机器学习算法700可确定在具体IVUS图像中识别出的多个钙质沉积物将被包含在同一个钙质弧度735中。

[0079] 训练机器学习算法700可以通过各种不同的技术来完成。在一个实施例中,可以通过创建一个大型的血管内图像样本数据集(其描绘了血管内钙质沉积物和其他斑块的不同程度和位置)来完成对深度学习网络的训练。此外,还可以从大量患者那里获得样本图像。深度学习网络可以使用多个经注释的IVUS图像进行训练。多个经注释的IVUS图像中的每一个包括标识钙质的注释。

[0080] 作为训练的一个示例,为训练深度学习网络而选择的每个样本图像可被分配一个变量 I_k 。每个图像 I_k 可被分配两个标签 L_{k1} 和 L_{k2} ,其中 L_{k1} 对应于图像中钙质沉积物的位置, L_{k2} 对应于图像中其他斑块的位置。深度学习网络可以使用成批的元组($I_k, [L_{k1}, L_{k2}]$)进行批量训练,其中 I_k 是可能经过预处理的超声图像, L_{k1} 和 L_{k2} 是相应的标签。 L_{k1} 和 L_{k2} 可以是分别对应于图像中的钙质或其他斑块位置的坐标矩阵形式。 L_{k1} 和 L_{k2} 也可以是放置在图像 I_k 上的叠加图。在一些实施例中,钙质沉积物的位置的标签 L_{k1} 和其他斑块的位置的标签 L_{k2} 可以组合成单个标签 L_k 。然后使用元组(I_k, L_k)进行训练,其中 L_k 包括描述钙质和其他斑块形成情况的一组单独的值。

[0081] 为了训练网络,可以生成随机的多批元组(I_k, L_k)。这些图像可通过深度学习网络向前传播,从而为每个图像创建一个暂定的标签分配 L_k 。可以定义一个损失函数,以便测量批次中所有标签的 L_k 和 L_k 之间的误差大小。然后,该误差可通过该网络后向传播,并使用优化器调整该网络的参数,以便改进后续的预测。训练过程可持续固定次数的迭代,或直到达到某一收敛标准。例如,训练过程可以持续到对于具体迭代次数来说误差不再改善为止。

[0082] 在一个实施例中,深度学习网络的训练过程中使用的损失函数可以衡量图像中的钙质沉积物和/或其他斑块的类别是正确的还是不正确的。例如,在给定深度学习网络可被训练以便对其进行识别的有限标签集的情况下,该网络可为每个类别分配概率。例如,该网络可以为一个类别分配80%的概率,为另一个类别分配1%的概率。然后,损失函数可确定一个误差指标,其指示该网络预测正确标签的可能性有多高,预测错误标签的可能性有多低。损失函数可包括其他各种特征或步骤。例如,在钙质沉积物位置被定义为与接收到的图像中的位置相对应的坐标矩阵的实施例中,损失函数可包括与每个像素或区域的在预测的钙质位置矩阵和实际的钙质位置矩阵之间的坐标值差有关的误差指标。获得标签 L_k 的一种方法是在获取图像时(前瞻性地)或在审查图像时(回顾性地)由超声专家分配标签 L_k 。

[0083] 在一些实施例中,可以向(I_k, L_k)元组添加与其他所期望的输出相对应的附加值,包括图7中所示的任何输出730。训练和生成这些附加标签的方法可以类似于前面描述的标签 L_k 、 L_{k1} 和/或 L_{k2} 的训练。

[0084] 将结合图9至图13来描述图7的具体方面。如图7所示,输入图像710可包括任何适当数量的血管内超声图像。例如,如图所示,输入图像710可只包括单个超声图像,或可包括多个超声图像。输入图像710可以是由成像探头在回拉过程中连续获取(例如实时获取)的

帧图像流。输入图像710可以在获取图像时或获取图像后从超声探头102(图1)传输到分析模块720。在一些实施例中,超声成像探头102可将来自先前的成像过程的输入图像710传输给分析模块720。

[0085] 分析模块720可包括预处理器722,其可包括硬件(例如电路部件)和/或软件算法(例如由处理器执行)。预处理器722可以执行各种功能,以便在将输入图像710传输到深度学习网络724之前调整、过滤或以其他方式修改接收到的输入图像710。例如,预处理器722可以操纵接收到的图像。预处理器722可以为训练和预测的目的执行各种图像处理步骤。预处理器722可以执行各种任务,例如改变图像的对比度、图像的大小、分辨率、取向、几何形状、裁剪、空间变换、调整大小、归一化、直方图修改或各种其他过程,以便帮助深度学习网络724更有效或更准确地工作。

[0086] 深度学习网络724可以从预处理器722接收经过处理的图像710作为输入。深度学习网络724可包括硬件(例如电路部件)和/或软件算法(例如由处理器执行)。然后,深度学习网络724可以识别与接收到的超声图像710相关的各种参数。

[0087] 在一些实施例中,深度学习网络724可包括卷积神经网络(CNN)。例如,CNN可以是或包括多类分类网络,或编码器-解码器型网络。在一些情况下,分析模块可以实现任何类型的分类过程,例如随机森林算法、分类树方法、卷积神经网络或任何类型的深度学习网络。在一些情况下,分析模块可以实现基于图像或超声后向散射衍生出参数的统计模型或随机森林算法,而不是深度学习网络。

[0088] 图8是根据本公开的各个方面的卷积神经网络(CNN)配置800的示意图。例如,CNN配置800可作为深度学习网络724(图7)来实现。在一个实施例中,配置800可执行分类任务。例如,卷积神经网络(CNN)可以为IVUS图像或信号中的每个像素提供类别标签。配置800可以是任何合适的类型,且可包括任何合适的类型或数量的层,包括但不限于卷积层、全连接层、扁平化向量或人工智能系统的任何其他技术或实现方式。参照图8所示和/或所描述的实施例可进行缩放,以便包括任何合适数量的CNN(例如,约2个、3个或更多个)。如下文更详细地描述的那样,可以对配置800进行训练,以便识别与接收到的超声波图像相关的钙质沉积物、其他斑块、血管边界和/或管腔边界。

[0089] CNN可包括一组N个卷积层810,其中N为任意正整数,每个卷积层后有一个池化层815。CNN还可包括一组K个全连接层820,其中K可以是任意正整数。在一个实施例中,全连接层820包括至少两个全连接层820。卷积层810被示为810(1)至810(N)。池化层815被示为815(1)至815(N)。全连接层820被示为820(1)至820(K)。每个卷积层810可包括一组过滤器812,其被配置成用于从输入805(例如超声图像或其他附加数据)中提取特征。卷积层810可包括具有不同大小和步长的卷积核。N值和K值以及过滤器812的大小可根据实施例而变化。在一些情况下,卷积层810(1)至810(N)、池化层815(1)至815(N)和全连接层820(1)至820(K-1)可以使用sigmoid、整流非线性(ReLU)、泄漏ReLU、softmax或双曲正切激活函数。池化层815可包括最大池化或平均池化技术。全连接层820可以将高维输出逐渐缩小到预测结果(如类别输出830)的维度。因此,全连接层820也可被称为分类器。另外,在一些实施例中,全卷积层810还可被称为感知层或感知性层。全连接层820可以对接收到的信息进行下采样并映射到有限数量的类别832。在一个实施例中,最后的全连接层820(K)之后可以是最后的分类层,如softmax,以便将最后输出层中的净激活转换为一系列可被解释为概率的值。

[0090] 基于输入图像805,类别输出830可指示多个类别832中的每一个的置信度评分或概率。在这方面,CNN 800可以是多类分类网络。在一个示例性实施例中,多个类别832可包括血管内图像中的钙质沉积物的位置、图像中的其他斑块的位置、图像中的血管边界或图像中的管腔边界。输出830可指示输入图像805的不同区域属于或对应于具体类别832的可能性。例如,标签1的置信度评分较高,而其他标签的置信度评分较低,这表明CNN 800针对输入图像805的一个部分的输出标签是标签1。例如,输入图像805的该部分可被分类为显示出钙质沉积物。置信度评分可以是任何合适的类型。在一个实施例中,置信度评分可以是概率(例如,介于0和1之间的十进制值)。这样,CNN的输出可以是输入图像805的每个部分的每个可能的输出的可能性值。在一些实施例中,对于输入图像的具体区域,只有超过预定阈值的输出才会被分配到图像的该区域。例如,如果可能性值超过最小阈值,那么输出标签就会被分配到图像的该区域。如果所有输出的可能性值都低于最小阈值,则不会选择输出类别或将其分配给图像的该区域,或将分配一个专用的“未知”标签。如果图像被存储/存档,则图像的各部分以及每个部分的标签可与图像一起存储,例如在DICOM标头中。

[0091] 在深度学习网络包括编码器-解码器网络的实施例中,该网络可包括两条路径。一条路径可以是收缩路径,其中大图像(例如图像805)可以由多个卷积层810卷积,使得图像805的大小在该网络的深度上发生变化。然后,图像805可以在低维空间或扁平化空间中表示。从这个扁平化空间出发,附加的路径可将扁平化空间扩展到图像805的原始尺寸。在一些实施例中,所实现的编码器-解码器网络也可被称为主成分分析(PCA)方法。在一些实施例中,编码器-解码器网络可将图像805分割为区块。

[0092] 在一些实施例中,可以实施多个卷积神经网络来识别接收到的超声图像的不同特征。例如,可以训练一个CNN来识别接收到的超声图像中的钙质斑块,训练一个不同的CNN来识别其他斑块,且附加的CNN可分别识别血管边界和管腔边界。任何CNN都可被训练,以便识别接收到的超声图像中的这些特征中的任何一个,包括这些特征中的仅一个、一些或全部。

[0093] 在一些实施例中,机器学习网络的各个方面可包括后处理步骤。后处理步骤可组合一个或多个分类或学习算法的结果和/或应用基于IVUS图像中对应于钙质存在或被标记为钙质像素的像素的大小和间距的逻辑,以便提供标签、评分或指标。该后处理步骤可以是所有其他算法的附加算法。该后处理步骤可基于对标签簇的定量分析和已发表的研究、文献或该领域专家的经验结果对IVUS图像或IVUS图像的单个像素进行评分。在一些实施例中,该后处理步骤可以是人工算法本身。

[0094] 图9是根据本公开的各个方面的血管内超声波图像600的示意图。图9可表示在处理器电路510已完成机器学习算法700(图7)和/或卷积神经网络配置(图8)的实施以便识别钙质沉积物920、其他斑块922、血管边界930和管腔边界932之后的超声图像600的视图。将参照图7来描述图9。

[0095] 如图7所示,可以对深度学习网络进行训练,以便识别接收到的血管内图像710中的钙质和斑块位置731。类似地,如图9所示,系统100可识别图像600中存在钙质沉积物920和其他斑块922的区域。钙质沉积物920和/或其他斑块922可在血管内的不同位置处被观察到,并且可以是其他结构的一部分。如图9所示,大区域的其他斑块922被显示出完全衬在血管壁930上。如上所述,这种其他斑块922可包括纤维组织、纤维脂肪组织、脂类、复合碳水化合物、坏死核心、各种死亡血细胞或其他组织,或其他可随时间而堆积的物质。其他斑块922

的这种堆积会限制经过血管的血液流动。根据斑块922的成分,斑块922可表现出不同的特征。例如,斑块922可以是硬化的或柔性的,可更容易移动或可以静止不动,或可在大小和/或严重程度容易增加或减小。如图9所示,在其他斑块922的区域内存在钙质沉积物920会影响这些特征中的任一个,并会改变适当的治疗方法。

[0096] 另外,如图9所示,深度学习网络还可识别血管边界930和管腔边界932。在一些实施例中,血管边界930和管腔边界932由用户识别出并由处理器电路接收。在一些实施例中,管腔边界932可以是血管壁的内边缘。管腔边界可限定管腔。可以训练机器学习算法700来识别血管边界和管腔边界732。处理器电路510可被配置成识别超声图像中的血管的边界以及管腔的边界。通过向系统100的用户提供血管边界和管腔边界的表示,用户可以更准确地确定血管内的阻塞物的严重程度,并更准确地选择治疗方法。

[0097] 边界检测、图像处理、图像分析和/或模式识别的示例包括D.Geoffrey Vince、Barry D.Kuban和Anuja Nair作为发明人于2001年3月13日获得授权的名称为“VASCULAR PLAQUE CHARACTERIZATION”美国专利No.6,200,268、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No.6,381,350、Anuja Nair、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No.7,074,188、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No.7,175,597、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No.7,215,802、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 A VASCULAR BORDER”的美国专利No.7,359,554以及Jon D.Klingensmith、Anuja Nair、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No.7,463,759,这些专利的教导在此通过引用整体地并入本文。

[0098] 图10是根据本公开的各个方面的具有包括厚度和深度测量值的叠加图的血管内超声图像1000的示意图。将参照图7来描述图10。图10描绘了附加的血管内图像1000,其具有血管内的钙质沉积物1020的区域以及其他斑块堆积物1022的区域。处理器电路510(图5)可生成与钙质沉积物1020、其他斑块1022、血管边界1030和管腔边界1032的位置相关的各种指标或测量值。

[0099] 在一些实施例中,再次参照图7,机器学习算法700的输出730可以是基于输入的血管内图像710的直接输出。例如,处理器电路510可被配置成以能够彼此独立地生成任何输出730的方式实施深度学习网络724。例如,深度学习网络724可以识别与接收到的具体血管内图像710相关联的帧评分738,而无需确定钙质深度733,反之亦然。

[0100] 在一些实施例中,机器学习算法700的各种输出730可基于其他输出730来确定。例如,在一些实施例中,钙质深度733、钙质厚度734、钙质弧度735和钙质分布736可基于识别

出的钙质和斑块位置731以及血管和管腔边界732来确定。例如,可将识别出的钙质和斑块位置731以及血管边界和管腔边界732叠加在接收到的血管内图像上。然后,处理器电路510可被配置成使用接收到的图像与标识钙质沉积物、其他斑块形成情况以及血管和管腔边界的叠加图来确定钙质深度733、钙质厚度734、钙质弧度735、钙质分布736和钙质长度737。处理器电路510可被配置成采用各种图像处理技术,如[此处列出的图像处理技术]。在其他实施例中,处理器电路可采用深度学习算法来生成输出733至737。所使用的深度学习算法可以是与参照图7所描述的机器学习算法700、参照图8所描述的卷积神经网络800相同的算法,或者可以是不同的深度学习算法。

[0101] 如图10所示,图像1000中与钙质沉积物1020、其他斑块1022、血管边界1030和管腔边界1032相对应的位置被标识出。这些特征可根据类似于参照图7的深度学习网络算法、图8的卷积神经网络或参照图9所述的方法的原理进行识别。

[0102] 此外,图10中还显示了扫描线1040。处理器电路510可被配置成在图像1000上生成多个类似于扫描线1040的扫描线。所生成的扫描线可以显示给用户,或可以不显示给用户。扫描线可被定义为从图像1000中的血管内成像设备602的中心沿直线延伸至图像1000的外部边界的一条线。扫描线也可对应于一个角度,钙质深度和其他测量值可基于该角度。扫描线可以是相对于存在斑块的血管的形心的角度。在另一个实施例中,可以对图像进行运动校正和血管边界对齐,在这种情况下,图像本身的中心可以是图像的环形中心。处理器电路510可被配置成在图像1000中生成任意数量的扫描线。例如,处理器电路510可以在图像1000中生成单个扫描线,或可以生成多达10,000条或更多条扫描线。在一个实施例中,图像1000中生成的扫描线的数量可基于图像、患者的解剖结构或超声系统100的各种特征进行调整。例如,可以根据图像1000的分辨率、测量到的被成像的血管总直径、血管的形状、血管内的钙质沉积物和其他斑块的分布、处理器电路510的处理能力、存储器564的存储限制(图5)或任何其他特征来增加扫描线的数量。所示的扫描线可进一步限定圆形的血管内图像1000的扇区,这将在下文中详细描述。

[0103] 如图10所示,可沿图像1000中的每条扫描线进行各种测量。例如,可沿所示的扫描线1040计算钙质深度1044和钙质厚度1046。处理器电路510可被配置成使用深度学习网络(例如,图7中的深度学习网络700)来确定钙质和管腔边界之间的距离(例如,钙质深度)和/或钙质厚度测量值。钙质深度和钙质厚度测量可在血管内的任何位置进行,或沿着图像的任何扫描线(例如,从导管602的中心延伸到外图像边界)进行,其中存在钙质或斑块。在一些实施例中,钙质深度可指从管腔边界1032到钙质沉积物1020的距离。钙质深度可以是钙质和管腔边界之间的距离。在一些实施例中,钙质厚度可指沿扫描线从钙质沉积物2010的一端到另一端的距离。例如,图10中的扫描线1040穿过钙质沉积物1023。扫描线1040显示了与该钙质沉积物1023相对应的钙质深度1044和钙质厚度1046。钙质深度1044是沿扫描线1040从管腔边界1032到钙质沉积物1023的内边缘的距离的测量值。如图所示,沿扫描线的钙质厚度1046是从钙质沉积物1023的内边缘到钙质沉积物1023的外边缘的距离的测量值。在一些实施例中,钙质深度也可被称为钙质厚度、与管腔的距离、管腔深度、与管腔的接近度或其他类似术语。此外,在一些实施例中,钙质厚度也可被称为钙质深度。

[0104] 所示的钙质深度和厚度测量值可指径向延伸的距离的测量值。图10中的径向方向可指从图像1000的中心向图像1000的外边缘延伸的方向。钙质和管腔边界之间的距离可包

括径向距离。这样,每条扫描线1040、1050和1060都沿径向向外延伸。如图11中的弧线1150所示,周向方向可围绕IVUS图像1000延伸。这样,周向方向可以与径向方向垂直或正交。例如,具有恒定的径向距离的假定曲线可以与图像1000的每条扫描线以垂直角度相交。径向方向和周向方向可以在同一平面内。另外的纵向方向可指沿被成像的血管的方向。例如,纵向方向可与径向方向和周向方向垂直。

[0105] 可以沿图像1000中的任何合适的扫描线计算钙质深度和厚度。例如,示出了附加的扫描线1050。扫描线1050穿过同一钙质沉积物1020的两个区域。沿扫描线1050测量出的钙质深度可以为0,因为钙质1020直接与管腔相邻。换句话说,钙质沉积物1020的内表面在沿扫描线1050的某一个点处限定了管腔边界1032。虽然因为有一层其他斑块1022将管腔边界1032和钙质沉积物1023分隔开,所以沿扫描线1040的钙质深度1044可以是某个正值,但沿扫描线1050没有其他斑块将钙质沉积物1020与管腔边界1032分隔开,因此不会给出钙质深度,或者计算出的钙质深度为0。钙质厚度1056可被计算为沿扫描线1050的钙质沉积物1020的第一部分的厚度。如图10所示,沿扫描线1050的钙质厚度可以从管腔边界1032(其与沿扫描线1050的钙质沉积物1020的内边缘的位置相同)到钙质沉积物1020的内部区域的外边缘的距离的测量值。

[0106] 如前面所提及的,扫描线1050延伸穿过同一钙质沉积物1020的两个区域,这两个区域将被称为内区域(其是最靠近管腔边界1032的区域)和外区域(其是最靠近血管边界1030的区域)。在这些区域之间,观察到一层其他斑块1022。沿扫描线1050从钙质沉积物1020的内部区域到钙质沉积物1020的外部区域的距离可被称为钙质深度1058。在扫描线穿过多个钙质区域和其他斑块区域的一些实施例中,钙质沉积物的距离可被称为钙质厚度,其他斑块的距离可被称为钙质深度。在这样的实施例中,这些测量值可以用各种标签来区分。例如,如图10所示,与内部钙质区域的深度相对应的深度0可被称为钙质1深度。钙质厚度1056可被称为钙质2厚度。钙质深度1058可被称为钙质2深度,且在沿扫描线1050存在附加的斑块和钙质区域的情况下,例示出钙质沉积物1020的外部区域的厚度的钙质厚度1059可被称为钙质2厚度,依此类推。

[0107] 作为附加的示例,还示出了扫描线1060。由于沿扫描线1060没有其他斑块区域,钙质深度(与沿扫描线1050的钙质深度一样)可以为零。此外,钙质厚度等于从管腔边界1032到血管边界1030的距离。

[0108] 处理器电路510(图5)可被配置成确定针对在图像1000中创建的每个扫描线的类似钙质深度和厚度测量值。在针对每个扫描线进行这些计算之后,处理器电路510可以比较所有的钙质厚度值,以便确定最大钙质厚度和最小钙质厚度。然后,处理器电路510可以识别哪些扫描线与最大和最小扫描线相关联,并向该系统的用户标识这些扫描线。

[0109] 例如,如图10所示,沿扫描线1050的钙质厚度1056可被处理器电路510确定为最小钙质厚度。处理器电路可通过在显示器132(图1)上的图像上叠加与扫描线1050相对应的线来标识扫描线1050。该线可以附带一个标签,该标签包括符号、图形表示或字母数字文本,其将扫描线1050标识为与最小钙质深度相关的扫描线。在一些实施例中,可对扫描线1050的外观进行修改,以表明它与最小厚度相关。例如,扫描线1050可具有任何合适的图案、颜色、粗度或其他视觉特征,以便表明其被指定为具有最小钙质厚度的扫描线。替代性地,处理器电路510可被配置成生成图形表示,类似于图10中的箭头1056,其示出沿扫描线1050的

钙质厚度。这种图形表示可叠加在图像上,以便标识具有最小钙质厚度的位置,并具有任何合适的外观以将其指定为最小钙质厚度。在一些实施例中,具有最小钙质厚度的扫描线可以用角度或其他测量值或定位坐标或值来标识。

[0110] 类似地,图10中所示的钙质厚度1066可以是由该系统测量到的最大钙质厚度。处理器电路510可以使用所讨论的有关最小钙质厚度的任何方法来识别最大钙质厚度,包括通过叠加扫描线1060、生成标签、符号、图形表示、字母数字文本、指定角度或坐标或任何其他合适的方法。此外,处理器电路510可被配置成比较每个生成的扫描线的所有钙质深度测量值。然后,处理器电路还可以识别图像1000中的最小钙质深度和最大钙质深度。处理器电路1000可识别最小和最大钙质深度,并通过之前用于描述最大和最小钙质厚度值的任何方法将识别出的最小和最大深度传达给用户。

[0111] 如图10所示,所述的系统可以是血管内超声(IVUS)成像系统100(图1),包括IVUS成像导管102(图1),其被配置成在被定位于患者的血管内时获得IVUS成像数据。血管包括由包含钙质1020的组织形成的壁;以及限定管腔的管腔边界1032。IVUS成像系统100的处理器电路510(图5)被配置成用于与IVUS成像导管102通信,其中处理器电路510被配置成:接收来自IVUS成像导管102的IVUS成像数据;基于IVUS成像数据识别钙质1020;以及基于钙质的识别结果来确定钙质与管腔边界之间的距离(例如,钙质深度1044)。如将参照图16所述的,处理器电路然后可以向与处理器电路510(图5)通信的显示器132(图1)输出屏幕显示1600(图16),其中屏幕显示1600包括基于IVUS成像数据生成的IVUS图像1640和距离1044的可视化表示1644。系统100(图1)可以是管腔内成像系统。

[0112] 处理器电路还可被配置成基于钙质的识别结果,使用钙质沉积物与管腔边界之间的距离、钙质沉积物的厚度、钙质沉积物横跨的角度以及钙质沉积物的长度来计算表示钙质的单个数字评分;并向与处理器电路通信的显示器输出屏幕显示,其中该屏幕显示包括基于IVUS成像数据生成的IVUS图像以及该单个数字评分的可视化表示。该单个数字评分可对应于IVUS图像的扫描线、IVUS图像的扇区、IVUS图像的全部或多个IVUS图像。

[0113] 处理器电路可被配置成计算钙质沉积物与管腔边界之间的距离、钙质沉积物的厚度、钙质沉积物横跨的角度以及钙质沉积物的长度。距离、厚度、角度和长度可基于钙质沉积物在壁内的位置进行加权。本文所述的任何参数,例如钙质沉积物与管腔边界之间的距离、钙质沉积物的厚度、钙质沉积物横跨的角度和钙质沉积物的长度,都可以在确定体积测量值的过程中加以考虑。例如,处理器电路可使用这些测量值中的任何一个来确定具体钙质沉积物的体积测量值。

[0114] 图11是根据本公开的各个方面的具有包括钙质弧度测量值1152的叠加图的血管内超声图像的示意图。将参照图7来描述图11。如图7所示,机器学习算法700的附加的输出730可以是钙质弧度735。如前面所提及的,钙质弧度735可以是机器学习算法700的直接输出,与任何其他输出730无关。然而,在一些实施例中,钙质弧度735可由处理器电路510(图5)基于各种输出730(例如钙质和其他斑块位置731)来确定。

[0115] 再次参照图11,钙质弧度测量值1152与血管内图像1000相邻显示。此外,钙质弧线1150被示为与两条扫描线1140和1142一起显示在图像中。在一些实施例中,处理器电路510(图5)可确定图像1000中沿每条扫描线是否存在钙质沉积物以及存在的范围。可将标识出钙质沉积物的每条扫描线的角度存储在一起。这些标识出钙质沉积物的扫描线可共同限定

一个钙质弧线。例如,图11中所示的扫描线1140和1142可标识图像1000中标识钙质沉积物的第一条扫描线和最后一条扫描线。具体来说,扫描线1140和1142之间的每条扫描线都可指示钙质沉积物的存在。如图11所示,就是这种情况。对于从成像组件602的中心延伸到图像的外边界的任何扫描线来说,在扫描线1140和1142之间的直线上,如钙质弧线1150所示,在血管内存在一定量的钙质。钙质弧线1150的识别结果可以帮助医生快速、容易地识别血管内所有钙质沉积物的位置。可通过在图像1000上叠加显示钙质弧线1150或在图像1000周围显示钙质弧线1150来向用户传达此信息。替代性地,与扫描线1140和1142相对应的角度可显示为钙质弧度测量值1152。替代性地,钙质弧度测量值1152可以是扫描线1140和1142的角度之间的差值,或扫描线1140相对于扫描线1142的角度。钙质弧度测量值1152可被定位成与图像1000相邻、叠加在图像1000上或以任何其他方式显示。

[0116] 在一些情况下,图像1000中可存在多个钙质弧线和相关的弧度测量值。例如,如果扫描线1140和1142之间的一个或多个扫描线未指示出存在钙质沉积物,则可存在两条钙质弧线并传达给系统100的用户。在这方面,钙质弧线1150可以不是一条连续的弧线,或者通过弧线1150标识的钙质沉积物可以不是一块连续的钙质。相反,它可以是分层的或碎裂的。可以有多个钙质沉积物,它们被指示出没有钙质存在的扫描线隔开。

[0117] 图12是根据本公开的各个方面的具有包括钙质成分环1250的叠加图的血管内超声图像1000的示意图。图12示出了血管内图像1000,其具有钙质沉积物1020和其他斑块1022以及限定两个扇区1270和1272的三条扫描线1240、1242和1244。每个扇区1270和1272可对应一个扫描线评分1260。图12中所示的钙质成分环1250可被称为钙质位置的可视化表示。将参照图7来描述图12。如图7所示,机器学习算法700的附加的输出730可包括扫描线评分739和钙质位置的可视化表示740。扫描线评分739和钙质位置的可视化表示740可以是机器学习算法700的直接输出,且与任何其他输出730无关。然而,在一些实施例中,扫描线评分739和钙质位置的可视化表示740可由处理器电路510(图5)基于各种输出730(例如钙质和其他斑块位置731、血管边界和管腔边界732、钙质深度733、钙质厚度734、钙质弧度735、钙质分布736和/或钙质长度737)来确定。

[0118] 如前所述,处理器电路510(图5)可生成从成像组件的中心延伸至血管内图像1000的外边界的多条扫描线。所生成的多条扫描线可将圆形的血管内图像划分为数量相等的扇区。例如,如图所示,扫描线1240和1242可限定图像1000的扇区1270。类似地,扫描线1242和1244可限定图像1000的扇区1272。可以理解的是,可以在图像1000周围的任何方向上生成附加的扫描线,使得整个图像1000被划分为类似大小和形状的扇区。

[0119] 在一些实施例中,处理器电路510可被配置成分析图像1000的每个扇区,以便确定是否在每个扇区内发现钙质沉积物1020或其他斑块1022。另外,处理器电路510还可确定该扇区内在多大范围存在钙质沉积物。例如,可以使用与钙质深度和钙质厚度相对应的测量值来确定扇区内显示的钙化程度。另外,处理器电路510可使用钙质长度737(图7)和钙质分布736(图7)的测量值来确定扇区内钙质存在的范围。

[0120] 钙质长度737(图7)可被定义为沿被成像的血管发现钙质的纵向距离。钙质长度可通过接收由血管内成像设备顺序地或连续地获得的多个血管内图像来确定。例如,如将参照图14和图15进行更详细地讨论的,系统100可接收多个血管内图像。处理器电路可根据前面参照图7至图12所述的方法对接收到的每个图像进行分析,以便确定每个接收到的图像

中钙质和斑块的位置。这样,钙质沉积物的大小可通过钙质厚度测量值(如径向测量值)、钙质弧度测量值(如角度测量值)和钙质长度测量值(如纵向测量值)来确定,以便量化钙质沉积物的三维大小和形状。如所述的,每个接收到的血管内图像可被分为多个扇区。因此,可以确定全部帧或整个钙质沉积物的钙质长度,或可以确定多个连续的或相邻的血管内图像中单个扇区的钙质长度。为确定图像中的一个扇区的钙化程度,也可分析沿血管的相邻图像中具有相同角度的扇区的钙质含量,以便确定与所分析的扇区相对应的钙质长度。

[0121] 钙质分布736(图7)可指血管内的钙质沉积物相对于其他斑块的大小和位置以及钙质沉积物的稳定性。钙质分布736可根据各种方法进行量化,并可为医生提供阻塞物内钙质相对于其他物质的位置和数量的准确视图。

[0122] 在一些实施例中,钙质分布736可通过钙质密度测量值全部或部分地量化。例如,钙质分布测量值可包括线性密度测量值、面积密度测量值或体积密度测量值。处理器电路510可被配置成使用深度学习网络(例如,图7中的深度学习网络700)来确定钙质相对于其他组织的密度。处理器电路510可被配置成使用深度学习网络(例如图7中的深度学习网络700)来确定钙质沉积物与管腔边界之间的距离、钙质沉积物的厚度、钙质沉积物横跨的角度以及钙质沉积物的长度。钙质沉积物与管腔边界之间的距离可沿径向延伸。钙质沉积物的厚度可沿径向延伸。钙质沉积物横跨的角度可沿周向延伸。钙质沉积物的长度可沿纵向延伸。

[0123] 线性钙质密度测量值可描述钙质相对于单条扫描线上其他物质的含量。例如,线性钙质密度测量值可基于沿具体扫描线的显示钙质的像素的数量来确定。线性钙质密度可被计算为沿扫描线的像素的百分比。沿扫描线的显示钙质的像素的数量可除以沿扫描线的像素的总数量,以便得出线性密度值。在一些实施例中,处理器电路也可以使用其他长度测量单位来进行线性密度计算。线性密度测量值也可被称为一维密度测量值。在一些实施例中,处理器电路可沿着IVUS图像内的每条扫描线确定线性密度测量值。在一些实施例中,处理器可响应于用户输入进行这些计算。该系统的用户可在IVUS图像内创建各种自定义线,这些线可以是IVUS设备的中心延伸到血管壁的扫描线,或可以是在图像内沿任何方向延伸的线。处理器电路可响应于用户输入来确定与用户创建的线相对应的线性密度值。

[0124] 面积钙质密度测量值可描述相对于IVUS图像或被成像的血管的扇区或其他二维和/或横截面区域内的其他物质的钙质数量。例如,可基于IVUS图像的具体扇区内显示钙质的像素的数量来确定面积钙质密度测量值。面积钙质密度可被计算为扇区内的像素的百分比。扇区内显示钙质的像素的数量除以扇区内的像素的总数量即可得出面积密度值。在一些实施例中,处理器电路还可以使用其他面积测量单位来进行面积密度计算。面积密度测量值也可被称为表面密度测量值或二维密度测量值。该系统的用户可以在IVUS图像中定义扇区,或在IVUS图像中定义其他自定义区域或形状。然后,处理器电路可响应于用户输入,确定由用户定义的扇区或其他自定义形状的面积密度测量值。例如,用户可识别血管内的阻塞物的轮廓。处理器电路可确定与识别出的区域相对应的面积钙质密度测量值。在一些实施例中,处理器电路可以使用前面描述的方法自动识别IVUS图像中与阻塞物相对应的区域,并计算该区域的面积钙质密度。在一些实施例中,处理器电路可确定整个IVUS图像的面积钙质密度测量值。

[0125] 体积钙质密度测量值可描述在血管的三维区域内相对于其他物质的钙质数量。这

种区域可在多个相邻的IVUS图像中观察到。体积钙质密度测量值可基于多个IVUS图像的具体三维区域内显示钙质的像素的数量来确定。体积钙质密度可被计算为三维区域内的像素的百分比。该区域内显示钙质的像素的数量可除以该三维区域内的像素的总数量,从而得出体积密度值。在一些实施例中,处理器电路还可以使用其他体积测量单位来进行体积密度计算。体积密度测量值也可被称为三维密度测量值。该系统的用户可以在IVUS图像或多个IVUS图像中限定区域。然后,处理器电路可响应于用户输入来确定由用户限定的区域的体积密度测量值。例如,用户可在三维空间中识别血管内的阻塞物的轮廓或表面。这可以通过在多个相邻的IVUS图像中识别阻塞物的轮廓来实现。处理器电路可确定与识别出的区域相对应的体积钙质密度测量值。在一些实施例中,处理器电路可通过使用前面描述的方法自动识别多个相邻的IVUS图像中的阻塞物的轮廓,自动识别血管内的三维区域。然后,处理器电路可自动计算该区域的体积钙质密度。如所述的,处理器电路可被配置成确定IVUS图像的扫描线的密度(例如线性钙质密度)、IVUS图像的扇区的密度(例如面积钙质密度)、IVUS图像的整体密度(例如面积钙质密度)和/或多个IVUS图像的密度(例如体积钙质密度)。

[0126] 在一些实施例中,钙质分布的测量值可被量化为在一定尺度内的值,例如在0到5、0到10、0到100之间的值或任何其他合适的范围。例如,对于0到5的钙质分布尺度,包含固体钙质块而无其他斑块的扇区可产生为5的钙质分布因数。类似地,不显示任何钙质的扇区可产生为0的钙质分布因数。具有不同数量的钙质和其他斑块或钙质和其他斑块的混合物的扇区可产生在0到5之间的钙质分布因数。在一些实施例中,钙质分布因数也可被称为汇合因数(confluency factor)。钙质分布也可被表示和/或量化为以平方毫米为单位的面积,或与总血管横截面积相比的总体斑块面积的比值或百分比。在一些情况下,钙质分布评分可以是例如疾病或收缩严重程度的类别。在一些情况下,表示或量化钙质分布的不同方法可为用户提供不同层级的特异性。具体的量化方法(即,分布评分、以平方毫米为单位的横截面积、比值或百分比等)可以是用户可调整的设置,并且可以基于用户的技能、经验和/或专业知识水平。钙质分布的这些量化结果中的任一个可以同时或分别显示给用户。

[0127] 在一些实施例中,可以不对钙质分布进行量化。然而,可以基于定量和定性标准对钙质进行分类。定量可以通过各种基于纹理的参数和/或图像参数得出,也可以通过分析后向散射成像数据得出。评分或量化本身或与其他参数(如弧度、深度、面积、体积等)相结合时,也可与具体的治疗策略相关联。

[0128] 处理器电路510(图5)可基于相应扇区的钙质深度、钙质厚度、钙质长度和钙质分布测量值中的任一项或全部来确定扫描线评分。在一些实施例中,扫描线评分也可被称为扇区评分。

[0129] 作为图12所示的示例,扫描线评分或扇区评分1260与扇区1270相对应。扇区1270可以由扫描线1240和1242限定。在扇区1270内观察到钙质的一部分。因此,钙质厚度测量值、钙质深度测量值、钙质长度测量值和钙质分布因数可各自有助于计算扇区评分1260。

[0130] 处理器电路510(图5)可采用任何合适的方法来确定扇区评分1260。在一些实施例中,扇区评分可被定义为钙质厚度、钙质深度、钙质长度和/或钙质分布中的任一项或全部的函数。例如,可以根据 $Ca_{thickness}$ (钙质厚度)、 Ca_{depth} (钙质深度)、 Ca_{length} (钙质长度)和 $Ca_{distribution}$ (钙质分布)来限定函数 f 。例如,可将函数 f 定义为加权和,如:

[0131] $f(Ca_{\text{thickness}}, Ca_{\text{depth}}, Ca_{\text{length}}, Ca_{\text{distribution}})$

[0132] $=w_1 Ca_{\text{thickness}} + w_2 Ca_{\text{depth}} + w_3 Ca_{\text{length}} + w_4 Ca_{\text{distribution}}$

[0133] 其中, w_1 是对钙质厚度加权的常数值, w_2 是对钙质深度加权的常数值, w_3 是对钙质长度加权的常数值, w_4 是对钙质分布加权的常数值。在一些实施例中, w_1 、 w_2 、 w_3 和 w_4 的值可以替代性地是取决于任何合适因数 (例如钙质或斑块与血管边界和/或管腔边界的距离、被成像的血管或管腔的总直径、钙质弧度或任何其他合适的因数) 的函数。在一些实施例中, 由处理器电路 510 (图 5) 使用的函数可包括加权平均、加权积分或任何其他合适的函数。

[0134] 在一些实施例中, 处理器电路 510 可以采用深度学习网络来确定扇区评分。例如, 确定扇区评分可以是参照图 7 所述的机器学习算法 700 和/或参照图 8 所述的卷积神经网络 800 的一部分。在其他实施例中, 可以实施一个单独的深度学习网络, 接收所选择的扇区内的钙质厚度、钙质深度、钙质长度和/或钙质分布测量值作为输入, 以便产生扇区评分。

[0135] 扇区评分可以以任何合适的方式量化。例如, 在一些实施例中, 扇区评分可被量化为百分比。在其他实施例中, 扇区评分可被量化为一定尺度内的值, 例如在 0 到 5、0 到 10、0 到 100 之间的值或任何其他合适的尺度。例如, 在一个实施例中, 扇区评分尺度可被定义为 0 到 3 之间的值, 其中允许的评分限于整数。例如, 图像 1000 的不含钙质的扇区可被分配为 0 的扇区评分, 而包含达到或接近最大值和/或根据扇区评分函数或深度学习网络被确定为严重的钙质水平的扇区可被分配为 3 的扇区评分, 与钙质存在不太严重相关联的扇区可被分配为 2 的扇区评分, 与钙质存在更不严重相关联的扇区可被分配为 1 的扇区评分。

[0136] 与扫描线或扇区评分 1260 相似, 扫描线评分或扇区评分 1262 可基于扇区 1272 的属性来确定。例如, 与扇区评分 1260 一样, 扇区评分 1262 可以是在扇区 1272 内或对应于扇区 1272 观察到的钙质深度、钙质厚度、钙质长度和/或钙质分布的函数。图像 1000 周围的任何类似扇区可类似地与扇区评分相关联。然后, 由处理器电路 510 确定的扇区评分可用于生成所示的钙质成分环 1250。

[0137] 在一些实施例中, 钙质成分环 1250 可以是具有外径和内径的圆形状。钙质成分环 1250 的内径可等于接收到的血管内图像的直径。在一些实施例中, 钙质成分环可以围绕血管内图像 1000 中显示的血管内成像装置居中。钙质成分环 1250 可以是任何合适的形状或外观。在一些实施例中, 钙质成分环 1250 的颜色可由血管内图像 1000 的属性来确定。例如, 钙质成分环 1250 的颜色可由图像 1000 中的各个扇区的属性来确定。在一些实施例中, 钙质成分环 1250 的颜色可由与图像 1000 的扇区相关联的扇区评分来确定。在一些实施例中, 钙质成分环 1250 可以是不同的形状。例如, 可以将一条绘制的线定位在图像 1000 周围, 而不是围绕 IVUS 图像 1000 的环, 通过线的位置例示出沿具体扫描线的钙质范围。在其他实施例中, 可将条形图放置在图像周围, 其中单个条的高度可对应于沿相关扫描线或扇区的钙质存在的增加。

[0138] 例如, 如果图像 1000 的扇区评分被定义为介于 0 和 5 之间的值, 其中 0 分表示相关联的扇区内没有钙质的存在, 5 分表示扇区内有固体钙质的区域, 则一种颜色可被分配给扇形评分 0, 另一种颜色可被分配给扇形评分 5。可以在颜色之间定义一个梯度, 使 0 和 5 之间的评分可沿该梯度产生不同的颜色。在图 12 所示的示例中, 扇形评分 5 表示固体钙质区域, 可被分配白色。扇区评分 0 可被分配深灰色。由于扇区 1272 内的钙质沉积物 1020 区域是固体钙质块, 因此扇区评分 1262 可以是 5, 如图所示, 环 1250 的区域 1254 可以是白色。替代性地, 区域

1270与钙质沉积物1020的固体块不对应。取而代之的是,扇区1270的一部分包括固体钙质沉积物1020的区域,但扇区的其他区域既不包含钙质沉积物,也不包含斑块沉积物。因此,扇区评分1260可以是0到5之间的某个值,例如3。环1250的区域1252的颜色可以不是白色。在一些实施例中,区域1252可以是非白色的纯色,例如浅灰色。然而,在一些实施例中,如图12所示,区域1252可包括梯度,其中区域1252的一些部分是对应于扇区1270的具有固态钙质的一些部分的白色,且区域1252的一些部分可以是对应于扇区1270的具有其他钙质成分的一些部分(包括没有钙质存在)的其他颜色。环1250的其他区域被示为与图像1000中钙质的存在和/或分布相对应。

[0139] 需要注意的是,图像1000的扫描线或扇区评分可以以任何合适的方式来确定。例如,在一些实施例中,如前面所解释的,评分可取决于钙质深度或厚度。在这样的示例中,5分可指也非常厚的固体钙质区域。厚度较小的固体钙质区域可产生低于5的评分。如前所述,钙质深度、钙质厚度、钙质长度和/或钙质分布中的任何一项都可影响扇区评分。

[0140] 扫描线或扇区评分也可基于与图像1000的任何扫描线相关的信息来确定。例如,处理器电路510可以分析沿单个扫描线的数据,而不是分析扇区内的数据。这些数据可包括前面参照扇区分析描述的任何属性。例如,钙质深度、厚度、长度和/或分布可影响扫描线评分的确定结果。

[0141] 除了计算扫描线评分或扇区评分,处理器电路510(图5)还可以确定与整个图像1000相关联的总体帧评分1292。总体帧评分1292可以是单个血管内图像1000中钙质的存在和分布的简化的量度。处理器电路可被配置成确定表示钙质的单个数字评分(例如,帧评分、扫描线评分、扇形评分等),其中该单个数字评分基于钙质和管腔边界之间的距离(例如,钙质深度)和/或钙质相对于其他组织的密度(例如,钙质分布)。与前面描述的扫描线评分或扇形评分一样,总体帧评分1292可取决于钙质厚度、深度、长度和/或分布。然而,由于在一个具体的血管内图像1000中,可能会对钙质厚度、深度、长度和分布进行多次测量(例如,与图像1000的每个扫描线和/或扇区相关联),因此总体帧评分1292可以合并或简化这些测量值中的多个。例如,在确定总体帧评分1292时,处理器电路可计算任何或所有钙质深度、厚度、长度或分布的平均值、中位数、最大值、最小值、范围、标准偏差或任何其他统计计算结果。此外,总体帧评分1292可取决于钙质弧度。反过来参照图11,钙质弧度可限定钙质存在的角度。此外,还可基于图像1000的扫描线评分或扇区评分中的任一个或全部来确定总体帧评分1292。

[0142] 在一些实施例中,总体帧评分1292可以与扫描线或扇区评分具有类似的格式或范围。例如,如果扫描线或扇区评分被定义为介于0和5之间的值,其中0表示没有钙质存在,5表示最大的钙质存在,则总体帧评分1292可以以相同的方式定义。在其他实施例中,总体帧评分1292的格式或范围可与扫描线或扇区评分不同。与扫描线评分或扇区评分类似,总体帧评分1292可以采用任何合适的格式。

[0143] 总体帧评分1292可以以任何合适的方式显示给用户。例如,如图12所示,总体帧评分1292可被定位成与图像1000相邻。替代性地,总体帧评分1292可叠加在图像1000上,可沿同轴数字显示或图像纵向显示(ILD)定位或在其内部定位,或者叠加在血管造影图像上且与沿血管的获取血管内图像1000的位置相邻。总体帧评分1292可以通过任何其他方法传达给用户,包括通过各种颜色、图案、形状、图形表示、声音、触觉反馈或任何其他方法。

[0144] 如图12所示,所述的系统可以是血管内超声 (IVUS) 成像系统100 (图1), 包括IVUS成像导管102 (图1), 其被配置成用于在被定位在患者的血管内时获得IVUS成像数据。血管包括由包含钙质1020的组织形成的壁;以及限定管腔的管腔边界1032。IVUS成像系统100的处理器电路510 (图5) 被配置成与IVUS成像导管102通信, 其中处理器电路510被配置成:接收来自IVUS成像导管102的IVUS成像数据;基于IVUS成像数据识别钙质1020;以及基于钙质的识别结果来确定钙质与管腔边界之间的密度 (例如, 钙质分布736)。如将参照图16所述的, 处理器电路然后可以向与处理器电路510 (图5) 通信的显示器132 (图1) 输出屏幕显示1600 (图16), 其中屏幕显示1600包括基于IVUS成像数据生成的IVUS图像1640和密度的可视化表示 (例如, 图16的帧评分1692、1660、1670、分布环1650、区域1662、1664、1666、1668、1612、1614、1616或1618, 图12的评分1260、1262或1292, 图13的区域1351、1352、1353、1354、1355或1356或评分1360, 图14的环或评分1460, 或图15的评分1560、1570或帧1550至1559)。系统100 (图1) 可以是管腔内成像系统。

[0145] 图13是根据本公开的各个方面的具有包括钙质成分环1350的叠加图的血管内超声图像1000的示意图。图13示出了血管内图像1000, 其具有钙质沉积物1020和其他斑块1022以及两条扫描线1340和1342, 这两条扫描线限定了扇区1370。扇区1370可对应于钙质成分环1350的一个区域和扇区评分1360。

[0146] 与图12中的扫描线1240、1242和1244类似, 扫描线1340和1342可以从图像1000中显示的血管内成像设备的中心延伸到图像1000的外边界。图13中的图像1000内可生成附加的扫描线。

[0147] 与参照图12描述的方法一样, 处理器电路510可在图像1000内生成多条扫描线。每条扫描线可对应于各种钙质测量值, 包括一个或多个钙质深度测量值、一个或多个钙质厚度测量值、一个或多个钙质长度测量值和/或一个或多个钙质分布测量值。这些测量值可针对图像1000中生成的每条扫描线来进行计算。如前所述, 这些测量值可被用于确定各个扫描线评分或扇区评分。

[0148] 在图13所示的实施例中, 处理器电路510 (图5) 可被配置成识别图像1000中具有相同或相似的扫描线或扇区评分的区域, 并将这些区域显示给用户。例如, 如图13所示, 处理器电路510可以确定图像1000中扫描线1340和1342之间的所有扫描线都对应于相同或相似的扫描线或扇区评分。例如, 在该区域内的每条扫描线的扇区评分可以是在0到5的尺度中的5分, 表示扫描线1340和1342之间的每条扫描线对应于是没有任何其他斑块存在的固体钙质块的钙质区域。因此, 扫描线1340和1342可限定扇区1370。扇区1370可与钙质成分环1350的区域1351相关联。钙质成分环1350的区域1351的颜色和图案可向用户快速传达: 在整个扇区1370中, 从扫描线1340到扫描线1342都存在钙质, 而且是固体钙质块, 不存在任何其他斑块。

[0149] 处理器电路510可以在整个图像1000中执行类似的测量, 如扫描线评分或扇区评分分配, 并可相应地对图像的其他区域进行分组。例如, 钙质分布环1350的区域1352可以向用户指示: 在图像1000的相应扇区内, 存在钙质1020和相对少量的其他斑块1022。与区域1351一样, 区域1353可指示存在钙质, 而且是固体钙质块, 不存在其他斑块。区域1354可指示钙质1020与相对较大区域的其他斑块1022一起存在。区域1355可指示相应扇区内没有钙质1020存在, 但存在其他斑块1355的固体块。最后, 区域1356可指示相应扇区中不存在钙质

1020或其他斑块1022。

[0150] 在图13所示的实施例中,可使用各种颜色和图案向用户传达图像1000的扇区的属性。例如,钙质分布环1350的各区域的颜色可对应于扇区内的钙质的量,包括比如钙质深度和厚度之类的测量值。钙质分布环1350的各区域的图案可与钙质的分布相对应,从而向用户指示钙质是固体块还是其他斑块分布的一部分,和/或可指示钙质和其他斑块的比例。钙质环1350的各区域的附加的视觉属性可向用户传达其他测量值。例如,其他属性可被用于传达钙质长度。在一些实施例中,系统100的用户可修改或自定义哪些颜色、图案或其他视觉属性与图像1000的不同测量值相关联。

[0151] 在一些实施例中,处理器电路510可被配置成将具有相同扫描线评分的扫描线分组到钙质分布环1350的同一区域内。在其他实施例中,处理器电路510可被配置成将具有相似的扫描线评分的扫描线分组到钙质分布环1350的同一区域内。例如,处理器电路或系统100的用户可限定扫描线评分值的最大差值。所有落在该扫描线评分最大范围内且彼此相邻定位或围绕IVUS图像1000连续定位的扫描线都可被分组到图像1000的同一区域(如区域1351)内。在一些实施例中,可根据扫描线或图像1000的任何其他具体属性将扫描线分组到钙质分布环1350的相同区域内。例如,尽管有扫描线评分、钙质厚度或钙质深度,但各自对应于固体钙质区域的连续扫描线可被分组到钙质分布环1350内的相同区域内。

[0152] 在一些实施例中,环1350的区域可通过与图像1000的相应扇区或扫描线相关联的具体测量值来限定。例如,可根据钙质深度、钙质厚度、钙质长度或钙质分布来限定或分组环1350的区域。在一些实施例中,处理器电路510可被配置成响应于系统100的用户选择参数,生成仅与钙质深度、钙质厚度、钙质长度或钙质分布中的一个相关的钙质分布环1350。钙质分布环1350可被生成而使其包含以梯度模式排列的颜色和图案,如图12所示的环1250,或者如图13所示,可以将不同颜色和/或图案的区域分散排布。

[0153] 图14是根据本公开的各个方面的多个钙质成分环的示意图。图14包括为系统100的用户提供一种用于例示在血管周围的角方向和沿血管的纵向方向上的钙质分布的简单有效的方法的方法示例。

[0154] 图14包括多个钙质成分环,其包括环1451、1452、1453、1454、1455和1456。图14中所示的钙质成分环可类似于参照图12所述的钙质成分环1250和/或参照图13所述的钙质成分环1350。例如,图14中所示的钙质成分环可例示相关血管内图像中存在钙质沉积物的区域以及在这些位置存在钙质的范围。例如,钙质成分环1451呈均匀的深灰色。在一些实施例中,这可表示与显示无钙质沉积物存在的血管内图像相关联的钙质成分环。

[0155] 环1452被示为与环1451相邻。环1452可与直接在与图像1451相关的图像之前或之后获取的血管内图像相关联。这样,环1452可以与被成像的血管内的紧接在环1451的位置的近侧或远侧的位置相对应。因此,图14中所示的钙质成分环可例示出被成像的血管内纵向地延伸的位置。

[0156] 环1452可对应于显示该图像的上部区域处的钙质沉积物的血管内图像,如环1452的在该区域内的颜色变白所示。类似地,环1453可对应于显示该图像的上部区域处的钙质沉积物的血管内图像,如环1453的在该区域内的颜色变白所示。由于环1453的变白区域大于环1452的变白区域,系统100的用户可快速推断出血管的与环1453相关的位置包含高于环1452的钙质含量。

[0157] 环1454也可对应于显示该图像的上部区域处的钙质沉积物的血管内图像,如环1454的在该区域内的颜色变白所示。环1455也可与显示钙质沉积物的图像相对应。然而,环1456可对应于显示无钙质存在的图像,如均匀的深灰色所示,与环1451相似。

[0158] 在图14中的钙质分布环如图所示排布的情况下,系统100的用户可以更快地识别钙质沉积物在纵向方向上的位置,因为多个环被示为彼此相邻,就像被成像的血管一样。此外,由于每个单独的环大体显示出钙质沉积物位于血管内的哪个区域(例如,位于血管的上部、下部、左侧或右侧),系统100的用户还可以知道钙质沉积物在多个血管内图像中的角度位置。

[0159] 在一些实施例中,指示标记(如指示标记1460)可为用户识别与钙质的存在相对应的任何环。这可以帮助系统100的用户快速识别血管内存在的任何钙质沉积物的长度。如图所示,图示中可包括多个附加的钙质成分环。例如,可生成与由处理器510接收到的每个血管内图像相关联的钙质成分环(图5)。

[0160] 图15是根据本公开的各个方面的同轴数字(ILD)显示1500的示意图。在一些实施例中,显示给系统100的用户的图形用户界面可包括ILD 1500。ILD 1500可包括多个图像帧的图形表示,每个图像帧与总体帧评分1560相关联。

[0161] 在一些实施例中,ILD 1500可以帮助系统100的用户识别沿着被成像的血管获得IVUS图像的位置。ILD 1500可以由系统100基于设备102(图1)接收到的IVUS图像来生成。在一些应用中,ILD 1500可提供血管的纵向横截面视图。相比之下,IVUS图像是血管的断层扫描或径向横截面视图。ILD 1500可以是在沿血管的不同位置处获取的一叠管腔内图像,使得ILD 1500的纵向视图与管腔内图像的径向横截面视图垂直。在这样的实施例中,ILD 1500可以显示血管的长度,而单个腔内图像是在沿长度的给定位置处的单个径向横截面图像。在另一个实施例中,ILD 1500可以是在成像过程中随时间获取的一叠管腔内图像,ILD 1500的长度可表示成像过程的时间或持续时段。可以在回拉过程中实时或接近实时地生成和显示ILD 1500。当设备102(图1)获取每个附加的腔内图像时,可将其添加到ILD 1500中。例如,在回拉过程中的某个时间点,ILD 1500可部分完成。在一些实施例中,处理器电路可基于接收到的IVUS图像生成正在被成像的血管的纵向视图的图示。例如,该图示可以是血管的风格化版本,例如用连续的线条显示管腔边界和血管边界,而不是像ILD 1500那样显示实际的血管图像数据。例如,ILD 1500可以是带有IVUS图像数据的血管的可视化表示,或可以是基于IVUS图像数据的血管的风格化图示。ILD 1500可包括标识沿ILD 1500的获得当前显示的IVUS图像的位置的指示标记。

[0162] 在一些实施例中,如图15所示,ILD 1500可包括对应于所获得的每个血管内图像的帧评分1560的各种颜色或图案的图形表示。如参照图12所解释的,在一些实施例中,处理器电路510可被配置成为每个接收到的血管内图像生成帧评分1292(图12)。如图15所示,可以生成具有与帧评分1560相关联的具体颜色的图形表示。例如,图15显示了帧1550的图形表示。帧1550的图形表示以深灰色示出。处理器电路可将这种颜色定义为与没有钙质存在的帧相关联的颜色。可生成总体帧评分1560并显示在帧1550的图形表示上方,以便显示在帧1550处在血管内没有钙质存在。类似地,帧1551和1552可以具有相同的颜色、相同的帧评分1560或在预定范围内的帧评分。

[0163] 箭头1590可指示近侧方向,箭头1592可指示远侧方向。这样,帧1550被示为是图15

中所示的最近侧帧,而帧1559是图15中所示的最远侧帧。这样,在帧1552的远侧的帧1553和1554可示出更大的钙质含量。例如,与帧1553和帧1554相关联的总体帧评分1560可以比前面描述的帧1550、帧1551和帧1552的帧评分1560高(或低,这取决于帧评分体系是如何定义的)。帧1553和帧1554的颜色也可与帧1550、帧1551和帧1552有所不同,以便反映钙质含量的差异。

[0164] 显示在帧1554的远侧的帧1555和帧1556可示出具有比帧1553和帧1554更高的钙质含量的帧。如图15所示,这可以通过不同的总体帧评分1560和不同的颜色来显示。

[0165] 最后,显示在帧1556的远侧的帧1557、帧1558和帧1559可以像帧1550、帧1551和帧1552一样,示出所获得的显示没有钙质存在的血管内图像帧。这可以通过与帧1550、帧1551和帧1552相同或相似的帧评分1560和/或与帧1550、帧1551和帧1552相同的颜色看出。

[0166] ILD 1500还可以利用指示标记1572为系统100的用户标识显示钙质存在的帧。这可以帮助用户快速准确地评估具体钙质沉积物的长度测量值。此外,在一些实施例中,处理器电路510(图5)可被配置成确定与显示出钙质存在的所有示出的帧相关联的总体帧评分或平均钙质评分1570。该平均钙质评分1570可以通过多种方式来确定。例如,平均钙质评分1570可包括显示钙质存在的所有帧的总体帧评分1560的平均值。在一些实施例中,平均钙质评分可包括所有的总体帧评分1560的最大值、中位数或任何其他合适的测量值或统计量。

[0167] 图16是根据本公开的各个方面的包括血管内超声图像1640、血管造影图像1690和同轴数字显示1610的图形用户界面1600的示意图。如图16所示,血管内数据(包括血管内图像1640以及钙质分布环1650)和ILD 1610可以与血管造影图像1690进行共同配准。图形用户界面1600可包括钙质与管腔边界之间的距离(例如,钙质深度)的可视化表示和/或钙质相对于血管内其他组织的密度(例如,钙质分布)的可视化表示。图形用户界面1600还可以或替代性地包括钙质和管腔边界之间的距离(例如,钙质深度)的数字或图形表示和/或钙质相对于血管内其他组织的密度(例如,钙质分布)的数字或图形表示。图形用户界面1600可包括前面给出的任何附图中所示或参考这些附图中的任一个描述的任何要素。屏幕显示(例如,图形用户界面1600)可包括血管的管腔外图像(例如,血管造影图像1690),其中包括单个数字评分(例如,帧评分1692、评分1660、区域1662、1664、1666或1668或评分1670)的可视化表示或血管的纵向图像(例如,ILD 1610),其包括单个数字评分(例如,区域1612、1614、1616或1618)的可视化表示。

[0168] 血管造影图像1690与共同配准的血管内图像1640可以以任何合适的格式显示给用户。例如,如图16所示,血管造影图像1690可以与相应的血管内图像1640相邻显示。血管内图像1640可以是IVUS图像。在其他实施例中,共同配准的血管内数据可包括任何其他合适的图像、指标或其他数据,并可叠加在血管造影图像1690上,或以任何其他合适的配置排列或显示。图16中显示了叠加在IVUS图像1640上的这种叠加图1630。屏幕显示(例如,图形用户界面1600)包括叠加在IVUS图像1640上的图形叠加1630,图形叠加1630提供了钙质1622的可视化表示。处理器电路可被配置成调整图形叠加的透明度。

[0169] 在图16所示的实施例中,指示标记1680在沿血管的由血管内设备102(图1)进行成像的位置处被定位于血管造影图像1690上。与血管造影图像1690相邻显示的IVUS图像1640是由血管内设备在由指示标记1680标识出的位置处获取的图像。在一些实施例中,系统100

的用户还可以选择待在图形用户界面1600中显示的附加的IVUS图像。当选择不同的IVUS图像时,指示标记1680将沿血管移动到与获得所选择的IVUS图像的位置相对应的不同位置。另外,在一些实施例中,系统100的用户还可以沿着血管造影图像1690中显示的任何血管移动指示标记1680,且在IVUS图像可用的情况下,与所选择的位置相对应的IVUS图像将显示给用户。

[0170] 在一些实施例中,可包括附加的图像(包括图像纵向显示(ILD) 1610)并将其显示给系统100的用户。ILD 1610可以向用户提供利用血管内设备成像的血管的纵向视图。图形用户界面1600的各个方面,例如ILD 1610,可包括与在2019年10月24日提交的名称为“GRAPHICAL LONGITUDINAL DISPLAY FOR INTRALUMINAL ULTRASOUND IMAGING AND ASSOCIATED DEVICES, SYSTEMS, AND METHODS”的美国专利公开文献No. US20200129158A1中描述的那些类似的一些特征,该专利公开文献由此通过引用整体地并入。具体地说,ILD 1610的一端可对应于被成像的血管的最近侧区域,而ILD 1610的另一端可对应于被成像的血管的最远侧区域。ILD 1610可提供在沿被成像的血管的所有位置处被成像的血管的相对直径的可视化表示(例如,数字/字母数字、图形、符号等)。ILD 1610可包括指示标记1620。指示标记1620可对应于血管内设备的在获得被显示的IVUS图像的位置处相对于整个被成像的血管的位置。这样,当用户将指示标记1680移动到沿血管的不同位置时,将与血管造影图像1690相邻地显示不同的IVUS图像,且指示标记1620也将移动到ILD 1610内的不同的对应位置。在一些实施例中,用户还可以将指示标记1620移动到ILD 1610内的不同位置,并使系统100调用和显示相关联的IVUS图像,以及将指示标记1680移动到血管造影图像1690中的不同的对应位置。

[0171] 如图16所示,血管内图像1640还可包括钙质分布环1650。此外,处理器电路510(图5)可生成与血管内图像1640相关联的总体帧评分1692。该帧评分1692可显示在相对于血管内图像1640或图形用户界面1600的任何其他要素的任何合适的位置。帧评分1692可以是显示在IVUS图像1640上方的数字表示。在一些实施例中,帧评分1692可被显示为可视化表示或图形表示。例如,另外或替代性地,帧评分1692可被显示为与该评分对应的颜色阴影、图案、大小或通过任何其他方式显示。

[0172] 另外,ILD 1610可包括位于ILD 1610任一侧的多个着色区域。例如,区域1612、1614、1616和1618被示为与ILD 1610相邻。这些区域可对应于血管内具有相同或类似的总体帧评分的位置。例如,如图15中所示的帧,其中每个帧都根据总体帧评分进行着色,从而向用户指示在该帧中显示的钙质沉积物的范围,用于创建ILD 1610的每个位置或IVUS图像类似地可以与帧评分相关联。区域1612的颜色或在一些实施例中的图案可以与该帧评分相对应。例如,沿着ILD 1610的区域1612获得的IVUS图像可被分配了相同或相似的帧评分,因此被分组到在ILD 1610任一侧标识出的单个区域1612中。举例来说,区域1612可指未绘示出钙质沉积物的IVUS图像。区域1662、1664、1666和1668的颜色和/或图案类似地可对应于帧评分。

[0173] 与区域1612相邻的区域1614可以类似地标识彼此具有相同或相似的帧评分的IVUS图像。例如,这些图像可描绘更大的钙质沉积物存在。与区域1614相邻的区域1616可对应于具有甚至更大的钙质沉积物存在的图像。最后,区域1618可以与具有与区域1612相似的钙质沉积物范围的区域相关联,如ILD 1610任一侧的指示标记的相似的可视化外观所指

示的。

[0174] 在血管造影图像1690中可以观察到叠加图。该叠加图包括与ILD 1610的区域1612、1614、1616和1618相对应的区域。例如,观察到在血管造影图像1690中显示的血管的一部分上叠加了区域1662。该区域1662与区域1612一样,可被分配了相同或相似的帧评分,因此被分组到标识出的单个区域1662中。该区域1662可向用户显示:显示无钙质沉积物的IVUS图像所在的沿血管的位置。类似地,血管造影图像1690的区域1664可与ILD的区域1614相关联,并可向用户显示血管造影图像1690中用于生成ILD 1610的与区域1614相对应的一部分的图像所在的沿血管的位置。血管造影图像1690的区域1666可以类似地与ILD 1610的区域1616相关联,并且血管造影图像1690的区域1668可以与ILD 1610的区域1618相关联。

[0175] 还示出了叠加在血管造影图像1690上可以是指示标记1672。该指示标记可为系统100的用户标识血管造影图像中沿血管的测量到钙质沉积物的区域。另外,还可在血管造影图像中提供帧评分1660。这些帧评分1660可指示组合到其对应区域中的所有IVUS图像的共同或平均帧评分。此外,还可生成与检测到钙质沉积物的区域相对应的平均评分1670。评分1670可类似于参照图15所述的评分1570。

[0176] 需注意的是,在一些实施例中,血管造影图像1690可以是或包括由处理器电路510(图5)生成的图形表示。例如,图像1690可以基于血管造影图像,但可以以图解形式生成,以便简化显示。在其他实施例中,血管造影图像1690可以是实际的血管造影图像,具有包括区域1662、1664、1666和1668以及任何其他指示标记或测量值的叠加图。

[0177] 在一些实施例中,处理器电路可基于计算出的帧评分来生成并输出治疗建议。例如,帧评分的范围可与阻塞的严重程度的不同层级(例如,形成阻塞物的钙质的性质/范围)相关联。例如,如果帧评分的值在1至10之间,并且有三个不同层级的严重程度(1级、2级和3级),那么帧评分2至4可以与1级(相对最低的严重程度)相关联,帧评分5至7可以与2级(介于1级和2级之间的相对严重程度)相关联,帧评分8至10可以与3级(相对最高的严重程度)相关联。帧评分为1可表示有一些问题,但还不足以进行干预。在一些实施例中,屏幕显示包括严重程度的层级的可视化表示,例如,代替帧评分1692或除帧评分1692之外。例如,区域1612、1614、1618、1618、1662、1664、1666和/或1668的着色和/或图案可以与严重程度的层级相对应。在一些实施例中,屏幕显示1600上会提供严重程度的层级的数字/文字描述。处理器电路可基于严重程度的层级和/或帧评分来输出治疗建议。对于较低的严重程度的层级和/或帧评分,可做出较不激进的治疗建议;对于较高的严重程度的层级和/或帧评分,可做出较激进的治疗建议。例如,对于相对较低的严重程度的层级(1级)和/或帧评分(1至10的尺度中的帧评分2至4分),处理器电路可输出使用刻痕球囊(scoring balloon)的建议。对于相对中等的严重程度(2级)和/或帧评分(1至10的尺度中的帧评分5至7分),处理器电路可输出使用斑块切除术(使用刀片/切割器、激光等手动切割)和/或抽吸术的建议。对于相对较高的严重程度(3级)和/或帧评分(1至10的尺度中的帧评分8至10分),处理器电路可输出使用旋转式斑块切除术(如可从Boston Scientific获得的Rotoblator™)的建议。治疗建议可以是血管准备规划的一部分,该规划在给血管放置支架之前完成。在这方面,血管准备可包括在放置支架前移除血管中的钙质和/或血栓。在这方面,当施加压力(如来自被扩张的支架)时,钙质可相对容易碎裂。通过确保支架被适当地部署并具有抵靠管腔壁的良好位置,在支架置入前移除钙质改善了支架置入的效果。

[0178] 本申请中所述的任何方面、方法或步骤可在治疗过程之前或之后执行。在一些方面中,治疗过程可包括将支架定位在沿血管的与由例如病变或阻塞物导致的血流减少相对应的位置。治疗程序还可包括在血流减少的位置部署球囊(例如血管成形术球囊)、移植物、过滤器、瓣膜、斑块切除术、冷冻疗法、消融术、给药或任何其他治疗过程。

[0179] 在一些实施例中,处理器电路510可以将先前识别出的任何治疗过程与钙质的存在或成分的预测的减少或变化相关联。例如,在阻塞部位部署支架可被预测到以预定的量或百分比恢复血液流动。在一些实施例中,在阻塞物的部位部署支架可与预测的血液流动的完全恢复相关联。在一些实施例中,支架的部署可与较小程度的血液流动的恢复相关联。血液流动的部分恢复可被量化并显示为正常或目标血液流动的百分比、比值或任何其他方式。支架的部署可与钙质分布的变化相关联。例如,处理器电路可将支架的部署与具体的钙质沉积物到管腔中心的距离按设定量或百分比增加相关联。支架的部署还可与钙质的横截面积与管腔横截面积的比较结果中的预测变化相关联。类似地,斑块切除术可与钙质分布的变化相关联。例如,处理器电路510可以将斑块切除术与阻塞部位的钙质存在的百分比减少相关联。与所列出的各种治疗过程相关联的钙质存在的任何预测变化可以基于以前的治疗过程、本领域专家的建议、该系统的用户输入的预测或任何其他来源。

[0180] 在一些实施例中,处理器电路可被配置成在已执行治疗过程之后确定血管内的预测的钙质分布。该治疗过程可包括所列出的那些中的任一种。处理器电路可被配置成基于预测的钙质分布来确定数字评分。该数字评分可类似于所述的任何评分。这样的评分可为用户提供与所有可行的治疗过程相关联的快速准确的数据,并可帮助医生确定针对每个具体患者和阻塞物的正确治疗方法。

[0181] 在一些实施例中,所公开的本发明的任何方面、方法和步骤可在所述的任何治疗过程之前或之后执行。在一个方面中,该系统可在已执行治疗过程之后确定与钙质存在和/或分布相关的数字评分。例如,处理器电路510可在已执行治疗过程之后从IVUS成像导管接收附加的IVUS成像数据。处理器电路510可基于附加的IVUS成像数据来识别钙质。然后,该电路可基于钙质的识别结果来计算表示钙质的附加的单个数字评分。然后,该电路可将该单个数字评分与附加的单个数字评分的比较结果输出到屏幕显示。这样,就可以在治疗之前和之后确定表示在血管的任何具体位置处的钙质存在的数字评分之间的比较结果。这两个评分可同时显示给用户。这两个评分的显示和比较可帮助该系统的用户或医生确定治疗过程是否成功。

[0182] 在一些实施例中,处理器电路510可以生成表示在治疗过程之前和之后的血管的横截面积差异的数字值。在其他实施例中,该数字值可表示在治疗过程之前和之后血管内的钙质、其他斑块或其他组织的横截面积差异。

[0183] 图17和18是根据本公开的各个方面的分别用于识别血管内的钙质的位置和范围并向用户传达相关指标的方法1700和1800的流程图。如图所示,方法1700和1800包括一些列举的步骤,但方法1700和1800的实施例可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,一个或多个列举的步骤可被省略,被以不同的顺序执行,或同时执行。方法1700和1800的步骤可由系统100中任何合适的部件来执行,且所有步骤不必由同一部件执行。在一些实施例中,方法1700和1800的一个或多个步骤可以由系统100的处理器电路(例如图2中的处理器电路210)(例如包括处理器260或任何其他部件)执行或在其指示下执

行。

[0184] 现在参照图17,在步骤1710处,方法1700包括接收来自血管内导管的血管内数据。例如,处理器电路可以接收来自IVUS成像导管的IVUS成像数据。在步骤1720处,方法1700包括使用深度学习网络基于血管内数据识别钙质。例如,处理器电路可基于IVUS成像数据识别钙质。在步骤1730处,方法1700包括基于钙质的识别结果来确定钙质与管腔边界之间的距离和/或钙质相对于组织的密度。在一些实施例中,钙质相对于组织的密度的量化结果可包括表示钙质的数字评分。钙质密度的计算可包括作为输入的钙质和管腔边界之间的距离、钙质沿血管的纵向的长度、钙质的横截面表面积和/或其他组织的横截面表面积。在步骤1740处,方法1700包括向与处理器电路通信的显示器输出屏幕显示。该屏幕显示包括基于IVUS成像数据生成的IVUS图像。屏幕显示还包括距离的可视化表示和/或密度的可视化表示。

[0185] 现在参照图18,在步骤1810处,方法1800包括接收来自血管内导管的血管内数据。例如,处理器电路可以接收来自IVUS成像导管的IVUS成像数据。在步骤1820处,方法1800包括基于血管内数据识别钙质。例如,处理器电路可使用深度学习网络基于IVUS成像数据识别钙质。在步骤1830处,方法1800包括基于钙质的识别结果来确定表示钙质的单个数字评分。例如,处理器电路可基于钙质沉积物与管腔边界之间的距离、钙质沉积物的厚度、钙质沉积物横跨的角度、钙质沉积物的长度和/或其他值来计算单个数字评分。在步骤1840处,方法1800包括向与处理器电路通信的显示器输出屏幕显示。屏幕显示包括基于IVUS成像数据生成的IVUS图像。屏幕显示还包括单个数字评分的可视化表示。单个数字评分有利地提供了一个医生可以更容易地用它来衡量血管阻塞的相对严重程度的数量。钙质形成阻塞物的全部或一部分。

[0186] 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例示说明性实施例,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。

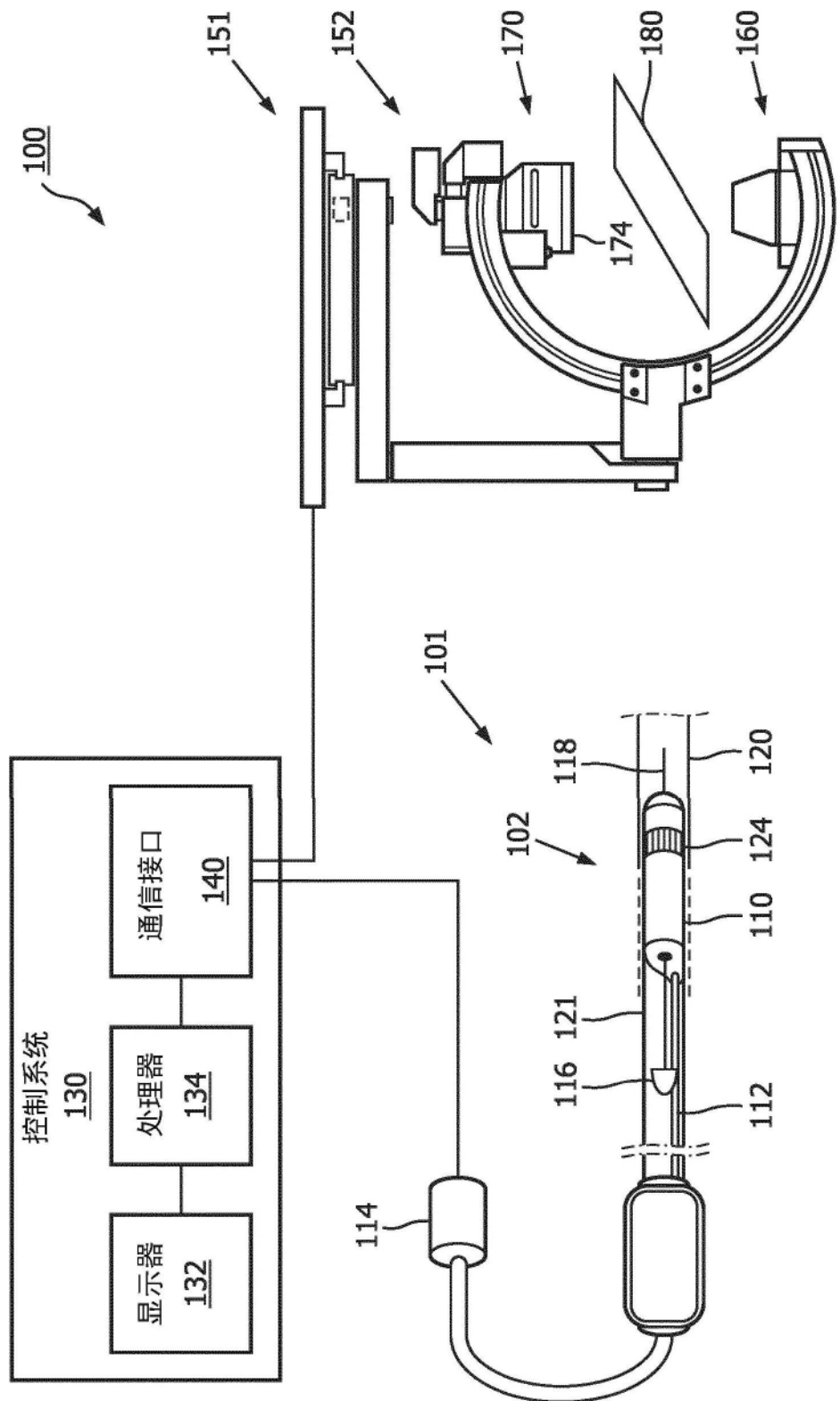


图1

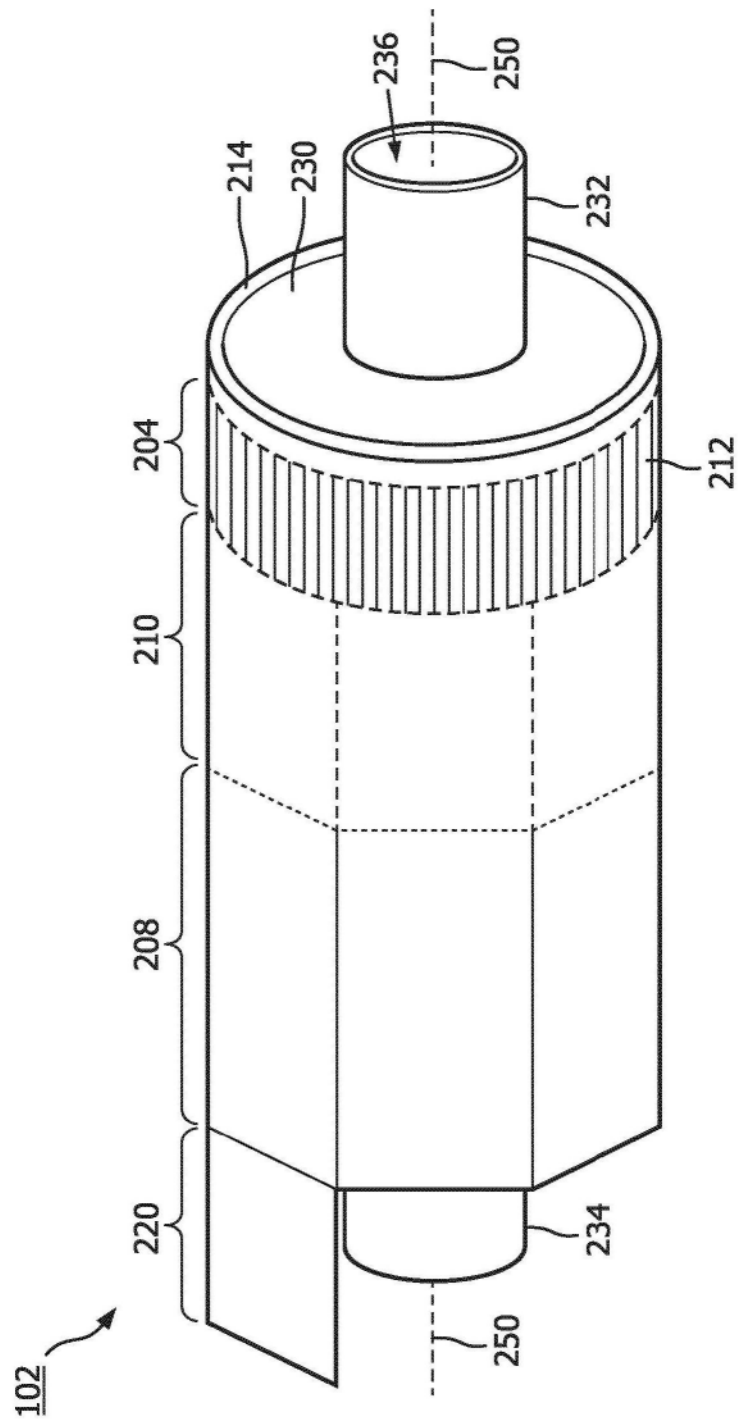


图3

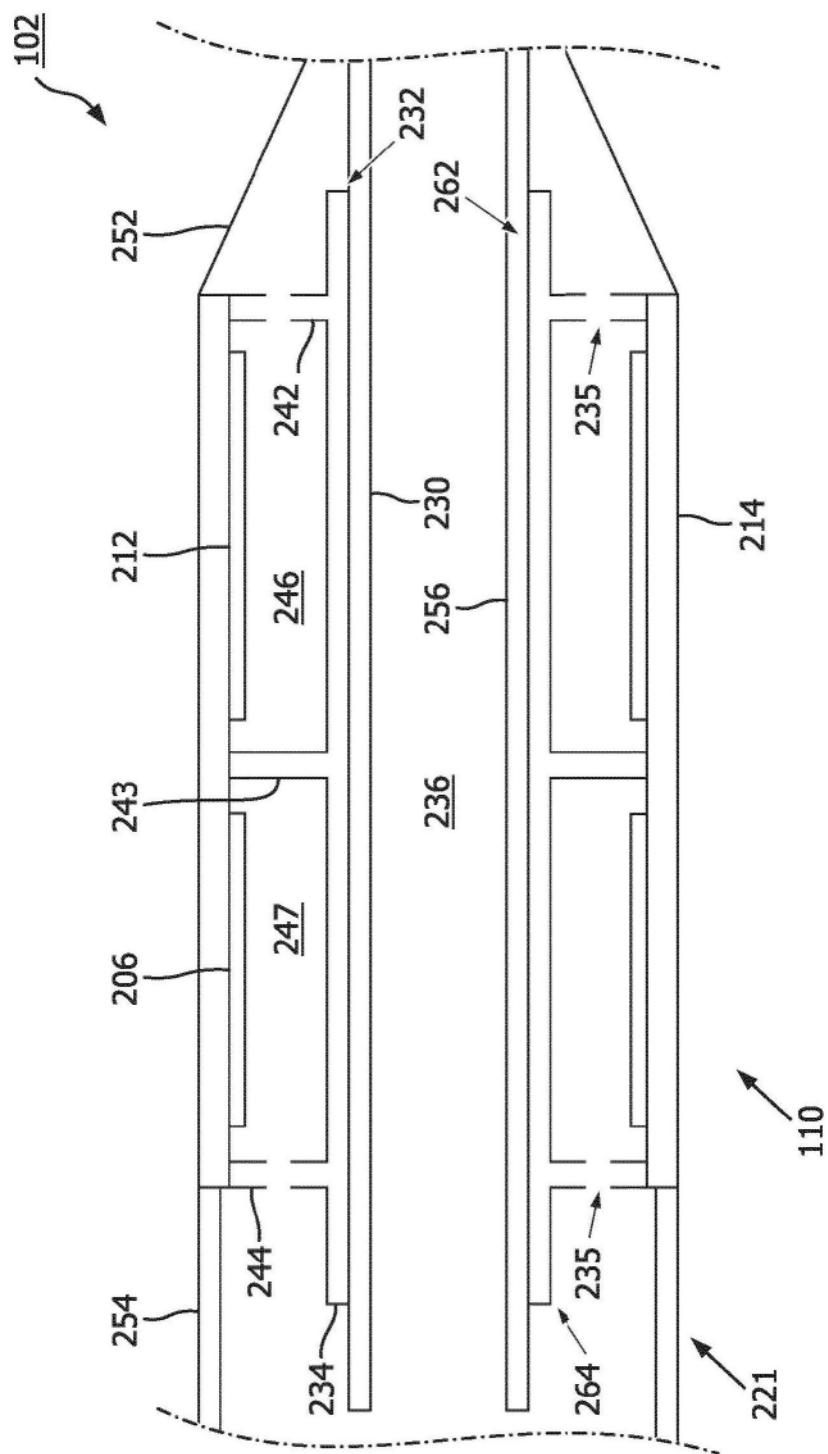


图4

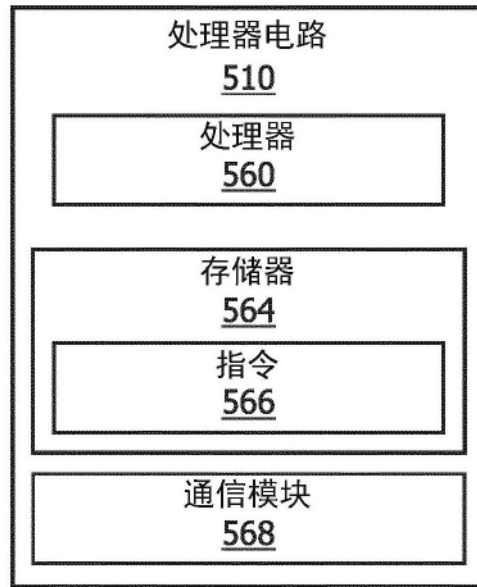


图5

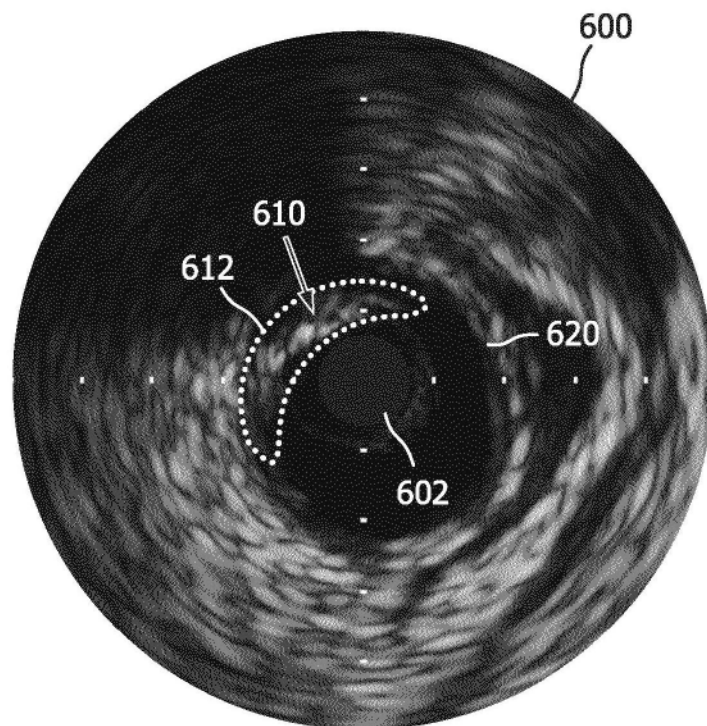


图6

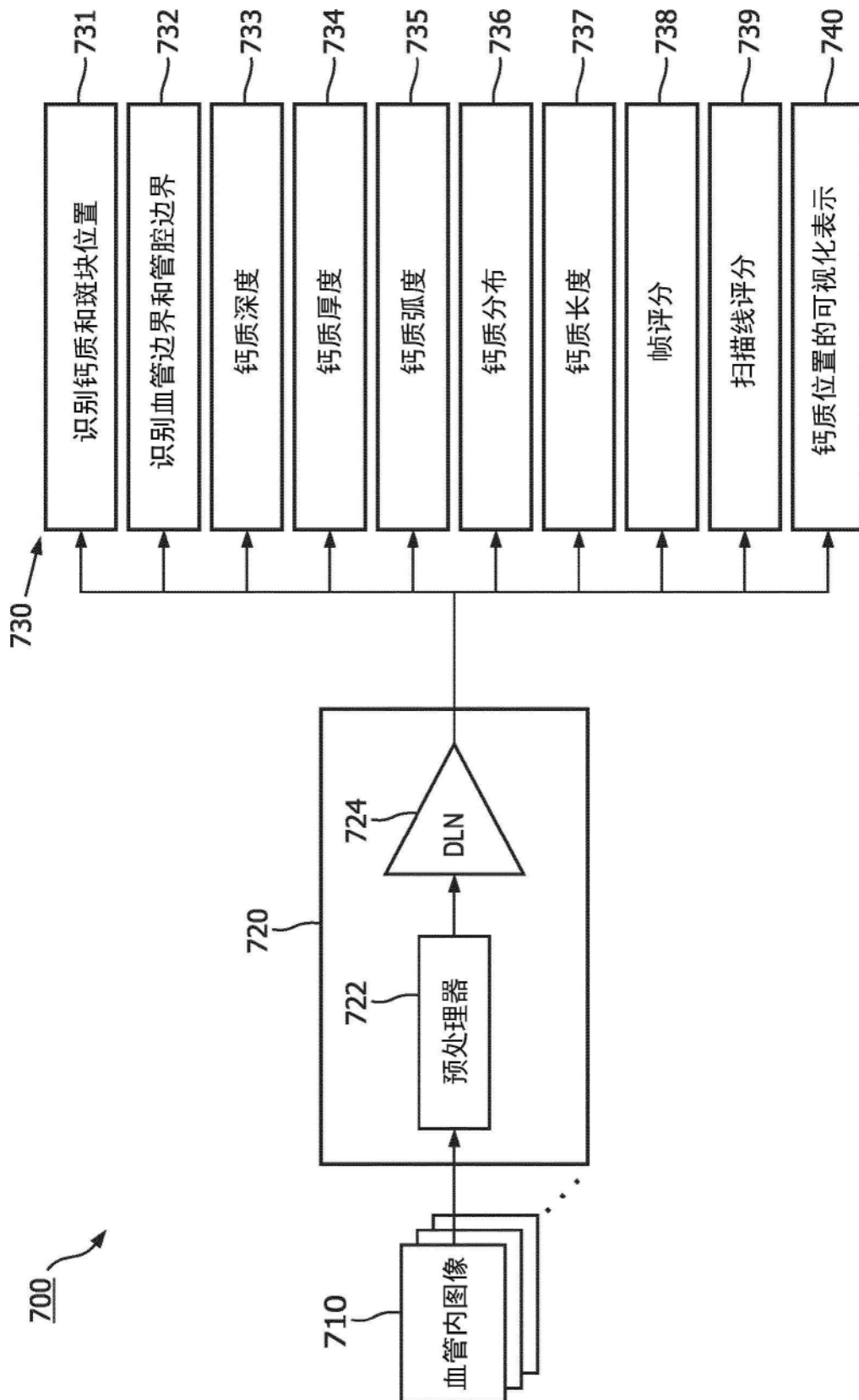


图7

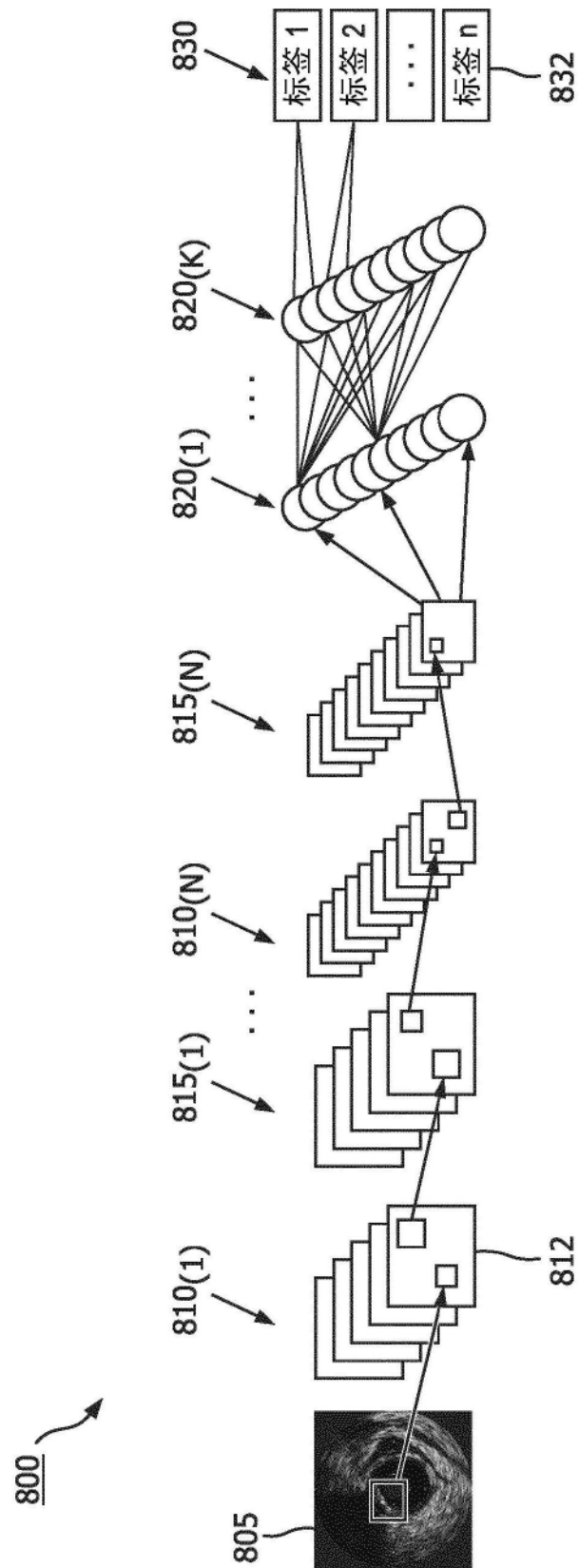


图8

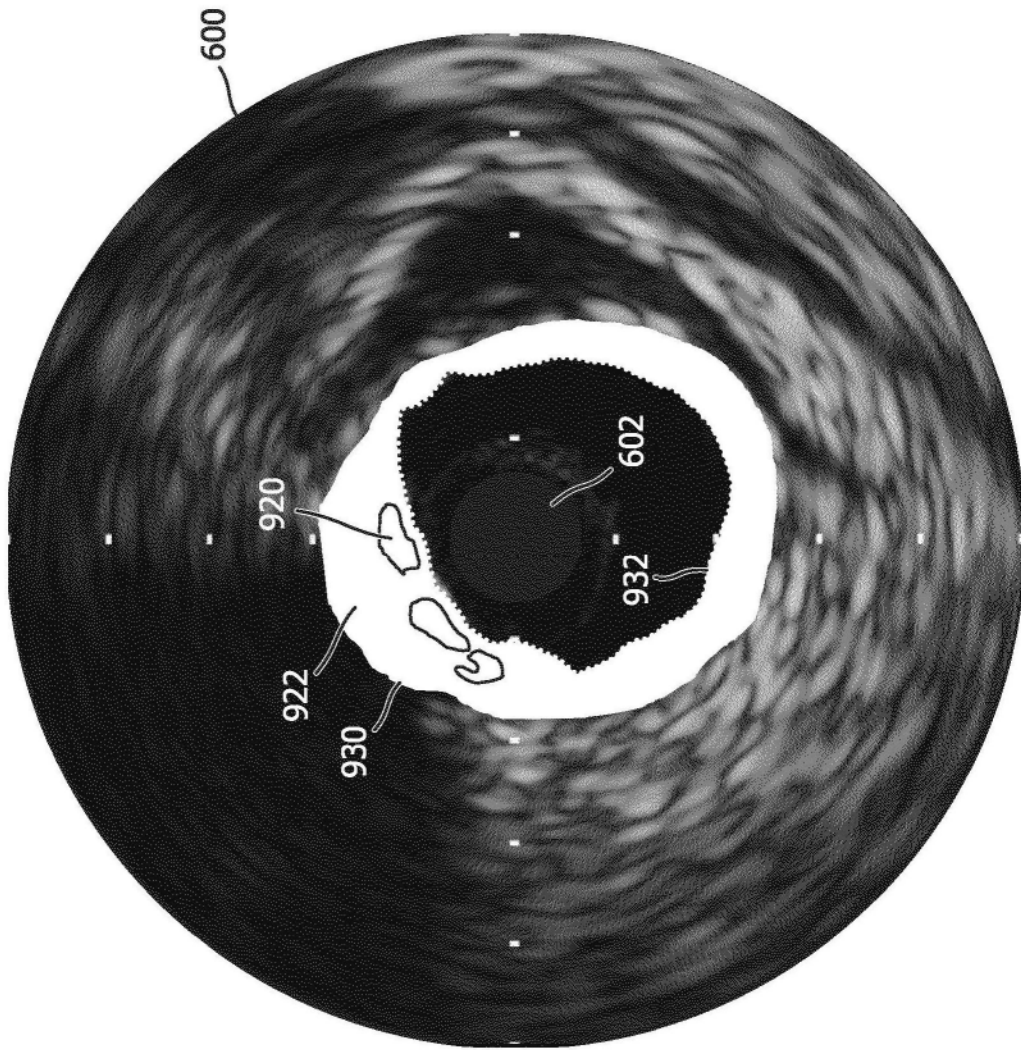


图9

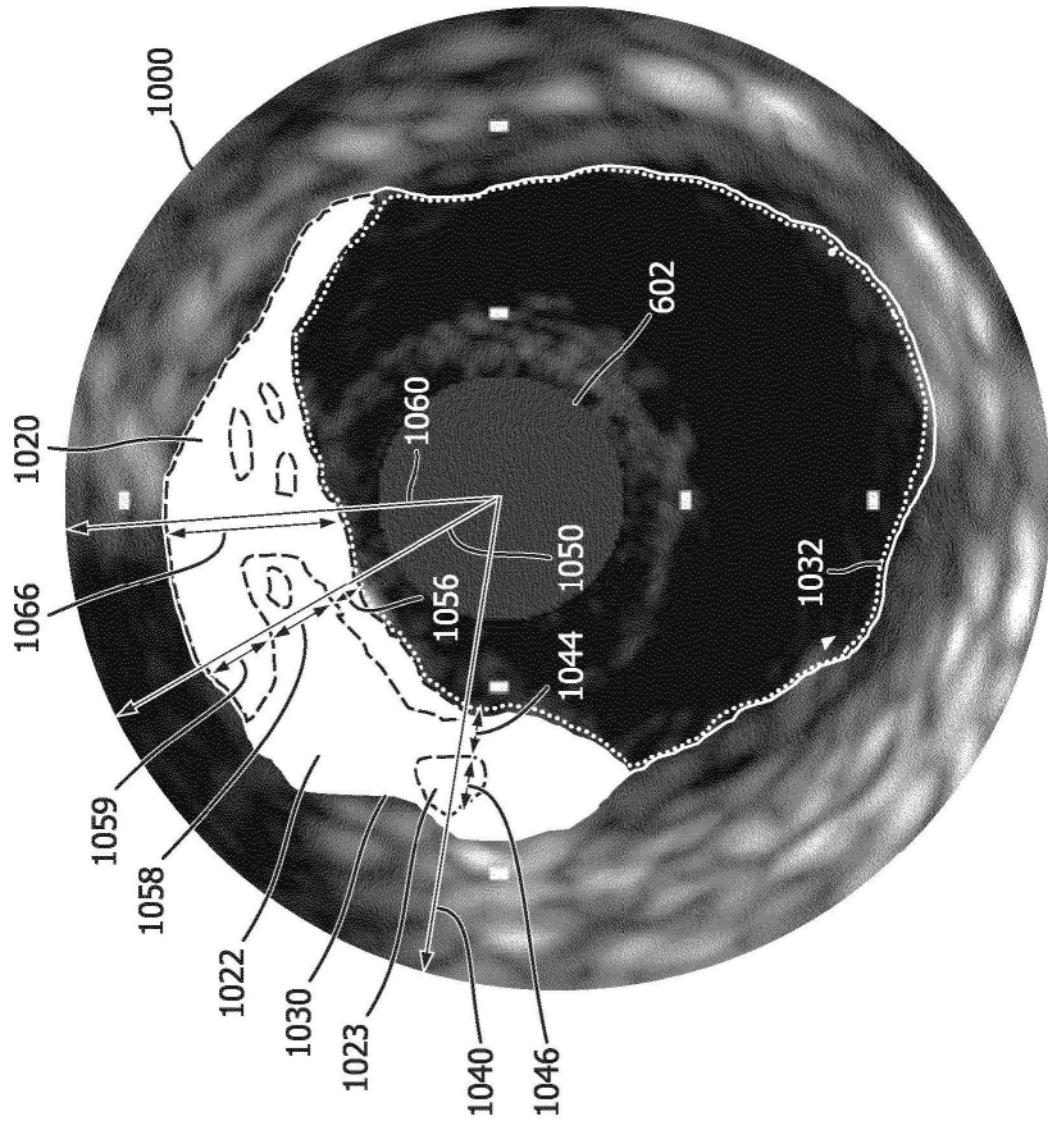


图10

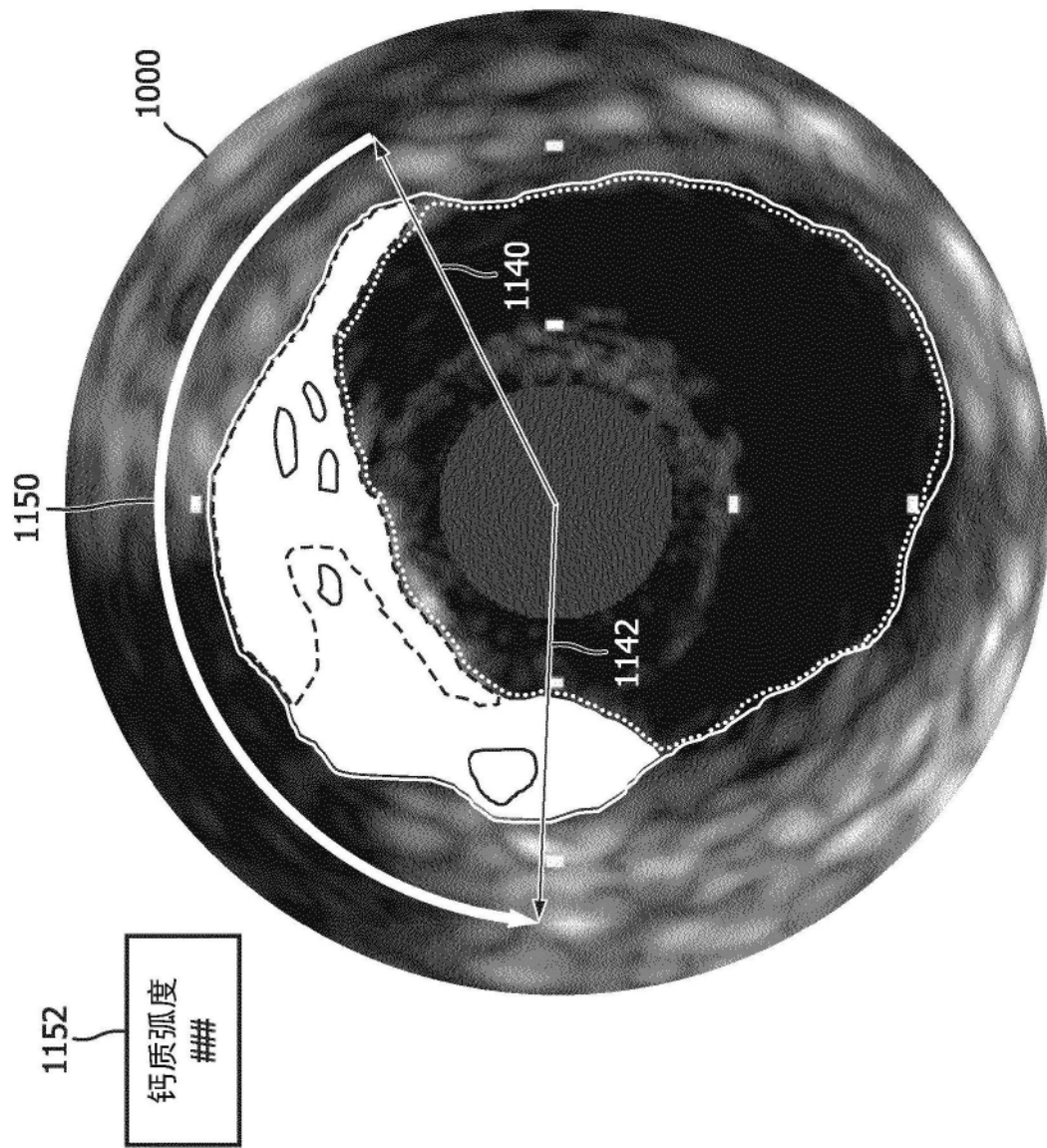


图11

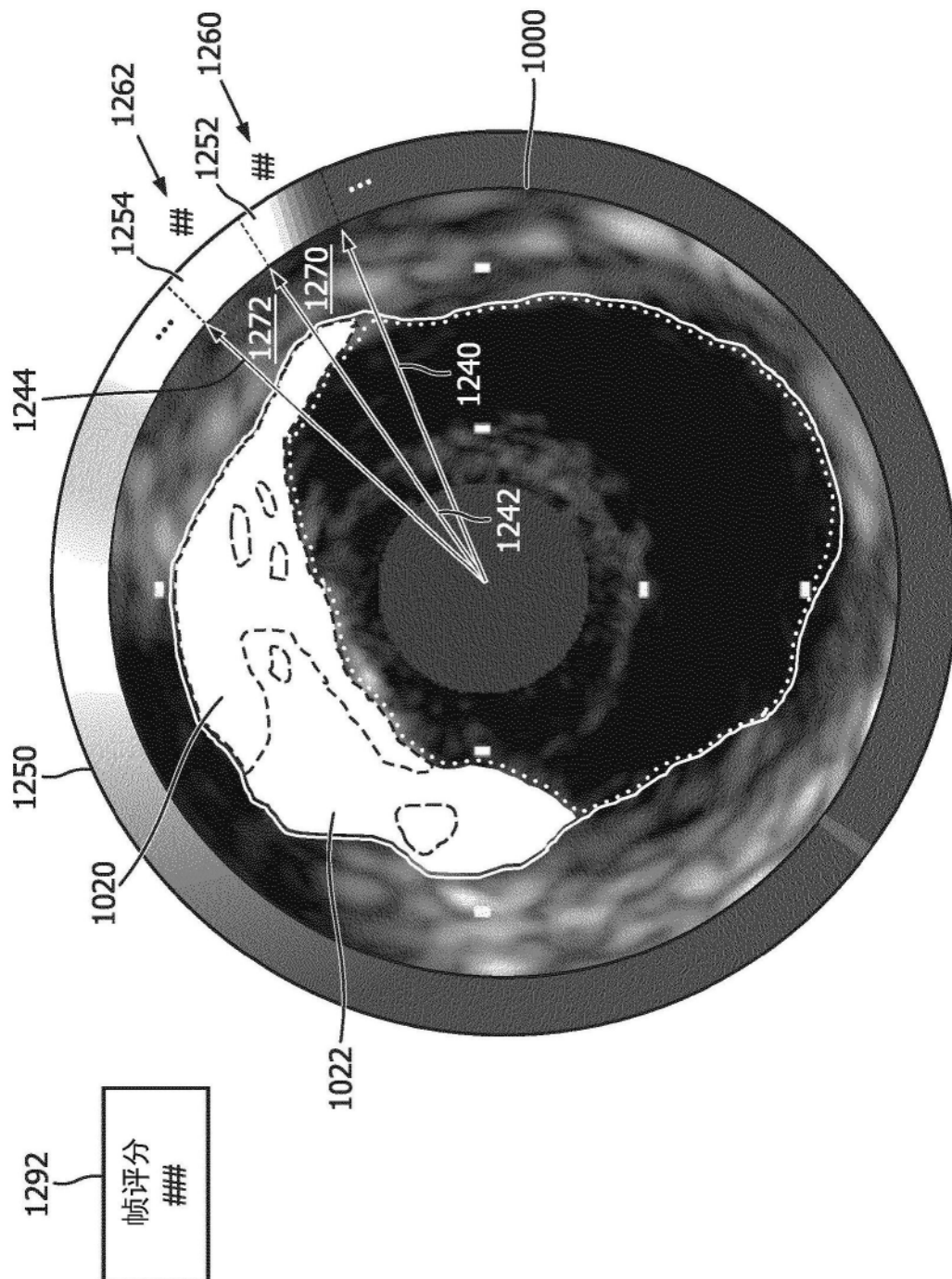


图12

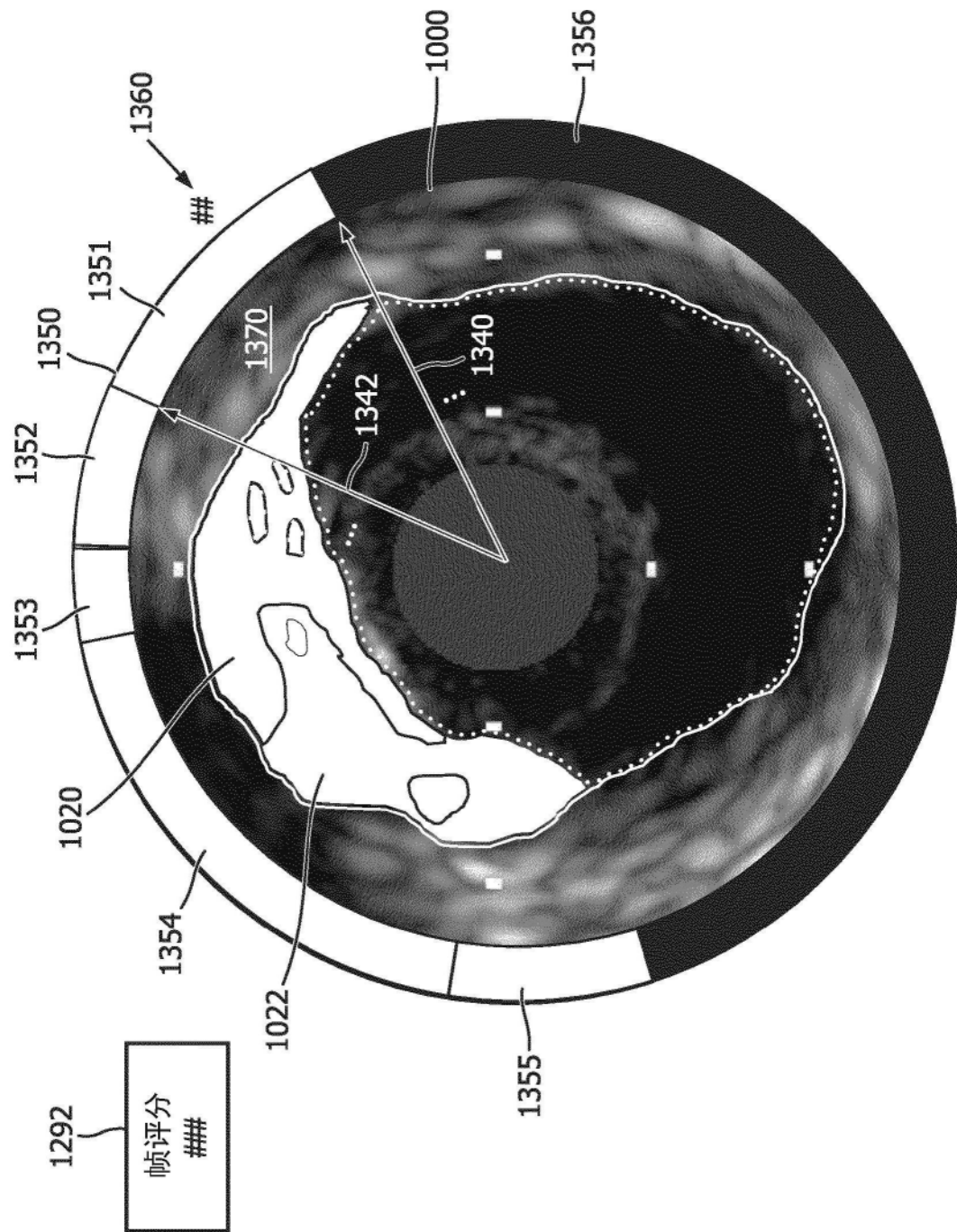


图13

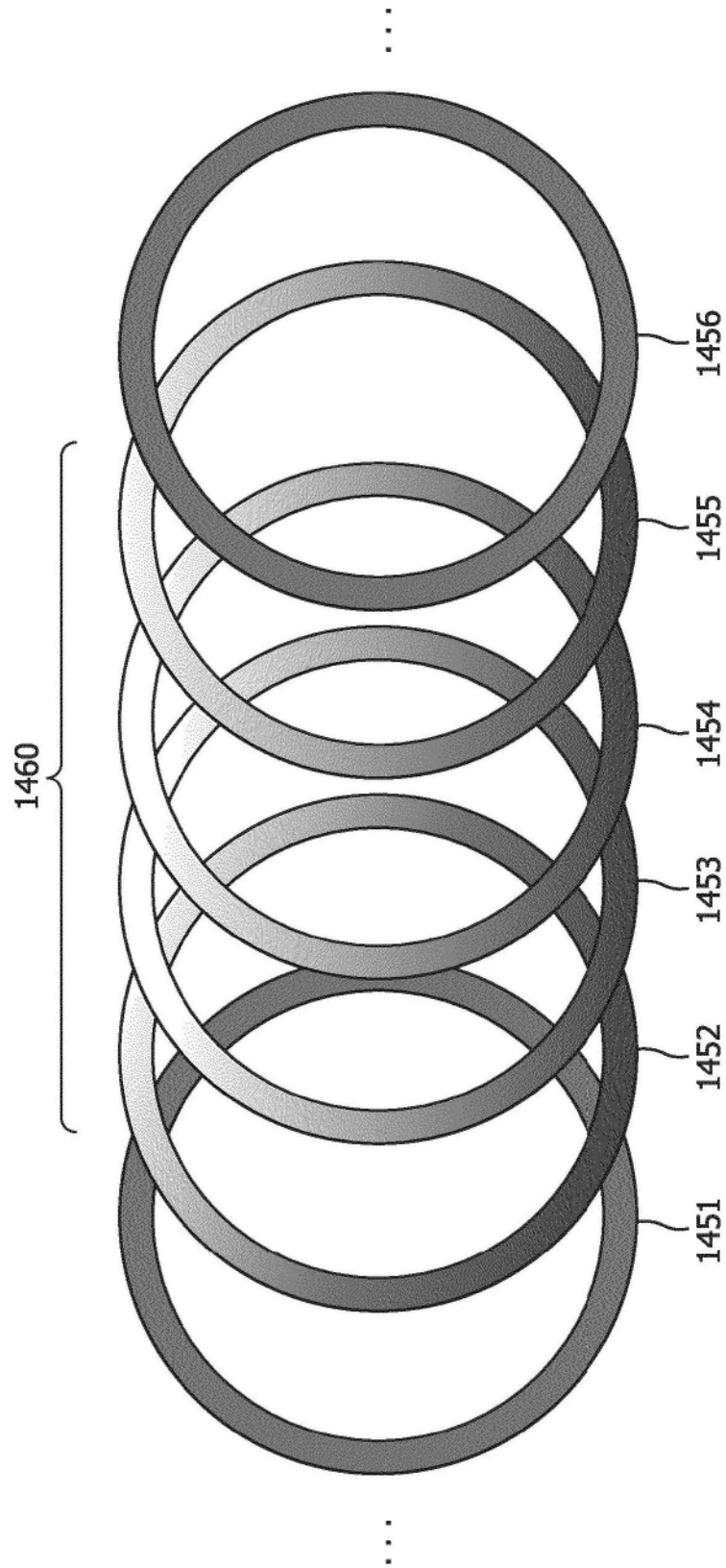


图14

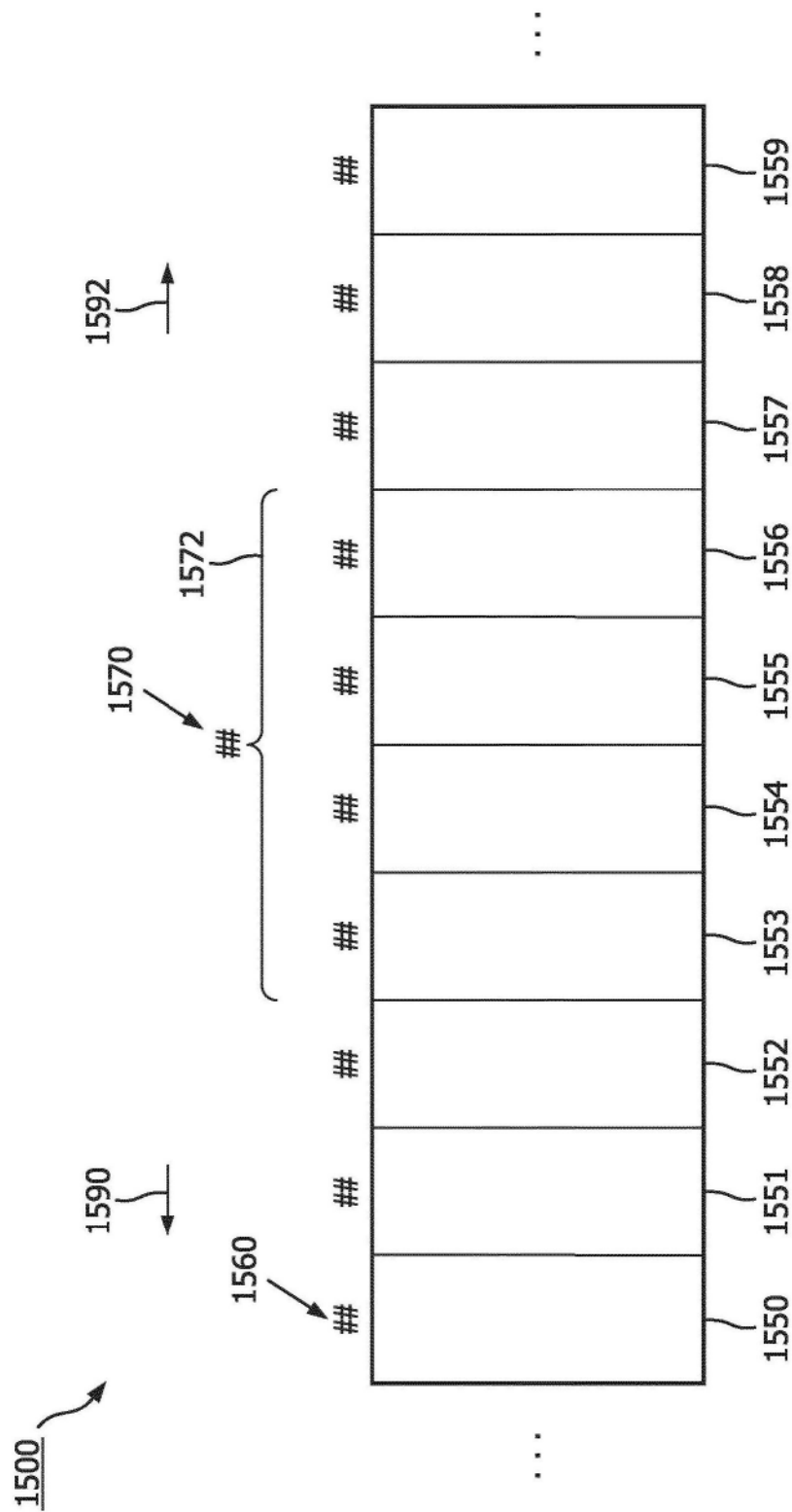


图15

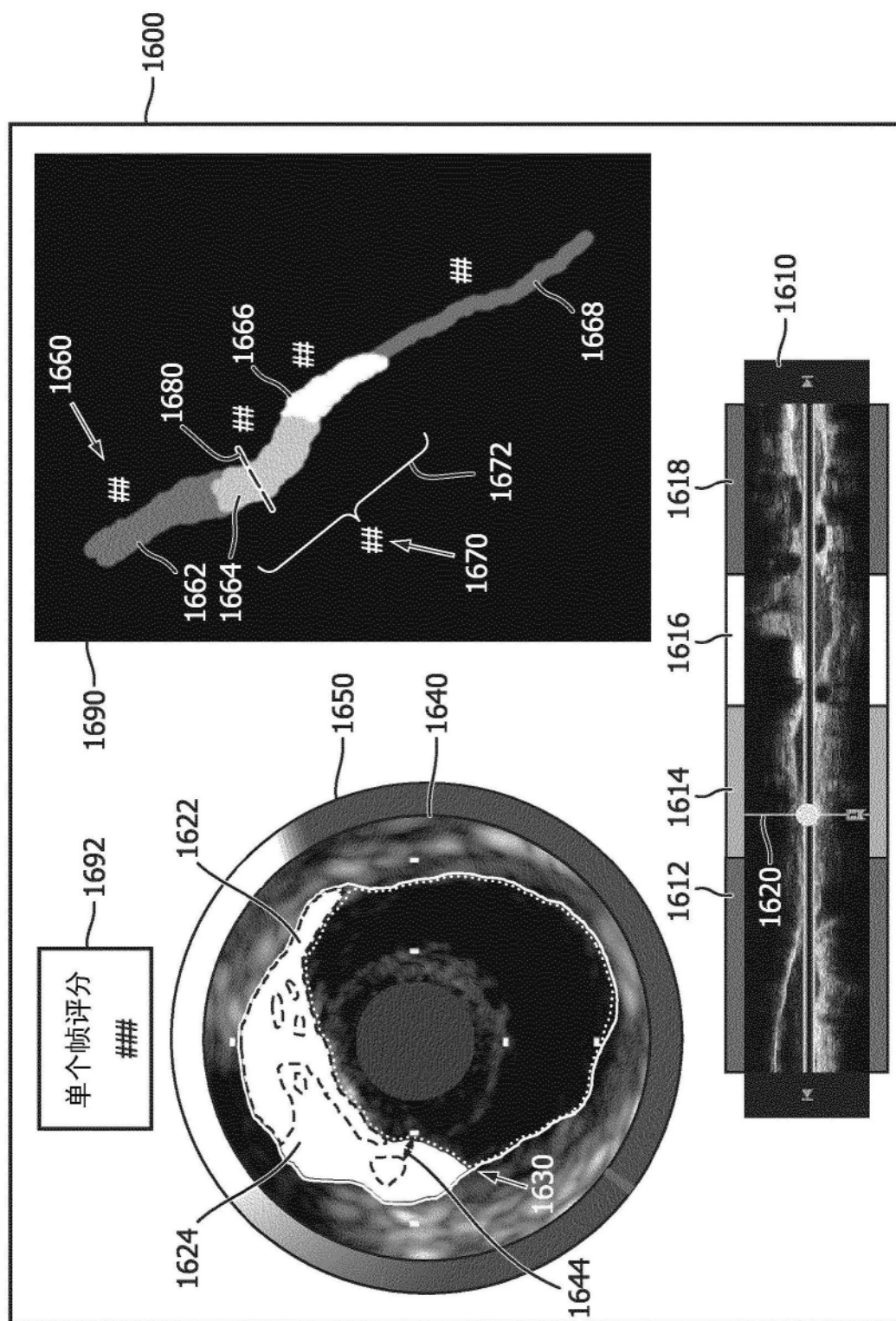


图16

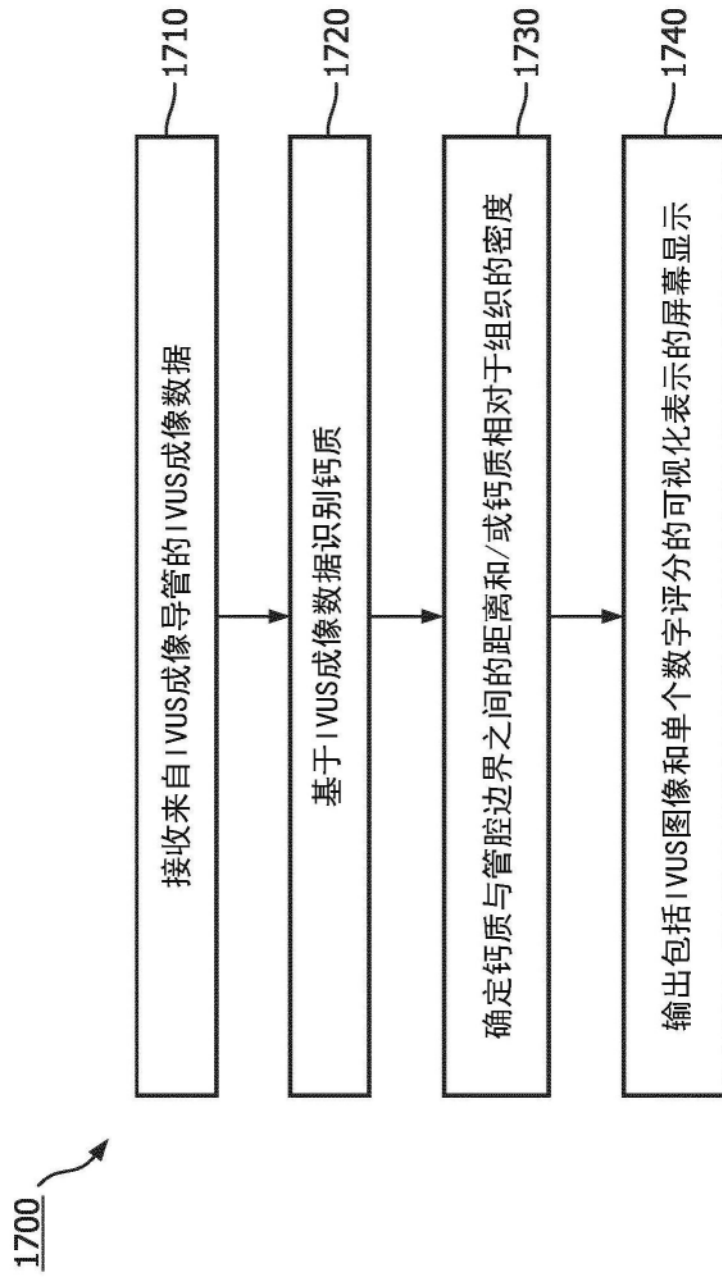


图17

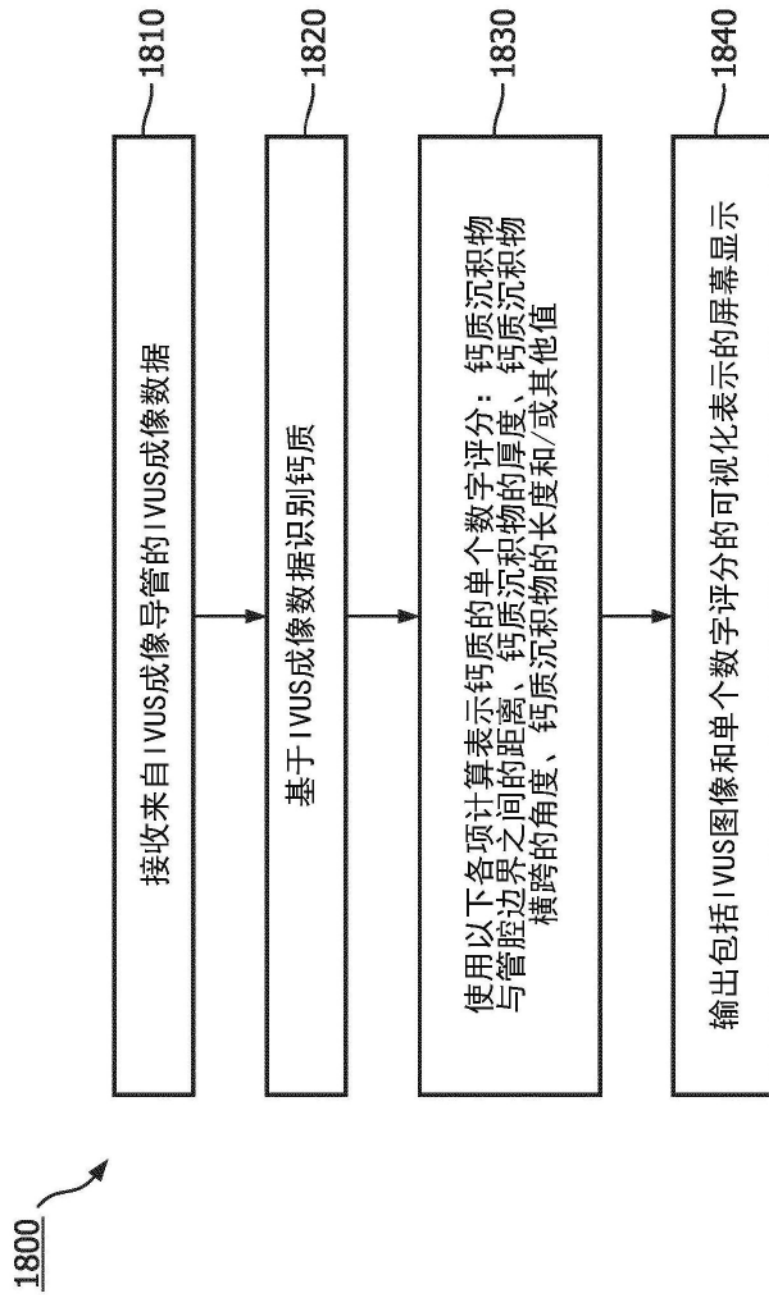


图18