



# (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 115003229 A

(43) 申请公布日 2022. 09. 02

(21) 申请号 202080093688.6

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

(22) 申请日 2020.12.29

专利代理师 刘兆君

(30) 优先权数据

62/957,391 2020.01.06 US

(51) Int.Cl.

A61B 8/08 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2022.07.06

A61B 8/12 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2020/087947 2020.12.29

(87) PCT国际申请的公布数据

WO2021/140042 EN 2021.07.15

(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

D·恰良

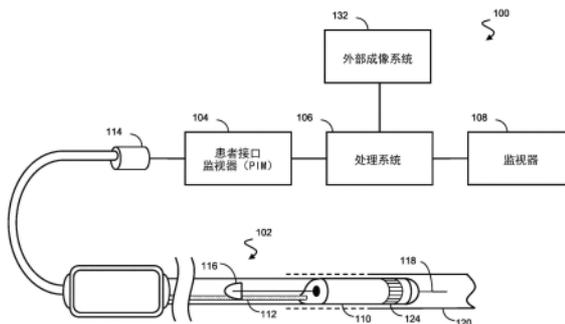
权利要求书2页 说明书16页 附图15页

## (54) 发明名称

基于管腔内成像对管腔内处置异常的检测和可视化

## (57) 摘要

公开的是一种血管内成像系统,所述血管内成像系统包括处理器电路,所述处理器电路被配置用于与血管内成像导管通信,所述血管内成像导管被设计尺寸和整形为被定位在血管的管腔内。所述处理器电路被配置为接收当所述血管内成像导管被定位在所述管腔内时由所述血管内成像导管获得的多幅血管内图像,其中,所述多幅血管内图像对应于沿着所述血管的长度的多个位置。所述处理器电路还被配置为:针对所述多幅血管内图像中的每幅图像确定与所述管腔相关联的测量结果;生成表示沿着所述血管的所述长度的所述测量结果的变化曲线;基于所述曲线来检测所述血管的状况;并且显示所述状况的图形表示。



1. 一种血管内成像系统,包括:

处理器电路,其被配置用于与血管内成像导管通信,所述血管内成像导管被设计尺寸和整形为被定位在血管的管腔内,其中,所述处理器电路被配置为:

接收当所述血管内成像导管被定位在所述管腔内时由所述血管内成像导管获得的多幅血管内图像,其中,所述多幅血管内图像对应于沿着所述血管的长度的多个位置;

针对所述多幅血管内图像中的每幅图像确定与所述管腔相关联的测量结果;

生成表示沿着所述血管的所述长度的所述测量结果的变化第一图形表示;

基于所述第一图形表示来检测所述血管的状况;并且

向与所述处理器电路通信的显示器输出表示所述状况的第二图形表示。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述处理器电路确定所述测量结果包括:

针对所述多个位置中的位置,对在所述位置处的所述测量结果的量与在所述多个位置中的另一位置处的所述测量结果的量求平均。

3. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述处理器电路确定所述测量结果包括:所述处理器电路计算所述管腔的横截面面积或所述管腔的直径中的至少一项。

4. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述处理器电路检测所述状况包括:所述处理器电路检测所述血管的解剖结构锥形化或所述血管的弥漫性疾病中的至少一项。

5. 根据权利要求4所述的系统,其中,所述状况包括所述解剖结构锥形化,并且其中,所述处理器电路检测所述状况包括:所述处理器电路检测:针对所述血管的节段内的多个位置,所述血管的斑块负担不超过阈值。

6. 根据权利要求4所述的系统,其中,所述状况包括所述弥漫性疾病,并且其中,所述处理器电路检测所述状况包括:所述处理器电路检测:针对所述血管的节段内的多个位置,所述血管的斑块负担超过阈值。

7. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述多幅血管内图像中的一幅或多幅血管内图像包括被定位在所述管腔内的支架,并且其中,所述处理器电路检测所述血管的所述状况包括:检测处置后状况。

8. 根据权利要求7所述的系统,其中,所述测量结果包括所述支架的撑杆之间的间距。

9. 根据权利要求7所述的系统,其中,所述处理器检测所述状况包括:所述处理器电路检测所述支架的dog-boning、所述支架的扩张不足或所述支架对病变的不完全覆盖中的至少一项。

10. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述状况是所述支架的所述dog-boning,并且其中,所述处理器检测所述状况包括:所述处理器电路确定在所述支架内的所述测量结果的变化速率展现出拐点并且在所述支架内的所述测量结果的所述变化速率在所述拐点的近侧或远侧超过阈值。

11. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述状况是所述支架的所述扩张不足,并且其中,所述处理器电路检测所述状况包括:所述处理器电路确定所述测量结果的第一值超过在所述支架的边缘处的所述测量结果的第二值的量大于针对超出所述支架的所述边缘的距离的阈值量。

12. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述状况是所述支架对病变的不完全覆盖,并且其中,所述处理器电路检测所述状况包括检测:

针对超出所述支架的边缘的第一距离,所述测量结果的第一值小于在所述支架的所述边缘处的所述测量结果的第二值的量至少为阈值量;并且

针对超出所述支架的所述边缘的第二距离的斑块负担超过阈值。

13. 根据权利要求1所述的系统,

其中,所述处理器电路被配置为:接收所述血管的血管外图像,并且将所述多幅血管内图像共配准到沿着所述血管外图像中的所述血管的所述长度的所述多个位置,并且

其中,所述处理器电路输出表示所述状况的所述第二图形表示包括:所述处理器电路输出对沿着所述血管外图像中的所述血管的所述长度的所述状况的指示。

14. 根据权利要求1所述的系统,还包括:

所述血管内成像导管,其中,所述血管内成像导管包括血管内超声 (IVUS) 成像导管。

15. 一种血管内成像方法,包括:

在与血管内成像导管通信的处理器电路处接收当所述血管内成像导管被定位在血管的管腔内时由所述血管内成像导管获得的多幅血管内图像,其中,所述多幅血管内图像对应于沿着所述血管的长度的多个位置;

由所述处理器电路针对所述多幅血管内图像中的每幅图像确定与所述管腔相关联的测量结果;

由所述处理器电路生成表示沿着所述血管的所述长度的所述测量结果的变化第一图形表示;

由所述处理器电路基于所述第一图形表示来检测所述血管的状况;并且

向与所述处理器电路通信的显示器输出表示所述状况的第二图形表示。

16. 一种血管内超声 (IVUS) 成像系统,包括:

IVUS成像导管,其被设计尺寸和整形为被定位在血管的管腔内;以及

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

接收当所述IVUS成像导管被定位在所述管腔内时由所述IVUS成像导管获得的多幅IVUS图像,其中,所述多幅IVUS图像对应于沿着所述血管的长度的多个位置;

针对所述多幅IVUS图像中的每幅图像确定与所述管腔相关联的测量结果;

生成表示沿着所述血管的所述长度的所述测量结果的变化曲线;

基于所述曲线来检测所述血管的状况,其中,所述状况包括以下各项中的至少一项:所述血管内的支架的dog-boning、所述支架的扩张不足、所述支架对所述血管的病变的不完全覆盖、所述血管的弥漫性疾病或所述血管的解剖结构锥形化;并且

向与所述处理器电路通信的显示器输出表示所述状况的图形表示。

## 基于管腔内成像对管腔内处置异常的检测和可视化

### 技术领域

[0001] 本文描述的主题涉及用于医学成像和数据收集的系统。特别地,所公开的系统提供了用于在管腔内医学图像的集合中检测处置异常的系统。该系统对于脉管疾病的诊断和处置具有特别但非排他性的用途。

### 背景技术

[0002] 在诊断和处置疾病中使用了各种类型的管腔内(也被称为血管内)成像和测量系统。例如,在介入心脏病学中广泛使用血管内超声(IVUS)成像作为用于对患者体内的血管进行可视化的诊断工具。这可以辅助评估人体内的患病血管(例如,动脉和静脉)以确定处置需求,优化处置和/或评估处置(例如,血管成形术和支架放置、IVC过滤器取回、EVAR和FEVAR(在腹部特征上是类似的)斑块切除术,以及血栓切除术)的有效性。不同的疾病或医学流程产生具有不同大小、结构、密度、含水量和成像传感器可访问性的物理特征。例如,深静脉血栓形成(DVT)产生血液细胞的凝块,而血栓形成后综合征(PTS)在血管中产生织带或其他残留结构效应,该织带或其他残留结构在组成上与血管壁本身相似,因此会难以与血管壁区分开。支架是致密(例如,金属)物体,它可以被放置在血管或管腔中以使血管或管腔保持打开到特定的直径。当血管或管腔外部的解剖结构撞击在血管或管腔上时,就会发生压缩,从而使血管或管腔收缩。血栓会经由斑块破裂或其它病理状况(例如,当因为压缩而使血液积聚在血管的管腔内时)而产生。压缩、斑块形成和血栓都是狭窄(例如,血管变窄)的示例。

[0003] 在一些情况下,利用包括一个或多个超声换能器的IVUS导管来执行管腔内医学成像。可以将IVUS设备传送到血管中并将IVUS导管引导到要被成像的区。换能器发射超声能量并接收从血管反射的超声回波。对超声回波进行处理以创建感兴趣血管的图像。感兴趣血管的图像可以包括血管中的一个或多个病变或堵塞。可以将支架放置在血管内以处置这些堵塞,并且可以执行管腔内成像以查看支架在血管内的放置情况。其他类型的处置包括血栓切除术、消融、血管成形术、施用药物等。

[0004] 在当前的管腔内成像系统中,无法容易地对某些处置后状况(例如,支架的dog-boning(支架端部的扩张程度超过中间段)、次优支架覆盖情况,以及支架扩展不足的情况)和自然状况(例如,弥漫性疾病和解剖结构锥形化)进行检测和可视化。

[0005] 仅出于技术参考的目的而包括在说明书的背景技术章节中包括的信息(包括本文引用的任何参考文献及其任何描述或讨论),并且不应将其视为界定本公开内容的范围的主题。

### 发明内容

[0006] 公开的是用于有利地检测和显示身体管腔内的处置后异常的系统。当前的公开内容提供了用于检测例如在管腔的长度上的管腔面积的值、斜率和/或梯度的变化并使用该梯度来检测处置后异常(例如,支架的dog-boning、支架扩张不足、支架对病变的次优覆盖

情况)和/或自然状况(例如,弥漫性疾病和解剖结构锥形化)的存在的系统、装置和方法。对此类异常的视觉识别可能是困难、主观且耗时的,而自动化检测是快速、系统性且可重复的。该系统在下文中被称为管腔内处置异常检测系统。

[0007] 本文公开的管腔内处置异常检测系统对于管腔内超声成像流程具有特别但非排他性的用途。一台或多台计算机的系统能够被配置为借助于在该系统上安装有在该系统中使该系统执行动作的软件、固件、硬件或其组合来执行特定的操作或动作。一个或多个计算机程序能够被配置为借助于包括指令来执行特定的操作或动作,所述指令在由数据处理装置运行时使所述装置执行所述动作。所述管腔内处置异常检测系统的一个总体方面包括一种血管内成像系统,所述血管内成像系统包括处理器电路,所述处理器电路被配置用于与血管内成像导管通信,所述血管内成像导管被设计尺寸和整形为被定位在血管的管腔内,其中,所述处理器电路被配置为:接收当所述血管内成像导管被定位在所述管腔内时由所述血管内成像导管获得的多幅血管内图像,其中,所述多幅血管内图像对应于沿着所述血管的长度的多个位置;针对所述多幅血管内图像中的每幅图像计算与所述管腔相关联的维度或者确定与所述管腔相关联的测量结果;生成表示沿着所述血管的所述长度的所述测量结果的变化曲线或其他图形表示;基于所述曲线或其他图形表示来检测所述血管的状况;并且向与所述处理器电路通信的显示器输出所述状况的图形表示。这方面的其他实施例包括对应的计算机系统、装置和在一个或多个计算机存储设备上记录的计算机程序,上述各项都被配置为执行所述方法的动作。

[0008] 实施方式可以包括以下特征中的一个或多个特征。在所述系统中,所述处理器电路确定所述测量结果包括:针对所述多个位置中的位置,对在所述位置处的所述测量结果的量与在所述多个位置中的另一位置处的所述测量结果的量求平均。在所述系统中,所述处理器电路计算所述维度或者确定测量结果包括:所述处理器电路计算或确定所述管腔的横截面面积或所述管腔的直径中的至少一项。在所述系统中,所述处理器电路检测所述状况包括:所述处理器电路检测所述血管的解剖结构锥形化或所述血管中的弥漫性疾病的存在中的至少一项。在所述系统中,所述状况包括所述解剖结构锥形化,并且其中,所述处理器电路检测所述状况包括:所述处理器电路检测:针对所述血管的节段内的多个位置,所述血管的斑块负担不超过阈值。在所述系统中,所述状况包括所述弥漫性疾病,并且其中,所述处理器电路检测所述状况包括:所述处理器电路检测:针对所述血管的节段内的多个位置,所述血管的斑块负担超过阈值。在所述系统中,所述多幅血管内图像中的一幅或多幅血管内图像包括被定位在所述管腔内的支架,并且其中,所述处理器电路检测所述血管的所述状况包括:检测处置后状况。在所述系统中,所述测量结果包括所述支架的撑杆之间的间距。在所述系统中,所述处理器检测所述状况包括:所述处理器电路检测所述支架的dog-boning、所述支架的扩张不足或所述支架对病变的不完全覆盖中的至少一项。在所述系统中,所述状况是所述支架的所述dog-boning,并且其中,所述处理器检测所述状况包括:所述处理器电路确定在所述支架内的所述测量结果的变化速率展现出拐点并且在所述支架内的所述测量结果的所述变化速率在所述拐点的近侧或远侧超过阈值。在所述系统中,所述状况是所述支架的所述扩张不足,并且其中,所述处理器电路检测所述状况包括:所述处理器电路确定所述测量结果的第一值超过在所述支架的边缘处的所述测量结果的第二值的量大于针对超出所述支架的所述边缘的距离的阈值量。在所述系统中,所述状况是所述

支架对病变的不完全覆盖,并且其中,所述处理器电路检测所述状况包括检测:针对超出所述支架的边缘的第一距离,所述测量结果的第一值小于在所述支架的所述边缘处的所述测量结果的第二值的量至少为阈值量;并且针对超出所述支架的所述边缘的第二距离的斑块负担超过阈值。在所述系统中,所述处理器电路被配置为:接收所述血管的血管外图像,并且将所述多幅血管内图像共配准到沿着所述血管外图像中的所述血管的所述长度的所述多个位置。在所述系统中,所述处理器电路输出所述状况的所述图形表示包括:所述处理器电路输出对沿着所述血管外图像中的所述血管的所述长度的所述状况的指示。所述系统还包括:所述血管内成像导管,其中,所述血管内成像导管包括血管内超声 (IVUS) 成像导管。所描述的技术的实施方式可以包括硬件、方法或过程或在计算机可访问介质上的计算机软件。

[0009] 一个总体方面包括一种血管内成像方法,所述血管内成像方法包括:在与血管内成像导管通信的处理器电路处接收当所述血管内成像导管被定位在血管的管腔内时由所述血管内成像导管获得的多幅血管内图像,其中,所述多幅血管内图像对应于沿着所述血管的长度的多个位置;由所述处理器电路针对所述多幅血管内图像中的每幅图像计算与所述管腔相关联的维度或者确定与所述管腔相关联的测量结果;由所述处理器电路生成表示沿着所述血管的所述长度的所述测量结果的变化的曲线或图形表示;由所述处理器电路基于所述曲线或图形表示来检测所述血管的状况;并且向与所述处理器电路通信的显示器输出所述状况的图形表示。这方面的其他实施例包括对应的计算机系统、装置和在一个或多个计算机存储设备上记录的计算机程序,上述各项都被配置为执行所述方法的动作。

[0010] 一个总体方面包括一种血管内超声 (IVUS) 成像系统,所述IVUS成像系统包括处理器电路,所述处理器电路被配置用于与IVUS成像导管通信,所述IVUS成像导管被设计尺寸和整形为被定位在血管的管腔内,其中,所述处理器电路被配置为:接收当所述IVUS成像导管被定位在所述管腔内时由所述IVUS成像导管获得的多幅IVUS图像,其中,所述多幅IVUS图像对应于沿着所述血管的长度的多个位置;针对所述多幅IVUS图像中的每幅图像确定与所述管腔相关联的测量结果;生成表示沿着所述血管的所述长度的所述测量结果的变化的曲线;基于所述曲线来检测所述血管的状况,其中,所述状况包括以下各项中的至少一项:所述血管内的支架的dog-boning、所述支架的扩张不足、所述支架对所述血管的病变的不完全覆盖、弥漫性疾病或解剖结构锥形化;并且向与所述处理器电路通信的显示器输出表示所述状况的图形表示。

[0011] 该摘要被提供为以简化形式介绍了选定的概念,在下面的具体实施方式中进一步描述了这些概念。该摘要并不旨在识别请求保护的主题的关键特征或基本特征,也不旨在限制请求保护的主题的范围。在下文中对本公开内容的各种实施例中的书面描述提供了对权利要求中定义的管腔内处置异常检测系统的特征、细节、用途和优点的更广泛的呈现,并且在附图中图示了这种呈现。

## 附图说明

[0012] 将参考附图来描述本公开内容的说明性实施例,在附图中:

[0013] 图1是根据本公开内容的各个方面的管腔内成像系统的图解性示意图。

[0014] 图2图示了包含狭窄的血管。

- [0015] 图3图示了包含狭窄并用支架扩张的血管。
- [0016] 图4示出了根据本公开内容的各个方面的管腔内成像系统的示例屏幕显示。
- [0017] 图5示出了根据本公开内容的至少一个实施例的管腔内成像系统的示例屏幕显示。
- [0018] 图6示出了根据本公开内容的至少一个实施例的管腔内成像系统的示例屏幕显示。
- [0019] 图7示出了根据本公开内容的各个方面的已经用具有近侧边缘和远侧边缘的支架扩张了其血管壁的血管的示意图。
- [0020] 图8是根据本公开内容的至少一个实施例的图示由示例管腔内处置异常检测系统运行的步骤的流程图。
- [0021] 图9是根据本公开内容的至少一个实施例的示例支架扩张不足检测算法的流程图。
- [0022] 图10是根据本公开内容的至少一个实施例的示例dog-boning检测算法的流程图。
- [0023] 图11是根据本公开内容的至少一个实施例的不同的示例dog-boning检测算法870的流程图。
- [0024] 图12是根据本公开内容的至少一个实施例的示例次优支架放置检测算法880的流程图。
- [0025] 图13是根据本公开内容的至少一个实施例的示例解剖结构锥形化与弥漫性疾病检测算法的流程图。
- [0026] 图14是根据本公开内容的实施例的处理器电路的示意图。
- [0027] 图15示出了根据本公开内容的各个方面的已经用展现出dog-boning的支架扩张其血管壁的血管的示意图。

### 具体实施方式

[0028] 本公开内容总体上涉及医学成像,包括使用管腔内成像设备的与患者的身体管腔相关联的成像。在一些情况下,利用包括一个或多个超声换能器的IVUS设备来执行管腔内成像。可以将IVUS设备传送到血管中并将IVUS导管引导到要被成像的区。换能器发射超声能量并接收从血管反射的超声回波。对超声回波进行处理以创建感兴趣血管的图像。感兴趣血管的图像可以包括血管中的一个或多个病变或堵塞。可以将支架放置在血管内以处置这些堵塞,并且可以执行管腔内成像以查看支架在血管内的放置情况。其他类型的处置包括血栓切除术、消融、血管成形术、施用药物等。

[0029] 公开的是用于有利地检测和显示身体管腔(例如,血管)内的处置后异常的系统。当前的公开内容提供了用于检测在管腔的长度上的管腔面积的梯度并使用该梯度来检测异常(包括dog-boning、次优覆盖和弥漫性疾病)的存在的系统、装置和方法。在当前的管腔内成像设备中无法容易地对在本公开内容中描述的异常(包括支架的dog-boning、次优支架覆盖(例如,支架对病变的不完全覆盖)、弥漫性疾病和解剖结构锥形化)进行可视化,并且无法向临床医生清楚地可视化这些特征并且自动表示大量节省的时间,并且也可能无法帮助进行及时有效的处置。准确的疾病检测或异常检测不仅能够影响支架放置决策,而且还能够影响处置步骤,例如,选择球囊,或者选择其他治疗设备,包括但不限于斑块切除设

备。本文公开的逻辑和算法能够用于审查任何自动化测量系统,例如,在PCI前病例分析和PCI后病例分析中使用的自动化测量系统。该系统也能够用于对新手用户的教育和训练。该系统在下文被称为管腔内处置异常检测系统。

[0030] 本文描述的设备、系统和方法能够包括在以下文献中描述的一个或多个特征:美国临时申请US 62/750983(代理案卷号2018PF01112-44755.2000PV01)(2018年10月26日提交)、美国临时申请US 62/751268(代理案卷号2018PF01160-44755.1997PV01)(2018年10月26日提交)、美国临时申请US 62/751289(代理案卷号2018PF01159-44755.1998PV01)(2018年10月26日提交)、美国临时申请US 62/750996(代理案卷号2018PF01145-44755.1999PV01)(2018年10月26日提交)、美国临时申请US 62/751167(代理案卷号2018PF01115-44755.2000PV01)(2018年10月26日提交),以及美国临时申请US 62/751185(代理案卷号2018PF01116-44755.2001PV01)(2018年10月26日提交),虽然本文并未完整阐述上述文献,但是通过引用将上述文献中的每篇文献整体并入本文。

[0031] 本文描述的设备、系统和方法还能够包括在以下文献中描述的一个或多个特征:美国临时申请US 62/642847(代理案卷号2017PF02103)(2018年3月14日提交)(以及在2019年3月12日从其提交的美国序列号为US 16/351175的非临时申请)、美国临时申请US 62/712009(代理案卷号2017PF02296)(2018年7月30日提交)、美国临时申请US 62/711927(代理案卷号2017PF02101)(2018年7月30日提交),以及美国临时申请US 62/643366(代理案卷号2017PF02365)(2018年3月15日提交(以及在2019年3月15日从其提交的美国序列号为US 16/354970的非临时申请)),虽然本文并未完整阐述上述文献,但是通过引用将上述文献中的每篇文献整体并入本文。

[0032] 本公开内容通过计算和绘制与图像有关的至少一个每框架度量的过滤梯度来实质上辅助临床医生使用在管腔内回拉图像序列中可用的数据来识别血管内的处置异常。在与医学成像传感器(例如,管腔内超声传感器)通信的医学成像控制台(例如,IVUS成像控制台)上实施时,本文公开的管腔内处置异常检测系统既节省了时间,又提高了特定异常类型的检测确定性和位置确定性。这种改进的方法将不精确的判断力驱动的流程变换成定量的可重复的过程,该过程要求临床医生或其他用户采取更少且更简单的步骤。例如,通常需要应用人类的判断力或视力来估计异常可能存在于管腔中的什么地方,而在没有这种例程的情况下需要上述改进的方法。这种非常规的方法通过对异常的检测准则进行标准化和自动化来改进医学成像控制台和传感器的功能运作。

[0033] 管腔内处置异常检测系统可以被实施为逻辑分支和数学运算的集合,能够在显示器上查看其输出,并且通过在处理器上运行的控制过程来操作其输出,该处理器(例如从用户接口(例如,键盘、鼠标或触摸屏接口)接受用户输入并且与一个或多个医学成像传感器(例如,管腔内超声传感器)通信。在这方面,该控制过程响应于用户在成像流程开始时进行的不同的输入或选择而执行某些特定操作,并且也可以对用户在该流程期间进行的输入做出响应。处理器、显示器、传感器和用户输入系统的某些结构、功能和操作在本领域中是已知的,同时在本文中记载了其他的结构、功能和操作以具体实现本公开内容的新颖性特征或方面。

[0034] 这些描述仅是出于示例目的而提供的,并且不应被考虑为限制管腔内处置异常检测系统的范围。可以添加、删除或修改某些特征,而不会脱离请求保护的的主题的精神。

[0035] 为了促进对本公开内容的原理的理解,现在将参考附图中图示的实施例,并且将使用特定语言来描述这些实施例。尽管如此,应当理解,并不旨在限制本公开内容的范围。如本公开内容所涉及的领域的技术人员通常会想到的,对所描述的设备、系统和方法的任何改变和进一步的修改以及对本公开内容的原理的任何进一步应用都被充分预想到并被包括在本公开内容内。特别地,完全预想到,关于一个实施例描述的特征、部件和/或步骤可以与关于本公开内容的其他实施例描述的特征、部件和/或步骤进行组合。然而,为了简洁起见,将不单独描述这些组合的众多迭代形式。

[0036] 图1是根据本公开内容的各个方面的包括管腔内处置异常检测系统的管腔内成像系统的图解性示意图。在一些实施例中,管腔内成像系统100能够是血管内超声 (IVUS) 成像系统。管腔内成像系统100可以包括管腔内设备102、患者接口模块 (PIM) 104、控制台或处理系统106、监视器108以及外部成像系统132,外部成像系统132可以包括血管造影、超声、X射线、计算机断层摄影 (CT)、磁共振成像 (MRI) 或其他成像技术、仪器和方法。管腔内设备102可以被设计尺寸和形状和/或以其他方式在结构上被布置为被定位在患者的身体管腔内。例如,在各种实施例中,管腔内设备102能够是导管、导丝、引导导管、压力导丝和/或流动导丝。在一些情况下,系统100可以包括额外的元件并且/或者可以在没有图1所示的元件中的一个或多个元件的情况下实施。例如,系统100可以省去外部成像系统132。

[0037] 管腔内成像系统100 (或血管内成像系统) 能够是适合用于在患者的管腔或脉管系统中使用的任何类型的成像系统。在一些实施例中,管腔内成像系统100是管腔内超声 (IVUS) 成像系统。在其他实施例中,管腔内成像系统100可以包括被配置用于以下成像模式的系统:前视管腔内超声 (FL-IVUS) 成像、管腔内光声 (IVPA) 成像、心腔内超声心动描记 (ICE)、经食道超声心动描记 (TEE) 和/或其他合适的成像模式。

[0038] 应当理解,系统100和/或设备102能够被配置为获得任何合适的管腔内成像数据。在一些实施例中,设备102可以包括任何合适的成像模式 (例如,光学相干断层摄影 (OCT) 等) 的成像部件。在一些实施例中,设备102可以包括任何合适的非成像部件,包括压力传感器、流量传感器、温度传感器、光纤、反射器、反射镜、棱镜、消融元件、射频 (RF) 电极、导体或其组合。通常,设备102能够包括成像元件以获得与管腔120相关联的管腔内成像数据。设备102可以被设计尺寸和形状 (和/或被配置) 用于插入患者的血管或管腔120。

[0039] 系统100可以被部署在具有控制室的导管实验室中。处理系统106可以被定位在控制室中。任选地,处理系统106可以被定位在其他地方,例如被定位在导管实验室本身中。导管实验室可以包括无菌场地,而其相关联的控制室根据要执行的流程和/或医疗保健设施可以是无菌的,也可以不是无菌的。导管实验室和控制室可以用于执行任何数量的医学成像流程,例如,血管造影、荧光检查、CT、IVUS、虚拟组织学 (VH)、前视IVUS (FL-IVUS)、管腔内光声 (IVPA) 成像、血流储备分数 (FFR) 确定、冠状动脉血流储备 (CFR) 确定、光学相干断层摄影 (OCT)、计算机断层摄影、心腔内超声心动描记 (ICE)、前视ICE (FLICE)、管腔内触诊描记、经食道超声、荧光检查以及其他医学成像模式或其组合。在一些实施例中,可以从远程位置 (例如,控制室) 控制设备102,使得操作者不需要近距离接近患者。

[0040] 管腔内设备102、PIM 104、监视器108和外部成像系统132可以被直接或间接地通信性耦合到处理系统106。这些元件可以经由有线连接 (例如,标准铜链接或光纤链接) 和/或经由无线连接 (使用IEEE 802.11Wi-Fi标准、超宽带 (UWB) 标准、无线火线、无线USB或另

一高速无线联网标准)被通信性耦合到医学处理系统106。处理系统106可以被通信性耦合到一个或多个数据网络,例如,基于TCP/IP的局域网(LAN)。在其他实施例中,可以利用不同的协议,例如,同步光网络(SONET)。在一些情况下,处理系统106可以被通信性耦合到广域网(WAN)。处理系统106可以利用网络连接来访问各种资源。例如,处理系统106可以经由网络连接与医学数字成像与通信(DICOM)系统、图片归档与通信系统(PACS)和/或医院信息系统(HIS)通信。

[0041] 超声成像管腔内设备102以高水平从扫描器组件110中包括的换能器阵列124发射超声能量,扫描器组件110被安装在管腔内设备102的远端附近。超声能量被包围扫描器组件110的介质(例如,管腔120)中的组织结构反射,并且换能器阵列124接收超声回波信号。扫描器组件110生成(一个或多个)表示超声回波的电信号。扫描器组件110能够在任何合适的配置(例如,平面阵列、弯曲阵列、圆周阵列、环形阵列等)中包括一个或多个单个超声传感器和/或换能器阵列124。例如,在一些实例中,扫描器组件110能够是一维阵列或二维阵列。在一些实例中,扫描器组件110能够是旋转超声设备。扫描器组件110的活跃区能够包括能够一致或独立受控和激活的一种或多种换能器材料和/或超声元件的一个或多个段(例如,一行或多行、一列或多列和/或一个或多个取向)。扫描器组件110的活跃区能够被图案化或结构化在各种基本或复杂的几何形状上。扫描器组件110能够被设置为侧看取向(例如,垂直于和/或正交于管腔内设备102的纵向轴线发射的超声能量)和/或前看取向(例如,平行于和/或沿着纵向轴线发射的超声能量)。在一些实例中,扫描器组件110在结构上被布置为以相对于纵向轴线的倾斜角度在近侧方向上或远侧方向上发射和/或接收超声能量。在一些实施例中,通过选择性触发扫描器组件110的一个或多个换能器元件,能够以电子方式使超声能量发射转向。

[0042] 扫描器组件110的(一个或多个)超声传感器能够是压电微机械超声换能器(PMUT)、电容微机械超声换能器(CMUT)、单晶、锆钛酸铅(PZT)、PZT复合物、其他合适的换能器类型和/或其组合。在实施例中,超声换能器阵列124能够包括任何合适数量的个体换能器元件或声学元件(在1个声学元件至1000个声学元件之间),例如,2个声学元件、4个声学元件、36个声学元件、64个声学元件、128个声学元件、500个声学元件、812个声学元件和/或更多和更少的声学元件。

[0043] PIM 104将接收到的回波信号传输到处理系统106,在处理系统106中,超声图像(包括流量信息)被重建并被显示在监视器108上。控制台或处理系统106能够包括处理器和存储器。处理系统106能操作用于促进本文描述的管腔内成像系统100的特征。例如,处理器能够运行在瞬态有形计算机可读介质上存储的计算机可读指令。

[0044] PIM 104促进处理系统106与被包括在管腔内设备102中的扫描器组件之间的信号通信。这种通信可以包括:向管腔内设备102内的(一个或多个)集成电路控制器芯片提供命令;在换能器阵列124上选择(一个或多个)特定元件以用于发射和接收;并且向(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来生成电脉冲,从而激励所选择的(一个或多个)换能器阵列元件;并且/或者接收经由在(一个或多个)集成电路控制器芯片上包括的放大器放大的从所选择的(一个或多个)换能器阵列元件接收的回波信号。在一些实施例中,PIM 104在将数据中继到处理系统106之前对回波数据执行初步处理。在这样的实施例的示例中,PIM 104执行对数据的放大、过滤和/或聚合。在实施例中,PIM 104

还供应高压和低压DC功率以支持包括扫描器组件110内的电路的管腔内设备102的操作。

[0045] 处理系统106通过PIM 104接收来自扫描器组件110的回波数据,并且处理该数据以重建包围扫描器组件110的介质中的组织结构的图像。通常,能够在患者的任何合适的解剖结构和/或身体管腔内使用设备102。处理系统106输出图像数据,使得在监视器108上显示血管或管腔120的图像,例如,管腔120的横截面IVUS图像。管腔120可以表示天然的流体填充或流体包围的结构和人造的流体填充或流体包围的结构。管腔120可以在患者的身体内。管腔120可以是血管,例如,患者的脉管系统(包括心脏脉管系统、外周脉管系统、神经脉管系统、肾脏脉管系统和/或身体内部的其他任何合适的管腔)的动脉或静脉。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(包括脑、硬脑膜囊、脊髓和周围神经);尿路以及心脏的血液、腔室或其他部分和/或身体的其他系统内的瓣膜。除了天然结构以外,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。

[0046] 控制器或处理系统106可以包括处理电路,所述处理电路具有一个或多个处理器,所述一个或多个处理器与存储器和/或其他合适的有形计算机可读存储介质通信。控制器或处理系统106可以被配置为执行本公开内容的一个或多个方面。在一些实施例中,处理系统106和监视器108是单独的部件。在其他实施例中,处理系统106和监视器108被集成在单个部件中。例如,系统100能够包括触摸屏设备,包括具有触摸屏显示器和处理器的壳体。系统100能够包括任何合适的输入设备(例如,触敏垫或触摸屏显示器、键盘/鼠标、操纵杆、按钮等)以供用户选择在监视器108上显示的选项。处理系统106、监视器108、输入设备和/或其组合能够被称为系统100的控制器。该控制器能够与设备102、PIM 104、处理系统106、监视器108、输入设备和/或系统100的其他部件通信。

[0047] 在一些实施例中,管腔内设备102包括一些类似于传统的固态IVUS导管(例如,可从火山公司获得的EagleEye®导管以及在美国专利US 7846101中公开的那些导管(通过引用将其整体并入本文))的特征。例如,管腔内设备102可以包括在管腔内设备102的远端附近的扫描器组件110和沿着管腔内设备102的纵向主体延伸的传输线束112。线缆或传输线束112能够包括多个导体,包括一个、两个、三个、四个、五个、六个、七个或更多个导体。

[0048] 传输线束112在管腔内设备102的近端处的PIM连接器114中终止。PIM连接器114将传输线束112电耦合到PIM 104并将管腔内设备102物理耦合到PIM 104。在实施例中,管腔内设备102还包括导丝出口116。因此,在一些实例中,管腔内设备102是快速交换式导管。导丝出口116允许朝向远端插入导丝118,以便将管腔内设备102引导通过管腔120。

[0049] 监视器108可以是显示设备,例如,计算机监视器或其他类型的屏幕。可以使用监视器108向用户显示成像数据的可选提示、指令和可视化。在一些实施例中,可以使用监视器108向用户提供特定于流程的工作流程以完成管腔内成像流程。该工作流程可以包括执行支架放置前计划以确定管腔状态和支架潜力,该工作流程还可以包括支架放置后检查以确定已被定位在管腔中的支架的状态。可以以各种不同的显示或可视化中的任一种(例如,如图4-6所示的那样)将工作流程呈现给用户。

[0050] 外部成像系统132能够被配置为获得患者身体(包括血管120)的X射线图像、放射摄影图像、血管造影图像(例如具有对比度)和/或荧光检查图像(例如没有对比度)。外部成像系统132也可以被配置为获得患者身体(包括血管120)的计算机断层摄影图像。外部成像

系统132可以包括外部超声探头,所述外部超声探头被配置为当被定位在身体外部时获得患者身体(包括血管120)的超声图像。在一些实施例中,系统100包括其他成像模态系统(例如,MRI)以获得患者身体(包括血管120)的图像。处理系统106能够结合由管腔内设备102获得的管腔内图像来利用患者身体的图像。

[0051] 图2图示了包含狭窄230的血管200。狭窄230可以发生在血管壁内部(例如,血栓、凝块或斑块)或血管壁210外部(例如,压缩),并且可以限制血液220的流动。压缩可以是由血管200外部的其他解剖结构引起的,包括但不限于肌腱、韧带或邻近的管腔。

[0052] 图3图示了包含狭窄230并用支架340扩张的血管200。支架340取代并阻止狭窄230,从而向外推动血管壁310,由此减小了对血液220的流动限制。用于减轻堵塞的其他处置选择可以包括但不限于血栓切除术、消融、血管成形术和施用药物。然而,在大多数情况下,可以高度期望准确及时地获得受影响区的血管内图像并且获得在处置前、处置期间或处置后的受影响区的位置、取向、长度和体积的准确详细的知识。

[0053] 图4示出了根据本公开内容的各个方面的管腔内成像系统100的示例屏幕显示400。屏幕显示400包括血管200的断层摄影血管内图像410(例如,IVUS图像)、同一血管200的从外部采集的路线图图像420(例如,X射线荧光检查图像)以及包括多幅断层摄影血管内图像410的纵向横截面的图像纵向显示(ILD)430。在该示例中,路线图图像420和ILD 430均包括位置标记425,位置标记425示出血管内探头102(以及因此断层摄影图像410)在血管200内的当前(共配准)位置。ILD 430还包括感兴趣区域标记435,感兴趣区域标记435可以例如识别血管200的患病节段的位置。管腔内图像410与路线图图像420的共配准允许临床医生或其他用户一目了然地精确看到管腔内成像探头102当前正在血管200中的什么地方进行成像。该位置确定性可以与改善的临床结果相关联。例如,在美国专利US 7930014和美国专利US 8298147中描述了共配准的各个方面,通过引用将其整体并入本文。

[0054] 在该示例中也能看到多个用户接口控件440。

[0055] 图5示出了根据本公开内容的至少一个实施例的管腔内成像系统100的示例屏幕显示500。屏幕显示500包括三幅横截面图像(例如,轴向横截面图像或径向横截面图像,也被称为断层摄影图像)、近侧参考框架510、目标框架520和远侧参考框架530。在示例中,近侧参考框架510和远侧参考框架530表示在管腔120(例如,血管200)中的狭窄或其他收缩部的近侧和远侧的健康组织,并且组织的健康状态由直径测量结果540来表示,直径测量结果540能够用于确定管腔120的横截面面积。在示例中,目标框架520表示管腔120的患病节段的最狭窄部分,所述最狭窄部分如检测到的管腔边界或周长550所示,检测到的管腔边界或周长550能够用于确定管腔120的直径或横截面面积。

[0056] 在步骤720中,该系统通过图像处理 and 图像识别算法来识别管腔边界或血管边界410。边界检测、图像处理、图像分析和/或图案识别的示例包括:美国专利US 6200268(标题为“VASCULAR PLAQUE CHARACTERIZATION”,2001年3月13日授权,发明人为D.Geoffrey Vince、Barry D.Kuban和Anuja Nair)、美国专利US 6381350(标题为“INTRAVASCULAR ULTRASONIC ANALYSIS USING ACTIVE CONTOUR METHOD AND SYSTEM”,2002年4月30日授权,发明人为Jon D.Klingensmith、D.Geoffrey Vince和Raj Shekhar)、美国专利US 7074188(标题为“SYSTEM AND METHOD OF CHARACTERIZING VASCULAR TISSUE”,2006年7月11日授权,发明人为Anuja Nair、D.Geoffrey Vince、Jon D.Klingensmith和Barry

D.Kuban)、美国专利US7175597(标题为“NON-INVASIVE TISSUE CHARACTERIZATION SYSTEM AND METHOD”,2007年2月13日授权,发明人为D.Geoffrey Vince、Anuja Nair和Jon D.Klingensmith)、美国专利US 7215802(标题为“SYSTEM AND METHOD FOR VASCULAR BORDER DETECTION”,2007年5月8日授权,发明人为Jon D.Klingensmith、Anuja Nair、Barry D.Kuban和D.Geoffrey Vince)、美国专利US 7359554(标题为“SYSTEM AND METHOD FOR IDENTIFYING A VASCULAR BORDER”,2008年4月15日授权,发明人为Jon D.Klingensmith、D.Geoffrey Vince、Anuja Nair和Barry D.Kuban)、美国专利US 7463759(标题为“SYSTEM AND METHOD FOR VASCULAR BORDER DETECTION”,2008年12月9日授权,发明人为Jon D.Klingensmith、Anuja Nair、Barry D.Kuban和D.Geoffrey Vince),通过引用将其教导整体并入本文。

[0057] 另外可见的是纵向显示555,纵向显示555包括支架概率图560,其中,Y轴表示概率并且X轴表示纵向位置。针对给定位置的支架概率值或零支架概率值指示在该位置处捕获的断层摄影框架中检测不到高密度(例如,金属)物体,而高值指示对可能表示金属支架340的撑杆的高密度点的多个检测结果。无论是对该图还是断层摄影图像本身,图案识别都能够用于检测已被放置在管腔120内的支架340的近侧边缘和远侧边缘。在附图中所示的示例中,位置标记510a、520a和530a在纵向显示555上标记了在血管内捕获近侧参考框架510、目标框架520和远侧参考框架530的位置以及在隐形的水平中心线周围对称的图形直径或面积指示符570。该直径或面积指示符570示出每个点处的管腔直径,所述每个点处的管腔直径是根据在管腔120内的每个位置处拍摄的断层摄影图像410来确定的。在示例中,直径或面积指示符570是平滑的(例如示出当前框架与周围的2、4或6个框架的平均值),以便在直径或面积测量中降低正常框架间变化的效果。在一些实例中,纵向显示可以是断层摄影图像框架的堆叠,因此示出了实际的管腔轮廓。在这种情况下,管腔轮廓不必是对称的,因为它遵循了血管的实际轮廓,例如如图4的ILD 430中所示。在其他实例中,纵向显示可以是实际管腔轮廓的图形表示,这可能再次不一定是对称的。

[0058] 在纵向显示555的直径指示符570的下方还可以看到纵向梯度显示580,纵向梯度显示580指示沿着纵向显示555的点处的直径指示符的斜率或梯度。在示例中,利用第一颜色的变化的阴影、亮度或强度在梯度指示符580上指示指示超过正阈值的直径指示符570的值,而利用第二颜色的变化的阴影、亮度或强度来指示超过负阈值的斜率或梯度值。

[0059] dog-boning是这样一种状况:支架340在端部处的直径扩张比在中心处的直径扩张更大,并且取决于严重程度,这可以被认为是要求校正的异常或次优处置结果。在图5中示出的示例中,支架概率图指示支架340的存在,并且纵向显示555的直径或面积指示符570和梯度指示符555均指示支架340内的dog-boning,因为目标框架520处的直径或面积570看起来比近侧参考框架510或远侧参考框架530处的直径或面积570更窄,并且梯度580在近侧参考框架510与目标框架520之间为负,但是在目标框架520与远侧参考框架530之间为正。因此,在该示例中,阴影化的dog-boning警告指示符590已经被叠加到纵向显示555上。

[0060] 例如,基于dog-boning警告指示符590或通过梯度显示580呈现的颜色或在直径指示符570中示出的直径,临床医生能够一目了然地看到这种dog-boning是否是非常严重而要求校正(例如通过重新插入非顺应性球囊并将其扩展在支架中心附近或沿着支架的长度的多个位置中)。

[0061] 在一些实施例中,能够使用支架检测(例如在断层摄影图像中检测可能表示支架撑杆的明亮点之间的间距)来代替管腔的面积或直径,或者作为对管腔的面积或直径的代理,或者作为对管腔的面积或直径的检查,或者作为对管腔的面积或直径的计算方法。在一些实施例中,可以跟踪斑块负担(PB)来代替管腔直径或面积或者作为对管腔直径或面积的补充方案。斑块负担是包含斑块的总血管面积的百分比,并且被计算为血管的外壁面积与血管的管腔面积之差,被表示为总血管面积的分数的。在一些实施例中,触发dog-boning警告的直径、斜率、梯度或拐点值是用户可编辑的参数,但是也可以提供默认值。

[0062] 图6示出了根据本公开内容的至少一个实施例的管腔内成像系统100的示例屏幕显示500。与图5一样,屏幕显示500包括三幅断层摄影图像:近侧参考框架510、目标框架520和远侧参考框架530。另外可见的是纵向显示555,纵向显示555包括支架概率图560,针对近侧参考框架510、目标框架520和远侧参考框架530的位置的标记510a、520a和530a,以及图形直径或面积指示符570。

[0063] 通过以下操作来完成支架扩张:将非顺应性球囊放置在支架340内部并将其逐截面扩展,直到其沿着其长度均匀扩展为止。当支架340被定位得不正确并且与潜在病变的距离裕量短至2-3mm时,会发生次优覆盖情况。

[0064] 纵向显示555示出导管护套610的区域,能够基于高支架概率值560的区域来检测导管护套610的区域,导管护套610的区域与恒定的直径或面积相耦合,该恒定的直径或面积大大小于近侧参考框架510和远侧参考框架530的直径或面积,在护套的边缘外部产生较大的管腔直径。在临床决策中通常不考虑护套,因此可以任选地从回拉序列中删除包括护套的断层摄影图像,并且可以任选地从纵向显示555中删除其图形表示。

[0065] 纵向显示555还示出健康组织620的两个区域,这两个区域示出支架扩张不足的证据。能够检测到这种情况,因为与支架区域630相比,健康组织620具有低支架概率或零支架概率并且具有较大的直径或横截面面积,而支架区域630具有较窄的直径并且断断续续地具有高支架概率。例如,如果临床医生尚未扩展支架或者将支架扩展到次优状态,则可能发生支架扩张不足的情况。可以通过以下操作来校正支架扩张不足的情况:将非顺应性球囊插入到支架的扩张不足的节段中,并且使非顺应性球囊膨胀到所期望的直径。

[0066] 纵向显示555还示出解剖结构锥形化的证据,因为如果纵向显示555的左侧的健康组织620与纵向显示的右侧的健康组织620相比具有较大的直径或横截面面积,就是这种情况。下面讨论了对解剖结构锥形化的检测。

[0067] 图7示出了根据本公开内容的各个方面的已经用具有近侧边缘712和远侧边缘714的支架340扩张了其血管壁210的血管200的示意图。另外可见的是(例如在下面在图12的步骤1240中或在图13的步骤1330中所应用的)覆盖血管壁210的斑块负担检测阈值的图形表示730。在该示例中,能够认为支架340的放置情况是次优的或不足的,因为支架340的远侧边缘714外部有个收缩部735,使得在支架340的边缘外部的血管管腔的直径和横截面面积小于在支架的边缘处的血管管腔的直径和横截面面积,并且斑块负担高于阈值;斑块负担( $\%$ ) =  $100 \times (\text{血管测量结果} - \text{管腔测量结果}) / \text{血管测量结果}$ 。这种次优的支架放置情况指示血管200的患病部分(例如,如在图2和图3中所看到的狭窄230)尚未被支架340完全覆盖,或者是因为支架340太短,或者是因为支架340尚未被正确放置在血管200内。例如,可以通过在错误放置的支架附近放置额外的支架来校正次优的支架放置情况。如在下图12中所描

述的,管腔内处置异常检测系统能够在支架340的近侧或远侧检测到这种状况。

[0068] 图8是根据本公开内容的至少一个实施例的图示由示例管腔内处置异常检测系统800运行的步骤的流程图。在步骤810中,沿着回拉的整个长度捕获了管腔内图像的完整集合。

[0069] 在步骤820中,该系统在管腔的被成像部分内检测支架边缘(如果有的话)。这可以例如通过以下操作来完成:使用机器学习、图像识别或图案识别在断层摄影图像框架内检测可能的支架撑杆,并且为每个框架分配在0.0(绝对没有支架)至1.0(绝对确定有支架)之间的支架概率值。在示例中,由于图像噪声和框架间噪声,值0.0和值1.0可能相对罕见,而其中经平滑化的支架概率值持续低于阈值下限(例如,0.3)的区域(例如,最低10个相继的框架)可以指示在该区域中不存在支架,而其中经平滑化的支架概率值持续高于阈值上限(例如,0.5)的区域可以指示在该区域中存在支架。然后可以将近侧支架边缘和远侧支架边缘定义为其中支架概率从指示没有支架到指示存在支架的位置,并且可以将远侧支架边缘定义为其中支架概率从指示支架到指示没有支架的位置。

[0070] 在步骤830中,该系统计算和/或以其他方式确定每框架统计数据,所述每框架统计数据可以包括但不限于与管腔相关联的测量结果和/或维度,包括管腔直径、管腔横截面面积、支架撑杆间距或斑块负担。在示例中,这是针对回拉的每个框架(例如针对沿着血管的多个位置中的每个位置)完成的。

[0071] 在步骤840中,该系统至少计算针对至少一个每框架统计数据(例如,管腔直径)的一个过滤梯度相对于位置的曲线(例如,表示沿着血管的长度的测量结果/维度的变化的曲线)。在一些实施例中,可以使用除了曲线以外的图形表示(例如,条形图、非写实绘图、卡通或内联纵向显示)来代替曲线或者作为针对曲线的补充方案。过滤(例如,将当前框架与在其之前,在其之后或在其任一侧上2个、4个或6个框架或其他数量的框架求平均)可以倾向于对梯度曲线(或其他图形表示)进行平滑化并防止图像噪声或框架间测量噪声创建虚假拐点或梯度值。其他类型的过滤可以包括但不限于基于采样框架或门控框架的计算。门控是一种选择与相继的心动周期的特定时刻相对应的框架的手段,或者一些其他方式确保框架表示从中选出它们的框架的区域。

[0072] 在步骤850中,该系统的一些实施例还计算检测到的支架撑杆间距的过滤曲线。

[0073] 在步骤860中,该系统的一些实施例检测未扩张的支架。能够基于高支架概率值的区域来检测未扩张的支架或扩张不足的支架,所述高支架概率值与大大小于在支架的边缘外部的管腔直径(或面积等)的在支架内的直径或面积相耦合。

[0074] 在步骤870中,该系统在任何检测到的支架中都检测dog-boning(如果存在的话)。例如,能够通过检测跨支架的长度的过滤的直径、面积或支架撑杆检测结果中的拐点的存在来检测dog-boning,其中,拐点的任一侧的斜率都超过阈值绝对值。在图形表示不是曲线的实施例中,可以使用其他参数来代替斜率,例如,条形图中的两个条形之间的差值和/或差值的符号(正或负)。替代地或额外地,能够经由分析支架撑杆检测来检测dog-boning:首先,通过使用图像识别,该系统在每个切片中识别支架撑杆。其次,通过计算撑杆之间的距离,该系统为该切片创建支架撑杆轮廓。第三,该系统通过比较跨多个框架的支架撑杆距离轮廓来计算3D支架模型。该模型指示其中支架撑杆扩展的区域以及其中支架撑杆未扩展的区域。3D可视化能够是二元的(例如仅基于距离是否超过阈值)或连续的,并且可以例如通

过颜色图而被可视化,类似于图5中的梯度显示580。通过研究映射图的性质,该系统能够确定是否发生了高于阈值量的dog-boning,例如,在支架边缘区附近,支架的扩展比支架中间的扩展更大,即,支架边缘比支架中间分开的距离更大。

[0075] 在步骤880中,该系统在任何检测到的支架中检测次优覆盖情况(如果存在的话)。为此,该系统将支架的开始框架和结束框架(例如,支架的近侧边缘和远侧边缘)与框架附近的疾病的轮廓进行比较。具体地,该算法将支架面积与最接近该支架边缘的 $\pm N$ 个框架的管腔面积进行比较。如果管腔面积小于支架边缘面积并且在指定数量的框架M上斑块负担(PB)超过阈值量,则在支架的这一侧发生次优覆盖情况。

[0076] 如果能够自动进行长度测量,则能够通过回拉的速度来量化M个框架,例如,在与血管造影图像共配准的情况下就是如此。在示例中,M对应于指定的距离,例如,2-3mm。

[0077] 在步骤890中,该系统检测解剖结构锥形化与弥漫性疾病之间的差异。解剖结构锥形化自然发生在身体管腔(例如,血管)中,并且能够看到:与回拉中的更近侧的框架相比,在回拉图像集合中的更远侧的框架中直径逐渐减小。在解剖结构锥形化的管腔中,直径或面积相对于管腔内的位置的过滤曲线通常不会表现出值的突然变化,而是从近侧位置到远侧位置逐渐减小。相反,当在管腔内看到断断续续的或增大的斑块负担时,发生弥漫性疾病或弥漫性病变。例如,与局灶性(例如,局部)病变相比,在存在沿着较大的血管长度的斑块堆积的情况下能够发生弥漫性疾病或弥漫性病变。收缩程度(例如,管腔的变窄)有时能够比在局灶性病变中看到的情况相对较小,但是收缩沿着血管的长度扩展得相对较长,因此可能对血管体积收缩和血流收缩具有相等或更大的影响。对于锥形化管腔,如果斑块负担遵循下降趋势或者从未增大到超过指定阈值(例如,50%),则锥形是解剖结构(例如,健康或正常)。如果针对在一节段内的总共P个框架(例如,20个框架)的斑块负担(无论是连续地还是断断续续地)高于阈值(例如,50%),则锥形指示弥漫性疾病。如果当你在远侧移动时斑块负担正在增大或者是断断续续的,则在斑块负担从未超过阈值量(例如,50%)的情况下锥形化是解剖结构(例如,健康或正常)。

[0078] 在步骤895中,该系统将(一个或多个)检测到的血管状况的图形表示输出到显示器。例如,该系统(例如在监视器108上)创建并显示纵向显示555,纵向显示555包括足以指示如上所述的各种异常的可疑的存在和位置图形、标记、突出显示内容、颜色编码、文本和/或数值。然后,临床医生或其他用户能够使用该纵向显示以评价管腔处置后的状态,从而确定处置是否已经完成,或者相反地是否需要任何额外的介入措施。

[0079] 在该系统显示了纵向显示之后,该方法的运行就完成了。

[0080] 图9是根据本公开内容的至少一个实施例的示例支架扩张不足检测算法860的流程图900。在步骤910中,该算法确定:针对指定数量的框架,支架外部的管腔面积超出支架边缘的管腔面积的量是否超过阈值量。从更一般的意义上讲,能够使用其他测量结果(包括但不限于测量或计算的血管直径)来代替面积进行检测。如果是这样,则继续运行到步骤920,在步骤920中,该算法确定在支架的这一侧不存在支架扩张不足的情况。如果不是这样,则继续运行到步骤930,在步骤930中,该算法确定在支架的这一侧存在支架扩张不足的情况。在一些实施例中,代替比较支架内部和外部的面积,步骤910查看针对支架边缘的外部的N个框架的面积过滤梯度,以查看支架是否正在扩展。如果是这样,则将继续运行到步骤920。如果不是这样,则将继续运行到步骤930。

[0081] 换句话说,当针对超出支架边缘指定距离的管腔维度(例如,面积或直径)的第一值超出支架边缘处的该维度的第二值时,检测到扩张不足。

[0082] 图10是根据本公开内容的至少一个实施例的示例dog-boning检测算法870的流程图1000。在步骤1010中,该算法查看支架的近侧边缘和远侧边缘之间的过滤面积梯度,并且确定在该位置范围内是否存在拐点。如果不存在拐点,则将继续运行到步骤1020。如果存在拐点,则将继续运行到步骤1030。在步骤1020中,该算法确定针对该特定支架不存在dog-boning,并且针对该支架的算法运行已经完成。在步骤1030中,该算法确定在支架的近侧边缘和远侧边缘之间的过滤面积梯度的幅值或绝对值是否超过拐点的任一侧的阈值。如果没有超过,则将继续运行到步骤1020。如果超过,则将继续运行到步骤1040,在步骤1040中,该算法确定针对该特定支架存在dog-boning。

[0083] 图11是根据本公开内容的至少一个实施例的不同的示例dog-boning检测算法870的流程图1100。在步骤1110中,该算法确定在支架边缘处的支架撑杆的扩展是否大于支架内的一个或多个点处的扩展。如果不是这样,则将继续运行到步骤1120。如果是这样,则将继续运行到1130。在步骤1120中,该算法确定针对该特定支架不存在dog-boning,并且针对该支架的算法运行已经完成了。在步骤1130中,该算法确定支架撑杆扩展的差异是否超过阈值。如果没有超过,则将继续运行到步骤1120。如果超过,则将继续运行到步骤1140,在步骤1140中,该算法确定针对该特定支架存在dog-boning。

[0084] 图12是根据本公开内容的至少一个实施例的示例次优支架放置检测算法880的流程图1200。在步骤1210中,该算法确定针对在支架边缘外部的至少N个框架的管腔面积是否小于支架边缘的管腔面积。如果不是这样,则将继续运行到步骤1220。如果是这样,则将继续运行到步骤1230。在步骤1220中,该算法确定针对该特定支架的特定侧未检测到次优放置,并且针对该支架的该侧的算法运行已经完成了。在步骤1230中,该算法确定支架外部的面积相对于支架边缘的面积差异是否超过阈值(例如,0.3mm<sup>2</sup>)。如果没有超过,则将继续运行到步骤1220。如果超过,则将继续运行到步骤1240。在步骤1240中,该算法确定:针对至少M个框架(例如,20个框架),支架边缘外部的斑块负担是否超过阈值(例如,50%)。如果没有超过,则将继续运行到步骤1220。如果超过,则将继续运行到步骤1250,在步骤1250中,该算法确定针对该支架在这一侧存在次优放置。

[0085] 换句话说,当第一距离超出支架边缘时,检测到次优支架放置或对病变的不完全覆盖,该维度的第一值比支架边缘处的该维度的第二值小的量至少为阈值量,并且针对超出支架边缘的第二距离的斑块负担超过了阈值。

[0086] 图13是根据本公开内容的至少一个实施例的示例解剖结构锥形化与弥漫性疾病检测算法890的流程图1300。在步骤1310中,该算法确定:针对没有支架支撑的组织的长度,跨阈值百分比(例如,51%)的框架的经平滑化的面积梯度是否为负。如果不是为负,则将继续运行到步骤1320。如果是为负,则该算法已经检测到在血管中存在弥漫性疾病或解剖结构锥形化,并且将继续运行到步骤1330。在步骤1320中,该算法确定针对该特定的管腔节段未检测到解剖结构锥形化或弥漫性疾病,并且针对该管腔节段的算法运行已经完成了。在步骤1330中,该算法确定:在该节段内的阈值数量或百分比的框架内,斑块负担是否超过阈值(例如,50%)。如果没有超过,则将继续运行到步骤1340,在步骤1340中,该算法确定血管由于解剖结构锥形化而正在变窄。如果超过,则将继续运行到步骤1350,在步骤1350中,该

算法确定血管由于弥漫性疾病而正在变窄。

[0087] 图14是根据本公开内容的实施例的处理器电路1450的示意图。处理器电路1450可以被实施在实施本方法所必要的超声成像系统100或其他设备或工作站(例如,第三方工作站、网络路由器等)中。如图所示,处理器电路1450可以包括处理器1460、存储器1464和通信模块1468。这些元件可以彼此直接通信或间接通信(例如经由一条或多条总线)。

[0088] 处理器1460可以包括中央处理单元(CPU)、数字信号处理器(DSP)、ASIC、控制器或以下各项的任意组合:通用计算设备、精简指令集计算(RISC)设备、专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)或其他相关逻辑设备(包括机械计算机和量子计算机)。处理器860还可以包括被配置为执行本文描述的操作的另一硬件设备、固件设备或其任意组合。处理器1460还可以被实施为计算设备的组合,例如、DSP与微处理器的组合、多个微处理器的组合、与DSP核结合使用的一个或多个微处理器或任何其他这样的配置。

[0089] 存储器1464可以包括高速缓冲存储器(例如,处理器1460的高速缓冲存储器)、随机存取存储器(RAM)、磁阻性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)、闪速存储器、固态存储器设备、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的存储器的组合。在实施例中,存储器1464包括非瞬态计算机可读介质。存储器1464可以存储指令1466。指令1466可以包括在由处理器1460运行时使处理器1460执行本文描述的操作的指令。指令866也可以被称为代码。术语“指令”和“代码”应被广义地解读为包括任何类型的(一种或多种)计算机可读语句。例如,术语“指令”和“代码”可以是指一个或多个程序、例程、子例程、函数、流程等。“指令”和“代码”可以包括单个计算机可读语句或许多计算机可读语句。

[0090] 通信模块1468能够包括任何电子电路和/或逻辑电路,以促进处理器电路1450与其他处理器或设备之间的数据的直接或间接通信。在这方面,通信模块1468能够是输入/输出(I/O)设备。在一些实例中,通信模块868促进处理器电路1450和/或超声成像系统100的各个元件之间的直接或间接通信。通信模块1468可以通过多种方法或协议在处理器电路1450中通信。串行通信协议可以包括但不限于US SPI、I<sup>2</sup>C、RS-232、RS-485、CAN、以太网、ARINC 429、MODBUS、MIL-STD-1553或任何其他合适的方法或协议。并行协议包括但不限于ISA、ATA、SCSI、PCI、IEEE-488、IEEE-1284和其他合适的协议。在适当的情况下,串行通信和并行通信可以由UART、USART或其他适当的子系统进行桥接。

[0091] 可以使用任何合适的无线或有线通信技术来完成外部通信(包括但不限于软件更新、固件更新、处理器与中央服务器之间的预设共享或从超声设备进行读数),这些无线或有线通信技术例如为线缆接口(例如,USB接口、Micro USB接口、Lightning接口或FireWire接口)、蓝牙、Wi-Fi、ZigBee、Li-Fi或蜂窝数据连接(例如,2G/GSM、3G/UMTS、4G/LTE/WiMax或5G)。例如,蓝牙低能量(BLE)无线电能够用于与云服务建立连接以进行数据传输并且接收软件补丁。控制器可以被配置为与远程服务器或本地设备(例如,笔记本电脑、平板电脑或手持式设备)通信,或者可以包括能够示出状态变量和其他信息的显示器。信息也可以在物理介质(例如,USB闪存驱动器或存储器棒)上传递。

[0092] 图15示出了根据本公开内容的各个方面的已经用展现出dog-boning的支架扩张其血管壁210的血管的示意图。通过比较沿着轮廓的各个点处的支架的斜率(例如,点1处的斜率1、点2处的斜率2、点3处的斜率3、点4处的斜率4,以及点5处的斜率5),该算法能够识别

支架内的拐点,从而检测到dog-boning,如上面在图10中所描述的。在该示例中,斜率1和5近似相等,而斜率2和4具有相反的符号(负斜率和正斜率),而点3(其绝对斜率值小于斜率2和斜率4)是拐点。这种图案示出了dog-boning。

[0093] 上述示例和实施例可以有許多变型。例如,除了所描述的那些系统以外,还可以在身体内的解剖系统中使用管腔内处置异常检测系统,或者,除了所描述的疾病类型、对象类型或流程类型以外,还可以采用管腔内处置异常检测系统对其他疾病类型、对象类型或流程类型进行成像。本文描述的技术可以应用于各种类型的管腔内成像传感器,无论是当前存在的还是以后开发的。也能够使用测量或计算的平均直径或固有直径(来代替使用面积、体积)或表示沿着血管的不同点处的血管维度的任何其他变量来执行上述分析。只要测量结果不反映高的局部变化(在这种情况下,可以包括平滑过滤器),就能够利用测量结果的均匀或规律采样子集而不是使用所有测量结果来执行这种分析。能够使用与诸如血管造影之类的不同模态的共配准来指示上面识别的异常在血管造影图像本身上的位置或严重程度。上面描述的任何阈值、范围或数量的框架都可以是用户可编辑的量,但是该系统也可以提供默认值。为了加快运行速度或减少计算负担,该系统可以仅利用框架采样(例如,每五个框架)而不是整个图像数据集来进行工作。

[0094] 因此,构成本文描述的技术的实施例的逻辑操作被不同地称为操作、步骤、对象、元件、部件或模块。此外,应当理解,可以以任何顺序发生或执行这些内容,除非以其他方式明确限定顺序或者通过权利要求的语言固有地要求特定顺序。可以添加、删除、组合或重新布置这些步骤,而不背离本公开内容的精神。所有方向参考(例如,上、下、内部、外部、向上、向下、左、右、横向、前、后、顶部、底部、上方、下方、垂直、水平、顺时针、逆时针、近侧和远侧)仅被用于识别目的以辅助读者理解请求保护的主体,并且不产生限制,特别是关于管腔内处置异常检测系统的位置、取向或使用方面不产生限制。连接参考(例如,附接、耦合、连接和接合)将被广义地解释并且可以包括元件集合之间的中间构件以及元件之间的相对移动,除非另有说明。正因如此,连接引用并不一定意味着两个元件是直接连接的且具有相互固定关系。术语“或”应被解读为意指“和/或”而不是“排他性或”。除非权利要求中另有说明,否则记载的值应被解读为仅是说明性的且不应被认为是限制。

[0095] 上面的说明、示例和数据提供了对在权利要求中定义的管腔内处置异常检测系统的示例性实施例的结构和使用的完整描述。虽然上面已经以某种特殊程度或参考一个或多个个体实施例描述了请求保护的主体,但是本领域技术人员可以对所公开的实施例做出许多更改,而不脱离请求保护的主体或范围。还预想到其他实施例。旨在将在上面的描述中包含的和在附图中示出的所有主题解读为仅是对特定实施例的说明且并不进行限制。可以对细节或结构做出改变,而不脱离如在权利要求中定义的主题的基本要素。

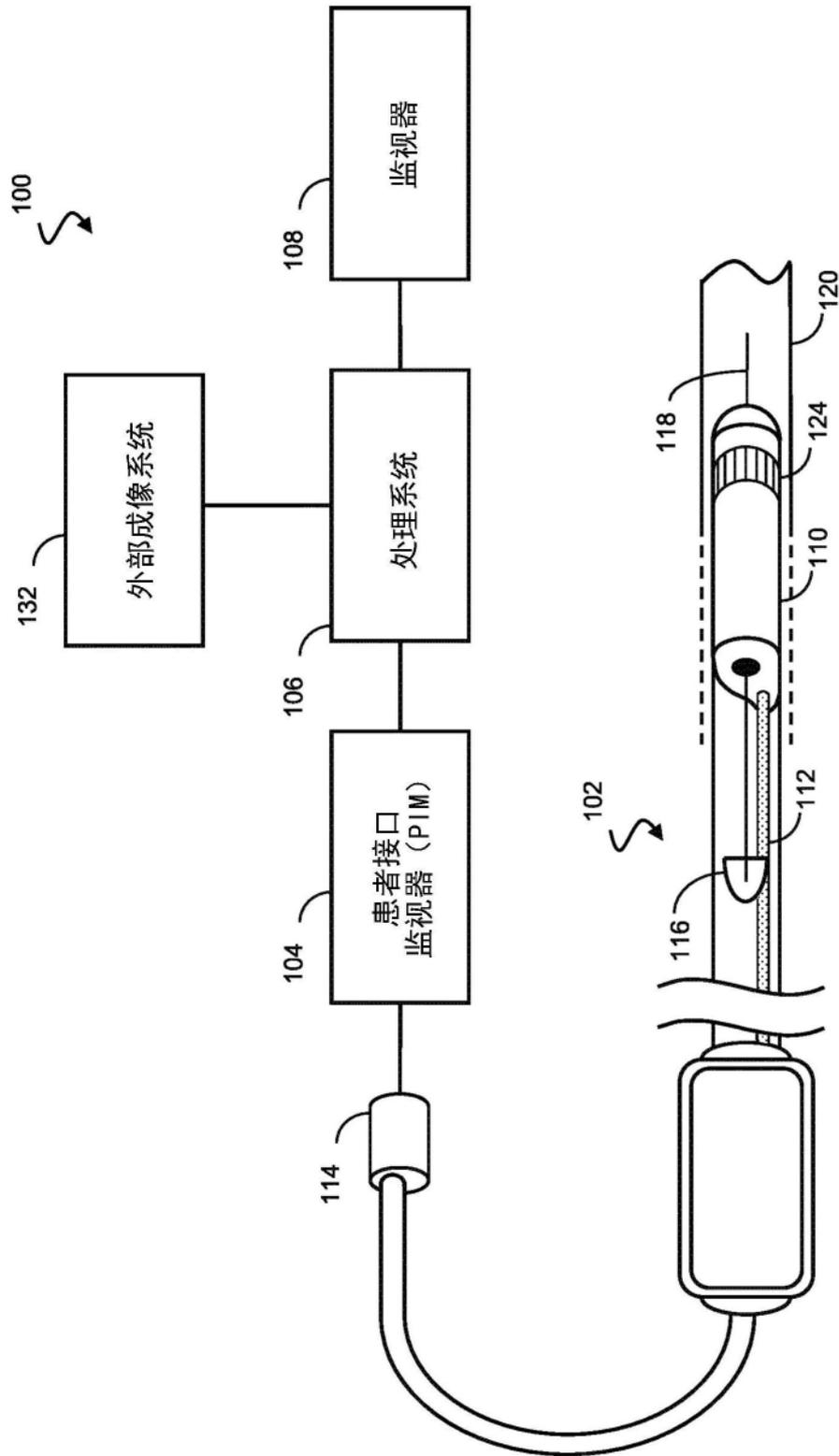


图1

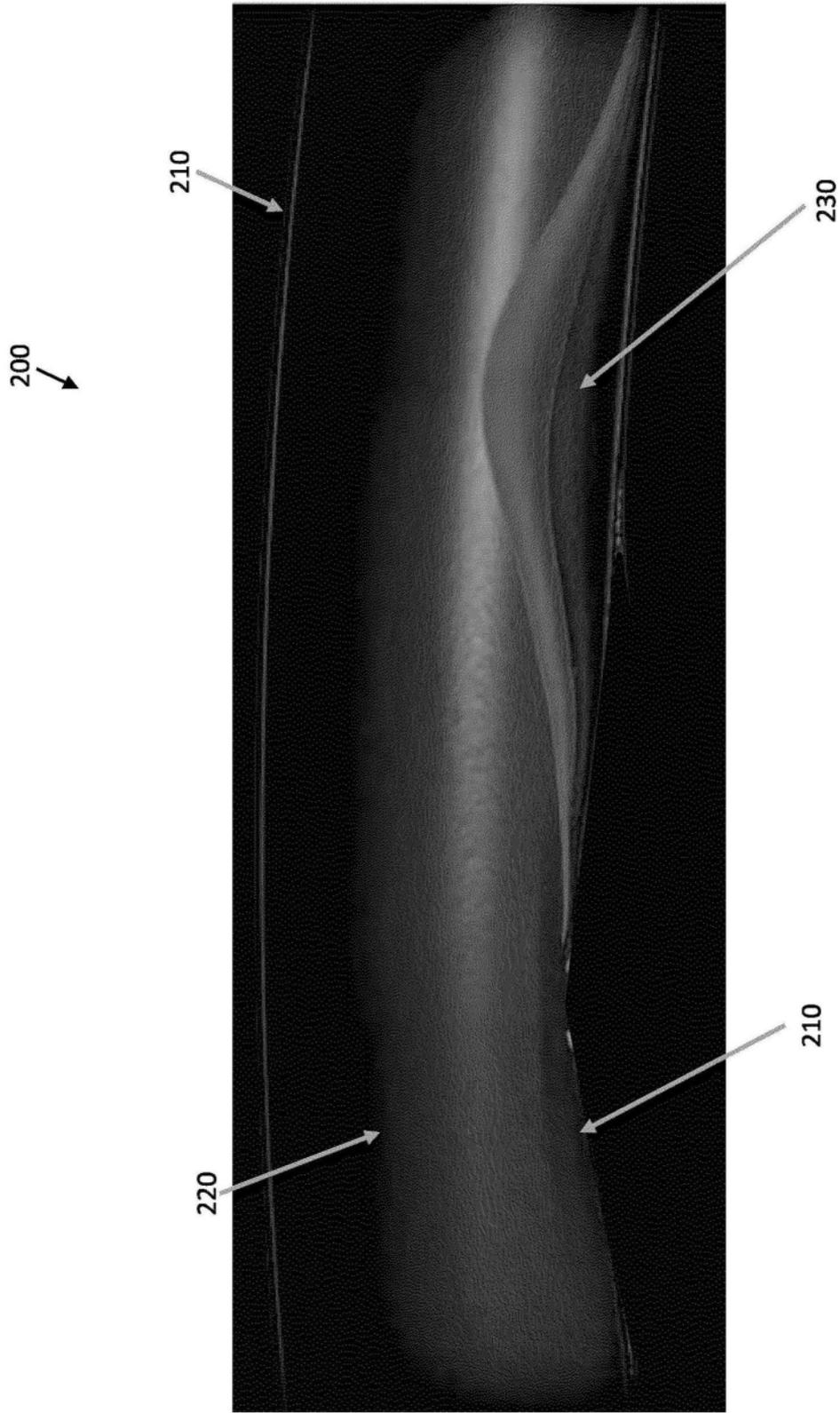


图2

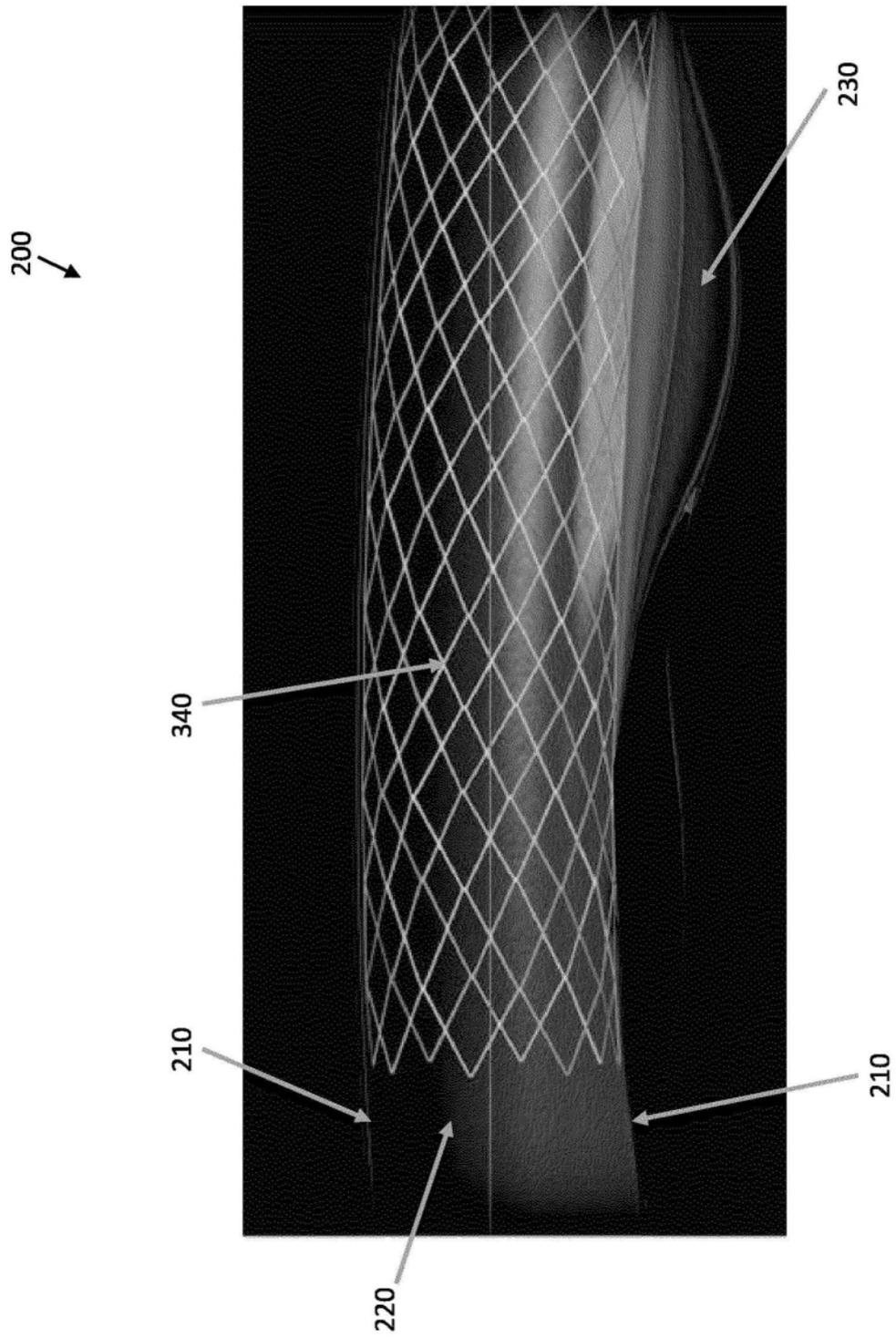


图3

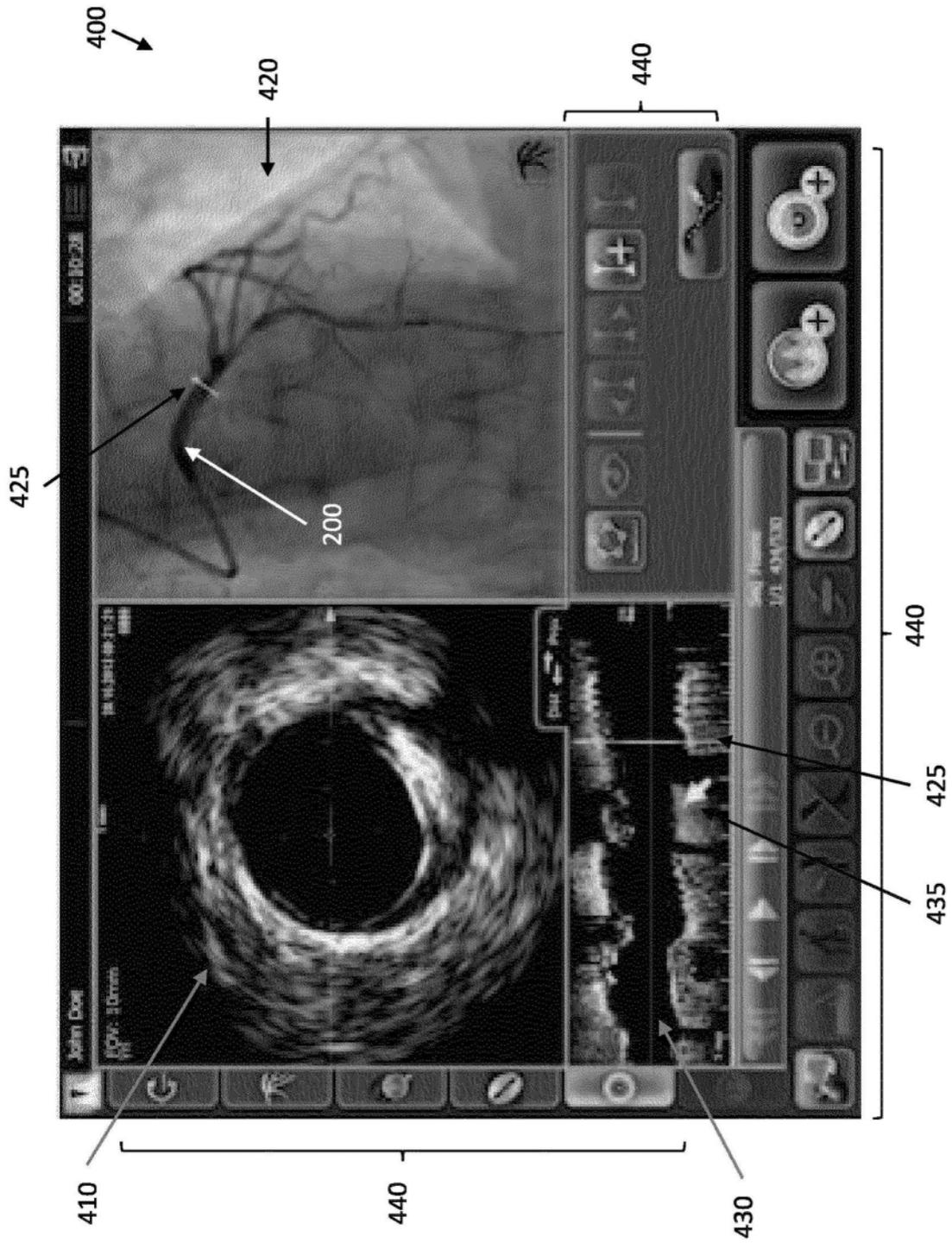


图4

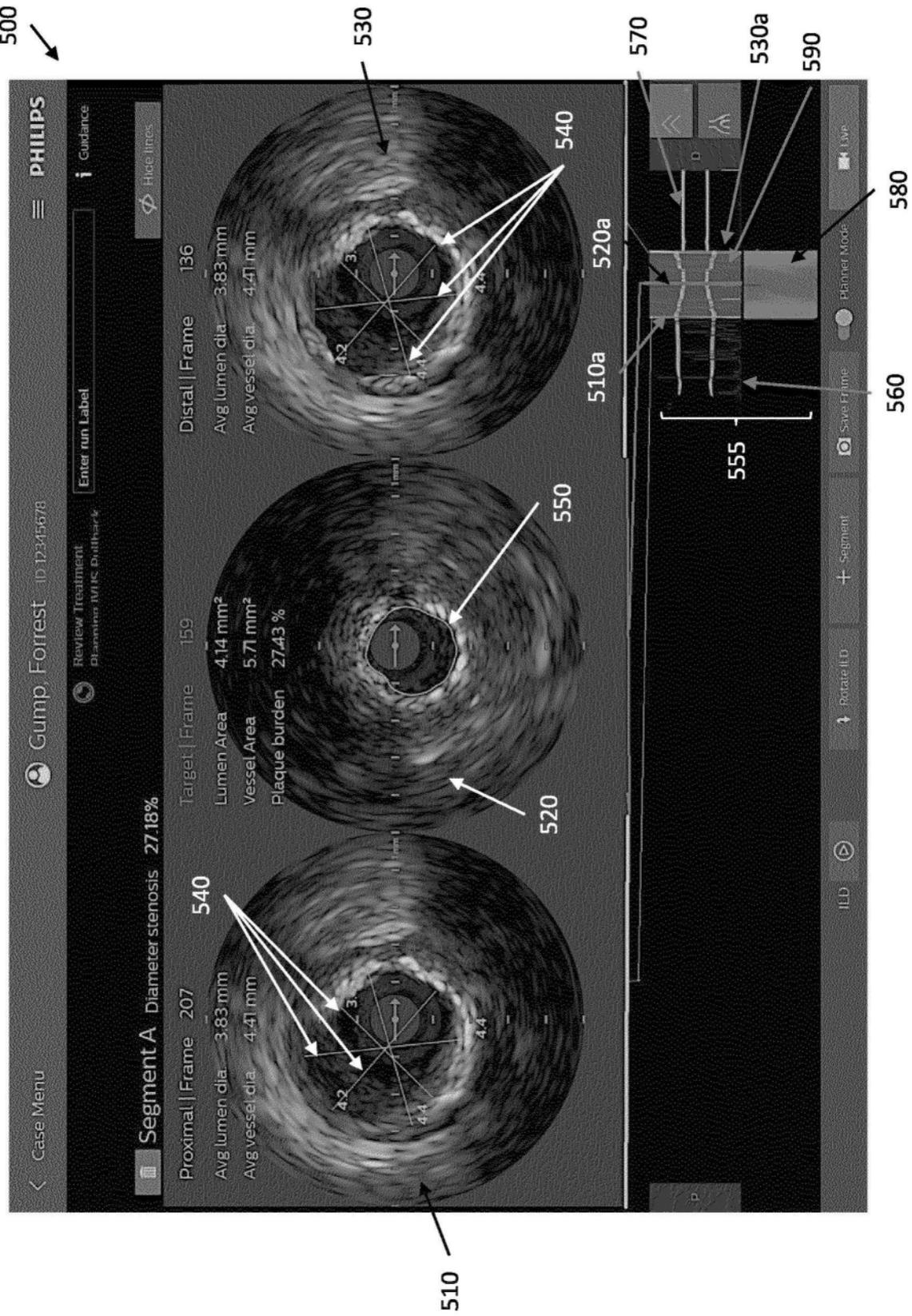
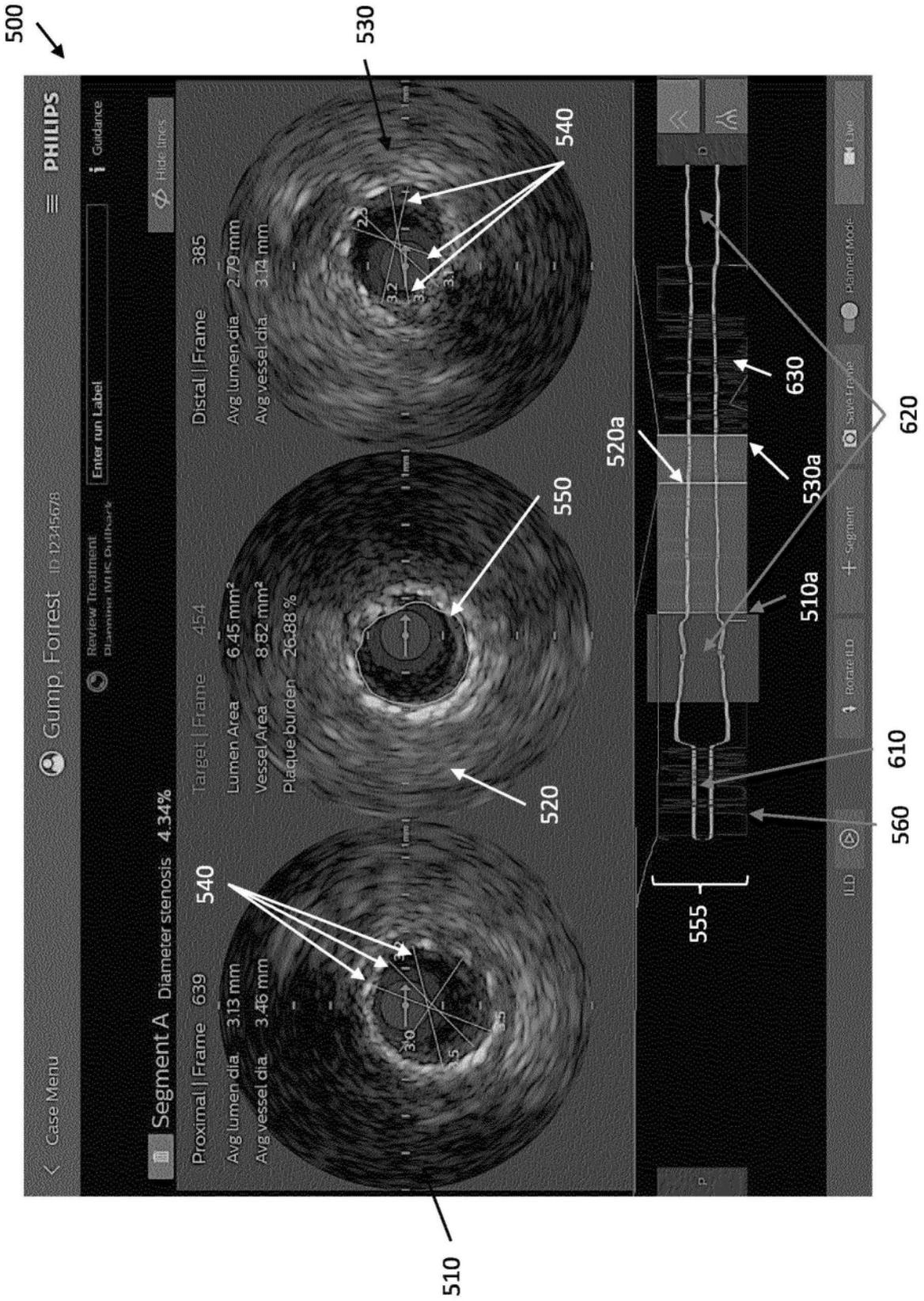


图5



510

图6

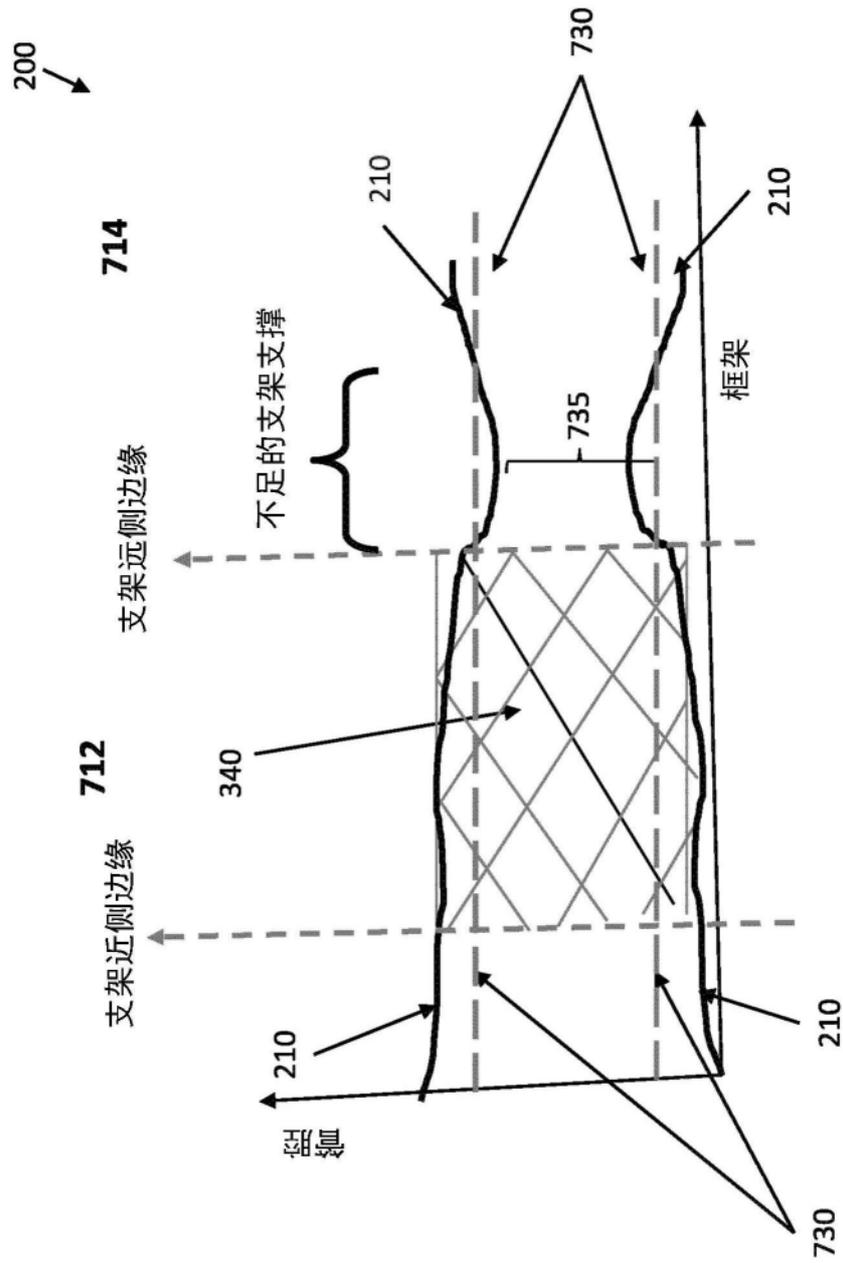


图7

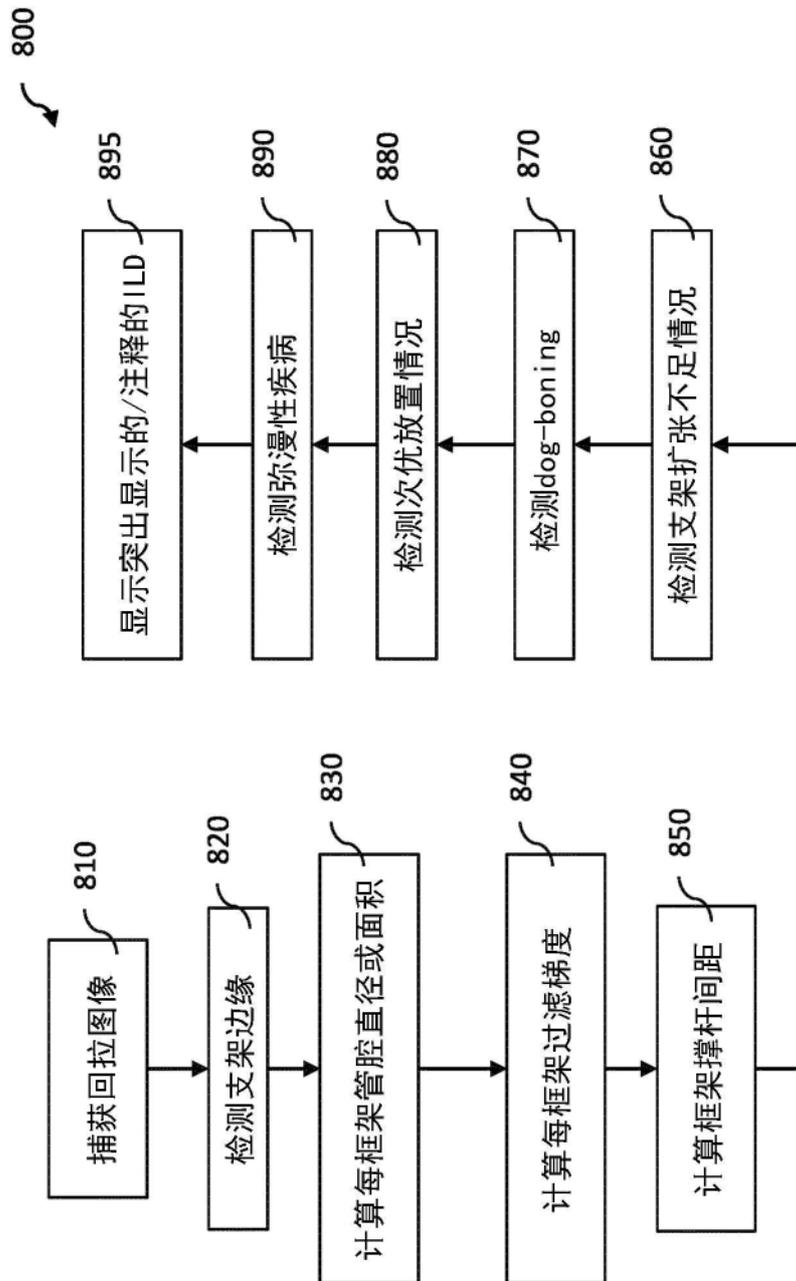


图8

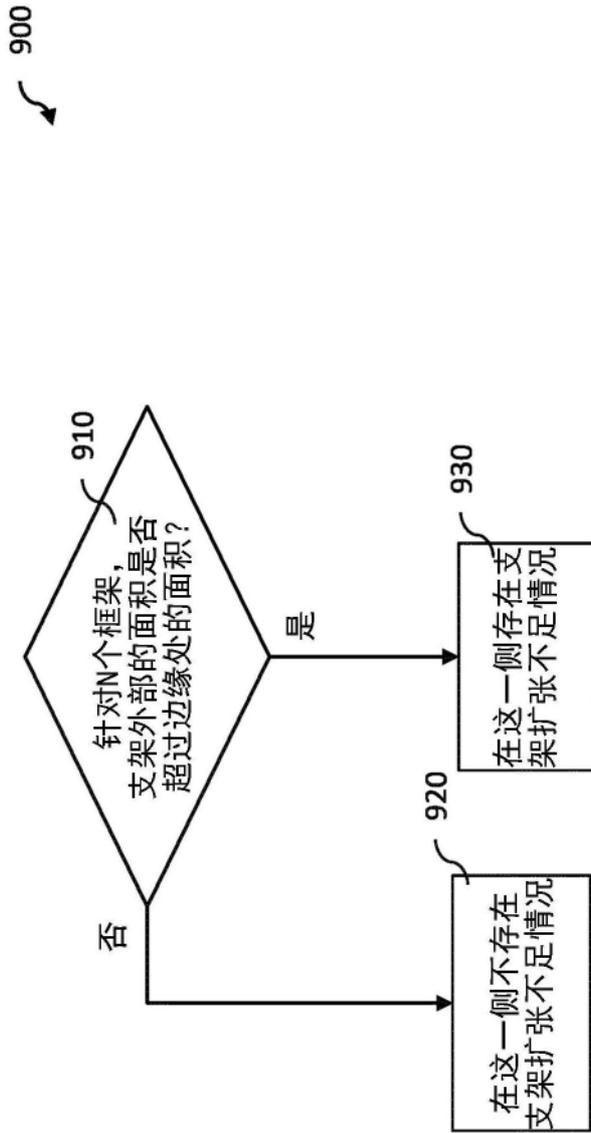


图9

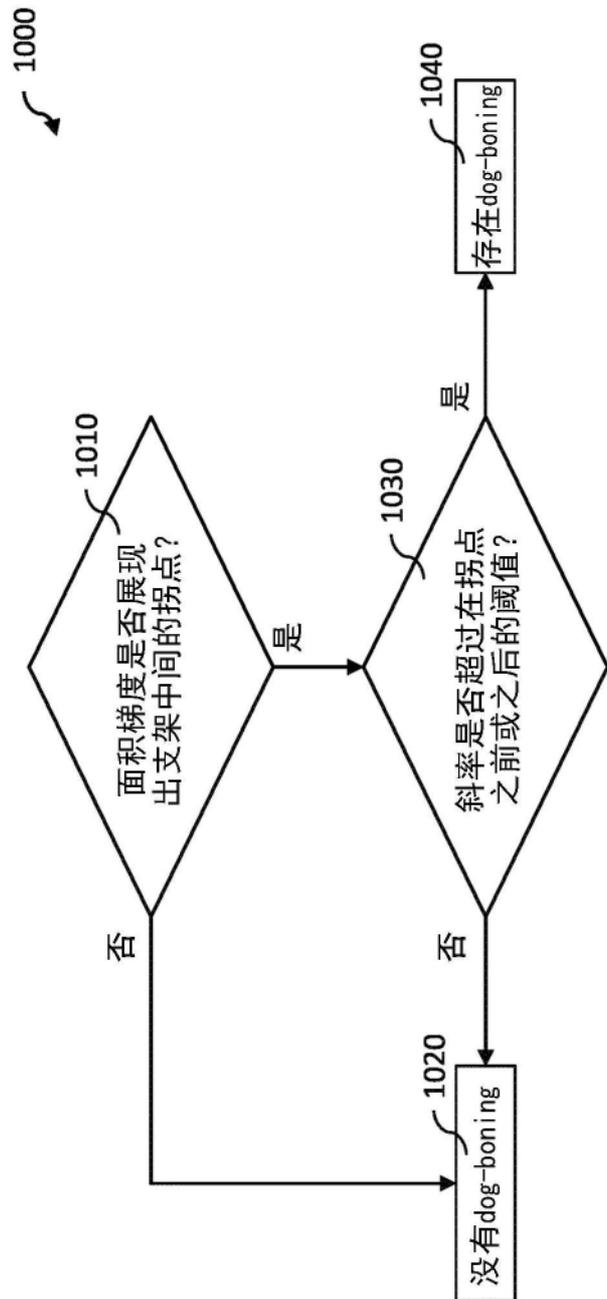


图10

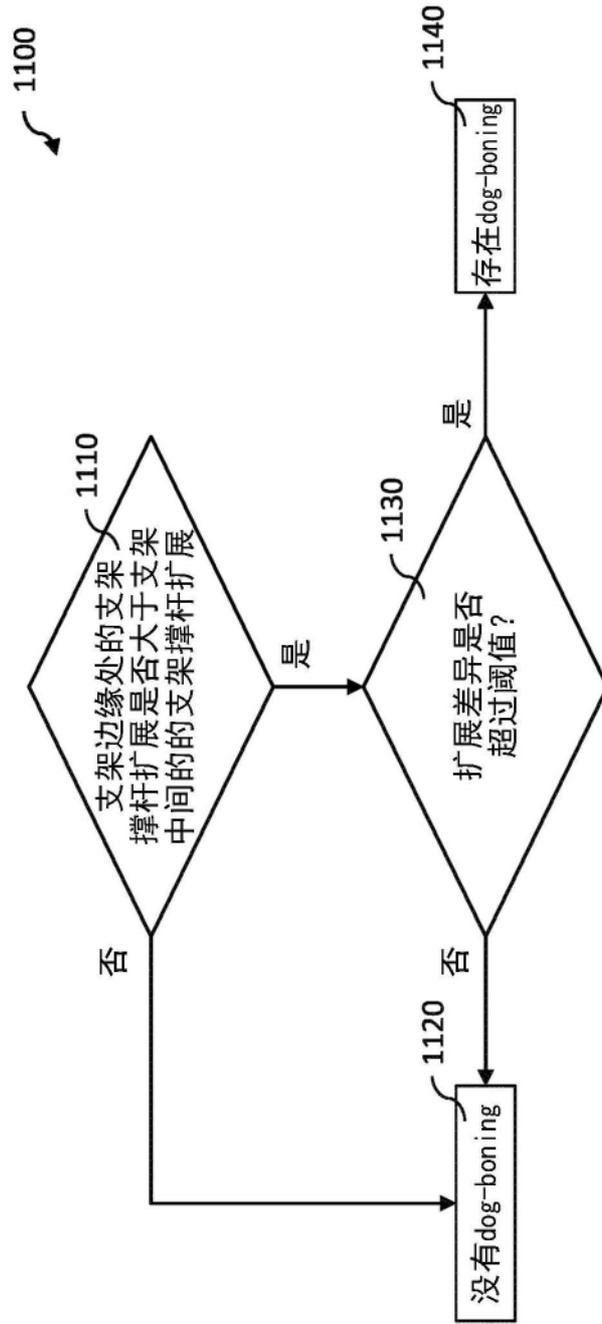


图11

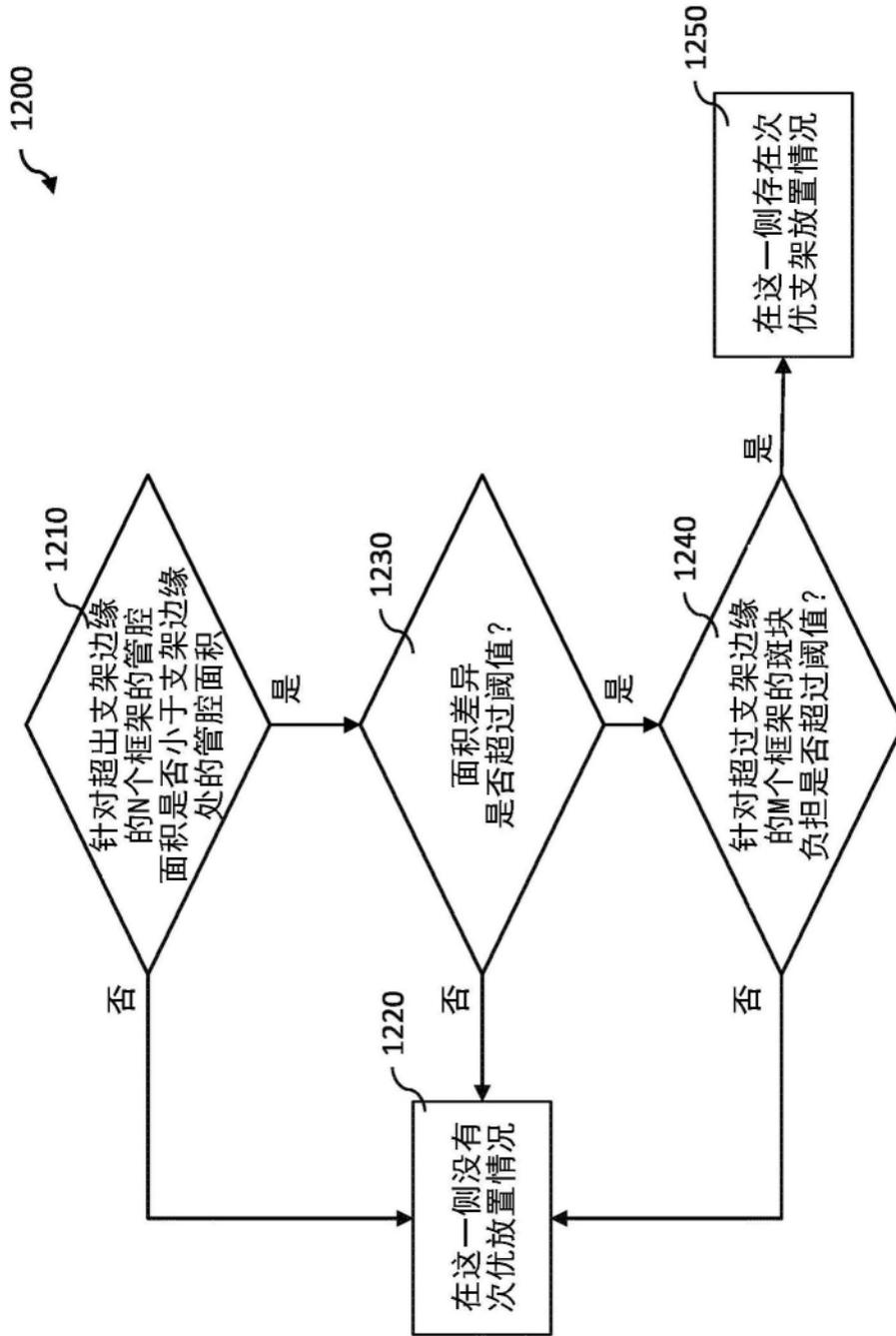


图12

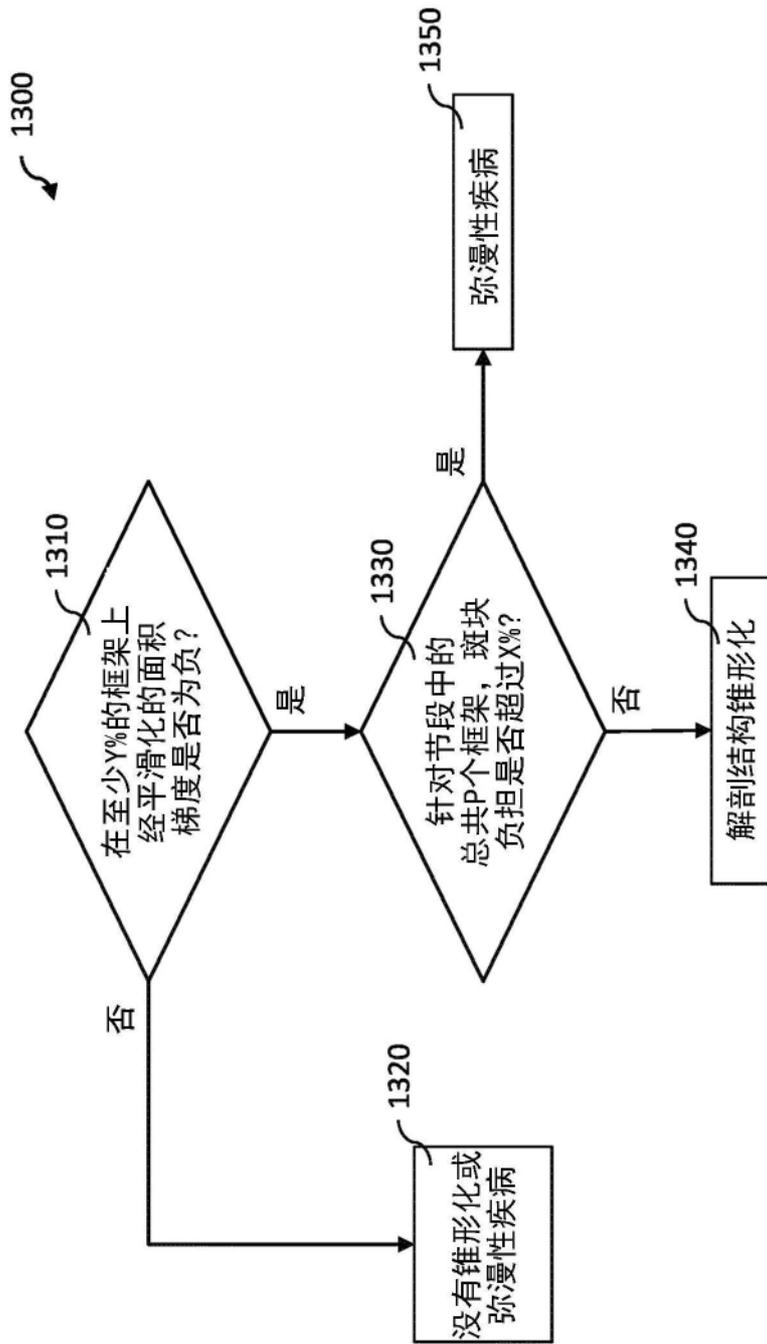


图13

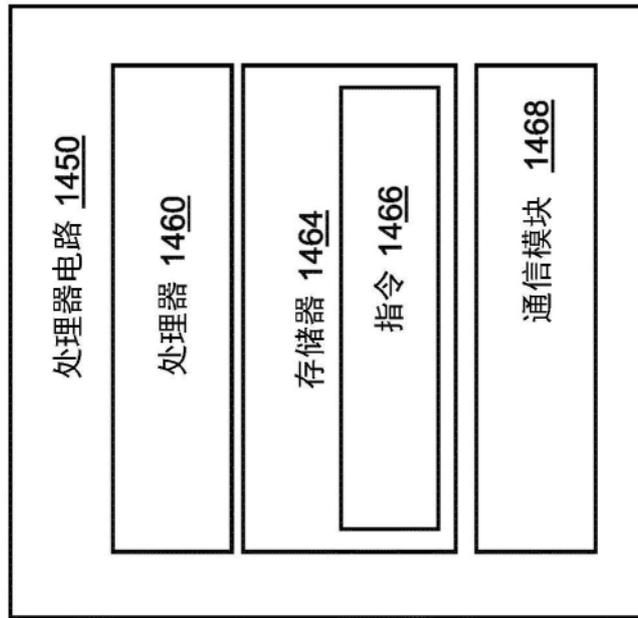


图14

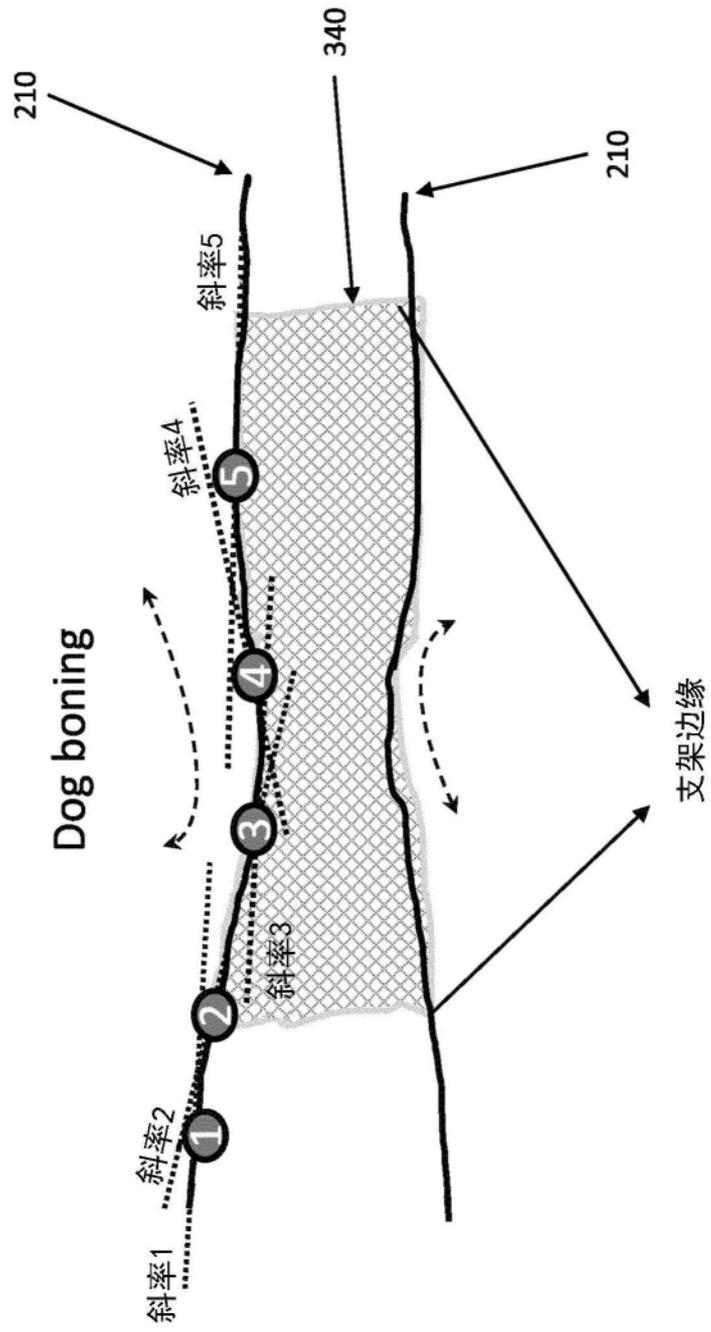


图15