



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 112513930 A

(43) 申请公布日 2021.03.16

(21) 申请号 201980048432.0

(74) 专利代理机构 北京信诺创成知识产权代理有限公司 11728

(22) 申请日 2019.05.29

代理人 张若水 袁玫

(30) 优先权数据

62/677,623 2018.05.29 US

(51) Int.Cl.

G06T 7/13 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

G06T 7/62 (2006.01)

2021.01.19

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2019/034434 2019.05.29

(87) PCT国际申请的公布数据

WO2019/232078 EN 2019.12.05

(71) 申请人 光实验成像公司

地址 美国马萨诸塞州

(72) 发明人 A·戈皮纳特 K·萨维吉

R·斯泰因布雷彻

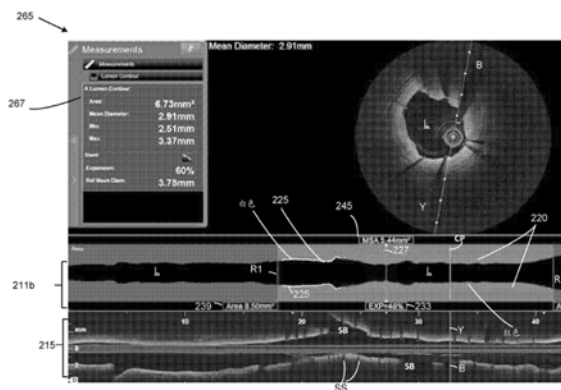
权利要求书2页 说明书21页 附图13页

(54) 发明名称

支架扩张显示、系统和方法

(57) 摘要

本公开内容部分地涉及用于在支架/支撑架放置和扩张之后在加速的时间尺度上评定血管中的支架/支撑架扩张的系统和方法。在一个实施例中,该方法生成指示支架扩张的水平血管的带支架的区段的第一表示;使用检测到的支架支柱来确定支架的第一端和支架的第二端;以及通过使用从所述第一端起和从所述第二端起的偏移距离对内腔轮廓进行内插来生成血管的区段的第二表示。



1. 一种评估限定内腔的血管中的支架扩张的方法,包括:
使用第一成像系统扫描带支架的血管,以获得第一组血管图像数据;
将所述第一组血管图像数据存储在与所述第一成像系统电子通信的电子存储器装置中;
使用一个或者多个软件模块沿着所述带支架的血管的长度来检测支架支柱;
生成指示支架扩张水平的所述血管的区段的第一表示;
使用检测到的支架支柱来确定所述支架的第一端和所述支架的第二端;
限定从所述支架的所述第一端起的第一偏移距离(D1)以及从所述支架的所述第二端起的第二偏移距离(D2);
使用D1和D2结合所述区段的渐缩轮廓来生成所述血管的所述区段的第二表示;以及
通过在沿着所述区段的所述长度的不同位置处将与所述第一表示相关联的第一值和与所述第二表示相关联的第二值进行比较来确定沿着血管区段的目标支架扩张的水平。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中所述血管在第一过程期间接收一个或者多个支架,其中所述带支架的血管的所述扫描被作为诊断分析作为所述第一过程的延伸执行。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述第一表示是带支架的血管的第一内腔轮廓,其中,所述内腔轮廓基于沿着所述区段的长度的支架的实际扩张水平而生成。
4. 根据权利要求3所述的方法,其中所述第二表示是基于D1和D2中的每一者处的血管的几何值生成的第二内腔轮廓,其中所述第二内腔轮廓基于所述血管的这些几何值和所述渐缩轮廓被内插。
5. 根据权利要求4所述的方法,还包括沿着所述区段检测一个或者多个侧分支,其中使用一个或者多个检测到的侧分支来生成所述第二腔轮廓的内插。
6. 根据权利要求4所述的方法,其中血管的所述几何值从由面积、直径、弦、欧几里得距离度量和体积组成的组中选择。
7. 根据权利要求4所述的方法,其中确定目标支架扩张的水平还包括使用沿着所述区段的多个位置的第一内腔轮廓的所述第一值与所述第二内腔轮廓的所述第二值之比来确定相对于支架扩张阈值的支架扩张的程度。
8. 根据权利要求1所述的方法,其中所述第一表示包括所述血管的一个或者多个视图,其中所述血管的一个或多个视图显示检测到的支架支柱以及所述血管的所述内腔的表示。
9. 根据权利要求1所述的方法,其中使用光学相干断层成像术、血管造影术、超声、x射线、光学成像、压力感测、流量感测、以及断层摄影成像来执行对所述带支架的血管的所述扫描。
10. 根据权利要求1所述的方法,其中使用通过所述血管拉回的血管内数据收集探针来执行对所述带支架的血管的所述扫描。
11. 根据权利要求1所述的方法,其中使用一个或者多个来自所述第一组血管图像数据的阴影或者反射来执行对所述带支架的血管的所述扫描。
12. 根据权利要求1所述的方法,其中,当放置支架时,基于与用户选择的目标着陆区的接近度来选择D1和D2。
13. 根据权利要求1所述的方法,还包括:将支架在所述血管中展开之后,使用一个或者多个计算装置来生成血管内腔轮廓。

14. 根据权利要求1所述的方法,还包括:显示所述血管和/或所述第一血管表示的一个或者多个视图,并且显示一个或者多个视觉提示,所述一个或者多个视觉提示指示在沿着血管区段的长度上的支架欠扩张的区域。

15. 根据权利要求1所述的方法,还包括沿着血管的区段的长度检测侧分支,以及显示相对于内腔的侧分支。

16. 根据权利要求15所述的方法,其中,所述侧分支相对于所述第一表示被显示为点、椭圆、圆形,或者其他形状。

17. 根据权利要求1所述的方法,其中,使用成像系统的用户界面来显示所述第一表示。

18. 根据权利要求1所述的方法,还包括使用血管造影系统来扫描血管,以及将血管造影数据和检测到的支架支柱以及第一视觉提示和第二视觉提示进行共同注册,其中所述第一视觉提示指示支架扩张高于支架扩张阈值,所述第二视觉提示指示支架扩张低于所述支架扩张阈值。

19. 根据权利要求1所述的方法,还包括在视觉上强调包括支架的第一表示的区域。

20. 根据权利要求19所述的方法,其中用户界面通过改变另一视觉元素相对于所述区域的对比度、强度、颜色来强调所述区域。

21. 根据权利要求4所述的方法,其中从约0.1mm到约1.0mm的范围的距离中选择D1和D2。

22. 根据权利要求1所述的方法,还包括沿着区段检测一个或者多个侧分支,其中确定所述区段的渐缩轮廓包括基于至少一个检测到的侧分支的直径来调整轮廓。

23. 根据权利要求1所述的方法,还包括确定最小扩张帧,并且显示所述最小扩张帧的指示。

24. 一种用于评估带支架的血管中的支架扩张的基于处理器的系统,包括:

一个或者多个存储器装置;以及

与所述存储器装置通信的计算装置,其中所述存储器装置包括能够由所述计算装置执行以使得所述计算装置执行如下步骤的指令:

将第一组血管图像数据存储在所述第一成像系统电子通信的电子存储器装置中,所述第一组血管图像数据通过使用所述第一成像系统扫描所述血管而生成;

使用一个或者多个软件模块沿着所述带支架的血管的区段来检测支架支柱;

生成指示支架扩张的水平的第一表示;

使用检测到的支架支柱来确定所述支架的第一端和所述支架的第二端;

限定从所述支架的所述第一端起的第一偏移距离(D1)以及从所述支架的所述第二端起的第二偏移距离(D2);

使用D1和D2结合区段的渐缩轮廓来生成所述血管的区段的第二表示;以及

通过在沿着所述区段的不同位置处将与所述第一表示相关联的第一值和与所述第二表示相关联的第二值进行比较来确定沿着血管区段的目标支架扩张的水平。

25. 根据权利要求24所述的系统,其中所述第一值是第一面积或者第一直径,其中所述第二值是第二面积或者第二直径。

支架扩张显示、系统和方法

[0001] 相关申请

[0002] 本申请要求2018年5月29日提交的美国临时申请第62/677,623号的优先权,通过引用将其整体并入本文。

技术领域

[0003] 本公开内容总体上涉及血管系统成像以及数据收集的系统和方法的领域。特别地,本公开内容涉及评估支架扩张水平以及呈现相关诊断信息的方法。

背景技术

[0004] 冠状动脉疾病是世界范围内死亡的主要原因之一。更好地诊断、监测和治疗冠状动脉疾病的能力能够具有挽救生命的重要性。血管内光学相干断层成像(OCT)是基于导管的成像模态,其使用光窥视冠状动脉壁,并且生成冠状动脉壁的图像以进行研究。利用相干光、干涉测量法和微光学,OCT能够在患病血管内提供微米级分辨率的视频速率体内断层成像。使用光纤探针来观看具有高分辨率的次表面结构使得OCT对于内部组织和器官的微创成像特别有用。利用OCT使其成为可能的这种细节水平允许用户诊断并且监测冠状动脉疾病的进展。

[0005] 患者的身体的各部分的OCT成像为医生和其他人提供了有用的诊断工具。例如,通过血管内OCT对冠状动脉进行成像可以揭示变窄或者狭窄的位置。该信息帮助心脏病专家在侵入式冠状动脉旁路外科手术与更少创伤的基于导管的手术(例如血管成形术或者支架递送)之间进行选择。尽管支架递送是流行的选择,但是它具有其自身相关联的风险。

[0006] 支架是通常由网状物形成的管状结构。它可以被插入血管中,并且被扩张,以抵消收缩血流的狭窄条件。支架通常由金属或者聚合物支撑架制成。它们可以经由导管被放置到狭窄的部位。在心血管手术期间,支架可以经由引导线通过导管被递送到狭窄部位,并且使用球囊进行扩张。通常,使用预设压力对支架进行扩张,以扩大狭窄血管的内腔。

[0007] 当定位支架时,存在影响患者结果的若干因素。在一些过程中,支架应当被扩张到与相邻的健康血管区段的直径相对应的直径。支架过扩张可以导致对血管的广泛损伤,使其有分离、关节脱落和壁内出血的倾向。支架欠扩张可能使血管扩张不充分。如果支架的部分未能接触血管壁,可能会增加血栓形成的风险。欠扩张的支架可能无法使正常的流动恢复。适当的支架扩张是要解决的困难问题。

[0008] 存在与支架放置和相关过程相关联的其它挑战。经检验,使用血管造影系统使得相对于血管的壁的支架放置可视化是有挑战性的。手动审查图像以在每个图像的基础上确定支架位置也易于出错。

[0009] 因此,存在对提供与支架扩张相关的有用的诊断信息的系统、方法和装置的需求。

[0010] 本公开内容解决了这些挑战以及其它挑战。

发明内容

[0011] 本公开内容部分地涉及一种评估限定内腔的血管中的支架/支撑架扩张的方法。在各种实施例中,血管是动脉。该方法可以包括以下中的一者或多者:使用第一成像系统扫描带支架的血管,以获得第一组血管图像数据;将第一组血管图像数据存储在与第一成像系统电子通信的电子存储器装置中;使用一个或者多个软件模块沿着带支架的血管的长度检测支架支柱;生成血管的区段的第一表示,其指示支架扩张的水平;使用检测到的支架支柱来确定支架的第一端和支架的第二端;限定从支架的第一端起的第一偏移距离(D1)以及从支架的第二端起的第二偏移距离(D2);使用D1和D2结合区段的渐缩轮廓来生成血管的区段的第二表示;以及通过在沿着区段的长度的不同位置处将与第一表示相关联的第一值与第二表示相关联的第二值进行比较来评定沿着血管区段的目标支架扩张的水平。

[0012] 在一个实施例中,使用光学相干断层成像术、超声、x射线基础成像、干涉成像、2D成像、MRI、3D成像、磁成像或者光学成像来执行扫描血管。在一个实施例中,血管在第一过程期间接收一个或者多个支架,其中,对带支架血管的扫描被作为诊断分析作为第一过程的扩展执行。

[0013] 在一个实施例中,第一表示是带支架的血管的第一内腔轮廓,其中,内腔轮廓是基于支架沿着区段的长度的实际扩张水平而生成的。在一个实施例中,第二表示是基于D1和D2中的每一者的血管的几何值而生成的第二内腔轮廓,其中第二内腔轮廓基于这样的几何值以及血管的渐缩轮廓被内插。

[0014] 在一个实施例中,该方法还包括沿着区段检测一个或者多个侧分支,其中使用一个或者多个检测到的侧分支来生成第二内腔轮廓的内插。在一个实施例中,从由面积、直径、弦、欧几里得距离度量和体积组成的组中选择血管的几何值。

[0015] 在一个实施例中,其中评定目标支架扩张的水平还包括使用沿着区段的多个位置的第一内腔轮廓的第一值与第二内腔轮廓的第二值之比相对于支架扩张阈值来确定支架扩张的程度。

[0016] 在一个实施例中,第一表示包括血管的一个或者多个视图,其中血管的一个或者多个视图显示检测到的支架支柱和血管的内腔的表示。在一个实施例中,使用光学相干断层成像术、血管造影术、超声、x射线、光学成像、压力感测、流量感测、以及断层摄影成像来执行对带支架的血管的扫描。在一个实施例中,使用通过血管被拉回的血管内数据收集探针来执行对带支架的血管的扫描。在一个实施例中,使用一个或者多个来自第一组血管图像数据的阴影或者反射来执行对带支架的血管的扫描。

[0017] 在一个实施例中,当放置支架时,基于与用户选中的目标着陆区的接近度来选择D1和D2。在一个实施例中,该方法还包括在将支架在血管中展开之后使用一个或者多个计算装置来生成血管内腔轮廓。在一个实施例中,该方法还包括显示血管和/或第一血管表示的一个或者多个视图,以及显示指示沿着血管区段的长度的欠扩张的支架的区域的一个或者多个视觉提示。

[0018] 在一个实施例中,该方法还包括沿着血管的区段的长度来检测侧分支,并且相对于内腔显示侧分支。在一个实施例中,侧分支相对于第一表示被显示为点、椭圆、圆形或者其他形状。在一个实施例中,使用成像系统的用户界面来显示第一表示。在一个实施例中,该方法还包括用血管造影系统来扫描血管,并且将血管造影数据与检测到的支架支柱以及

第一视觉提示(其指示支架扩张高于支架扩张阈值)和第二视觉提示(其指示支架扩张低于支架扩张阈值)进行共同注册。在一个实施例中,该方法还包括在视觉上强调包括支架的第一表示的区域。在一个实施例中,用户界面通过改变另一视觉元素相对于该区域的对比度、强度、颜色来强调该区域。在一个实施例中,D1和D2选自在约0.1mm到约1.0mm的范围内的距离。在一个实施例中,D1和D2为约0.4mm。

[0019] 本公开内容部分地涉及用于评估带支架的血管中的支架扩张的基于处理器的系统。该系统包括一个或多个存储器装置;以及与所述存储器装置通信的计算装置,其中存储器装置包括可以由所述计算装置执行以引起所述计算装置执行以下步骤的指令:将第一组血管图像数据存储在所述第一成像系统电子通信的电子存储器装置中,通过使用第一成像系统扫描血管来生成第一组血管图像数据;使用一个或者多个软件模块沿着带支架的血管的区段来检测支架支柱;生成血管的区段的第一表示,其指示支架扩张的水平;使用检测到的支架支柱来确定支架的第一端和支架的第二端;限定从支架的第一端起的第一偏移距离(D1)以及从支架的第二端起的第二偏移距离(D2);使用D1和D2结合区段的渐缩轮廓来生成血管的区段的第二表示;以及通过在沿着区段的不同位置处将与第一表示相关联的第一值和与第二表示相关联的第二值进行比较来评定沿着血管区段的目标支架扩张的水平。

[0020] 在一个实施例中,第一值是第一面积或者第一直径,其中第二值是第二面积或者第二直径。在一个实施例中,该系统是光学相干断层成像系统、血管造影系统、超声系统、x射线系统、CT扫描系统、光学成像系统、压力感测系统、流量感测系统、以及断层摄影成像系统中的一者或者组合。

[0021] OCT数据可以用于在与初始支架放置或者校正支架相关的过程之前或者之后生成2-D视图(例如血管的横截面视图和纵向视图)。使用数据收集探针和各种数据处理软件模块获得的OCT数据可以用于识别、表征并且可视化支架和/或与支架和/或内腔(支架设置在该内腔中)有关的一个或者多个特性。

[0022] 在一个实施例中,一个或者多个输出是与血管内腔轮廓的一个或者多个区域重叠的目标支架轮廓的视觉描绘。在一个实施例中,一个或者多个输出是相对于血管的区段的测量参数或者计算参数的变化的比较度量。在一个实施例中,参数选自由血流储备分数、流速、血管阻力比、虚拟血流储备分数、仿真血流储备分数、测量血流储备分数和压力测量组成的组。

[0023] 在一个实施例中,该方法包括在将支架放置在血管中之后使用一个或者多个计算装置来生成血管内腔轮廓,包括使用相对于血管获得的第二组血管内数据来生成血管的区段的表示。在一个实施例中,在第一光学相干断层成像会话期间获得第一组血管内数据。在一个实施例中,在第二光学相干断层成像会话期间获得第二组血管内数据。

[0024] 一个或者多个装置可以显示一个或者多个用户界面以及血管内数据或者从这样的数据导出的其他信息。可以使用基于IVUS或者OCT的数据收集系统和探针或者其他成像模态来获得血管内数据。可以使用如下的一个或者多个计算装置和存储器存储来实现该方法:这些计算装置和存储器存储经由图形用户界面(GUI)接收血管内数据和用户输入,并且包括一个或者多个图像处理 and 帧选择软件组件。计算装置可以是微处理器、ASIC或者适于与血管内成像系统一起使用的其他处理器。

[0025] 尽管本发明涉及不同的方面和实施例,但是应当理解,本文公开的不同方面和实

施例可以适当地作为整体或者部分地被集成在一起。因此,本文中公开的每一个实施例可以在每一方面适当地以不同程度被合并到给定的实现中。此外,用于解决医学成像问题以及其它相关的挑战和问题以及前述的部分的各种基于软件的工具可以不受限制地用于医疗应用以及其他应用,用于显示与支架、血管以及和它们的二维视图和三维视图相关的信息。通过以下描述和附图,公开的实施例的其他特征和优点将变得显而易见。

[0026] 尽管本公开内容涉及如本文中所记载和描绘的不同方面和实施例以及其他特征,但是应当理解,本文所公开的每个前述内容可以适当地作为整体或者部分地被集成在一起。因此,本文公开的每一个实施例可以在每一方面适当地以不同程度被合并到给定的实现中。此外,本文所述的各种支架扩张诊断工具可以与各种成像模态一起使用。

[0027] 根据以下描述和附图,所公开的实施例的其他特征和优点将是显而易见的。

附图说明

[0028] 本申请包含至少一个以颜色执行的附图。在请求和支付必要的费用时将由专利局提供具有彩色附图的本专利申请公布的副本。

[0029] 附图不一定按是比例绘制的,而是通常将重点放在示例性原理上。附图被认为在所有方面是说明性的,并且不旨在限制本公开内容,本公开内容的范围仅由权利要求限定。

[0030] 图1A示出了根据本公开内容的说明性实施例的成像和数据收集系统的示意图,该成像和数据收集系统适于对动脉、支架以及其它心血管系统部件进行成像。

[0031] 图1B示出了根据本公开内容的说明性实施例的成像和数据收集系统的示意图,该成像和数据收集系统适于对动脉、支架以及其他心血管系统部件进行成像并且包括多个显示器。

[0032] 图2A是根据本公开内容的说明性实施例的图形用户界面,其显示与共同注册的血管造影数据、轮廓视图以及其他血管内成像视图相关的支架扩张分析结果。

[0033] 图2B是根据本公开内容的说明性实施例的图形用户界面,其显示与轮廓视图相关的支架扩张分析结果。

[0034] 图3是根据本公开内容的说明性实施例的图形用户界面,其显示与轮廓视图和在另一动脉视图中检测到的支架支柱相关的支架扩张分析结果。

[0035] 图4A和图4B是根据本公开内容的说明性实施例的血管的示意性表示,该血管包括如示出的一个或者多个侧分支,这些侧分支适于生成适于分析支架扩张的内腔轮廓模型。

[0036] 图5A是根据本公开内容的说明性实施例的图形用户界面,其显示与共同注册的血管造影数据、轮廓视图、动脉测量以及其他血管内成像视图相关的支架扩张分析结果。

[0037] 图5B是根据本公开内容的说明性实施例的图形用户界面,其显示支架扩张分析结果以及与适于调节支架扩张水平的球囊尺寸有关的细节。

[0038] 图6A和图6B是根据本公开内容的说明性实施例的图形用户界面,其显示相对于轮廓视图和在另一动脉视图中检测到的支架支柱的支架扩张分析结果。

[0039] 图7是根据本公开内容的说明性实施例的图形用户界面,其显示相对于轮廓视图和在另一动脉视图中检测到的支架支柱的支架扩张分析结果。

[0040] 图8是根据本公开内容的说明性实施例的基于软件的图像处理流水线的示意图,该图像处理流水线适于分析支架扩张和其它与动脉相关的参数。

具体实施方式

[0041] 本公开内容部分地涉及解决如下技术问题的系统和方法：检测扩张的支架，并且提供诊断信息，从而在血管成像、分析和诊断系统的背景下支持补充支架扩张和球囊选择。作为与支架放置和适当的扩张相关的挑战，相对于一种或者多种成像模态协调血管造影图像，使得可以容易地在加速的时间尺度上识别出欠扩张的支架的区域，这是重要的技术挑战。共同注册的使用以及各种内腔轮廓的生成可以用于解决该挑战。

[0042] 如果支架欠膨胀，则它可以导致在初始治疗后一年的血管失效。因此，在患者在支架放置后立即处于导管实验室中时评定支架扩张，生成相对于其被放置到的动脉的支架的表示以及相应的血管造影视图是实现适当的支架扩张的问题的技术方案。还描述了使用模型来生成适当的/完全的扩张的内腔模型，以提供关于支架扩张的诊断指导。

[0043] 适当地使血管（例如冠状动脉）中的支架扩张是显著的目标结果，因为它增加了基于适当的球囊选择和支架放置而使动脉的收缩的狭窄的区域成功地扩张并且保持扩张的可能性，同时使用成像模态来通知终端用户。解决该技术问题减轻了不利的结果（例如，旁路外科手术或者其他过程）。

[0044] 图1A示出了系统5，其包括适于以下的各种数据收集子系统：收集数据、或者检测受试者4的特征、或者感测受试者4的状况、或者以其他方式诊断受试者4。在一个实施例中，受试者被设置在适当的支承件19（例如桌子、床和椅子，或者其他适当的支承件）上。通常，受试者4是具有特定感兴趣区域25的人或者另一动物。

[0045] 数据收集系统5包括非侵入式成像系统，例如核磁共振、x射线、计算机辅助断层成像术或者其他适当的非侵入式成像技术。如作为这种非侵入式成像系统的非限制性示例所示，示出了例如适于生成犬科动物的血管造影系统21。血管造影系统21可以包括荧光透视系统。血管造影系统20被配置为非侵入式地对受试者4成像，使得血管造影数据的帧（通常为图像数据的帧的形式）被生成，同时使用探针30执行拉回过程，使得在一种或者多种成像技术中（例如，OCT或者IVUS）使用血管造影术对受试者4的区域25中的血管进行成像。

[0046] 在一个实施例中，血管造影系统21与血管造影数据存储和图像管理系统22通信，血管造影数据存储和图像管理系统22可以被实现为工作站或者服务器。在一个实施例中，与收集到的血管造影信号相关的数据处理被直接地在血管造影系统21的检测器上执行。来自系统20的图像由血管造影数据存储和图像管理22来存储和管理。本文公开的其他成像系统可以替换或者增强系统21。

[0047] 本公开内容部分地涉及基于软件的适于评估和描绘关于血管、支架或者感兴趣的其他血管信息或者其他血管内信息的方法、系统和装置。图2A、图2B、图3、图5A、图5B、图6A、图6B和图7中示出了如下各种用户界面视图：这些用户界面视图示出了与血管造影和其他成像模态（例如OCT）两者中的支架扩张、血管表示、支架端点的内腔轮廓（局部扩张的内腔和完全扩张的内腔）相关位置有关的细节。特别地，这些系统和方法涉及如下技术问题的技术方案：总体上检测并且减轻支架欠扩张，特别强调使用引导成像/诊断系统来对支架进行扩张。生成成像数据和从其导出的数据（例如血管表示），并且将其作为用户界面的一部分显示，以迅速地提供诊断信息。这些可以采取不同的内腔轮廓以及在沿着它们的长度的相应的位置的值（例如面积、直径或者其他几何值）之比的形式。

[0048] 图1A的系统包括用于使用CT扫描、超声、IVUS、基于x射线的成像模态、磁共振成

像、光学相干断层成像、红外、基于激光的成像以及用于血管内和血管外成像的其他成像模态中的一者或多者来对心血管系统的一个或者多个动脉和/或部件进行成像的各种部件。在一个实施例中，系统服务器50或者工作站85处理系统22的功能。在一个实施例中，整个系统5生成电磁辐射，例如x射线。系统22还在这种辐射穿过受试者4之后接收它。进而，数据处理系统22使用来自血管造影系统21的信号来对受试者4的一个或者多个区域(包括区域25)成像。

[0049] 如该特定示例所示，感兴趣的区域25是血管或者外周血管系统(例如，特定的血管)的子集。可以单独或者组合使用OCT、超声、或者本文公开的其他成像模态之一来对该子集进行成像。在一个实施例中，感兴趣的区域可以包括支架。可以在不同的时间点(例如，在展开之后，以及在补充的支架扩张之后)对支架进行成像。

[0050] 基于导管的数据收集探针30被引入到受试者4中，并且被设置在特定血管(例如，比如，冠状动脉)的内腔中。探针或者包括球囊的其它装置还可以用于响应于使用一个或者多个成像模态来检测到欠扩张的支架而增加支架扩张的水平。

[0051] 探针30可以是各种类型的数据收集探针，例如，比如，OCT探针、FFR探针、IVUS探针、前述两种或更多种特征的探针组合特征、以及适于在血管内成像的其它探针。在一个实施例中，球囊递送装置被沿着引导线(用于本文所公开的成像探针)移动。在一个实施例中，探针30通常包括探针尖、一个或者多个不透射线的标记物、光纤和扭矩线。此外，探针尖包括一个或者多个数据收集子系统，例如光束引导器、声束引导器、压力检测器传感器、其他换能器或者检测器、以及前述的组合。

[0052] 对于包括光束导向器的探针，光纤33与具有光束导向器的探针进行光通信。扭矩线限定了其中设置有光纤的孔。在图1A中，光纤33被示出为没有扭矩线围绕它。此外，探针30还包括鞘，例如，形成导管的一部分的聚合物鞘(未示出)。光纤33(其在OCT系统的背景下是干涉仪的样本臂的一部分)被光学地耦合到如图所示的患者接口单元(PIU)35。

[0053] 患者接口单元35包括探针连接器，探针连接器适于接收探针30的一端并且与其光学耦合。通常，数据收集探针30是一次性的。PIU 35包括基于所使用的数据收集探针的类型的适当的接头和元件。例如，OCT和IVUS数据收集探针的组合需要OCT和IVUS PIU。PIU 35通常还包括马达，其适于将扭矩线、鞘和设置在其中的光纤33拉回，作为拉回过程的一部分。除了被拉回以外，探针尖也通常由PIU 35旋转。以这种方式，可以纵向地或者经由截面对受试者4的血管成像。探针30还可以用于测量特定的参数(例如血流储备分数(FFR)或者其它压力测量)。

[0054] 进而，PIU 35被连接到一个或者多个血管内数据收集系统42。血管内数据收集系统42可以是OCT系统、IVUS系统、另一成像系统，以及前述系统的组合。例如，在探针30为OCT探针的情况下，系统42可以包括干涉仪的样品臂、干涉仪的参考臂、光电二极管、控制系统，以及患者接口单元。类似地，作为另一示例，在IVUS系统的情况下，血管内数据收集系统42可以包括超声信号生成和处理电路、噪声滤波器、可旋转接头、马达和接口单元。在一个实施例中，数据收集系统42和血管造影系统21具有被配置为使血管造影视频帧时间戳和OCT图像帧时间戳同步的共享时钟或者其他定时信号。

[0055] 各种血管外成像系统(例如，血管造影系统)可以对给定的感兴趣的区域(例如，处于各种扩张状态的支架)进行成像。血管外成像数据可以与血管内成像数据进行共同注册。

可以使用如图1B中所示的各种显示器来显示关于导管实验室中的患者的血管内成像模态的输出和血管外成像模态的输出。

[0056] 除了图1A的侵入式图像数据收集系统和装置和非侵入式图像数据收集系统和装置以外,可以收集关于受试者的区域25和受试者的感兴趣的其他参数的各种其他类型的数据。例如,数据收集探针30可以包括一个或者多个压力传感器(例如,比如,压力线)。可以在不添加OCT部件或者超声部件的情况下使用压力线。可以沿着受试者4的区域25中的血管的区段获得压力读数。

[0057] 可以通过有线连接或者经由无线连接来中继这样的读数。如血流储备分数FFR数据收集系统中所示,无线收发器48被配置为:从探针30接收压力读数,并且将它们传送到系统或者沿着被测量的血管的更多位置,以生成FFR测量。还可以使用一个或者多个显示器82、83来显示血管造影帧数据、OCT帧、用于OCT数据和血管造影数据以及感兴趣的其他控制和特征的用户界面。

[0058] 血管内图像数据(例如,使用数据收集探针30生成的血管内数据的帧)可以被路由到数据收集处理系统42,数据收集处理系统42经由PIU 35被耦合到探针。使用血管造影系统22生成的非侵入式图像数据可以被传输到、被存储在一个或者多个服务器或者工作站(例如,共同注册服务器50工作站85)中,并且由这些服务器或者工作站处理。在各种实施例中,可以使用视频帧抓取器装置55(例如,被配置为从系统22获取血管造影图像数据的计算机板)。

[0059] 在一个实施例中,服务器50包括一个或者多个共同注册软件模块67,这些共同注册软件模块67被存储在存储器70中,并且被处理器80执行。服务器50可以包括用于基于处理器的计算服务器的其它典型组件。可替代地,更多数据库(例如数据库90)可以被配置为通过图1A中所示的一个或者多个系统装置或者组件来接收所生成的图像数据、受试者的参数,以及由数据库90所生成的、接收的或者被传送到数据库90的其他信息。尽管数据库90被示出为连接到服务器50,同时被存储在工作站85的存储器中,但是这仅仅是一个示例性配置。例如,软件模块67可运行在工作站85的处理器上,并且数据库90可以位于服务器50的存储器中。作为示例,提供了用于运行各种软件模块的装置或者系统。在各种组合中,本文中描述的硬件和软件可以用于获得图像数据的帧、处理这种图像数据,并且注册这种图像数据。

[0060] 如本文另外指出的,软件模块67可以包括软件(例如预处理软件、变换、矩阵),以及以下其他基于软件的组件:这些组件用于处理图像数据或者响应于患者触发,以促进:由其他基于软件的组件67对不同类型的图像数据进行共同注册,或者以其他方式执行这种共同注册。模块可以包括使用基于扫描线或者基于图像的方法的内腔检测、使用基于扫描线或者基于图像的方法的支架检测、指示物生成、支架扩张评估和评定、支架着陆区检测和对已展开的支架的指示;血管造影和血管内成像共同注册,以及所支持的和被编程以执行本文公开的方法的其他模块。

[0061] 数据库90可以被配置为接收和存储血管造影图像数据92,例如由血管造影系统21生成并且由帧抓取器55服务器50获得的图像数据。数据库90可以被配置为接收和存储OCT图像数据95,例如,由OCT系统42生成并且由帧抓取器55服务器50获得的图像数据。

[0062] 此外,受试者4可以经由一个或者多个电极电耦合到一个或者多个监视器(例如,

比如,监视器49)。监视器49可以包括但不限于心电图监视器,心电图监视器被配置为:生成与心脏功能相关的数据,并且示出受试者的各种状态,例如心脏收缩和心脏舒张。知道心动时相可以用于辅助跟踪血管中心线,因为心脏的几何形状(包括冠状动脉)在特定的心脏时相(甚至在不同的心动周期上)大致相同。

[0063] 在给定附图中示出方向性的箭头或者缺乏该箭头的用法不旨在限制或者要求信息能够流动的方向。对于给定的连接器,例如,图1A中所示的被示出为连接元件的箭头和线,例如,对于给定的实施例,信息可以适当地在一个或者多个方向上或者仅在一个方向上流动。连接可以包括各种适当的数据传输连接,例如光、电线、电力、无线或者电连接。

[0064] 一个或者多个软件模块可以用于处理从血管造影系统(例如图1A中所示的系统22)接收的血管造影数据的帧。可以在本公开内容的给定实施例中各种软件模块,这些软件模块可以包括但不限于软件、其组件、或者基于软件的或者处理器执行的方法的一个或者多个步骤。

[0065] 图1A和图1B的系统适于显示血管内图像数据和血管外图像数据。特别地,该系统对于支架规划以及支架扩张的评定和目标支架扩张的评定是有利的。在一个实施例中,支架扩张阈值可以由诊断系统(例如OCT、IVUS或者其他图像数据收集系统)提供,或者这样的阈值可以由终端用户经由用户界面进行调整和设置。在一个实施例中,用于识别支架欠膨胀的区域的支架扩张阈值的范围约在80%至约90%。因此,如果支架在沿着其长度的第一位置被膨胀到48%的水平,则用一个视觉提示或者标记来标识或者表示该支架,而如果在另一个区域中,该支架扩张到处于或者高于阈值的水平,则用另一个视觉提示或者标记来识别该支架。

[0066] 图1B示出了由成像和数据收集系统(例如图1A的系统)的组件建立的导管实验室,用于对患者一个或者多个动脉执行OCT、FFR、IVUS、血管造影、CT扫描或者其他类型的成像、测量和评定。用户可以通过所示的各种显示器与数据收集系统进行交互,或者另外地访问和显示所存储的图像数据。显示了示出与血管造影数据共同注册的血管内成像数据和支架扩张数据的示例性用户界面。支承构件115(例如附件)被铺设在桌子、床或者其他支承件120上。在一个实施例中,支承构件115可以是支承件120的一部分,并且控制器可以被直接地附接到支承件120。

[0067] 在一个实施例中,控制器可以包括任何适当的输入装置,并且可已用于导航用户界面屏幕和参数(例如,目标支架扩张值以及其它支架扩张阈值)。在一个实施例中,控制器包括附接装置60,例如,如图所示的用于安装的夹具。控制器可以用于对被显示在一个或者多个监视器或者显示器123上的图形用户界面进行显示和导航。在一个实施例中,监视器可以安装在天花板悬架上。图形用户界面127可以被显示在给定监视器上。两个示例性图形用户界面127a、127b在图1B中示出,包括支架扩张和共同注册的血管内数据,例如OCT数据和血管造影数据。

[0068] 在一个实施例中,控制器具有特征集,特征集被配置为作为图形用户界面127的一部分映射到用户可用的命令和菜单。本文125公开的血管造影系统或者其他成像系统可以被相对于支承件120定位,以获得患者的x射线,而另一数据收集过程(例如OCT过程)正在进行中。图形用户界面127可以向用户显示这样的OCT、血管造影、FFR、IVUS和其他感兴趣的数据。控制器被配置为控制界面127并且将它呈现给用户的菜单和图像显示特征进行导航。将

血管造影数据与血管内成像共同注册支持支架扩张水平的评定。

[0069] 在一个实施例中,使用用于仿真健康血管的远端的第一几何值和用于健康血管的近端的第二几何值来有效地仿真健康内腔轮廓。在一个实施例中,这些几何值是在相对于带支架的血管的轮廓偏移或者移位的位置处确定的。这些移位值或者偏移值在各个图中被示出为D1和D2。几何值可以是横截面积、直径、弦、流值或者适于内插健康内腔轮廓的其它值。然后,通过将每个相应轮廓的几何值成比例地比较,可以将仿真的健康内腔轮廓与支架轮廓进行比较。

[0070] 本公开内容描述了如下的系统和方法:该系统和方法用于描绘相对于使用血管内数据生成的血管的表示处于支架欠扩张以及处于目标扩张水平的区域,以促进目标球囊放置以及对已放置的支架定尺寸。光学相干断层成像术和其它成像模态可以用于生成各种血管表示,并且用于执行各种图像数据处理技术,以检测和/或可视化地表示内腔L、支架支柱SS、侧分支SB以及如本文所示和所述的其他部件。

[0071] 可以使用一个或者多个支架扩张度量。在一个实施例中,支架扩张度量可以由终端用户进行调整。因此,医师可以将支架扩张阈值设置为支架扩张的百分比,例如90%或者另一百分比。图2A中通过图例231示出了用于描绘支架是否已经扩张达到该90%水平的这样的阈值,其基于该阈值示出了沿着带支架的血管的内腔轮廓欠膨胀的区域,红色区域,也示出为区域220。进而,沿着支架长度的区域(在该区域中其已被膨胀到90%或者阈值以上)被显示为白色,或者被显示为区域225。血管中的最小支架面积(MSA)也在各图中由光标227和MSA示出。

[0072] 如果在作为用户界面的一部分的血管的一个或多个区域中已经检测到支架欠扩张,则标记220(例如红色或者另一视觉提示)可以用于向医师示出支架已经扩张到目标扩张水平(在该示例中为90%)的区域,或者高于该扩张水平的区域:区域225。以这种方式,终端用户可以选择基于适当的直径来选择球囊,以实现目标扩张水平,并且能够参考血管造影图像和其它成像数据以定位所选择的球囊,并且在它们在其中欠膨胀的区域中增加一个或多个支架的扩张。

[0073] 图5B示出了血管表示的更新视图,该血管表示示出了高于N%扩张阈值的白色区域225,以及低于N%阈值的阴影区域220。示出了具有各种直径的球囊B1、B2、B3和B4的用户界面组件可以用于在图上覆盖它们,或者可以相对于各种表示执行测量,以选择适当的球囊直径。基于支架扩张的水平(其基于目标扩张阈值或者目标而需求)来提供球囊尺寸。在一个实施例中,基于在一个或者多个位置的动脉的未扩张直径来计算球囊尺寸。在一个实施例中,球囊是可移动的图形元素,其可以是用户选择的,并且相对于本文描述的给定动脉视图被放置。示例性球囊B4被示出为被放置在与MSA重叠的区域230处的动脉中。该区域是基于支架扩张分析和阈值来保证扩张的一个位置。

[0074] 示出为适当地扩张(例如90%的水平,或者高于90%的水平)的支架的区域可以保持它们的当前扩张水平,同时允许终端用户对欠扩张的区域进行寻址。选择适当的球囊直径允许用户快速地返回到患者,在血管造影上定位支架和在欠扩张区域,并且使用本文所示的内腔轮廓视图作为引导,以将球囊定位在欠扩张的一个区域或者多个区域中,并且在结束导管实验室中的总体会话并且及释放患者以前进一步使支架扩张。使用这些各种技术诊断工具以及内腔轮廓和扩张比,可以校正可能导致需要旁路的支架放置,并且增加成功

的患者结果的可能性。

[0075] 为了进一步解决使支架适当扩张的问题,在支架位置和扩张水平以及血管造影系统之间执行共同注册。图2A示出了使用来自两个或者更多个成像模态的成像数据生成的总体用户界面。在血管造影界面面板205中示出了血管造影图像,该血管造影图像示出了参考位置R1和R2,在第二成像模态(例如OCT、超声或者其他)上执行支架检测之后生成参考位置R1和R2。血管造影视图205和内腔轮廓视图211中示出了欠扩张的支架220的区域。在界面面板205中示出了处于切割平面(CP)的血管的横截面。平均直径值在该面板中示出为内腔L以及支架支柱阴影。切割平面被分为被标记为B和Y的两个部分,这两个部分可以被颜色编码为蓝色线和黄色线。

[0076] 图2A示出了在已经将支架放置在血管中之后用于引导终端用户的诊断结果的示例性输出。各种诊断结果被组织在图形用户界面200中。如图所示,示出了图形用户界面200的各种面板或者区域。这些包括显示血管造影图像数据的左上面板205,血管造影图像数据与一个或者多个相关图像或者血管表示进行共同注册。除了图2A中所示的公共界面显示器之外,还可以使用辅助显示器来显示血管造影诊断界面205。

[0077] 纵向视图被示为界面面板215的一部分,其也示出了被成像的血管的纵向视图中的各种支架支柱SS。已经在血管造影图像和内腔轮廓视图211之间执行了共同注册。内腔轮廓视图包括被设计为吸引用户的注意的突出显示的HL区域。在轮廓的该部分中,切割平面线CP或者240对应于线段B和Y,线段B和Y被一起示出在面板209和215中示出的血管内图像的其他视图中。暗内腔L被示出在内腔轮廓视图的中间。使用如区域220和225所示的视觉提示对支架进行编码。这些对应于图例231,图例231用于示出用于支架欠扩张以及扩张高于目标扩张阈值(在图2A中示为90%)的视觉提示。远侧方向在左,并且近侧方向在右。

[0078] 示出了最小支架面积MSA或者245,并且也使用竖直线光标227来跟踪最小支架面积MSA或者245。MSA是支架的最窄区域。此外,区域220清楚地延伸到约束内腔L的血管壁表示中,并示出为相对于血管壁表示变窄。在一个实施例中,MSA被识别为用于球囊展开以在初始的展开以后调整支架扩张的区域。这些区域220示出了支架未被适当地扩张达到90%扩张阈值的区域。在切割平面240的左侧示出的区域225以90%的阈值或者高于90%的阈值被扩张。这些表示允许终端用户返回到患者,并且将球囊放置在递送导管上,同时引导线仍然位于血管中,并且使用实时血管造影术并且参考图2B中示出的视图来定位球囊,以适当地放置具有正确的直径的球囊,从而使目标区域225膨胀。这些各种工具解决了使支架适当地扩张的复杂的技术问题。该过程通过加速随后的支架扩张来减少患者在导管实验室中花费的总时间,如果区域需要它存在的话。

[0079] 当第一次使用诊断方法(例如,一种或者多种心脏成像模态)来评估受试者时,这些系统、装置和方法被实现。这些成像模态可以包括但不限于OCT、IVUS、计算机辅助断层成像、MRI、血管造影、x射线、心脏和/或血管操作和状态的基于压力数据的模型。

[0080] 本公开内容部分地涉及用于相对于获得的关于血管或者支架的一个或者多个计划阶段和轮廓评估在血管中已放置的支架的系统、方法和设备。可以使用血管内数据收集系统和相关探针(例如,光学相干断层成像术(OCT)、或者血管内超声(IVUS)、或者其他血管内数据收集模态)来获得与血管或者支架相关的轮廓和信息。此外,本公开内容提供了一种用于用户(例如临床医生或者其他)的自动化方法,以评估放置在血管中的支架是否已经

扩张到适当的水平,例如基本上最佳的水平或者其他适当性度量。在一个实施例中,这些度量可以由用户指定。

[0081] 本公开内容部分地涉及一种评估血管中的支架放置的方法。该方法包括使用一个或多个计算装置、使用获得的关于血管(其中支架已被定位在血管中)的第一组血管内数据来生成血管的区段的表示。这在各种内腔轮廓视图211、211b、211c、211d、211e中示出(参见图2A、图2B、图5A、图5B、图6A和图6B),其中示出了支架,并且示出了相对于N%的扩张阈值适当扩张和欠扩张的区域。图6A和图6B示出了用户界面320、321,用户界面320、321包括底部面板中检测到的支架支柱325和示出MSA、EXP的内腔轮廓视图211d和221e,以及阈值约为90%的扩张的区域(参见图例231)。在每个相应的内腔轮廓视图中示出了将受益于进一步扩张的区域220。这些图也可以与血管造影系统共同注册。

[0082] 作为整体系统和方法的一部分,使用系统(例如,本文所公开的系统,包括关于图1A、图1B和图8)来执行各种成像处理技术。图像处理步骤可以包括内腔边界检测、支架检测、侧分支检测及其他,内腔边界检测对应于内腔L以及血管壁(血管壁约束它)之间的边界。内腔检测通知支架检测,因为它给出了支架将相对于哪些位置存在于图像中。

[0083] 内腔检测软件可以包括一个或者多个步骤。例如,在一个实施例中为了执行内腔检测,可以将滤波器或者其他图像处理装置应用于二维图像,以检测图像中的边缘,该边缘指示内腔边界。在另一实施例中,使用基于扫描线的方法。在一个或多个拉回期间,光学信号或者超声信号被收集为关于血管以及设置在血管的内腔中的一个或者多个支架的扫描线。在一个实施例中,执行计算装置的内腔检测软件使用计算装置从扫描线的集合生成一个或者多个图像。也可以使用来自其它成像系统的其它图像数据集来执行内腔检测。

[0084] 一旦检测到支架支柱,就可以如在各种图像中示出的那样显示它们。在支架检测之后,并且作为生成的内腔轮廓视图的一部分,生成偏移距离D1和D2。这些可以是到左和右(近端和远端)的距离的移位,或者反之亦然。在图2A中,这些参考由线R1和R2示出。

[0085] 在图2B中,R1和R2以虚线示出。支架的端点由竖直线EP1和EP2示出,这些是支架的第一端点和第二端点。一旦支架检测软件模块已经检测到支架,就可以自动地检测这些。支架端点用于生成参考线R1和R2,参考线R1和R2是自动生成的远离内腔一定距离的线。这些距离是D1和D2,如图2B中的双箭头所示。还示出了在这些偏移距离处的内腔的面积。偏移距离D1处的更远侧面积被示出为 8.5mm^2 ,并且另一偏移距离D2的更大的近侧面积被示出为 11.23mm^2 。D1和D2的长度通常相等,但是可以变化。它们通常距支架端点相对短的距离,并且在约 0.1mm 至约 1mm 的范围内。期望例如约 0.4mm 或者约 0.5mm 的值,但可以选择其它偏移距离。第一参考线R1可以是远侧参考,并且第二参考线R2可以是近侧参考,反之亦然。

[0086] 偏移距离D1和D2被用于远离支架端点的移动一距离,因为在这些点的内腔面积、距离或者其他几何值用于生成具有渐缩轮廓290的另一内腔轮廓,例如211a(参见图3)以及211f(参见图7)中所示。支架放置可以被认为是血管的健康区域的代理。选择支架端点本身可能会由于观察平面、支架检测软件模块的输出、以及来自端点处的支架支柱的反射、起霜效果以及其他因素而具有各种误差。

[0087] 因此,从支架端点选择位置偏移D1和D2允许内腔轮廓的几何值(例如,在两个点处将被选择的内腔的面积或者直径)。这些值可以用于内插渐缩轮廓290,渐缩轮廓290可以用作完全扩张的内腔轮廓。因此,通过内插这样的腔轮廓290(其对应于如果不需要支架并且

在参考线R1和R2之间没有狭窄的情况下的结果),可以使用图像数据处理软件生成内腔轮廓。对应于与支架跨越相同区域的完全扩张的内腔的内腔轮廓允许在沿着带支架的区域的每个位置计算扩张比。

[0088] 具体地,可以将来自带支架的内腔轮廓的横截面面积、或者直径、或者另一值之比与来自内插的、完全扩张的内腔轮廓的相应的横截面面积、或者直径、或者另一值进行比较,以生成支架扩张阈值N%。在图7中,例如,虚线渐缩轮廓示出了如果组织并不狭窄,则完全扩张的内腔将看起来像什么样子。这可以与从在支架检测之后生成的内腔轮廓获得的面积值或者直径值进行比较,以显示在不同点处的扩张量。在一个实施例中,最小扩张帧48%(EXP)也被自动地调用,如图2B、图3和图7所示。该帧指示支架至少扩张的位置。结果是,这可以用作用于利用球囊进一步扩张的目标。与血管造影的共同注册可以进一步帮助引导这样的球囊放置。

[0089] 在一个实施例中,该方法包括使用血管的第一表示(基于支架扩张)以及内插的扩张的第二表示(在不存在支架的情况下生成)获得的基于N%的扩张比来生成和显示扩张水平。对健康内腔轮廓表示进行仿真促进生成度量,以评定支架扩张水平以及显示何时满足(扩张高于N%)或者不满足(在位置X处未能足够扩张达到N%的扩张)该度量。可以使用血管内数据或者其他成像数据来获得这些表示。执行前述步骤,使得该表示与血管的一个或者多个血管造影图像共同注册。鉴于成像数据的该诊断表示,用户然后将支架放置在被识别为用于支架放置的目标的狭窄区域中。

[0090] 此外,在已经将一个或者多个支架放置在动脉中之后,执行第二成像会话,例如在血管造影期间执行第二血管内拉回。可以生成动脉的第二表示,并且可以评定被重新定位或者扩张的一个或者多个支架。

[0091] 本公开内容部分地涉及基于处理器的支架放置评估器或者评估系统。该系统或者评估器包括一个或者多个存储器装置;以及与存储器装置通信的计算装置,其中存储器装置包括指令,所述指令可由计算装置执行,以使得在执行支架检测之后,计算装置生成血管的一个或者多个表示,使得可以通过适当的标记或者图形用户界面元素来显示相对于阈值或者其他度量所实现的支架扩张水平,从而将信息快速地呈现给终端用户,以减少受试者在导管实验室中所花费的时间。用户可以使用接口特征(例如,如图5A中所示)来测量血管和各种参数。此外,一旦诊断信息对于终端用户可用,他们可以基于需要的直径来选择适当的球囊,以进一步使支架扩张,并且由此增加狭窄区域中的血流,并且避免后续的过程。

[0092] 图5A中示出了各种用户界面面板。可以确定各种测量(通过使用来图8中的软件流水线的各种软件模块和操作来确定这些测量),并且将其显示为如测量界面面板267中所示。对于给定的内腔外形,可以确定并且显示面积、平均直径、半径、最小直径和最大直径。检测到的支架的各个区域在中间轮廓视图211b的突出区域中示出,其中标记了内腔L以及R1和R2。在一个实施例中,沿着支架长度的区域(在该区域中,该支架已经被膨胀到90%或者阈值以上)被显示为白色,或者被显示为区域225。血管中的最小支架面积(MSA)也由各图中的光标227和MSA示出。支架在MSA处的扩张被示出为约48%。在附图中对白色和红色的引用仅仅是区别颜色或者标记的一个示例。在给定的实施例中可以使用其它标记。

[0093] 如果在作为用户界面的部分的血管的一个或者多个区域中已经检测到支架欠扩张,则标记220(例如红色或者另一视觉提示)可以用于向医师显示:支架已经扩张到目标扩

张水平(在该示例中为90%)的区域,或者高于该扩张水平的区域,区域225。

[0094] 本公开内容部分地涉及对诊断数据(例如,使用诊断系统生成的血管内数据)执行的操作和方法。这样的系统的示例可以包括光学相干断层成像术、血管内超声成像以及其它数据血管内数据收集系统。本文描述的方法和系统可以使用各种步骤和处理阶段来执行一个或者多个成像拉回,以收集血管内数据。还可以使用血管造影系统并行地对一个或者多个拉回成像会话的每个或者一个子集进行成像。

[0095] 本公开内容涉及与支架检测和支架表示(作为适于辅助支架规划的诊断和过程信息的一部分)相关的各种方法、系统和设备。本公开内容部分地包括在名称为“支架和血管可视化以及诊断系统、装置和方法”(“STENT AND VESSEL VISUALIZATION AND DIAGNOSTIC SYSTEMS, DEVICES, AND METHODS”)、于2015年7月24日提交、并且美国专利申请公布号为20160022208的专利申请中以及在名称为“用于带支架的血管的内腔外形的自动化确定的方法和设备”(“METHOD AND APPARATUS FOR AUTOMATED DETERMINATION OF A LUMEN CONTOUR OF A STENTED BLOOD VESSEL”)、于2013年3月12日提交、并且美国专利申请公布号为20150297373的专利申请中所描述的实施例和特征,其中的每一个的全部公开内容以引用方式并入本文。

[0096] 本公开内容部分地涉及如下基于计算机的方法、装置和系统:该方法、装置和系统适于使用一个或者多个成像模态对血管进行成像,将成像模态进行共同注册,并且对于相对于其示出的带有检测到的支架的被成像的血管进行表示。还示出了支架的欠扩张以及在预定目标扩张水平内的扩张水平。各种系统和成像模态可以用于解决如本文所公开的如何使支架适当扩张的问题。本文(包括关于图1A和图1B)讨论了关于示例性系统的附加细节。系统的如下输出提供了有用的信息:该输出描述用于提供诊断指导,以解决支架扩张的技术挑战。

[0097] 在图形用户界面面板209中示出了具有被贴标签的内腔L的血管的二维视图。被贴标签为B或者Y的线段对应于底部面板215中的区段。在整个界面200的中间示出了内腔轮廓面板211。内腔轮廓视图具有两个中央参考帧R1和R2,它们结合了血管的部分,其中支架已被检测到,并且被显示在示出的表示中。

[0098] 图2B示出了内腔轮廓211图形用户界面的放大视图,其中由垂直虚线EP1和EP2示出支架的端点。使用检测到的支架支柱(其跨越血管的区段的子集)来确定支架的这些端点。

[0099] 在一个实施例中,偏移距离用于远离在图像数据的帧中检测到的第一个支架支柱的边缘以及在图像数据的帧中检测到的最后一个支架支柱的边缘而移位。如果端部支架支柱抛出应当用于对健康内腔轮廓进行建模的几何值,则使用第一参考帧和第二参考帧内插的渐缩轮廓可能被不正确地建模。因此,选择移位远的偏移或者沿着血管表示的位置,其远离支架的末端移动一段距离。这些距离在图2B中被示为D1和D2。这些可以用于生成内腔轮廓211a,内腔轮廓211a示出渐缩轮廓290,渐缩轮廓290可以用作与本文描述和描绘的带支架的内腔轮廓进行比较的基础。

[0100] 当放置支架时,选择正常/健康组织的着陆区是有利的,这促进将健康的完全扩张的血管的仿真的内插作为基于支架实际上如何扩张/欠扩张而生成的内腔轮廓的基线比较器。在一个实施例中,光标或者其他屏幕上的用户界面元素被放置在带支架的区域的

例如参考点R1和R2。相对于带支架的区域的每一端自动地显示横截面积或者另一血管参数。可以通过在R1、R2/EP1、EP2处远离支架端点移位来计算D1和D2偏移。

[0101] 图4A和图4B示出了包括如示出的一个或者多个侧分支的血管的示意性表示,这些侧分支适于生成被成像的血管的健康版本的内腔轮廓模型/表示,用于与近期的带支架的和被成像的血管进行比较。可以使用各种方法来对渐缩轮廓进行内插,以生成用于与在支架检测完成之后执行和测量的支架扩张的实际水平进行比较的基础。

[0102] 被成像的血管(例如冠状动脉)从近侧到远侧渐缩,并且之间的侧分支的尺寸影响渐缩的量。作为渐缩的部分,当从近侧移动到远侧时,血管直径减小。当穿过侧分支时直径的阶梯式下降与中间侧分支的直径成正比。图4A示出了由于中间侧分支SB的渐缩,其中 D_{prox} 是近侧血管的直径,并且 D_{dist} 是远侧参考的直径,B是中间侧分支的直径,并且缩放指数(exp)的范围超过按照本文所公开的模型和相关等式的各种值,以及如本文所公开的模型和相关等式的各种值。

[0103] 用于单个侧分支的血管渐缩轮廓或者关系可以用于使用远侧和近侧参考帧以及多个中间侧分支来计算带支架的区段中的理想渐缩。如图所示,在图4B中,示出了从近侧区段到远侧区段的渐缩以及两个中间侧分支。可以使用血管缩放定律来计算增量 θ_1 和 θ_2 ,以提供从近侧区段到远侧区段的连续的渐缩参考。

[0104] 如果存在如图4B所示的多个中间侧分支,则需要计算由于每个侧分支而引起的增量,并且可以计算中间参考直径 D_i 。然后,中间参考直径将允许从近侧参考区段到远侧参考区段的渐缩的连续估计。也可以使用其它内插技术来生成渐缩轮廓。在一个实施例中,使用以下关系。

$$[0105] \quad D_{prox}^{\frac{7}{3}} = D_{dist}^{\frac{7}{3}} + B^{\frac{7}{3}} \quad \text{等式 1}$$

$$[0106] \quad D_i = D_{dist} + \theta_1 \quad \text{等式 2}$$

$$[0107] \quad D_{prox} = D_{dist} + \theta_1 + \theta_2 \quad \text{等式 3}$$

[0108] 可以在远侧参考帧和近侧参考帧直径已知的同时测量侧分支位置和直径。需要计算未知的单个增量 θ_1 和 θ_2 。以下示出了用于估计可以用于任何数目的中间侧分支的增量的一般化方法:

[0109] 近侧参考直径和远侧参考直径之差为:

$$[0110] \quad \Delta = D_{prox}^{exp} - D_{dist}^{exp} \quad \text{等式 4}$$

[0111] d_{prox} 是近端参考帧的直径,并且 d_{dist} 是远端参考帧的直径。

$$[0112] \quad \Delta = \sum_i^N \theta_i \quad \text{等式 5}$$

[0113] θ_i 和是在第i个分支处从远端参考到近端参考的增量或者步长,其中总共有N个分支。每个分支处的区段增量与升高到缩放定律指数的分支B的直径成正比。

$$[0114] \quad \theta_i \propto B_i^{exp} \quad \text{等式 6}$$

[0115] 第i个分支对第i个区段的增量 θ_i 的贡献是:

$$[0116] \quad \theta_i = \frac{B_i^{exp} * \Delta}{\sum_i^N B_i^{exp}} \quad \text{等式 7}$$

[0117] 区段i中的参考轮廓的直径被计算为:

$$[0118] \quad D_i = \sqrt{\exp D_{i-1}^{\exp} + \partial_i} \quad \text{等式 8}$$

[0119] 在各种实施例中,渐缩的参考轮廓/渐缩轮廓290被示出在内腔轮廓上,例如在图中3和图7中。渐缩中的增量出现在每个自动检测到的侧分支处,如在内腔轮廓上所示。使用支架检测特征自动地定位近端帧和远端帧。图3还示出了最小扩张帧(EXP)的位置,以及在该帧和MSA帧处的扩张百分比。

[0120] 自适应理想参考轮廓是使用由于侧分支引起的血管的自然渐缩度来计算的。在等式1的远侧参考和近侧参考与中间侧分支之间存在数学关系。

$$[0121] \quad D_{prox}^{\frac{7}{3}} = D_{dist}^{\frac{7}{3}} + B^{\frac{7}{3}} \quad \text{等式 (1)}$$

[0122] 其中 D_{prox} 是近端血管的直径,并且 D_{dist} 是远端参考的直径,B是中间侧分支的直径。在远侧参考与近侧参考之间没有检测到主要侧分支的情况下,通过使用远侧参考与近侧参考之间的线性内插来计算每一位置的理想内腔直径。

[0123] 在多个侧分支的情况下,远侧参考帧和近侧参考帧之间的理想参考轮廓在每个侧分支处呈台阶状地而渐缩,更大的侧分支成比例地贡献更大的台阶。这可以在渐缩轮廓290的虚线中看到。

[0124] 如果远侧参考帧和近侧参考帧在相同的区段中,则支架轮廓是远侧参考帧和近侧参考帧之间的线性内插。在一个实施例中,用于响应于一个或者多个用户选择的参考帧来确定目标支架轮廓的方法如下。确定参考帧之间的侧分支的总数被输入为N。

[0125] 例如,如果示出了区段的最远侧帧和最近侧帧之间的四个($N=4$)侧分支。侧分支在图中被示出为SB,或者被作为视觉提示示出为圆形或者点,例如,图1A中的侧分支位于内腔的顶部,并且三个被设置在底部。 $\exp=2.3$ 是缩放指数。在一个实施例中, \exp 值的范围从大于或者等于约2到小于或者等于约3。该 \exp 值描述用户选择的参考帧之间的区段的渐缩的缩放性。在正常受试者中, \exp 值在约2.2至约2.7的范围内。在一个实施例中, \exp 值为约 $7/3$,或者约2.333。在其它实施例中, \exp 小于约3。

[0126] 近侧参考直径和远侧参考直径之差为:

$$[0127] \quad \Delta = d_{prox}^{\exp} - d_{dist}^{\exp}$$

[0128] d_{prox} 是近侧参考帧的直径,并且 d_{dist} 是远侧参考帧的直径。

$$[0129] \quad \Delta = \sum_n^N \partial_n$$

[0130] ∂_n 是第n个分支处的支架区段的增量(待计算)

[0131] 每个分支处的区段增量与升高到缩放定律指数的分支的直径成比例。

$$[0132] \quad \partial_n \propto \text{Branch}D_n^{\exp}$$

$$[0133] \quad \partial_n = \frac{\text{Branch}D_n^{\exp} * \Delta}{\sum_n^N \text{Branch}D_n^{\exp}}$$

[0134] 区段n+1中支架的直径:

$$[0135] \quad \text{SegDia}_{n+1} = \sqrt{\text{SegDia}_n^{\text{exp}} + \partial_n}$$

[0136] 以上区段直径提供delta测量,通过该测量,随着跨血管区段生成渐缩边界,目标支架轮廓的上渐缩体和下渐缩体的边界在数量(例如,delta测量)上经历阶梯式变化。这种渐缩以及关于血管中的健康区域的信息可以用于对表示健康血管的内腔轮廓进行内插——可以通过支架的整个长度上的适当的支架扩张来实现它。

[0137] 在已经放置支架之后,支架检测算法定位带支架的内腔区域。将带支架的区域中的内腔轮廓与第二内腔轮廓进行比较,通过从支架的检测到的端点移位距离D1和D2在血管的第一位置和第二位置之间进行内插来生成该第二内腔轮廓。支架着陆区(其对应于其相应的端点)与血管中的健康组织相关。通过相对于检测到的支架的端点移位距离D1和D2,可以选择两个健康内腔的直径、面积、弦等。这两个选中的距离连同血管的渐缩轮廓以及其他血管参数和模型一起被用于对渐缩轮廓290进行内插,可以在一个或者多个内腔轮廓视图中示出该渐缩轮廓290。

[0138] 可以通过比较两个内腔轮廓视图(测量的和内插的)或者比值、或者基于在每个轮廓的相同位置的几何值的其它度量来确定任何过扩张或者欠扩张。对于沿着支架的每个点,可以相对于使用检测到的支架支柱生成的内腔轮廓的相应的面积值或者直径值来生成值(例如,来自经内插的内腔轮廓视图(其指示来自理想的支架扩张的结果)的直径或者面积)之比。从检测到的支架支柱生成的轮廓表示当使用球囊初始地使用于在血管中定位的支架扩张时获得的扩张水平。将支架放置在目标着陆区。在一个实施例中,根据这些着陆区的选择,与被选择为健康的这些区的相关性已被用作可测量参数,以解决评定支架扩张的技术挑战。这些以及其它度量可以用于为终端用户生成作为支架扩张评定和校正的部分的工具。

[0139] 本文描述的系统 and 基于软件的方法可以处理相对于血管获得的光学相干断层成像数据的帧,使得可以评估或者以其它方式表征被设置在血管中的支架。在一个实施例中,每个横截面图像可以构成OCT图像数据的帧。例如,在一个实施例中,在如下的图形用户界面上识别这样的支架,该图形用户界面示出使用收集到的图像数据生成的血管的三维图像或者二维图像。

[0140] 可以使用非暂态计算机可读存储介质来实现本文描述的软件模块和带支架的血管扩张展评估和显示特征。在一个实施例中,非暂态计算机可读存储介质存储程序,所述程序在由计算装置执行时使计算装置执行用于处理或者以其他方式操作血管内图像数据和血管内参数的方法。每个方法可以包括本文概述的一个或者多个步骤。

[0141] 本文描述的系统 and 基于软件的方法可以处理相对于血管获得的光学相干断层成像数据的帧,使得可以评估或者以其它方式表征被设置在血管中的支架。在一个实施例中,每个横截面图像可以构成图像数据的帧。例如,在一个实施例中,在如下的图形用户界面上识别这样的支架:该图形用户界面示出使用收集到的图像数据生成的血管的三维图像或者二维图像。

[0142] 可以使用非暂态计算机可读存储介质来实现本文描述的软件模块和带支架的血管扩张评估和显示特征。在一个实施例中,非暂态计算机可读存储介质存储程序,所述程序在由计算装置执行时使计算装置执行用于处理或者以其他方式操作血管内图像数据和血

管内参数的方法。每个方法可以包括本文概述的一个或者多个步骤。在一个实施例中，支架扩张阈值在约90%至约100%的范围内。在一个实施例中，支架扩张阈值在约80%至约90%的范围内。在一个实施例中，支架扩张阈值在约85%至约95%的范围内。在一个实施例中，支架扩张阈值在约75%至约85%的范围内。

[0143] 用于实现支架扩张评定和用户反馈的非限制性软件特征和实施例

[0144] 本公开内容部分地涉及用于可视化支架的基于计算机的方法、系统和装置。在一个实施例中，本公开内容涉及如下方法：评估带支架的血管的扩张以及是否需要进一步的扩张，或者是否需要重新定位。这些评估的方法可以包括显示处于各种状态（例如，相对于血管的扩张状态）下的支架的一个或者多个视图，以及将被成像的支架相对于一个或者多个被选中的支架轮廓进行比较。在一个实施例中，该方法被自动地执行。可以使用软件（例如支架轮廓分析软件）来实现本公开内容的方法，该软件可以包括支架规划软件和病变准备软件（或者反之亦然）。

[0145] 可以使用OCT、IVUS、血管造影术或者相对于不带支架的血管区段获得的其它探测数据来选择要放置的支架，并且随后与带支架的血管进行比较。随后可以将支架规划的带支架的阶段和不带支架的阶段作为一个或者多个图形用户界面（GUI）的一部分纵向地或者在横截面视图中显示为扩张状态或者未扩张状态。这样的界面可以包括使用距离测量生成的血管的一个或者多个视图，使用OCT系统、IVUS系统、血管造影系统或者其他数据收集系统来获得该距离测量。

[0146] 可以刚好在放置支架之后执行第二拉回，使得能够执行进一步的膨胀或者重新定位或者移除。这些可能导致节省宝贵的时间以及对跟进过程的需要。

[0147] 图8中描绘了示例性图像处理流水线350，其用于将收集到的OCT数据转换成血管和支架的二维视图和三维视图，并且将轮廓相对于支架展开进行比较。本文描述的图像数据处理流水线或者任何方法被存储在存储器中，并且使用一个或者多个计算装置（例如处理器、装置或者其他集成电路）来执行。在一个实施例中，计算装置340包括或者访问软件模块或者程序，例如侧分支检测模块、引导线检测模块、内腔检测模块、支架展开分析软件、支架扩张分析和显示软件（例如图1A的软件67），以及其他软件模块。软件模块或者程序可以包括图像数据处理流水线或者其组件模块，以及一个或者多个图形用户界面（GUI）。

[0148] 如图8中所示，一个或者多个显示器346可以用于显示如下信息：例如，使用收集到的血管内数据和血管造影数据生成的血管的横截面视图和纵向视图，如本文所示出和所公开的血管区段视图和轮廓。这些显示器346可以被布置为如图1B所示。可以使用一个或者多个图形用户界面（GUI）来显示该信息。此外，该信息可以包括但不限于：使用系统355和数据收集探针获得的截面扫描数据、纵向扫描、内腔轮廓、VRR值、FFR值、支架、位置不正的区域、内腔边界、被监禁的侧分支，以及血管或者潜在距离测量的其他图像或者表示。在一个实施例中，计算装置340还可以包括软件或者程序344，其可以被存储在一个或者多个存储器装置中，被配置为识别目标支架轮廓、内腔外形，以及支架扩张值，以及目标和其它血管特征，例如具有文字、箭头、色彩编码、突出显示、外形线，或其他适于人或者机器可读的标记。软件模块流水线可以包括用于支持和提供支架扩张分析和显示的特征。可以经由标记应用模块370来应用各种标记，以强调并且区分所检测到和所生成的动脉图像数据以及所生成的轮廓视图和与支架相关的参数中的任何一者和全部。

[0149] 一旦利用用于OCT或者IVUS图像数据的探针或者其他成像系统(例如,血管造影系统)获得图像数据,就将其存储在存储器中;可以对其进行处理,以生成信息(例如,沿着拉回区域的长度的血管的横截面、纵向和/或三维视图,或者其子集)。可以将这些视图描绘为在各个附图中所描绘的用户界面的一部分。使用从OCT系统获得的距离测量生成的血管的图像提供关于血管和被设置在其中的对象的信息。

[0150] 如示出的,流水线可以接收后支架展开拉回数据352(后支架展开拉回数据352将在初始回拉之后出现),以对血管进行成像。可以经由GUI接收用户选择,并且支架计划数据可被转移到支架轮廓或者支架展开分析软件(例如图1A中的软件67)。引导线354、侧分支检测356、支架检测358和内腔检测模块360可以对后支架展开拉回数据(其可以被扫描线收集)进行操作。支架扩张分析和显示软件362可以执行如本文所述的各种步骤,例如,相对于检测到的内腔外形来评估检测到的支架、计算支架扩张、计算MSA,测量支架参数,并且示出在沿着动脉的不同帧处的支架的扩张水平以及如本文所公开的其它特征和方法。此外,流水线可以包括共同注册软件,其用于将血管造影数据和血管内数据进行共同注册,以显示出相对于血管造影数据的支架扩张数据。在一个实施例中,使用来自两个或者多个血管内成像拉回会话的数据来评估支架扩张,其中,通过动脉的一部分拉回探针。

[0151] 以下描述旨在提供适于执行本文描述的公开内容的方法的装置硬件和其他操作组件的概述。该描述并不旨在限制本公开内容的可应用的环境或者范围。类似地,硬件和其它操作组件可以适于作为上述设备的一部分。可以用其他系统配置(包括个人计算机、多处理器系统、基于微处理器的或者可编程的电子装置、网络PC、小型计算机、大型计算机等)来实践本公开内容。还可以在分布式计算环境中实践本公开内容,其中由通过通信网络(例如,在导管实验室或者管实验室的不同房间中)链接的远程处理装置来执行任务。

[0152] 详细描述的一些部分以算法和对计算机存储器内的数据位的操作的符号表示的形式来呈现。计算机和软件相关领域的技术人员可以使用这些算法描述和表示。在一个实施例中,算法在此(并且通常)被认为是导致期望的结果的自相一致的操作序列。作为方法停止或者以本文描述的其他方式被执行的操作是那些需要对物理量进行物理操纵的操作。通常(但不一定),这些量采用如下形式:能够被存储、转移、组合、变换、比较和以其他方式操纵的电信号或者磁信号。

[0153] 除非从以下讨论中特别地另外声明,否则应当理解,在整个说明书中,利用术语(例如,“处理”或者“计算”、“覆盖”或者“搜索”、或者“检测”、或者“测量”、或者“计算”、或者“比较”、“生成”、或者“确定”或者“显示”)、或者布尔逻辑、或者其他集合相关的操作等,是指计算机系统或者电子装置的动作和过程,该计算机系统或者电子装置将在计算机系统的寄存器、或者电子装置的寄存器、以及存储器内被表示为物理(电子)量的数据操纵和变换为电子存储器、或者寄存器、或者其他此类信息存储、传输或显示装置内的物理量的被类似地表示的其他数据。

[0154] 在一些实施例中,本公开内容还涉及用于执行本文中的操作的设备。该设备可以是为了所需目的而特别构造的,或者它可以包括通用计算机,这些通用计算机由存储在计算机中的计算机程序被选择性地激活或者重新配置。

[0155] 可以以许多不同的形式体现本公开内容的实施例,包括但不限于与处理器(例如,微处理器、微控制器、数字信号处理器,或者通用计算机)一起使用的计算机程序逻辑、与可

编程逻辑装置(例如,现场可编程门阵列(FPGA),或者其它可编程逻辑装置)一起使用的可编程逻辑、离散组件、集成电路(例如,专用集成电路(ASIC)),或包括其任何组合的任何其它装置。在本公开内容的典型实施例中,使用OCT探针和基于处理器的系统收集到的数据的一些或者全部处理被实现为计算机程序指令的集合,该计算机程序指令被转换成计算机可执行的形式,被存储在例如计算机可读介质中,并且由微处理器在操作系统的控制下执行。因此,查询响应和输入数据被变换成处理器可理解的指令,这些指令适于生成成像数据、检测内腔边界、检测支架支柱、相对于设定阈值比较测量的垂直距离、以及以其他方式执行的图像比较、信号处理、内腔检测、支架检测,以及将检测到的支架以及上述其它特征和实施例进行比较。

[0156] 可以以各种形式来体现实现本文先前描述的功能的全部或者部分的计算机程序逻辑,包括但不限于源代码形式、计算机可执行形式,以及各种中间形式(例如,由汇编器、编译器、链接器或者定位器生成的形式)。源代码可以包括以各种编程语言(例如,目标代码、汇编语言或者高级语言(例如,Fortran、C、C++、JAVA或者HTML))中的任一种实现的一系列计算机程序指令,以与各种操作系统或者操作环境一起使用。源代码可以定义并且使用各种数据结构和通信消息。源代码可以是计算机可执行形式(例如,经由解释器),或者源代码可以被转换(例如,经由翻译器、汇编器,或者编译器)成计算机可执行形式。

[0157] 计算机程序可以以任何形式(例如,源代码形式、计算机可执行形式,或者中间形式)被永久地或者暂时地固定在有形存储介质中,例如,半导体存储器装置(例如,RAM、ROM、PROM、EEPROM,或者闪存可编程RAM)、磁存储器装置(例如,磁盘或者固定盘)、光学存储器装置(例如,CD-ROM)、PC卡(例如,PCMCIA卡)或者其它存储器装置。计算机程序可以以任何形式被固定在信号中,可以使用各种通信技术中的任一种(包括但不限于:仿真技术、数字技术、光学技术、无线技术(例如,蓝牙)、网络技术和互联网技术)将该信号传输到计算机。可以以任何形式将计算机程序分发为具有如下伴随物的可移动存储介质:印刷或者电子文档(例如,压缩包软件),预加载有计算机系统(例如,在系统ROM或者固定磁盘上),或者通过通信系统(例如,因特网或者万维网)从服务器或者电子布告牌分发。

[0158] 实现本文先前描述的功能的全部或者部分的硬件逻辑(包括与可编程逻辑装置一起使用的可编程逻辑)可以使用传统的手动方法来设计,或者可以使用各种工具(例如计算机辅助设计(CAD)、硬件描述语言(例如,VHDL或者AHDL)、或者PLD编程语言(例如,PALASM、ABEL或者CUPL))来设计、获取、仿真或者电子文档化。

[0159] 可以在有形存储介质(例如,半导体存储器设备(例如,RAM、ROM、PROM、EEPROM,或者闪存可编程RAM)、磁存储器装置(例如,磁盘或者固定盘)、光学存储器设备(例如,CD-ROM),或者其他存储器设备)中将可编程逻辑永久地或者暂时地固定。可以将可编程逻辑固定在信号中,可以使用各种通信技术(包括但不限于仿真技术、数字技术、光学技术、无线技术(例如,蓝牙)、网络技术,以及联网技术)中的任何一者将该信号传输到计算机。可以将可编程逻辑作具有如下伴随物的可移动存储介质来分发:印刷或者电子文档(例如,压缩包软件),预加载有计算机系统(例如,在系统ROM或者固定盘上),或者通过通信系统(例如,因特网或者万维网)从服务器或者电子公告牌分发。

[0160] 下面更详细地讨论适当的处理模块的各种示例。如本文所使用的,模块是指适于执行特定数据处理或者数据传输任务的软件、硬件或者固件。通常,在优选实施例中,模块

是指适于接收、变换、路由和处理指令、或者各种类型的数据(例如,OCT扫描数据、IVUS扫描数据、干涉仪信号数据、目标支架轮廓、支架后展开内腔轮廓和图像、指示完全扩张的支架的经内插的内腔轮廓视图、基于扩张支架的内腔轮廓与完全扩张的内腔轮廓的几何值之比、支架扩张水平标记(颜色、阴影等)、突出/强调像素属性、侧分支位置、侧分支直径、支架扩张百分比或者分数、支架术前FFR值、支架术后FFR值,以及其他术前支架值和术后支架值,以及感兴趣的其它信息)的软件例程、程序或者其他存储器驻留应用。

[0161] 本文描述的计算机和计算机系统可以包括可操作地相关联的计算机可读介质,例如,用于存储软件应用(其用于获得、处理、存储和/或进行数据通信)的存储器。可以理解,关于其可操作地关联的计算机或者计算机系统,这样的存储器可以是内部的、外部的、远程的或者本地的。

[0162] 存储器还可以包括用于存储软件或者其他指令的任何装置,包括(例如,但不限于):硬盘、光盘、软盘、DVD(数字多功能盘)、CD(光盘)、记忆棒、闪存、ROM(只读存储器)、RAM(随机存取存储器)、DRAM(动态随机存取存储器)、PROM(可编程ROM)、EEPROM(扩展可擦除PROM)和/或其他类似的计算机可读介质。

[0163] 通常,与本文中所描述的公开内容的实施例相关联地应用的计算机可读存储器介质可以包括能够存储由可编程设备执行的指令的任何存储器介质。在适用的情况下,可以将本文描述的方法步骤作为存储在计算机可读存储器介质或者存储器介质上的指令来体现或者执行。这些指令可以是以各种编程语言(例如,C++、C、Java和/或可以被应用以创建根据本公开内容的实施例的指令的各种其他种软件编程语言)实现的软件。

[0164] 存储介质可为非暂态的,或者包括非暂态装置。因此,非暂态存储媒体或者非暂态装置可以包括有形的装置,这意味着该装置具有具体的物理形式,虽然该装置可改变其物理状态。因此,例如,非暂态性是指:尽管在状态上具有该变化,但该设备保持有形。

[0165] 本公开内容的方面、实施例、特征和示例在所有方面被认为是说明性的,并且不旨在限制本公开内容,其范围仅由权利要求限定。在不脱离所要求保护的公开内容的精神和范围的情况下,其他实施例、修改和使用对于本领域技术人员将是显而易见的。

[0166] 在本申请中使用标题和章节并不意味着限制本公开内容;每一章节可以应用于本公开内容的任何方面、实施例或者特征。

[0167] 在整个申请中,在将组合物描述为具有、包含、或者包括特定组分的情况下,或者在将方法描述为具有、包含或者包括特定过程步骤的情况下,预期本教导的组合物还基本上由所记载的组分组成、或者由所记载的组分组成,并且本教导的方法还基本上由所记载的方法步骤组成,或者由所记载的方法步骤组成。

[0168] 在本申请中,在其中元件或者组件被称为被包括在所述元件或者组件的列表中和/或从所述元件或者组件的列表中选择的情况下,应当理解,所述元件或者组件可以是所记载的元件或者组件中的任何一个,并且可以从由所记载的元件或者组件中的两个或多个组成的组中选择。此外,应当理解,本文中所描述的组合物、设备或者方法的元素和/或特征可以在不脱离本教导(无论明确的或者隐含的)的精神和范围的情况下以各种方式组合。

[0169] 术语“包括”、“包含”、“含有”、“具有”、“有”或者“拥有”的使用通常应被理解为开放式的和非限制性的,除非另外特别地声明。

[0170] 本文的单数的使用包括复数(反之亦然),除非另有具体说明。此外,单数形式

“一”、“一个”、和“该”包括复数形式,除非上下文另外清楚地指出。此外,对于术语“大约”或者“基本上”的使用在定量值之前的情况,本教导还包括具体的定量值本身,除非另外特别地声明。本文所使用的术语“大约”和“基本上”是指在数量上可以发生的变化,例如,通过测量或者处理真实世界中的过程;通过这些过程中的无意的错误;通过在材料(例如,复合带)制造中的差异/故障、通过缺陷;以及本领域技术人员认识到的等同的变化,只要这样的变化不包含现有技术实践的已知值。通常,术语“大约”和“基本上”是指大于或者小于由所述值的1/10表示的值或者值的范围,例如, $\pm 10\%$ 。

[0171] 应当理解,只要本教导保持可操作,步骤的顺序或者用于执行某些动作的顺序是不重要的。此外,两个或者更多步骤或者动作可以同时进行。

[0172] 在本申请中使用标题和章节并不意味着限制本公开内容;每一章节可以应用于本公开内容的任何方面、实施例或者特征。旨在根据35USC 112第六节解释仅仅那些使用词语“用于……的装置”的权利要求。在权利要求书中不存在“用于……的装置”的情况下,这样的权利要求不应被根据35USC 112来解释。说明书中的限制不旨在被理解为任何权利要求,除非这样的限制被明确地包括在权利要求中。

[0173] 当给出值或者值的范围时,每个值和给定范围的端点以及其间的值可以增加或者减少20%,同时仍然保持在本公开内容的教导内,除非特别提及了一些不同的范围。

[0174] 在提供值的范围或者列表的情况下,该范围或者值的列表的上限和下限之间的每个中间值被单独地考虑,并且被包括在本公开内容内,就好像每个值在本文中具体地列举一样。此外,在给定范围的上限和下限之间并且包括该上限和下限的更小的范围被预期并且被包括在本公开内容内。示例性的值或者范围的列表不是放弃给定范围的上限和下限之间的其他值或者范围(并且包括给定范围的上限和下限)。

[0175] 应当理解,本公开内容的附图和说明书已经被简化,以示出与用于清楚地理解本公开内容相关的元件,同时出于清楚的目的去除了其他元件。然而,本领域的普通技术人员将认识到,这些元件和其它元件可能是期望的。然而,因为此类元件在本领域中是众所周知的,并且因为它们并不会促进更好地理解本公开内容,本文中未提供对这些元件的讨论。应当理解,附图是出于说明性目的而非作为构造附图来呈现的。省略的细节和修改或者替代实施例在本领域普通技术人员的视界之内。

[0176] 可以理解,在本公开内容的某些方面,单个部件可以被多个部件替换,并且多个部件可以被单个部件替换,以提供元件或者结构,或者执行给定的一个功能或者多个功能。除非这样的取代将不能操作以实践本公开内容的某些实施例,否则这样的代替被认为是在本公开内容的范围内。

[0177] 本文中所呈现的示例意图说明本发明的潜在的和具体的实施。可以理解,这些示例主要用于向本领域技术人员说明公开内容的目的。在不脱离本公开内容的精神的情况下,可以存在对本文所描述的这些图或者操作的变形。例如,在某些情况下,可以以不同的顺序来进行或者执行方法步骤或者操作,或者可以添加、删除或者修改操作。

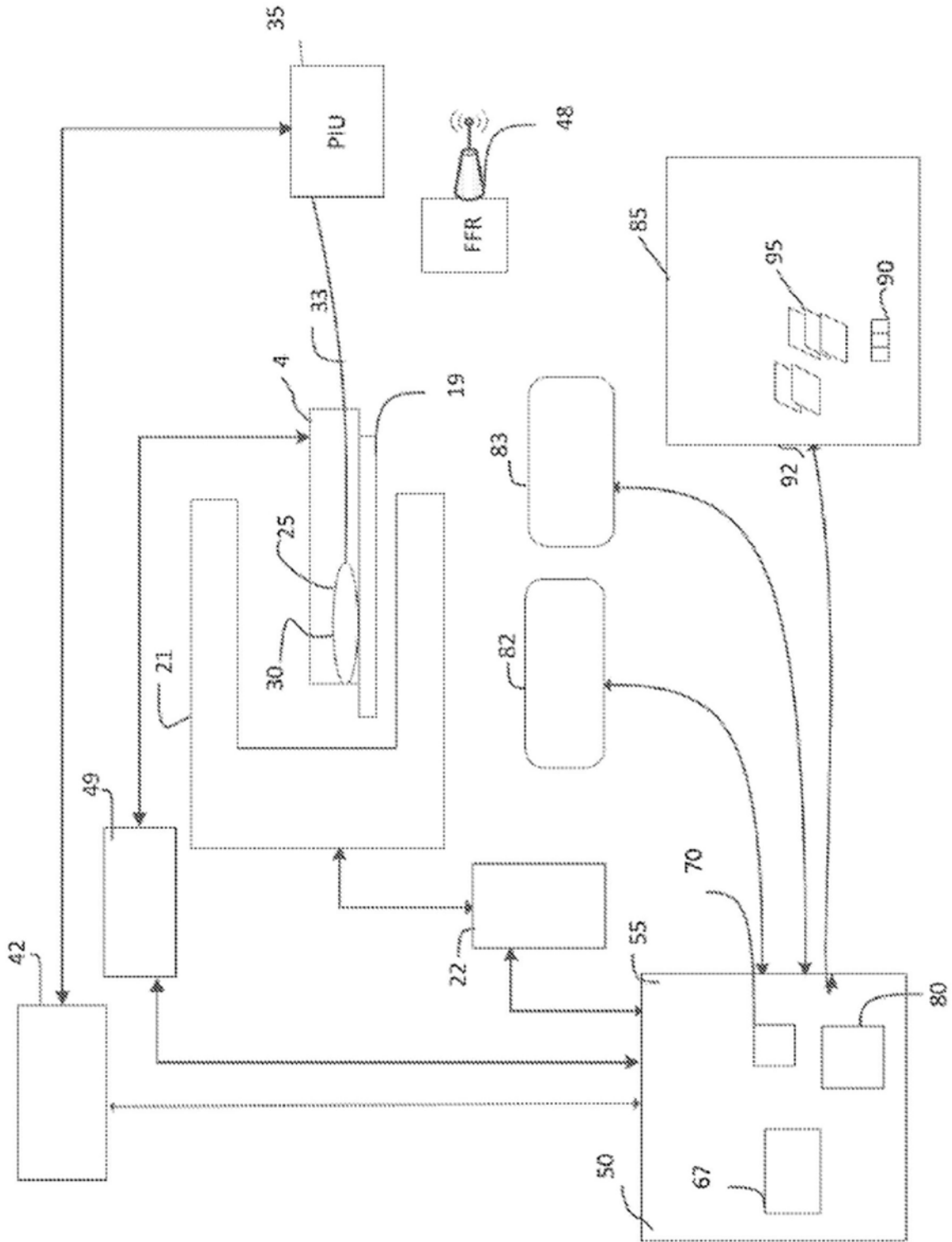


图1A

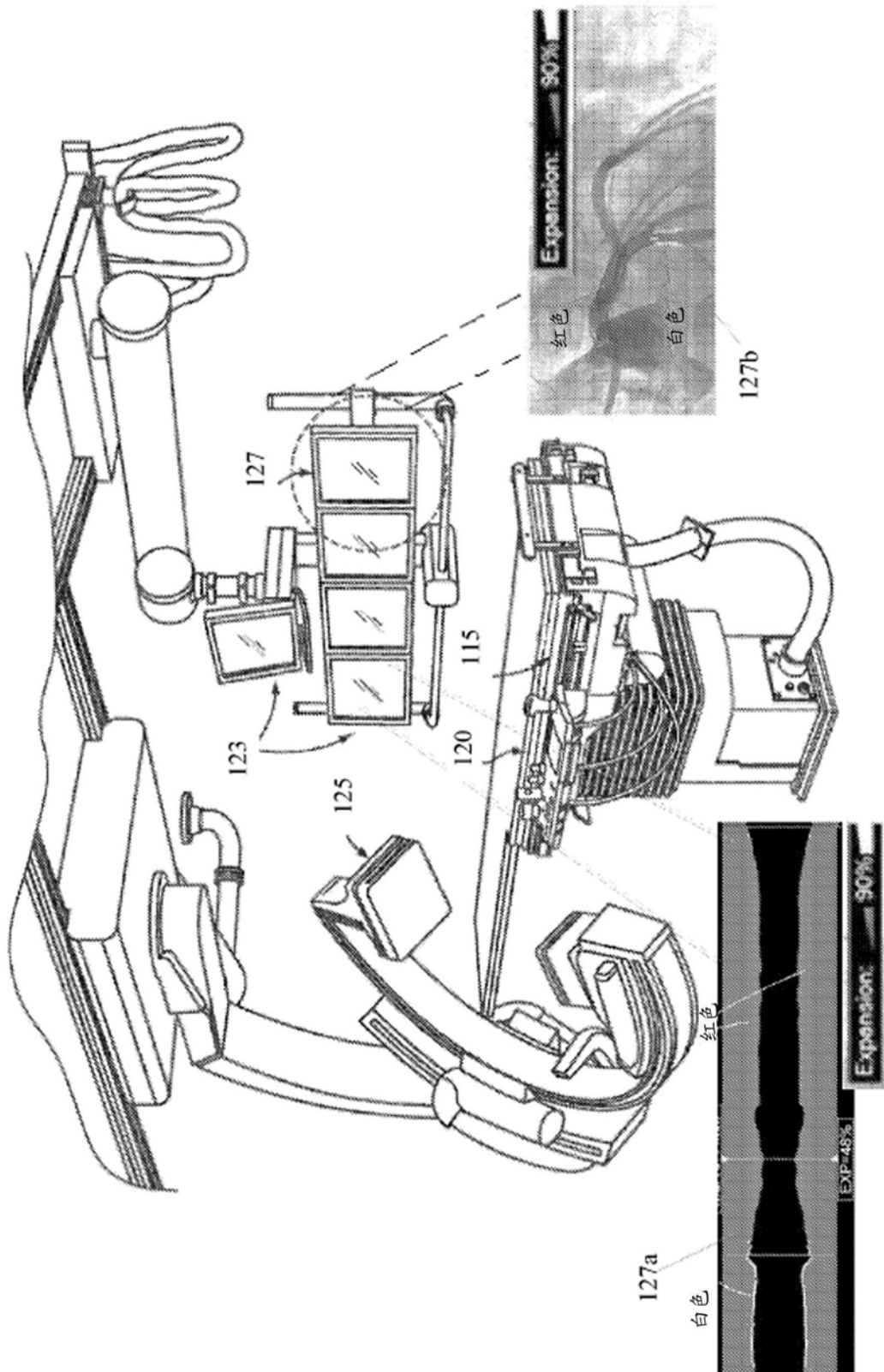


图1B

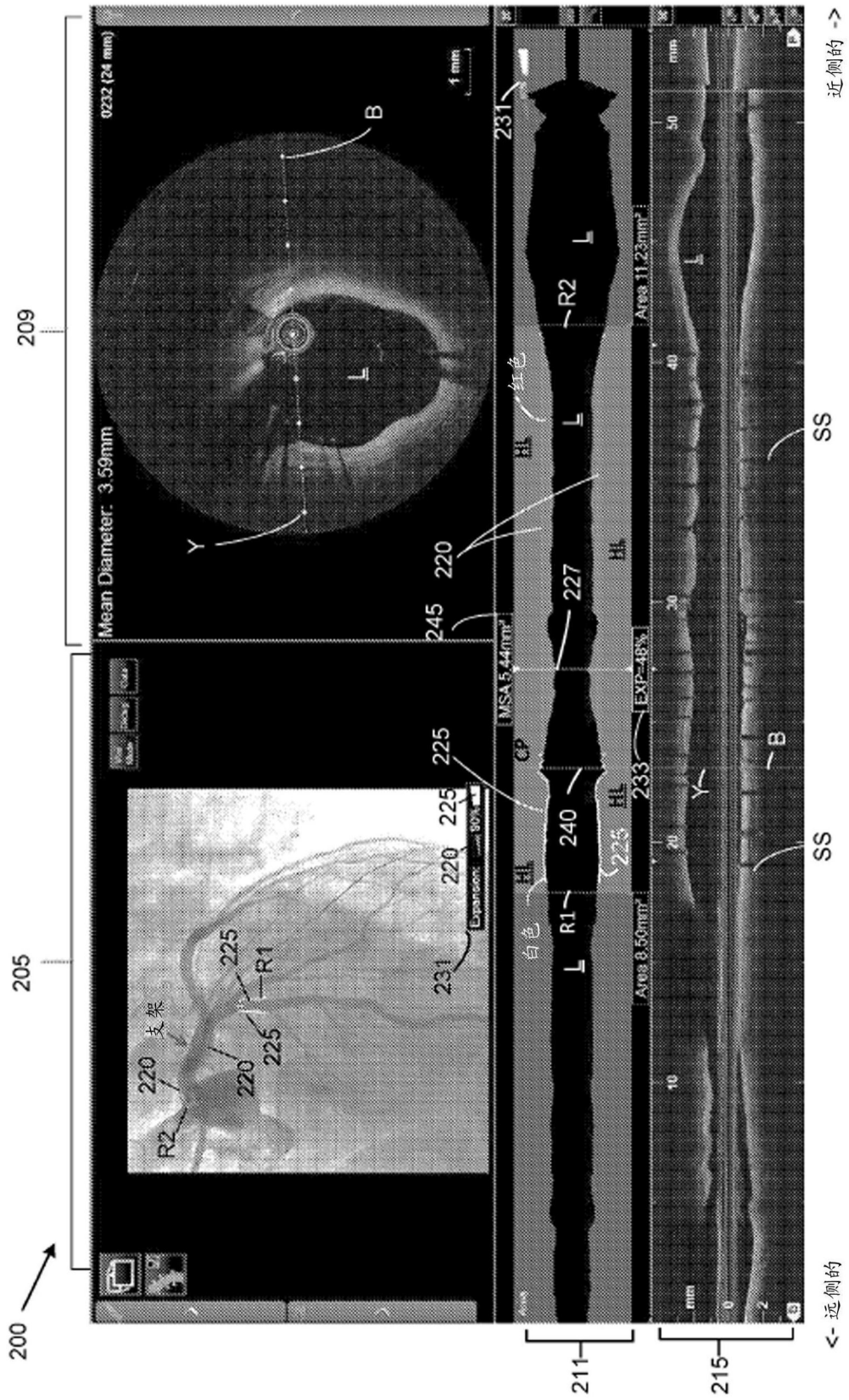
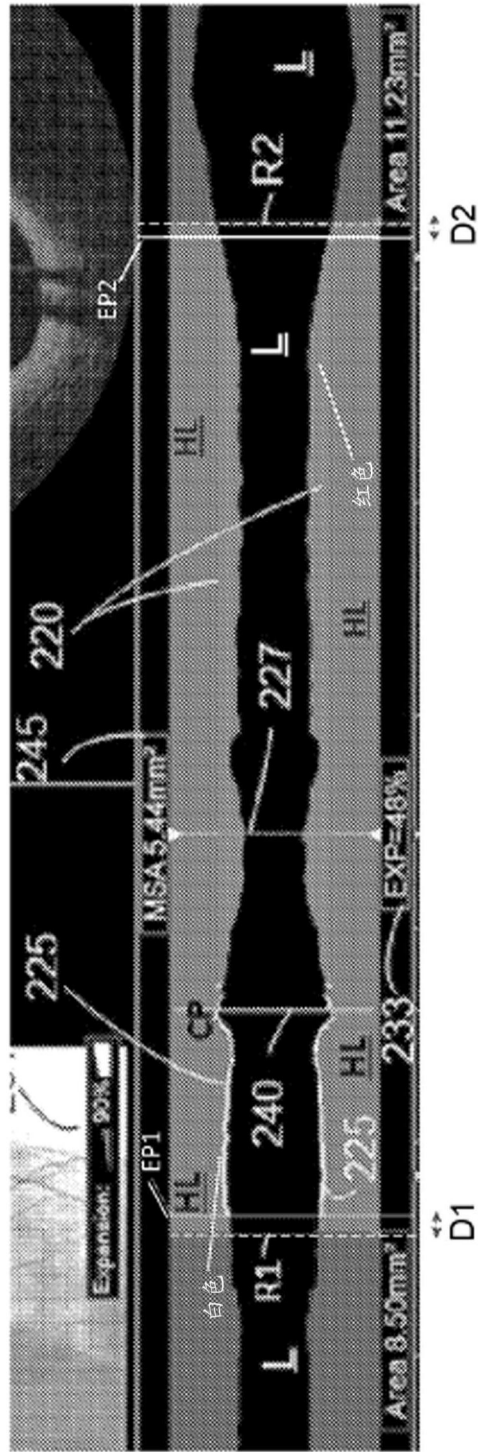


图2A



211 [

图2B

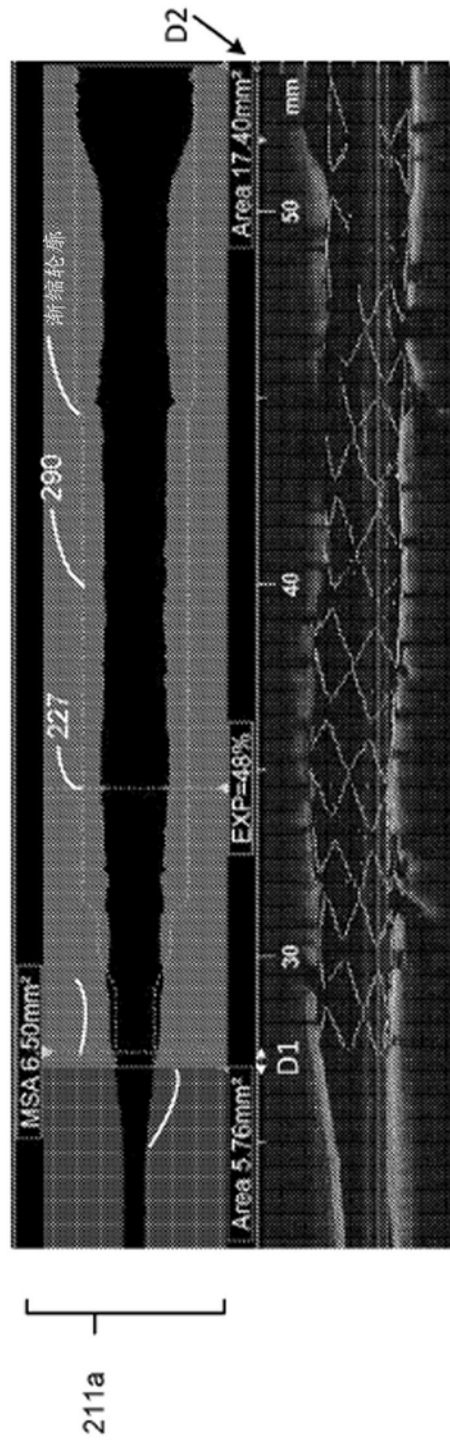


图3

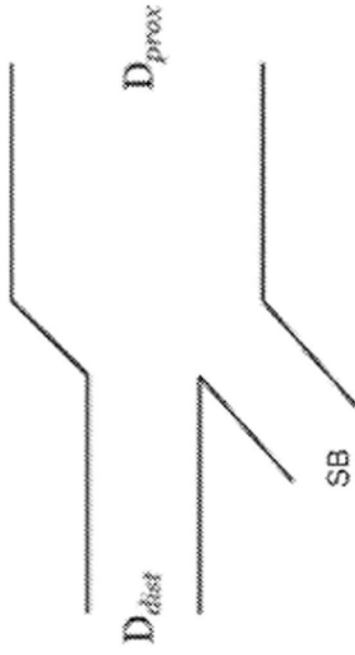


图4A

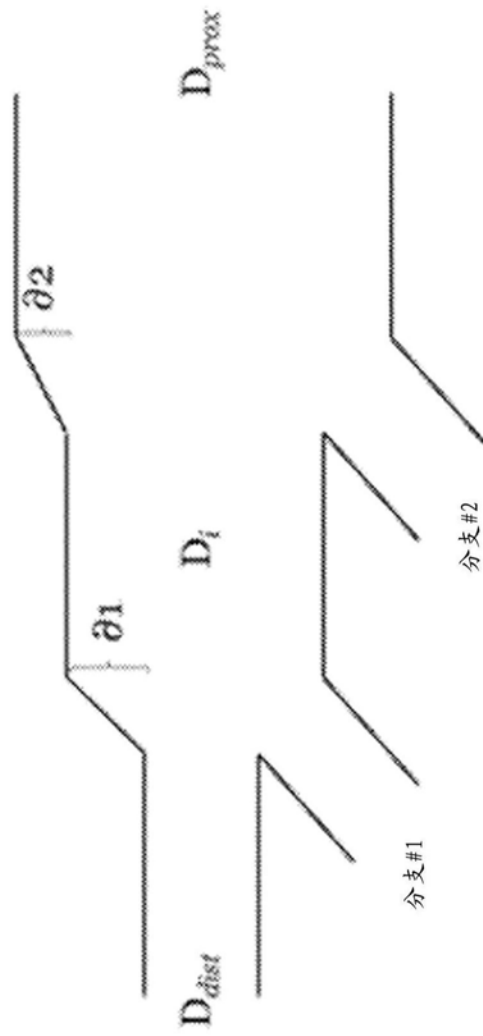


图4B

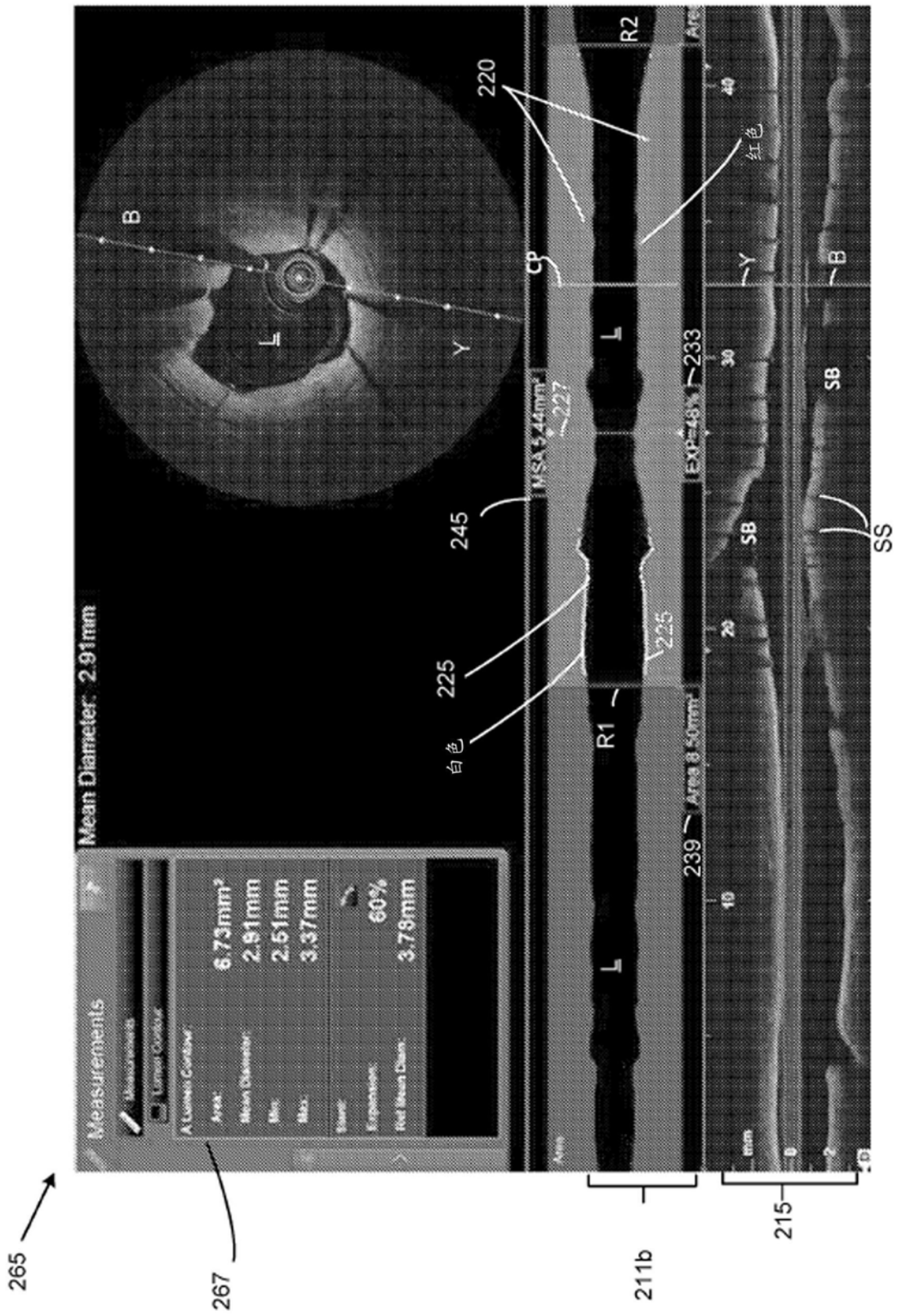


图5A

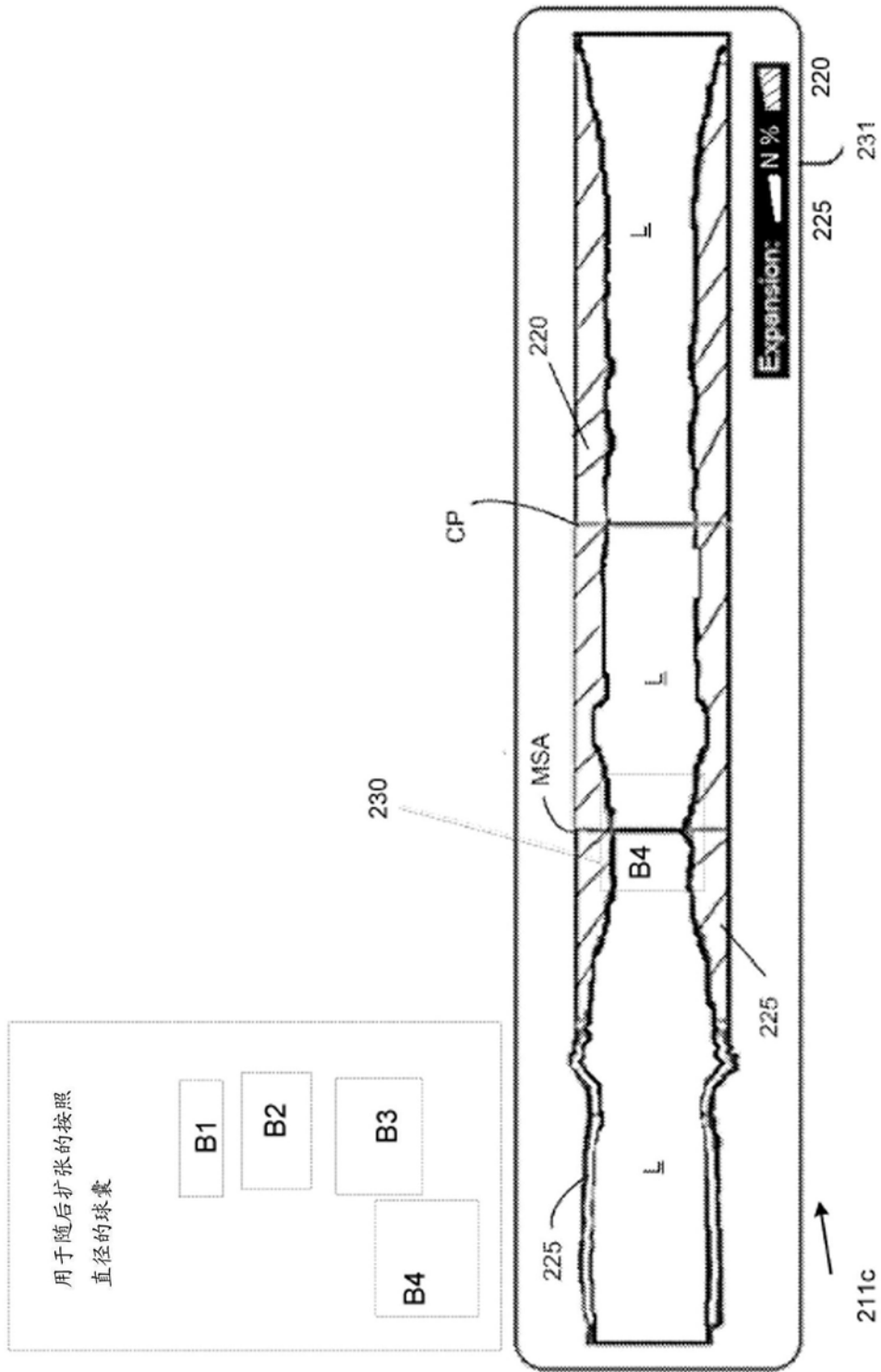


图5B

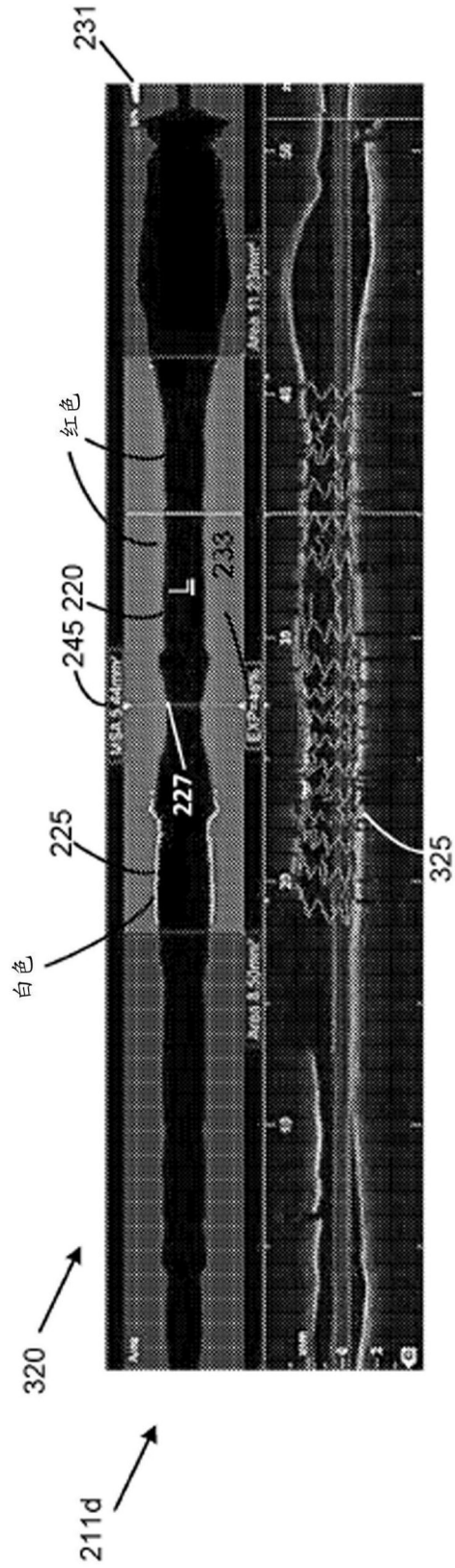


图6A

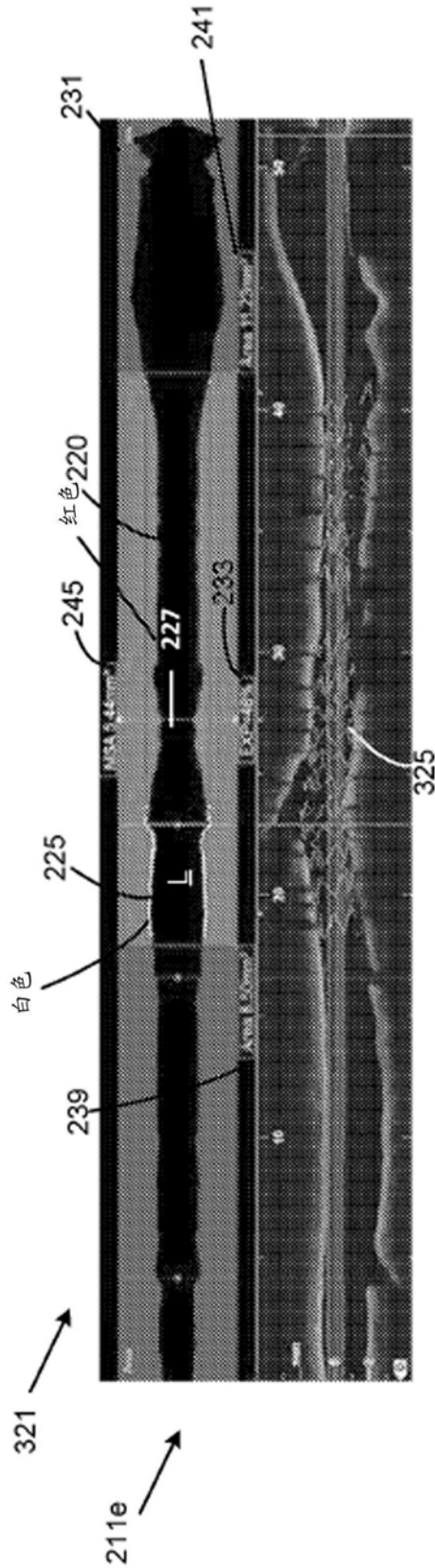


图6B

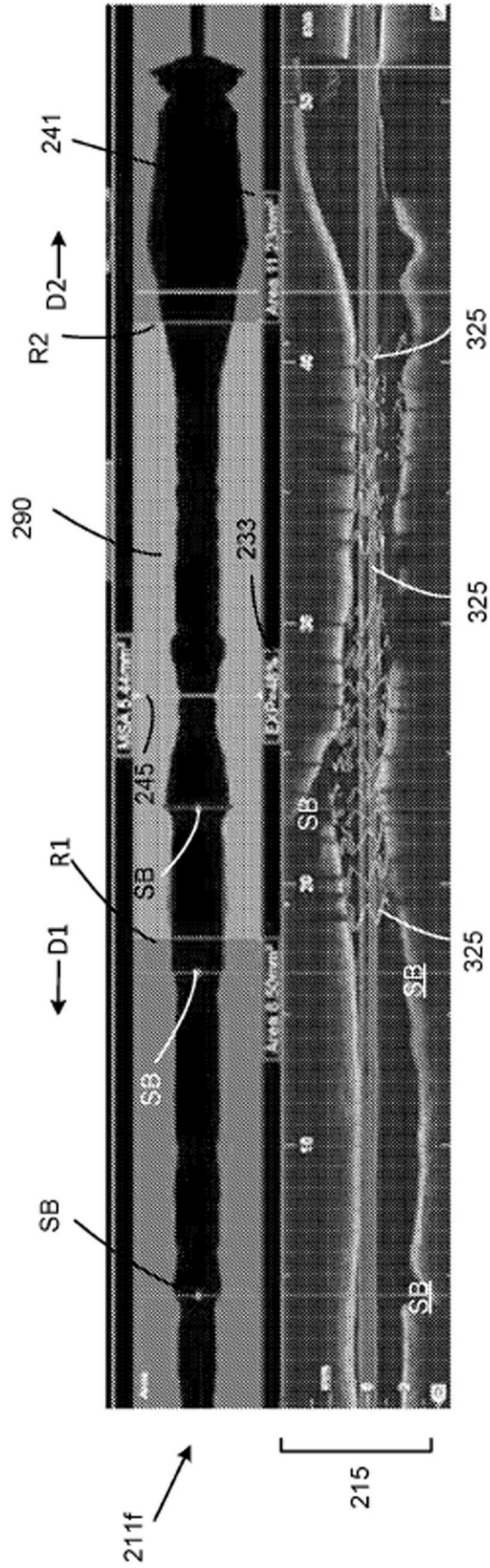


图7

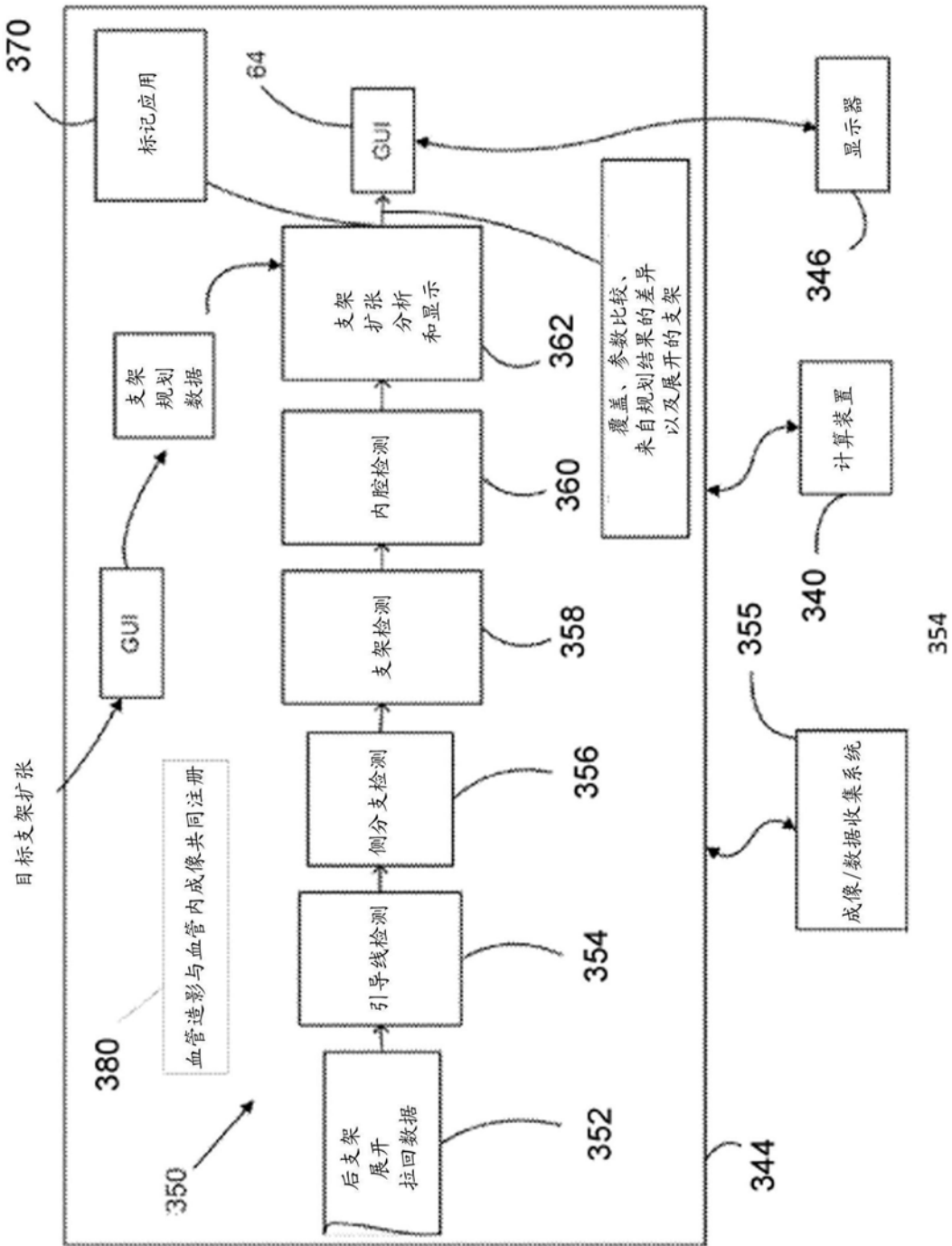


图8