



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105072980 B

(45)授权公告日 2018.05.04

(21)申请号 201380072680.1

海勒姆·贝泽拉

(22)申请日 2013.03.12

克里斯托弗·彼得罗夫

阿杰伊·戈皮纳特

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105072980 A

(74)专利代理机构 北京德恒律治知识产权代理

有限公司 11409

(43)申请公布日 2015.11.18

代理人 章社杲 李伟

(30)优先权数据

61/736,226 2012.12.12 US

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/107(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2015.08.10

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2013/030328 2013.03.12

(56)对比文件

US 2007/0293932 A1,2007.12.20,

CN 101493940 A,2009.07.29,

CN 102781508 A,2012.11.14,

US 2011/0071404 A1,2011.03.24,

US 2009/0204134 A1,2009.08.13,

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/092755 EN 2014.06.19

审查员 胡新芬

(73)专利权人 光学实验室成像公司

地址 美国马萨诸塞州

(72)发明人 约瑟夫·M·斯密特

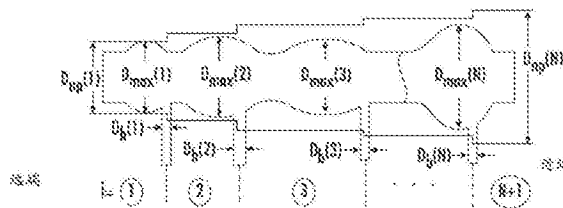
权利要求书1页 说明书13页 附图17页

(54)发明名称

用于自动确定血管内腔轮廓的方法及装置

(57)摘要

在某种程度上,本发明涉及按照规定尺寸制作植入血管的支架的方法。在一个实施例中,所述方法包括以下步骤:将血管划分成多个节段,每个节段被限定为血管分支之间的空间;选择看起来基本上没有斑块的起点;限定在这一点上的直径是最大直径;根据幂律计算下一个相邻节段的最大直径;测量下一个相邻节段的实际直径;根据其中较大的直径来选择计算的最大直径或测量的最大直径;使用选择的最大直径以发现该下一个节段的最大直径;反复地进行直到血管的整个长度都被检查;以及响应于端部近端和远端节段的直径来选择支架。



1. 一种按照规定尺寸制作植入血管的支架的装置,所述装置包括:
处理器,其具有血管的图像数据,所述处理器执行包括以下步骤的程序:
将血管划分成多个节段,每个节段被限定为血管分支之间的空间;
选择看起来没有疾病的起点;
限定在起节段上的直径是最大直径;
根据幂律计算下一个相邻节段的最大直径;
测量下一个相邻节段的实际直径;
根据其中较大的直径来选择计算的最大直径或测量的实际直径;
使用选择的直径以发现该下一个节段的最大直径;
以及反复地进行直到每个节段都被检查;以及
显示结果以允许用户响应于端部近端和远端节段的最大直径来选择支架。
2. 权利要求1所述的装置,其中处理器响应于节段的测量直径、节段的计算直径以及节段的质量来确定节段的最大直径。
3. 权利要求1所述的装置,其中所述处理器根据由如下公式给出的幂律来计算节段的计算直径:
$$D^{\epsilon}(i+1) = D^{\epsilon}(i) + D_b^{\epsilon}(i)$$

其中D是节段的直径, D_b 是分支的直径,以及 ϵ 是指数。
4. 权利要求3所述的装置,其中 ϵ 具有2.0到3.0的值。
5. 权利要求1所述的装置,其中所述装置通过从自动组织定征、用户标识和形态的组中选择的方法来确定组织的常态。
6. 权利要求5所述的装置,其中自动组织定征利用血管相邻区域之间OCT信号的互相关。
7. 权利要求5所述的装置,其中自动组织定征利用内中膜(IM)与外部外膜(OA)的比率。
8. 权利要求7所述的装置,其中处理器首先利用Gabor滤波器来过滤血管节段的图像数据。

用于自动确定血管内腔轮廓的方法及装置

[0001] 相关申请

[0002] 本申请要求2012年12月12日提交的美国临时专利申请号61/736226的优先权,其全部内容在此通过引用并入。

背景技术

[0003] 在支架植入过程中大多数介入心脏病专家依赖于血管造影术以正确地按照规定尺寸制作和定位支架。不幸的是,当使用血管造影术投影时,内腔截面的离心率使得很难精确测量血管直径以按照规定尺寸制作支架。此外,弥漫性病变中正常和病变节段的区分也是困难的,因为血管造影术不能直接使血管壁上的斑块显影。血管造影术的这些局限性使得适当的支架尺寸和定位是一种挑战。不适当的支架尺寸,在支架的尺寸过大时,可能导致严重损害血管;在支架的尺寸过小时,达不到充分的治疗价值。

[0004] 虽然光相干断层造影(OCT)和血管内超声(IVUS)无需受到血管造影术中的固有局限性,但是OCT和IVUS成像方式仅在介入治疗的一小部分中引导支架展开。在支架展开中有有限度的使用OCT和IVUS成像的一个原因是,当前确定支架的最佳直径和长度的过程是主观和耗时的。需要一种简单且快速的方法,将血管内成像信息应用到适当地按照规定尺寸制作和植入支架,以产生正常血管轮廓的最佳可能修复。

[0005] 本发明解决了这种需要和其他需要。

发明内容

[0006] 在一方面,本发明涉及一种按照规定尺寸制作和调节用于修复狭窄血管轮廓的支架的方法。在一个实施例中,所述方法包括以下步骤:将血管划分成多个节段,每个节段被限定为血管分支之间的空间;选择看起来基本上没有斑块的起点;限定在这一点上的直径是最大直径;根据幂律计算下一个相邻节段的最大直径;测量下一个相邻节段的实际直径;根据其中较大的直径来选择计算的最大直径或测量的最大直径;使用选择的最大直径以发现该下一个节段的最大直径;反复地进行直到其中要植入支架的血管的每个节段都被检查;以及响应于端部近端和远端节段的直径来选择支架。

[0007] 在一个实施例中,响应于节段的测量直径、节段的计算平均直径和节段的质量来确定节段的最大直径。在另一个实施例中,幂律由如下公式给出:

$$[0008] \quad D^\epsilon(i+1) = D^\epsilon(i) + D_b^\epsilon(i)$$

[0009] 其中D是节段的直径, D_b 是分支的直径,以及 ϵ 是指数。在又一个实施例中, ϵ 具有约2.0到约3.0的值。在另一个实施例中,通过从自动组织定征、用户标识和形态的组中选择的方法来确定组织的常态。在另一个实施例中,自动组织定征方法利用血管相邻区域之间OCT信号的互相关。在又一个实施例中,自动组织定征方法利用IM与OA的比率。在又一个实施例中,首先利用Gabor滤波器来过滤关注的帧。在又一个实施例中,自动组织定征方法利用基于强度分布的帧。在另一个实施例中,所述方法还包括通过确定存在于血管中的疾病量来确定在血管中支架应该接触的位置。

[0010] 在另一方面,本发明涉及一种按照规定尺寸制作植入血管的支架的装置。在一个实施例中,所述装置包括处理器,其具有血管的图像数据,所述处理器执行包括以下步骤的程序:将血管划分成多个节段,每个节段被限定为血管分支之间的空间;选择看起来基本上没有斑块的起点;限定在这一点上的直径是最大直径;根据幂律计算下一个相邻节段的最大直径;测量下一个相邻节段的实际直径;根据其中较大的直径来选择计算的最大直径或测量的最大直径;使用选择的最大直径以发现该下一个节段的最大直径;以及反复地进行直到其中要植入支架的血管的每个节段都被检查;以及显示结果以允许用户响应于端部近端和远端节段的直径来选择支架。

[0011] 在一个实施例中,所述处理器响应于节段的测量直径、节段的计算直径以及节段的质量来确定节段的最大直径。在另一个实施例中,所述处理器根据由如下公式给出的幂律来计算节段的计算直径:

$$[0012] \quad D^{\epsilon}(i+1) = D^{\epsilon}(i) + D_b^{\epsilon}(i)$$

[0013] 其中D是节段的直径, D_b 是分支的直径,以及 ϵ 是指数。在又一个实施例中, ϵ 具有约2.0到约3.0的值。在另一个实施例中,所述装置通过从自动组织定征、用户标识和形态的组中选择的方法来确定组织的常态。在一个实施例中,自动组织定征利用血管相邻区域之间OCT信号的互相关。在一个实施例中,自动组织定征利用IM与OA的比率。在又一个实施例中,处理器首先利用Gabor滤波器来过滤血管节段的图像数据。在又一个实施例中,所述处理器执行利用基于强度分布帧的自动组织定征。在另一个实施例中,所述处理器通过确定存在于血管中的疾病量来确定在血管中支架应该接触的位置。

[0014] 在一个实施例中,本发明涉及一种显示一段血管的表示的基于处理器的方法。在一个实施例中,所述方法包括使用光相干断层造影系统响应于该段血管的距离测量来产生一组数据,该组数据包括沿着该段血管的多个位置的多个截面面积;显示具有第一轴和第二轴的第一面板,所述第一面板包括该段血管的第一纵向图像视图,其中第一轴对应于直径值,其中第二轴对应于沿着该段血管的位置;以及显示该段血管的最小内腔面积。在另一个实施例中,所述直径值被显示为平均直径或测量直径。在又一个实施例中,产生第一纵向视图的步骤使用多个平均截面直径。

[0015] 在另一个实施例中,所述方法包括在第二面板上显示该段血管的纵向视图,其中第一轴对应于直径值,其中第二轴以垂直条的方式对应于沿着该段血管的位置和血管的分支。在又一个实施例中,该条宽度的尺寸被设置为使其等于分支的宽度。

附图说明

[0016] 附图不一定按照比例绘制,相反重点通常在于说明原理。附图被认为是对各方面的说明,而不是要限制本发明,本发明的范围仅由权利要求限定。

[0017] 图1是根据本发明构造的系统的实施例的框图;

[0018] 图2a和b是OCT显示屏的实施例,其示出了血管的截面显示(图2a)以及血管的纵向截面(图2b);

[0019] 图3是用于确定支架的纵向截面的平均直径轮廓的高度示意性图的示例;

[0020] 图4是根据本发明的用于自动分析血管内腔轮廓的具有内分支分割和相关符号的平均直径轮廓的实施例;

[0021] 图5是概述了当没有关于血管壁中斑块特性的信息时,用于确定狭窄血管的最佳支架后轮廓的过程的一个实施例的流程图;

[0022] 图6是概述了当具有关于血管壁中斑块特性的信息时,用于确定狭窄血管的最佳支架后轮廓的过程的另一个实施例的流程图;

[0023] 图7示出了最佳内腔轮廓的实施例,其源自根据图6所示的本发明的实施例的OCT数据;

[0024] 图8a和b分别是根据本发明的实施例获得的对于正常血管以及具有斑块血管的图像帧的强度对像素深度的绘图;

[0025] 图9a是具有根据本发明的实施例获得的A线数据集的A线补片相关性的绘图;

[0026] 图9b是图9a的A线补片的图像;

[0027] 图10a是根据本发明的实施例获得的每一帧的IM(内中膜)与OA(外部外膜)的比率的绘图;

[0028] 图10b是对应于根据本发明的实施例获得的图10a的绘图中示出的各种帧的一系列图像;

[0029] 图10c是根据本发明的实施例处理的图10b的图像;

[0030] 图11a是根据本发明的实施例的正常组织的图像,其被限定为正常的参考帧;

[0031] 图11b是根据本发明的实施例的患病组织的图像,其被限定为患病的帧;

[0032] 图12是示出了根据本发明的实施例的用于计算支架伸展指标的测量点的示意图;

[0033] 图13是示出了使用伸展指标的支架后区域的示意图;

[0034] 图14是系统的图形界面的实施例的屏幕截图;

[0035] 图15是图14中所示的系统的图形界面具有一段选择用于支架植入的内腔的屏幕截图;

[0036] 图16是图14中所示的系统的图形界面具有另一段选择用于支架植入的内腔的屏幕截图;

[0037] 图17是图14中所示的系统的图形界面具有又一段选择用于支架植入的内腔的屏幕截图;以及

[0038] 图18是示出目标支架轮廓和目标血管轮廓之间差异的部分图形界面的屏幕截图。

具体实施方式

[0039] 光相干断层造影(OCT)、血管内超声(IVUS)和其他血管内成像方式提供有关血管尺寸和斑块特性的有价值信息。然而,当前的成像系统没有以易于为适当的支架选择和植入作出解释的方式呈现这种信息。

[0040] 图1是根据本发明构造的OCT系统10的实施例的框图。系统10包括光学探针12,其尺寸适于插入到关注的血管14中。光穿入探针12并且光从接收自探针12的组织反射,并且被传递到干涉和电子模块16。对应于接收自探针12的光的电子信号被传递到处理器模块14并且如本文所述的操作。该结果被显示在图形显示和控制单元20上。

[0041] 图2a和2b示出了市场上可买到的OCT系统显示的实施例,其描绘了从冠状动脉获得的图像。血管的单个横向截面图像被显示在用户选择的纵向位置(图2a),以及在血管内用户选择角度和位置的单个纵向截面(示出为穿过图1b的纵向图像的垂直线(a-a'))。随着

用户选择图2b的纵向图像中的不同位置,在该位置的截面呈现在图2a中。

[0042] 使用记录的图像作为引导,心脏病专家通常采用多步处理以提取所需的信息,进而选择适当的尺寸和长度的支架用于治疗病变部位(例如由斑块引起的狭窄)。所需的步骤通常包括:浏览图像集以发现最狭窄的内腔截面;测量最小的内腔面积(MLA);在远端方向从具有当前MLA的帧开始浏览图像集以定位具有最低斑块负荷和最大内腔直径的血管截面。接下来,心脏病专家测量和记录这个截面的平均直径作为远端参考直径 D_a ,并且重复搜索具有最低斑块负荷和最大内腔直径的血管截面,只是心脏病专家在近端方向而不是在远端方向上滚动图像集。当这个截面被发现时,心脏病专家测量和记录这个截面的平均直径作为近端参考直径 D_p 。接下来,心脏病专家旋转纵向切割面以定位任何大的分支和可能影响支架植入及其扩张直径的斑块特性。

[0043] 如果必要的话,心脏病专家则重新调整参考截面的位置,以考虑附近分支的存在。一旦这完成时,心脏病专家则必须测量近端和远端参考截面之间的距离 L (以毫米),以及选择支架,所述支架具有大于节段长度 L 的长度,以及具有 D_a 和 D_p 之间的直径,其在扩增后将确保良好的支撑并置而不过度扩展动脉壁。如果必要的话,心脏病专家则必须利用气囊式导管进行后扩张计划,以使支架直径成锥形,进而实现更好的符合血管内腔的正常锥形。

[0044] 在繁忙的导管室中,这些步骤可以是过于消耗时间以及难于可靠地实现。如果病变是弥漫性以及斑块存在于整个成像节段,或者如果存在一个或多个大的侧分支,那么可能出现额外的并发症,这使得参考帧难于识别以及血管的锥形度难于评估。

[0045] 不仅OCT和IVUS是用于介入前支架规划的重要方法,OCT和IVUS成像对于评估植入后支架扩增的质量也是有价值的。在支架展开过程中,位于近端和远端要植入支架的血管截面被用作参考以判断支架是否已经被适当地扩展。在当前的实践中,这些参考截面通常使用类似于上面所述的一种主观手动过程发现。因此,通常会遇到与内腔锥形化和侧分支类似的困难,其妨碍目前使用的球囊扩张的目标直径的定量。

[0046] 本发明建立在专利申请(美国专利公开号2011/0071404)公开的通过自动处理血管内图像而构建分支血管的平均直径轮廓的方法之上。该在先申请的全部内容在此通过引用并入。图3是现有技术已知的内腔平均直径的显示的简化版本的实施例。实心黑色区域示出血管节段的内腔的平均直径的变化,以及节段内侧分支的纵向位置和直径。水平轴表示图像帧数,其对应于沿着血管轴的距离。

[0047] 在一个实施例中,内腔面积最小的图像帧(MLA截面)作为测量狭窄面积相对于在一个或多个参考帧测量的截面面积的百分比的标记。参考直径旨在表示在血管节段中内腔的直径,其是在血管和支架边缘之间的可接受接触点。最佳接触点是动脉中内腔面积是局部最大以及斑块最小的那些区域(即,内膜是薄的和均匀的)。

[0048] 虽然平均直径轮廓的显示为动脉支架提供有用的引导,但是这类显示并不分辨正常和病变节段。此外,平均直径轮廓显示不提供血管的自然锥形化的可靠指示。即,当其沿着血管前进而远离心脏时,血管的直径通常逐渐减小。为了找到适当的正常参考截面,用户必须仍手动地搜寻区域内的图像帧集,其中直径是最大的以选择最佳候选。一旦合适的参考帧已经被找到,血管中锥形量的粗略测量可以通过分别位于MLA帧近端和远端的一对参考帧测量的平均直径之间的差值来获得。不幸的是,由于很多时候只能发现一个参考截面,因此目标节段内的血管锥形度不能被测量。在平均直径轮廓中示出的分支位置对于支架植

入是有用的,但是分支在血管锥形上的影响不能容易分辨。

[0049] 本文所公开的发明目的是通过使确定支架后血管的最优内腔轮廓的过程自动化而简化支架计划、评估和调整。这个最优轮廓旨在作为支架定尺寸、植入和支架后评估的客观指导。基于定量的图像处理方法来确定最优内腔轮廓,所述图像处理方法考虑斑块厚度、侧分支的尺寸和位置以及血管锥形。本发明的各种实施例通过省略在选择正常参考截面中所包含的手动操作以及为了支架尺寸估计锥形的正常血管轮廓,以扩大源于OCT或IVUS的效用。

[0050] 参照图4,通常方法的一个实施例将血管分成多(N)个节段。每个节段被限定为血管分支之间的空间。在图4中,每个血管分支示出为从血管向下延伸的垂直线,而不管围绕在血管周围的分支实际的方向。分支位置和直径由软件算法确定,所述软件算法自动定位和测量血管截面的内腔轮廓周围的间断点。然后,方法使用起点,例如,在一般区域中血管的最远端节段(1),其中用于植入的支架看起来是基本上不狭窄的。假定当前最大直径 D_{\max} (1)被限定在这个位置。

[0051] 然后,该方法评估下一个节段(2),在这种情况下是相邻的近端节段,并且计算下一个近端节段(2)的最大直径应该是多少,给定当前节段的直径,节段间分支的直径以及根据如下所述幂律的血管锥形的认识。下一个近端节段的实际直径被测量,较大那个直径(测量或计算的)用作该下一个节段的最大直径 D_{\max} (2)。然后过程进行到下一个近端节段等等,直到其中要植入支架的血管的整个长度被检查。此时,支架两端的扩张直径被限定。

[0052] 另一个实施例类似于前述实施例,不同之处在于,最大直径的质量(疾病严重程度)被确定。如果节段中具有最大直径的节段似乎是患病的,那么该节段中的其他图像帧被检查,并且为最大直径而选择更少患病的帧。以这种方式,所使用的最大直径帧实际上具有较小的物理直径但是也可以具有较小的内腔患病部分,所以更有可能表示实际的内腔直径。

[0053] 更详细地,如上所述,根据从冠状血管中血流的分析得到的幂定标法则,自然内腔锥形化被假定为主要是源自冠状动脉的分支。该法则规定:

$$D^{\epsilon}(i+1) = D^{\epsilon}(i) + D_b^{\epsilon}(i) \quad [\text{公式1}]$$

[0055] 其中 D 和 $D(i+1)$ 分别是第 i 个分支远端和近端血管节段的内腔直径。第 i 个侧分支具有直径 $D_b(i)$ 。指数 ϵ 是幂律定标指数,根据经验确定其具有约2到3.0的值。 ϵ 的最佳值的选择基于OCT和血管造影术图像数据库的分析,其中血管的锥形和这些血管的分支直径被测量。在正常患者中,该值通常是大约2.5。

[0056] 在此参照图4,在本发明方法的一个实施例中,由多个帧组成的血管图像被分成 $N+1$ 个内分支,其中 N 是侧分支的数量。节段内的每个所述多个帧对应于该节段的截面。每个内分支节段的平均直径则通过检查构成该节段的帧来确定。在每个节段中的平均直径等于该节段的最大值的图像帧成为正常参考节段的候选,即没有狭窄的血管中的最大直径。边界追踪方法,例如在美国专利公开号2011/0071404中所描述的,当施加到原始血管内图像数据时,可以用于自动测量平均内腔和分支直径。

[0057] 简单地说,用于检测血管内腔的边界追踪方法的一个实施例,首先包括使图像掩膜划分内腔壁的一般轮廓。在一个实施例中,掩膜是二进制的。该掩膜由多个扫描线组成,其中每个扫描线限定组织区域的开始和结束。因为可能的是扫描线可以包括一个以上的组

织区域,由于血液伪影等,权重与每个组织区域相关。接下来,加权组织的列表被创建,潜在轮廓被限定。在一个实施例中,最长的轮廓节段被限定为根轮廓节段。下一个相邻轮廓节段,顺时针和逆时针,然后被确定。

[0058] 下一个有效轮廓节段是超过角度、径向和欧几里得距离和长度阈值。即,其角度范围必须大于特定阈值;其径向位置必须与其他节段类似;以及其到下一个相邻轮廓节段的直接连接距离(欧几里得距离)必须大于特定阈值。最后,潜在轮廓节段的长度被确定,以及具有最长长度的节段被选为实际轮廓节段。轮廓节段之间缺少的轮廓数据然后被插值以除去轮廓中的间隙。此时,内腔的全部轮廓在给定血管节段的每个帧中已经被限定。

[0059] 现在可能出现两种情况,通常对应于上述方法的两个实施例。在一种情况,没有充足或没有关于血管的信息,使得正常或未患病区域不能被限定。在另一种情况,血管包括斑块损伤和正常组织区域。

[0060] 本发明的一个具体实施例适用于第一种情况,当没有用于确定特定血管节段的正常程度的有关壁中的斑块特性的信息时。当成像方式不能区分患病和正常组织时或者当成像质量下降时,这种情况可能出现。

[0061] 参照图5,流程示出了用于在没有关于正常血管直径的信息可用时,确定最佳的血管支架后轮廓的计算和决定的一个实施例。所示方法的一个特征是所述方法被设计为防止支架的过度扩展,同时仍包括所有内分支节段的信息。首先,每个节段和侧分支的平均直径被测量。(步骤1)。平均直径是圆的直径,所述圆具有与在该节段中所述位置的血管截面的面积相同的面积。

[0062] 作为起始条件,如使用OCT图像在血管图像的最远端节段(节段给出指定的指标($i=1$))测量的最大平均直径($D_{\max}(1)$),被限定为最优远端正常参考直径(np): $D_{np}(1)=D_{\max}(1)$ (步骤2)。从这一点来说,从远端到近端的每个($N+1$)节段的最优直径使用公式1的幂定标法则在公式2所示的形式进行计算(步骤3)。

[0063] $D_{np}(i+1)=\exp\{(1/\epsilon)\ln[D_p^\epsilon(i)+D_b^\epsilon(i)]\}$ [公式2]

[0064] 然而,如果在下一个相邻近端节段中计算的最优支架后直径, $D_{np}(i+1)$ 小于节段($i+1$)测量的最大直径,那么下一个相邻近端节段($i+1$)被设定为 $D_{\max}(i+1)$ (步骤4)。即:

[0065] 如果 $D_{np}(i+1)<D_{\max}(i+1)$,那么 $D_{np}(i+1)=D_{\max}(i+1)$ [公式3]

[0066] 根据公式2计算的迭代过程,使用公式3作为条件,重复直到所有节段被评估(图5)。由公式3描述的条件被包含以补偿缩放直径(其由开口疾病导致的狭窄分支,特别是在斑块负担严重的区域造成)中的误差。

[0067] 上面讨论的本发明的第二实施例适用于更一般的情况,其中根据斑块厚度和通过单独图像处理算法从血管内数据得到的其他变量,特定血管节段的正常程度被评级。在该方法的一个实施例中,评级方案为每个图像帧分配1和K之间评分的整数,其中1表示正常(未患病)以及K表示不正常(严重患病)。K通常是2和5之间的小整数。只有在其整个圆周上具有非常薄的内膜(小于几百微米厚)的未患病的图像截面被分配1的等级。

[0068] 根据内膜层的厚度以及内膜增厚的角度范围,患病截面被分配较高数值直到最大值K。例如,内膜可以显得很薄,例如在血管截面的圆周弧度 90° 没有明显的斑块而剩余 270° 是厚的(由于存在斑块)。这个截面将比例如在 180° 的圆周上具有薄的内膜而剩余 180° 的圆周是厚的的血管被给出较高数值的评级(患病更重)。用于从OCT图像数据计算这些评级的

具体方法在本文中描述。

[0069] 图6是根据上述发明的实施例的用于确定最优支架后内腔轮廓的过程的流程图，其对于每个图像截面使用正常等级：

[0070] $1 \leq L_n \leq K$ 。

[0071] 在这个实施例中，(i) 还表示节段数，mm是计数指标(index)，kk是存储的指标以及N是节段的总数。如上述实施例，计算从最远端帧开始，并且最优直径通过公式1所述的定标法则来确定。然而，正常等级的结论允许支架在远端节段中扩展超过在当前节段中测量的最大直径，如果在相邻截面中的正常等级 L_n 较低。对于给定节段，最佳参考直径被选择为具有较好正常等级的最近的近端节段中的最大直径。最大直径条件包括补偿缩放直径中的误差，该误差由开口疾病变窄的分支造成。

[0072] 使用正常状态的方法开始于，如在其他实施例中，获取节段的平均直径和侧分支数据(步骤1)。接下来每个内分支节段的最大直径被确定(步骤2)。在每个最大直径帧确定正常等级(步骤3)。然后暂定的最优直径被确定(步骤4)。此时，近端进行节段的搜寻，在所述节段中 D_{max} 是更正常的并且正常等级 L_n 小于预定阈值(步骤5)。搜索每个节段的最大直径(步骤6)。当具有大于先前最大直径的最大直径被找到时，其成为新的最佳直径(步骤7)。在搜索完所有节段后，血管内支架后内腔的最优直径被确定。

[0073] 图7示出了根据图6所示的本发明的实施例的源自OCT数据的最优内腔轮廓的示例。阴影线所示区域旨在作为选择支架的直径和长度的引导。在每个最大平均直径帧的截面OCT图像作为参考示出。在这个示例中，内腔直径相对平滑地从平均约2.84mm逐渐减少到2.03mm，在血管节段的近端直径中具有适度的突变，由于存在帧255中心的侧分支。计算的轮廓和截面的内腔直径之间的良好一致性是明显的，其中血管内膜是最薄的。对于间距约0.2mm的帧，需要覆盖最严重的病变部分的支架长度是27mm；即，从图像帧125到图像帧260。

[0074] 在一个实施例中，用户可以选择计算的轮廓上的位置，以设置支架边缘优选的接触位置。为了便于规划接触位置，在一些实施例中，具有高正常等级的图像区域显示为彩色编码条或其他指示。参考帧检测和评级方法使用图像处理 and 计算机视觉算法以确定内膜中层(IM)和外部外膜(OA)区域的厚度。这使用直接对原始A线、来自图像外面中心的扫描数据和重构的帧起作用的方法组合来实现。在一个实施例中，如果远端接触点不在血管的基本上正常区域中该系统警告用户。

[0075] 定义正常状态的一种方法是确定光学阈值。在一个实施例中，基于沿着每个帧中所有A线的结合图像强度分布，最优强度阈值被确定。该阈值被选择，使得其在A线的强度分布中由箭头示出的转折区域(图8a)中。这个阈值还可以通过计算对应于距内腔壁固定距离(例如，大约0.56mm)的区域的平均强度值来确定。这个距离对应于组织学研究中测量的内膜中层(IM)区域。对于具有斑块的帧，具有增厚的强度分布(图8b)，其适当地修改阈值。在转折点的容忍因子内的强度阈值用于创建具有分离的前景和背景的二进制图像。二进制图像的前景对应于IM区域，其厚度被测量。IM区域的平均厚度表示正常程度。带有斑块的帧具有增厚的IM区域，而正常、未患病帧具有均匀的小IM厚度。

[0076] 另一种方法是考虑对于帧中的所有A线，没有患病的参考帧具有均匀结构和强度特性。这种均匀特性通过使用互相关和结构相似性技术来获取。每个A线和其邻近的A线组合在一起以产生所谓的A线补片。然后该补片互相关，使用归一化互相关，其中结合整个A线

数据集和相关数据。接下来的重叠A线补片重复这个过程,直到每个A线补片在整个A线数据内互相关。

[0077] 然后相关数量被绘制出来(图9a和9b)。与相邻的A线比较具有较低相关数量的A线表示非均匀性,意味着存在斑块。正常无斑块帧将理想地具有在所有A线内一致的相关数量。在图中黑色区域对应于导丝阴影区域。结构相似性度量(SSIM),诸如Z.Wang等在IEEE Trans.Image Proc 2004年第14卷第4期中的“Image quality assessment:From error visibility to structural similarity”所述的,其测量强度类似性以及互相关,还将提供均匀特性,其可以用于区分正常和患病帧。Wang方法使用在两个相邻补片中每个像素中心窗口中强度的平均值和标准差,以计算两个补片之间结构中感知变化的度量。在所有补片内具有更均匀SSIM的帧趋于正常,而带有斑块的帧将具有不均匀的SSIM值。

[0078] 正常状态的另一种测量是IM与OA的比率。为了获得这个比率,首先使用过滤器组过滤关注的帧,所述过滤器组包括组合的低通和Gabor滤波器。基本的Gabor滤波(公式4)是使用正弦函数调制的高斯滤波器。其相当于低通滤波器,并且可以围绕血管图像被定向为不同的径向方向。高斯通过改变下面公式中的相位项沿着不同的预定方向定向,以获取在正常帧的OA区域中可见的特性镜面区域。滤波器的一般形式为:

$$[0079] \quad g(x, y) = \exp\left\{-\frac{1}{2}\left[\frac{x^2}{\sigma_x} + \frac{y^2}{\sigma_y}\right]\right\} \cos(2\pi\mu_0 x + \varphi) \quad [\text{公式 4}]$$

[0080] 其中 μ_0 是频率, φ 是相位, σ_x 和 σ_y 是高斯包络参数。通过选择x和y,获得具有任意取向的Gabor滤波。Gabor滤波已经在分割和模式识别应用中得到广泛的使用,特别是对于纹理分类。对于滤波器组,滤波器参数的最优设置是通过训练过程获得的,所述训练过程识别突出镜面特性的参数范围,特别是OA区域的角度和尺寸强度变量。

[0081] 在一个实施例中,为了训练,一组OA区域被用户识别,同时Gabor滤波施加到该组OA区域。滤波器参数,例如 φ 、 σ_x 和 σ_y 是在宽范围内变化的值。对OA区域给出最大响应而对IM区域给出低响应的参数集,被选作为过滤OA区域的最佳参数集。一旦这些最优参数被确定,他们可以被用于所有数据集。在正常帧中IM和OA区域之间的主要区别特征是存在镜面特征,其表示存在松散的胶原蛋白或在动脉外膜中的血管周围脂肪。过滤器,一旦被调整,试图突出这些特征而抑制所有其他特征。

[0082] 在使用如上所述的过滤器组过滤帧之后,得到的IM区域和镜面OA区域相对于背景被突出显示为高强度颜色。在下一个步骤中,在过滤后的图像上显现出两组轮廓;一组从图像的中心向外,另一组从图像的外边界向内。即,两组轮廓被显现出来,一组试图限定IM和OA之间从中心向外移动的边界,以及从外部向内移动的边界。轮廓基于底层图像强度和纹理特征传播。该图像被过滤,突出了IM和OA纹理。当底层区域具有IM区域的均匀纹理特性时,IM轮廓以恒定的速度传播。当其到达具有OA区域纹理特性的区域时,减慢和停止其传播。OA轮廓,其起始于图像的外边界,通过噪声传播,直到其到达OA纹理区域,此时其减慢和停止。

[0083] 内部轮廓从内腔边界向外传播,其已经由标准OCT软件检测。在每一点,用于传播这个轮廓的步长基于图像中在该点的底层强度特性被确定。明亮的均匀区域意味着更大的步长,而低强度和高强度梯度意味着较小的步长。当其达到对应于IM区域的边缘的边缘梯

度时,该轮廓停止传播。图10C描述了IM和OA区域。

[0084] 外部轮廓从图像的外部边缘向着中心传播。与内部轮廓一样,这个轮廓的步长基于底层强度特性。这里,当强度值较低时步长较大,当其达到边缘或高强度区域时轮廓停止传播。这将通常对应于OA区域的边缘。在内部轮廓已经完成进化之后,外部轮廓生长。如果外部轮廓接近内部轮廓发生在OA区域(一些事通常发生在斑块中)中没有充足的过滤镜面特征时,他的传播被中止。内部和外部轮廓之间的区域对应于分段的OA区域。带有斑块的帧将具有更薄的OA区域,而那些没有斑块的帧,具有在纹理过滤步骤之后突出的强镜面特征,将更厚。

[0085] 因此,这两个轮廓将帧分隔或分割为IM和OA区域(图10b)。在每条A线的IM宽度和OA宽度的比率提供正常状态的指示(图10a)。斑块区域具有高IM和非常低OA的区域,而正常区域具有几乎相等的IM和OA宽度。在帧中所有A线的平均比率,忽略导丝区域,是在图10a中聚类所体现的正常状态的指示。没有斑块的帧具有低的平均IM与OA的比率,而具有斑块的帧具有高的IM与OA的比率。

[0086] 更详细地,图10a示出了帧采样的平均IM与OA的比率的散布图。同时也绘出平均IM与OA的比率的前50%和平均IM与OA的比率的前33%的散布。具有大于约2的IM与OA的比率的帧是患病的,而具有小于约2的IM与OA的比率的帧是正常的。这些具有小于约2的比率的帧被用作参考帧。各种平均比率提供正常状态的度量,其用作参考帧的评级。在图10c中,在底部的帧是过滤和轮廓生长步长的输出,并且示出IM和OA分割。这用于计算帧的IM与OA的比率。具有斑块的帧示出较小的整体OA厚度,因此其IM与OA比率远大于那些没有斑块的帧。

[0087] 在一个实施例中,等级1到5被提供用于每个帧,其中1表示正常组织的图像帧,5表示病变组织的图像帧。等级基于象限的数量,其中IM区域具有大于特定阈值的厚度。图11a中示出的帧是等级1,而在图11b中示出的帧是等级5。内部轮廓100和外部轮廓110是分割IM和OA区域的内部和外部轮廓。基于内部轮廓计算在每个象限中的平均IM厚度。在所有象限中的厚IM表示疾病,并且给出较低的等级。

[0088] 计算的支架轮廓与内腔直径相比较以确定指标值,其提供计算的理想轮廓和当前内腔轮廓之间误差或偏差的测量(参见图12和13)。在每个帧,计算的支架轮廓面积和当前内腔面积之间的百分比差被计算。

[0089] 支架扩展误差指标 = (理想面积 - 当前面积) / 当前面积 公式5

[0090] 在每个帧计算的误差被结合以给出整个拉回的单个指标。较低的数量将表示较小的误差(图13)。

[0091] 参照图14,系统的图形界面210的实施例包括多个面板和子屏。第一面板214是由OCT成像的血管的纵向截面。光亮区域218表示血管内腔的壁,而黑色区域219是血管的内腔。第二面板222是血管的横截面,其示出由白色垂直线226指示的在第一面板214中的位置。

[0092] 血管内腔,由系统或其组件检测,由虚线分割边界230表示。图像中的阴影234是由用于引导探针的导丝引起的阴影。探针238的中心被成像为由同心圆围绕的白点242。最亮的同心圆246是探针壁内的氧化钛校准层。具有点250的对角线表示通过血管纵向轴的图像切割平面的方向。显示出最大直径251和最小直径252。此外,显示出的一系列控制框253允许操作者以不同的方式处理图像。

[0093] 第三面板254是血管内腔的轮廓表示,其中内腔的内部是较暗的[256],内腔的外部是较亮的[257]。垂直黑色区域258(为了清楚起见仅标注一个)或条是侧分支,其中,不论其离开内腔时的实际方向,被描述为垂直地从内腔下垂。垂直黑色区域的宽度是侧分支宽度的度量。

[0094] 第四面板262是信息面板,其表示在第二面板222中示出的内容以及在血管图像上进行的任何测量结果。在这个示例264中,血管的面积被计算并且最大和最小直径测量结果被显示。

[0095] 参考图15,在这个示例中,用户已经移动截面位置指示器(如在截面帧214中大约45mm的线287所示),并且已经指示了通过检查面板四中的MLA框273对MLA进行计算。作为响应,系统产生远端边界标记274和近端边界标记278,并且允许用户分别定位这些线中每一条,在需要的情况下,通过拖放每条线。面板三表示远端和近端边界282,283被定位在何处,以及显示对于给定内腔区域(白色点线)286的目标内腔直径。目标内腔直径是血管的最大尺寸,其不应被支架直径超过,因为有可能使血管破裂。要注意的是,随着内腔在侧分支降低,白色点线在分支逐步减低(例如,参见290)。此外,系统在区域294中变暗,例如具有阴影线或对比色,作为实际内腔壁和由白色点线示出的目标内腔直径之间的差值。该系统示出了近端边界和远端边界指示器之间的距离296。因此,在一个实施例中,软件可以配置为使得作为给定用户界面的一部分,实际内腔壁和目标内腔之间的差值使用视觉指示器显示。

[0096] 参照图16,如图所示,用户已经移动了下部边界指示器274和上部边界指示器278,同时系统具有为这个新范围重新计算的MLA,并且将其300显示在面板上。此外,系统重新计算远端和近端边界指示器之间的差值,并且显示这个测量结果296'。用户可以继续尝试各种远端和近端边界指示器的位置(图17),以进行各种测量,从而能够判断植入支架的最佳位置,支架应该具有的长度,以及支架应该具有的直径。以这种方式,血管和内腔的OCT表示配置为可变形或可修改的表示,这允许测量不同的支架植入情形。

[0097] 因此,用户可以确定是否需要一个以上的支架;是否支架将阻塞太多的分支血管;以及是否支架端部的位置(接合区域)将导致他们被放置在狭窄区域内。该系统还标记在每个边界指示器282,282'的血管直径297,297'。这两个数值表示当前血管内腔直径(较小的数值)以及目标内腔直径(较大的数值)。该系统还提供在内腔302中给定点的标签300,其列出当前内腔直径(较小的数值)以及目标内腔直径(较大的数值)(通常是303),MLA304和狭窄面积百分比(AS)305,其中AS由以下公式给出:

[0098] $AS = (\text{最优面积} - \text{当前面积}) / \text{最佳面积}$ 公式6

[0099] 该系统还可以确定支架端部的目标支架直径。使用血管内腔直径计算目标支架轮廓。为此,该算法进行多种假定。首先,内腔节段的直径是恒定的,其是分支之间的内腔。随着内腔跨过分支,内腔的直径减少,使得内径的近端直径大于远端直径。这种内腔节段之间内腔直径中的增量式减少与内腔节段之间的分支直径成比例。最后,基于软件执行本文所述的公式以及直径计算和其他步骤,包括警告用户支架的端部被放置在可能破裂的狭窄脂类或钙区域的警报。

[0100] 因此,在具有远端或近端支架边界的节段中的目标支架轮廓的直径基本上等于在该远端或近端边界的实际内腔。此外,近端和远端边界之间面积的差值被分配在与节段之间分支直径成比例的两个边界之间的节段。这意味着两个节段之间面积的减少与两个节段

之间的分支直径成比例。

[0101] 如果有N个分支,用于确定在每个具有分支面积 (brachA_n) 的分支 (n) 的支架的面积δ_n中增量变化的调法或算法是:

[0102] $\Delta = \text{近端面积} - \text{远端面积}$ 公式7

[0103] 其中 Δ 是面积的差值。这等于每个分支面积中增量变化的总和,求和所有 (N) 分支。

[0104] $\Delta = \sum_{n=1}^N \delta_n$ 公式8

[0105] δ_n与brachA_n成比例 公式9

[0106] $\delta_n = (\text{brachA}_n * \Delta) / \sum_{n=1}^N \text{brachA}_n$ 公式10

[0107] 因此,在每个分支的直径变化是

[0108] $d_n = \sqrt{4\delta_n / \pi}$ 公式11

[0109] 有一些值得考虑的特殊情况。例如,如果支架足够小以植入一个节段内,那么该支架轮廓是连接两个端部的直线,并且这两端具有相同的直径。如果近端光标的内腔直径小于远端光标的直径,那么支架轮廓是连接两个端部的直线,但是这两个端部具有不同的直径。

[0110] 参照图18,示出的是描述目标支架轮廓310和目标内腔直径轮廓286之间差异的部分图形界面。在使用中,从数据库收集和检索内腔的OCT扫描的数据,由系统、方法或另外描述的部件产生目标内腔轮廓。该系统然后使用本文所述的一个或多个算法和方法计算目标支架直径。另外,该系统基于用户在用户界面中的支架中选择的位置可以尝试不同的支架植入。

[0111] 先前的描述旨在提供适于执行本文所述的本发明方法的装置硬件和其他操作部件的概述。此描述不是为了限制本发明的应用环境或范围。类似地,硬件和其他操作部件可以适于作为上述装置的一部分。本发明可以使用其他系统配置实现,包括个人计算机及、微处理器系统、基于微处理器或可编程的电子装置、网路PC、小型计算机、大型计算机等等。

[0112] 详细描述的一部分根据计算机存储器内的数据位的操作的算法和符号表示呈现。这些算法描述和表示可以被计算机和软件相关领域的技术人员使用。在一个实施例中,算法通常被定义为得到期望结果的前后一致的操作顺序。如本文所述的方法步骤或其他方式执行的操作是那些需要物理量的物理操作。通常,虽然不是必须的,这些物理量采用能够存储、传输、组合、转换、比较以及其他方式处理的电或磁信号形式。

[0113] 除非特别声明,否则从下面的讨论中显而易见的是,应当理解,在整个说明书中,利用诸如“处理”或“计算”或“显示”或“比较”、“校准”、“产生”或“确定”或“显示”等的术语,涉及计算机系统或类似电子计算装置的动作和处理,其将在计算机系统的寄存器、存储器中表示为物理(电)量的数据操作和转换为在计算机系统存储器或寄存器或者其他这种信息存储、传输或显示装置中类似表示为物理量的其他数据。

[0114] 本发明,在一些实施例中,还涉及用于执行本文操作的装置。该装置可以根据所需的目的特别地构造,或者其可以包括由存储在计算机中的计算机程序选择性激活或重新配置的通用计算机。

[0115] 本文所呈现的算法和显示并不固有地涉及任何特定计算机或其他装置。各种通用系统可以使用根据本文教导的程序,或者可以证明便于构造更专用的装置以执行所需的方

法步骤。各种这些系统所需的结构可以从下面的描述中显现出来。

[0116] 本发明的实施例可以以许多不同的方式实施,包括但决不限于,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)或其他PLD、离散组件、集成电路(例如,专用集成电路(ASIC)、或包括其任意组合的任何其他装置)一起使用的可编程逻辑。在本发明的典型实施例中,使用OCT探针和基于处理器的系统采集的数据的一些或所有处理被实现为一组计算机程序指令,其被转换为计算机可执行形式,诸如存储在计算机可读介质中,并且在操作系统的控制下由微处理器执行。因此,查询响应和输入数据被转换为处理器可理解指令,其适于产生OCT数据、产生和传播轮廓、过滤数据、显示区域、面积和体积测量、基于或响应于参数执行医疗装置指定动作、或者其他特征和上述实施例。

[0117] 执行所有或部分本文先前描述的功能的计算机程序逻辑,可以以不同的形式实施,包括但决不限于,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、连接器(linker)或定位器产生的形式)。源代码可以包括与各种操作系统或操作环境一起使用的以各种编程语言(例如,目标代码、汇编语言、或高级语言(例如,Fortran、C、C++、JAVA或HTML))实现的一系列计算机程序指令。源代码可以定义和使用不同数据结构和通信消息。该源代码可以是计算机可执行形式(例如,通过解释器),或源代码可以转换(例如,通过翻译器、汇编器或编译器)为计算机可执行形式。

[0118] 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、或中间形式)永久或暂时地固定在有形存储介质中,例如半导体存储装置(例如,RAM、ROM、PROM、EEPROM或闪速可编程RAM)、磁存储装置(例如,磁盘或固定盘)、光存储装置(例如,CD-ROM)、PC卡(例如,PCMCIA卡)或其他存储装置。计算机程序可以以任何形式固定在信号中,所述信号利用各种通信技术被传输到计算机,所述通信技术包括但决不限于,模拟技术、数字技术、光技术、无线技术(例如,蓝牙)、网络技术、和网络互联技术。计算机程序可以以任何形式被分配为具有附带的打印或电子文档(例如,压缩打包软件)的可移动存储介质、预装载计算机系统(例如,在系统ROM或固定盘上)、或通过通信系统(例如,因特网或万维网)从服务器或电子公告板分布。

[0119] 可编程逻辑可以永久或暂时地固定在有形存储介质中,例如半导体存储装置(例如,RAM、ROM、PROM、EEPROM或闪速可编程RAM)、磁存储装置(例如,磁盘或固定盘)、光存储装置(例如,CD-ROM)、PC卡(例如,PCMCIA卡)或其他存储装置。可编程逻辑可以固定在信号中,所述信号利用各种通信技术被传输到计算机,所述通信技术包括但决不限于,模拟技术、数字技术、光技术、无线技术(例如,蓝牙)、网络技术、和网络互联技术。可编程逻辑可以分配为具有附带的打印或电子文档(例如,压缩打包软件)的可移动存储介质、预装载计算机系统(例如,在系统ROM或固定盘上)、或通过通信系统(例如,因特网或万维网)从服务器或电子公告板分布。

[0120] 下面更详细地讨论合适的处理模块的各种实施例。如本文所用,模块涉及适于执行具体数据处理或数据传输任务的软件、硬件或固件。通常地,在优选实施例中,模块涉及软件例程、程序、或适于接收、转换、路由或处理指令的其他存储器驻留应用程序、或者各种类型的数据(例如,测量的探针参数、量化参数、编码方案、解码方案、校准数据、探针长度、探针测量结果、探针强度、以及其他关注的信息)。

[0121] 本文所述的计算机和计算机系统可以包括可操作相关的计算机可读介质,例如用于存储软件应用程序的存储器,所述软件应用程序用于获取、处理、存储和/或传输数据。可以理解的是,所述存储器相对于其可操作相关的计算机或计算机系统可以是内部、外部、远程或本地的。

[0122] 存储器还可以包括用于存储软件或其他指令的任何装置,例如但不限于,硬盘、光盘、软盘、DVD(数字多功能盘)、CD(光碟)、记忆棒、闪存存储器、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(扩展可擦写PROM)、和/或其他类似的计算机可读介质。

[0123] 通常,与本文所述的本发明的实施例相关的计算机可读存储介质可以包括能够存储由可编程装置执行的指令的任何存储介质。在适用的情况下,本文所述的方法步骤可以实施或执行为存储在一个或多个计算机可读存储介质中的指令。这些指令可以是以各种可编程语言(例如,C++、C、Java、和/或可以适于产生根据本发明实施例的指令的各种其他类型的软件编程语言)实现的软件。

[0124] 本发明的方面、实施例、特征和实施例在所有方面被认为是说明性的,而不是为了限制本发明,本发明的范围仅由权利要求限定。在不偏离本发明的精神和范围的情况下,其他实施例、改进方案和用途对于本领域技术人员来说是显而易见的。

[0125] 在申请中使用的标题和章节不是为了限制本发明;每个章节可以适于本发明的任何方面、实施例或特征。

[0126] 在整个申请中,如果合成物被描述为具有、包括或包含特定组件,或者,如果过程被描述为具有、包括或包含特定过程步骤,可以考虑到本发明教导的合成物还由,或者基本上由列举的组件组成,以及本发明教导的过程还由,或者基本上由列举的步骤组成。

[0127] 在本申请中,如果元件或组件被描述为包括和/或选自列举元件或组件的列表,可以理解的是,该元件或组件可以是列举元件或组件中的任意一个,并且可以选自由两个或多个列举元件或组件组成的群组。此外,应当理解的是,在不偏离本文显式或隐式的本发明教导的精神和范围的情况下,本文所述的合成物、装置或方法的元件和/或特征可以以多种方式组合。

[0128] 使用术语“包括”、“包含”、“具有”、“含有”、“拥有”或“有”通常应该理解为开放式和非限制性的,除非另外特别说明。

[0129] 本文使用的单数包括复数(反之亦然),除非另外特别说明。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规定。此外,如果在定量值之前使用术语“大约”,本发明教导还包括具体量化值本身,除非另外特别说明。

[0130] 应当理解的是,步骤的顺序或用于执行特定动作的顺序是不重要的,只要本发明的教导保持可操作。此外,两个或多个步骤或动作可以同时进行。

[0131] 当给出值的范围或列表时,值的范围或列表的上限和下限之间的每个中间值都单独考虑,并且包含在本发明内,就仿佛每个值被明确地列出。此外,在给定范围的上限和下限之间的包括上限和下限的小范围被考虑并且包含在本发明内。示例性值或范围的列表不是排除其他值或范围,而是包括给定范围的上限和下限。

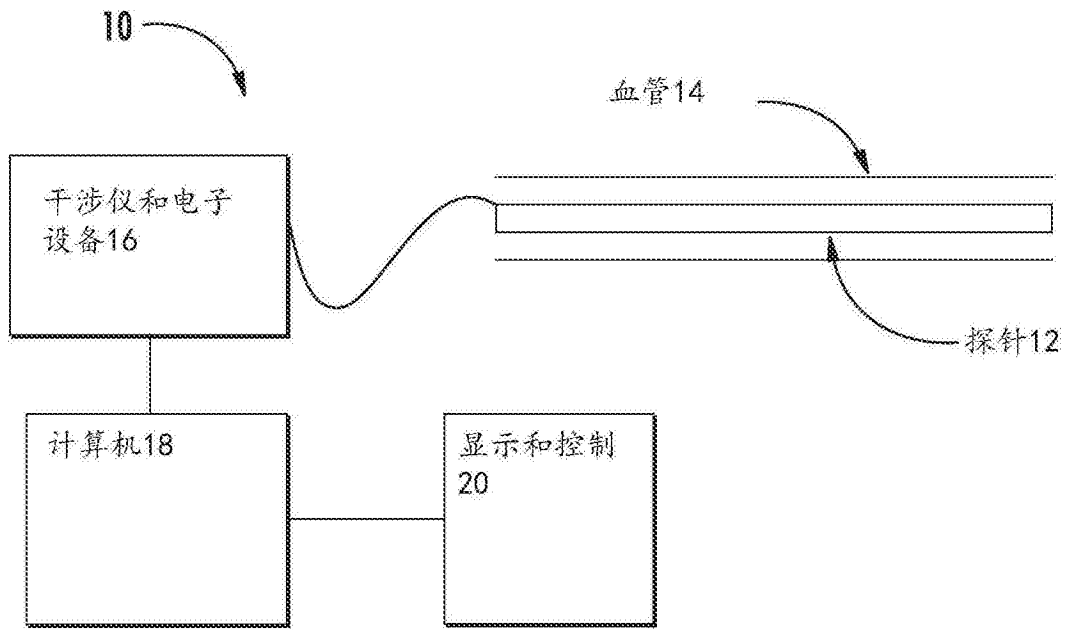


图1

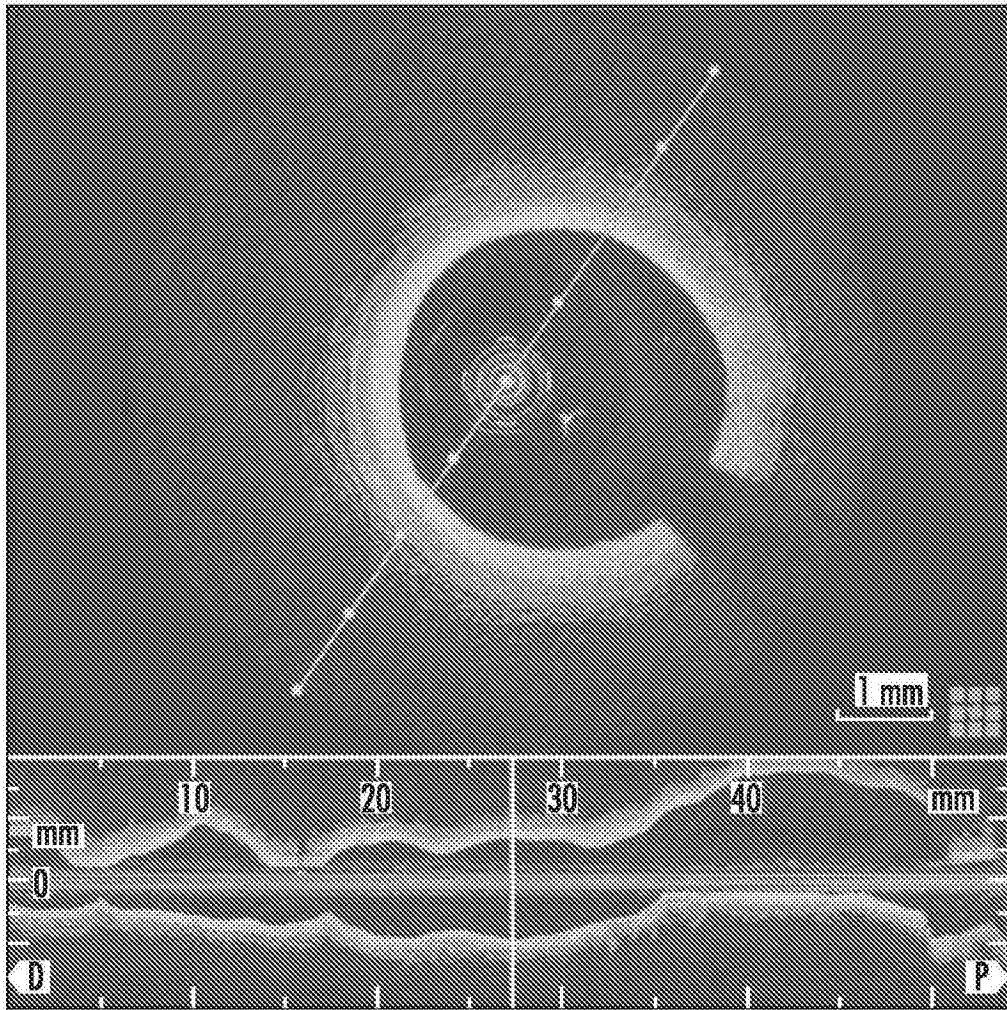


图2a

图2b

a'
(现有技术)

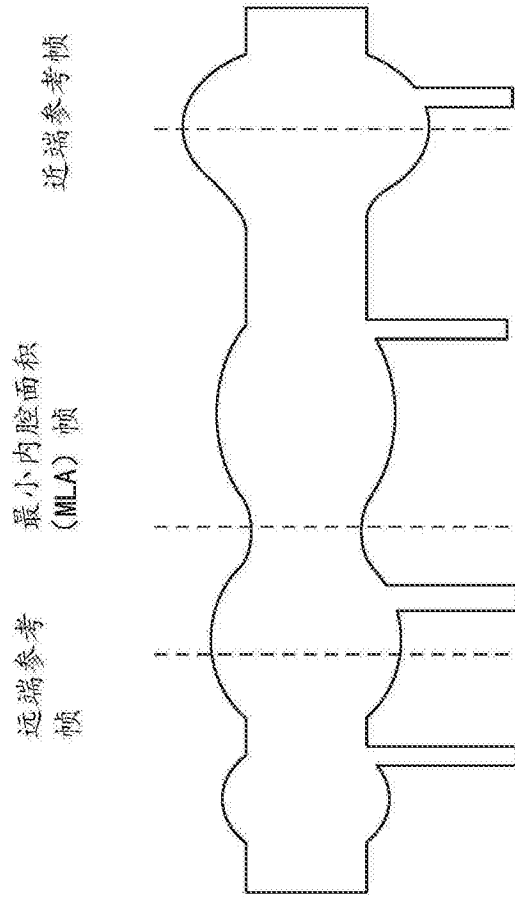


图3

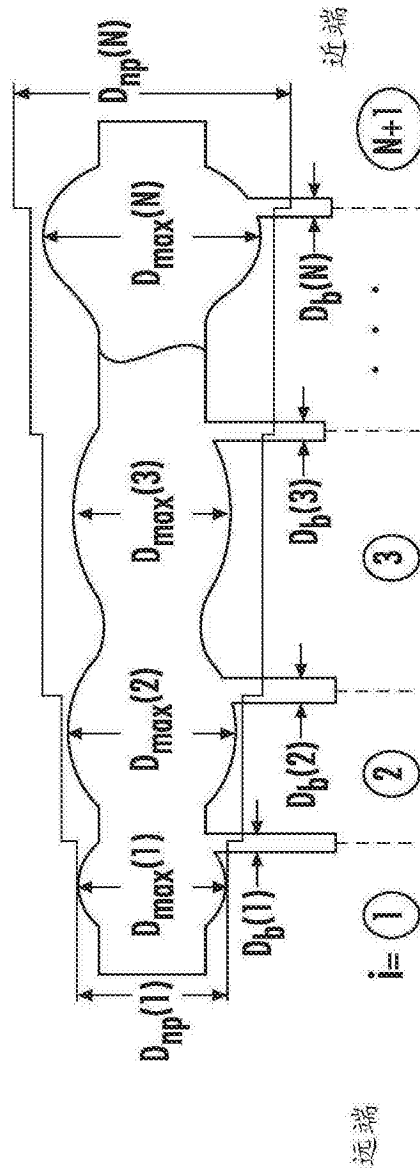


图4

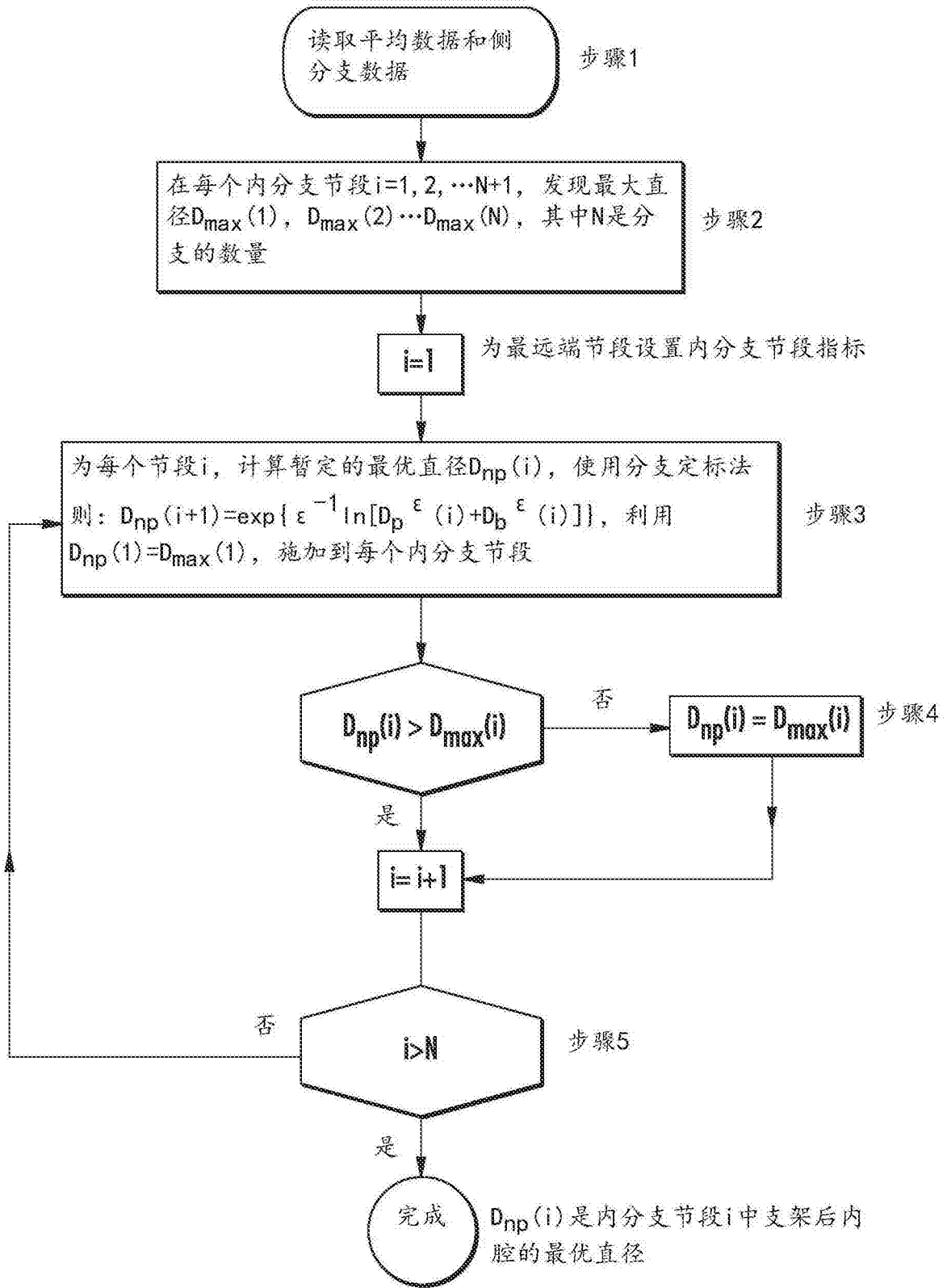


图5

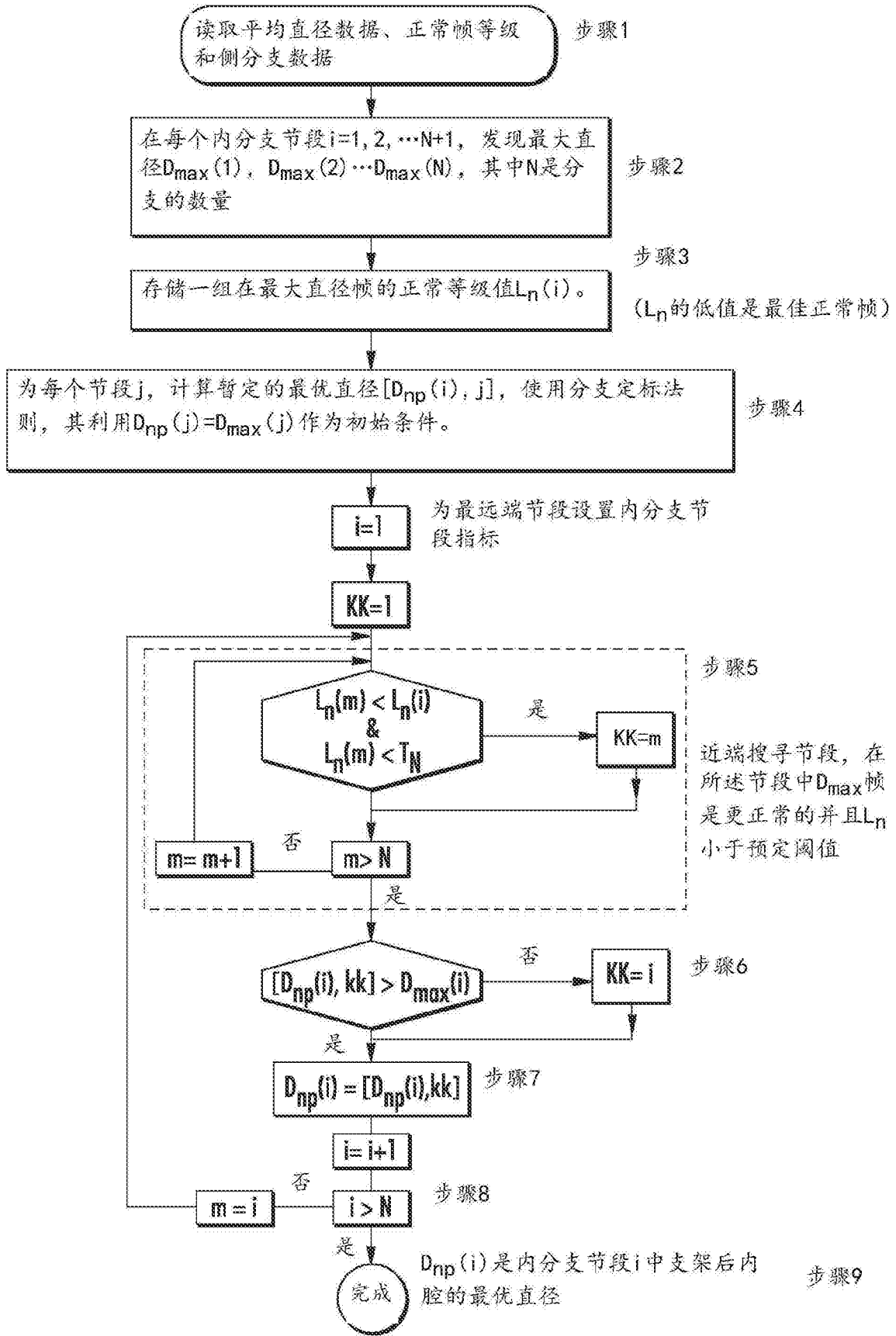


图6

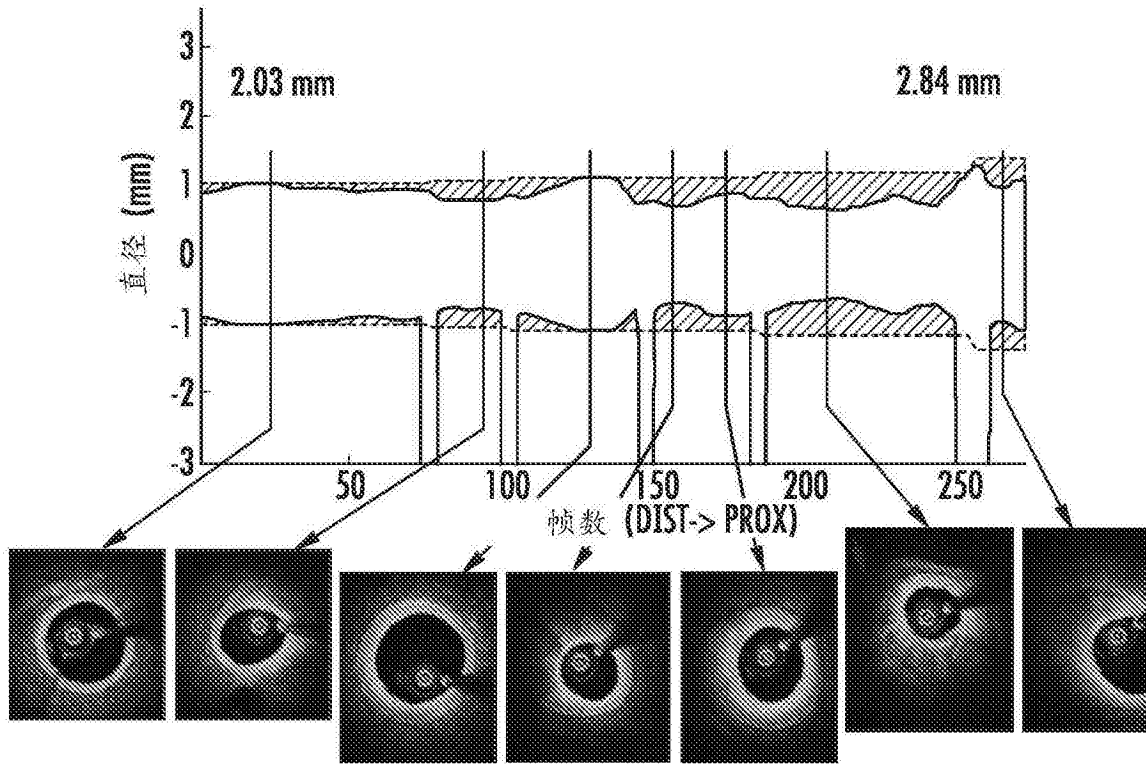


图7

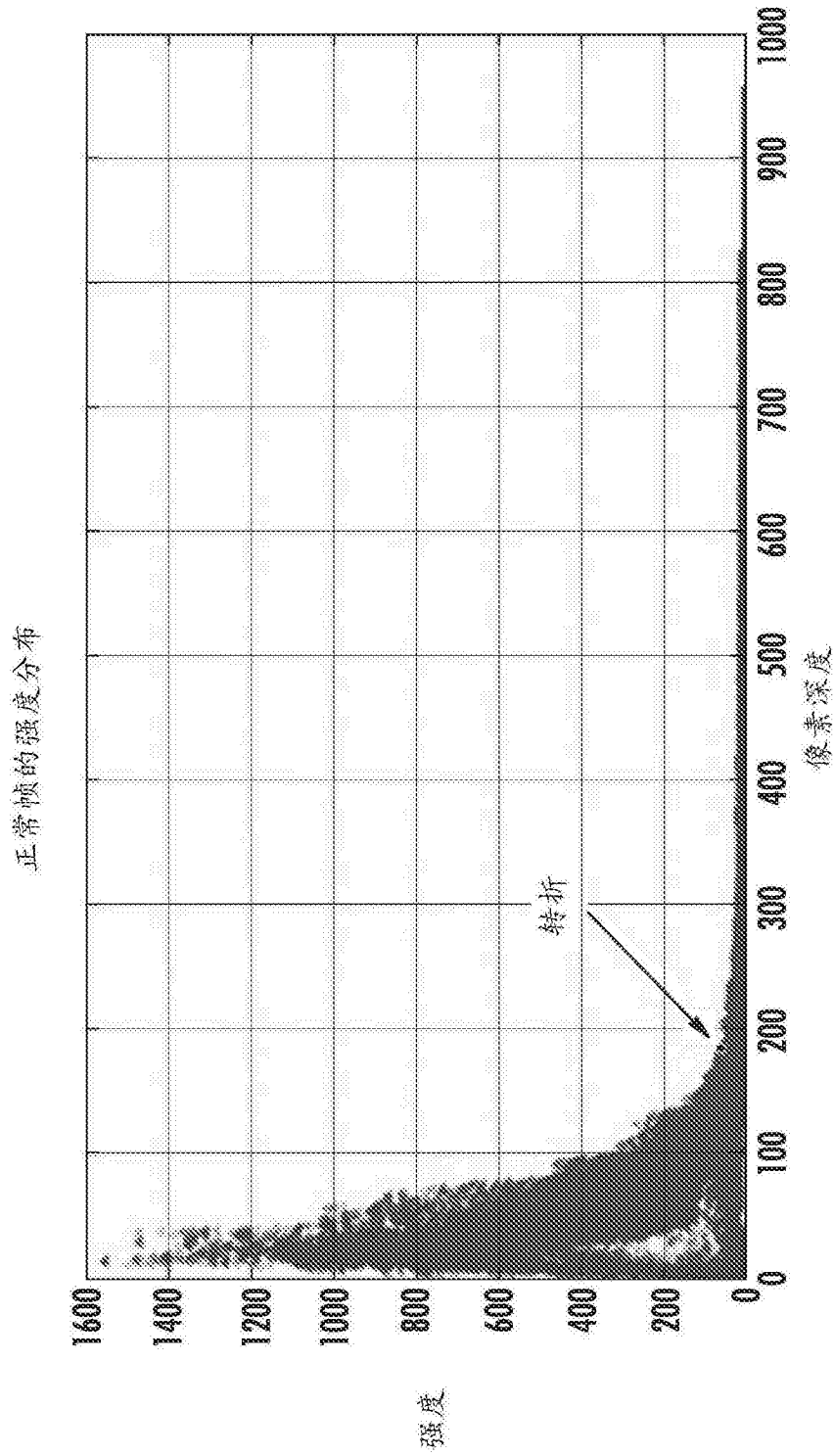


图8a

具有斑块的帧的强度分布

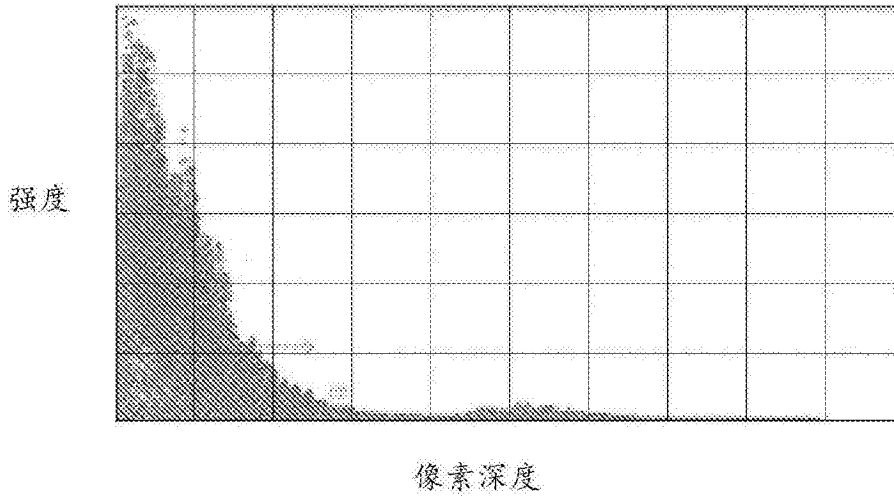


图8b

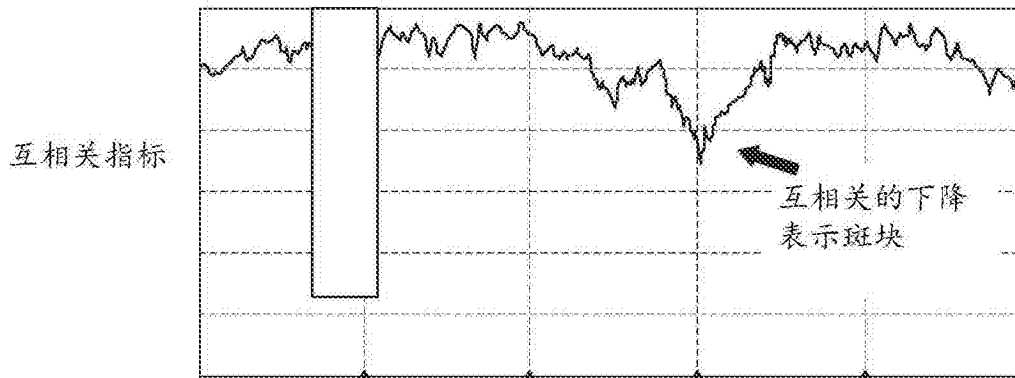


图9a

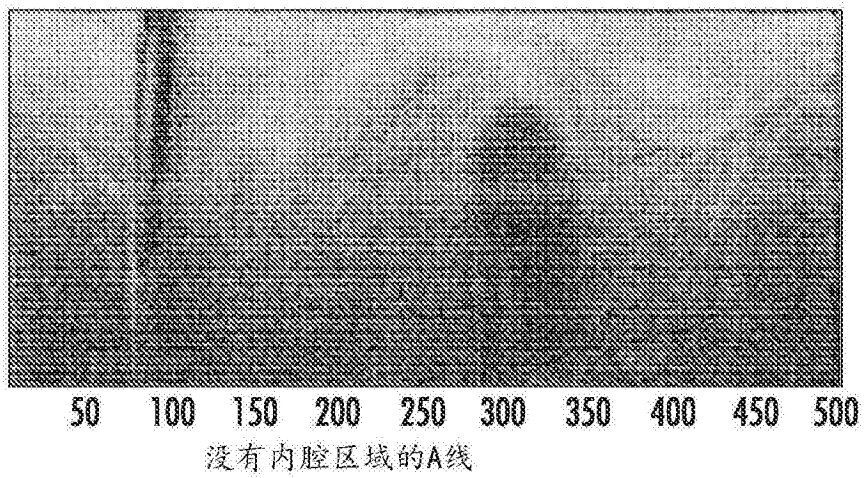


图9b

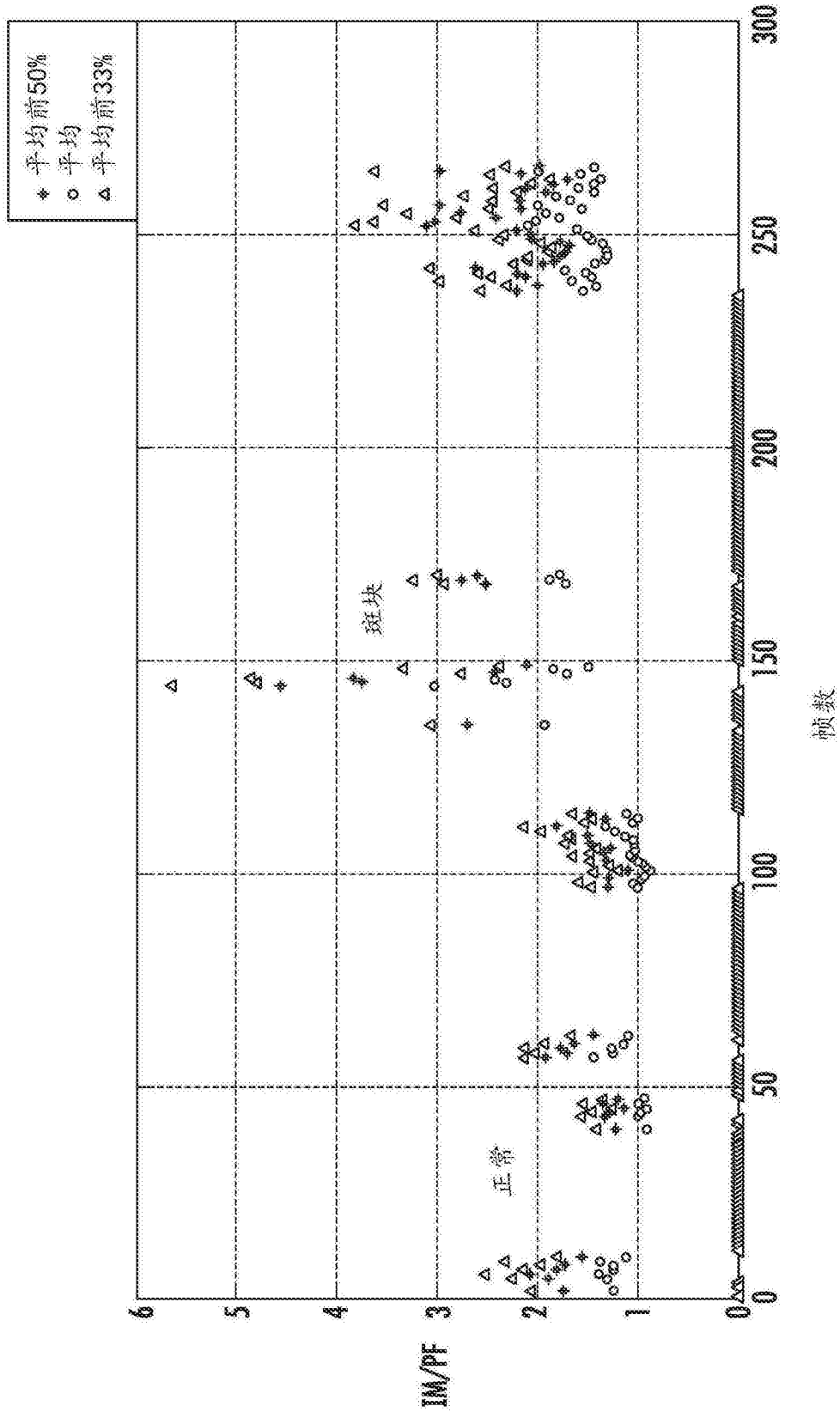


图10a

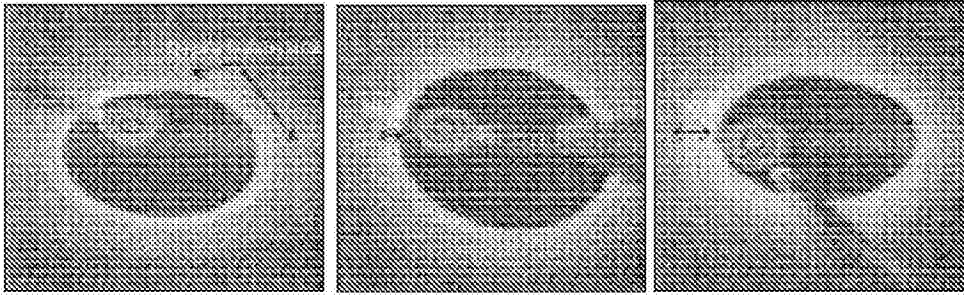


图10b

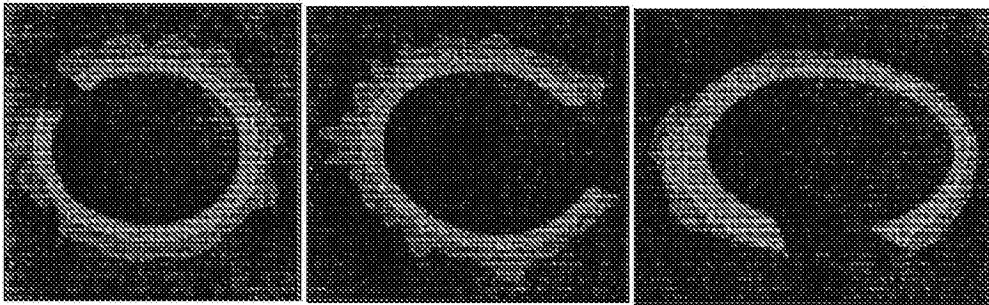


图10c

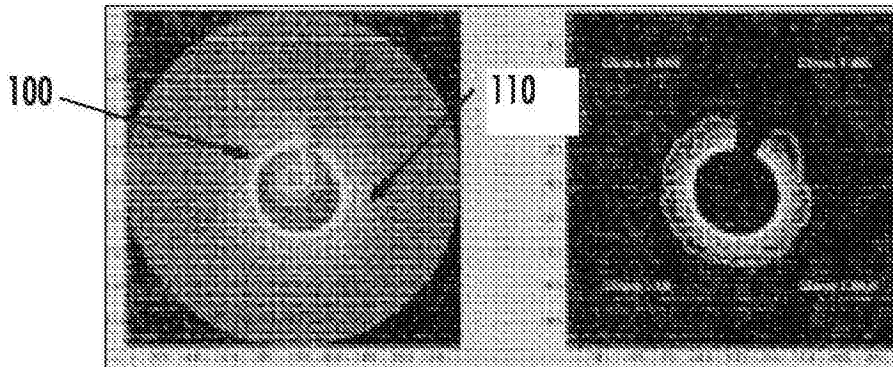


图11a

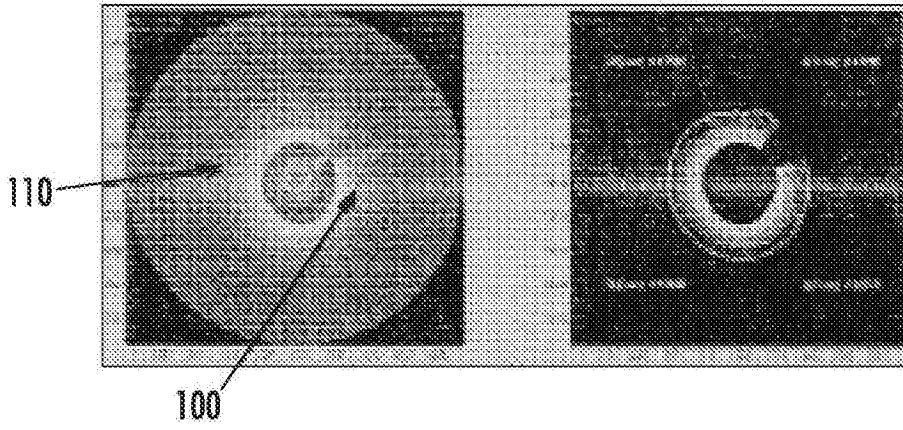


图11b

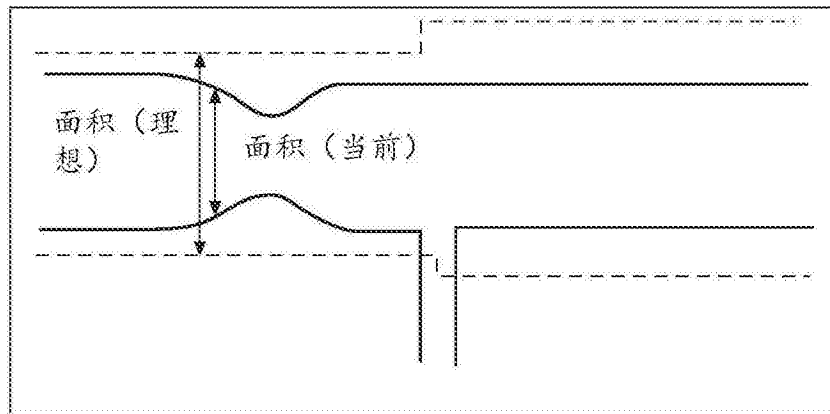


图12

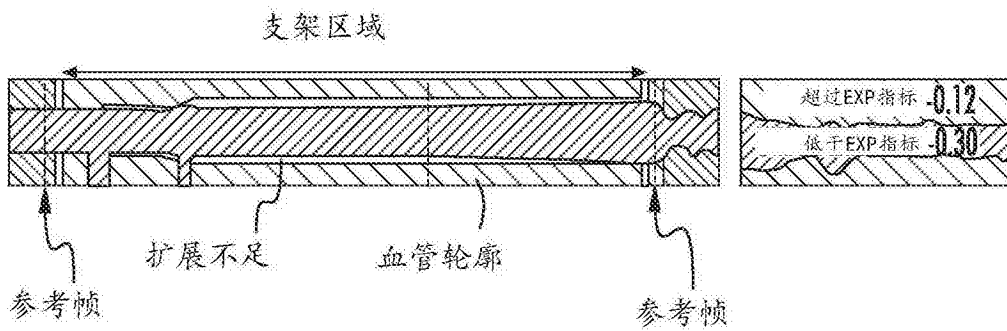


图13

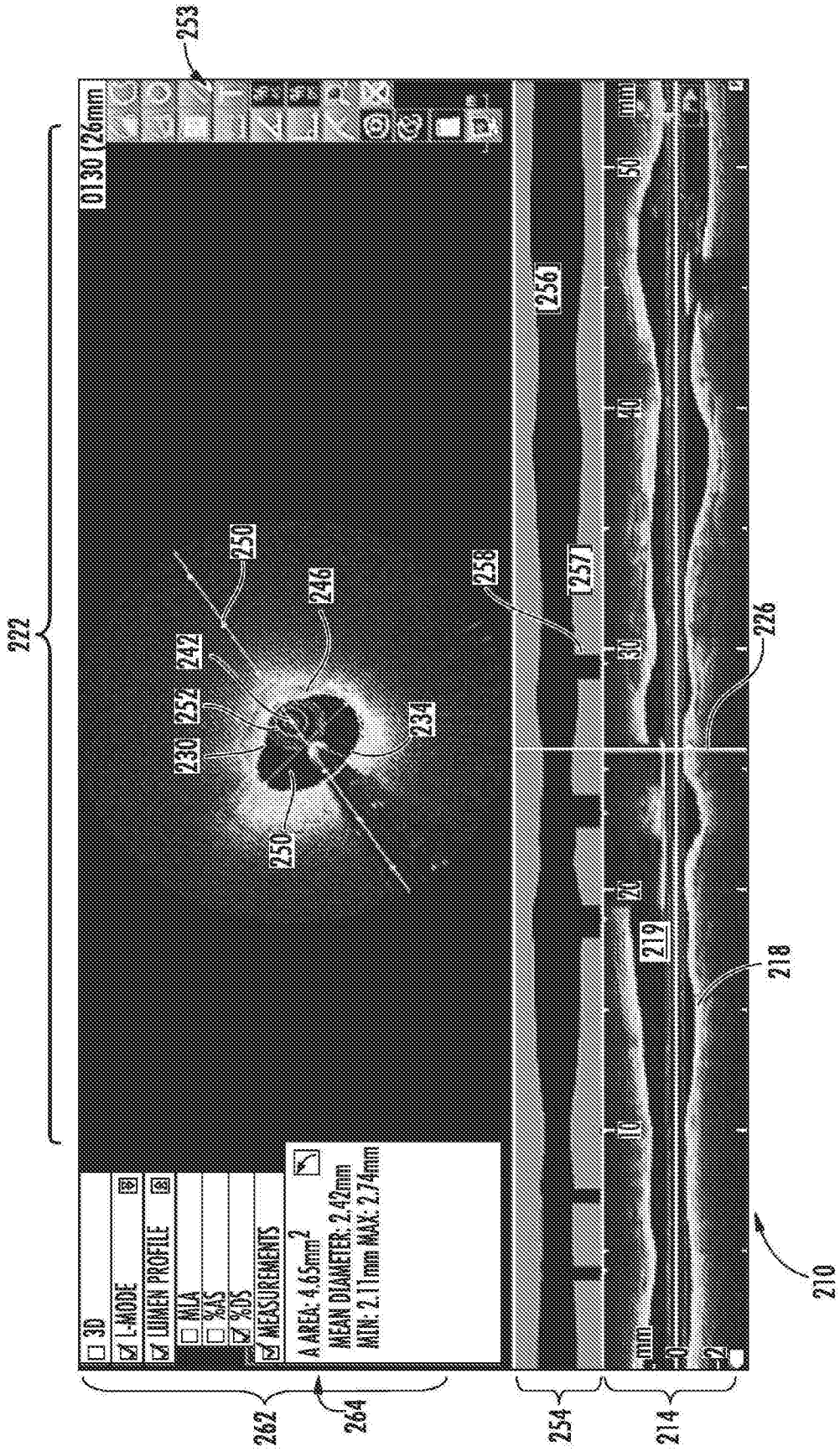


图14

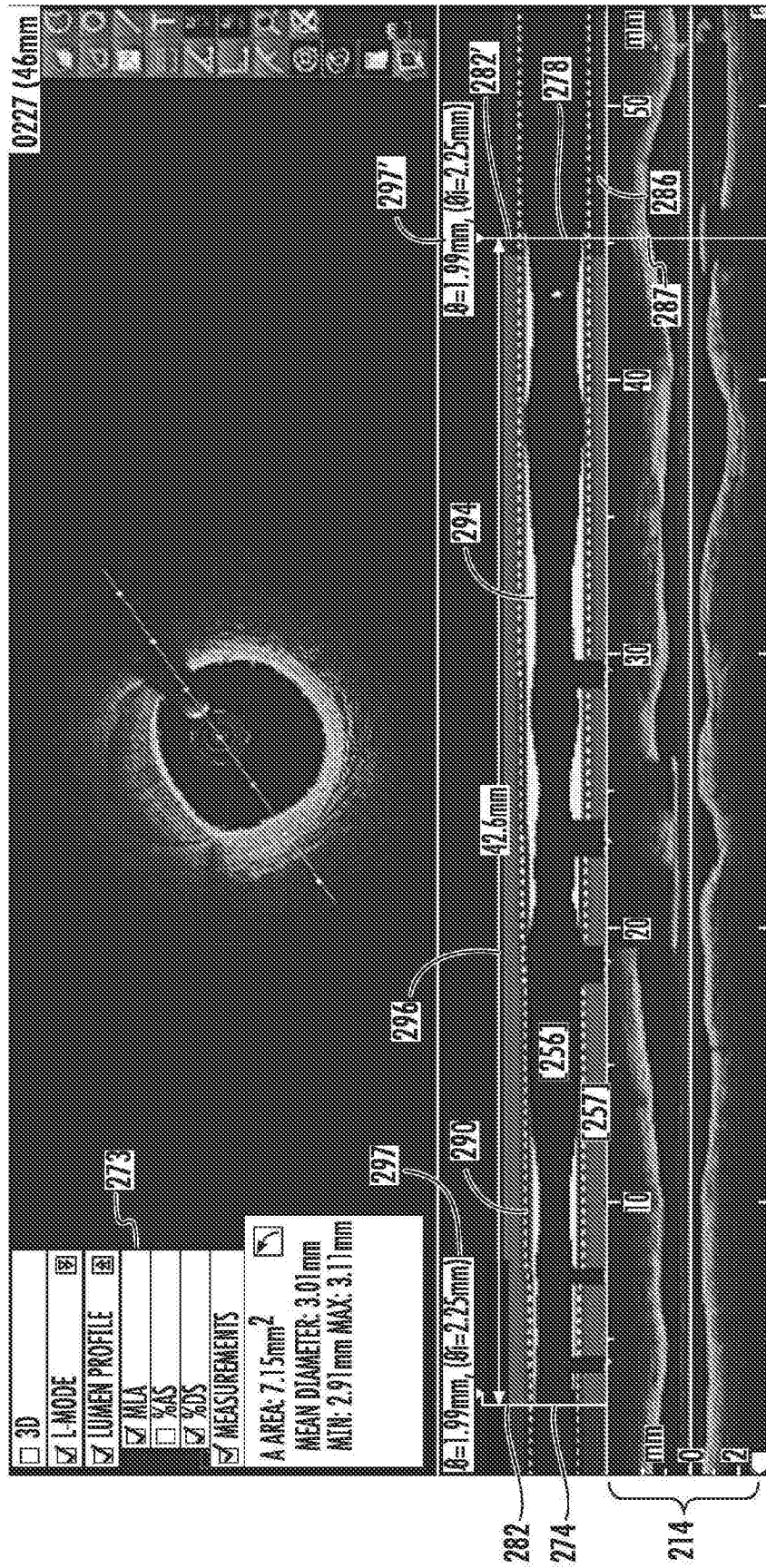


图15

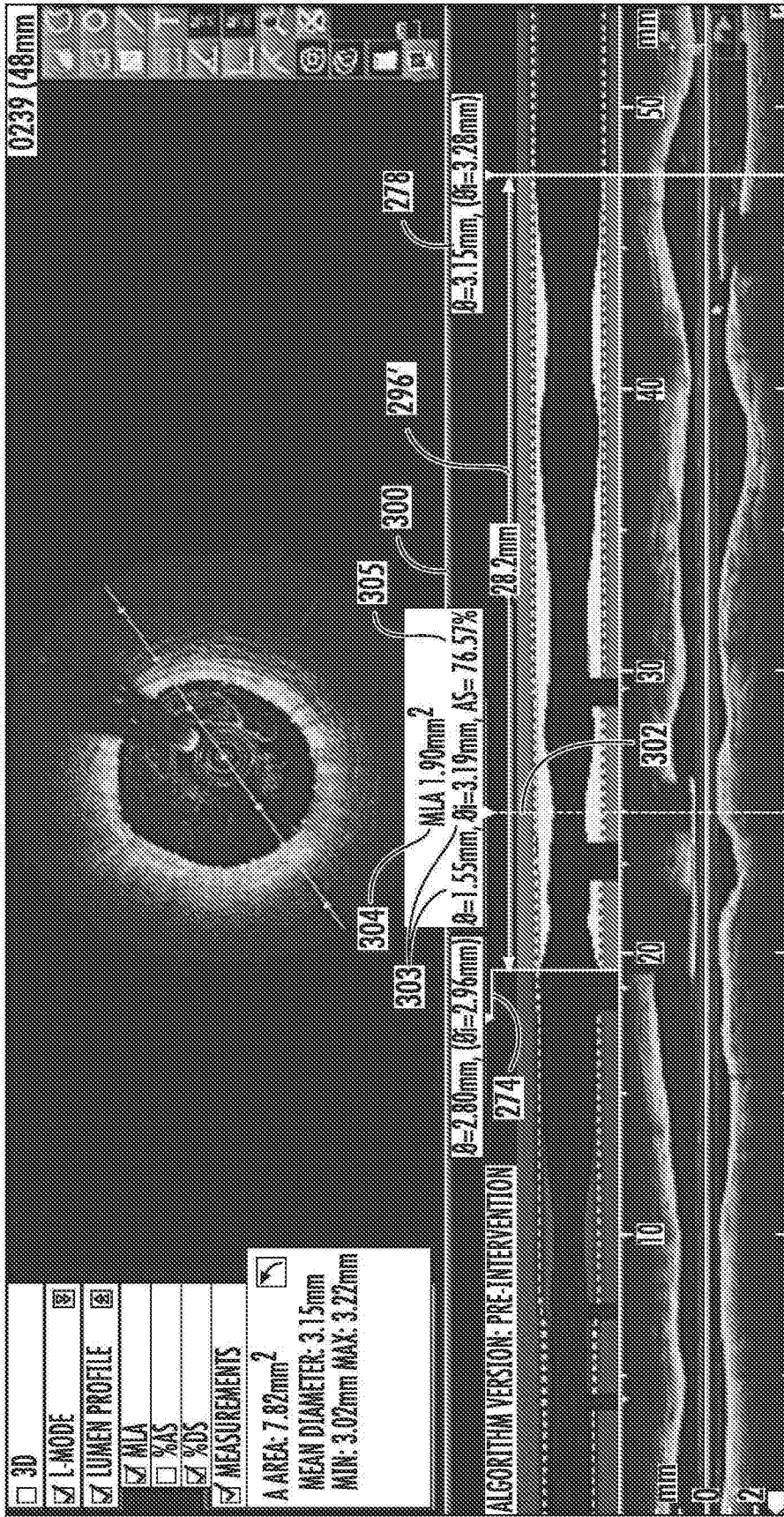


图16

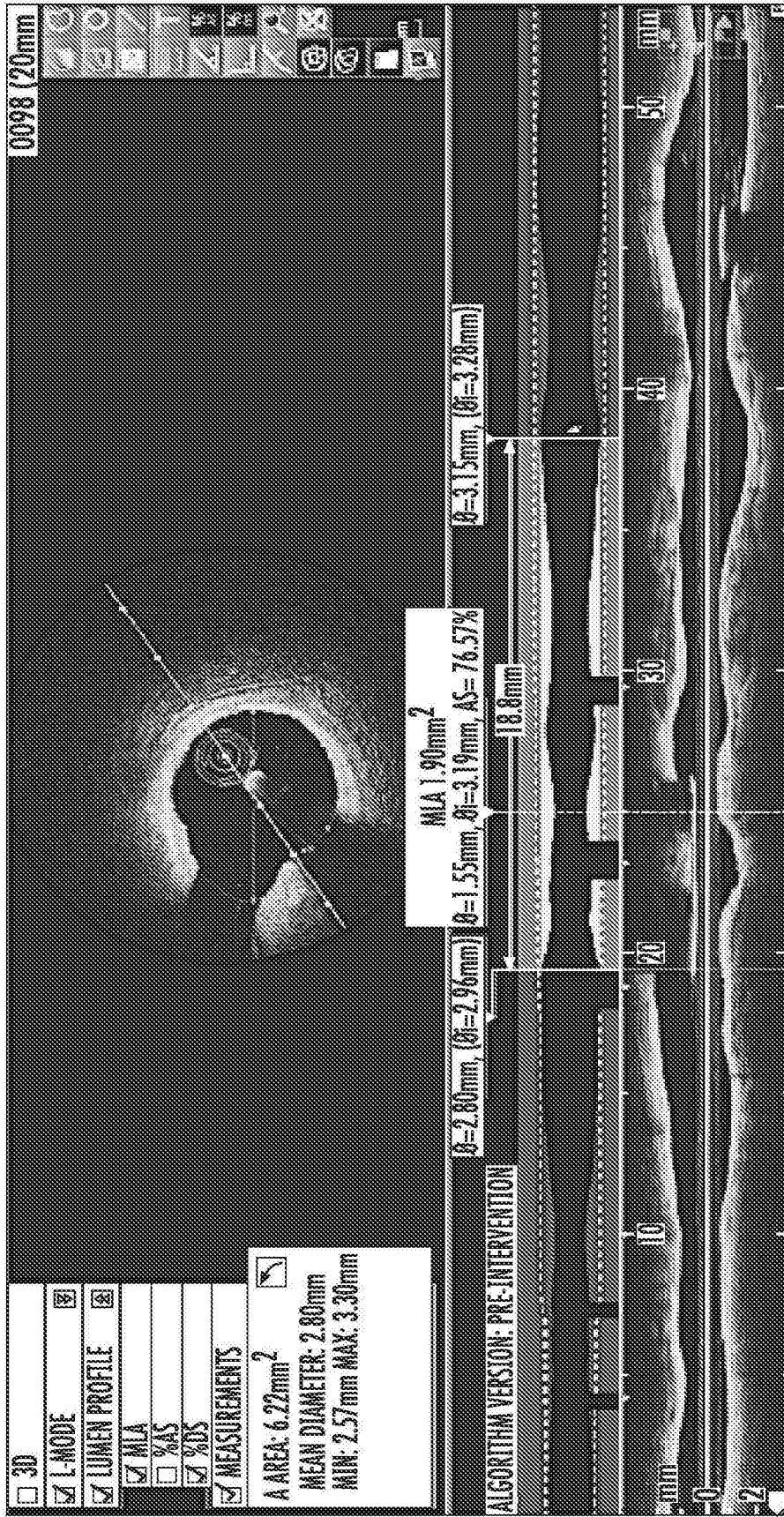


图17

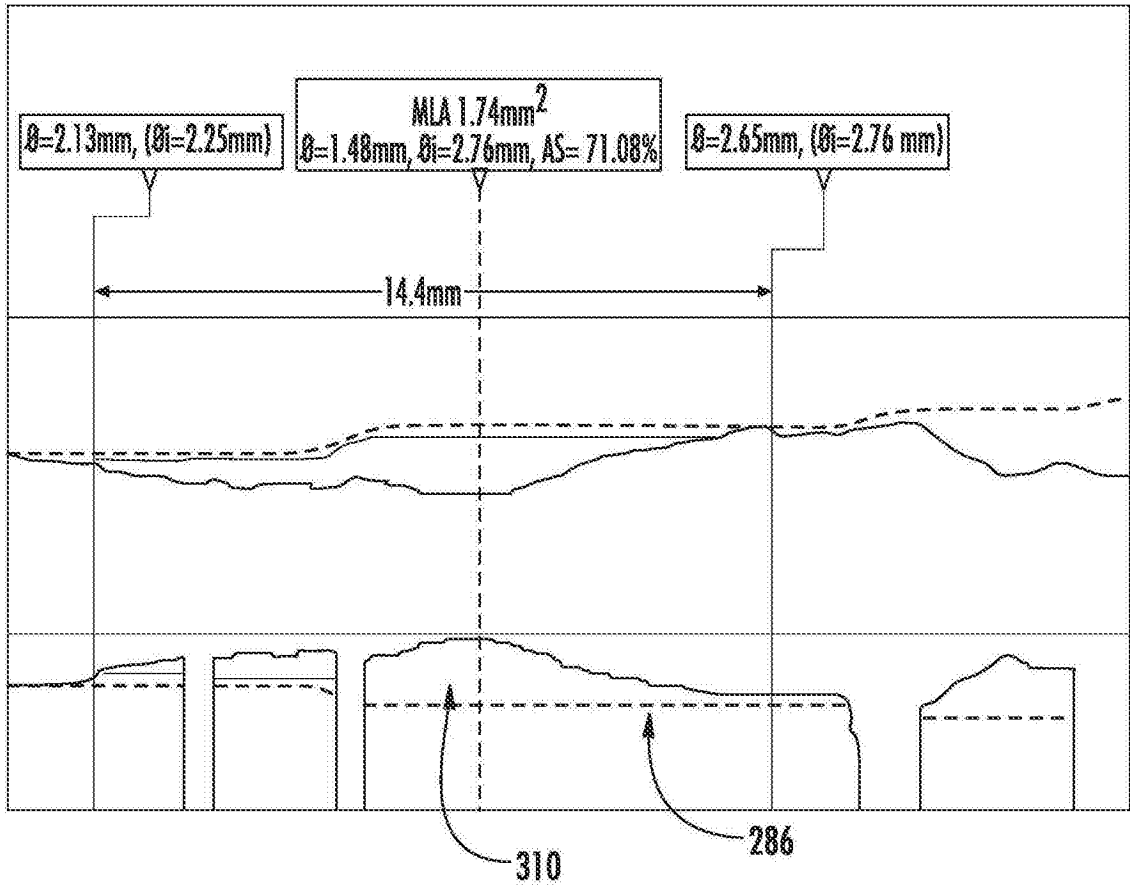


图18