



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200780037005.X

[43] 公开日 2009年9月2日

[11] 公开号 CN 101523438A

[22] 申请日 2007.9.20
 [21] 申请号 200780037005.X
 [30] 优先权
 [32] 2006.10.6 [33] EP [31] 06121883.0
 [86] 国际申请 PCT/IB2007/053828 2007.9.20
 [87] 国际公布 WO2008/041154 英 2008.4.10
 [85] 进入国家阶段日期 2009.4.2
 [71] 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司
 地址 荷兰艾恩德霍芬
 [72] 发明人 G·斯洪恩贝格 O·温克
 B·莫瓦萨吉

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
 代理人 王 英

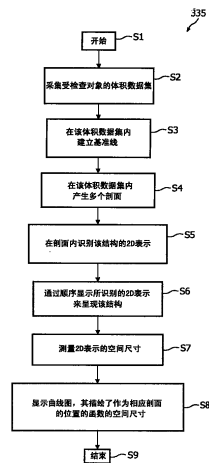
权利要求书 4 页 说明书 17 页 附图 8 页

[54] 发明名称

通过识别位于物体内的结构在剖面内的 2D 表示来描述该结构的特征

[57] 摘要

说明了一种虚拟拉回作为呈现和量化工具，其允许介入式治疗心脏病专家容易地评估支架扩展。该虚拟拉回以与血管内超声 (IVUS) 拉回类似的方式呈现了支架和/或脉管腔。在体积数据中沿着基准线执行虚拟拉回。所述体积数据可以是旋转 2D X 射线衰减数据的重建。随着位置沿基准线改变来呈现垂直于基准线的平面。这个视图对于介入式治疗心脏病专家而言是非常熟悉的视图，因为它们类似于 IVUS 数据，并可以显示切过脉管腔或支架的剖面。在这些垂直剖面中，能够计算并显示自动测量值，例如支架的最小和最大直径、横截面面积。对这些 2D 测量值进行组合还允许计算并显示体积测量值。



1、一种方法，用于描述位于受检查对象（107）内的结构（210a, 210b, 410）的空间特征，具体用于描述插入到病人体（107）内的医学装置（210a, 210b, 410）的空间特征，所述方法包括以下步骤：

采集所述受检查对象（107）的体积数据集，
在所述体积数据集内建立基准线（415），
在所述体积数据集内产生多个剖面（414），其中，将所述剖面（414）定向为至少近似垂直于所述基准线（415），以及
在所述多个剖面（414）内识别所述结构（210a, 210b, 410）的2D表示（420b）。

2、如权利要求1所述的方法，其中，
所述体积数据集表示所述受检查对象（107）的X射线衰减特征。

3、如权利要求1所述的方法，其中，
所述体积数据集是经过运动补偿的数据集。

4、如权利要求1所述的方法，其中，
通过插入到所述受检查对象（107）中的至少两个参考标记（212），来定义所述基准线（415）。

5、如权利要求1所述的方法，其中，
所述基准线（415）由引导线（413）定义。

6、如权利要求1所述的方法，进一步包括以下步骤：
通过以顺序方式显示所述结构（210a, 210b, 410）的所识别的2D表示（420b），来呈现所述结构（210a, 210b, 410）。

7、如权利要求1所述的方法，进一步包括以下步骤：

通过组合被分配给多个不同剖面（414）的多个所识别的 2D 表示（420b），来显示所述结构（210a, 210b, 410）的 3D 模型表示（770）。

8、如权利要求 1 所述的方法，进一步包括以下步骤：

测量至少一些所识别的 2D 表示（420b）的至少一个空间尺寸。

9、如权利要求 8 所述的方法，进一步包括以下步骤：

以用于建立所述结构的 3D 模型表示（770）的方式，组合为不同 2D 表示（420b）测量的所述至少一个空间尺寸。

10、如权利要求 8 所述的方法，其中，

所述空间尺寸是所述结构（210a, 210b, 410）的直径（d）和/或所述结构（210a, 210b, 410）的横截面面积（A）。

11、如权利要求 8 所述的方法，进一步包括以下步骤：

显示曲线图（640, 645），该曲线图描绘出作为相应剖面（414）相对于所述基准线（415）的位置的函数的所述至少一个空间尺寸。

12、如权利要求 1 所述的方法，其中，

所述基准线（415）位于病人的脉管腔（419）内。

13、如权利要求 12 所述的方法，其中，

所述结构是脉管树（419）的预定区域。

14、如权利要求 13 所述的方法，其中，

使用脉管腔（419）的至少一个已知属性，以便识别所述 2D 表示内的所述脉管腔（419）。

15、如权利要求 12 所述的方法，其中，

所述结构是支架（210a, 210b, 410）。

16、如权利要求 15 所述的方法，其中，
使用所述支架（210a, 210b, 410）的至少一个已知属性，以便识别所述 2D 表示（420b）内的所述支架（210a, 210b, 410）。

17、如权利要求 13 所述的方法，其中，
使用插入到所述脉管腔（419）中的造影剂，来执行采集所述受检查对象（107）的体积数据集的步骤。

18、如权利要求 17 所述的方法，进一步包括以下步骤：
在没有造影剂的情况下，采集所述受检查对象（107）的另一体积数据集。

19、一种数据处理装置，
用于描述位于受检查对象（107）内的结构（210a, 210b, 410）的空间特征，具体用于描述插入到病人体（107）内的医学装置（210a, 210b, 410）的空间特征，

所述数据处理装置（860）包括：

 数据处理器（861），其适于执行如权利要求 1 所述的方法，以及
 存储器（862），

 用于存储所采集的所述受检查对象（107）的体积数据集，和
/或

 用于存储所述结构（210a, 210b, 410）的所识别的 2D 表示
 （420b），和/或

 用于存储所述结构的所有的或选择的所识别的 2D 表示
 （420b）的影片。

20、一种医学 X 射线检查设备，具体是一种 C 臂系统（100）或计算机断层摄影系统，所述医学 X 射线检查设备包括：

 如权利要求 19 所述的数据处理装置（860）。

21、一种计算机可读介质，在其上存储了计算机程序，

用于描述位于受检查对象（107）内的结构（210a，210b，410）的空间特征，具体用于描述插入到病人体（107）内的医学装置（210a，210b，410）的空间特征，

在由数据处理器（861）执行时，所述计算机程序适于控制如权利要求1所述的方法。

22、一种程序单元，

用于描述位于受检查对象（107）内的结构（210a，210b，410）的空间特征，具体用于描述插入到病人体（107）内的医学装置（210a，210b，410）的空间特征，在由数据处理器（861）执行时，所述程序单元适于控制如权利要求1所述的方法。

通过识别位于物体内的结构在剖面内的 2D 表示来描述该结构的空间特征

技术领域

本发明总体上涉及数字图像处理领域，具体用于医学目的以便提供对插入到病人体内的物体的显示和定量分析。

具体而言，本发明涉及一种方法，用于描述位于受检查对象内的结构的空間特征，具体用于描述插入到病人体内的医学装置的空间特征。

此外，本发明涉及一种数据处理装置和包括所述数据处理装置的一种医学 X 射线检查设备，具体而言是一种 C 臂系统或计算机断层摄影系统，其中所述数据处理装置适于描述位于受检查对象内的结构的空間特征，具体用于描述插入到病人体内的医学装置的空间特征。

而且，本发明涉及一种计算机可读介质和一种程序单元，其包含用于控制上述方法的指令，上述方法用来描述位于受检查对象内的结构的空間特征，具体用于描述插入到病人体内的医学装置的空间特征。

背景技术

在冠状动脉介入式治疗过程中，介入式治疗心脏病专家将支架引入病人的冠状血管中。从而使用了支架传送导管。当支架位于正确位置时，介入式治疗心脏病专家通过增大位于支架内部的气球的压力来扩展支架。

在这个介入式治疗过程中，不能直接观察到在病人体内实施的支架扩展。通常只有可获得的 X 射线图像或来自血管内装置（例如血管内超声（IVUS）装置）的数据。然而，在由 X 射线成像和/或由 IVUS 提供的图像上确定并监测支架扩展是非常困难的。

为了增加插入到病人脉管内的支架的可视性，Philips 研发了一种技术，称为“StentBoost”。从而用传送气球的无线电不透过标记来产生 StentBoost 图像。这个结果是支架的静止图像，具有增强的边缘和围绕其的感兴趣区。

WO 2004/081877 A1 公开了一种 X 射线成像方法，用于通过由对着（viz-à-viz）对象的 X 射线源的扫描旋转，形成要检查的医学或兽医对象的

一组多个二维 X 射线投影图像。在与由对象产生的功能过程有关的各个预定时刻，采集这种 X 射线图像。通过反向投影，从所述 X 射线投影图像组重建对象的三维体积图像。特别是，为各个二维图像推导出适当的运动修正，并且随后，基于来自不同的修正后的二维图像的运动向量场，重建想要的对象的三维体积。

WO 99/13432 公开了一种设备和方法，用于执行对弯曲的脉管（例如冠状动脉）的三维（3D）重建。可以通过在双平面血管造影术与拉回序列（pullback sequence）的 IVUS 帧之间的数据融合来获得这个重建。首先由血管造影照片确定弯曲脉管的 3D 路线，随后用数据融合设备和方法将其与关于该 3D 路线的二维（2D）表示合并。3D 拉回路径的确定由弯曲脉管的外部能量和线形物体（例如导管）的内部能量来表示。

存在提供对位于对象内的结构的详细准确的空间特征描述的需求。

发明内容

可以借助于根据独立权利要求的主题来满足这个需求。由从属权利要求来说明本发明的有利实施例。

根据本发明的第一方面，提供了一种方法，用于描述位于受检查对象内的结构的特征，具体用于描述插入到病人体内的医学装置的特征。所述方法包括以下步骤：（a）采集受检查对象的体积数据集，（b）在体积数据集内建立基准线，（c）在体积数据集内产生多个剖面，其中将剖面定向为至少近似地垂直于基准线，以及（d）在所述多个剖面内识别所述结构的 2D 表示。

本发明的这个第一方面基于这样的观念：即，可以以一种方式来描述在受检查对象内的特定结构的特征，该方式类似于由血管内超声（IVUS）提供的空间信息。在 IVUS 中，借助于导管将小超声（US）换能器插入到代表受检查对象的病人的脉管结构内。通过执行在此所述的方法，能够为医生提供同一类型的信息，如果他对 IVUS 富有经验，他就会习惯于该信息。然而，与 IVUS 相比，所述方法对于医生和本人都方便得多，因为安装到脉管内的导管装置上的 IVUS 换能器的精心设计的拉回不再是必要的。

可以借助于不同的检查过程来采集所述体积数据集，例如磁共振断层摄影、正电子发射断层摄影或单光子计算机断层摄影。然而也可以使用其它 3D 成像形式。

所述剖面也可以表示为截面，其表示受检查对象的各个切片。切片的厚度决定了所述方法在与基准线平行对准的方向上的空间分辨率。

可以通过使用已知的图像处理方法，来执行对剖面内结构的识别。这种方法例如基于对所述结构的阈值处理、边缘检测或基于区域的分割或分类。这个方法例如是剖面内的边缘检测、或者区域之间的空间跃迁，其中这些区域具有不同的亮度。还能够用整个体积数据集来执行对所述结构的识别。对于 3D 中结构的识别，可以执行其他已知的图像处理方法，例如分割方法。

必须指出，当然可以借助于例如监视器或打印机来显示一个或多个所识别的 2D 表示。

根据本发明的一个实施例，所述体积数据集表示受检查对象的 X 射线衰减特征。可以具体借助于 X 射线成像装置来采集所述体积数据集，该 X 射线成像装置包含 X 射线扫描器，其围绕受检查对象进行旋转，或者至少围绕受检查对象内的感兴趣区进行旋转。X 射线扫描器通常包括彼此相对布置的 X 射线源和 X 射线探测器。X 射线成像装置例如可以是计算机断层摄影 (CT) 扫描器或 C 臂系统，它们都允许以不同的观察角度顺序采集受检查对象的二维 (2D) 投影数据。可以通过使用已知的重建过程，例如滤波反向投影等，来执行受检查对象的适当的 3D 图像重建。

优选地，所述基准线以这样的方式在受检查对象内的三维 (3D) 体积中行进：即，使得所述基准线与假定要进行特征描述的结构对准。从而，可以以至少部分地空间对称的方式相对于所述结构来设置所述基准线。

根据本发明进一步的实施例，所述体积数据集是经过运动补偿的数据集。这可以提供以下优点：也可以以有效的方式研究运动对象，例如人的心脏。从而，在各种投影角度上采集的可以用于 3D 重建的 2D 投影数据集的数量能够显著增加。这基于以下事实：即，在对象运动内的可以采集可用于受检查对象 3D 重建的数据集的时间窗能够被延长。换句话说，对于重建，不仅可以以明确位置状态显示受检查对象的投影数据进行 3D 图像

重建，而且还可以使用在多个不同位置状态显示该对象的投影数据进行 3D 图像重建。从而，根据所需的空間精度，可以使用被分配给或多或少的类似位置状态的投影数据。

可以通过采集受检查对象的旋转投影数据，例如通过利用 C 臂系统，来执行运动补偿。从而给受检查对象配备了参考标记，该参考标记例如位于引导线（guide wire）上。在 2D 投影图像中，自动探测引导线上的标记和引导线自身，或者医学装置（例如支架）自身上的标记和引导线，并且将其用于针对对象的运动来修正图像。在至少一些投影数据集的运动修正之后，以已知的方式执行 3D 重建。从而产生了经过运动补偿的体积数据集。对于与产生经过运动补偿的体积数据集有关的更多细节，参考国际专利申请 WO 2004/081877 A1。

根据本发明进一步的实施例，借助于插入到受检查对象中的至少两个参考标记来定义所述基准线。这可以提供以下优点：尤其是在将经过运动补偿的体积数据集用作执行所述方法的开始点的情况下，该体积数据集会自动处于相对于由所述至少两个参考标记定义的线的中心位置。

具体地，所述参考标记可以通过利用导管装置插入到受检查病人的脉管中。

根据本发明进一步的实施例，所述基准线由引导线定义。从而可以给引导线配置多个参考标记。使用表示多个参考标记的引导线提供了更多的优点：可以相对于假定要描述空间特征的结构非常准确地定义基准线。尤其是，使用引导线对于描述这样的结构的空間特征是有利的：该结构包括不是直的而是在受检查对象的 3D 空间内形成的相当复杂的线。

当然，参考标记是这样的结构：即，能够在每一个 2D X 射线投影图像上清楚看见该结构，以便即使在受检查对象在以不同观察角度获得的不同 2D 数据采集之间发生运动的情况下也可以执行 3D 重建。从而可以使用上述运动补偿。

根据本发明进一步的实施例，所述方法还包括以下步骤：通过以顺序方式显示所述结构的所识别的 2D 表示，来呈现所述结构。优选地，所显示的 2D 表示的顺序对应于沿着基准线移动的剖面。从而每一个剖面都表示所述结构的优选垂直的横截面。

在基准线的起点，定义垂直于基准线的第一剖面或者提取特定厚度 T 的切片，并加以显示。沿着基准线进行大小为 S 的小步进，并且每一次都显示一个新的剖面。如此进行，直到达到基准线的终点为止。

这可以提供以下优点：即，与其信息已经具体借助于 X 射线获得的结构有关的空间信息，类似于借助于血管内超声（IVUS）获得的信息。从而插入到受检查病人脉管中的换能器沿着该脉管的中心线移动。换句话说，所述方法会允许以类似于 IVUS 拉回的方式呈现所述结构。这个虚拟拉回的特征在于：基本上沿着穿过所述结构内部的基准线移动剖面。随着位置沿基准线而改变，呈现被定向为垂直于基准线的剖面。这些视图对于介入式治疗心脏病专家尤其是非常熟悉的，因为它们类似于 IVUS 数据，并显示了切过脉管的剖面。在将支架插入到脉管中的情况下，可以呈现该支架，而不存在与已知 IVUS 过程有关的麻烦。

必须提到，通过以顺序的方式显示不同剖面，模仿了拉回运动，而不是实际执行拉回运动。然而，模仿 IVUS 采集会极大地有助于介入式治疗心脏病专家评价支架的展开（deployment）和扩展（expansion）。

用户，例如控制室中的介入式治疗心脏病专家或操作者，能够使图像以特定速度连续显示。可替换地，用户能够人工地在不同帧之间滚动。

根据本发明进一步的实施例，还包括以下步骤：通过组合分配给多个不同剖面的多个所识别的 2D 表示，来显示所述结构的 3D 模型表示。这可以提供以下优点：可以将所述结构的 3D 模型显示在投影视图中。当然，可以手动或自动地改变投影视图的角度，以便医生能够获得所述结构的空间特征的真实印象。

此外，可以使用颜色编码，以便改善所述结构的 3D 显示。在支架是假定要描述其特征的结构的情况下，可以使用一般性支架模型来改善显示。

根据本发明进一步的实施例，方法还包括以下步骤：测量至少一些所识别的 2D 表示的至少一个空间尺寸。通过使用已知的图像处理方法，可以以自动方式执行对所述结构的 2D 表示的空间尺寸测量。例如，可以通过检测所识别的结构的轮廓，并且在识别了这种轮廓之后测量例如在该轮廓内的最大直径或表面积，来执行自动测量。

所述测量可以允许对所述结构的定量特征描述，这使得所述方法更可

靠，因为能够为医生提供关于所述结构的尺寸的绝对值。可以将所述结构的绝对值与例如一个预定范围的值的标准值相比较，其中该范围是被指定给已知结构的。这对于支架尤其有效，常常为支架指定与例如最大可允许扩展有关的准确参数。

不仅对相对的支架扩展进行评估而且对绝对的支架扩展进行评估可以提供以下优点：可以为介入式治疗心脏病专家提供与插入到血管中的支架的扩展有关的不仅是定性的而且是定量的信息，以便治疗狭窄。

空间特征的自动测量及随后的计算的优点在于：只需最小的用户交互来执行所述方法，并且在介入式治疗过程期间为医生提供有价值的信息。

必须提及，所述方法可以在这样的医疗过程期间顺序地执行数次：在该医疗过程中，将支架插入到脉管的预定部分中，并扩展支架，以避免脉管进一步的变窄甚至闭合。这可以允许对实际支架扩展的准确监测，从而使整个支架扩展过程更为安全。

根据本发明进一步的实施例，所述方法还包括以下步骤：以用于建立所述结构的 3D 模型表示的方式，组合为不同 2D 表示而测量的至少一个空间尺寸。这可以提供以下优点：还能够估计与所述结构的体积有关的定量参数。

根据本发明进一步的实施例，所述空间尺寸是所述结构的直径和/或所述结构的横截面面积。这可以提供以下优点：在测量了被分配给不同剖面的至少多个不同 2D 表示之后，能够非常容易地计算所述结构的最小和最大直径和/或最小和最大横截面面积。然而，这些参数可以给医生提供与介入式治疗过程有关的有价值的信息，所述介入式治疗例如为在病人的脉管系统的狭窄部位内放置支架。

在支架是要被描述特征的结构的情况下，能够容易地确定用于描述支架放置过程的特征的进一步非常有帮助的参数。这种参数例如是相对于最大支架扩展的实际支架扩展，或者相对于期望支架扩展的实际支架扩展。从而，可以参考例如支架的横截面尺寸的直径来描述支架扩展的特征。这种自动测量会有助于介入式治疗心脏病专家容易快速地了解支架展开和扩展。可以由用户手动选择相应的尺寸。可以根据用剖面表示的 2D 切片，和/或根据可通过对多个 2D 切片的适当组合得到的所述结构的 3D 体积，或者

根据所述结构本身的 3D 体积，全自动地显示或计算所述尺寸。

根据本发明进一步的实施例，所述方法还包括以下步骤：显示曲线图，该曲线图描绘出作为相应剖面相对于基准线的位置的函数的所述至少一个空间尺寸。在所述结构是基本上圆柱形的元件的情况下，例如支架，这可以允许相对于沿该圆柱形元件中心轴的位置绘制该圆柱形元件的直径。从而可以以一定的方式给出与该圆柱形元件有关的定量信息，该方式允许医生非常快速且非常容易地辨认出所述结构的特征。

此外，介入式治疗心脏病专家习惯于依据已知的定量冠状动脉分析（QCA）和/或依据定量的支架分析过程来解释此类曲线图。

根据本发明进一步的实施例，所述基准线位于病人的脉管腔内。这可以提供以下优点：所述方法也可以用于研究受检查病人的脉管系统的各个脉管树的至少特定区域。为了提供对脉管系统的清晰的显示，使用已经施加给病人的造影剂是有利的。

根据本发明进一步的实施例，所述结构是脉管树的预定区域。这可以提供以下优点：不仅是插入到脉管系统中的元件，而且脉管系统自身也可以以准确的方式来进行研究。从而，能够识别脉管的狭窄或任何其它变窄，并描述其空间特征。

根据本发明进一步的实施例，使用了脉管腔的至少一个已知属性，以便识别 2D 表示内的该脉管腔。这可以提供以下优点：可以执行针对所识别的结构是否真的有可能是脉管腔的自动的一致性检查。

根据本发明进一步的实施例，所述结构是支架。在本文背景下，支架是可扩展的引导线形状或者是多孔管，其被插入到病人身体的脉管中，以便避免或抵消疾病引起的局部流动颈缩。必须提及的是，其它元件也可以表示所述结构，所述其它元件可以插入到活的人或动物体内。例如，所述结构也可以是支架移植装置。支架移植装置是由金属网格支撑的结构所组成的管。

根据本发明进一步的实施例，使用了支架或脉管腔的至少一个已知属性，以便识别 2D 表示内的支架。这可以提供以下优点：可以对在所测量的腔内的所识别的结构与例如最大可能性扩展的支架腔进行比较。从而，可以执行针对所识别的结构是否真的有可能是插入的支架的自动的一致性检

查。这个一致性检查的相应算法的可靠性会取决于这个输入信息。

根据本发明进一步的实施例，用插入到脉管腔中的造影剂来执行采集受检查对象的体积数据集的步骤。这可以提供以下优点：能够清晰地呈现至少一部分脉管系统的形态。

根据本发明进一步的实施例，所述方法还包括以下步骤：在没有造影剂的情况下，采集受检查对象的另一体积数据集。这可以提供以下优点：可获得有造影剂情况下的第一体积数据集和没有造影剂情况下的另一第二体积数据集。因此，通过使用同一条基准线能够识别两类 2D 表示。第一类 2D 表示主要显示了脉管腔。第二类 2D 表示主要显示了插入到脉管腔中的支架。这可以允许在脉管腔与支架腔之间进行非常准确的比较。具体地，如果执行以上解释的与所述结构的定量测量相关的各个步骤，就能够完成在脉管腔与支架腔之间的非常准确的定量比较。从而可以为脉管和支架分别执行定量测量。可替换地，在将第一类 2D 表示与相应的第二类 2D 表示进行组合之后，可以执行所述定量测量，以便以清晰的方式产生显示脉管和支架两者的共同显示。

根据本发明的另一方面，提供了一种数据处理装置，用于描述位于受检查对象内的结构的特征，具体用于描述插入到病人体内的医学装置的空间特征。所述数据处理装置包括：(a) 数据处理器，其适于执行上述方法的各个示范性实施例，以及 (b) 存储器，其用于存储所采集的受检查对象的体积数据集，和/或用于存储所述结构的所识别的 2D 表示，和/或用于存储所述结构的所有或者所选择的所识别的 2D 表示的影片。

根据本发明的另一方面，提供了一种医学 X 射线检查设备，具体为一种 C 臂系统或计算机断层摄影系统。所述医学 X 射线检查设备包括上述数据处理装置。

根据本发明的另一方面，提供了一种计算机可读介质，在其上存储了计算机程序，该计算机程序用于描述位于受检查对象内的结构的特征，具体用于描述插入到病人体内的医学装置的空间特征。在由数据处理器执行时，该计算机程序适于控制上述方法的各个示范性实施例。

根据本发明的另一方面，提供了一种程序单元，用于描述位于受检查对象内的结构的特征，具体用于描述插入到病人体内的医学装置的空

间特征。在由数据处理器执行时，所述程序单元适于控制上述方法的各个示范性实施例。

可以将计算机程序单元实现为采用任何适当的编程语言形式的计算机可读指令代码，例如象 JAVA, C++, 并可以存储在计算机可读介质上（可移动盘片、易失性或非易失性存储器、嵌入式存储器/处理器等）。所述指令代码用于编程计算机或其它可编程装置，以执行预期的功能。可以从网络获得所述计算机程序，例如万维网，并且可以从所述网络下载计算机程序。

必须指出，已经参考不同的主题说明了本发明的各个实施例。具体地，参考方法类型权利要求说明了一些实施例，而参考设备类型权利要求说明了其它实施例。然而，本领域技术人员会从以上及随后的说明推断出，除非另有声明，否则除了属于一类主题的特征的任何组合之外，在与不同主题相关的特征之间的任何组合，尤其是在方法类型权利要求的特征与设备类型权利要求的特征之间的任何组合，都认为是由本申请公开。

本发明以上定义各个方面及更多的方面依据下文所述的实施例的实例而变得更为明显，并参考实施例的实例对其加以解释。下文中会参考实施例的实例更详细的说明本发明，但本发明不限于此。

附图说明

图 1a 显示了医学 C 臂系统的示意性侧视图。

图 1b 显示了图 1a 所示的 X 射线旋臂的透视图。

图 2 显示了两个支架的图示说明，一个处于未扩展状态，另一个处于扩展状态。

图 3 显示了用于描述位于受检查对象内的结构的特征并对其进行呈现的方法的流程图。

图 4a 显示了描绘引导线和两个支架的体积表示的图像。

图 4b 显示了以相对于图 4a 中的一个支架的纵轴垂直的画面，描绘该支架的横截面的图像。

图 4c 显示了描绘插入到脉管腔中的造影剂的透视体积表示的图像。

图 5 显示了用于控制适合的支架展开的工作流程图。

图 6a 显示了用于描绘作为支架内纵向位置的函数的支架直径的曲线

图。

图 6b 显示了用于描绘作为支架内纵向位置的函数的支架横截面面积的曲线图。

图 7 显示了基于通过应用所述方法而执行的空间测量的展开的支架的 3D 表示。

图 8 显示了用于执行本发明的优选实施例的一种数据处理装置。

具体实施方式

附图中的图解说明是示意性的。注意在不同附图中，给相似或相同的元件提供相同的参考标记，或者只与相应的参考标记在第一个数字不同的参考标记。

参考附图中的图 1a 和 1b，根据本发明实施例的医学 X 射线成像系统 100 包括旋臂扫描系统（C 臂）101，其由机器臂 103 支撑在病人工作台 102 附近。在旋臂 101 外壳内提供了 X 射线管 104 和 X 射线探测器 105。X 射线探测器 105 被布置并配置为接收穿过代表受检查对象的病人 107 的 X 射线 106。此外，X 射线探测器 105 适于产生表示其强度分布的电信号。通过移动旋臂 101，能够将 X 射线管 104 和探测器 105 放置在相对于病人 107 的任何期望位置和方向上。

C 臂系统 100 还包括控制单元 155 和数据处理装置 160，它们都容纳在工作站或个人计算机 150 内。控制单元 155 适于控制 C 臂系统 100 的操作。数据处理装置 160 适于为了重建对象 107 的 3D 表示，收集对象 107 的 2D 投影图像。此外，数据处理装置 160 适于执行用于描述位于对象 107 内的结构的特征的方法。以下将更详细地说明该方法。

图 2 显示了两个支架的图解说明，用于示范说明支架的使用，当在病人体内实施时，实际上不能看见它。在图 2 的左下部示出了支架 210a，其处于扩展完成之前的初始状态。支架 210a 耦接到传送导管 211，其用于使支架 210a 滑动穿过脉管树，以便将支架 210a 输送到脉管系统内的预定位置。从而，已知使用引导线 213，以便呈现通向脉管系统内预定位置的脉管路径。通常，所述预定位置表示脉管内危险的收缩或狭窄。

为了执行对预定脉管区域的拓宽，增大了气球内的压力，该气球位于

支架 210a 内部。从而展开支架 210a。这个展开过程最终导致了如图 2 右上部所示的结构，其显示了完全展开的支架 210b。为了允许在 X 射线图像或在由其它图像形式提供的图像中识别支架，为支架 210b 配置了两个参考标记 212。

图 3 显示了用于描述位于受检查对象内的结构的特征并对其进行呈现的一种示范性方法的流程图 335。所述方法以步骤 S1 开始。

在步骤 S2，采集受检查对象的体积数据集。这个数据集能够由不同的图像形式采集。根据在此所述的实施例，所述体积数据集是借助于 C 臂系统采集的 X 射线衰减数据集，该 C 臂系统包括能够围绕受检查对象旋转的 X 射线扫描单元。该 C 臂系统还包括重建单元，用于基于在不同观察角度上获得的多个不同 2D X 射线投影数据，产生所述体积数据集。

根据在此所述的实施例，受检查对象是病人的心脏。由于人心脏是连续运动的对象，因此可以用运动修正方法来产生所述体积数据集，该方法已经在上面进行了说明。

在步骤 S3，在体积数据集内建立基准线。优选地，基准线以这样的方式来空间放置：使得基准线表示受检查对象或受检查对象内的选定感兴趣区的对称线。

根据在此所述的实施例，基准线大致处于心脏血管的中心。因此，在传送导管上设置的参考标记用于定义基准线的 3D 形状和 3D 走向。在使用与引导线相连的传送导管的情况下，可以使用表示多个参考标记的引导线自身来在空间上定义基准线。

在步骤 S4，在体积数据集内产生多个剖面。从而将剖面定向为相对于基准线垂直。剖面也可以表示为截面，表示受检查对象的各个切片。切片的厚度决定了所述方法在与基准线对准的方向上的空间分辨率。

在步骤 S5，在多个剖面的每一个内识别所述结构的 2D 表示。对剖面内 2D 结构的识别可以通过应用已知的图像处理方法来实施。当然，对于识别 2D 结构，可以考虑 3D 结构的预先知道的属性。

在步骤 S6，通过以顺序方式显示所述结构的所识别的 2D 表示，来执行对所述结构的呈现。从而，所显示的 2D 表示的顺序对应于沿着基准线连续移动的剖面。

在基准线的起点，定义了垂直于基准线的第一剖面或者提取了特定厚度 T 的切片，并加以显示。沿着基准线进行大小为 S 的小步进，每一次都显示一个新的剖面。如此进行，直到达到基准线的终点为止。

此类呈现对应于虚拟拉回，其特征在于，基本上沿着穿过该结构内部的基准线移动剖面。随着位置沿基准线而改变，呈现被定向为垂直于基准线的剖面。这些视图对于介入式治疗心脏病专家尤其是非常熟悉，因为它们类似于 IVUS 数据，并显示了切过脉管的剖面。然而，能够呈现插入到脉管中的支架，而不存在与已知 IVUS 过程有关的麻烦。

在步骤 S7，测量每一个所识别的 2D 表示的至少一个空间尺寸。可以通过应用已知的图像处理方法，以自动方式执行对所述结构的 2D 表示的空间尺寸测量。这允许对所述结构的自动的定量特征描述。这使得所述方法更可靠，因为能够为医生提供与所述结构的尺寸有关的绝对值。可以将所述结构的绝对值与例如一个预定范围的值的标准值相比较，其中该范围是被指定给已知结构的。

在步骤 S8，显示了曲线图，该曲线图描绘了作为相应剖面相对于基准线的位置的函数的空间尺寸。在所述结构是支架或脉管腔的情况下，这可以允许例如相对于沿圆柱形元件中心轴的位置绘制圆柱形元件的直径。从而，可以以一定的方式给出与圆柱形元件有关的定量信息，该方式允许医生非常快速且非常容易地辨认出所述结构的特征。

最终，所述示范性方法以步骤 S9 结束。

图 4a 显示了图像 420a，其描绘了两个支架 410 和引导线 413，它们全都插入到脉管系统的一部分中。引导线 413 表示用于多个不同剖面 414 的基准线 415，并且这些不同剖面 414 都被定向为垂直于基准线 415。

此外，在图 4a 中能够见到组织物质 417，其位于脉管系统的一部分脉管附近，并且也通过执行上述的用于描述位于病人体内的结构的特征并呈现的方法使其可见。在这一点，必须提及的是，能够在重建中见到特定类型的人体组织各自的特定类型的斑块。看见并识别人体组织的可能性对于研究者和心脏病专家是令人非常兴奋的特点。

在图像 420a 的右下角描绘了插入物 416，其直接给出了对图像 420a 相对于病人身体的观看方向的印象。此外，能够见到剖面 414，其虚拟地切割

下部支架 410。这个剖面 414 对应于支架 410 和引导线 413 的截面图 420b 的纵向位置。在图 4b 中描绘了这个截面图 420b。截面图 420b 表示支架 410 和引导线 413 的一个垂直画面。能够在图像 420b 的中心处识别出引导线 413；支架 410 主要以圆环形方式围绕引导线 413。

依据对图像 420b 的定量分析，可以提取出对应于所述发明的示范性实施例的以下参数：

- a) 最大直径=2.4mm
- b) 最小直径=1.9mm
- c) 表面积=3.9mm²（这对应于最大表面的 91%）
- d) 预期扩展的 87%
- e) 最大扩展的 75%。

在这个方面，必须指出支架 410 不是完全的圆形。因此，可以使用两个直径来以更真实的方式表征支架 410 的形状。即最大直径和最小直径。

图 4c 显示了图像 420c，其描绘了脉管腔 419 的透视体积表示，通过执行上述的用于描述位于病人体内的结构进行空间特征并呈现的方法来呈现该图像。当然，不能看见脉管自身。能够看见的是脉管腔，已经用插入到受检查对象的脉管系统中的适当的造影剂填充了该脉管腔。

图 5 显示了用于控制适合的支架展开的工作流程图 530。如以参考数字 531 所指示的，支架展开以将支架放置在变窄的脉管的预定部分处开始。

在正确放置了到目前为止尚未展开的支架之后，执行旋转 X 射线采集，其产生受检查对象的多个不同 2D 投影数据集。借助于已知的重建过程来组合这些 2D 投影数据集，以便产生对象的 3D 体积数据集，该对象包括位于该对象内的支架。以参考数字 532 指示该旋转采集以及随后的 3D 重建。

在已经完成 3D 重建之后，通过执行虚拟拉回方法，来完成对支架及相应的脉管区域的可视化的和定量的分析，如参考数字 535 所指示的。所述虚拟拉回方法对应于以上参考图 3 详细解释的方法。对支架的定量分析产生了描述支架的展开状态的特征参数。

如以参考数字 536 所指示的，将展开状态的各个相应的特征参数与设定的值相比较。

如果还没有达到支架的最终展开状态，就执行支架的再膨胀或另一个

适当的过程，以便改变展开状态，如参考数字 537 所指示的。随后重复上述的步骤 532、535 和 536。

如果步骤 536 显示出已达到支架的最终展开状态，就成功地完成了支架展开。如果步骤 536 显示出还没有达到支架的最终展开状态，就再次重复上述步骤 537、532、535 和 536。频繁地执行这个循环，直至达到支架的最终展开状态为止。

图 6a 显示了曲线图 640，其描绘了作为支架内的纵向位置 p 的函数的支架直径 d 。基准线 $p1$ 表示所呈现的剖面的当前位置。虚曲线 641 表示最大支架直径。可以从规格参数中得到最大支架参数，规格参数通常由支架的制造商提供。

虚曲线 642 表示所期望的脉管腔直径，该脉管腔直径会允许有足够的血流通过支架并相应地通过脉管。实线 643 表示一个至少部分展开的支架的实际的最大直径，实线 644 表示该支架的实际的最小直径。如上所述，实际的最大直径和实际的最小直径允许表征支架的非圆形形状。

图 6b 显示了曲线图 645，其描绘了作为支架内的纵向位置 p 的函数的支架横截面面积 A 。基准线 $p1$ 再次表示所呈现的剖面的当前位置。虚曲线 646 表示最大可允许的支架横截面面积。这个支架参数也可以从由支架制造商提供的规格参数得到。

虚曲线 647 表示在支架完全展开后的预期横截面面积。实线 648 表示在支架的一个给定的纵向位置处的实际支架横截面面积。

图 7 显示了基于通过应用上述方法而执行的空间测量得到的展开支架的 3D 视图 770。支架视图 770 包括支架的不同切片，其中已经借助于上述定量分析计算了每一个切片的尺寸。如可由图 7 所见的，支架 770 包括第一部分 771、第二部分 772 和第三部分 773。第一部分 771 和第三部分 773 展示了正确的支架扩展。第二部分展示了一个颈缩，其表示在第二部分 772 内支架没有正确展开。

图 8 显示了根据本发明的数据处理装置 860 的一个示范性实施例，其用于执行根据本发明的方法的示范性实施例。数据处理装置 860 包括中央处理单元或图像处理器 861。图像处理器 861 连接到存储器 862，存储器 862 用于暂时存储所采集的或所处理的数据集。通过系统总线 865 将图像处理

器 861 连接到多个输入/输出网络或诊断装置，例如 CT 扫描器和/或 C 臂，它们例如用于 3D 旋转血管造影术。而且，图像处理器 861 连接到显示装置 863，例如计算机监视器，用于通过以顺序方式显示所识别的所述结构的 2D 表示来呈现所述结构。此外，计算机监视器还可以用于显示曲线图，其描绘了位于受检查对象内的结构的、作为相应剖面的位置函数的空间尺寸。操作员或用户可以经由键盘 864 和/或经由其它输入/输出装置与图像处理器 861 交互。

应注意术语“包括”不排除其它元件或步骤，“一”不排除多个。还可以组合与不同实施例相关联而说明的元件。还应注意权利要求中的参考标记不应解释为限制权利要求的范围。

为了概括本发明的上述实施例，能够表述为：

说明了一种虚拟拉回作为呈现和量化工具，其允许介入式治疗心脏病专家容易地评估支架扩展。该虚拟拉回以与血管内超声（IVUS）拉回类似的方式呈现了支架和/或脉管腔。在体积数据中沿着基准线执行虚拟拉回。所述体积数据可以是旋转 2D X 射线衰减数据的重建。随着位置沿基准线改变来呈现垂直于基准线的平面。这个视图对于介入式治疗心脏病专家而言是非常熟悉的视图，因为它们类似于 IVUS 数据，并可以显示切过脉管腔或支架的剖面。在这些垂直剖面中，能够计算并显示自动测量值，例如支架的最小和最大直径、横截面面积。对这些 2D 测量值进行组合还允许计算并显示体积测量值。

参考标记列表：

- 100 医学 X 射线成像系统/C 臂系统
- 101 旋臂扫描系统/C 臂
- 102 病人工作台
- 103 机器臂
- 104 X 射线管
- 105 X 射线探测器
- 106 X 射线
- 107 受检查的对象/病人
- 150 工作站/个人计算机

- 155 控制单元
- 160 数据处理装置
- 210a 支架（扩展前）
- 210b 支架（扩展后）
- 211 传送导管
- 212 参考标记
- 213 引导线
- 335 用于使用虚拟拉回的可视的和定量的分析的流程图
- S1 步骤 1
- S2 步骤 2
- S3 步骤 3
- S4 步骤 4
- S5 步骤 5
- S6 步骤 6
- S7 步骤 7
- S8 步骤 8
- S9 步骤 9
- 410 支架
- 413 引导线
- 414 剖面
- 415 基准线
- 416 表示所描绘的图像的定向的插入物
- 417 组织
- 419 部分脉管系统/脉管腔
- 420a 描绘两个支架和引导线的透视体积表示的图像
- 420b 描绘支架 410 和引导线 413 的垂直画面的图像
- 420c 描绘脉管腔的透视体积表示的图像
- 530 工作流程图
- 531 支架放置
- 532 旋转 X 射线采集

-
- 535 使用虚拟拉回的可视的和定量的分析
 - 536 用于修正支架展开的检查
 - 537 支架再膨胀或其它过程
 - 538 结束
 - 640 描绘支架直径的曲线图
 - 641 最大支架直径
 - 642 预期脉管腔直径
 - 643 实际最大支架直径
 - 644 实际最小支架直径
 - 645 描绘支架横截面面积的曲线图
 - 646 最大支架横截面面积
 - 647 预期支架横截面面积
 - 648 实际支架横截面面积
 - p 沿支架的剖面位置
 - p1 当前剖面位置
 - d 直径
 - A 横截面面积
 - 770 扩展的支架的 3D 呈现
 - 771 正确扩展的第一部分
 - 772 不正确扩展的第二部分
 - 773 正确扩展的第三部分
 - 860 数据处理装置
 - 861 中央处理单元/图像处理器
 - 862 存储器
 - 863 显示装置
 - 864 键盘
 - 865 总线系统

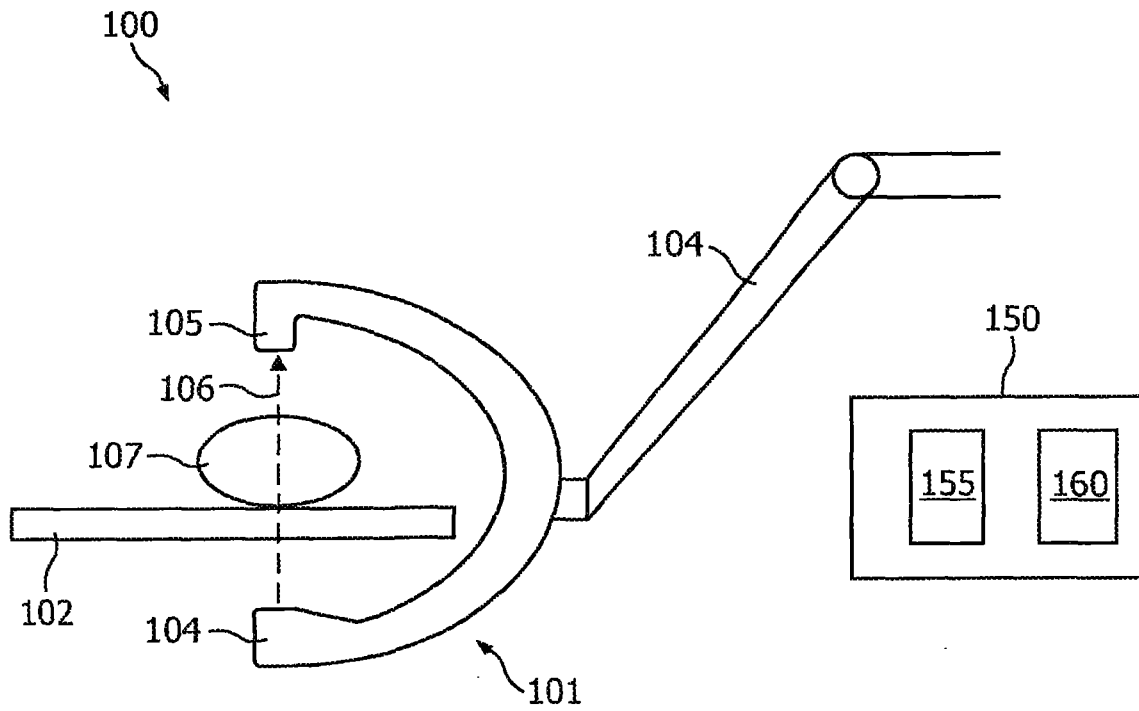


图1a

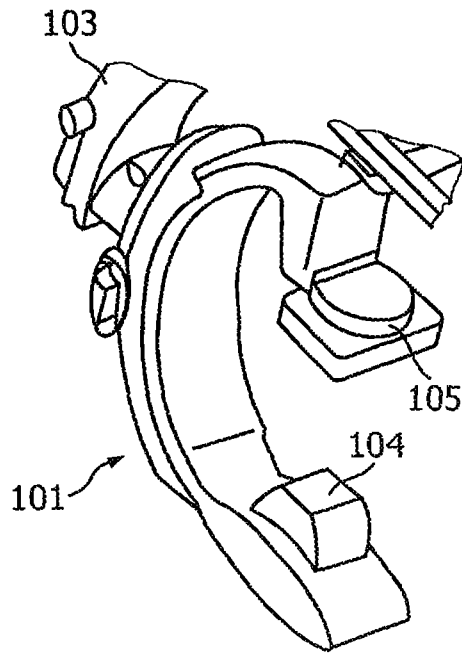


图1b

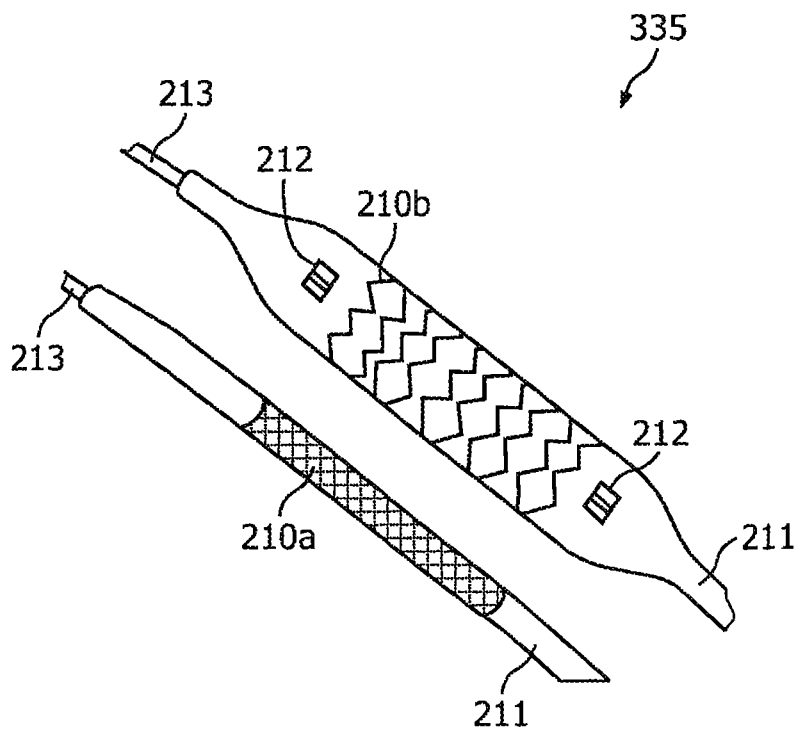
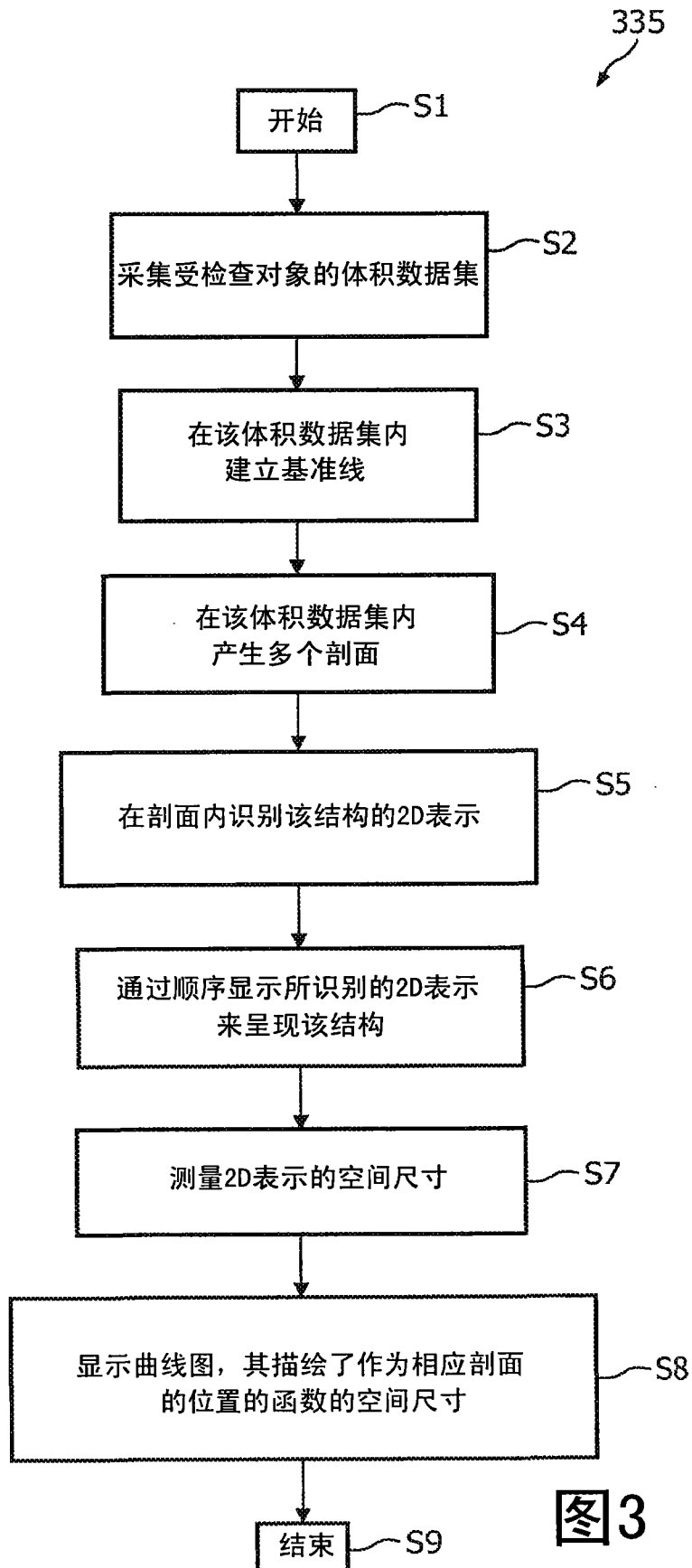


图2



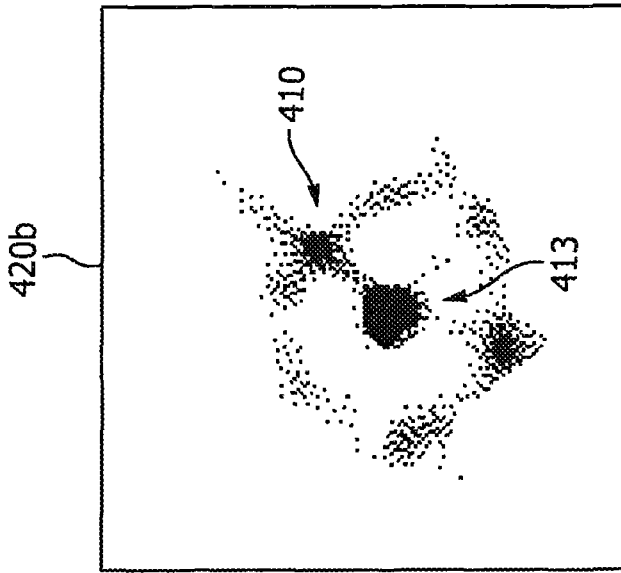


图4b

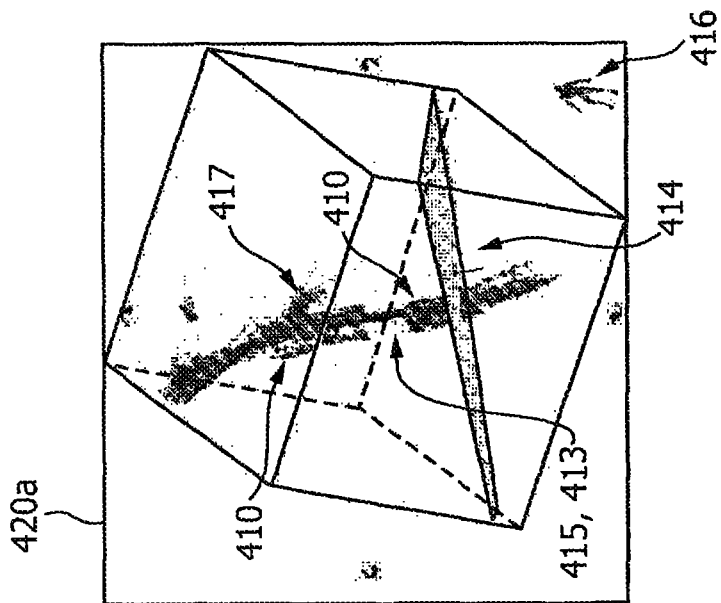


图4a

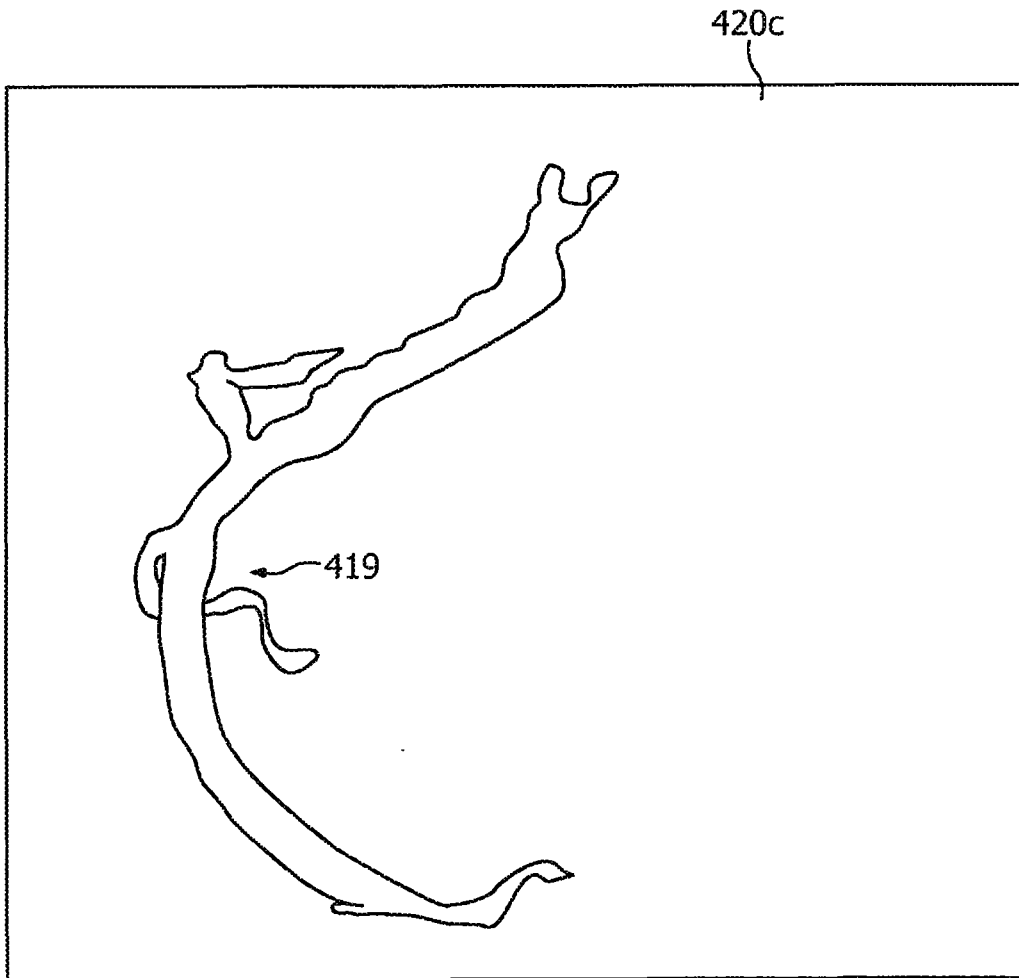


图4c

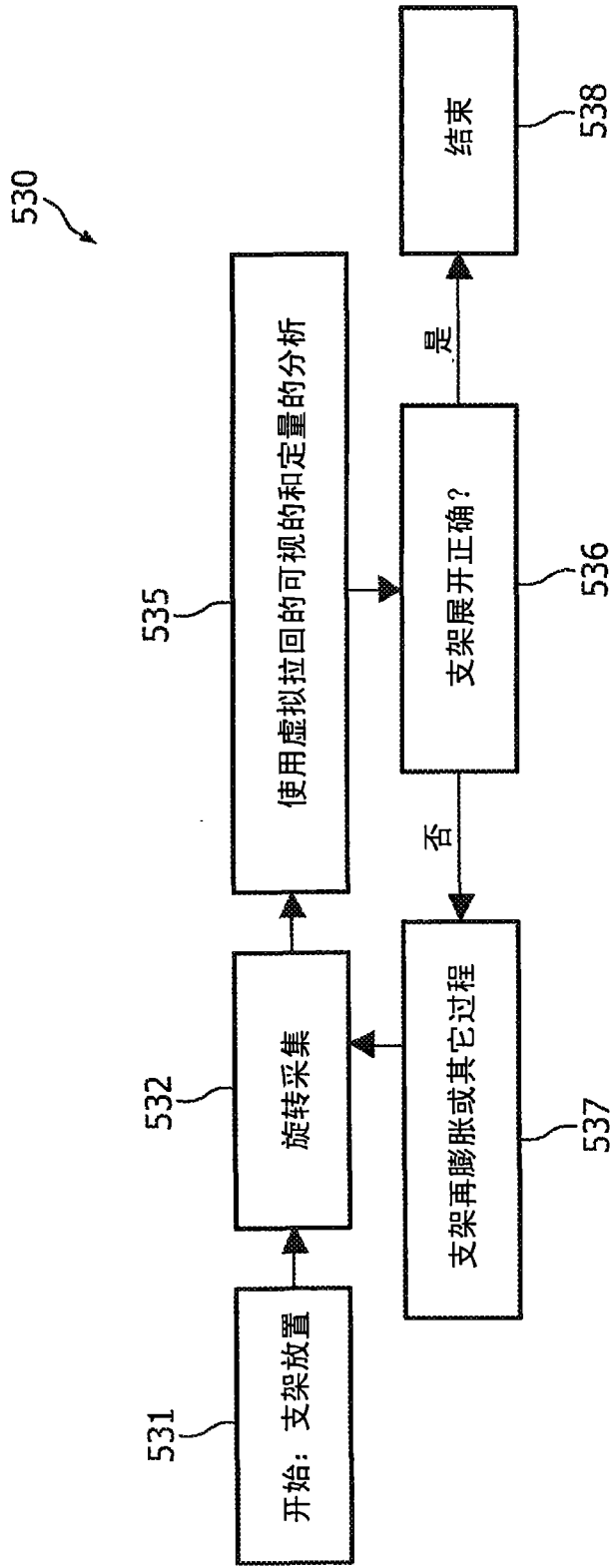


图5

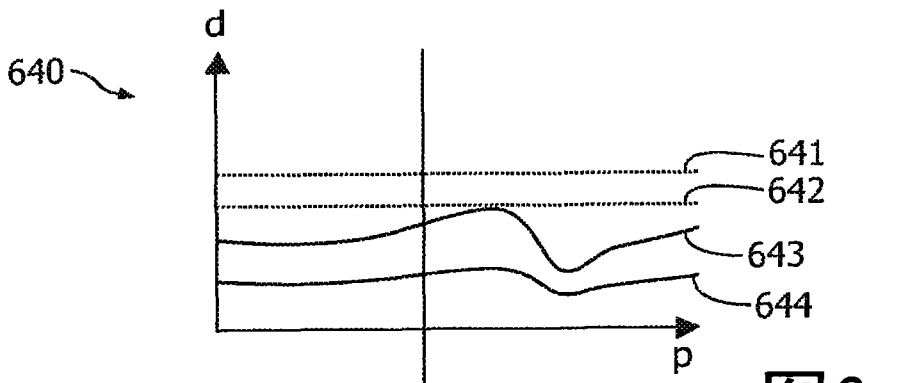


图6a

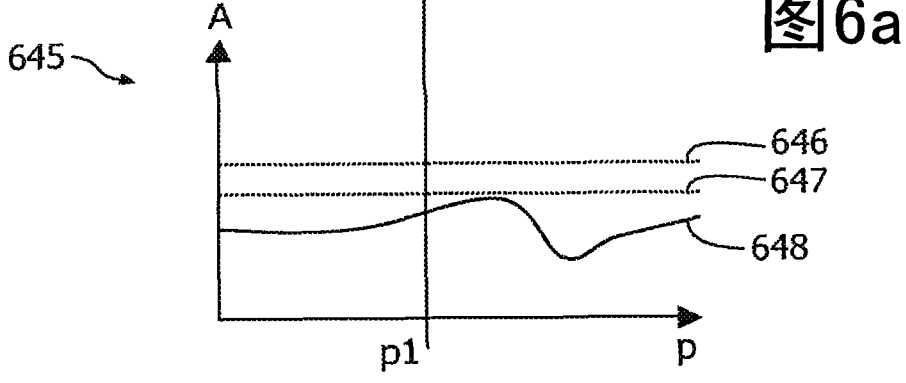


图6b

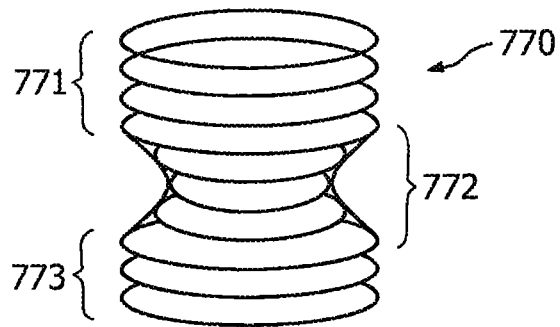


图7

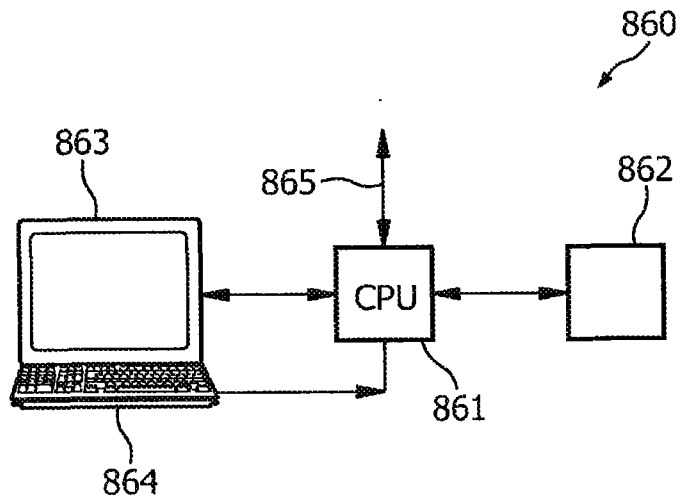


图8