(19)国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 111163700 B
(45)授权公告日 2024.09.17

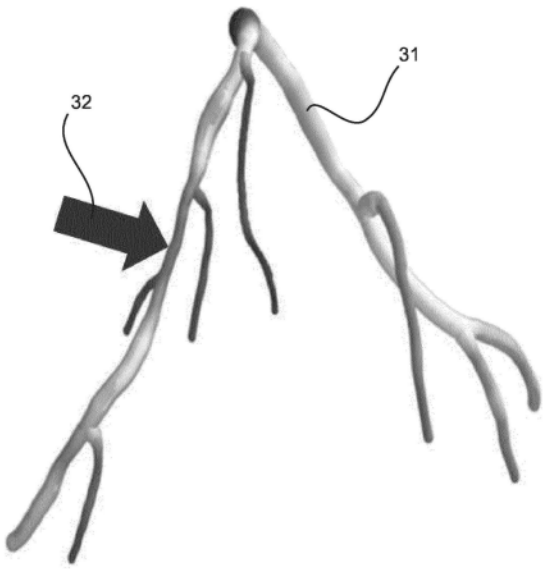
(21)申请号 201880062477.9
(22)申请日 2018.09.26
(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 111163700 A
(43)申请公布日 2020.05.15
(30)优先权数据
17193752.7 2017.09.28 EP
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2020.03.25
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2018/076036 2018.09.26
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2019/063575 EN 2019.04.04
(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬
(72)发明人 C·哈泽 H·施米特
S·普雷弗尔哈尔
(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司 72002
专利代理师 孟杰雄
(51)Int.Cl.
A61B 8/12(2006.01)
A61B 8/06(2006.01)
A61B 8/00(2006.01)
A61B 6/50(2024.01)
A61B 6/03(2006.01)
A61B 6/00(2024.01)
(56)对比文件
CN 105246411 A,2016.01.13
US 2010004531 A1,2010.01.07
审查员 王海丽
权利要求书3页 说明书12页 附图3页

(54)发明名称

引导血管内US导管

(57)摘要

本发明涉及一种用于将包括超声探头的血管内超声导管设备引导至血管树(31)中的潜在病变的系统和方法。在所述系统中,探头的位置信息被提供用于显示给用户和/或用于对位置信息的自动处理。评价单元被配置为接收血管树的诊断图像,确定针对血管树中的多个位置的至少一个血管参数的值,并且识别与至少一个血管参数的异常值相关联的至少一个位置。此外,映射单元被配置为在血管树的可视化中提供至少一个位置的视觉指示(32)和/或提供关于至少一个位置的信息以用于对位置信息的自动处理。



CN 111163700 B

1.一种用于将包括超声探头(3)的血管内超声导管设备(2)引导至血管树中的潜在病变的系统,所述系统包括:

定位单元,其被配置为提供所述超声探头(3)的位置信息以用于对所述位置信息的自动处理;

评价单元(9),其被配置为:

接收所述血管树的诊断图像,

基于所述诊断图像来确定针对所述血管树中的多个位置的至少一个血管参数的值,并且

识别所述血管树中与所述至少一个血管参数的异常值相关联的至少一个位置;

映射单元(10),其被配置为提供关于所述至少一个位置的信息以用于对所述位置信息的所述自动处理;以及

操纵单元,其被配置为自动操纵所述血管内超声导管设备(2),其中,对所述位置信息的所述自动处理包括借助于所述操纵单元基于所述位置信息对所述血管内超声导管设备(2)的自动操纵;

其中,所述操纵单元被配置为基于关于与所述血管参数的所述异常值相关联的所述至少一个位置的信息在自动回撤流程中操纵所述血管内超声导管设备(2);并且

其中,在所述自动回撤流程期间,所述操纵单元被配置为将所述超声探头(3)的位置与所述至少一个位置进行比较,并且以第一速度移动所述超声探头,并且基于所述比较的结果在所述至少一个位置处以降低的第二速度移动所述超声探头。

2.根据权利要求1所述的系统,其中,所述至少一个血管参数包括以下中的至少一项:作用在所述血管树的血管的内壁上的壁剪切应力、所述血管树的血管的壁的壁厚度、以及指示血管壁的钙化的参数。

3.根据权利要求1所述的系统,其中,所述评价单元(9)被配置为在所述参数的所述值小于预定下阈值或大于预定上阈值的情况下识别所述至少一个参数的异常值。

4.根据权利要求1所述的系统,其中

所述定位单元被配置为提供所述超声探头相对于跟踪框架的所述位置信息;

所述评价单元(9)被配置为识别所述诊断图像的成像框架中的所述至少一个位置,并且

所述映射单元(10)被配置为将所述至少一个位置变换到所述跟踪框架中以在所述血管树的可视化中提供所述至少一个位置的视觉指示,和/或提供关于所述至少一个位置的所述信息以用于对所述位置信息的所述自动处理。

5.根据权利要求1所述的系统,其中,所述定位单元被配置为采集所述血管树的实况图像,所述实况图像对应于所述血管树的可视化。

6.根据权利要求5所述的系统,其中,所述映射单元(10)被配置为在所述实况图像中提供所述至少一个位置的视觉指示。

7.根据权利要求1所述的系统,其中,所述评价单元(9)被配置为在所述诊断图像中分割所述血管树以获得分割的血管树,并且基于所述分割的血管树来确定所述至少一个血管参数的所述值。

8.根据权利要求7所述的系统,其中,所述映射单元(10)被配置为利用对所述至少一个

位置的指示来注释所述分割的血管树以获得注释的分割的血管树,并且向所述血管树的实况图像叠加所述注释的分割的血管树。

9.根据权利要求1所述的系统,其中,所述定位单元被配置为自动跟踪所述超声探头(3)的所述位置,以提供用于所述自动处理的位置信息。

10.根据权利要求1所述的系统,其中,所述定位单元被配置为在所述血管树的可视化中提供所述超声探头(3)的位置信息以用于显示给用户,并且其中,映射单元(10)被配置为在所述血管树的所述可视化中提供对所述至少一个位置的视觉指示。

11.根据权利要求1所述的系统,其中,对所述位置信息的所述自动处理包括对所述超声探头(3)的至少一个图像采集参数的调整和/或基于所述超声探头(3)的位置与所述至少一个位置之间的距离来选择用于评价由所述超声探头(3)采集的图像的预定图像评价流程。

12.一种计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序,其中,所述计算机程序包括程序代码,所述程序代码用于当所述计算机程序在计算机设备中被运行时使所述计算机设备执行用于将包括超声探头(3)的血管内超声导管设备(2)引导至血管树中的潜在病变的方法,所述方法包括:

提供所述超声探头(3)的位置信息以用于对所述位置信息的自动处理;

接收所述血管树的诊断图像;

基于所述诊断图像来确定针对所述血管树中的多个位置的至少一个血管参数的值;

识别所述血管树中与所述血管参数的异常值相关联的至少一个位置;并且

提供关于所述至少一个位置的信息以用于对所述位置信息的所述自动处理;

自动操纵所述血管内超声导管设备(2),其中,对所述位置信息的所述自动处理包括借助于操纵单元基于所述位置信息对所述血管内超声导管设备(2)的自动操纵;

基于关于与所述血管参数的所述异常值相关联的所述至少一个位置的信息在自动回撤流程中操纵所述血管内超声导管设备(2);并且

在所述自动回撤流程期间,将所述超声探头(3)的位置与所述至少一个位置进行比较,并且以第一速度移动所述超声探头,并且基于所述比较的结果在所述至少一个位置处以降低的第二速度移动所述超声探头。

13.根据权利要求12所述的计算机可读存储介质,其中,所述方法还包括:在所述血管树的可视化中提供所述超声探头(3)的所述位置信息以用于显示给用户,并且在所述血管树的所述可视化中提供对所述至少一个位置的视觉指示。

14.一种包括程序代码的计算机程序产品,当所述计算机程序产品在计算机设备中运行时,所述程序代码用于使所述计算机设备执行以下步骤:

处理超声探头(3)的位置信息;

接收血管树的诊断图像;

基于所述诊断图像来确定针对所述血管树中的多个位置的至少一个血管参数的值;

识别所述血管树中与所述血管参数的异常值相关联的至少一个位置;并且

提供操纵指令以基于所述位置信息和关于与所述血管参数的所述异常值相关联的所述至少一个位置的信息在自动回撤流程中自动操纵血管内超声导管设备(2);并且

在所述自动回撤流程期间,将所述超声探头(3)的位置与所述至少一个位置进行比较,

并且以第一速度移动所述超声探头,并且基于所述比较的结果在所述至少一个位置处以降低的第二速度移动所述超声探头。

引导血管内US导管

技术领域

[0001] 本发明总体上涉及血管内超声(IVUS)导管的引导。更具体地,本发明涉及一种用于将包括超声(US)探头的IVUS导管引导至潜在病变的系统和方法。

背景技术

[0002] IVUS使用附接到导管设备的微型US探头,其被引入患者的血管树中,以便采集血管树的血管的原位US图像。由于US波穿透到血管的壁中,因此可以了解这些壁的状况。在临床实践中,IVUS应用于检查血管树,尤其是冠状动脉中的病变,这可能尤其是由血管的壁内斑块的堆积引起的。这种斑块的积累导致可能引起心脏病发作和狭窄的病变。IVUS对确定斑块堆积量和斑块组成以及狭窄程度特别有用。这有助于评估病变的严重程度,并有助于进行治疗规划,例如支架的定尺寸和定位。

[0003] 为了引导IVUS检查,常规上使用X射线荧光透视。因此,采集血管系统的实况X射线图像,其示出当其导航通过血管树时的IVUS导管设备。为了改进在X射线图像中血管的可见性,可以将造影剂另外注入到血管树中。使用结果图像,操作者可以跟踪IVUS导管设备和包括的US探头的位置,并基于位置信息操纵IVUS导管。

[0004] 在该流程中,在US探头移动通过血管树的血管时,血管树的区域可以借助于US探头成像。在该过程中,US导管设备可以被手动操纵,并且可以具体地导航到包括潜在病变的血管树的位置或较小区域。可以基于X射线荧光透视图像来识别这种潜在的病变。然而,有时难以在X射线荧光透视图像中识别出潜在的病变,使得存在在IVUS检查中没有检查出潜在的病变的一定的风险。对于具有向外重塑的血管尤其如此。这些血管能够具有高的斑块负担,但在荧光透视图像中可能没有示出血管的可见变窄。由于高的斑块体积,这些血管然而可能具有斑块破裂的高风险,并且因此造成引起急性心肌事件的高风险。

[0005] 此外,还能够采集血管树的血管的较大截面的图像,例如在所谓的回撤流程中。在这种流程中,操作者可以将US探头导航到血管树中的某个位置。从该位置开始,然后将IVUS导管设备回撤,并在IVUS导管设备的该移动期间采集US图像。在回撤流程期间,可以手动或自动操纵IVUS导管设备。在两种情况下,IVUS导管设备通常以一定(近似)固定的速度回撤。但是,在一些情况下,对于沿回撤路径定位的病变进行成像,细节深度足以仔细检查此类病变,因此该速度可能过高。

[0006] WO2011/145094A2描述了与工具一起使用的装置和方法,该工具被插入到经历周期性运动的对象的身体的一部分中。在循环运动的相应阶段处,采集身体的一部分内部的工具的多幅原始图像。原始图像相对于身体的部分的特征是稳定的。响应于稳定原始图像,生成指示工具相对于身体的部分的移动程度的输出。

[0007] WO2006/076409A2描述了一种用于提供血管图像的系统和方法,其中,单个复合显示器同时提供包括血管造影片图像的患者的第一视图和包括根据由安装在柔性细长构件远端的成像探头提供的信息呈现的血管内图像的第二视图。在血管造影片图像内显示光标以使成像探头的位置与当前显示的血管内图像相关联,该光标具有从由成像探头近端的辐

射不透明标记所提供的图像信息导出的位置,从而提供在与当前显示的血管内图像相对应的患者内的位置的容易可辨别识别。所得到的复合显示同时提供:血管内图像,其包括从血管造影片不可用的关于血管的信息以及血管内图像数据源的血管内的当前位置,血管内图像数据是从其绘制的。

[0008] US5492131A描述了一种导管,其由伺服型系统通过身体通道内部的方向控制来引导,该伺服型系统包括将位置、取向或速度信息发送至通常以错误检测算法编程的微处理器的传感器以及运动控制系统。运动控制系统生成信号,其表示沿着预定的行进路线引导导管或通常连续调节其相对于目标的位置所需的位置、取向或速度的变化,并且该信号被发送到定向操纵系统、前驱系统或两者以实现更改。结果是一种闭环伺服系统,其能够自动地、预编程地将远端导管撕裂通过分支和盘旋的通道推进和/或定位到需要治疗动作或寻求诊断信息的部位。

发明内容

[0009] 鉴于上文,本发明的目的是改进血管系统的IVUS检查,使得可以更可靠和详细地定位和检查潜在病变。

[0010] 在第一方面中,提供了根据权利要求1所述的用于引导包括超声探头的血管内超声导管的系统。在第二方面中,提供了根据权利要求12所述的用于对包括超声探头的血管内超声导管进行引导的方法。在第三方面中,提供了根据权利要求14所述的包括程序代码的计算机程序。

[0011] 根据一个方面,本发明提供了一种用于将包括US探头的IVUS导管设备引导至血管树中的潜在病变的系统。该系统包括定位单元,其被配置为提供US探头的位置信息,以用于在血管树的可视化中向用户显示和/或用于对位置信息的自动处理。此外,该系统包括评价单元,所述评价单元被配置为:接收血管树的诊断图像;基于所述诊断图像来确定针对血管树中多个位置的至少一个血管参数的值;并且识别与至少一个血管参数的异常值相关联的血管树中的至少一个位置。此外,所述系统包括映射单元,所述映射单元被配置为在血管树的可视化中提供至少一个位置的视觉指示和/或提供关于至少一个位置的信息以用于对位置信息的自动处理。

[0012] 在所提供的系统中,与至少一个血管参数的异常值相关联的位置可以对应于潜在病变。有利地,基于诊断图像的评价来识别这些位置。这允许更可靠地识别患者的血管系统中的潜在病变。然后,借助于视觉指示在血管树的可视化中标记相关位置,使得成像系统的操作者可以将US探头导航到这些位置,以便采集用于检查这些位置的US图像。额外地或作为备选,关于位置的信息被提供用于对位置信息的自动处理。该自动的处理可以特别地包括对IVUS导管设备的自动的操纵。

[0013] 断图像可以是血管树的三维图像。特别地,诊断图像可以是计算机断层摄影(CT)图像,并且在评价单元中对CT图像的评价可以对应于计算机断层摄影血管造影(CTA)评价。然而,诊断图像同样可以使用另一成像模态来采集,例如磁共振(MR)成像。此外,本发明不限于三维诊断图像。相反,诊断图像也可以是二维图像。

[0014] 可以指示潜在病变的至少一个参数的异常值可以特别地对应于至少一个参数的异常高或低的值。因此,评价单元可以被配置为如果参数的值小于预定下阈值或大于预定

上阈值,则识别至少一个参数的异常值。

[0015] 所述至少一个血管参数可以包括作用在血管树的血管的内壁上的壁剪切应力、血管树的血管的壁的壁厚和指示血管壁的钙化的参数中的至少一项。已经发现,这些参数的异常值指示潜在病变,特别是常常在X射线荧光透视图像中不能检测到的病变。因此,这些参数特别适合于识别血管树中能够使用IVUS进一步检查的潜在病变。壁剪切应力可以基于通过血管树的血流的模拟来确定,所述模拟基于使用其诊断图像确定的血管树的几何结构来执行,在该实施例中所述诊断图像尤其可以是三维图像。壁厚可以直接从如诊断图像所示的血管几何结构导出,并且血管壁的钙化也可以在诊断图像中可见,特别是在使用CT图像的情况下。

[0016] 在本发明的一个实施例中,定位单元被配置为提供US探头相对于跟踪框架的位置信息,并且评价单元被配置为识别诊断图像的成像框架中的至少一个位置。因此,映射单元可以被配置为将至少一个位置变换到跟踪框架中,以在血管树的可视化中提供至少一个位置的视觉指示,和/或提供关于至少一个位置的信息以用于对位置信息的自动处理。在该背景下,术语"框架"特别指代在空间中具有特定位置和取向的参考框架。在每个框架中,特定位置可以特别地借助于坐标或与相应框架有关的其他参数来指示。

[0017] 在本发明的另外的实施例中,定位单元被配置为采集血管树的实况图像,并且所述实况图像可以对应于血管树的可视化。在该实施例中,前述跟踪框架可以对应于与实况图像相关联的成像框架。在相关实施例中,映射单元被配置为提供实况图像中的至少一个位置的视觉指示。实况图像可以特别是X射线荧光透视图像。然而,同样可以使用另一种成像模态来采集实况图像。

[0018] 此外,本发明的一个实施例包括:评价单元被配置为在诊断图像中分割血管树以获得分割的血管树,并基于分割的血管树确定至少一个血管参数的值。分割的血管树特别示出了血管树的几何结构,并且基于该几何结构,可以估计至少一个血管参数的值。在上面参考的血管参数的情况下,可以基于如由分割的血管树表示的血管系统的几何结构特别地确定分割的血管树中包括的血管的壁厚,和/或血管树中的血流可以基于该几何结构来模拟,以便确定作用在血管壁上的壁剪切应力。为了执行该评价,可以特别地使用三维诊断图像。

[0019] 当位置单元采集血管树的实况图像时,映射单元可以被配置为通过向图像叠加突出显示至少一个位置的一个或多个标记来提供与这些图像中的至少一个血管参数的异常值相关联的至少一个位置的视觉指示。在另外的实施例中,映射单元被配置为利用对至少一个位置的指示来注释分割的血管树以获得注释的分割的血管树并且将实况图像与注释的分割的血管树叠加。借助于这样的叠加,不仅能够突出显示与异常参数值相关联的位置,而且可以借助于分割的血管树的叠加的注释版本来改进实况图像中血管树的可见性。

[0020] 在本发明的一个实施例中,定位单元被配置为自动跟踪US探头的位置,以提供用于自动处理的位置信息。US探头的自动跟踪同样可以基于实况图像来执行。同样,可以应用非基于图像的跟踪技术,例如电磁(EM)跟踪、阻抗跟踪、光学形状感测和基于卫星的跟踪。此外,在回撤流程的情况下,可以在回撤流程期间基于由US探头覆盖的距离沿回撤路径自动跟踪US探头,其中,可以基于US探头在回撤流程期间的速度来计算距离。此外,可以基于借助于US探头采集的US图像并且基于诊断图像来沿着US探头通过血管树的路径跟踪US探

头。在US图像中,可以识别特定标志性特征(例如斑块体积),并且可以在诊断图像中识别相同的特征,以便在US探头采集包括标志特征的图像时确定US探头在血管树中的位置。

[0021] 在本发明的一个实施例中,系统还包括操纵单元,所述操纵单元被配置为自动操纵血管内超声导管设备,并且对位置信息的自动处理包括借助于操纵单元基于位置信息对血管内超声导管设备的自动操纵。在该实施例中,关于至少一个位置的信息可以用于对导管设备的自动操纵中。在一个相关实施例中,操纵单元可将US探头自动操纵到至少一个位置。在另外的相关实施例中,操纵单元特别地被配置为基于关于与血管参数的异常值相关联的至少一个位置的信息在自动回撤流程中操纵IVUS导管设备。特别地,操纵单元可以被配置为将自动回撤流程期间US探头的位置与至少一个位置进行比较,并且基于比较的结果来控制US探头在自动回撤流程期间的速度。

[0022] 在一个实施方式中,操纵单元被配置为当其位置与至少一个位置之间的距离大于预定义的距离时以第一速度移动US探头,并且当其位置与至少一个位置之间的距离小于预定义的距离时以第二速度移动US探头,所述第二速度小于第一速度。因此,US探头以降低的速度通过至少一个位置,所述降低的速度可以允许以更大的细节深度对至少一个位置进行成像。特别地,当在回撤流程期间将帧速率保持在固定值时这可以允许沿着回撤方向以增加的空间分辨率对至少一个位置进行成像。

[0023] 在另外的实施例中,对位置信息的自动处理包括对US探头的至少一个图像采集参数的调整和/或选择预定图像评价流程以用于基于US探头的位置与至少一个位置之间的距离来评价由超声探头采集的图像。

[0024] 当US探头的确定位置与至少一个位置之间的距离小于预定阈值时,可以调整至少一个图像采集参数。这允许使用经修改的图像采集参数来采集至少一个位置的超声图像,所述经修改的图像采集参数不同于用于对血管树的其他区域进行成像的图像采集参数。由此,可以优化图像采集参数以在至少一个位置处对潜在病变进行成像。相关图像采集参数的示例包括用于成像的US频率和/或由US探头用来采集图像的帧速率。在另外的示例中,US探头可以在成像模式和流量计模式中可操作以测量和可视化血流,并且US探头可以被控制为在至少一个位置处切换到流量计模式。可以选择预定图像评价流程以评价当US探头的位置与至少一个位置之间的距离小于预定阈值时采集的图像。由此,能够应用特殊的图像评价流程以用于评价该位置处的潜在病变的图像。

[0025] 根据另外的方面,本发明提供了用于将包括US探头的IVUS导管设备引导至血管树中的潜在病变的方法。所述方法包括以下步骤:(i)提供US探头的位置信息以在血管树的可视化中显示给用户和/或用于位置信息的自动处理;(ii)接收血管树的诊断图像;(iii)基于诊断图像确定针对血管树中的多个位置的至少一个血管参数的值;(iv)识别血管树中与血管参数的异常值相关联的至少一个位置;(v)在血管树的可视化中提供至少一个位置的视觉指示和/或提供关于至少一个位置的信息以用于对位置信息的自动处理。

[0026] 根据另外的方面,本发明提供了一种包括程序代码的计算机程序,所述程序代码用于当所述计算机程序在计算机设备中运行时使计算机设备执行所述方法。

[0027] 应当理解,根据权利要求1所述的系统、根据权利要求14所述的方法和根据权利要求15所述的计算机程序具有相似和/或相同的优选实施例,特别是如从属权利要求中定义的。

[0028] 应当理解,本发明的优选实施例也可以是从属权利要求或以上实施例与相应独立权利要求的任何组合。

[0029] 参考下文描述的实施例,本发明的这些和其他方面将显而易见并得到阐述。

附图说明

[0030] 在以下附图中:

[0031] 图1示意性且示例性地示出了根据本发明的一个实施例的IVUS成像系统的部件,

[0032] 图2示意性且示例性地示出了由血管树的注释分割版本所叠加的血管树的实况图像,注释分割版本突出显示与血管参数的异常值相关联的位置,并且

[0033] 图3示意性且示例性地示出了另外的注释版本的注释的分割的血管树。

具体实施方式

[0034] 图1示意性且示例性地示出了根据实施例的IVUS成像系统的部件。IVUS成像系统包括血管内导管设备2,血管内导管设备2包括用于采集US数据的US探头3。导管设备2电耦合到US单元4,US单元4接收US数据并基于其生成US图像。US图像可以在显示设备5上显示给成像系统的操作者,显示设备5电耦合到US单元4并且可以被配置为例如监测设备。

[0035] 血管内导管设备2具有细长的主体,该主体具有用于经皮引入患者1的血管系统中的远端。当将导管设备2引入患者的血管系统中时,其通过移动导管设备2的近端部分从患者身体1外部操纵。这可以由成像系统的操作者手动完成和/或借助于操纵单元6自动地完成,操纵单元6可以机械地耦合到导管设备2的近端部分。操纵单元6可以特别地用于执行导管设备2的自动的的机动回撤。在该流程中,导管设备2可以被手动地导航通过患者的血管系统到某个位置。然后,导管设备2可以被操纵单元6自动向后拉动通过血管,并且在导管设备2的向后运动期间,可以采集US图像。

[0036] US探头3被布置在血管内导管设备2的远端部分。US探头3可以包括单个小型换能器元件或若干小型换能器元件的布置。US探头3被配置成以本领域技术人员如此已知的方式来发射US信号并感测所发射的US信号的回波,其中,感测到的回波信号被发送到US单元4以生成US图像。(一个或多个)换能器元件可以被配置为使用聚合物压电材料在微机电系统(MEMS)基板上制造的(一个或多个)压电微机械US换能器(PMUT),例如,如US 6641540中所公开的。在备选实施例中,一个或多个换能器元件被配置为(一个或多个)压电PZT(钛酸铅酸铅)换能器、(一个或多个)电容性微机械超声换能器(CMUT)或根据用于制造(一个或多个)超声发射器和接收器装置的另一合适的技术。

[0037] 此外,成像系统包括跟踪单元7,其在导管设备2的操作期间,即在患者1的血管系统内,提供对导管设备2,并且特别是其中包括的US探头3的手动和/或自动跟踪。跟踪单元7特别地允许相对于某个固定的跟踪框架跟踪US探头3的位置,该跟踪框架对应于在检查患者1期间相对于患者身体1具有定义的位置和取向的参考框架。特别地,为了允许手动跟踪导管设备2,跟踪单元7提供包括导管设备2和/或其位置的指示的患者1的血管系统的可视化。可视化可以在显示单元5处输出,使得其可以被操作者查看并且在操纵导管设备2时使用。

[0038] 在一个实施例中,使用基于图像的跟踪技术来跟踪US探头3。在该实施例中,跟踪

单元7被配置为采集患者身体1的内部的二维或三维实况跟踪图像,该图像包括在其中操作US换能器3的血管系统的区域。为此目的,跟踪单元7应用合适的成像模态,该模态允许采集示出患者血管系统和在其中移动的导管设备2的图像。在该实施例中,所采集的实况图像可以直接用作血管系统的上述可视化,其可以在显示单元5处输出。此外,实况图像包括成像平面(在二维图像的情况下)或定义跟踪框架的体积(在三维图像的情况下),其中,跟踪框架相对于患者身体1的位置和取向由成像几何结构产生。

[0039] 在基于图像的跟踪的一种特定实施方式中,实况图像是(二维)X射线荧光透视图像,并且为了采集这些图像,跟踪单元7包括X射线荧光透视设备。此外,为了提高患者血管系统的可见度,合适的造影剂可以注入到患者的血管中。这对应于常规血管造影术中应用的流程。因此,换句话说,跟踪单元7可以采集常规的X射线(荧光透视)血管造影图像。

[0040] 如上所述,当应用基于图像的跟踪技术时,所采集的实况图像可以在显示单元5处显示给成像系统的操作者,以便可视化患者的血管系统和布置在其中的导管设备。通过查看图像,操作者可以在实况图像中直接识别导管设备2和US探头3,并且因此,相对于也在图像中示出的血管系统跟踪导管设备2和US探头3。

[0041] 为了改进对US探头3的跟踪,可以为其提供在使用跟踪设备采集的图像中具有改进的可见性的标记。此外,可以自动评价使用跟踪单元7采集的图像,以便确定US探头3的位置并使该位置可用于进一步的自动处理,如将在本文下面解释的。

[0042] 作为基于图像的跟踪的补充或备选,跟踪单元7可以借助于非基于图像的跟踪技术相对于跟踪框架跟踪US探头3。可以在该实施例中使用的对应技术的示例包括EM跟踪、阻抗跟踪、光学形状感测和基于卫星的跟踪。使用非基于图像的跟踪技术,跟踪单元7可以确定US探头3在某个固定跟踪框架中的位置。所确定的位置然后已经可用于其进一步的自动处理。

[0043] 为了在未采集实况跟踪图像的情况下可视化US探头3相对于患者血管系统的位置,可以在患者血管系统的模型中指示确定的位置,其中,可以将该模型放置在跟踪框架中以便生成上述可视化,其在这种情况下可以包括模型和指示US探头3的位置的标记。该模型尤其可以基于患者的血管系统的图像来生成,该图像可以是例如在使用成像系统执行检查之前确定的。特别地,可以基于CT血管造影图像来创建模型,如将在下文中更详细地解释的。

[0044] 作为血管树的基于模型的可视化的备选,如借助于非基于图像的跟踪确定的US探头3的位置可以在实况荧光透视图像或由跟踪单元7采集的其他实况图像中标记。

[0045] 此外,在自动的的机动回撤流程的情况下,US探头3可以沿着回撤路径自动跟踪,这通常是已知的。在该实施方式中,US探头3在路径上的位置可以基于在特定开始位置(其可以是已知的)处开始回撤流程时由US探头3所覆盖的距离来参数化。该距离可以基于回撤流程中US探头3的速度来计算。在这种实施方式中,跟踪框架对应于回撤路径。

[0046] 除了上述部件之外,成像系统还包括CT设备8或与CT设备8合作,CT设备8被配置为采集包括导管设备2和包含在其内的US探头3的患者1的血管系统的三维图像。为了易于识别图像中的血管树,可以在采集图像时将造影剂注入到血管系统的相关区域中。相对于某个成像参考框架采集图像,并且该成像框架相对于上述跟踪框架具有已知的相对位置和取向。因此,能够识别成像框架和跟踪框架中彼此对应的位置,并且能够将对象从成像框架转

移到跟踪框架中。

[0047] 在接收到CT图像后,图像在评价单元9中自动评价,以便确定患者的血管系统的血管的一个或多个血管参数的值。这种评价也称为CT血管造影(CTA),并且因此本文中相关图像也称为CTA图像。基于所确定的值,评价单元9特别地识别患者的血管树中的潜在病变,如将在下面更详细描述的。如上所述,这些病变可以在由跟踪单元7生成的患者的血管系统的可视化中指示。额外地或备选地,可以基于潜在病变在血管系统中的位置,例如在机动回撤流程期间自动操纵导管。特别地,可以执行操纵,使得可以在借助于US探头3和US单元4采集的US图像中特别仔细地检查潜在病变的位置。

[0048] 此外,除了用于跟踪US探头3的上述跟踪技术之外,或者作为其备选,可以基于借助于US探头3采集的US图像并基于血管树的CT图像沿着其通过血管树的路径跟踪US探头3。在US图像中,特定标志特征可以被识别,并且相同的特征可以在CT图像中识别,以便在US探头3采集包括标志特征的图像时确定US探头3在血管树中的位置。这样的标志特征的示例包括例如斑块体积或变窄,其被配置为使得它们允许唯一地识别血管树中的位置。如将在下文中进一步解释的,在基于US探头3的位置来调整US探头3的一个或多个图像采集参数的情况下,US探头3的该跟踪特别有用。特别地,在该实施例中,可以省去对US探头3的额外跟踪。

[0049] 转回到在评价单元9中对CTA图像的评价,在评价单元9中执行的第一步骤可以包括对在CTA图像中示出的血管系统进行分割以创建患者的血管系统的模型。在该过程中,评价单元9确定患者血管系统的表示,或者换句话说,患者的血管系统的模型。可以根据本领域技术人员已知的任何合适的分割方法来执行分割。一种相关的方法包括血管滤波,其识别CTA图像中的管状结构,并且基于这些结构对血管树进行分割。另外的相关方法使用区域增长,其中,手动和自动识别相关结构内的位置,诸如血管的内部或壁,并且其中,然后基于预定义同质性准则确定该结构的另外的体素。U.Jandt等人的“Automatic generation of 3D coronary artery centerlines using rotational X-ray angiography”(Med Image Anal,2009年12月,13(6):846-58,doi:10.1016/j.media.2009.07.010)中描述了一种可以使用以便分割患者的血管树的示例性分割方法。

[0050] 在CTA图像中对患者的血管系统进行分割后,可以将分割的血管树任选地转换到跟踪框架中,以便创建上述基于模型的可视化,以使用分割的血管树作为下层模型来跟踪导管设备2。

[0051] 此外,评价单元9可以确定允许识别潜在病变的一个或多个参数的值。一个相关的示例性参数是冠状动脉系统的血管壁的厚度。特别地,较大的壁厚可以指示斑块。具有较小壁厚的血管抑制增加的破裂风险。因此,评价单元9可以估计包括在分割的血管树中的血管中的至少一些的壁厚。这样做,例如,可以以规则的预定义距离来估计规则血管的壁厚的估计。然后可以将估计值与预定义上阈值和/或下阈值进行比较,以便识别具有异常壁厚值的位置,即,估计值大于上阈值或小于下阈值的位置。这些位置对应于具有潜在病变的血管树中的位置。即,位置能够具有增加的破裂风险(在壁厚小于下阈值的情况下)或增加的斑块沉积风险(在壁厚大于上阈值的情况下)。

[0052] 此外,评价单元9可以被配置为检测具有钙化的血管壁的位置,并且可以确定指示血管壁的钙化的参数。钙化位置通常也能够具有增加的破裂风险,并且因此应进一步检查。在CT图像中,可以基于相关联的CT数或亨氏单位(HU)值识别钙化区域。为了确定血管壁的

钙化,评价单元9因此可以评价CT图像中的HU值,以确定血管壁的区中可能包含钙化的区域。基于该评价,评价单元9可以确定指示血管壁的钙化的参数。这可以是指示是否已经检测到钙化的二进制参数,以及检测到的钙化能够对应于该参数的异常值的情况。在另外的变型中,参数可以指示钙化量,并且评价单元9还可以将该参数与预定阈值进行比较,以在其大于阈值的情况下检测参数的异常值。

[0053] 可以额外或作为备选在评价单元9中估计的另外的示例性血管参数是壁剪切应力。该参数量化当由血流产生的切向力作用在血管的内表面(即内皮)上时所创建的每单位面积的力。研究已经示出,壁剪切应力可以用作病变生长和动脉重塑的指示符。因此,已经示出具有异常(例如异常高或低)壁剪切应力的区域呈现动脉粥样硬化易感性、斑块生长和不稳定性以及血栓形成的增加的风险。壁剪切应力的异常低值具体指示倾于快速减小血管内腔的位置,例如由于斑块生长。异常高壁剪切应力值指示位置具有动脉重塑和斑块破裂的增加风险。

[0054] 评价单元9可以估计包括在分割的血管树中的血管中的至少一些的壁剪切应力(在本领域中也称为内皮剪切应力)。为此目的,评价单元9可以基于从分割的血管树导出的这些血管的几何结构执行对相关血管中的血流的流体动力学模拟。为了执行流体动力学模拟,可以相对于血液速度和血流的其他相关参数使用特定预定义的假设。基于这些假设,可以使用Navier-Stokes方程来建模血流,其可以以本领域技术人员如此已知的方式使用有限元方法针对相关血管的个体元素进行求解。基于模拟的血流,评价单元9然后可以针对相关血管中的位置(例如,在预定义的常规距离内)估计壁剪切应力的值。

[0055] H.Hetterich等人的“Coronary computed tomography angiography based assessment of endothelial shear stress and its association with atherosclerotic plaque distribution in-vivo”(PLoS ONE 10(1):e0115408.doi:10.1371/journal.pone.0115408)公开了可以由评价单元9应用的相关的示例性流程。然而,同样能够应用本领域技术人员已知的用于计算壁剪切应力的任何其他合适的算法。

[0056] 在具有如上所述的壁剪切应力的估计值后,评价单元9可以将这些值与预定上阈值和/或下阈值进行比较,以便识别具有异常壁剪切应力值的位置,其对应于潜在病变的位置。特别地,评价单元可以识别壁剪切应力小于下阈值或大于上阈值的位置(即,具有异常高的壁剪切应力的位置)。使用适当选择的阈值,以这种方式识别的位置对应于上述危险因子应用于的具有异常低或高壁剪切应力的位置。

[0057] 基于CTA评价的上述结果,即,特别是基于与壁剪切应力和/或壁厚的异常参数值相关联的所识别的位置,映射单元10可以修改可视化以用于跟踪导管设备2。特别地,映射单元10可以修改可视化,使得在可视化中突出显示所识别的位置。

[0058] 为此目的,映射单元10可以将与异常参数值相关联的分割的血管系统的位置从成像框架转换为跟踪框架,以识别跟踪框架中的对应位置。然后,映射单元10可以在相对于跟踪框架生成的血管系统的可视化中视觉地突出显示这些位置,例如通过使用预定义的颜色为这些位置着色和/或通过将指向这些位置的箭头叠加在可视化上。这意味着具有异常参数值的位置在形成上述可视化的X射线荧光透视图像或血管系统的基于模型的可视化中突出显示。

[0059] 在该实施例的变型中,映射单元10可以将实况跟踪图像与分割的血管树叠加,并

且在得到的可视化中突出显示与异常参数值相关联的位置。在该变型中,映射单元10可以通过向与异常参数相关联的位置提供标记(例如如上所述的特定颜色或箭头)来注释分割的血管树。然后,映射单元10可以将注释的分割的血管树变换到跟踪框架中,并以注释的分割的血管树的变换版本叠加实况跟踪图像,以借助于显示单元5生成可视化输出。在图2中示意性且示例性地图示了对应的可视化,图2示出了血管树的实况图像21,其以分割的血管树22叠加。在血管树中与血管参数的异常值相关联的位置借助于箭头23a、23b标记。

[0060] 如果如上所述使用基于模型的可视化,则映射单元9同样可以在成像框架中评价的分割的血管树中标记与异常参数值相关联的位置,并且可以将包括标记的分割的血管树转换到跟踪框架中。可以再次使用特定颜色和/或箭头标记相关位置。然后,基于(变换的)标记,映射单元10可以为相关位置创建突出显示。

[0061] 当突出显示具有参数的异常值的位置时,映射单元10可以在参数的值小于下阈值的位置与参数的值大于上阈值的位置之间进行区分(如果可以进行这种区分,相对于壁剪切应力和壁厚尤其如此)。这可以通过使用另一种颜色突出显示参数值小于下阈值的位置来实现,另一种颜色不同于用于突出显示参数值大于上阈值的位置的。

[0062] 此外,当在评价单元9中确定两个或更多血管参数的异常值时,映射单元10可以突出显示与所有这些参数的异常值相关联的位置,但是除了与(一个或多个)其他参数的异常值相关联的位置之外可以以另一种方法突出显示与参数中的每个参数的异常值相关联的位置。例如,这可以使用与用于突出显示与(一个或多个)其他参数的异常值相关联的位置的不同的颜色来突出显示与一个参数的异常值相关联的位置来实现。

[0063] 在另外的实施例中,映射单元10不仅在血管树的可视化中突出显示与异常参数值相关联的位置。相反,可以为在CTA评价中检查的血管的所有位置指示所确定的参数值。特别地,这可以相对于具有两个以上值的参数来完成,诸如壁剪切应力和壁厚。在二元参数(诸如指示检测到钙化的参数)的情况下,这不是必需的。

[0064] 为了指示针对所有检查位置的所确定的参数值,评价单元9可以根据预定义的量化水平对所确定的参数值进行量化,并且可以利用量化的值对分割的血管树进行注释,例如,通过针对每个量化水平使用一种颜色为分割的血管树着色。一个量化水平可以包括小于该参数的下阈值的参数值,而另一个量化水平包括大于该参数的上阈值的值,使得确保如此突出显示与异常参数值相关联的位置。因此,在注释的分割的血管树中指示与异常参数值相关联的位置。另外,这些位置可以通过另外的手段,例如使用箭头来突出显示。在图3中示意性且示例性地图示了对应地注释的分割的血管树31。如该图所示,所述的对应地注释的分割的血管树31的区域根据针对这些区域中的位置确定的量化的参数值来着色。此外,额外地借助于箭头32标记与异常参数值相关联的位置。

[0065] 映射单元10可以将注释的分割的血管树变换到跟踪框架中,并且可以将实况跟踪图像与经变换的注释的分割的血管树叠加,例如通过在基于图像的跟踪的情况下使用其半透明版本。在非基于图像的跟踪的情况下,映射单元10可以将注释的分割的血管树叠加在用于跟踪导管设备2的血管树的模型上,或者-在该模型对应于分割的血管树的情况下-跟踪单元7可以基于分割的血管树的注释版本来生成基于模型的可视化。

[0066] 如果在评价单元9中确定了两个或更多血管参数的值,则可以以上述方式相对于参数中的每个创建分割的血管系统的注释版本。此外,映射单元10可以创建可视化以便一

次使用血管系统的一个选定的注释版本来跟踪导管设备。版本的选择可以由成像系统的操作者手动实现。因此,操作者可以选择在可视化中指示值的参数。备选地,例如,可以自动完成选择,并且映射单元可以以规则的间隔改变所使用的版本。

[0067] 在前述实施例中,在由操作者用来跟踪导管设备2和所包括的US探头3的血管树的可视化中指示血管参数的值-特别是异常值。基于这些指示,操作者可以将US探头3手动操纵到潜在病变的位置,以便检查这些位置,以用于检查这些位置和/或规划介入流程的目的。

[0068] 在另外的实施例中,可以基于在评价单元9中确定的参数值来自动操纵导管设备2。特别地,可以基于异常参数值来自动操纵导管设备2,使得与异常参数值相关联的位置以更大的细节深度被成像。

[0069] 在一个相关的实施方式中,操纵单元6可以基于关于与异常参数值相关联的位置的信息来控制自动的的机动回撤流程。在该实施方式中,可以以导管设备2和所包括的US探头3的第一预定义速度来执行回撤,并且当US探头3经过与异常参数值相关联的位置时,可以将速度减小为第二预定义值。由此,能够以更大的细节深度对这些位置进行成像。

[0070] 为了使操纵单元6执行这样的流程,向其提供关于与异常参数值相关联的位置的信息以及用于确定当US探头3经过这些位置时回撤流程的阶段的信息。在一种实现中,控制单元7可以如上所述依靠US探头3的自动跟踪以便确定回撤流程的相关阶段。因此,操纵单元6被提供有关于与异常参数值相关联的位置的信息,其涉及跟踪框架,并且提供有US探头3的位置,如借助于跟踪单元7确定的。在回撤流程期间,操纵单元6将US探头3的位置和与异常参数值相关联的位置进行比较,并且当US探头3的位置与这些位置之一之间的距离小于预定距离值时减小回撤速度。

[0071] 在备选实现中,操纵单元6可以基于在流程期间US探头的速度来确定US探头3在回撤流程期间已经覆盖的距离,并且可以被提供有对应于与异常参数值相关联的位置的距离。

[0072] 在这种实现中,回撤开始于US探头3的已知位置,例如,该已知位置可以由成像系统的操作者手动指示。为了指示开始位置,例如,操作者可以在用于跟踪导管设备的可视化中标记US探头3的初始位置。然后,可以确定在回撤流程期间US探头3通过血管树的路径,例如基于分割的血管树。这可以在映射单元10中完成。在已经确定路径后,映射单元10可以确定沿着所确定的路径从开始位置到与异常参数值相关联的位置的路径段的长度,并且可以将这些长度提供给操纵单元6。

[0073] 在回撤流程期间,操纵单元6将如基于探头速度确定的由US探头3覆盖的距离与接收到的长度进行比较,并且当由US探头3覆盖的距离对应于接收到的长度之一时,确定US探头3通过与异常参数值相关联的位置。在这种情况下,操纵单元6降低US探头3的速度,以便促进采集具有更大细节深度的US图像。速度的降低尤其可以允许以更高的帧速率对相关位置进行成像。帧速率可以在回撤流程期间保持恒定,使得速度的降低允许每单位长度采集更多的图像,这对应于沿采集的回撤方向的增加的图像分辨率。在该实施例的变型中,与异常参数值相关联的位置可以对应于可以在CT图像和使用US探头3采集的US图像两者中识别的标志特征,或者该位置可以与回撤路径上的位置之前的这样的标志特征相邻。在这种情况下,US图像可以(基本上)实时地被评价,并且如果在一幅或多幅采集的US图像中检测到

标志证明,则操纵单元6可以降低US探头3的速度。如果可以以这种方式识别与异常参数值相关联的位置,则可以省去对US探头3的额外跟踪。

[0074] 在另外的实施例中,当US探头3经过与血管参数的异常值相关联的位置时,操纵单元6调整US探头3的一个或多个图像采集参数。这允许使用与用于对血管树的其他区域成像的图像采集设置不同的调整的图像采集设置来对该位置进行成像。可以选择图像采集设置,使得在所识别的位置处的潜在病变的检查被促进。

[0075] 在该实施例中,操纵单元6可以在US探头3移动通过血管树时将US探头3的位置和与异常参数值相关联的所识别的位置进行比较。可以手动或自动地操纵该移动,例如如上所述。US探头3的位置可以再次基于实况荧光透视图像、基于非基于图像的跟踪方法或基于US图像和CT图像来确定,如上所述。

[0076] 当操纵单元6确定US探头3与所识别的位置之间的距离小于预定阈值和/或借助于US探头3采集的一幅或多幅图像中包括与所识别的位置相对应或与所识别的位置相邻定位的标志特征时,操纵单元可以调整图像采集参数以改变US探头3的图像采集设置。当US探头3已经经过该位置并且操纵单元6已经确定US探头3与位置之间的距离再次大于阈值时,操纵单元3可以反转图像采集参数的调整,使得图像采集设置返回到通过位置之前使用的设置。此外,可以基于在特定位置处具有异常值的血管参数来调整图像采集参数。因此,操纵单元6可以基于血管参数确定哪个图像采集参数被调整以及如何执行调整。由于血管参数指示该位置处的潜在病变的类型,因此这允许使US探头的图像采集设置适应特定的潜在病变。

[0077] 可以由操纵单元6调整的图像采集参数可以包括由US探头3施加的用于成像的US频率和/或由US探头用来采集图像的帧速率。例如,如果与异常值相关联的血管参数指示在特定位置处的血管壁的钙化,则在对该位置成像时可以降低US频率,因为较低的US频率允许更好地可视化钙化的血管壁。在另外的示例中,可以在具有增加的血管壁厚度的位置处降低帧速率,以增加成像深度。此外,US探头3可以在成像模式和流量计模式下可操作以测量和可视化血流,并且操纵单元6可以控制US探头3在与异常参数值相关联的位置处切换到流量计模式。这允许检查该位置处的血流,这可以提供对潜在病变的严重性的进一步洞察,并可以促进关于其处置的决定。

[0078] 此外,能够应用特殊的图像评价流程以在US单元5或另一设备中评价与血管参数的异常值相关联的位置处采集的US图像。这种评价流程的一个示例包括虚拟组织学评价,其基于IVUS导出的射频数据的频谱分析。A.König,V.Klauss,"Virtual histology"(Heart,2007Aug,93(8):977-982,doi:10.1136/hrt.2007.116384)中描述了一种示例性虚拟组织学评价流程,我们可能会在US单元5中应用。

[0079] 可以选择预定图像评价流程以用于评价当US探头的位置与至少一个位置之间的距离小于预定阈值时所采集的图像。为了实现这一点,操纵单元6可以在US探头3移动通过血管树的同时将US探头3的位置和与异常参数值相关联的所识别的位置进行比较,如上所述。当操纵单元6确定US探头3与所识别的位置之间的距离小于预定阈值时,其可以标记所采集的图像,使得它们被提供给预定图像评价流程。

[0080] 在上述实施例中,基于血管参数值来提供用于手动或自动操纵血管内US导管设备1的引导,所述血管参数值借助于CT血管造影评价基于诊断CT图像来确定。然而,本发明不

限于CT图像的血管造影评价。相反,可以分析使用诸如MR成像的另一成像模态采集的诊断图像,以便确定血管参数。此外,本发明不限于三维诊断图像。同样,还能够采集二维诊断图像以便确定某些血管参数。例如,还可以在二维诊断X射线图像中检测血管的异常变窄。

[0081] 此外,壁剪切应力的值、壁厚度的值和指示钙化的参数的值已经在上文中参考为血管参数值的示例,可以基于其来操纵血管内US导管设备2。然而,同样能够基于其他血管参数的值,特别是基于此类血管参数的异常值来提供用于操纵血管内US导管设备2的引导。相关的示例包括:斑块负担,其将总血管体积与管腔体积之间的比率参数化;以及血流参数,其可以指示血液速度和/或血流的类型(例如层流或湍流)。

[0082] 通过研究附图、公开内容和所附权利要求,本领域技术人员在实践所要求保护的发明时可以理解和实现所公开的实施例的变型。

[0083] 在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。

[0084] 单个单元或设备可以履行权利要求中记载的若干项的功能。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0085] 计算机程序可以被存储/分布在合适的介质上,例如与其他硬件一起提供或作为其他硬件的部分提供的光学存储介质或固态介质,但计算机程序也可以以其他形式来分布,例如经由因特网或者其他有线或无线电信系统分布。

[0086] 权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

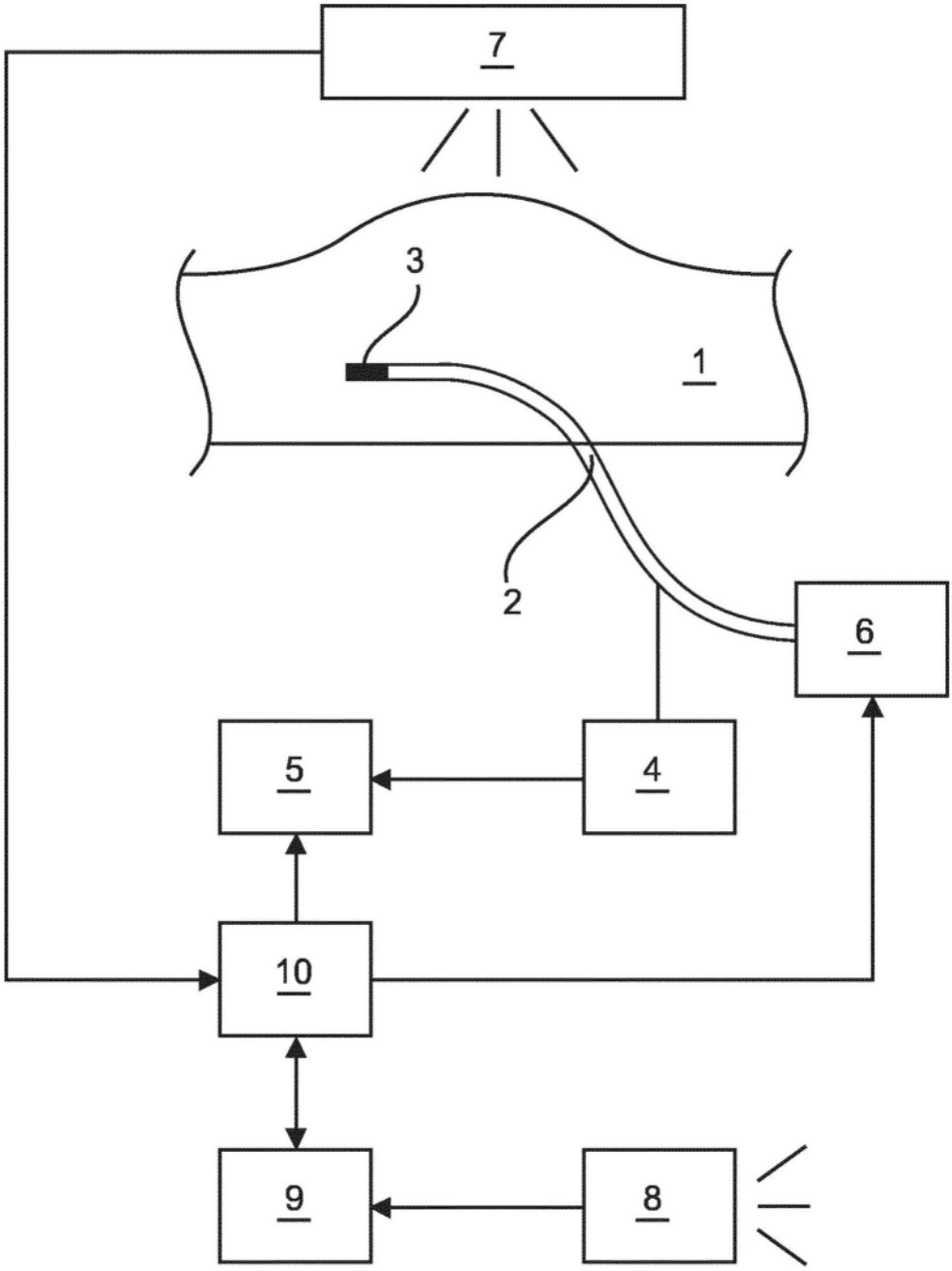


图1

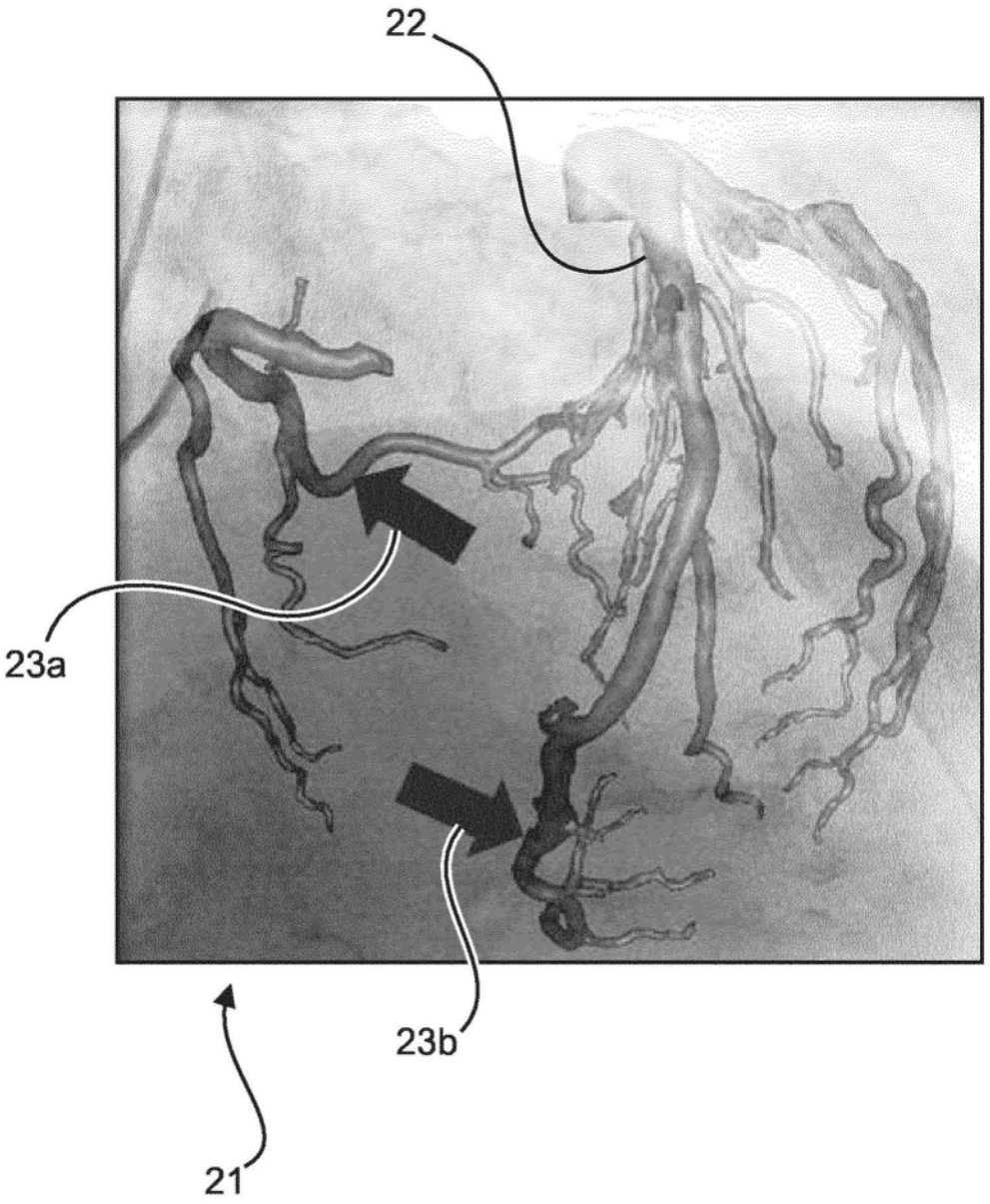


图2

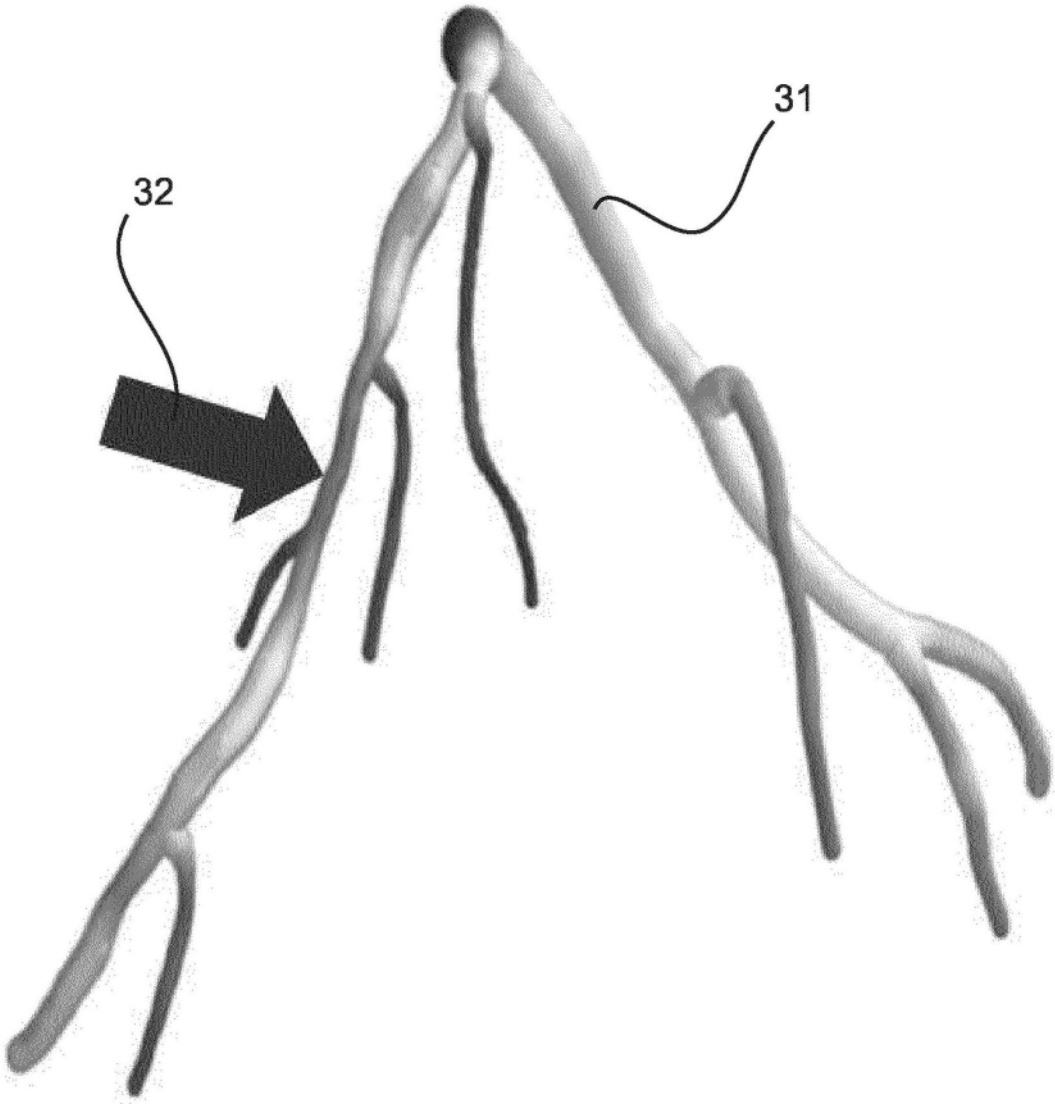


图3