

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101448457 B

(45) 授权公告日 2011.03.30

(21) 申请号 200780018421.5

(56) 对比文件

(22) 申请日 2007.05.14

US 20060058674 A1, 2006.03.16, 全文.

(30) 优先权数据

WO 03046797 A2, 2003.06.05,

06114294.9 2006.05.22 EP

审查员 邢伟

(85) PCT申请进入国家阶段日

2008.11.20

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2007/051811 2007.05.14

(87) PCT申请的公布数据

W02007/135612 EN 2007.11.29

(73) 专利权人 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 J·布雷德诺 J·威斯 A·格罗特

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英

(51) Int. Cl.

A61B 6/00 (2006.01)

权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 1 页

(54) 发明名称

由投影成像得到的经运动补偿的冠状动脉血流

(57) 摘要

诊断性血管照片只能提供冠状动脉的投影的管腔，这只是对血流和压力下降的间接度量。根据本发明的示范性实施例，提供了针对狭窄分级的对血流动态特性和压力下降的经运动补偿的确定，其中，基于对投影数据集中第一标记的第一位置和第二标记的第二位置的跟踪执行所述运动补偿。其可以提供鲁棒且精确的血流动态特性和压力下降确定。

1. 用于由感兴趣对象 (15, 107) 的图像序列对血流动态特性进行运动补偿确定的检查设备 (100), 所述检查设备 (100) 包括 :

分析单元 (118), 其适于执行对所述感兴趣对象 (15, 107) 的区域内的第一血流动态特性的确定 ;

其中, 所述确定步骤包括基于在所述图像序列中对第一标记的第一位置的跟踪而执行的运动补偿 ;

其中, 所述标记的运动对应于所述感兴趣对象的运动。

2. 根据权利要求 1 所述的检查设备 (100),

还包括获取单元 (108), 其适于在专用血流运行和标准获取运行之一中获取所述图像序列。

3. 根据权利要求 2 所述的检查设备 (100),

其中, 根据下述方案获取所述图像序列 :

在心动周期内获取第一数据 ;

应用少量的经稀释的造影剂 ; 以及

接下来, 在多个心动周期内获取与所述造影剂的流入和流出对应的第二数据。

4. 根据权利要求 1 所述的检查设备 (100),

其中, 所述图像序列为血管照片数据集。

5. 根据权利要求 1 所述的检查设备 (100),

其中, 所述运动补偿包括心搏数据、呼吸数据、自主和非自主患者运动数据的使用。

6. 根据权利要求 1 所述的检查设备 (100),

其中, 所述分析单元 (118) 还适于 :

至少基于所述第一标记的第一位置和第二标记的第二位置确定造影剂浓度的时间强度曲线 ; 以及

执行基于模型的血流分析, 所述分析即使在存在强脉动效应时也适于确定总容积流量和压力下降中的至少一个。

7. 根据权利要求 6 所述的检查设备 (100),

其中, 所述基于模型的血流分析包括使流速在所述心动周期内发生变化, 并且在可以取得心电图数据作为输入时对这样的脉动性进行补偿。

8. 根据权利要求 1 所述的检查设备 (100),

其中, 所述感兴趣对象 (15, 107) 为冠状动脉 ; 并且

其中, 所述感兴趣对象 (15, 107) 的区域为所述冠状动脉的第一血管段。

9. 根据权利要求 1 所述的检查设备 (100),

其中, 所述第一和第二标记适于作为导丝、半透明导丝、支架装置和气胀装置之一的距离标记。

10. 根据权利要求 1 所述的检查设备 (100),

其中, 所述分析单元 (118) 还适于 :

通过一段预定时间的造影剂注入或者通过在后继的分析中包含并补偿所述第一容积流量在所述心动周期内的变化性来补偿所述变化性。

11. 根据权利要求 10 所述的检查设备 (100),

其中,所述后继的分析是视频密度测量分析。

12. 根据权利要求 1 所述的检查设备 (100),

其中,所述分析单元 (118) 还适于:

确定冠状动脉的第二血管段内的第二容积流量;以及

基于所述第二容积流量确定第一血管段内的压力下降。

13. 根据权利要求 1 所述的检查设备 (100),

其中,所述检查设备 (100) 适于作为具有固定成像几何结构的 Cathlab 成像器、3D 计算机断层扫描设备和 3D 旋转 x 射线设备之一。

14. 根据权利要求 1 所述的检查设备 (100),其被配置为包括材料检测设备和医疗应用设备的组中的一个。

15. 一种用于采用检查设备由感兴趣对象 (15, 107) 的图像序列对血流动态特性进行运动补偿确定的方法,所述方法包括下述步骤:

确定所述感兴趣对象 (15, 107) 的区域内的第一血流动态特性;

其中,所述确定步骤包括基于在所述图像序列中对第一标记的第一位置的跟踪而执行的运动补偿;

其中,所述标记的运动对应于所述感兴趣对象的运动。

16. 一种用于由感兴趣对象 (15, 107) 的图像序列对血流动态特性进行运动补偿确定的图像处理装置,所述图像处理装置包括:

用于存储所述感兴趣对象 (15, 107) 的图像序列的存储器;

分析单元 (118),其适于:

确定所述感兴趣对象 (15, 107) 的区域内的第一血流动态特性;

其中,所述确定步骤包括基于在所述图像序列中对第一标记的第一位置的跟踪而执行的运动补偿;

其中,所述标记的运动对应于所述感兴趣对象的运动。

## 由投影成像得到的经运动补偿的冠状动脉血流

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医疗成像领域。具体而言，本发明涉及用于由感兴趣对象的图像序列对血流动态特性进行运动补偿判断的检查设备，还涉及对血流动态特性进行运动补偿确定的方法、图像处理装置、计算机可读介质和程序单元。

### 背景技术

[0002] 由经造影的 x 射线血管照片得到的狭窄分级对于在心脏 Cath lab 中为发病的冠状动脉提供微创治疗具有重要意义。冠状动脉病变处的容积流量受阻和压力下降增大是冠心病的主要原因。对于有充分根据的治疗决策而言，重要的是能够在日常临床过程中对这样的狭窄的严重程度做出评估。目前，采用对冠状动脉血管照片的主观视觉检查或者采用血管内压力表确定压力下降来评估这一严重程度。冠状动脉随着患者的心搏和呼吸而运动，因而需要血管本身的运动和血管内血流之间的分离来进行对临床有价值的评估。

### 发明内容

[0003] 希望实现冠状动脉血流的运动补偿确定。

[0004] 应当注意，下文描述的本发明的示范性实施例同样适用于所述方法、计算机可读介质、图像处理装置和程序单元。

[0005] 根据本发明的示范性实施例，提供了一种用于由感兴趣对象的图像序列对血流动态特性进行运动补偿确定的检查设备，所述检查设备包括适于执行对感兴趣对象的某一区域内的第一容积流量进行确定的分析单元，其中，所述确定步骤包括基于在所述图像序列中对第一标记的第一位置进行的跟踪执行的运动补偿，其中，所述标记的运动对应于感兴趣对象的运动。

[0006] 因此，所述检查设备可以适于确定运动，并由此确定可以是（例如）冠状动脉的区域内的容积流量、流体特性或瞬变特性。为了确定所述血流动态特性，在图像序列中检测存在于感兴趣对象的区域内的第一标记的位置。该标记适于对感兴趣区域（即，感兴趣的血管段）进行标记。

[0007] 但是，应当注意，可以存在其他标记。例如，可以提供第二标记，并且也对其在图像序列中的位置进行跟踪。因而，不仅可以确定线性运动并对其进行补偿，还可以确定包括两个标记的结构的旋转并对其进行补偿。例如，如果还要跟踪第三标记，那么可以确定所述结构的三维运动（例如弯曲或变形）并对其进行补偿。

[0008] 应当注意，词语“运动补偿”或“运动补偿确定”还表示“变形补偿”或“变形补偿确定”。

[0009] 根据本发明的另一示范性实施例，所述检查设备还包括获取单元，其适于在专用血流运行（run）和标准获取运行之一中获取所述图像序列。

[0010] 因此，根据本发明的这一示范性实施例，可以在特别针对运动补偿流量确定过程获取的数据集的基础上，或者在普通检查过程中获取的标准数据集的基础上执行所述经运

动补偿的血流确定。

[0011] 根据本发明的另一示范性实施例，根据下述方案获取所述图像序列或数据集：在没有造影剂的情况下获取第一图像数据，应用少量稀释的造影剂，接下来在多个心动周期内获取对应于造影剂的流入和流出的第二图像数据。

[0012] 这样，在其间不用使成像器停止并重新开始的一次获取中，在紧跟第一次“排空”心搏之后和与第一次“排空”心搏同时通过感兴趣对象的流入和流出过程期间，观察未使所述标记模糊的稀释造影剂。

[0013] 根据本发明的另一示范性实施例，所述图像序列是血管照片数据集。

[0014] 因此，可以基于血管照片数据提供用于冠状动脉狭窄分级的血流确定。

[0015] 根据本发明的另一示范性实施例，所述运动补偿包括采用心搏数据或呼吸（或呼气）数据。

[0016] 因而，不仅可以基于第一和第二标记位置执行运动补偿，还可以基于心电图数据（如果对患者的心脏成像的话）或者基于呼吸数据（例如，在对患者肺部成像的情况下）执行所述运动补偿。

[0017] 也可以将所述方法应用于肺部血管。但是，本发明的主要应用领域是呼吸运动的补偿，其中，心脏自身搏动，但是其发生了变形，而且因呼吸而飘忽不定。因而，本发明的应用可以包括心搏运动的补偿、呼吸运动的补偿、自主患者运动和非自主患者运动的补偿及其任意组合。

[0018] 根据本发明的另一示范性实施例，所述分析单元还适于至少基于所述第一标记的第一位置和第二标记的第二位置确定造影剂浓度的时间强度曲线，并执行基于模型的血流分析，即使在存在强脉动效应的情况下，该分析也适于确定总容积流量和压力下降中的至少之一。

[0019] 因此，即使在存在强脉动效应的情况下，通过从运动的冠状动脉中的至少两个明确定义的点收集造影剂浓度的时间强度曲线，也可能实现适于总容积流量确定、压力下降和其他相关参数的基于模型的血流分析。

[0020] 根据本发明的另一示范性实施例，所述基于模型的血流分析包括在心动周期内使流速发生变化，并且在可以取得心电图数据作为输入时，对这样的脉动做出补偿。

[0021] 根据本发明的另一示范性实施例，感兴趣对象是冠状动脉，其中，感兴趣对象的区域是冠状动脉的第一血管段。

[0022] 此外，所述第一和第二标记适于作为导丝、半透明导丝、支架装置和气胀装置（ballooning device）之一的距离标记。

[0023] 因此，根据本发明的这一示范性实施例，在冠状动脉内存在具有至少两个可检测标记的干预装置，其允许对感兴趣血管段做出标记。

[0024] 根据本发明的另一示范性实施例，所述分析单元还适于补偿所述第一容积流量在所述心动周期内的变化性，其中所述补偿是通过一段预定时间的造影剂注入或者通过在接下来的分析中包含并补偿所述变化性来实现的。

[0025] 根据本发明的另一示范性实施例，所述接下来的分析是视频密度测量（videodensitometric）分析。

[0026] 根据本发明的又一示范性实施例，所述确定步骤还适于确定所述冠状动脉的第二

血管段内的第二容积流量,以及基于所述第二容积流量确定所述第一血管段内的压力下降。

[0027] 因此,根据这一实施例,不仅可以确定所述第一血管段内的血流动态特性或容积流量,还可以确定压力变化。其可以提供狭窄分级的改进。

[0028] 根据本发明的另一示范性实施例,所述检查设备适于作为三维计算机断层扫描设备和三维旋转 x 射线设备之一。

[0029] 根据本发明的另一示范性实施例,将所述检查设备配置为包括材料测试设备(例如,适于评估诸如内燃机的运动部件中的流体动态特性的设备)和用于对在运动的官腔或容器内显示出流动现象的序列成像的医疗应用设备的组中的一个。本发明的应用领域可以是医疗成像。

[0030] 根据本发明的另一示范性实施例,提供了一种采用检查设备由感兴趣对象的图像序列对血流动态特性进行运动补偿确定的方法,所述方法包括确定感兴趣对象的区域内的血流动态特性的步骤,其中,所述确定步骤包括基于在所述图像序列中对第一标记的第一位置进行跟踪而执行的运动补偿,其中,所述第一标记的运动对应于感兴趣对象的运动。

[0031] 其可以提供鲁棒、精确的血流动态特性分析。

[0032] 根据本发明的另一示范性实施例,可以提供一种用于对血流动态特性进行运动补偿确定的图像处理装置,所述图像处理装置包括用于存储感兴趣对象的图像序列的存储器和适于执行上述方法步骤的分析单元。

[0033] 根据本发明的另一示范性实施例,可以提供一种计算机可读介质,在所述计算机可读介质中存储了用于由感兴趣对象的图像序列对血流动态特性进行运动补偿确定的计算机程序,在由处理器执行时,所述计算机程序使所述处理器执行上述方法步骤。

[0034] 此外,按照本发明的另一示范性实施例,可以提供一种用于对血流动态特性进行运动补偿确定的程序单元,在由处理器执行时,所述程序单元使所述处理器执行上述方法步骤。

[0035] 应当注意,可以将所述感兴趣对象的检查方法(包括血流动态特性的运动补偿确定)体现为计算机程序,即,通过软件,或者可以采用一个或多个专用电子优化电路,即,通过硬件对所述方法加以体现,或者可以以混合的方式,即,通过软件部件和硬件部件体现所述方法。

[0036] 优选将根据本发明的示范性实施例的程序单元加载到数据处理器的工作存储器内。因而,可以通过配备所述数据处理器而执行本发明的方法的示范性实施例。可以通过任何适当的程序设计语言,例如, C++ 编写所述计算机程序,并且可以将其存储到诸如 CD-ROM 的计算机可读介质上。而且,可以从诸如万维网的网络获得所述计算机程序,通过所述网络可以将所述计算机程序下载到图像处理单元或处理器或者任何适当的计算机内。

[0037] 可以将本发明的示范性实施例的主旨视为由动态冠状动脉血管照片确定冠状动脉内的血流和压力下降,其中,所述血管照片是在专用的血流运行中获取的或者是作为标准的诊断性获取而获取的。采用具有适于对感兴趣血管段进行标记的至少两个可检测标记的干预装置来执行对血流和压力下降的确定。在这一示范性实施例中,优选借助 x 射线控制在微创治疗过程中,从已经存在于感兴趣冠状动脉中的装置取得所述标记。其可以提供血流和压力下降确定的鲁棒性和精确性。

[0038] 通过下文描述的实施例和参考其做出的解释,本发明的这些和其他方面将变得显而易见。

## 附图说明

- [0039] 在下文中,将参考下述附图说明本发明的示范性实施例。  
[0040] 图 1 示出了根据本发明的示范性实施例的检查设备的简化示意图表示;  
[0041] 图 2 示出了根据本发明的示范性方法的流程图;  
[0042] 图 3 示出了用于执行根据本发明的方法的示范性实施例的根据本发明的图像处理装置的示范性实施例。

## 具体实施方式

[0043] 附图中的图示只是示意性的。在不同的图中,采用相同的附图标记表示类似或相同的元件。

- [0044] 图 1 示出了根据本发明的示范性实施例的检查设备的简化示意图表示。  
[0045] 可以将本发明应用于二维成像领域,例如,x 射线荧光透视检查、x 射线血管照片、超声或视频成像。在这种情况下,可以采用常规 x 射线系统进行检查。此外,可以将本发明应用于三维成像领域,例如,三维旋转 x 射线成像或者三维旋转血管照片成像。  
[0046] 在必须由投影成像确定运动补偿冠状动脉血流时,尤其可以采用本发明,但是在必须检测血管内的压力变化时,也可以采用本发明。  
[0047] 图 1 所示的设备是一种 C 型臂 x 射线检查设备,其包括利用附着件 11 附着至顶板(图 1 中未示出)的 C 型臂 10。所述 C 型臂 10 支撑 x 射线源 12 和检测器单元 13。控制单元 16 适于控制所述获取过程。  
[0048] 将所述检测器单元 13 生成的图像数据发送至受计算机控制的图像处理单元 17。  
[0049] 此外,可以提供心电图(ECG)单元 18,以记录患者心脏的心搏。之后,将对应的 ECG 数据发送至图像处理单元 17。此外,还可以记录呼气数据,并将其发送至图像处理单元 17。  
[0050] 图像处理单元 17 适于执行上述方法步骤。

[0051] 此外,所述系统还可以包括适于使所获取的图像可视化的监视器 19。监视器 19 示出了包括处于一个血管分支内的两个标记 20 和 21 的血管。

了基于视频密度测量法由投影确定血流的图像分析,但是目前为止尚未成功地将其转移到适用于冠状动脉的可用临床系统当中。

[0056] 允许由投影血管照片对流经冠状动脉的血流做出客观评估的视频密度测量法的应用可能需要对下述偏差源做出补偿:导致冠状动脉的复杂变形的心脏收缩、导致心脏在胸腔内运动的呼吸运动、非平面血管几何形状的透视缩小伪影(foreshortening artifact)以及由于心动周期内半径和驱动压力的变化而导致的流量的变化性。

[0057] 此外,用于视频密度测量血流分析的算法的鲁棒性和精确性可能是有限的。根据本发明的方法解决了所有的上述问题,因而能够实现在Cathlab干预过程中对冠状动脉进行视频密度测量血流评估。

[0058] 根据第一实施例,获取专用血流获取协议。

[0059] 在步骤1中,将具有距离标记的导丝置于感兴趣血管段上。在步骤2中,在患者屏息期间获取采用稀释的造影剂得到的诊断性血管照片。之后,在步骤3中,提取导丝上的标记,所述标记在感兴趣血管段中以明确定义的距离定义了运动的冠状动脉中的固定位置。之后,提取处于这些位置处的造影剂浓度的时间强度曲线,以供视频密度测量分析(步骤4)。基于模型的血流分析可以包括使流速在心动周期内发生变动,并且在可以取得ECG做为输入时,对这样的脉动性进行补偿。

[0060] 这一基本方法的扩展可以包括应用可得的方法来补偿所述标记的心脏和呼吸运动,从而即使在所述标记因造影剂而变得模糊时,也能够确定所述标记的位置。

[0061] 在Konink Philips Electronics NV的Philips Intellectual Property GMBH的W02005039253A1中以及Bredno J、Eck K、Rongen P的“Angiographic image providing device for operating vascular system, generates angiogram image related to matching between heartbeat phase with given heartbeat phase based on function describing position of heart”中描述了这样的心脏运动补偿。

[0062] 这可以允许将同样的方法应用于血管变得完全不透明,甚至患者在获取过程中没有屏息的标准血管照片当中。

[0063] 对于两个实施例而言,对容积流量在心动周期内的变化性的补偿是通过预定时间的造影剂注入或者通过在后继的视频密度测量分析中包含并补偿这一效应而实现的。

[0064] 作为用于血流和狭窄评估的第一步,可能必须识别出至少两个在心搏和呼吸运动过程中在冠状动脉内保持固定的点。例如,这些标记可以分别位于可疑血管段的上游和下游。例如,只要在血管中不存在或只存在少量造影剂,由干预装置(如Florent R、Nosjean L、Lelong P的“Medical viewingsystem and method for enhancing structures in noisy images”, WO03/043516A2, 2003中所述)或者导丝分段(如Baert S、Niessen WJ、Meijering EHW、Frangi AF、Viergever AF的“Guide wire tracking during endovascular interventions”Delp SL、DiGioia AM、Jaramaz B(eds.) :MICCAI2000, Proc. LNCS1935, pp. 727-734, 2000)提供的对标记的跟踪就能够提供这样的标记位置。但是,这可能与当前的旨在使血管变得显著不透明的临床协议相抵触。

[0065] 相反,基于对经造影血管的图像分析的冠状动脉跟踪(例如,如Hoffmann KR、Sen A、Lan L、Kok-Gee C、Esthappan-J、Mazzucco M的“Asystem for determination of 3D vessel tree centerlines from biplane images”, International Journal of Cardiac

Imaging, 16(5), pp. 315–330, 2000 中所述) 需要频繁的人工交互, 并且受到无法得到沿血管中心线的精确位置的困扰。

[0066] 因此, 提供了根据本发明的第一实施例的改变的专用血流协议。在这一实施例中, 采用了导丝或者任何其他具有距离标记的干预装置, 并将其在感兴趣冠状动脉段上引导。获取专用的血流序列。在这一序列中, 要求患者屏息。之后, 在没有造影剂的情况下对一个心动周期成像, 接下来, 注入少量的稀释的造影剂。对这一造影剂在几个心动周期内的流入和流出成像。将下述处理应用于所述获取过程:

[0067] 采用(例如)模板跟踪或者其他公知的利用计算机视觉的方法提取可疑血管段的至少一个上游标记和一个下游标记的位置。分别将所述标记的位置存储到  $x_1(t)$  和  $x_2(t)$  内。

[0068] 之后, ECG 的同步分析提供了所述血管照片序列中的所有帧的心动周期相位  $\Phi_{ECG}(t)$ 。

[0069] 此外, 由于在所有帧中均已知这两个点的位置, 因而从血管照片中提取局部 x 射线衰减  $TIC1(t)$  和  $TIC2(t)$ 。即使在发生了强烈弯曲和透视缩小的情况下, 这两个点之间的距离也是明确已知的, 因为这些点位于导丝或干预装置上。

[0070] 之后, 通过将实际灰度级与第一未造影的心动周期内的相应位置处的灰度级进行比较, 来确定血管中的局部造影剂浓度。

[0071] 最后, 由所述标记的几何设计得知冠状动脉中两个对照点之间的距离  $L$ 。这一固定的距离连同背景校正的  $TIC1^*(t)$  和  $TIC2^*(t)$  (与上述  $TIC1(t)$  和  $TIC2(t)$  相比含有修正数据) 一起允许应用适当的算法得到视频密度测量血流评估, 并由此确定流经感兴趣血管段的血量。

[0072] 在本发明的另一示范性实施例中, 应用了一种用于视频密度测量的基于模型的方法。在这一血流模型中, 将造影剂模拟输送通过长度和半径已知的血管段。之后, 所述模型以  $TIC1(t)$  作为所观察到的进入这一血管段的输入, 针对各种流量、血管截面的速度分布、造影剂和血液之间的扩散常数和随时间变化的驱动压力来预测  $TIC2'(t)$ 。这些参数的优化能够实现对所述模型的调谐, 从而使预测的  $TIC2'(t)$  和所观察到的  $TIC2(t)$  尽可能相似。

[0073] 之后, 能够从经调谐的模型参数读出所有相关的血流信息, 尤其是容积流量。对于冠状动脉血流而言, 有必要与可变驱动压力  $p(t)$  协同工作, 而且, 引入可变的血管半径  $r(t)$  可能是有利的,  $p(t)$  和  $r(t)$  二者均在心动周期上发生变化。因此, 所述模型必须额外优化两个由几个标量参数(例如, 它们的最大和最小值和在心动周期内相应转换的时刻)合成的函数  $p(\Phi_{ECG})$  和  $r(\Phi_{ECG})$ 。可以采用有关  $p(\Phi_{ECG})$  和  $r(\Phi_{ECG})$  的预期趋势(course)的生理学先验知识作为初始设置, 因而只需要实现与患者之间的变化性进行匹配即可。还可以由在相应的  $\Phi_{ECG}$  处获取的血管照片估算冠状动脉(其局部嵌入到心肌层内, 因此受到变化的外加压力的作用)的最大和最小半径。

[0074] 如果还确定一个健康的冠状动脉段内的容积流量, 那么还有可能对由狭窄造成的额外的压力下降定量。

[0075] 作为扩展和额外的实施例, 可以提供甚至允许将血流分析应用于标准的诊断性血管照片的方法。

[0076] 可以采用干预装置或半透明导丝替代具有距离标记的导丝。在 Florent R、Nosjean L、Lelong P 的“Medical viewing system and method for enhancing structures in noisy images”, WO03/043516A2, 2003 中描述了干预装置上的标记的提取，在 Baert S、Niessen WJ、Meijering EHW、Frangi AF、Viergever AF 的“Guide wire tracking during endovascular interventions”, Delp SL, DiGioia AM, Jaramaz B(eds.) :MICCAI2000, Proc. LNCS1935, pp. 727-734, 2000 中针对标准导丝描述了采用端点定位的导丝跟踪。

[0077] 另一扩展可以允许在完全造影的血管照片获取当中确定冠状动脉中的至少两个固定位置，即使所述标记会因造影剂注入而变得部分模糊也是如此，其中，诸如造影剂注入的目的在于对完全不透明的血管内官腔成像：

[0078] 首先，基于感兴趣血管内是否含有造影剂的信息对血管照片的帧进行初步分类。在 Aach T、Condurache A、Eck K、Bredno J 的“Statistical-modelbased identification of complete vessel-tree frames in coronary angiograms”, Bouman CA and Miller EL(eds.), Electronic Imaging2004 :Computational Imaging, Proc. SPIE5299, pp283-294, 2004 中描述了相应的方法。

[0079] 第二，模板跟踪或其他已知方法（如 Baert S、Niessen WJ、Meijering EHW、Frangi AF、Viergever AF 的“Guide wire tracking during endovascular interventions”, Delp SL, DiGioia AM, Jaramaz B(eds.) :MICCAI2000, Proc. LNCS1935, pp. 727-734, 2000 以及 Florent R、Nosjean L、Lelong P 的“Medical viewing system and method for enhancing structures in noisy images”, WO03/043516A2, 2003 中所公开的）可以提供被分类为不含有或含有少量造影剂的所有帧中冠状动脉的两个点的位置  $x_1(t)$  和  $x_2(t)$ 。

[0080] 第三，呼吸运动补偿可以提供心脏在胸腔内的全局运动。例如，可以采用从投射血管照片得到的呼吸吸入的深度  $\Phi_{\text{呼吸}}(t)$  确定以不同的呼吸吸入深度获取的帧之间的补偿偏移  $\Delta(\Phi_{\text{呼吸},1}, \Phi_{\text{呼吸},2})$ ，从而将成像后的冠状动脉在彼此之上配准 (registered)。在当前无法从血管照片帧中看到冠状动脉时，也可以采用这一补偿。

[0081] 采用这一补偿，由  $x_1(t)$ 、 $x_2(t)$  和  $\Phi_{\text{呼吸}}(t)$  计算经过呼吸补偿的位置  $x_1'(t)$  和  $x_2'(t)$ ，这样将只依赖于心搏，而不再依赖于呼吸。

[0082] 之后，结合上述信息，以建立曲线  $x_1(\Phi_{\text{ECG}}, \Phi_{\text{呼吸}})$  和  $x_2(\Phi_{\text{ECG}}, \Phi_{\text{呼吸}})$ ，所述曲线将针对不断变化的呼吸吸入深度确定心动周期的任意相位处冠状动脉中的两个固定点的位置。

[0083] 现在能够针对所有的帧计算位置  $x_1(t)$  和  $x_2(t)$ ，在所述帧中，由于血管内造影剂的影响无法看到所述标记。与冠状动脉中心线的局部自适应匹配能够校正由这一预测引起的小的偏差。

[0084] 当在整个血管照片持续时间内提取  $x_1(t)$  和  $x_2(t)$  时，可以在无需进一步修改的情况下采用针对第一实施例描述的视频密度测量分析。

[0085] 根据本发明的方案，对于只采用了稀释的造影剂的专用血流获取而言，由可见的标记的位置提供冠状动脉运动补偿。对于具有完全不透明的血管的标准血管照片而言，还将采用已经针对心搏和呼吸提供的运动补偿方法。在冠状动脉运动补偿之后，有可能由运动的冠状动脉中的至少两个明确定义的点采集造影剂浓度的时间强度曲线 (TIC)。这一信息对于基于模型的血流分析是足够的，其中，所述基于模型的血流分析尤其适于确定总容

积流量、压力下降以及在存在强脉动效应时血管中的其他相关参数。

[0086] 图 3 示出了用于执行根据本发明的方法的示范性实施例的数据处理装置 400 的示范性实施例。图 3 所示的数据处理装置 400 包括连接至存储器 402 的中央处理单元 (CPU) 或图像处理器 401，所述存储器用于存储体现感兴趣对象，例如，冠状动脉或者其他容纳流体的运动对象的图像。

[0087] 可以将数据处理器 401 连接至多个输入 / 输出网络或诊断装置，例如，x 射线成像器。还可以将数据处理器 401 连接至用于显示在数据处理器 401 内计算或调整的信息或图像的显示装置 403，例如，计算机监视器。操作者或用户可以通过键盘 404 和 / 或图 3 中未示出的其他输出装置与数据处理器 401 交互。

[0088] 此外，通过总线系统 405，还可能将图像处理和控制处理器 401 连接至（例如）监视感兴趣对象的运动的运动监视器。例如，在对患者的肺部成像的情况下，所述运动传感器可以是呼气传感器。在对心脏成像的情况下，所述运动传感器可以是心电图单元。

[0089] 可以在在冠状动脉 Cathlab 中可得到的工作站上实现所提出的针对冠状血流分析的模型，例如，所述工作站可以是专用于提供成像、诊断、治疗决策和结果控制的额外功能的工作站。

[0090] 可以将根据本发明的所有处理功能集成到普通的 Cathlab 工作站内。干预治疗者可以采用所述方法选择需要进一步诊断和治疗的冠状动脉，所述方法需要将导丝和可能的干预装置导引入这一血管内。在诊断性的经造影的血管照片或者专用的血流获取之后，针对血流评估的算法将自动启动，并提供这一感兴趣血管内的流量容积。

[0091] 应当注意，“包括”一词不排除其他元件或步骤，单数冠词不排除复数。此外，还可以将与不同实施例相关描述的要素结合起来。

[0092] 还应当指出，不应将权利要求中的附图标记理解为对权利要求范围的限制。

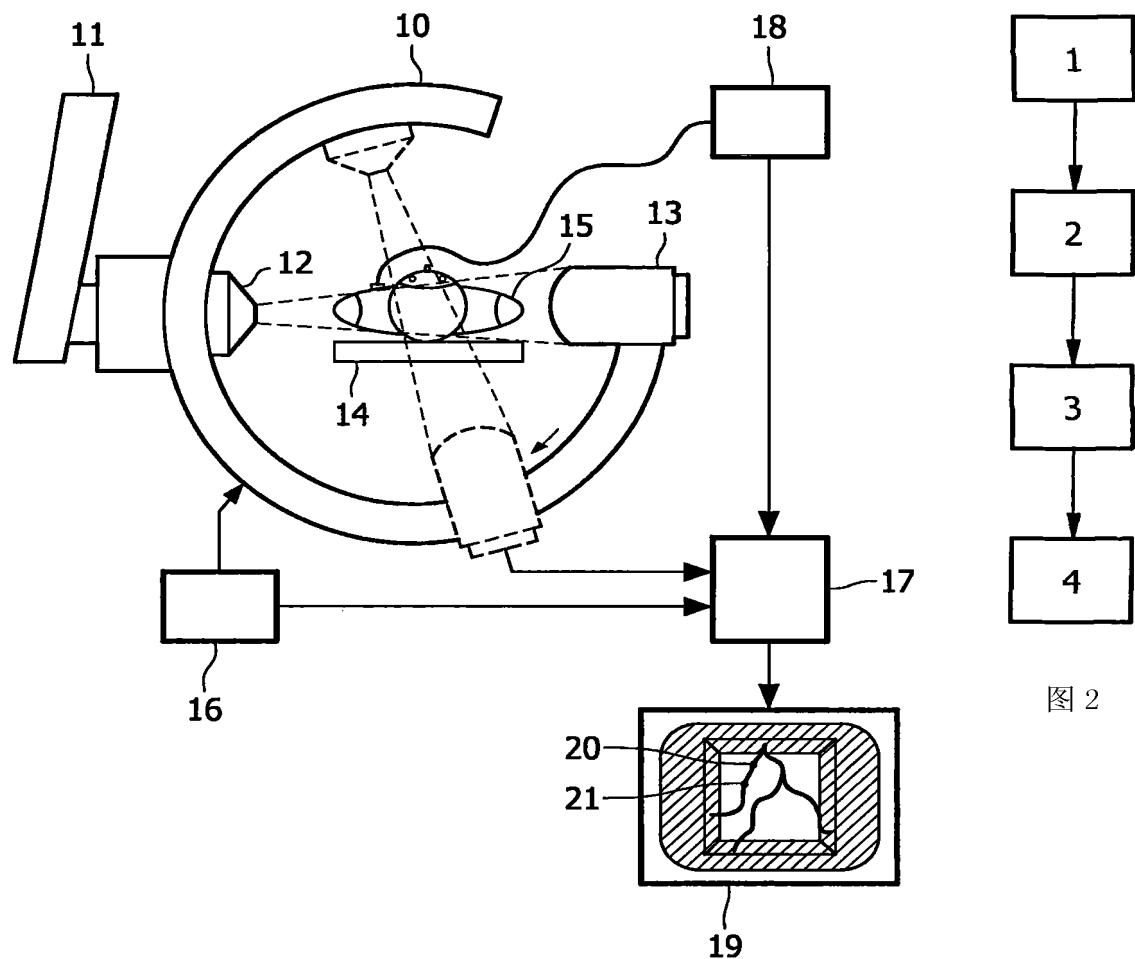


图 1

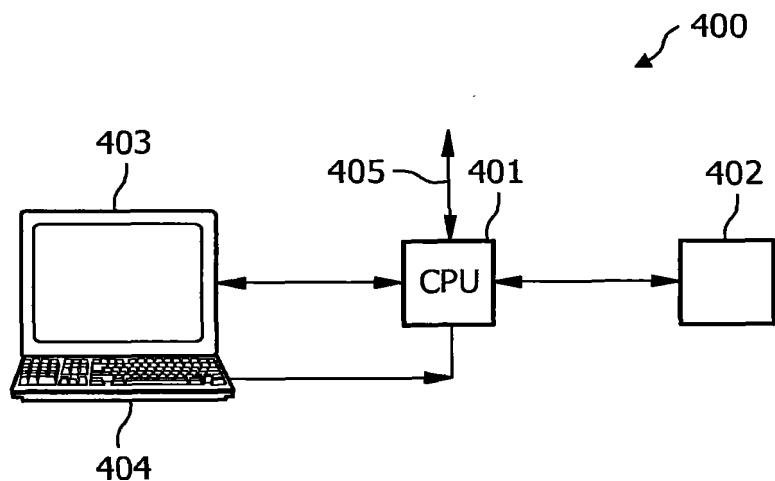


图 3