



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 108024775 B

(45) 授权公告日 2022.01.04

(21) 申请号 201680055890.3

(22) 申请日 2016.07.26

(65) 同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 108024775 A

(43) 申请公布日 2018.05.11

(30) 优先权数据  
15306217.9 2015.07.27 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日  
2018.03.26

(86) PCT国际申请的申请数据  
PCT/EP2016/067755 2016.07.26

(87) PCT国际申请的公布数据  
W02017/017086 EN 2017.02.02

(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 R·弗洛朗 V·M·A·奥夫雷  
P·H·勒隆

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

代理人 李光颖 王英

(51) Int.Cl.  
A61B 6/00 (2006.01) (续)

(56) 对比文件  
CN 103781438 A, 2014.05.07  
CN 101283918 A, 2008.10.15 (续)

审查员 宋含

权利要求书2页 说明书15页 附图7页

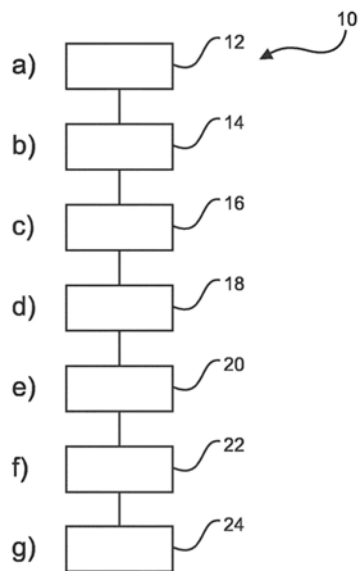
(54) 发明名称

再血管化定位和前后量化冠状动脉血管造影

(57) 摘要

本发明涉及血管处置的定位和血管结构的部分的量化。其描述了提供 (12) 包括血管结构的感兴趣区域的表示的至少一幅第一图像。包括所述血管结构的所述感兴趣区域的表示的至少一幅第二图像被提供 (14)。在所述至少一幅第一图像的采集与所述至少一幅第二图像的采集之间, 血管处置能够已经被应用到所述血管结构的感兴趣区域, 其中, 所述血管结构的所述感兴趣区域的所述表示涉及至少在一个图像平面中的所述血管结构的所述空间延伸信息。来自所述至少一幅第一图像和所述至少一幅第二图像形成的图像集的至少一幅参考图像被选择 (16)。来自所述至少一幅第一图像和所述至少一幅第二图像形成的所述图像集的至少一幅样本图像被选择 (18), 其中, 所述至少一幅样本图像与所述至少一幅参考图像不同。将来自所述至少一幅样本图像的至少一幅图像与所述至少一幅参考图像配准 (20) 以提供至少一幅配准图像。确定 (22) 所述

至少一幅参考图像中的所述感兴趣区域的表示与所述至少一幅配准图像中的所述感兴趣区域的表示之间是否存在至少一个空间差异区域。输出 (24) 表示所述至少一个空间差异区域的数据。



CN 108024775 B

[接上页]

(51) Int.Cl.

*G06T 7/33* (2017.01)

*G06T 7/60* (2017.01)

*A61B 6/03* (2006.01)

(56) 对比文件

JP 2013165874 A, 2013.08.29

DE 102009023851 B3, 2010.11.25

CN 101622643 A, 2010.01.06

CN 103914814 A, 2014.07.09

Jonghye Woo 等. Nonlinear registration of serial coronary CT angiography (CCTA) for assessment of changes in atherosclerotic plaque.《Medical Physics》.2010,第37卷(第2期),

1. 一种用于血管处置定位和量化的装置(40),所述装置包括:

- 输入单元(42);
- 处理单元(44);以及
- 输出单元(46);

其中,所述输入单元被配置为提供包括血管结构的感兴趣区域的表示的至少一幅第一图像;并且提供包括所述血管结构的所述感兴趣区域的表示的至少一幅第二图像,所述表示与所述血管结构至少在一个图像平面中的空间延伸信息有关;

其中,在所述至少一幅第一图像的采集与所述至少一幅第二图像的采集之间,血管处置能够已经被应用到所述血管结构的所述感兴趣区域;

其中,所述处理单元被配置为:从由所述至少一幅第一图像和所述至少一幅第二图像形成的图像集选择至少一幅参考图像;并且从所述图像集选择至少一幅样本图像,其中,所述至少一幅样本图像与所述至少一幅参考图像不同;并且将所述至少一幅样本图像与所述至少一幅参考图像配准以提供至少一幅配准图像;并且通过确定所述至少一幅参考图像与所述至少一幅配准图像之间的与所述血管结构有关的特征的直径的相对改变来搜索空间差异区域,由此所述血管处置的位置能够被确定;并且

其中,所述输出单元被配置为在存在至少一个空间差异区域的情况下输出表示在所述位置处应用的所述血管处置的结果的数据。

2. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述处理单元被配置为确定所述至少一幅参考图像中的所述特征相对于所述至少一幅配准图像的所述直径的相对改变。

3. 根据权利要求1所述的装置,其中,直径的所述差异仅在对应于所述血管结构的位置的空间位置处被确定。

4. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述处理单元被配置为选择至少两幅样本图像;并且提供至少两幅配准图像;并且验证所述特征的尺寸或者所述直径的差异存在于所述至少两幅配准图像中的第一幅配准图像中并且所述特征的所述尺寸或者所述直径的差异存在于所述至少两幅配准图像中的至少第二幅配准图像中的情况下,存在空间差异区域。

5. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述至少一幅第一图像和所述至少一幅第二图像是在相同成角处采集的血管造影。

6. 根据权利要求1-5中的一项所述的装置,其中,所述输出单元被配置为在所述至少一幅参考图像上将所述至少一个空间差异区域的定位显示为支架植入位置。

7. 根据权利要求6所述的装置,其中,所述输出单元被配置为在所述血管处置之前和之后输出与所述支架植入位置相关联的QCA信息。

8. 根据权利要求1-5中的一项所述的装置,其中,所述处理单元被配置为通过将变换应用到所述至少一幅样本图像来提供所述至少一幅配准图像。

9. 根据权利要求8所述的装置,其中,所述至少一幅样本图像包括多幅样本图像,并且其中,所述变换是空间-时间配对变换;并且

其中,所述处理单元被配置为提供所述至少一幅配准图像包括将所述至少一幅样本图像中的样本图像与所述至少一幅参考图像配对。

10. 一种用于血管处置定位和量化的医学系统(50),所述系统包括:

- 图像采集单元(52);以及

-根据权利要求1-9中的任一项所述的用于血管处置定位和量化的装置(40)；

其中,所述图像采集单元被配置为提供包括在血管处置之前和之后的所述血管结构的所述感兴趣区域的所述表示的所述至少一幅第一图像和所述至少一幅第二图像。

11.一种用于血管处置定位和量化的计算机实施的方法(10),包括:

a) 提供(12)包括血管结构的感兴趣区域的表示的至少一幅第一图像;

b) 提供(14)包括经血管处置的所述血管结构的所述感兴趣区域的表示的至少一幅第二图像;其中,所述血管结构的所述感兴趣区域的所述表示与所述血管结构至少在一个图像平面中的空间延伸信息有关;

c) 从由所述至少一幅第一图像和所述至少一幅第二图像形成的图像集选择(16)至少一幅参考图像;

d) 从由所述至少一幅第一图像和所述至少一幅第二图像形成的所述图像集选择(18)至少一幅样本图像,其中,所述至少一幅样本图像与所述至少一幅参考图像不同;

e) 将来自所述至少一幅样本图像的至少一幅图像与所述至少一幅参考图像配准(20)以提供至少一幅配准图像;

f) 通过确定(22)所述至少一幅参考图像与所述至少一幅配准图像之间的与所述血管结构有关的特征的直径的相对改变来搜索空间差异区域;并且

g) 在存在至少一个空间差异区域的情况下输出(24)表示在作为所述感兴趣区域的所述空间差异区域中应用的所述血管处置的结果的数据。

12.一种用于血管处置定位和量化的装置,包括数据处理器和存储计算机可执行指令的工作存储器,其中,所述计算机可执行指令的运行令所述处理器执行以下操作:

a) 提供(12)包括血管结构的感兴趣区域的表示的至少一幅第一图像;

b) 提供(14)包括所述血管结构的所述感兴趣区域的表示的至少一幅第二图像;

其中,在所述至少一幅第一图像的采集与所述至少一幅第二图像的采集之间,血管处置能够已经被应用到所述血管结构的所述感兴趣区域;并且其中,所述血管结构的所述感兴趣区域的所述表示与所述血管结构至少在一个图像平面中的空间延伸信息有关;

c) 从由所述至少一幅第一图像和所述至少一幅第二图像形成的图像集选择(16)至少一幅参考图像;

d) 从由所述至少一幅第一图像和所述至少一幅第二图像形成的所述图像集选择(18)至少一幅样本图像,其中,所述至少一幅样本图像与所述至少一幅参考图像不同;

e) 将来自所述至少一幅样本图像的至少一幅图像与所述至少一幅参考图像配准(20)以提供至少一幅配准图像;

f) 通过确定(22)所述至少一幅参考图像与所述至少一幅配准图像之间的与所述血管结构有关的特征的直径的相对改变来搜索空间差异区域;并且

g) 在存在至少一个空间差异区域的情况下输出(24)表示在作为所述感兴趣区域的所述空间差异区域中应用的所述血管处置的结果的数据。

13.一种存储有用于控制根据权利要求1至9中的任一项所述的装置或者根据权利要求10所述的系统的计算机程序单元的计算机可读介质,所述计算机程序单元当由处理器运行时被配置为执行根据权利要求11所述的计算机实施的方法。

## 再血管化定位和前后量化冠状动脉血管造影

### 技术领域

[0001] 本发明涉及用于血管处置的定位和血管结构的部分的量化的装置、用于血管处置的定位和血管结构的部分的量化的医学系统、用于血管处置的定位和血管结构的部分的量化的方法以及计算机程序单元和计算机可读介质。

### 背景技术

[0002] 在血管处置中,例如在用于处置血管狭窄的经皮腔内冠状动脉血管成形术(PTCA)中,与血管处置有关的信息需要被提供。具体地,临床医师必须描述哪个狭窄被处置,例如,通过将它们定位到所采集的血管造影影像上。此外,在支架植入之前和之后的每个狭窄的量化冠状动脉血管造影(QCA)值常常需要被提供。QCA值是狭窄位置处的动脉直径的相对减小。这些值可以被用于支持对介入的需要,并且记录介入的成功或者失败。临床医师必须频繁地选择介入前(即,在实际的介入或者处置之前)所获得的血管造影的序列,并且从该序列选择帧,定位狭窄并且利用鼠标光标在帧上点击若干次以便确定QCA值。这还必须针对介入后(即,在介入或者处置之后)所获得的血管造影的序列来实行。因此,获得QCA值花费时间,能够是繁琐的,并且这样一来有时被省略或者实际上仅粗略地估计。W02014/111930A1公开了一种用于血管建模的方法。在一些实施例中,方法包括接收对象的脉管系统的部分的多幅2D血管造影图像,并且处理图像以自动地检测2D特征,例如,沿着血管范围的路径。

[0003] US 2008/242977A1描述了一种系统、方法和装置,通过其在一些实施例中纵向检查中的斑块的特性的改变的检测出于评估归因于治疗、患者行为修改或者后续措施的疾病中的改变的目的而自动化。在一些实施例中,动脉病变的诊断和处置包括:获得至少一个动脉斑块病变的计算机断层摄影图像的多个集合,其中,计算机断层摄影图像的每个集合在不同的时间处被采集;然后将计算机断层摄影图像存储在数据库中;并且针对至少一个参数的改变分析计算机断层摄影图像的集合中的动脉斑块变化。

### 发明内容

[0004] 具有用于提供血管处置的定位和量化冠状动脉血管造影值的经改进的技术将是有利的。

[0005] 本发明的目的利用独立权利要求的主题解决,其中,其他实施例被并入在从属权利要求中。应当注意,本发明的以下所描述的方面还适于用于血管处置的定位和血管结构的部分的量化的装置、用于血管处置的定位和血管结构的部分的量化的医学系统、用于血管处置的定位和血管结构的部分的量化的方法,以及计算机程序单元和计算机可读介质。

[0006] 根据第一方面,提供了一种用于血管处置定位和量化的装置,所述装置包括:

[0007] -输入单元;

[0008] -处理单元;以及

[0009] -输出单元。

[0010] 所述输入单元被配置为提供包括血管结构的感兴趣区域的表示的至少一幅第一

图像,并且提供包括所述血管结构的感兴趣区域的表示的至少一幅第二图像。在所述至少一幅第一图像的采集与所述至少一幅第二图像的采集之间,血管处置能够已经被应用到所述血管结构的感兴趣区域。此外,所述血管结构的感兴趣区域的表示与至少在一个图像平面中的所述血管结构的延伸信息有关。

[0011] 所述处理单元被配置为从由所述至少一幅第一图像和所述至少一幅第二图像形成的图像集选择至少一幅参考图像。所述处理单元还被配置为从由所述至少一幅第一图像和所述至少一幅第二图像形成的图像集选择至少一幅样本图像,其中,所述至少一幅样本图像与所述至少一幅参考图像不同。所述处理单元还被配置为将来自所述至少一幅样本图像的至少一幅图像与所述至少一幅参考图像配准以提供至少一幅配准图像。更进一步地,所述处理单元被配置为确定在所述至少一幅参考图像的所述感兴趣区域的所述表示与所述至少一幅配准图像中的所述感兴趣区域的所述表示之间是否存在至少一个空间差异区域。

[0012] 所述输出单元被配置为输出表示所述至少一个空间差异区域的数据。

[0013] 因此,可以自动地确定介入的位置。而且,可以确定介入前和介入后QCA值。这使得能够确定所述介入是否如所预期地执行,所述介入是否成功,所述介入是否如所预期地被部署、所述介入后血管结构是否如所预期,并且因此给所述临床医师提供支持对介入的需要并且记录其成功所需要的信息。此外,该信息可以自动地链接到所述处置的所述位置。

[0014] 此外,血管造影图像可以被分析以确定在所述第一图像的采集与所述第二图像的采集之间是否已经应用处理。例如,如果没有空间差异存在,则可以确定没有血管处置已经发生。

[0015] 在范例中,在所述至少一幅第一图像的采集与所述至少一幅第二图像的采集之间,血管处置已经被应用到所述血管结构的感兴趣区域。

[0016] 这意指当血管造影被采集时,可以相对于先前地采集的血管造影影像(已经在相同的成角处采集的)实行用于空间差异的搜索。如果空间差异被确定存在,则可以计算对应的QCA值。然而,如果没有空间差异被确定存在,则没有支架植入已经被执行是可能的。

[0017] 术语“血管处置”涉及在可用于通过(一个或多个)血管分段的血流的开口宽度方面对所述血管结构具有效应的流程。例如,血管处置涉及经皮腔内冠状动脉成形术(PTCA)或者经皮冠状动脉介(PCI)。例如,可以提供介入设备(诸如用于扩张和支架递送的球囊和用于动脉瘤凝血的可拆线圈)的使用。

[0018] 术语“参考图像”涉及正被用作在确定另一图像是否具有空间差异区域中可用的参考或者基线的图像。所述一幅或多幅参考图像可以从在所述潜在的血管处置从在所述潜在的血管处置被应用之前所采集的那些图像被应用或者选择之前所采集的那些图像被选择。(一幅或多幅)参考图像可以被选择为包括以可见的并且不同的方式表示血管结构的至少部分的图像数据的(一幅或多幅)图像。关于所述血管结构的至少部分的术语“可见的并且不同的”涉及血管结构的至少部分被呈现,使得血管结构可以要么手动地要么自动地定位和/或识别和/或描绘。由于在图像采集时(例如,在X射线血管造影期间)已经被注射到所述血管结构中的造影剂,影像(即,图像)可以是可见的并且不同的。

[0019] 术语“样本图像”涉及从在潜在的血管处置被应用之前和之后所采集的图像所选择的图像。然而,样本图像是与参考图像不同的一幅或多幅图像。样本图像可以被选择为其

中至少一幅第一图像和/或至少一幅第二图像包括以可见的并且不同的方式表示血管结构的至少部分的图像数据的那些图像。影像可以在X射线血管造影期间被采集。

[0020] 术语“配准图像”涉及关于所述参考图像已经配准以形成或者提供所述配准图像的一幅或多幅样本图像。例如，(一幅或多幅)样本图像可以相对于心动周期、患者呼吸、患者运动、图像缩放或者其任何组合来配准。在范例中，这导致在所述配准图像与所述参考图像之间的空间对应的血管树。换言之，所述参考图像的感兴趣区域中的所述血管结构与所述配准图像的那个最佳地类似，或者换言之，两者图像中的血管尽可能类似，例如，两者图像中的血管的中心线尽可能类似。参考图像和配准图像然后在确定在这些图像之间是否存在空间差异区域时是可用的。

[0021] 术语“空间差异”涉及所述参考图像与未最佳地类似的配准图像之间的血管结构的区域。例如，跟随配准，除了一个区域之外，参考图像与配准图像之间的血管结构可以处处类似。在该区域中，例如，动脉可以在参考图像中为狭窄但是在配准图像中加宽。这指示在该位置处存在狭窄，所述狭窄在参考图像中尚未被处置但是在导致配准图像的样本图像中已经被处置。能够例如已经通过使用球囊打开动脉并且部署支架提供了所述处置。

[0022] 术语“自动”可以涉及系统能够在没有用户输入的直接需要的情况下执行动作或者步骤。在方法中，执行基于所述输入但是在没有另外的用户交互的情况下提供所述结果或者输出的步骤。

[0023] 在范例中，装置被称为用于血管结构的部分的自动量化的装置。

[0024] 在范例中，所述处理单元被配置为确定所述至少一幅参考图像中的所述感兴趣区域的所述表示中的位置处的特征相对于所述至少一幅配准图像中的所述感兴趣区域的所述表示中的相同位置处的特征在尺寸中是否存在差异。

[0025] 术语“特征”涉及影像中的区域或者伪影。例如，特征可以涉及所述血管结构。在范例中，特征涉及参考图像中的动脉中的狭窄，并且配准图像涉及其中所述狭窄已经被处置的图像。因此，位置处的特征的尺寸的差异可以涉及所述血管结构在所述参考图像中被限制并且该位置处的血管结构在所述配准图像中打开或者加宽。在另一范例中，所述狭窄可以在所述配准图像中可见并且经处置的狭窄可以在所述参考图像中可见。

[0026] 在范例中，所述特征的尺寸的差异是所述特征的直径的差异；并且所述处理单元被配置为确定所述至少一幅参考图像中的特征相对于所述至少一幅配准图像的直径的相对改变。

[0027] 这使得血管处置前和后的QCA信息能够被确定。因此，可以确定所述处理是否不完美，并且所述狭窄仅部分地重新打开。而且，自动地提供使得所述临床医师能够示出所述处置必要的信息。

[0028] 在范例中，尺寸或者直径的差异仅在对应于血管结构的位置的空间位置处被确定。

[0029] 术语“血管结构的位置”涉及血管结构处或上的位置。在范例中未进一步考虑远离所述血管结构被定位的具有差异的位置。

[0030] 在范例中，所述处理单元被配置为选择至少两幅样本图像；并且提供至少两幅配准图像。所述处理单元还被配置为验证如果所述特征的尺寸或者直径的差异存在于所述至少两幅配准图像中的第一幅中，并且所述特征的尺寸或者直径的差异存在于所述至少两幅

配准图像中的至少第二幅中,则存在空间差异区域。换言之,确定特定位置处的差异是否存在于超过一个血管造影中。

[0031] 例如,所述处理单元可以选择10幅样本图像并且提供10幅配准图像,并且空间差异区域被验证为所述特征的尺寸或者直径的差异存在于那些配准图像中的两幅中的情况下存在。

[0032] 在范例中,空间差异区域被验证所述特征的尺寸或者直径的差异是否存在于那些配准图像中的超过两个中。在范例中,所述处理单元可以选择“n”幅样本图像并且提供“n”幅配准图像,并且空间差异区域被验证为所述特征的尺寸或者直径的差异存在于数目“p”的那些图像中的情况下存在,其中, $p=n/2$ 。在范例中,空间差异区域被验证为所述特征的尺寸或者直径的差异存在于数目“p”的那些图像中的情况下存在,其中, $p=2n/3$ 。在范例中,空间差异区域被验证为所述特征的尺寸或者直径的差异存在于数目“p”的那些图像中的情况下存在,其中, $n \geq p \geq 1$ 。在范例中,空间差异区域被验证为所述特征的尺寸或者直径的差异存在于两幅连续的配准图像中的情况下存在。在范例中,空间差异区域被验证为所述特征的尺寸或者直径的差异存在于三幅连续的配准图像中的情况下存在。在范例中,空间差异区域被验证为所述特征的尺寸或者直径的差异存在于四幅连续的配准图像中的情况下存在。在范例中,空间差异区域被验证为所述特征的尺寸或者直径的差异存在于超过四幅连续的配准图像中的情况下存在。

[0033] 因此,超过一个血管造影中的血管特征的尺寸或者直径的差异被查找以便验证(或者核验)存在空间差异区域,或者可能地使存在空间差异区域无效,或者换言之确定没有存在空间差异区域。或者,换言之,那些直径高差异区可以沿着血管造影的时间轴被跟踪以便加强识别鲁棒性。

[0034] 在范例中,提供了包括以下项的组中的至少一项:处理单元被配置为从所述至少一幅第一图像选择所述至少一幅参考图像;并且所述处理单元被配置为从所述至少一幅第二图像选择所述至少一幅样本图像。

[0035] 通过在在处置之前所采集的图像选择所述参考帧,狭窄在该阶段处更可见,从而提供任何得到的影像的更好的视觉解释。

[0036] 在范例中,所述处理单元被配置为通过向所述至少一幅样本图像应用变换来提供所述至少一幅配准图像。

[0037] 换言之,第一图像(诸如血管造影)而不是参考图像(诸如血管造影)在确定在第一图像血管造影与参考血管造影之间是否存在空间差异之前经历空间变换。这可以考虑心动周期、呼吸、患者运动、可能缩放并且还可以考虑例如利用不同的成角获取的血管造影。在范例中,所述空间变换包括3D空间变换。

[0038] 在范例中,所述至少一幅样本图像包括多幅样本图像,并且所述变换是空间-时间配对变换。在该范例中,所述处理单元被配置为提供所述至少一幅配准图像,包括将所述至少一幅样本图像中的样本图像与所述至少一幅参考图像配对。

[0039] 在范例中,所述至少一幅参考图像包括多幅参考图像并且所述变换是空间-时间配对变换。在该范例中,所述处理单元被配置为提供所述至少一幅配准图像,并且包括将所述至少一幅样本图像中的样本图像与所述至少一幅参考图像中的参考图像配对。

[0040] 换言之,在提供所述配准图像时,参考图像与样本图像配对。在这样做时,选择其

中图像中的特征紧密地匹配的图像。因此,所述空间-时间配对变换自动地解释诸如呼吸的患者运动,并且自动地解释诸如心动周期的运动。换言之,空间变换和时间变换两者发生,其中,图像在时间上配对,使得其对应于相同的心脏时相,并且然后空间地配准以解释呼吸。此外,这在不需要确定要么呼吸周期中的点或相位要么心动周期中的点或相位的情况下发生。

[0041] 根据第二方面,提供了一种用于血管处置定位和量化的医学系统,所述系统包括:

[0042] -图像采集单元;以及

[0043] -根据前述权利要求中的任一项所述的用于血管处置定位和量化的装置。

[0044] 所述图像采集单元被配置为提供包括在血管处置之前的血管结构的感兴趣区域的表示的至少一幅第一图像和包括在血管处置之后的血管结构的感兴趣区域的表示的至少一幅第二图像。

[0045] 通过提供用于血管处置定位和量化的医学系统,临床医师自动地被提供有与介入相关联的所需的报告信息。临床医师被提供有关于哪个狭窄已被处理并且该狭窄被定位在血管造影图像上的血管结构内何处的信息。其被提供有关于在所述介入之前狭窄的严重性并且所述介入是否已经成功的信息。其不需要手动地确定与介入有关的QCA值,这将需要利用其中所述介入在还必须进行的那些图像内执行的手动确定来评估在介入之前和之后两者的血管造影图像帧。其还被提供有关于介入是否已经在所采集的图像集之间发生的信息。

[0046] 在范例中,医学系统被称为用于血管结构的部分的自动量化的医学系统。

[0047] 根据第三方面,提供了一种用于血管处置定位和量化的方法,包括:

[0048] a) 提供包括血管结构的感兴趣区域的表示的至少一幅第一图像;

[0049] b) 提供包括血管结构的感兴趣区域的表示的至少一幅第二图像;

[0050] 其中,在所述至少一幅第一图像的采集与所述至少一幅第二图像的采集之间,血管处置能够已经被应用到所述血管结构的感兴趣区域;并且其中,所述血管结构的所述感兴趣区域的表示涉及至少在一个图像平面中的所述血管结构的所述空间延伸信息;

[0051] c) 从由所述至少一幅第一图像和所述至少一幅第二图像形成的图像集选择至少一幅参考图像;

[0052] d) 从由所述至少一幅第一图像和所述至少一幅第二图像形成的图像集选择至少一幅样本图像;其中,所述至少一幅样本图像与所述至少一幅参考图像不同;

[0053] e) 将来自所述至少一幅样本图像的至少一幅图像与所述至少一幅参考图像配准以提供至少一幅配准图像;

[0054] f) 确定在所述至少一幅参考图像中的所述感兴趣区域的所述表示与所述至少一幅配准图像中的所述感兴趣区域的所述表示之间是否存在至少一个空间差异区域;并且

[0055] g) 输出表示所述至少一个空间差异区域的数据。

[0056] 术语“血管造影”涉及心脏区域的血管并且备选地或者额外地所述患者的心脏外部的血管结构的可视化。

[0057] 在范例中,所述方法被称为用于血管结构的部分的自动量化的方法,

[0058] 在范例中,步骤f) 包括以下子步骤f1): 确定所述至少一幅参考图像中的所述感兴趣区域的所述表示中的位置处的特征相对于所述至少一幅配准图像中的所述感兴趣区域

的所述表示中的相同位置处的特征在尺寸中是否存在差异。

[0059] 在范例中,步骤e)包括以下子步骤e1):将变换应用到所述至少一幅样本图像。

[0060] 根据第四方面,提供了一种控制如先前地所描述的设备(即,装置或者系统)的计算机程序单元,所述计算机程序单元当所述计算机程序单元由处理单元运行时适于执行如先前地所描述的方法步骤。

[0061] 根据第五方面,提供了一种存储有如先前所描述的计算机单元的计算机可读介质。

[0062] 有利地,由以上方面中的任一个所提供的益处同样地适用于所有其他方面并且反之亦然。

[0063] 以上方面和范例将参考在下文中所描述的实施例变得显而易见并且得到阐述。

### 附图说明

[0064] 将参考以下附图在以下中描述示范性实施例:

[0065] 图1示出了用于血管处置定位和血管结构的部分的量化的方法的范例;

[0066] 图2示出了用于血管处置定位和血管结构的部分的量化的方法中涉及的方法步骤的范例;

[0067] 图3示出了用于血管处置定位和血管结构的部分的量化的方法中涉及的方法步骤的范例;

[0068] 图4示出了用于血管处置定位和血管结构的部分的量化的方法中涉及的方法步骤的范例;

[0069] 图5示出了用于血管处置定位和血管结构的部分的量化的装置的范例的示意性设置;

[0070] 图6示出了用于血管处置定位和血管结构的部分的量化的医学成像系统的范例的示意性设置;

[0071] 图7示出了示出血管结构的部分并且可用于血管处置定位和血管结构的部分的量化的第一图像和第二图像(在血管处置之前和之后)的示意性表示;并且

[0072] 图8示出了图7中所示的第一示意性图像和第二示意性图像的摄影图示。

### 具体实施方式

[0073] 图1示出了用于其基本步骤中的自动血管处置定位和血管结构的部分的量化的方法10。方法10包括以下:

[0074] 在第一提供步骤12(还被称为步骤a))中,提供包括血管结构的感兴趣区域的表示的至少一幅第一图像。

[0075] 在第二提供步骤14(还被称为步骤a))中,提供包括血管结构的感兴趣区域的表示的至少一幅第二图像。

[0076] 在至少一幅第一图像的采集与至少一幅第二图像的采集之间,血管处置能够已经被应用到血管结构的感兴趣区域。血管结构的感兴趣区域的表示涉及至少在一个图像平面中的血管结构的延伸信息。

[0077] 在第一选择步骤16(还被称为步骤c))中,选择来自至少一幅第一图像和至少一

幅第二图像形成的图像集的至少一幅参考图像。

[0078] 在第二选择步骤18(还被称为步骤d))中,选择来自至少一幅第二图像和至少一幅第二图像形成的图像集的至少一幅样本图像。至少一幅样本图像与至少一幅参考图像不同。

[0079] 在配准步骤20(还被称为步骤e))中,将来自至少一幅样本图像的至少一幅图像与至少一幅参考图像配准以提供至少一幅配准图像。

[0080] 在确定步骤22(还被称为步骤f))中,确定在至少一幅参考图像中的感兴趣区域的表示与至少一幅配准图像中的感兴趣区域的表示之间是否存在至少一个空间差异区域。

[0081] 在输出步骤24(还被称为步骤g))中,表示至少一个空间差异区域的数据被输出,例如,被提供到用户。

[0082] 在范例中,在至少一幅第一图像的采集与至少一幅第二图像的采集之间,血管处置已经被应用到血管结构的感兴趣区域。

[0083] 在范例中,至少一幅第一图像是血管造影。在范例中,至少一幅第二图像是血管造影。

[0084] 在范例中,血管处置导致或者至少旨在存在至少一个空间差异区域。换言之,血管处置导致相对于流动通过特性的血管尺度的差别。

[0085] 在范例中,血管处置用于狭窄的处置。例如,空间差异区域在狭窄的位置处并且空间差异产生于在至少一幅第一图像被采集之后并且在至少一幅第二图像被采集之前血管处置已经在狭窄的位置处被应用。

[0086] 在范例中,狭窄在至少一幅第一图像内是良好可见的。术语“良好可见”涉及狭窄存在于至少一幅第一图像内,使得其可以要么手动地要么自动地被识别。换言之,以可见的并且不同的方式示出至少一幅第一图像中的血管结构。在范例中,处置后的狭窄的位置在至少一幅第二图像中是良好可见的。换言之,以可见的并且不同的方式示出至少一幅第二图像中的血管结构。

[0087] 在另一范例中,处置后的狭窄的位置自身在至少一幅第二图像内是不可识别的(例如,不可见的),但是可以通过差异确定或者比较的结果识别。

[0088] 在范例中,参考图像选自至少一幅第一图像并且样本图像选自至少一幅第二图像。样本图像然后朝向参考图像被配准,以产生配准图像-与参考对准的样本图像的经变换的版本。

[0089] 在范例中,至少一幅第一图像包括在血管处置被应用之前所采集的多幅第一图像。

[0090] 在范例中,至少一幅第二图像包括在血管处置被应用之后所采集的多幅第二图像。

[0091] 在范例中,在系统成角的范围内采集多幅第一图像,并且步骤a)包括将第一图像一起分组为利用类似系统成角采集的组-组可以包括一幅图像。在范例中,步骤a)还包括提供至少一幅第一图像作为在一个或者有限范围的系统成角处所采集的第一图像的组。

[0092] 在范例中,在系统成角的范围内采集多幅第二图像,并且步骤b)包括将第二图像一起分组为利用类似系统成角采集的组-组可以包括一幅图像。在范例中,步骤b)还包括提供至少一幅第二图像作为在一个或者有限范围的系统成角处所采集的第二图像的组。在范

例中,步骤b)还包括提供至少一幅第二图像作为在与针对第一图像的组的相同或者相同有限范围的系统成角处采集的第二图像的组。

[0093] 当将图像(例如,血管造影)分组为具有相同成角的组时,特定容限可以固定并且小成角偏差被接受-即由“有限范围的系统成角”意指什么。

[0094] 在范例中,至少一幅第一图像和/或至少一幅第二图像(作为选定的样本图像)相对于以下各项中的至少一项被配准:心动周期、呼吸、患者运动和缩放。

[0095] 在范例中,至少一幅第一图像和/或至少一幅第二图像以图像序列的形式被采集为多幅图像。例如,每个序列可以包括在一个或多个完整心脏周期上采集的多个分离的图像。因此,在范例中,配准具有空间元素并且可以考虑患者呼吸、运动和图像缩放,并且配准具有时间元素并且可以考虑患者的心动周期。

[0096] 在范例中,步骤c)和/或步骤d)包括丢弃未注射或者不足地注射的图像的第一图像。在范例中,该范例还包括保持对应于良好注射的心动周期的第一图像。在范例中,该范例还包括保持为对应于良好注射的心动周期的连续图像的第一图像。

[0097] 在范例中,步骤c)和/或步骤d)包括丢弃未注射或者不足地注射的图像的第二图像。在范例中,该范例还包括保持对应于良好注射的心动周期的第二图像。在范例中,该范例还包括保持为对应于良好注射的心动周期的连续图像的第二图像。

[0098] 在范例中,每个显著的空间差异是狭窄处置的指示符。

[0099] 在范例中,配准图像被确定为样本图像。

[0100] 在范例中,步骤c)还包括基于构成最好地注射的影像的图像选择至少一幅参考图像。

[0101] 在范例中,步骤d)还包括基于构成最好地注射的影像的(一幅或多幅)图像选择至少一幅样本图像。

[0102] 在范例中,步骤f)包括确定针对至少一个空间差异区域的位置的参考图像坐标。

[0103] 在范例中,步骤f)包括确定针对至少一个空间差异区域的位置的配准图像坐标。

[0104] 在范例中,步骤g)包括输出表示血管结构的感兴趣区域中的至少一个空间差异区域的定位的数据;例如,通过显示至少一幅参考图像或者除至少一幅参考图像之外的图像上的至少一个空间差异区域的定位。在范例中,每个显著的空间差异的位置被定位在血管造影上。

[0105] 在范例中,步骤g)包括输出与至少一个空间差异区域有关的量化冠状动脉血管造影(QCA)信息。在范例中,针对每个显著的空间差异提供QCA信息。在范例中,介入前和后二者针对每个显著的空间差异提供QCA信息。

[0106] 图2示出了用于自动血管处置定位和血管结构的部分的量化的方法中涉及的方法步骤20,步骤e)的范例。根据范例,方法的步骤e)包括向至少一幅样本图像应用变换的子步骤26(还被称为步骤e1)。

[0107] 在范例中,提供至少一幅配准图像包括至少一幅样本图像中的至少一些特征(例如,A、B、C)变得与至少一幅参考图像中的至少一些类似特征(例如,A'、B'、C')对准或者被投影到其上。

[0108] 在范例中,在与至少一幅参考图像相同的成角处采集至少一幅样本图像。例如,利用相同的C型臂成角执行这两者采集。这提供便于确定是否存在至少一个空间差异区域的-

步骤f)。

[0109] 在范例中,子步骤e1)包括将至少一幅样本图像交叠到至少一幅参考图像上,并且在x和/或y方向上空间地移动至少一幅样本图像直到至少一幅样本图像中的特征最紧密地匹配至少一幅参考图像中的特征。在范例中,可以使用不同类型的运动的任何一个或组合:平移、旋转、缩放或者更多局部变形。

[0110] 在范例中,子步骤e1)包括将至少一幅样本图像中的感兴趣区域的表示中的至少一个血管特征的尺寸变换到至少一幅参考图像中的感兴趣区域的表示中的至少一个血管特征的尺寸。在范例中,变换包括线性变换。例如,空间变换包括具体地与平移、旋转和缩放有关的仿射变换。在范例中,变换包括非线性变换。在范例中,至少一幅样本图像在y和/或x方向上线性地或者非线性地伸展直到至少一幅样本图像中的特征最紧密地匹配至少一幅参考图像中的特征。在范例中,与使样本图像在x和/或y方向上弯曲或者伸展同时,样本图像在x和/或y方向上移动直到至少一幅样本图像最紧密地匹配至少一幅参考图像中的特征。

[0111] 在范例中,子步骤e1)包括至少一幅样本图像变得与至少一幅参考图像最佳地类似,使得至少一幅样本图像中的感兴趣区域中的大多数血管特征具有至少一幅参考图像中的感兴趣区域中的相同的血管特征的尺寸。

[0112] 根据范例,至少一幅样本图像包括多幅样本图像,并且变换是空间-时间配对变换。在该范例中,子步骤26、步骤e1)包括步骤28a:通过将至少一幅样本图像的样本图像与至少一幅参考图像配对来提供配准图像。

[0113] 根据范例,至少一幅参考图像包括多幅参考图像并且变换是空间-时间配对变换。在该范例中,子步骤26、步骤e1)包括步骤28b:通过将至少一幅样本图像的样本图像与至少一幅参考图像的参考图像配对来提供配准图像。在图2中,步骤28a和步骤28b由框28表示。

[0114] 在范例中,子步骤e1)包括将至少一幅样本图像的每幅样本图像与至少一幅参考图像的对应的参考图像配对。

[0115] 在范例中,配准图像集通过样本图像集中的每幅图像与参考图像集中的图像配对并且对准来提供,其中,配对图像是最佳地类似的。通过“最佳地类似”意指配对图像中的血管尽可能类似。因此,空间-时间配对变换考虑心动周期、患者呼吸、患者运动和系统缩放。

[0116] 图3示出了用于自动血管处置定位和血管结构的部分的量化的方法中涉及的方法步骤22,步骤f)的范例。

[0117] 根据范例,步骤22,步骤f)包括子步骤30(还被称为步骤f1))。在步骤30中,确定在至少一幅参考图像中的感兴趣区域的表示中的位置处的特征相对于至少一幅配准图像中的感兴趣区域的表示中的相同位置处的特征在尺寸中是否存在差异。

[0118] 在范例中,确定包括将用于至少一幅配准图像的系统成角与用于至少一幅参考图像的系统成角进行比较。这使得例如在相同或者基本上相同的系统成角处所采集的图像能够被使用。在另一范例中,这使得关于配准图像与参考图像之间的系统成角中的差别的信息能够被考虑。

[0119] 根据范例,步骤30,步骤f1)包括步骤32:确定至少一幅参考图像中的特征相对于至少一幅配准图像的直径的相对改变。

[0120] 在范例中,尺寸或者直径的差异仅在对应于血管结构的位置的空间位置处被确

定。

[0121] 图4示出了用于自动血管处置定位和血管结构的部分的量化的方法中涉及的方法步骤18、20和22(相应地d、e和f)的范例。根据范例,步骤d)包括选择步骤34:选择至少两幅样本图像。在该范例中,步骤e)包括提供步骤36,其中,提供至少两幅配准图像。步骤f(其在该范例中包括子步骤f1)(步骤30)然后还包括验证步骤38,验证步骤38包括验证如果特征的尺寸或者直径的差异存在于至少两幅配准图像中的第一幅中,并且如果特征的尺寸或者直径的差异存在于至少两幅配准图像中的至少第二幅中,则存在空间差异区域。

[0122] 根据范例,步骤c)包括从至少一幅第一图像选择至少一幅参考图像,并且备选地或者额外地,步骤d)包括从至少一幅第二图像选择至少一幅样本图像。

[0123] 图5示出了用于自动血管处置定位和血管结构的部分的量化的装置40的范例。装置40包括输入单元42、处理单元44和输出单元46。

[0124] 输入单元42被配置为向处理单元44提供包括血管结构的感兴趣区域的表示的至少一幅第一图像。输入单元42还被配置为向处理单元44提供包括血管结构的感兴趣区域的表示的至少一幅第二图像。在至少一幅第一图像的采集与至少一幅第二图像的采集之间,血管处置可能已经被应用到血管结构的感兴趣区域。应注意,血管结构的感兴趣区域的表示涉及至少在一个图像平面中的血管结构的空间延伸信息。

[0125] 处理单元44被配置为从由至少一幅第一图像和至少一幅第二图像形成的图像集选择至少一幅参考图像。处理单元44还被配置为从由至少一幅第一图像和至少一幅第二图像形成的图像集选择至少一幅样本图像。此处,至少一幅样本图像与至少一幅参考图像不同。处理单元44还被配置为将来自至少一幅样本图像的至少一幅图像与至少一幅参考图像配准以提供至少一幅配准图像。而且,处理单元44被配置为确定在至少一幅参考图像中的感兴趣区域的表示与至少一幅配准图像中的感兴趣区域的表示之间是否存在至少一个空间差异区域。

[0126] 输出单元46被配置为输出表示至少一个空间差异区域的数据。

[0127] 在范例中,至少一幅第一图像包括血管造影。在范例中,至少一幅第二图像包括血管造影。

[0128] 在范例中,至少一幅第一图像基于X射线辐射。例如,造影剂在至少一幅第一图像的采集期间存在。例如,造影剂已经被注射到血管结构的至少部分中以便以可见的并且不同的方式提供血管结构的图像数据。

[0129] 在范例中,至少一幅第二图像基于X射线辐射。例如,造影剂在至少一幅第二图像的采集期间存在。例如,造影剂已经被注射到血管结构的至少部分中以便以可见的并且不同的方式提供血管结构的图像数据。

[0130] 在范例中,至少一幅第一图像具有与至少一幅第二图像相同的图像类型。

[0131] 在范例中,至少一幅第一图像包括第一图像的序列。

[0132] 在范例中,至少一幅第二图像包括第二图像的序列。

[0133] 在范例中,处理单元被配置为通过使用图像处理器或者图像处理单元确定是否存在空间差异区域。

[0134] 在范例中,处理单元被配置为从至少一幅第一图像选择至少一幅参考图像。

[0135] 在范例中,至少一个空间差异区域由已经被应用的血管处置产生。

- [0136] 在范例中,已经在狭窄的位置处应用血管处置。
- [0137] 在范例中,量化冠状动脉血管造影(QCA)使用至少一幅第一图像来执行。QCA是与参考直径比较的血管的较小的直径分段的比率。参考直径是血管在其健康的情况下在该位置处应当已经具有的直径,并且被理解为狭窄的空间上任一侧的血管的直径。
- [0138] 在范例中,QCA使用至少一幅第二图像来执行。
- [0139] 在范例中,在相同的成角处采集至少一幅第一图像和至少一幅第二图像。
- [0140] 在范例中,血管处置是再血管化。在范例中,再血管化前和后图像两者存在。
- [0141] 在范例中,输出数据涉及提供与狭窄(或者其他解剖结构)有关的信息。例如,数据的输出涉及显示或者提供关于至少一个空间差异区域的定位的信息和/或提供关于狭窄或者解剖结构的量化信息,诸如输出QCA值。
- [0142] 根据范例,处理单元被配置为确定在至少一幅参考图像中的感兴趣区域的表示中的位置处的特征相对于至少一幅配准图像中的感兴趣区域的表示中的相同位置处的特征在尺寸中是否存在差异。
- [0143] 换言之,参考血管造影与除参考之外的血管造影之间的特征的尺寸的改变被用于确定是否存在空间差异区域。
- [0144] 在范例中,将至少一幅样本图像中的每幅样本图像与其配对物(至少一幅参考图像的配对参考图像)进行比较。换言之,将至少一幅配准图像中的每幅配准图像与其配对参考图像进行比较以便确定在那些图像之间的特征的尺寸是否存在差异。
- [0145] 在范例中,血管特征的尺寸的差异是血管特征的直径的差异,并且处理单元被配置为确定至少一幅参考图像中的血管特征相对于至少一幅配准图像的直径的相对改变。
- [0146] 在范例中,在至少一幅配准图像中的每个位置处,该位置处的特征的尺寸被确定,并且将该尺寸与至少一幅参考图像中的相同位置处的特征的尺寸进行比较。在范例中,在每个位置处确定尺寸的差别。在另一范例中,尺寸的差别仅在图像的子部分上(例如,在覆盖感兴趣结构的掩模上)被测量(例如,图像的血管的二进制掩膜、或者在血管的中心线上)。在范例中,确定对应于配准图像的差别图像,其中,在配准图像上的每个位置处,呈现该位置处的配准图像与该位置处的参考图像之间的尺寸的差异。
- [0147] 根据范例,特征的尺寸的差异是特征的直径的差异。然后,处理单元被配置为确定至少一幅参考图像中的特征相对于至少一幅配准图像的直径的相对改变。
- [0148] 换言之,我们正寻找血管特征的直径的差异并且血管特征的直径的相对改变在参考血管造影与除参考之外的血管造影之间被确定。在范例中,将参考和血管造影中的特征的直径与血管在该位置处应当已经具有的直径进行比较。例如,对于被选择为第一图像的参考图像而言,将特征(诸如狭窄)的直径与狭窄的任一侧的动脉的直径进行比较。这然后针对经处置的狭窄的位置处的配准图像被实行。如上文所讨论的,这然后使得血管处置前和后的QCA信息能够被确定。
- [0149] 根据另一范例,尺寸或者直径的差异仅在对应于血管结构的位置的空间位置处被确定。术语“血管结构的位置”涉及血管结构处或上的位置。未进一步考虑远离血管结构被定位的具有差异的位置。换言之,差异计算仅被需要针对在血管结构的位置处-在突出的位置处-的图像的小部分来确定。这导致处理效率并且此外血管结构外部的任何扰动被忽略,所述扰动否则能够导致假的结果。

[0150] 根据范例,处理单元被配置为选择至少两幅样本图像,并且提供至少两幅配准图像。处理单元然后还被配置为验证如果特征的尺寸或者直径的差异存在于至少两幅配准图像中的第一幅中,并且如果特征的尺寸或者直径的差异存在于至少两幅配准图像中的至少第二幅中,则存在空间差异区域。例如,处理单元可以选择10幅样本图像并且提供10幅配准图像,并且如果特征的尺寸或者直径的差异存在于那些配准图像中的两幅中,则空间差异区域被验证为存在。

[0151] 在范例中,至少两幅样本图像选自对应于良好注射的心动周期的幅个连续的第一图像。在范例中,至少两幅样本图像选自对应于良好注射的心动周期的两幅连续的第二图像。在范例中,至少两幅样本图像选自对应于良好注射的心动周期的两幅非连续的第一图像。在范例中,至少两幅样本图像选自对应于良好注射的心动周期的两幅非连续的第二图像。

[0152] 根据范例,处理单元被配置为从至少一幅第一图像选择至少一幅参考图像。备选地或者额外地,处理单元被配置为从至少一幅第二图像选择至少一幅样本图像。通过在在处置之前所采集的图像选择参考帧,狭窄在该阶段处更可见,从而提供任何得到的影像的更好的视觉解释。

[0153] 根据范例,处理单元被配置为通过向至少一幅样本图像应用变换来提供至少一幅配准图像。

[0154] 在范例中,变换是空间或者空间-时间变换。

[0155] 在范例中,变换的应用包括至少一幅样本图像中的感兴趣区域的表示中的至少一个血管特征的尺寸被变换到至少一幅参考图像中的感兴趣区域的表示中的至少一个血管特征的尺寸。

[0156] 在范例中,变换的应用包括至少一幅样本图像变得与至少一幅参考图像最佳地类似,使得至少一幅样本图像中的感兴趣区域中的大多数血管特征具有至少一幅参考图像中的感兴趣区域中的相同的血管特征的尺寸。

[0157] 根据范例,至少一幅样本图像包括多幅样本图像,并且变换是空间-时间配对变换。处理单元被配置为提供至少一幅配准图像然后包括将至少一幅样本图像中的样本图像与至少一幅参考图像配对。

[0158] 根据范例,至少一幅参考图像包括多幅参考图像并且变换是空间-时间配对变换。处理单元被配置为提供至少一幅配准图像然后包括将至少一幅样本图像中的样本图像与至少一幅参考图像中的参考图像配对。

[0159] 在范例中,将样本图像与参考图像配对包括确定在空间上最紧密地对应于样本图像的多幅参考图像中的参考图像。例如,配对参考图像中的血管结构是最紧密地匹配样本图像中的血管结构的血管结构。

[0160] 在范例中,空间或者空间-时间配对变换包括空间配对变换和时间配对变换。在范例中,空间配对变换被用于提供至少一幅样本图像与至少一幅参考图像之间的粗略或者暂定的空间对准作为提供至少一幅配准图像的部分。在范例中,多幅样本图像包括图像序列,每个序列具有个体图像帧,其中,个体图像帧在一个或多个完整的心动周期上被采集。在范例中,空间配对变换被配置为将个体参考图像与空间地类似于参考图像的样本序列配对。时间配对变换然后被配置为将参考图像与序列内的最类似的样本图像配对。在范例中,多

幅参考图像包括图像序列,每个序列具有个体图像帧,其中,个体图像帧在一个或多个完整的心动周期上被采集。在范例中,空间配对变换被配置为将参考图像序列与空间类似于参考图像序列的样本序列配对。时间配对变换然后被配置为将参考序列的参考图像与样本序列内的最类似的样本图像相关联。以这种方式,空间配对变换可以考虑患者呼吸、患者运动和系统缩放,并且时间配对变换可以考虑患者的心动周期。

[0161] 在范例中,处理单元被配置为提供至少一幅配准图像,包括将至少一幅样本图像中的每幅样本图像与至少一幅参考图像中的对应的参考图像配对。

[0162] 在范例中,配准图像集通过样本图像集中的每幅图像与参考图像集中的图像配对并且对准来提供,其中,配对图像是最佳地类似的。通过“最佳地类似”意指配对图像中的血管尽可能类似。因此,空间-时间配对变换考虑心动周期、患者呼吸、患者运动和系统缩放。

[0163] 在范例中,输出单元被配置为输出表示血管结构的感兴趣区域中的至少一个空间差异区域的定位的数据。在范例中,输出单元被配置为显示至少一幅参考图像上的至少一个空间差异区域的定位。

[0164] 在范例中,输出单元被配置为显示支架位置。

[0165] 在范例中,输出单元被配置为输出根据至少一幅第一图像导出的QCA信息。在范例中,输出单元被配置为输出根据至少一幅第二图像导出的QCA信息。

[0166] 在范例中,输出单元被配置为输出与支架位置相关联的介入(血管处置)前后的QCA信息。

[0167] 图6示出了用于自动血管处置定位和血管结构的部分的量化的医学成像系统50。系统包括图像采集单元52,以及用于自动血管处置定位和血管结构的部分的量化的装置40。装置40被提供为根据上文所提到的图5的应用。图像采集单元52被配置为如由箭头54所示,提供包括血管结构的感兴趣区域的表示的至少一幅第一图像。图像采集单元52还被配置为如由箭头56所示,提供包括血管结构的感兴趣区域的表示的至少一幅第二图像。图像采集单元52被示出为C型臂成角布置;然而在其他范例中,使用不同类型的图像(X射线)采集布置。

[0168] 在范例中,输出单元被配置为显示至少一幅参考图像上的至少一个空间差异区域的定位。

[0169] 在范例中,图像采集单元包括X射线成像设备。例如,CT布置被提供。例如,图像采集单元包括C型臂CT系统。在范例中,图像采集单元包括介入X射线系统。

[0170] 在范例中,输出单元被配置为输出关于已经被处置的狭窄的数据。

[0171] 在范例中,经处置的狭窄的位置可以被呈现在至少一幅第一图像上和/或在至少一幅第二图像上。

[0172] 在范例中,输出数据包括在支架植入之前狭窄的量化冠状动脉血管造影(QCA)。在范例中,输出数据包括在支架植入之后狭窄的量化冠状动脉血管造影(QCA)。此处,QCA是例如狭窄位置处的动脉直径的相对减小。

[0173] 在范例中,在介入前和后呈现与狭窄相关联的QCA值。在范例中,在介入前和后呈现与不同狭窄相关联的QCA值的列表。

[0174] 在范例中,输出数据可用于使得临床医师能够确定介入的血管处置是否成功。

[0175] 在范例中,系统被用于导管实验室中的经皮腔内冠状动脉成形术(PTCA)或者经皮

冠状动脉介入(PCI)以处理心脏狭窄。

[0176] 图7示出了示出血管结构的的部分的第一图像和第二图像(在血管处置之前和之后)的表示。在上行中,三幅图像62、64、66被提供为“之前”图像。在下面右侧,图像68被提供为“之后”图像。第一箭头70指示被提供的时间匹配;并且第二箭头72指示被提供的空间匹配。

[0177] 在“之前”图像62、64、66中的每一幅中和“之后”图像68中示出血管结构60。

[0178] 在“之后”图像68左侧,示出了涉及在由时间和/或空间匹配分配的图像之前和之后中所提供的血管结构的相应的感兴趣区域的两个部分74、76。两个部分74、76被提供用于直径差异分析。

[0179] 指针箭头78指示检测到的差异的位置。

[0180] 示出了在介入之前和之后(即,支架植入前后)的血管结构。这些图像示出了在支架植入之前和之后所采集的图像之间的空间差异区域。空间差异区域涉及狭窄的位置。差异由于以下而出现:狭窄存在于“之前”影像中,其中,动脉是收缩的;但是在“之后”影像中血管处置已经导致通过例如球囊的膨胀和支架的部署的动脉的加宽。如相对于图1、2、3、4、5和6所讨论的,之前和之后影像是可用于自动血管处置定位和血管结构的部分的量化。

[0181] 图8示出了如在图7中所示的第一和第二代表性图像的摄影图像。

[0182] 现在描述了用于自动血管处置定位和血管结构的部分的量化的详细工作流的范例(未示出)。在血管造影分组工作流程步骤中,在处置期间采集的所有血管造影遵循系统几何结构分组在一起。换言之,在相同集合中收集对应于相同系统成角的所有图像。特定角容限可以是固定的,并且小角偏差被接受。在血管造影间隔选择工作流程步骤中,集合的每个血管造影被切片。在该操作中,仅保持对应于一个或若干良好注射的心动周期的连续帧。丢弃对应于非注射或者不足地注射的图像的所有其他帧。在基于血管的配准工作流程步骤中,在每个切片血管造影集内,执行配准操作。血管造影之一继而被当作参考。然后,对于集合的每个剩余的元素而言,执行对准流程,其中,剩余元素的每幅图像与参考的图像或者帧配对。该配对考虑呼吸、患者运动以及集合中的参考血管造影与剩余的元素采集之间的缩放改变。在该配准过程中涉及空间-时间配对变换,使得经变换的血管造影与参考最佳地类似,其中,两者图像中的血管尽可能类似。空间-时间配对变换还补偿不同的心动状态。换言之,参考血管造影的血管造影帧与集合的剩余的血管造影中的血管造影的血管造影帧配对。在直径差异分析工作流程步骤中,将每幅配准的切片血管造影图像基于其血管内容与其配对物参考图像进行比较。基本上,在足够突出的(逐血管的)配准血管造影图像的每个位置处,估计局部血管直径。将该直径与在参考血管造影中的相同位置处估计的局部血管直径进行比较。该比较可以涉及验证准则,诸如局部角度协议。在该位置处记录(经验证的)直径差别。这创建直径差别异图像,其继而被空间滤波以识别高直径差异的局部区。高直径差异的区可以沿着切片血管造影的时间轴被跟踪以便加强识别鲁棒性。然而,识别对应于血管处置或者多个血管处置的再血管化的一个或多个区。这些区可以然后被定位在参考血管造影上。在结果收集工作流程步骤中,由于参考血管造影的若干参考帧可以包含所识别的处置区,因此这些被投影到单个参考帧上。这相当于将参考血管造影的每个帧与参考血管造影的一个帧配准。这涉及弹性变换,并且基本上是血管驱动的配准过程。弹性变换可以依赖于上文所描述的血管显著性测量结果。在血管造影标记和自动QCA工作流程步骤中,一个或许多血管处置的位置被定位在参考血管造影上,并且提供与在血管处置之前和之后两

者该位置处的血管结构有关的QCA值。例如，QCA值在支架植入前后针对所识别的处置的狭窄的位置被提供。

[0183] 在另一示范性实施例中，提供了计算机程序或者计算机程序单元，其特征在于被配置为根据前述实施例(适当的系统)之一运行方法的方法步骤。

[0184] 计算机程序单元因此可以被存储在计算机单元上，所述计算机单元还可以是实施例的部分。该计算单元可以配置为执行以上描述的方法的步骤或诱发以上描述的方法的步骤的执行。此外，其可以被配置为操作以上描述的装置的部件。所述计算单元能够被配置为自动地操作和/或运行用户的命令。计算机程序可以被加载到数据处理器的的工作存储器中。所述数据处理器由此可以被装备为执行根据前述实施例之一的方法。

[0185] 本发明的该示范性实施例涵盖从一开始就使用本发明的计算机程序和借助于更新将现有程序转变为使用本发明的程序的计算机程序两者。

[0186] 更进一步地，所述计算机程序单元能够提供实现如以上所描述的方法的示范性实施例的流程的所有必需步骤。

[0187] 根据本发明的另一示范性实施例，提出了一种计算机可读介质，例如CD-ROM，其中，所述计算机可读介质具有存储在所述计算机可读介质上的计算机程序单元，所述计算机程序单元由前面部分描述。

[0188] 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，但计算机程序可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。

[0189] 然而，所述计算机程序也可以存在于诸如万维网的网络上并能够从这样的网络中下载到数据处理器的的工作存储器中。根据本发明的另一示范性实施例，提供了一种用于使得计算机程序单元可用于下载的介质，其中，所述计算机程序单元被布置为执行根据本发明的之前描述的实施例之一所述的方法。

[0190] 必须指出，本发明的实施例参考不同主题加以描述。具体而言，一些实施例参考方法类型的权利要求加以描述，而其他实施例参考设备类型的权利要求加以描述。然而，本领域技术人员将从以上和下面的描述中了解到，除非另行指出，除了属于一种类型的主题的特征的任何组合之外，涉及不同主题的特征之间的任何组合也被认为由本申请公开。然而，所有特征能够被组合以提供超过特征的简单加和的协同效应。

[0191] 尽管已经在附图和前面的描述中详细说明和描述了本发明，但这样的说明和描述被认为是说明性或示范性的而非限制性的。本发明不限于所公开的实施例。通过研究附图、说明书和从属权利要求，本领域的技术人员在实践请求保护的本发明时能够理解和实现所公开的实施例的其他变型。

[0192] 在权利要求中，词语“包括”不排除其他单元或步骤，并且，词语“一”或“一个”并不排除多个。单个处理器或其他单元可以履行权利要求书中记载的若干项目的功能。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。权利要求中的任何附图标记不应被解释为对范围的限制。

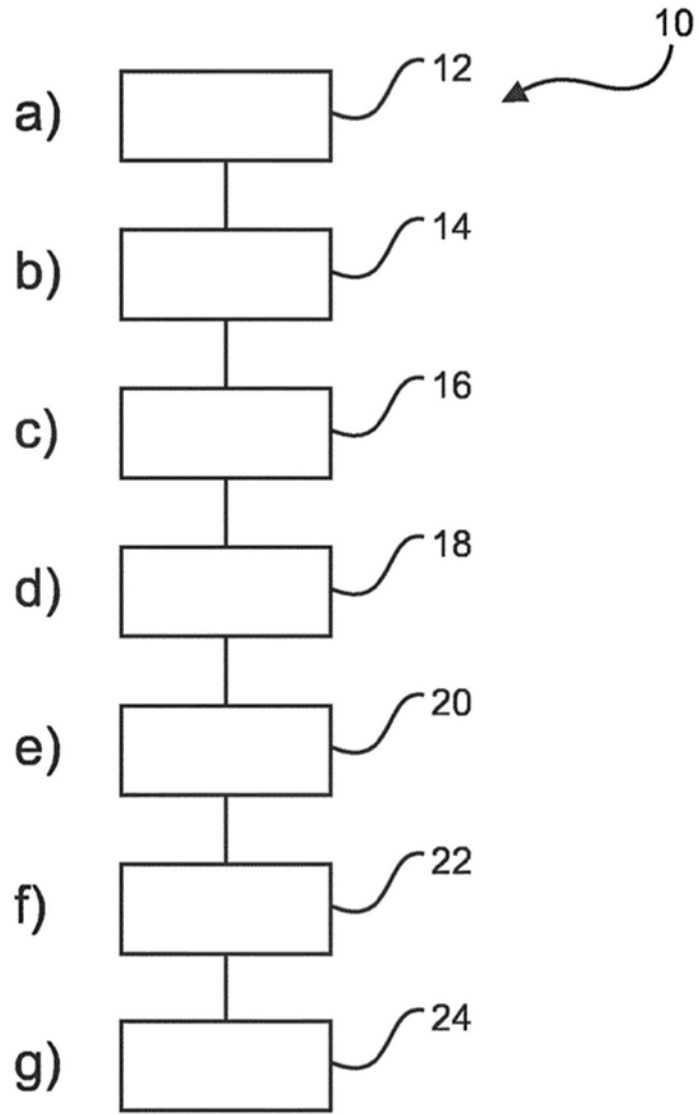


图1

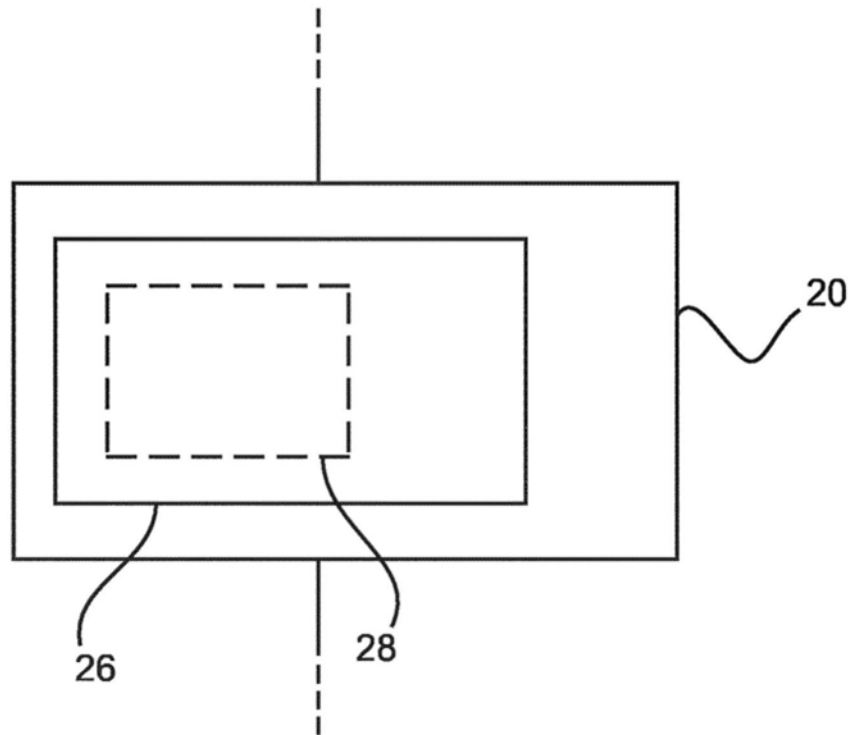


图2

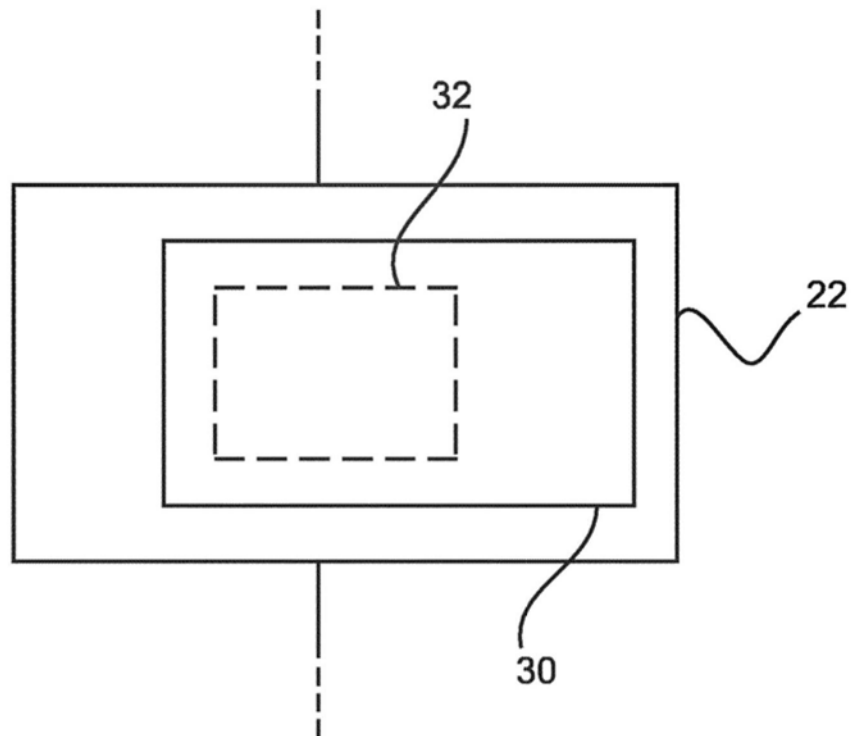


图3

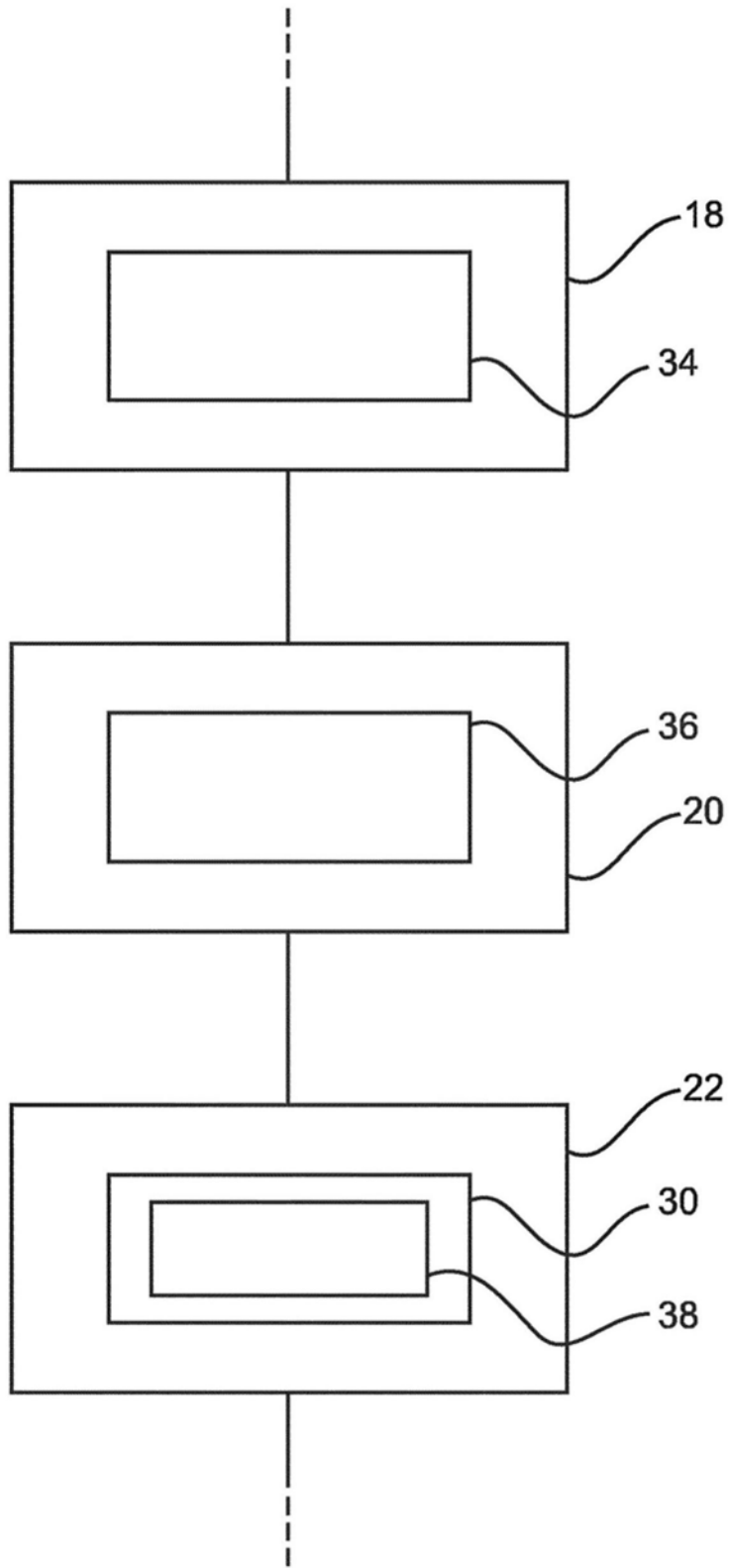


图4

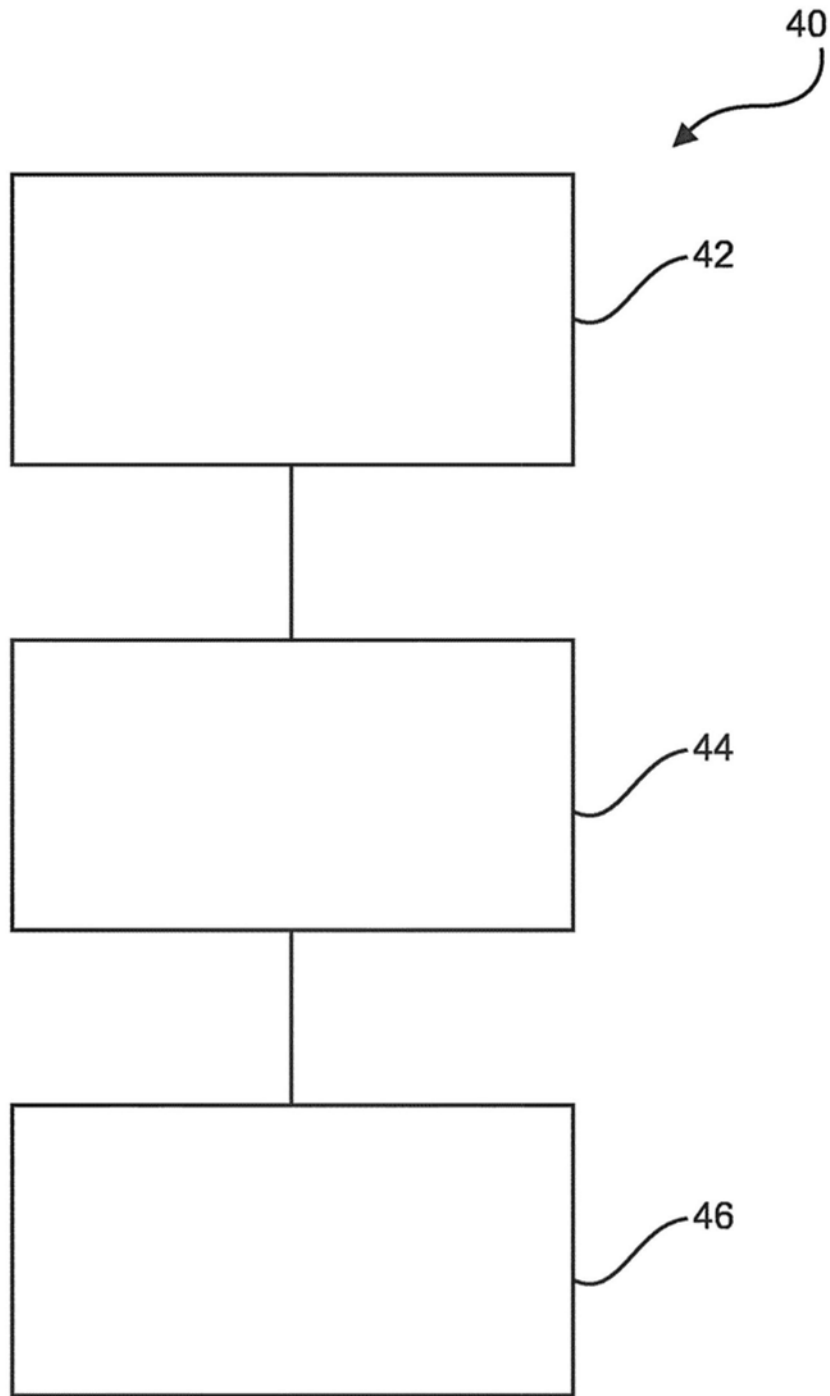


图5

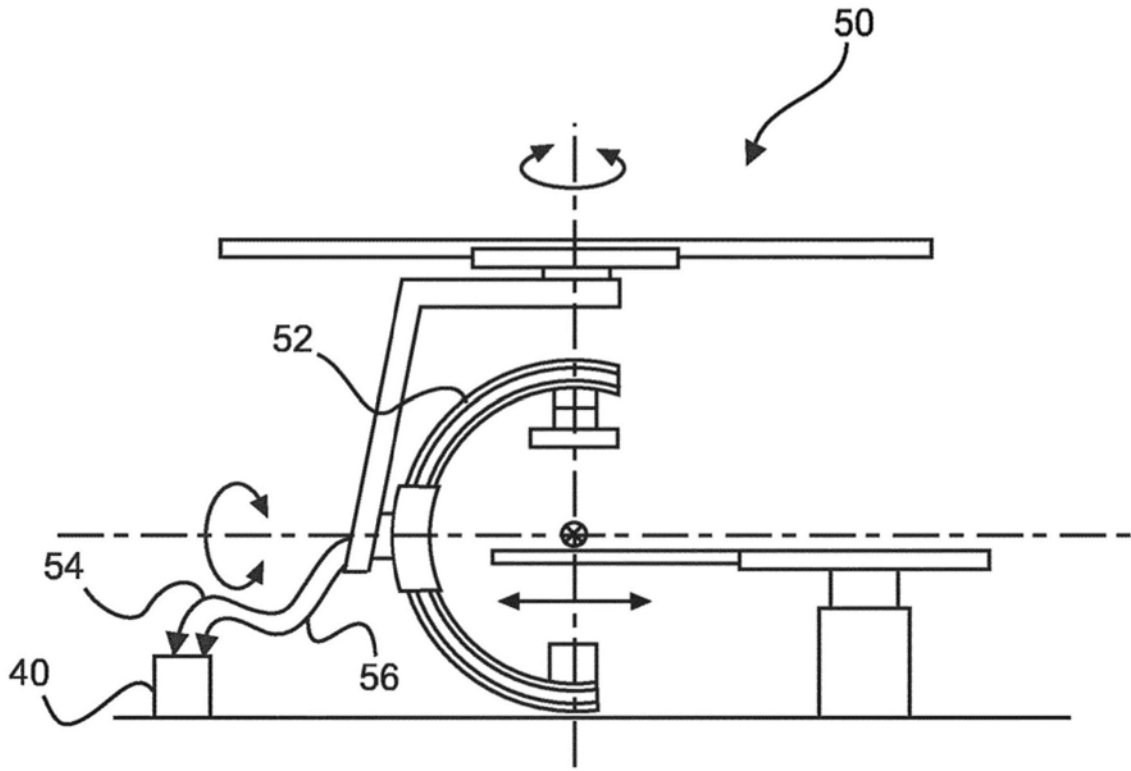


图6

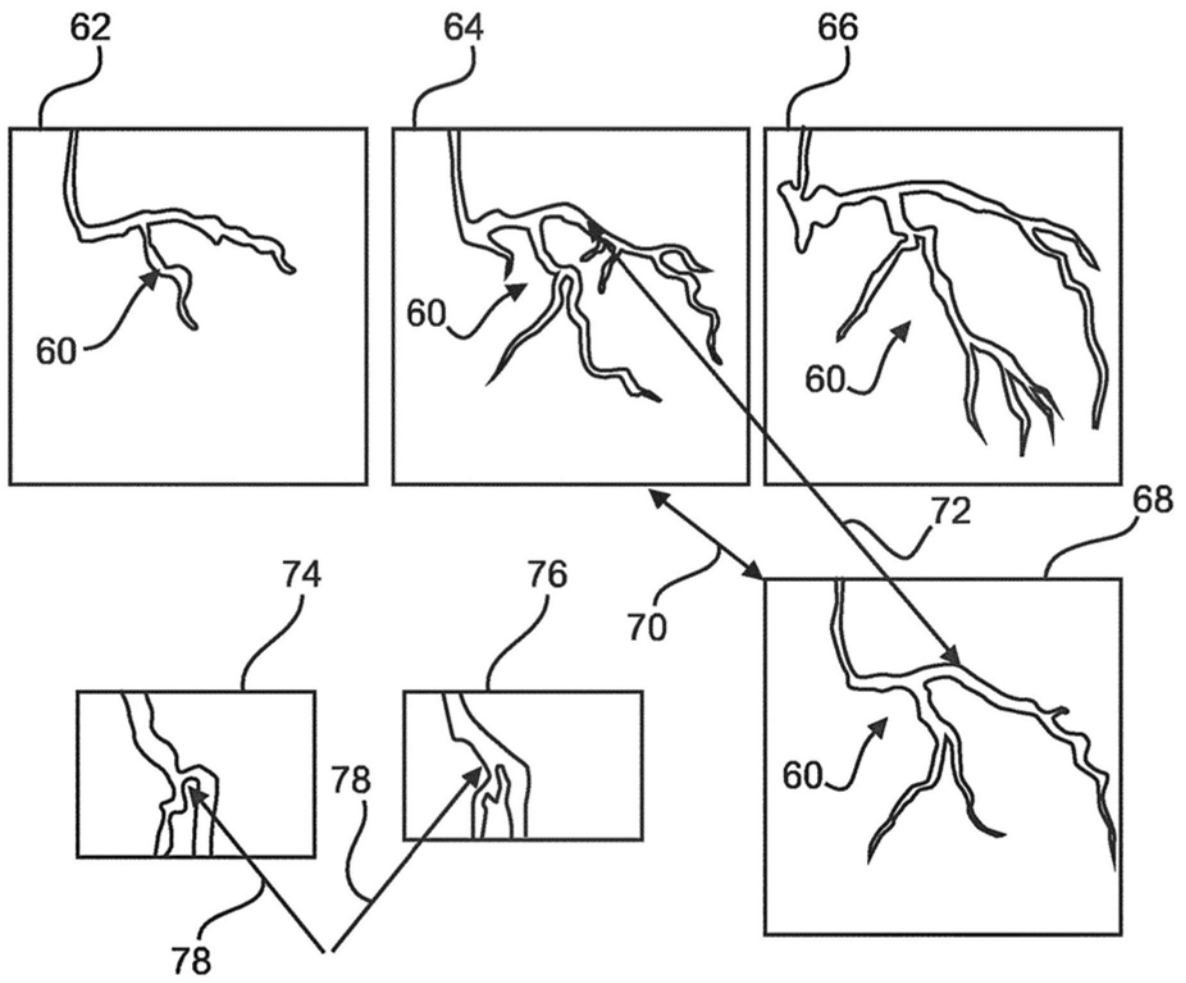


图7

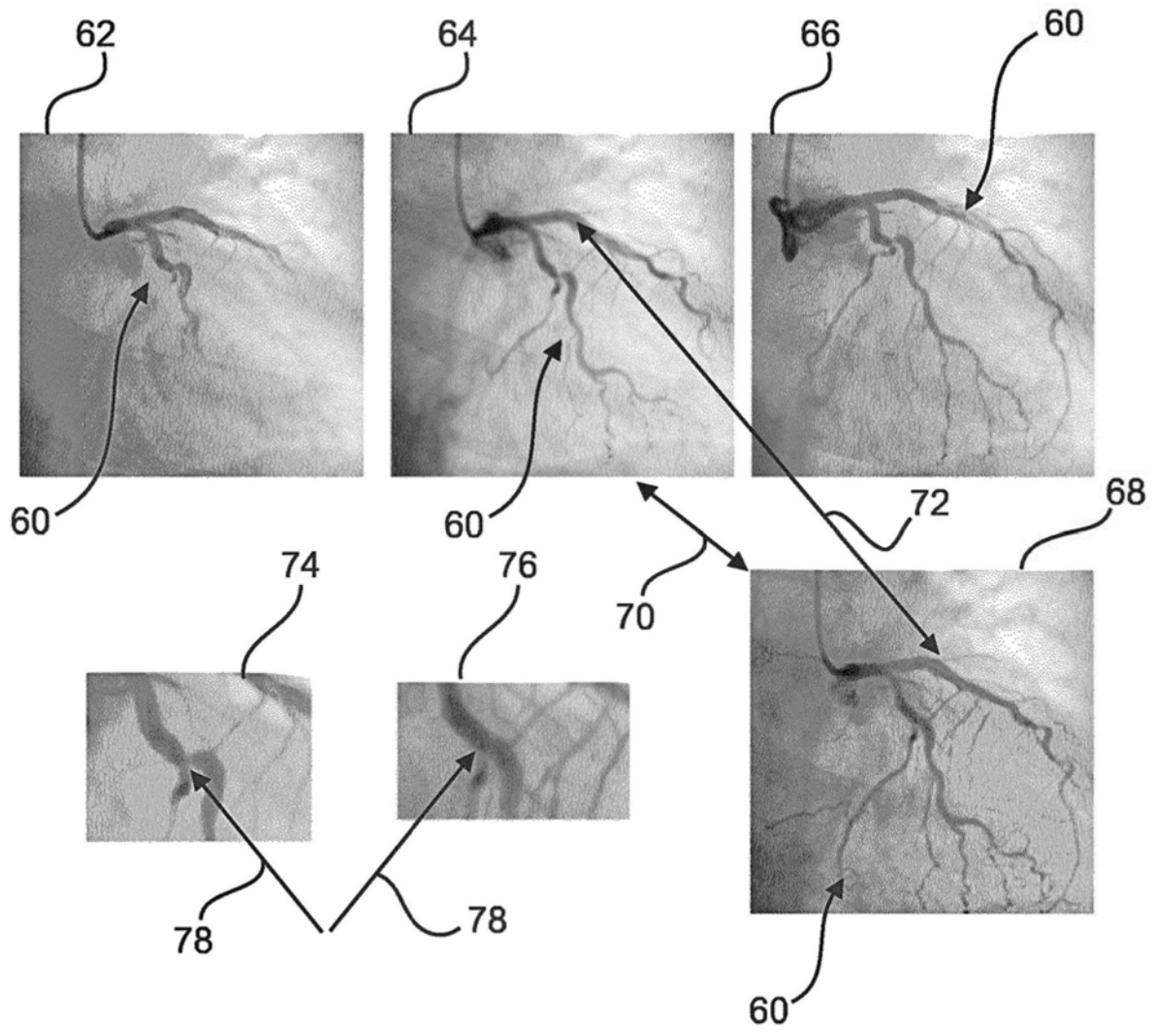


图8