



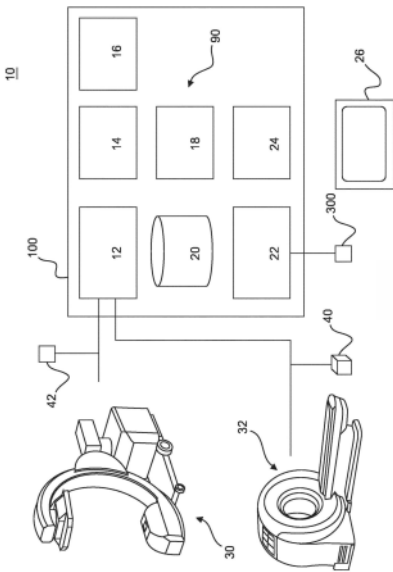
(21) 申请号 201880023340.2
(22) 申请日 2018.03.29
(65) 同一申请的已公布的文献号
 申请公布号 CN 110494889 A
(43) 申请公布日 2019.11.22
(30) 优先权数据
 17305369.5 2017.03.30 EP
(85) PCT国际申请进入国家阶段日
 2019.09.30
(86) PCT国际申请的申请数据
 PCT/EP2018/058152 2018.03.29
(87) PCT国际申请的公布数据
 W02018/178272 EN 2018.10.04
(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司
 地址 荷兰艾恩德霍芬
(72) 发明人 R·I·M-B·戈里奥 C·哈泽
 M·格拉斯 J·奥利万贝斯科斯
 R·弗洛朗
(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.
 G06T 3/4061 (2024.01)
 G06T 17/00 (2006.01)
(56) 对比文件
 US 2015342551 A1,2015.12.03
 US 7742629 B2,2010.06.22
 US 2017039736 A1,2017.02.09
 Jinwon Son and Young Choi.
 “Reconstruction of Intima and Adventitia
 Models into a State Undeformed by a
 Catheter by Using CT,IVUS, and Biplane X-
 Ray Angiogram Images”.《Computational and
 Mathematical Methods in Medicine》.2017,论
 文第 1 - 13 页.
 Jinwon Son and Young
 Choi.Reconstruction of Intima and
 Adventitia Models into a State Undeformed
 by a Catheter by Using CT,IVUS, and
 Biplane X-Ray Angiogram Images.
 《Computational and Mathematical Methods
 in Medicine》.2017,第1页到第13页.
审查员 曹文靖

权利要求书2页 说明书9页 附图4页

(54) 发明名称
 造影注射成像
(57) 摘要

公开了一种脉管建模系统和方法,其基于感兴趣区域的二维2D成像数据和感兴趣区域的3D成像数据的组合来生成增强3D模型。使用增强3D模型来执行血液动力学模拟,以基于血液动力学模拟来导出至少一个血液动力学参数。



1. 一种脉管建模系统,所述系统包括:

数据接收器(12),其被配置为接收包括脉管的感兴趣区域的二维2D成像数据和所述感兴趣区域的三维3D成像数据,所述2D成像数据和所述3D成像数据是在相同的检查间隔中或在相同的心脏状态下获得的;

图像处理系统(10),其被配置为:

基于所述3D成像数据与所述2D成像数据的组合来生成所述感兴趣区域的增强3D模型,其中,所述组合涉及i)基于根据所述2D成像数据导出的血管中心线数据和血管直径数据来构建准3D模型,以及ii)对所述准3D模型和根据所述3D成像数据导出的3D模型执行3D到3D配准和变形过程,所述3D到3D配准和变形过程包括根据所述2D成像数据导出的所述血管中心线数据与根据所述3D成像数据导出的血管中心线数据的配准以将根据所述2D成像数据导出的2D血管中心线变形从而遵循基于根据所述3D成像数据导出的3D血管中心线的3D路径。

2. 根据权利要求1所述的脉管建模系统,其中,所述2D成像数据的空间分辨率大于所述3D成像数据的空间分辨率。

3. 根据权利要求1所述的脉管建模系统,其中,所述图像处理系统被配置为基于根据所述2D成像数据导出的血管直径数据来生成所述感兴趣区域的所述增强3D模型。

4. 根据权利要求1所述的脉管建模系统,其中,所述图像处理系统被配置为基于根据所述3D成像数据导出的血管横截面形状数据来生成所述感兴趣区域的所述增强3D模型。

5. 根据权利要求1所述的脉管建模系统,其中,所述图像处理系统被配置为基于根据所述3D成像数据导出的血管中心线数据来生成所述感兴趣区域的所述增强3D模型。

6. 根据权利要求1所述的脉管建模系统,其中,所述图像处理系统被配置为生成具有所述2D成像数据的空间分辨率的所述感兴趣区域的所述增强3D模型。

7. 根据权利要求1所述的脉管建模系统,其中,所述图像处理系统被配置为通过使用图像配准和图像变形技术将所述3D成像数据与所述2D成像数据进行组合来生成所述感兴趣区域的所述增强3D模型,所述图像配准和图像变形技术包括用于在所述增强3D模型中维持以下中的至少一个的项:

根据所述3D成像数据导出的血管中心线;

根据所述3D成像数据导出的横截面形状;

根据所述2D成像数据导出的空间分辨率;以及

根据所述2D成像数据导出的血管直径。

8. 根据权利要求1所述的脉管建模系统,其中,所述3D成像数据是磁共振成像MRI成像数据或计算机断层摄影CT成像数据,和/或所述2D成像数据是血管造影成像数据。

9. 根据权利要求1所述的脉管建模系统,包括血液动力学模拟器,所述血液动力学模拟器被配置为使用所述增强3D模型来执行血液动力学模拟并且基于所述血液动力学模拟来导出至少一个血液动力学参数。

10. 根据权利要求1所述的脉管建模系统,其中,所述图像处理系统被配置为基于所述2D成像数据和所述3D成像数据来执行2D到3D图像配准过程以产生经配准的2D和3D成像数据,并且基于所述经配准的2D和3D成像数据来执行图像变形过程。

11. 一种用于脉管建模的计算机实施的方法,所述方法包括:

接收包括脉管的感兴趣区域的二维2D成像数据和所述感兴趣区域的三维3D成像数据,所述2D成像数据和所述3D成像数据是在相同的检查间隔中或在相同的心脏状态下获得的;基于所述3D成像数据与所述2D成像数据的组合来生成所述感兴趣区域的增强3D模型,其中,生成所述感兴趣区域的所述增强3D模型的步骤包括:

i) 基于根据所述2D成像数据导出的血管中心线数据和血管直径数据来构建准3D模型,以及

ii) 对所述准3D模型和根据所述3D成像数据导出的3D模型执行3D到3D配准和变形过程,所述3D到3D配准和变形过程包括根据所述2D成像数据导出的所述血管中心线数据与根据所述3D成像数据导出的血管中心线数据的配准以将根据所述2D成像数据导出的2D血管中心线变形从而遵循基于根据所述3D成像数据导出的3D血管中心线的3D路径。

12. 根据权利要求11所述的计算机实施的方法,包括对所述增强3D模型执行血液动力学模拟并且根据所述血液动力学模拟来导出血液动力学参数。

13. 根据权利要求11所述的计算机实施的方法,其中,执行所述3D到3D配准和变形过程包括在所述增强3D模型中维持以下中的至少一个:

根据所述3D成像数据导出的血管中心线;
根据所述3D成像数据导出的横截面形状;
根据所述2D成像数据导出的空间分辨率;以及
根据所述2D成像数据导出的血管直径。

14. 一种计算机程序产品,其当由至少一个处理器执行时适于实施根据权利要求1至10中的任一项所述的图像处理系统或者适于执行根据权利要求11至13中的任一项所述的方法的步骤。

造影注射成像

技术领域

[0001] 技术领域总体上涉及脉管建模。特别地,技术领域涉及通过脉管模型的血液动力学模拟来评估脉管的疾病。

背景技术

[0002] US2015065864公开了一种用于肾动脉狭窄的无创功能评估的方法和系统。一种用于通过使用医学图像数据和流动模拟来计算肾动脉狭窄的功能和解剖学严重性的无创方法。基于血流模拟计算肾动脉狭窄的一个或多个血液动力学量。血流模拟包括计算肾动脉中的流入和流出的步骤。为了量化肾动脉中的流动,肾动脉和主动脉的患者特异性解剖模型被用于掩蔽流动图像数据,以便获得管腔中的流动信息。

[0003] 在US2015065864中,从医学图像数据中提取肾动脉和主动脉的患者特异性解剖模型。为此,可以使用自动肾动脉中心线提取算法在三维3D医学图像数据中分割肾动脉。一旦提取了肾动脉中心线,就可以在中心线的每个点处生成横截面轮廓。每个中心线点处的横截面轮廓给出了冠状动脉中该点处的对应横截面面积测量结果。

[0004] 几何动脉模型的准确性对于血液动力学模拟和其他诊断算法的可靠结果具有显著重要性。尽管3D模型提供关于3D空间中的横截面形状和位置的信息,但3D成像在空间分辨率方面能够缺乏准确性。

[0005] 因此,期望提供一种具有增强准确脉管模型的脉管建模系统和方法。还期望提供增强准确脉管模型允许从血液动力学模拟导出更逼真的血液动力学值。

发明内容

[0006] 因此,能够需要提供改进的和便利的脉管建模方式。

[0007] 通常,本发明提出提供脉管建模系统和方法,其基于感兴趣区域的二维2D成像数据和感兴趣区域的3D成像数据的组合来生成增强3D模型。例如,2D成像数据通常具有较高的空间分辨率但缺少3D空间信息,并且3D成像数据具有3D空间信息,但通常具有较低的空间分辨率。所述组合能够涉及2D成像数据和3D成像数据的配准和/或根据2D成像数据导出的至少一个特征与根据3D成像数据导出的至少一个对应的特征的配准。例如,所述特征是脉管的特征,例如血管中心线。

[0008] 基于3D和2D成像数据两者的特征的组合来构建增强模型能够实现对血管解剖结构的更准确的几何描述。

[0009] 通过独立权利要求的主题解决了本发明的目的;其中,另外的实施例包含在从属权利要求中。应当注意,本发明的以下描述的方面也适用于图像处理系统、成像系统、医学系统和计算机实施的方法以及计算机程序单元和计算机可读介质。

[0010] 在一个实施例中,提供了一种脉管建模系统。所述系统包括数据接收器,所述数据接收器被配置为接收包括脉管的感兴趣区域的二维2D成像数据和感兴趣区域的三维3D成像数据。图像处理系统被配置为基于3D成像数据和2D成像数据的组合生成感兴趣区域的增

强3D模型。

[0011] 在实施例中,2D成像数据的空间分辨率大于3D成像数据的空间分辨率。以这种方式,增强3D模型能够并入2D成像数据的更高空间分辨率。

[0012] 在实施例中,图像处理系统被配置为基于根据2D成像数据导出的血管直径数据生成感兴趣区域的增强3D模型。由于2D成像数据的通常较高的空间分辨率,根据2D成像数据导出的直径(或等效半径)数据能够具有更高的准确度。

[0013] 在实施例中,图像处理系统被配置为基于根据3D成像数据导出的血管横截面形状数据生成感兴趣区域的增强3D模型。横截面形状是可根据3D成像数据更准确地导出的数据。此外,横截面形状数据可根据横截面形状更准确地导出。

[0014] 在实施例中,图像处理系统被配置为基于根据3D成像数据导出的血管中心线数据生成感兴趣区域的增强3D模型。血管中心线在3D成像数据中在3D空间中延伸,并且因此比沿2D平面延伸的2D中心线数据更准确。

[0015] 在实施例中,图像处理系统被配置为生成具有2D成像数据的空间分辨率的感兴趣区域的增强3D模型。2D成像数据的空间分辨率通常大于3D成像数据的空间分辨率,从而提供更准确的3D模型。

[0016] 在实施例中,图像处理系统被配置为通过使用图像配准和图像变形技术组合3D成像数据和2D成像数据来生成感兴趣区域的增强3D模型,所述图像配准和图像变形技术包括在增强3D模型中维持以下中的至少一个的项:根据3D成像数据导出的血管中心线;根据3D成像数据导出的横截面形状;根据2D成像数据导出的空间分辨率;以及根据2D成像数据导出的血管直径。

[0017] 在实施例中,3D成像数据是磁共振成像MRI成像数据或计算机断层摄影CT成像数据和/或2D成像数据是X射线血管造影成像数据。

[0018] 在实施例中,所述系统包括血液动力学模拟器,所述血液动力学模拟器被配置为使用增强3D模型执行血液动力学模拟并且基于血液动力学模拟导出至少一个血液动力学参数。特别地,血液动力学模拟基于针对以下项的至少一个值:根据3D成像数据导出的血管中心线;根据3D成像数据导出的横截面形状;根据2D成像数据导出的空间分辨率;以及根据2D成像数据导出的血管直径,如并入到增强3D模型中的。

[0019] 在实施例中,图像处理系统被配置为基于导出的血管中心线数据和根据2D成像数据导出的血管直径数据来构建准3D模型。图像处理系统被配置为基于对准3D模型和根据3D成像数据导出的3D模型的3D到3D配准和变形处理来生成增强3D模型。例如,如根据2D成像数据导出的准3D模型的血管中心线数据被配准到如根据3D成像数据导出的3D模型的血管中心线数据,并相应地变换。

[0020] 在其他实施例中,成像处理系统被配置为基于2D成像数据和3D成像数据执行2D到3D图像配准处理以产生经配准的2D和3D成像数据,并基于经配准的2D和3D成像数据执行图像变形处理。在实施例中,对3D和2D成像数据执行2D到3D图像配准处理,分别基于经配准的3D和2D成像数据生成3D和2D血管模型,并且基于彼此配准的3D和2D血管模型执行图像变形过程。

[0021] 在另一个实施例中,提供了一种用于脉管建模的计算机实施的方法。所述方法包括接收包括脉管的感兴趣区域的二维2D成像数据和感兴趣区域的三维3D成像数据。所述方

法包括基于3D成像数据和2D成像数据的组合生成感兴趣区域的增强3D模型。

[0022] 以上关于建模系统描述的特征适用于计算机实施的方法。

[0023] 在又一个实施例中,提供了一种计算机程序单元,其在由至少一个处理器执行时适于实施如本文所述的图像处理系统,或者适于执行本文所述的计算机实施的方法的步骤。

[0024] 还提供了一种计算机可读介质,其上存储有计算机程序单元。

[0025] 参考下文描述的实施例,本发明的这些和其他方面将变得显而易见并得到阐述。

附图说明

[0026] 在下文中将结合以下附图描述示范性实施例,其中,相同附图标记指代相似的元件,并且其中:

[0027] 图1是根据各种实施例的包括图像处理系统的脉管建模系统的示意性图示;

[0028] 图2是根据各种实施例的图示图1的图像处理系统的各个模块之间的数据流的第一数据流程图;

[0029] 图3是根据各种实施例的图示图1的图像处理系统的各个模块之间的数据流的第二数据流程图;

[0030] 图4是示出根据各种实施例的用于脉管建模的计算机实施的方法的流程图。

具体实施方式

[0031] 以下详细描述本质上仅是示范性的,并不旨在限制应用和用途。此外,不旨在受前述技术领域、背景技术、发明内容或以下详细描述中提出的任何明示或暗示的理论的约束。

[0032] 如本文所使用的,术语模块个体地或以任何组合指代任何硬件、软件、固件、电子控制部件、处理逻辑和/或处理设备,包括但不限于:专用集成电路(ASIC),电子电路处理器(共享,专用或组)和执行一个或多个软件或固件程序的存储器、组合逻辑电路和/或提供所述功能的其他合适部件。

[0033] 本文可以依据功能和/或逻辑块部件和各种处理步骤描述本公开的实施例。应当意识到,可以通过被配置为执行指定功能的任何数量的硬件、软件和/或固件部件来实现这样的块部件。例如,本公开的实施例可以采用各种集成电路部件,例如,存储器元件、数字信号处理元件、逻辑元件、查找表等,其可以在一个或多个微处理器或其他控制设备的控制下执行各种功能。

[0034] 图1是根据各种实施例的脉管建模系统10的示意性图示,所述脉管建模系统包括图像处理系统100、显示设备26、2D图像采集机器30、3D图像采集机器32和控制模块90。脉管建模系统10被配置为通过使用计算机实施的增强3D建模器组合3D成像数据和2D成像数据两者,基于身体血管(例如动脉)构建增强3D模型,所述增强3D建模器保留来自3D成像数据的3D空间信息、来自3D成像数据的横截面形状信息、来自2D成像数据的直径信息和来自2D成像数据的成像密度。以这种方式,3D成像数据和2D成像数据两者的积极方面被构建到增强3D血管模型中,其与只根据3D成像数据或只根据2D成像数据构建模型的情况相比,可以提供更准确的血管表示。

[0035] 3D图像采集机器32被配置用于获得体内3D成像数据。在一个实施例中,3D图像采

集机器32获得患者的横截面切片图像并使患者和机器32相对于彼此移动以获得患者的轴向连续切片,从而允许生成3D成像数据40。在实施例中,3D图像采集机器32生成3D血管造影成像数据40。设想使用体磁共振成像MRI机器或使用计算轴向断层摄影CAT扫描器作为图像采集机器32。作为一个范例实施例,图2示出了CAT机器32的情况。CAT扫描器通常是盒状机器,在中心具有孔或短隧道。患者躺在滑入和滑出隧道的检查台上。X射线管和X射线探测器彼此相对设置在称为机架的环中,并围绕患者旋转。

[0036] 图像采集机器30被配置用于生成患者的2D成像数据42。根据各种实施例,图像采集机器30被配置用于X射线成像。在实施例中,图像采集机器30被配置用于血管造影图像采集。这样一来,2D成像数据42是2D血管造影成像数据。在图示的实施例中,图像采集机器30包括探测器和源。在特定实施例中,成像采集机器30具有C型臂配置,探测器处于C型臂的一端而源处于C型臂的另一端。

[0037] 显示设备26是适合于呈现能够呈现增强3D模型以及如本文所述的血液动力学模拟的结果的图形用户界面(GUI)的任何监测器、屏幕等。

[0038] 心电图传感器70是被配置为提供指示每个心动周期(即心跳)的时间长度的心脏信号并且识别心动周期的阶段的定时的任何传感器。

[0039] 在实施例中,所获得的3D成像数据40和2D成像数据42被提供给图像处理系统100,在所述图像处理系统中执行各种图像处理操作,如将在本文中进一步描述的,特别是相对于图2至图4进一步描述的。通常,图像处理系统100被配置为基于3D成像数据40(例如,3D血管造影成像数据)构建3D几何模型(例如,3D脉管模型)并且基于2D成像数据42(例如2D血管造影成像数据42)构建2D模型(例如,2D脉管模型)。3D脉管(例如动脉模型)模型通常比2D模型(例如每像素0.1-0.2mm之间)处于更粗糙的空间分辨率(例如每体素约0.4mm)处。3D模型具有偏心信息和3D几何信息,而2D模型具有更详细的空间分辨率和更准确的扫描血管直径信息。图像处理系统100被配置为组合3D几何模型和2D模型并生成增强3D模型。增强3D模型将2D成像数据42的高分辨率的优点与来自较低分辨率的3D成像数据40的深度/几何信息相结合。更详细地,生成增强3D模型以保留来自3D模型的血管偏心信息和关于3D空间的位置的信息(例如中心线信息)和来自2D模型的空间分辨率和直径信息,如将在本文中更详细地描述的。在一些实施例中,图像处理系统被配置为基于增强3D模型运行血液动力学模拟,并且根据模拟导出至少一个血液动力学值,例如压力定额。由于增强3D模型的增强性质,压力比更可靠(例如,使得模拟可以考虑来自3D成像数据40的偏心信息和来自2D成像数据42的准确直径信息)。

[0040] 图像处理系统100包括至少一个处理器14和计算机可读存储设备、存储器或介质20。处理器14可以是任何定制或商用处理器、中央处理单元(CPU)、图形处理单元(GPU)、与图像处理系统100相关联的若干处理器中间的辅助处理器、基于半导体的微处理器(采取微芯片或芯片组的形式)、宏处理器、其任何组合、或用于执行指令的通常任何设备。计算机可读存储设备、存储器或介质20可以包括例如只读存储器(ROM)、随机存取存储器(RAM)和保活存储器(KAM)中的易失性和非易失性存储设备。KAM是持久性或非易失性存储器,其可用于在处理器14断电时存储各种操作变量。计算机可读存储设备、存储器或介质20可以使用多个已知存储器设备中的任何来实施,诸如PROM(可编程只读存储器)、EPROM(电PROM)、EEPROM(电可擦除PROM)、闪存或者能够存储数据的任何其他电、磁、光或组合存储器设备,

其中一些表示可执行指令,由图像处理系统100用来控制脉管建模系统10。该指令被配置用于执行图1的图像处理系统100的模块90,图2和图3的数据流处理以及图4的方法,如本文进一步描述的。

[0041] 指令可以包括一个或多个单独的程序,其中每个包括用于实施逻辑功能的可执行指令的有序列表。当由处理器14执行时,指令从图像采集机器30、32接收并处理图像,执行用于自动控制图像处理系统100的模块90的逻辑、计算、方法和/或算法,并且生成针对血液动力学模拟器22和显示设备26的控制信号。具体地,指令可操作以生成增强3D模型,所述3D模型结合2D成像数据42的较高空间分辨率和来自3D成像数据40的偏心率和中心线信息,其在各种实施例中在显示设备26上位移并且在血液动力学模拟器22中使用。尽管图1中示出了仅一个图像处理系统100,但是脉管建模系统10的实施例可以包括任何数量的图像处理系统100,其通过任何合适的通信介质或通信介质的组合进行通信,并且协作以处理图像,执行逻辑,计算、方法和/或算法,并生成控制信号以自动控制脉管建模系统10的特征。

[0042] 在各种实施例中,图像处理系统100(例如通用计算机)可操作地连接到图像采集机器30、32,控制图像采集机器30、32的操作以执行扫描来获得3D成像数据40和2D成像数据42并处理来自图像采集机器30、32的成像数据40、42。在一些实施例中,经处理的图像以增强3D模型的形式呈现在脉管建模系统10的显示设备26上。

[0043] 图像处理系统100包括多个模块90,用于执行本文所述的脉管建模系统10、数据流和方法200以接收2D和3D成像数据42、40,生成并组合2D和3D模型以提供增强3D模型并且在增强3D模型上显示和/或执行血液动力学模拟。本文描述的模块90包括至少一个处理器14、存储器20和存储在存储器20上的计算机程序指令,以用于实施关于模块90描述的各种功能和过程。尽管本文针对特定功能描述了单独的模块90,这不排除集成拓扑。此外,所示模块90可以分成另外的子模块。模块90在必要时彼此通信以实施本文描述的特征、过程和系统。

[0044] 将额外地关于图2的数据流程图描述模块90作为第一实施例,并且关于图3的数据流程图描述模块90作为第二示范性实施例,以图示每个模块90的示范性功能和效果。某些模块对于第一和第二实施例两者是公共的,包括3D建模器18、2D建模器16、血液动力学模拟器22、增强3D建模器24和数据接收器12。这些将首先描述,只要它们在讨论图2和3中的每个备选示范性实施方式的特定方面之前在第一和第二实施例之间具有公共的功能。

[0045] 数据接收器被配置为接收3D成像数据40和2D成像数据42。在一个实施例中,成像数据40、41表示患者的血管造影。数据接收器被配置为将成像数据40、42路由到包括2D建模器16和3D建模器18的图像处理系统100的各种其他模块。

[0046] 2D建模器16和3D建模器18被配置为分别基于2D成像数据42和3D成像数据40分别生成2D模型51、68和3D模型50、66。在实施例中,2D成像数据42和3D成像数据40由图像采集机器30、32在相同的检查间隔中获得,并且在一些实施例中,在相同的心脏状态。建模器16、18被配置为利用任何手动或自动分割方法来计算几何脉管(例如,动脉)模型50、51、66、68。示范性模型计算方法在Lesage,D.,Angelini,E.D.,Bloch,I.和Funka-Lea,G.(2009),A review of 3D vessel lumen segmentation techniques:Models,features and extraction schemes(Medical image analysis,13(6),819-845)中被描述。通过建模器16、18的血管分割和建模本身是本领域技术人员已知的。

[0047] 增强3D建模器24对于图2和图3的第一和第二实施例在示范性细节中不同,如下面

将描述的,但有一些公共特征。增强3D建模器24被配置为生成增强3D模型54。在一些实施例中,增强3D建模器24被配置为根据2D模型51、68和3D模型50、66导出几何数据或特征,以便生成增强3D模型54。在一个范例中,增强3D建模器24被配置为操作包括一个或多个项或约束的模型生成算法,使得至少以下数据项中的至少一个保留在增强3D模型54中:来自2D成像数据42的直径上的信息、来自3D成像数据40的形状横截面(例如,血管横截面上的偏心数据)、2D成像数据42的空间分辨率和来自3D成像数据40的3D血管位置数据(例如,中心线数据)。在一些实施例中,这些约束被构建到增强3D建模器24的建模代码中。

[0048] 血液动力学模拟器22被配置为接收增强3D模型54,运行血液动力学模拟并根据血液动力学模拟导出(一个或多个)血液动力学数据值300。在一个实施例中,(一个或多个)血液动力学数据值300是跨狭窄的压力比,用于分类血管疾病,例如冠状动脉疾病。例如,(一个或多个)血液动力学数据值300是对应于跨冠状动脉狭窄的估计压力差的血流储备分数值。能够执行任何血流动力学模拟,其模拟增强3D脉管模型54中的血流,包括模拟偏心血管段中的可变流概况。在一个实施例中,血液动力学模拟器22被配置成运行计算流体动力学算法以模拟增强3D模型54中的血流。在Jun-Mei Zhang等的Numerical Simulation and Clinical Implications of Stenosis in Coronary Blood Flow(VioMed Research International,第2014卷(2014),Article ID 514729)中公开了一个范例血液动力学模拟。

[0049] 在实施例中,发生造影注射,使得某些图像102将是造影增强图像103。即,图像102的流内的图像序列将是造影增强图像104。造影注射的瞬态特性意味着在造影增强图像104之前接收的相邻图像102和在造影增强图像104之后接收的相邻图像102不是造影增强的。然而,为了辐照血管的目的,一组不间断的造影增强图像104是可识别的。在各种实施例中,造影剂通过介入工具的导管注射,球囊工具、导丝或其他可移动的工具从导管延伸。根据示范性实施例,造影剂使用由门控造影剂控制器控制的泵注射,以确保造影剂注射持续至少一次心跳。

[0050] 造影剂探测器被配置为接收图像102的流的每幅图像并自动探测图像102内的造影增强图像104或其限定部分。造影剂探测器将已被识别为包括造影剂的那些图像104分组并将造影增强图像104传递到图像提取器。因此,造影剂探测器被配置为识别包含造影剂的图像帧104,并且将它们分组成表示造影剂胀泡的时间簇。造影剂探测器可以被认为图像滤波器,其允许造影增强图像104通过并且移除未被识别为被造影增强的图像102。

[0051] 存在用于自动探测造影增强图像104的各种可能性。通常,造影剂探测器被配置为使用图像处理技术来识别造影增强图像104。一种可能性是监测图像至少一个参数,其指示图像中造影剂的存在(例如图像的平均亮度、或图像的表面,其亮度低于最大亮度的定义百分比,例如20%)或者指示图像中血管的可见性(例如图像的平均脊线,其中,脊线是对增强血管的细长过滤器的响应)。至少一个参数的增加,例如超过预定阈值的增加用于指示满足该要求的图像是造影增强图像104。另一种可能性是使用图像处理技术,包括探测图像序列的每个帧中的血管段并基于在荧光透视图像序列的每个帧中探测到的血管段确定用于荧光透视图像序列的评分向量。基于评分向量确定要存在于荧光透视图像序列中的造影剂注射。关于这种可能性的另外的信息在US2012230558中找到。其他可能性包括通过训练神经网络使用深度学习来从非造影增强图像中识别造影增强图像104。

[0052] 已经讨论了图像处理系统100的模块90的一般特征,将描述第一和第二实施例的示范性详细实施方式。

[0053] 在图2的示范性第一实施例中,准3D建模器58并入到模块90中。准3D建模器58被配置为接收2D模型本身或根据2D模型51导出的数据44、46。准3D建模器58被配置为接收根据3D模型50导出的数据48。

[0054] 准3D建模器58被配置为根据数据44、46和/或根据2D模型51生成准3D模型并且将来自2D模型51的中心线(例如基于中心线数据44)与来自3D模型的中心线(例如基于3D中心线数据48)配准以使2D中心线变形以遵循基于3D中心线48的3D路径。准3D建模器58被配置为将经配准的中心线与来自2D模型的直径/半径数据46组合以生成准3D模型52。准3D模型52处于2D成像数据42/2D模型51的空间分辨率,并且包括更高的空间分辨率处的来自2D成像数据42/2D模型51的准确半径/直径数据。此外,准3D模型52包括来自3D模型的3D位置数据(基于中心线数据48)。准3D模型52假设2D直径数据46中的每个直径读数的圆形横截面。

[0055] 在图2的示范性第一实施例中,增强3D建模器24被配置为使准3D模型52的横截面轮廓变形以匹配或基本匹配来自3D建模器18的横截面轮廓3D模型50,同时包括约束(正则化项)以最小化准3D模型52的直径的变化。以这种方式,在2D模型51的空间分辨率处生成增强3D模型54,其具有来自2D模型51的直径,具有来自3D模型50的偏心并且遵循3D模型50的中心线。在实施例中,增强3D建模器24被配置为在准3D模型52和3D模型50上使用3D-3D配准和变形图像处理流程,其具有局部横截面形状变形并且具有控制准3D模型52上的横截面形状偏差的正则化项。增强3D建模器的目标是使准3D模型52变形,使得其横截面形状与由3D模型50给出的信息更一致,但是没有太多改变来自2D模型51的直径值。在一个示范性实施例中,配准和变形流程在具有允许控制直径变化的程度的特定项(正则化项)的变分框架(能量最小化方程)中表达。

[0056] 在图3的示范性第二实施例中,模块90包括配准模块60,配准模块60被配置为对2D成像数据42和3D成像数据40执行图像配准流程,以产生经配准的3D成像数据62和经配准的2D成像数据64。配准流程是非刚性(即弹性)配准图像处理算法。具有在配准模块60中执行3D和2D配准的很多方式,如Markelj等人在A review of 3D/2D registration methods for image-guided interventions (Med Image Anal. 2012年4月;16(3):642-61)中所讨论的。

[0057] 2D和3D建模器16、18被配置为分别对经配准的2D成像数据64和经配准的3D成像数据62进行操作,以产生经配准的2D和3D模型68、66。建模器16、18被配置为运行图像分割过程,例如,如前所述。在实施例中,3D建模器被配置为以与经配准的2D模型68相同的分辨率构建经配准的3D模型66。通过使用图像分辨率修改算法来执行增加经配准的3D模型66的分辨率。例如,在网格型3D模型的情况下,网格密度被设置为高于3D成像数据40的分辨率以匹配2D成像数据的分辨率。

[0058] 增强3D建模器24被配置为使经配准的3D模型66变形以适合经配准的2D模型68(或反之亦然)。由增强3D建模器24运行的变形流程包括正则化项或约束,使得生成增强3D模型54,其具有2D模型68的空间分辨率(因为3D模型66以该分辨率构造),具有2D模型68的直径,具有来自3D模型66的横截面形状(例如,偏心率)并且根据3D模型被3D空间配准(例如,具有来自3D成像数据40的血管中心线)。以这种方式,2D和3D成像模态的有利方面被集成在增强3D模型54中。

[0059] 现在参考图4,并继续参考图1至3,流程图图示了根据本公开的可以由图1的脉管建模系统10执行的用于脉管建模的计算机实施的方法200。如根据本公开可以意识到的,该方法内的操作顺序不限于如图4图示的顺序执行,而是可以根据适用性并根据本公开以一个或多个变化的顺序执行。在各种实施例中,方法200可以被排程为基于一个或多个预定事件运行,和/或可以在脉管建模系统10的操作期间连续运行。

[0060] 计算机实施的方法200包括接收3D成像数据40的步骤202。3D成像数据40由3D图像采集机器32生成。在各种实施例中,3D成像数据40是MRI或CT血管造影成像数据。计算机实施的方法200包括接收2D成像数据42的步骤204。2D成像数据由2D图像采集机器30生成。在各种实施例中2D成像数据42是血管造影成像数据。2D成像数据42具有比3D成像数据40更高(更精细)的空间分辨率。接收步骤202、204通过数据接收器12执行。在实施例中,单个血管水平被包括在接收的成像数据40、42中,或动脉树被包括。接收的成像数据40、42在相同的位置开始和结束,或者被裁剪以这样做。

[0061] 计算机实施的方法200包括构建3D模型50、66的步骤206。计算机实施的方法200包括构建2D模型51、68的步骤208。步骤206、208通过2D和3D建模器16、18执行。使用图像分割过程构建模型50、51、66、68以提取至少一个感兴趣血管。

[0062] 在步骤210中,2D模型51、68和3D模型50、66被组合以构建增强3D模型54。组合步骤由包括至少增强3D建模器24的图像处理系统100执行。增强3D模型54使用图像变形流程基于2D模型51、68和3D模型50、66生成,其包括被配置为维持来自2D成像数据42/模型51、68的(一个或多个)血管的直径数据,维持2D成像数据42/模型51、68的空间分辨率,维持3D模型50、66的(一个或多个)血管的横截面形状(例如,偏心率)和/或维持3D模型50、66的(一个或多个)血管的空间位置的正则化项。

[0063] 在已经参考图2描述的第一示范性实施例中,步骤210包括通过将来自2D模型51的2D中心线44与来自3D模型50的3D中心线48配准并且使用来自2D模型51的直径作为沿着经配准的2D中心线的圆形截面,将2D模型51变换为准3D模型52。此外,步骤210包括配准3D模型51与3D模型50以构建增强3D模型54。可以使用具有局部变形和具有控制准3D模型52的形状偏差的正则化项的3D-3D配准流程来执行配准过程。

[0064] 在已经参考图3描述的第二示范性实施例中,步骤210包括在构建2D和3D模型68、66的步骤206、208之前使用非刚性变形来配准3D成像数据40和2D成像数据42。此外,通过使3D模型66变形以拟合到2D模型68,2D血管模型68和3D血管模型66被组合以获得增强3D模型54。

[0065] 计算机实施的方法200包括执行血液动力学模拟的步骤212。步骤212通过血液动力学模拟器22执行。血液动力学模拟包括运行计算的流体动力学模拟。模拟导致在步骤214中获得至少一个血液动力学参数。在实施例中,血液动力学参数是狭窄处的血流储备分数FFR测量结果。

[0066] 增强3D模型54能够提供更逼真的血液动力学值,因为它比仅来自2D成像和3D成像之一的模型考虑更多信息。此外,通过显示设备26可获得血管模型的更直观的3D可视化(例如,具有正确的3D曲率)。此外,增强3D模型54提供血液动力学性质(例如,偏心血管段中的可变流动概况),这是在仅使用血管的2D投影的情况下不可能实现的。

[0067] 在本发明的另一示范性实施例中,提供了一种计算机程序或一种计算机程序单

元,其特征在于适于在适当的处理系统上执行根据前面的实施例之一所述的方法的方法步骤。

[0068] 因此,所述计算机程序单元可以被存储在计算机单元上,所述计算机单元也可以是本发明的实施例的部分。该计算单元可以适于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,其可以适于操作以上描述的装置的部件。所述计算单元能够适于自动地操作和/或执行用户的命令。计算机程序可以被加载到数据处理器的存储器中。所述数据处理器由此可以被装备为执行本发明的方法。

[0069] 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。

[0070] 此外,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。

[0071] 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。

[0072] 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。

[0073] 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。

[0074] 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。

[0075] 尽管在前面的详细描述中已经呈现了至少一个示范性实施例,但是应该意识到存在大量的变型。还应当意识到,示范性实施例或示范性实施例仅是范例,而不旨在以任何方式限制本公开的范围、适用性或配置。相反,前面的详细描述将为本领域技术人员提供用于实施一个或多个示范性实施例的便利路线图。应当理解,在不脱离所附权利要求及其合法等价方案所阐述的本公开的范围的情况下,可以对元件的功能和布置进行各种改变。

[0076] 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。

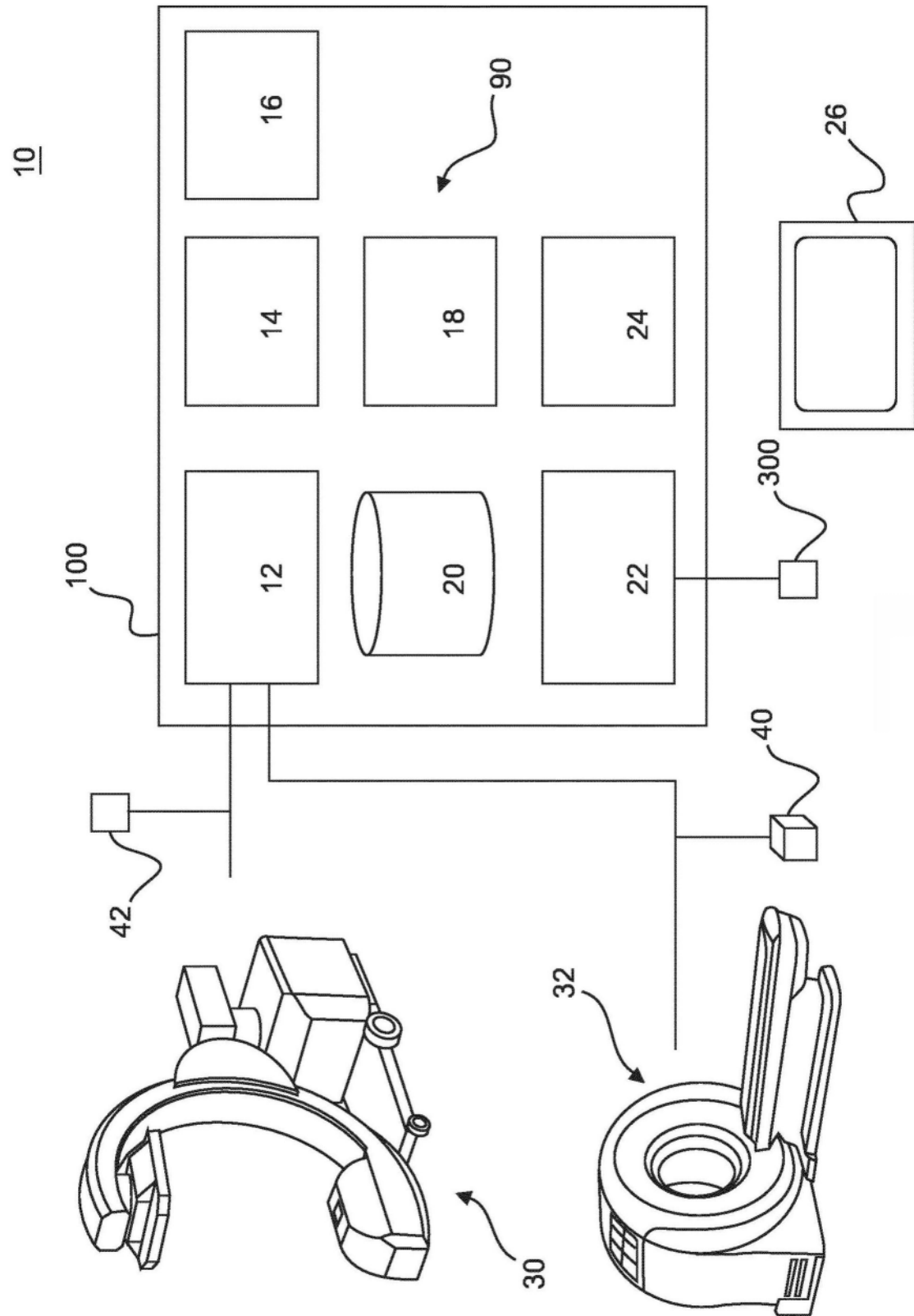


图1

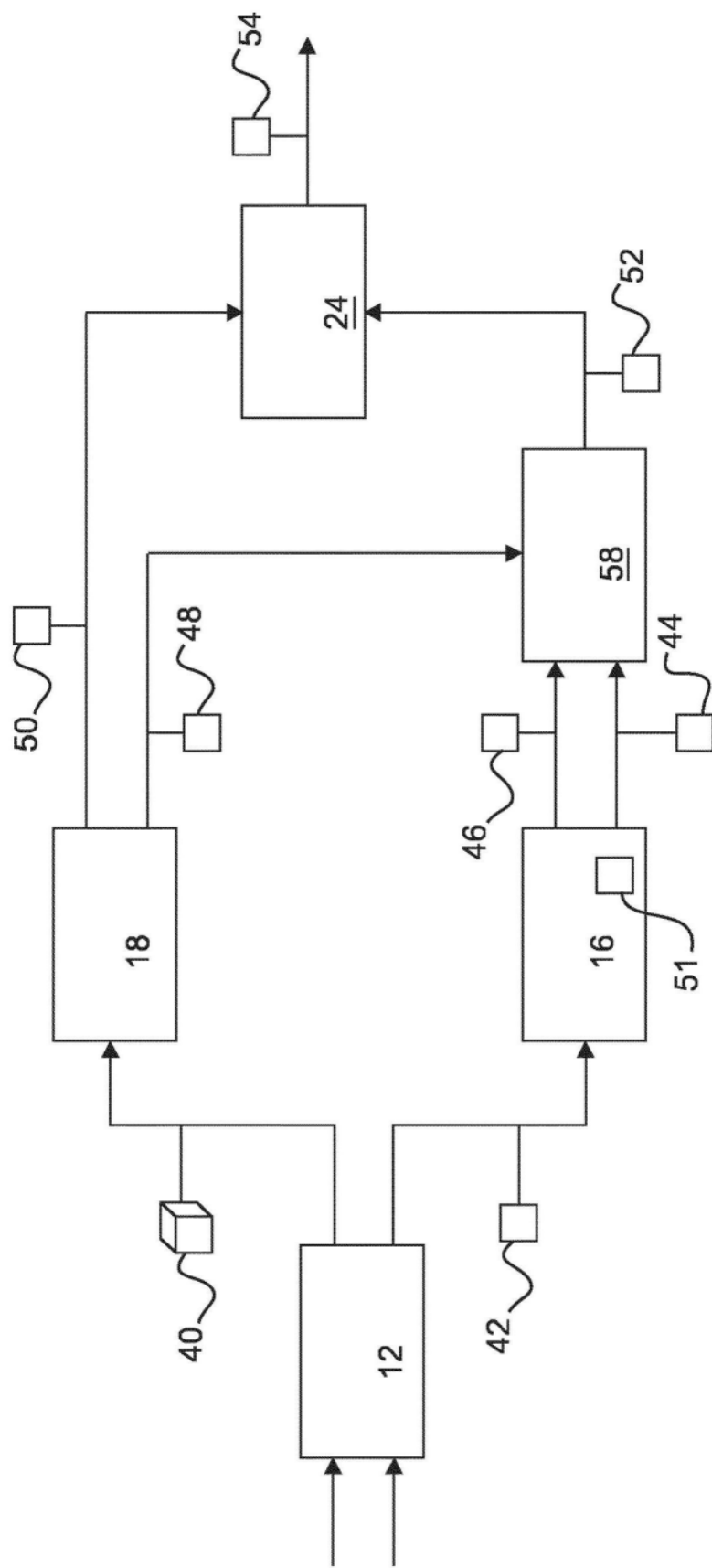


图2

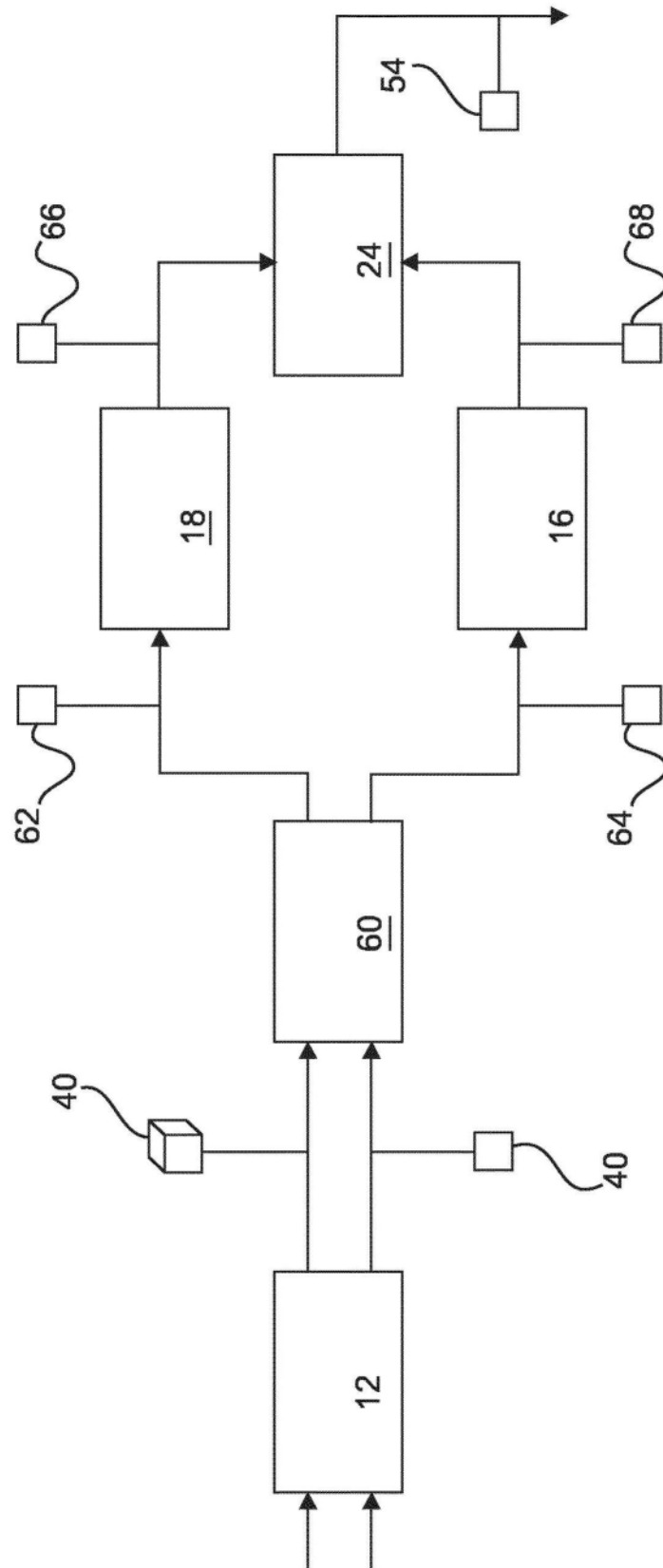


图3

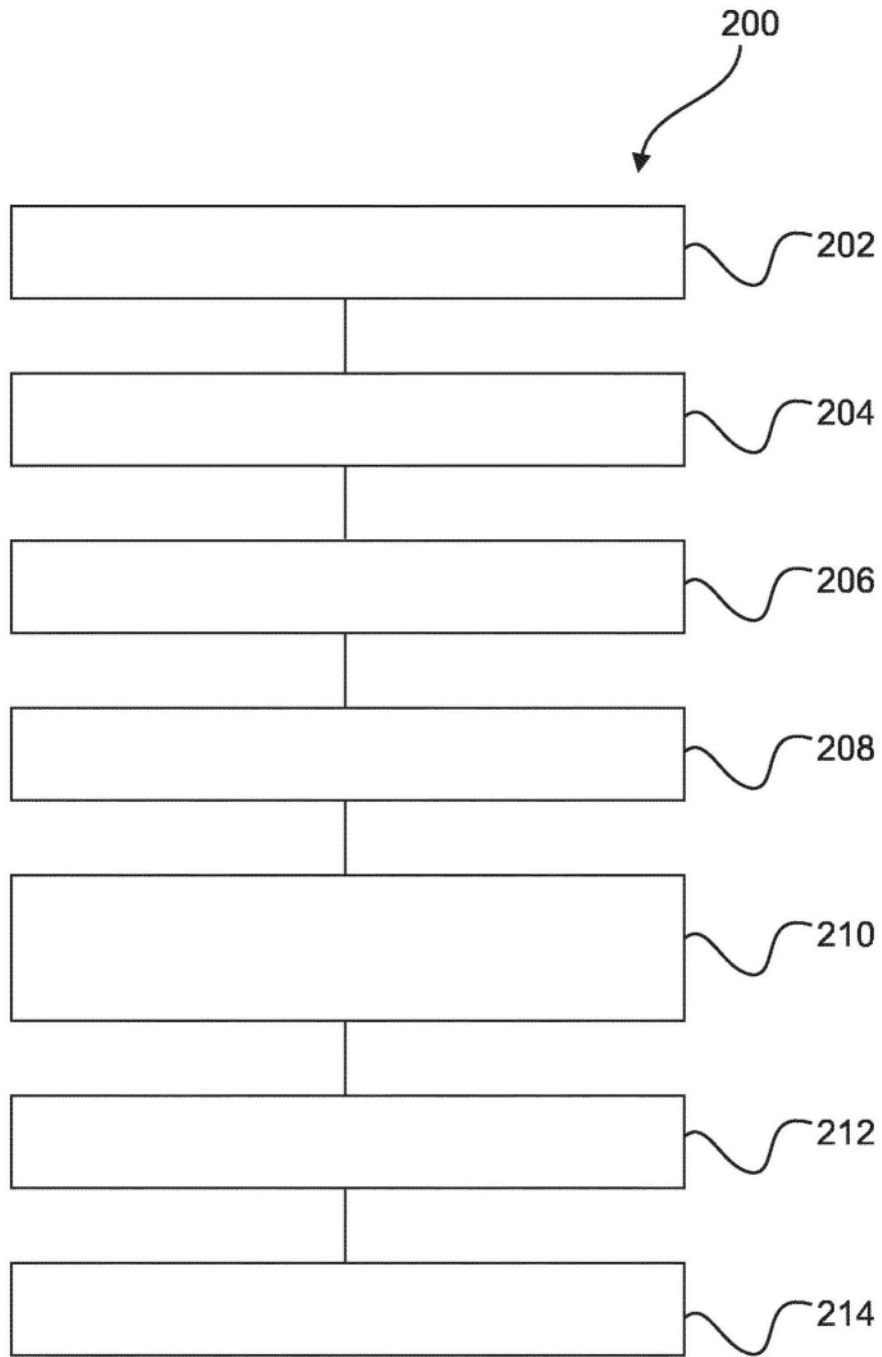


图4