



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106659400 A

(43)申请公布日 2017. 05. 10

(21)申请号 201580036011.8

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

(22)申请日 2015.06.24

代理人 李光颖 王英

(30)优先权数据

14174891.3 2014.06.30 EP

(51)Int.Cl.

A61B 5/02(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 6/03(2006.01)

2016.12.30

A61B 6/06(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

G06F 19/00(2011.01)

PCT/EP2015/064168 2015.06.24

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2016/001017 EN 2016.01.07

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 M·格拉斯 Y·拉马什 L·戈申

H·施米特 M·P·弗赖曼

H·尼克基施 S·普雷弗尔哈尔

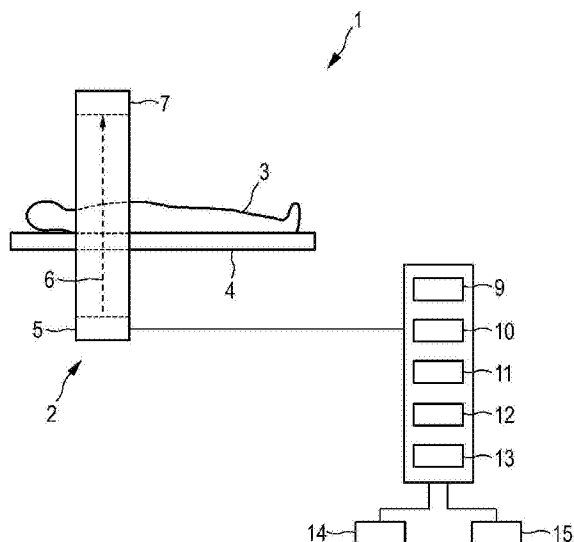
权利要求书2页 说明书15页 附图3页

(54)发明名称

用于确定血流储备分数值的装置

(57)摘要

本发明涉及用于确定生命体(3)的冠状动脉系统的血流储备分数(FFR)值的装置。血流储备分数值确定单元(13)通过使用FFR值确定算法来确定FFR值,所述FFR值确定算法适于基于边界条件和冠状动脉系统的所提供的表示来确定所述FFR值,其中,所述边界条件针对所述生命体为特异性的并且由边界条件确定单元(12)来确定。由于所述边界条件确定单元确定针对所述生命体为特异性的边界条件,并且由于所述血流储备分数值确定单元不仅仅使用冠状动脉系统的所提供的表示,而且还使用生命体特异性边界条件来确定FFR值,所以能够改善FFR值的准确度,其是无创地确定的。



1. 一种用于确定生命体 (3) 的冠状动脉系统的血流储备分数值的装置, 所述装置包括:
  - 表示提供单元 (9), 其用于提供所述冠状动脉系统的表示,
  - 血流储备分数值确定单元 (13), 其用于通过使用血流储备分数值确定算法来确定所述血流储备分数值, 所述血流储备分数值确定算法适于基于边界条件以及所述冠状动脉系统的所提供的表示来确定所述血流储备分数值,
  - 投影数据提供单元 (2), 其用于提供已经由探测器 (7) 基于辐射 (6) 随时间生成的投影数据, 所述辐射由辐射源 (5) 生成并且所述辐射已经贯穿所述生命体 (3) 的主动脉, 同时对对比剂已经流动通过所述主动脉, 其中, 所述探测器 (7) 具有用于生成所述投影数据的若干排探测元件, 并且其中, 所述辐射源 (5) 适于使得并非所有排的探测元件被辐照, 而是仅仅一排的探测元件被单个扇形射束辐照, 或者一些排的探测元件被若干扇形射束辐照,
  - 边界条件确定单元 (12), 其用于基于所提供的投影数据来确定针对所述生命体 (3) 为特异性的边界条件。
2. 根据权利要求1所述的装置, 其中, 所述投影数据提供单元 (2) 适于提供已经由所述探测器 (7) 基于辐射 (6) 随时间生成的扇形射束投影数据, 所述辐射由所述辐射源 (5) 生成并且所述辐射已经在不同位置处贯穿所述主动脉, 同时对对比剂已经从所述不同位置中的一个位置到所述不同位置的另一位置流动通过所述主动脉, 其中, 所述边界条件确定单元 (12) 适于基于所提供的投影数据来确定所述边界条件。
3. 根据权利要求2所述的装置, 其中, 所述表示提供单元 (9) 适于进一步提供示出在所述不同位置之间的所述主动脉的所述主动脉的表示, 其中, 所述边界条件确定单元 (12) 适于基于所提供的投影数据和所述主动脉的所述表示来确定所述边界条件。
4. 根据权利要求1所述的装置, 其中, 所述边界条件确定单元 (12) 适于基于所提供的投影数据随时间重建示出冠状动脉系统和围绕所述冠状动脉系统的血管的周围区域的图像, 并且适于基于所述图像来确定离开所述冠状动脉系统的血液的量作为所述边界条件。
5. 根据权利要求4所述的装置, 其中, 所述边界条件确定单元 (12) 适于基于示出所述周围区域的图像元素的图像值来确定离开所述冠状动脉系统的所述血液的量。
6. 根据权利要求5所述的装置, 其中, 所述边界条件确定单元 (12) 适于基于示出所述周围区域的所述图像元素的所述图像值来确定指示在心肌组织中的对比剂的部分的摄取的心肌组织值, 并且适于基于所述心肌组织值来确定离开所述冠状动脉系统的所述血液的量。
7. 根据权利要求5所述的装置, 其中, 所述边界条件确定单元 (12) 适于: 基于示出所述周围区域的所述图像元素的所述图像值来确定示出所述周围区域的哪些图像元素表示所述冠状动脉系统的血管的侧支, 所述侧支过小而不能由所述冠状动脉系统的所提供的表示来表示; 并且适于基于所确定的图像元素来确定通过所述侧支离开所述冠状动脉系统的所述血液的量。
8. 根据权利要求1所述的装置, 其中, 所述边界条件确定单元 (12) 适于确定在所述冠状动脉系统的出口处的冠状动脉的流动速度和/或尺寸作为所述边界条件。
9. 根据权利要求1所述的装置, 其中, 所述装置还包括属性提供单元 (10), 所述属性提供单元用于提供所述生命体 (3) 的解剖属性和/或生理属性, 其中, 所述边界条件确定单元 (12) 适于基于所述生命体 (3) 的所提供的属性来确定所述边界条件。

10. 根据权利要求9所述的装置,其中,所述属性提供单元(10)适于提供所述冠状动脉系统的血管的横截面面积和/或心肌重量和/或血管的直径与所述冠状动脉系统的所述血管的分支的直径的比率和/或心脏大小和/或心脏的射血分数和/或心脏的每搏输出量作为属性。

11. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述血流储备分数值确定单元(13)适于使用基于描述所述冠状动脉系统内的流动的集总模型的血流储备分数值确定算法,并且其中,所述边界条件确定单元(12)适于确定所述集总模型的参数作为所述边界条件。

12. 一种用于确定生命体(3)的冠状动脉系统的血流储备分数值的方法,所述方法包括:

-由表示提供单元(9)提供所述冠状动脉系统的表示,

-由血流储备分数值确定单元(13)通过使用血流储备分数值确定算法来确定所述血流储备分数值,所述血流储备分数值确定算法被配置为基于边界条件以及所述冠状动脉系统的所提供的表示来确定所述血流储备分数值,

-由投影数据提供单元(2)提供已经由探测器(7)基于辐射(6)随时间生成的投影数据,所述辐射由辐射源(5)生成并且所述辐射已经贯穿所述生命体(3)的主动脉,同时对对比剂已经流动通过所述主动脉,其中,所述探测器(7)具有用于生成所述投影数据的若干排探测元件,并且其中,所述辐射源(5)适于使得并非所有排的探测元件被辐照,而是仅仅一排的探测元件被单个扇形射束辐照,或者一些排的探测元件被若干扇形射束辐照,

-由边界条件确定单元(12)基于所提供的投影数据来确定针对所述生命体(12)为特异性的边界条件。

13. 一种用于确定生命体(3)的冠状动脉系统的血流储备分数值的计算机程序,所述计算机程序包括程序代码单元,所述程序代码单元用于当所述计算机程序在控制根据权利要求1所述的装置的计算机上运行时令所述装置执行根据权利要求12所述的方法的步骤。

## 用于确定血流储备分数值的装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及用于确定生命体的冠状动脉系统的血流储备分数 (FFR) 值的装置、方法和计算机程序。

### 背景技术

[0002] US 2012/0053918 A1公开了一种用于规划对患者的处置的系统。该系统包括计算机系统,其被配置为:接收关于患者的解剖结构的几何结构的患者特异性数据;基于患者特异性数据来创建表示患者的解剖结构的至少部分的三维模型;并且基于三维模型以及与患者的解剖结构相关的基于物理的模型来确定在患者的解剖结构内的第一FFR值。计算机系统还被配置为修改三维模型并且基于经修改的三维模型来确定在患者的解剖结构内的第二FFR值。

[0003] US 2012/0072190 A1公开了一种用于基于医学图像数据来无创地评估冠状动脉疾病的装置。该装置包括:用于根据医学图像数据生成冠状动脉的解剖模型的单元,以及用于基于医学图像数据中的对比剂传播的时空表示来估计冠状动脉中的血液的速度的单元。该装置还包括用于使用计算流体动力学模拟来模拟冠状动脉的解剖模型中的血流的单元,该计算流体力学模拟使用冠状动脉中的血液的所估计的速度作为边界条件。

[0004] WO 2014/072861 A3公开了一种适于基于提取的特征并且基于学习模型来确定针对具有狭窄的心脏血管的FFR值的系统,其中,已经从示出了心脏血管和狭窄的分割的图像数据中提取了所提取的特征。

[0005] 由S.Prevrhal等人的文章“CT Angiographic Measurement of Vascular Blood Flow Velocity by Using Projection Data”(Radiology,第261卷,第3号,第923到929页(2011))中公开了一种用于通过使用来自CT扫描的投影数据来测量血流速度的方法。

[0006] WO 2014/091339 A1公开了一种用于确定通过冠状动脉的血流的系统。该系统适于:生成冠状动脉和心肌的三维图像数据集,根据在施予标记物之后获得的双能量或谱三维数据集来生成心肌的三维标记物数据集,其中,三维标记物数据集指示包含在心肌的体素内的标记物的量,并且将心肌细分成心肌分段。该系统还适于:确定哪个冠状动脉供应各自的心肌分段,根据三维标记物数据集来确定流到各自的心肌分段中的血液的体积,并且通过将流到由冠状动脉供应的所有心肌分段中的血液的体积进行加和来确定流到感兴趣冠状动脉中的血液的总体积。

[0007] 冠状动脉系统的FFR值是脉管系统健康的重要的预测器,并且通常在经皮冠状动脉介入(PCI)期间在导管插入术实验室中有创地被测量。备选地,冠状动脉系统内的流体力学能够基于冠状动脉系统的计算机断层摄影(CT)图像来模拟,以便确定FFR值。基于该模拟确定FFR值具有如下优点,即,其能够被无创地确定。然而,FFR值的精确度与有创地确定的FFR值相比可能降低。

### 发明内容

[0008] 本发明的目标是提供用于确定生命体的冠状动脉系统的FFR值的装置、方法和计算机程序,其允许以改进的准确度对该值的无创确定。

[0009] 在本发明的第一方面中,提出了一种用于确定生命体的冠状动脉系统的FFR值的装置,其中,所述装置包括:

[0010] -表示提供单元,其用于提供冠状动脉系统的表示,

[0011] -血流储备分数值确定单元,其用于通过使用FFR值确定算法来确定FFR值,所述FFR值确定算法适于基于边界条件和冠状动脉系统的所提供的表示来确定所述FFR值,

[0012] -由投影数据提供单元提供已经由探测器基于辐射随时间生成的投影数据,所述辐射是由辐射源生成的并且所述辐射已经贯穿生命体的主动脉,同时对对比剂已经流动通过所述主动脉,其中,所述探测器具有用于生成所述投影数据的若干排探测元件,并且其中,所述辐射源适于使得并非所有排的探测元件被辐照,而是仅仅一排的探测元件被单扇形射束辐照,或者一些排的探测元件被若干扇形射束辐照,

[0013] -边界条件确定单元,其用于基于所提供的投影数据来确定针对所述生命体特异性的边界条件。

[0014] 由于所述边界条件确定单元确定边界条件,所述边界条件针对所述生命体为特异性的,并且由于所述血流储备分数值确定单元不仅仅使用冠状动脉系统的所提供的表示,而且还使用生命体特异性边界条件来确定FFR值,所以能够改善FFR值的准确度,其是无创确定的。

[0015] 所述表示提供单元能够包括存储单元,所述存储单元用于存储冠状动脉系统的已经确定的表示并且用于提供所存储的表示。所述表示提供单元还能够包括接收单元,所述接收单元用于接收冠状动脉系统的已经生成的表示并且用于提供所接收的表示。此外,所述表示提供单元能够适于生成冠状动脉系统的表示并且适于提供所生成的表示。所述表示优选是冠状动脉系统的三维表示。其优选通过在心脏CT数据集中对冠状动脉系统进行分割来生成。

[0016] 所述边界条件确定单元可以适于重建CT图像,并且基于CT图像来确定边界条件,和/或所述边界条件确定单元适于基于所提供的投影数据来直接确定边界条件。由于所述投影数据的时间分辨率能够比例如可以基于投影数据重建的重建CT图像的时间分辨率好得多,所以通过基于投影数据直接确定边界条件,能够进一步改善确定FFR值的准确度。

[0017] 所述投影数据是通过使用一个或若干扇形射束生成的,并且所述边界条件确定单元适于基于由一个或若干个扇形射束生成的投影数据来确定边界条件。然而,所述投影数据也是通过使用锥形射束来生成的,并且所述边界条件确定单元能够适于基于由锥形射束生成的投影数据来确定边界条件。

[0018] 在实施例中,探测器具有用于生成投影数据的若干排的探测元件,其中,所述辐射源适于使得并非所有排的探测元件被锥形射束辐照,而是仅仅一些排的探测元件被扇形射束辐照。扇形射束优选被认为是辐照仅仅单排的探测元件的射束,而锥形射束优选被认为是辐照若干相邻排的探测元件、尤其是所有排的探测元件的射束。因此,如果仅仅一些排仅被扇形射束辐照,则在被辐照的排的探测元件之间,优选存在未被辐照的排的探测元件。

[0019] 例如,辐射源可以适于使得仅第一排的探测元件、最后一排的探测元件和中间排的探测元件被辐照。具体地,如果辐射源是可绕旋转轴关于生命体旋转的,例如,如果投影数

据提供单元是CT系统的投影数据采集单元,则若干排的探测元件可以被布置在沿旋转轴的不同位置处,其中,辐射源可以包括准直器,所述准直器用于对辐射进行准直,使得仅第一排的探测元件、最后排的探测元件和中间排的探测元件被辐照,其中,术语“第一”、“最后”和“中间”涉及沿旋转轴的排的布置,并且其中,中间排优选是中央排。在该范例中,准直器生成来自原始锥形射束的若干扇形射束。这能够允许以降低的辐射剂量实现对FFR值的准确确定。辐射源和生命体可以被布置为使得基于在已经贯穿升主动脉之后的扇形射束的强度来生成被用于确定边界条件的投影数据。

[0020] 在实施例中,所述投影数据提供单元适于提供已经由所述探测器基于辐射随时间生成的扇形射束投影数据,所述辐射由所述辐射源生成并且所述辐射已经在不同位置处贯穿所述主动脉,同时对比剂已经从所述不同位置中的一个位置到所述不同位置的另一位置流动通过所述主动脉,其中,所述边界条件确定单元适于基于所提供的投影数据来确定所述边界条件。所述不同位置优选包括在升主动脉中的位置以及在降主动脉中的位置。

[0021] 在主动脉中,所述表示提供单元适于进一步提供示出在不同位置之间的主动脉的主动脉的表示,其中,所述边界条件确定单元适于基于所提供的投影数据和所述主动脉的所述表示来确定所述边界条件。例如,由对比剂从主动脉的一个位置流动到主动脉的另一位置所需的时间(其能够从投影数据获得)能够连同沿在这两个位置之间的主动脉的距离(其能够从主动脉的表示获得)一起被用于确定在主动脉内的流动速度作为边界条件。这允许仅使用单个扇形射束来确定如主动脉内的流动速度的边界条件,从而允许进一步减小施加到生命体的辐射剂量。

[0022] 在实施例中,所述边界条件确定单元适于基于所提供的投影数据随时间重建示出冠状动脉系统和围绕冠状动脉系统的血管的周围区域的图像,并且适于基于所述图像来确定离开冠状动脉系统的血液的量作为边界条件。确定离开冠状动脉系统的血液的量作为边界条件并且使用该离开的血液来确定FFR值能够进一步改善确定FFR值的准确度。

[0023] 所述边界条件确定单元可以适于基于示出周围区域的图像元素的图像值来确定离开冠状动脉系统的血液的量。所述图像值可以指示对比度水平,使得离开冠状动脉系统的血液的量可以基于在周围区域中的对比度水平来确定。具体地,所述边界条件确定单元可以适于基于示出周围区域的图像元素的图像值来确定指示在心肌中的对比剂的部分的摄取的心肌组织值,并且适于基于所述心肌组织值来确定离开冠状动脉系统的血液的量。例如,在示出围绕冠状动脉系统的血管的组织的图像区域中的亨氏单位(HU)值相比于肌肉HU参考值的差能够被用于确定,即估计流动到血管之外的血液的量。

[0024] 在另一优选实施例中,所述边界条件确定单元适于基于示出周围区域的图像元素的图像值来确定示出周围区域的哪些图像元素表示冠状动脉系统的血管的侧支,所述侧支过小而不能由冠状动脉系统的所提供的表示来表示;并且适于基于所确定的图像元素来确定通过所述侧支离开所述冠状动脉系统的血液的量。具体地,所述边界条件确定单元适于将示出血管的内部的图像元素的图像值与示出周围区域的图像元素的图像值进行比较,并且适于基于该比较来确定表示所述侧支的图像元素。此外,所述边界条件确定单元可以适于基于表示所述侧支的所确定的图像元素来确定所述侧支的尺寸,所述侧支的尺寸过小而不能由冠状动脉系统的所提供的表示来表示,并且适于基于所确定的尺寸来确定通过所述侧支离开冠状动脉系统的血液的量。因此,例如,可以检测先前被分割算法错过的小的

侧支。在各自血管的表面的接近邻域中的所有的图像元素,即体素,可以相对于关于在各自的血管内部的对比剂诱发的HU增强的它们的HU值来评估,以便解释沿血管的可变对比剂浓度。在HU值处于与血管内相似的范围中时,在分割的结构外部的增强可以是小的侧支,并且可以估计其形状/直径。该侧支探测可以针对冠状动脉系统的不同分段来执行,并且不同分段的侧支区域可以被加和并且作为额外的校正因子来估计在每个血管分段处流出冠状动脉树的血液。

[0025] 由所述边界条件确定单元确定的边界条件可以是分别在冠状动脉系统的流入和/或流出处的流入边界条件和/或流出边界条件。具体地,所述边界条件确定单元可以适于确定流动速度,并且任选地还适于确定在冠状动脉系统的出口处的冠状动脉的尺寸作为边界条件。例如,所述边界条件确定单元能够适于通过使用已知的基于投影数据的流动速度确定算法基于所提供的投影数据来确定流动速度,所述基于投影数据的流动速度确定算法例如是由S.Prevrhal等人的文章“CT angiographic measurement of vascular blood flow velocity by using projection data”(Radiology,第261卷,第3号,第923至929页(2011))以及在US 2011/027433310 A1中所公开的算法,在此通过引用将其并入本文,其中,作为针对这些算法的输入,并非所有排的探测元件的投影数据被使用,而是仅仅使用一些排的投影数据,尤其是第一排的探测元件、最后一排的探测元件和中间排的探测元件的投影数据。此外,所述边界条件确定单元可以适于基于冠状动脉系统的所提供的表示来确定在冠状动脉系统的出口处的冠状动脉的尺寸。

[0026] 在实施例中,所述装置还包括属性提供单元,所述属性提供单元用于提供生命体的解剖属性和/或生理属性,其中,所述边界条件确定单元适于基于所述生命体的所提供的属性来确定所述边界条件。所述装置优选还包括分配提供单元,所述分配提供单元用于提供在解剖属性和/或生理属性与边界条件之间的分配,其中,所述边界条件确定单元适于基于生命体的所提供的属性和所提供的分配来确定边界条件。所述分配提供单元优选已经通过使用机器学习算法生成,其中,所述分配提供单元被优化,使得所计算的FFR值的偏差被最小化,所述FFR值已经通过使用边界条件计算,所述边界条件是根据有创测量的FFR值基于所提供的属性和分配来提供的。所述属性提供单元可以适于提供冠状动脉系统的血管的横截面面积和/或心肌重量和/或血管的直径与冠状动脉系统的血管的分支的直径的比率和/或心脏大小和/或心脏的射血分数和/或心脏的每搏输出量作为属性。基于这些提供的属性来确定边界条件能够导致对最终确定的FFR值的进一步改善的准确度。

[0027] 血流储备分数值确定单元可以适于使用基于描述冠状动脉系统内的流动的集总模型的FFR值确定算法,其中,所述边界条件确定单元适于确定集总模型的参数作为边界条件。具体地,所述血流储备分数值确定单元可以适于使得通过使用阻力和顺应性的组合来描述在冠状动脉系统内的流动,其中,边界条件可以包括阻力和/或顺应性。例如,微脉管系统阻力能够基于作为边界条件的心肌质量以及冠状动脉系统的血管的横截面面积来确定。使用集总模型以确定FFR值能够导致对最终确定的FFR值的更进一步改善的准确度。

[0028] 在本发明的另一方面中,提出了一种用于确定生命体的冠状动脉系统的FFR值的方法,其中,所述方法包括:

[0029] -由表示提供单元提供所述冠状动脉系统的表示,

[0030] -由血流储备分数值确定单元通过使用FFR值确定算法来确定FFR值,所述FFR值确

定算法被配置为基于边界条件和冠状动脉系统的所提供的表示来确定所述FFR值，

[0031] 由投影数据提供单元提供已经由探测器基于辐射随时间生成的投影数据，所述辐射是由辐射源生成的并且所述辐射已经贯穿生命体的主动脉，同时对对比剂已经流动通过主动脉，其中，所述探测器具有用于生成投影数据的若干排的探测元件，并且其中，所述辐射源适于使得并非所有排的探测元件被辐照，而是仅仅一排的探测元件被单扇形射束辐照，或者一些排的探测元件被若干扇形射束辐照，

[0032] 由边界条件确定单元基于所提供的投影数据来确定针对生命体特异性的边界条件。

[0033] 在本发明的另一方面中，提出了一种用于确定生命体的冠状动脉系统的FFR值的计算机程序，其中，所述计算机程序包括程序代码单元，所述程序代码单元用于在所述计算机程序运行在控制根据权利要求1所述的装置时令所述装置执行根据权利要求12所述的方法的步骤。

[0034] 应当理解，根据权利要求1所述的装置、根据权利要求12所述的方法以及根据权利要求13所述的计算机程序与尤其是从属权利要求中所限定的具有相似和/或相同的优选实施例。

[0035] 应当理解，本发明的优选实施例也能够是从属权利要求或以上实施例与各自的独立权利要求的任意组合。

[0036] 根据下文描述的实施例并且参考这些实施例加以阐述，本发明的这些和其他方面将变得显而易见。

## 附图说明

[0037] 在如下附图中：

[0038] 图1示意性并且示范性示出了用于确定生命体的冠状动脉系统的FFR值的装置，

[0039] 图2示意性并且示范性示出了可以由在图1中所示的用于确定FFR值的装置使用的三个扇形射束，

[0040] 图3示意性并且示范性示出了在升主动脉和降主动脉中的位置，

[0041] 图4示意性并且示范性示出了冠状动脉系统的血管以及周围软组织区域，

[0042] 图5示意性并且示范性示出了冠状动脉系统的血管的包括小侧支的位置，

[0043] 图6示意性并且示范性图示了可以被用于确定FFR值的集总模型，

[0044] 图7示意性并且示范性图示了用于生成a) 解剖属性和/或生理属性与b) 边界条件之间的分配的优化过程，并且

[0045] 图8示出了示范性图示用于确定生命体的冠状动脉系统的FFR值的方法的实施例的流程图。

## 具体实施方式

[0046] 图1示意性并且示范性示出了用于确定人的冠状动脉系统的FFR值的装置的实施例。在该实施例中，装置1包括投影数据提供单元2，其用于提供有探测器7基于辐射6随时间生成的投影数据，辐射6是由辐射源5生成的并且所述辐射已经贯穿躺在诸如桌台的支撑单元4上的人3的主动脉，同时对对比剂已经流动通过主动脉。投影数据提供单元2优选是CT系统



的采集单元。装置1因此也能够被认为是适于确定人3的冠状动脉系统的FFR值的CT系统。

[0047] 装置1还包括表示提供单元9,其用于提供冠状动脉系统的表示。在该实施例中,表示提供单元9适于基于由投影数据提供单元2在不同采集方向上采集的投影数据来重建示出冠状动脉系统的CT图像,并且适于在重建的CT图像中分割冠状动脉系统,以便提供冠状动脉系统的表示。表示提供单元9可以适于使用例如基于模型的分割方法、区域生长或波传播方法或者交互式冠状动脉分割技术来分割冠状动脉系统。表示优选是冠状动脉系统的三维表示。

[0048] 装置1还包括:边界条件确定单元12,其用于确定针对人3特异性的边界条件,以及血流储备分数值确定单元13,其用于通过使用使用基于边界条件和冠状动脉系统的表示来确定FFR值的FFR值确定算法来确定FFR值。具体地,血流储备分数值确定单元13可以适于基于冠状动脉系统的表示并且基于边界条件来模拟在冠状动脉系统内的血流,并且适于基于所模拟的血流来确定FFR值,其中,FFR值能够被确定使得其指示跨动脉变窄的狭窄的血压下降。因此,FFR值确定算法优选适于模拟冠状动脉系统内的血流。例如在B.K.Koo等人在Journal of the American College of Cardiology,58(19),第1989至1997页(2011)上的“Diagnosis of ischemia-causing coronary stenoses by noninvasive fractional flow reserve computed from coronary computed tomographic angiograms.Results from the prospective multicenter DISCOVER-FLOW(Diagnosis of Ischemia-Causing Stenoses Obtained Via Noninvasive Fractional Flow Reserve) study”一文、H.J.Kim等人在Annals of Biomedical Engineering 38(10),第3195至3209页(2010)上的“Patient-specific modeling of blood flow and pressure in human coronary arteries”一文、以及I.E.Vignon-Clementel等人在13(5),第625至640页(2010)上的“Outflow boundary conditions for three-dimensional simulations of non-periodic blood flow and pressure fields in deformable arteries”一文中公开了模拟技术,在此通过引用将其并入本文。

[0049] 装置1还包括输入单元14,如键盘、计算机鼠标、触摸板等,以允许用户向装置1中输入命令,如开始命令或停止命令,或者设置定义例如对投影数据的采集、冠状动脉系统的分割、边界条件的确定、FFR值的确定等的参数。装置1还包括输出单元15,如监视器,其用于示出例如心脏的所生成的CT图像、冠状动脉系统的所提供的表示、FFR值等。

[0050] 在该实施例中,辐射源5包括在图2中示意性并且示范性图示的准直器20。准直器20适于生成三个扇形射束21、22、23,其中,具有准直器20和探测器7的辐射源5适于使得扇形射束21、22、23辐照探测器7的第一排的探测元件、探测器7的最后一排的探测元件以及探测器7的中央排的探测元件,其中,术语“第一”、“最后”和“中间”是指探测元件的排沿辐射源5和探测器7绕人3的旋转移动的旋转轴的布置。该旋转轴对应于投影数据提供单元2的纵轴和人3的纵轴。

[0051] 边界条件确定单元12适于通过使用已知的基于投影数据的流动速度确定算法(如在上文提到的S.Prevrhal等人的文章中所公开的算法以及在US 2011/027433310 A1中所公开的算法)基于所提供的投影数据来确定例如在主动脉内的流动速度作为边界条件,其中,并非所有排的探测元件的投影数据被使用作为这些算法的输入,而是仅使用第一排的探测元件的、最后一排的探测元件的和中间排的探测元件的投影数据。

[0052] 基于CT血管造影成像来确定冠状动脉的FFR值取决于对冠状动脉血液流入和流出条件进行建模的准确度。边界条件确定单元12和血流储备分数值确定单元13因此优选适于准确地确定主动脉血流速度,以便估计流入条件并且以便最终导出更准确的FFR值。

[0053] 冠状动脉系统的FFR值可以被定义为跨动脉变窄的狭窄的血压下降。所述FFR值能够是脉管系统健康的重要的预测器,并且通常在PCI期间在导管插入术实验室中被无创地测量。血流储备分数值确定单元13优选适于模拟动脉流体动力学,并且适于基于冠状动脉系统的所提供的表示来确定FFR值,表示优选是心脏循环的单个相位的冠状动脉CT血管造影(CCTA)表示,以便无创地确定FFR值。这些无创地确定的FFR值可以被用作紧接在狭窄程度的空间测量之后的额外的功能参数,以便通过使用CCTA来筛查并将人分诊到PCI。血流储备分数值确定单元13优选适于使用冠状动脉系统的所提供的表示,其优选是通过分割人3的心脏CT数据集获得的冠状动脉树的分割,以用于模拟包含狭窄的脉管子系统中的血流速度和压力分布。

[0054] 除了脉管解剖结构之外,模拟很大程度上取决于冠状动脉树的流入边界和流出边界的血流和压力状况。血流储备分数值确定单元13因此适于额外地使用由边界条件确定单元12确定的边界条件,以模拟在包含狭窄的脉管子系统中的血流速度和压力分布。投影数据提供单元2优选适于执行针对单相位CCTA的标准协议,其包括丸剂定时扫描。丸剂定时扫描是在实际CT血管造影扫描之前采集的非常低剂量的、动态的CT扫描,以便获得在CT对比介质的静脉注射与在心脏处的对比的峰值饱和之间的个人特异性时间延迟。该延迟一般被用于对实际CT血管造影扫描进行正确地定时。边界条件确定单元12可以适于从丸剂定时扫描获得主动脉流动条件作为边界条件。

[0055] 为了执行丸剂定时扫描,小量的对比剂(例如10ml至20ml)可以以类似于规划用于稍后的冠状动脉血管造影扫描的流率的一定流率被注射到人的手臂静脉中,其中,任选地,所述注射可以跟随有盐水冲刷丸剂。流率可以在4ml/s到6ml/s的范围内。然而,另一流率也是可能的。之后,心脏内的目标成像区域的CT图像,尤其是单切片CT图像,可以以例如每秒的相等时间间隔来生成。在CT图像中的血管中、尤其是在如主动脉的主要血管中的对比度能够随时间来确定,并且一旦血管中的增强已经达到对比度水平,尤其是特定的HU水平,其能够假设对比丸剂已经到达。该时间能够被测量、存储并且用作延迟,以在所有丸剂到达时自动开始实际CT血管造影扫描。

[0056] 为了确定例如在冠状动脉系统的流入边界和/或流出边界处的血流,可以使用如在上文提到的由S.Prevrhal等人所公开的或者如在US 2011/027433310 A1中所公开的流动速度测定技术,其中,替代使用所有排的探测元件的投影数据,可以分析仅第一排的探测元件、最后排的探测元件和中间排的探测元件的投影数据,即,对应的动态扇形射束投影序列。为了确定该流动速度,优选在升主动脉的位置处采集投影数据。

[0057] 在实施例中,辐射源5可能不通过使用若干扇形射束或者同使用锥形射束来辐照人3和探测器7,而是辐射源5可以适于仅通过单个扇形射束来辐照人3和探测器7,以便确定边界条件。具体地,投影数据提供单元2可以适于提供由探测器7基于辐射6随时间生成的单个扇形射束投影数据,辐射6是由辐射源5生成的,作为在该实施例中的单个扇形射束,并且其已经贯穿升主动脉和降主动脉中的不同位置30、31,其在图3中被示意性并且示范性示出,其中,边界条件确定单元12能够适于基于所提供的投影数据来确定边界条件,尤其是在

升主动脉和降主动脉中的位置30、31处的流动速度。优选地,表示提供单元9适于进一步提供示出在不同位置30、31之间的主动脉的主动脉的表示,其中,边界条件确定单元12适于基于所提供的投影数据和主动脉的表示来确定边界条件。例如,由对比剂从主动脉的一个位置流动到主动脉的其他位置所需的时间(其能够从投影数据获得)能够连同沿在这两个位置之间的主动脉的距离(其能够从主动脉的表示获得)一起被用于确定流动速度作为边界条件。因此,能够在单个扇形射束内的两个不同空间位置30、31处采集数据,其中,该单个扇形射束覆盖升主动脉和降主动脉。此外,在这两个测量位置之间的主动脉的三维长度和形状以及主动脉窦口的大小可以根据由表示提供单元9提供的表示来估计,该表示可以在这些元素被覆盖时是分割的选通的心脏CT图像,或者这些数据可以从例如为了规划心脏CT扫描而采集的扫描图来获得。在这两个位置30、31之间的血液的所确定的流动能够被用作边界条件,同时由血流储备分数值确定单元13来模拟冠状动脉系统内的血流速度和压力分布。

[0058] 因此,能够使在升主动脉与降主动脉的横截面30、31之间的丸剂的到达时间差与在沿主动脉弓的两个横截面30、31之间的距离并且也与其大小相关,以便导出体积血流量。通过使用投影数据确定到达时间差,其是例如以比重建的图像快1000倍的速率来采集的,并且因此其提供足够充分的时间分辨率以用于所提出的测量,即,在心收缩期间的血流速度可以是大约40cm/s到80cm/s,并且主动脉弓可以跨度大约5cm,其得到针对丸剂到达时间差的仅大约0.1s的上限,其中,该小的丸剂到达时间差能够通过使用所采集的投影数据来准确地确定。

[0059] 冠状动脉成像在冠状动脉心脏疾病的情况下对于诊断和决策制定是重要的。如果冠状动脉功能被狭窄损害,则可能需要进行处置。CCTA检查是筛查需要PCI的人的无创的、相对低剂量的工具。FFR值是用于处置决策的非常好的预测值,并且其因此期望通过模拟血流在CCTA检查期间对其进行测量。边界条件关键地驱动所述模拟。上文参考图1所描述的装置因此以准确的方式、优选无需向人耗费额外的辐射剂量来建模,即确定这些边界条件。所述装置优选使用丸剂定时扫描,其已经是标准CCTA扫描协议的必要部分。血液速度以及诸如时间到峰值增强的所导出的量能够以颜色编码的图像来可视化,其中,颜色编码的图像可以示出冠状动脉系统和主动脉,其中,不同的颜色可以指示不同的血流速度,并且任选地指示其他导出的量。

[0060] 在另一实施例中,边界条件确定单元12可以适于基于所提供的投影数据随时间重建示出冠状动脉系统和围绕冠状动脉系统的血管的周围区域的图像,并且适于基于图像来确定离开冠状动脉系统的血液的量作为边界条件。具体地,边界条件确定单元能够适于基于示出周围区域的图像元素的图像值来确定离开冠状动脉系统的血液的量。图像值可以指示对比度水平,使得离开冠状动脉系统的血液的量可以基于在周围区域中的对比度水平来确定。

[0061] 边界条件确定单元12可以适于基于示出周围区域的图像元素的图像值来确定指示在心肌中的对比剂的部分的摄取的心肌组织值,并且适于基于心肌组织值来确定离开冠状动脉系统的血液的量。例如,在示出围绕冠状动脉系统的血管的组织的图像区域中的HU值相比于肌肉HU参考值的差能够被用于确定,即估计流动到血管外部的血液的量。例如,可以确定在周围区域中的体素的数量,其具有指示比肌肉组织更强的对比度的HU值,其中,边

边界条件确定单元12可以被校准,使得该数量的体素得到在心肌组织中的各自的对比剂摄取。具体地,体素的数量可以乘以校准因子,以确定在心肌组织中的各自的对比剂摄取。血流储备分数确定单元13可以适于考虑离开冠状动脉系统的血液的量,同时模拟在冠状动脉系统内的血流速度和压力分布。

[0062] 在实施例中,能够定义围绕每个动脉的体素的区域,例如能够从每个体素增强中减去50HU的基线强度,并且在一区域中的总增强能够被计算作为在相减之后的体素增强的和。该总增强能够针对不同的动脉区域进行比较,并且增强的和的比率能够被用于指示流动通过各自的动脉的血液与对比剂的比率。该比率能够被用作在流体动力学的模拟期间的边界条件。

[0063] 边界条件确定单元12还能够适于基于示出周围区域的图像元素的图像值来确定示出周围区域的哪些图像元素表示冠状动脉系统的血管的侧支,该侧支过小而不能由冠状动脉系统的所提供的表示来表示;并且适于基于所确定的图像元素来确定通过该侧支离开冠状动脉系统的血液的量。例如,所述边界条件确定单元12能够适于将示出血管的内部的图像元素的图像值与示出周围区域的图像元素的图像值进行比较,并且适于基于该比较来确定表示该侧支的图像元素。此外,边界条件确定单元12可以适于基于所确定的表示侧支的图像元素来确定侧支的尺寸,侧支的尺寸过小而不能由冠状动脉系统的所提供的表示来表示,并且适于基于所确定的尺寸来确定通过侧支离开冠状动脉系统的血液的量。

[0064] 因此,可以检测先前被分割算法错过的小的侧支,其中,在各自血管的表面的接近邻域中的所有图像元素,即体素,可以相对于关于在各自的血管内部的对比剂诱发的HU增强的它们的HU值来评估,以便解释沿血管的可变对比剂浓度。在HU值处于与血管内相似的范围中时,在分割的结构外部的增强可以是小的侧支,并且可以估计其形状/直径。该侧支探测可以针对冠状动脉系统的不同分段来执行,并且不同分段的侧支区域可以被加和并且作为额外的校正因子来估计在每个血管分段处流出冠状动脉树的血液。侧支区域可以从上文所描述的组织分析中排除,即,组织摄取量化可以仅被应用到尚未被分类为侧支的体素,因为其优选假设每个体素表示三类(血管、侧支和组织)中的一种。在每个血管分段处流出冠状动脉树的所估计的血液能够被用作边界条件,以确定血流储备分数。

[0065] 表示提供单元9优选适于提供冠状动脉树的分割,其被血流储备分数值确定单元13用于基于计算流体动力学或集总模拟来计算冠状动脉FFR值。影响FFR计算的准确度和质量的因子是估计对比剂的量的准确度,即,离开每个冠状动脉分段的血液的量。然而,由表示提供单元9提供的分割能够对血管进行分割,尤其是对主血管树进行分割,仅仅直到预定血管大小,其是通过分割算法和冠状动脉系统的原始图像的质量来定义的,其被用于分割。仅仅被明确分割的血管片块总体能够用作在由血流储备分数值确定单元13执行的模拟期间主冠状动脉树的血液流出的出口。已知的FFR模拟方法不考虑较小的血管片,其不被分割,并且其假设冠状动脉树除了入口和出口之外被密封,其是不正确的。因此,如上文所描述的,边界确定单元12可以适于估计通过心肌组织以及通过侧支离开冠状动脉系统的血液的量,其尚未被分割,尤其是针对每个片,即,冠状动脉树的分段。具体地,边界条件确定单元12可以适于基于在冠状动脉树附近的心肌组织增强来估计离开每个冠状动脉分段的血液的量,以便更好地约束针对FFR模拟的边界条件,其中,为了估计边界条件,优选使用CT血管造影数据集的图像信息。

[0066] 为了准确地估计流出边界条件,冠状动脉系统的各自的血管的分割的表面能够被用作开始点,其中,可以确定在围绕血管41的组织区域40中的对比度水平,其在图4中被示意性并且示范性地图示。血管41是冠状动脉系统的右冠状动脉,其中,围绕血管的感兴趣组织区域40是10mm半径的感兴趣区域,并且其中,图4示出了最大强度投影可视化。可以确定在周围组织40中的HU值与从文献或者从该数据集中的参考肌肉区域获得的肌肉HU参考值相比的差,其中,均值增强可以递送关于流到血管41外部的血液的量的指示,所述血管在该范例中可以被认为是主血管。关于流到主血管外部的血液的量的该指示能够被认为是边界条件,其能够被血流储备分数值确定单元13用于准确地估计冠状动脉树中的流动分布,其继而导致FFR值的改进的确定。作为另一边界条件,如可从冠状动脉系统的所提供的表示获得的在树的出口处的血管大小能够被血流储备分数值确定单元13使用。

[0067] 投影数据提供单元2可以是双能CT扫描器的投影数据提供单元,其中,双能CT扫描器能够适于生成仅示出对比剂并指示尤其是在各自的冠状动脉附近的可能是碘的对比剂的量的对比剂图像。使用这样的双能CT扫描器能够进一步改善确定作为边界条件的流出冠状动脉系统的血液的准确度。

[0068] 使用额外的信息,即,边界条件,与当前在FFR模拟中使用的纯脉管模型相比,能够改善FFR值的计算的准确度。此外,虚拟FFR确定技术可能对于放射科医师易于使用,因为对冠状动脉的初始分割可能受限于大血管,其中,能够通过如上所述的确定流出冠状动脉系统的血液来考虑较小的血管,即,将在对冠状动脉系统内的速度和压力分布的模拟期间通过使用对应的边界条件使用上文所描述的修改来自动地整合错过的侧支。图5示意性并且示范性图示了体积CT血管造影数据集的重新格式化视图,其可以由图1中所示的装置1生成,其中,提供了冠状动脉系统的主血管50和区域51、52、53,针对其已经由边界条件确定单元12确定了小的侧支,其未被包括在主血管50的分割中。

[0069] 装置1还可以包括属性提供单元10,其用于提供人3的解剖属性和/或生理属性,其中,边界条件确定单元12可以适于基于人3的所提供的属性来确定边界条件。所提供的属性优选是冠状动脉系统的血管的横截面面积、心肌重量、血管的直径与冠状动脉系统的血管的分支的直径的比率、心脏大小、心脏的射血分数和/或心脏的每搏输出量作为属性。装置1优选还包括分配提供单元11,其用于提供在这些属性与边界条之间的分配,其中,边界条件确定单元12可以适于基于人3的所提供的属性和所提供的分配来确定边界条件。该分配优选已经通过使用机器学习算法生成,其中,该分配被优化,使得所计算的FFR值与所测量的FFR值的偏差被最小化,所计算的FFR值已经通过使用边界条件计算,所述边界条件是基于所提供的属性和分配来提供的。

[0070] 在实施例中,血流储备分数值确定单元可以适于使用基于描述冠状动脉系统内的流动的集总模型的FFR值确定算法,其中,边界条件确定单元12可以适于确定集总模型参数作为边界条件。具体地,血流储备分数值确定单元13可以适于使得通过使用阻力和顺应性的组合来描述在冠状动脉系统内的流动,其中,边界条件可以是阻力和/或顺应性。例如,微脉管系统阻力能够基于心肌质量以及冠状动脉系统的血管的横截面面积来确定。

[0071] FFR值一般是通过使用包括冠状动脉导管插入术的有创技术来确定的,以便测量跨冠状动脉狭窄的压力差,其中,该狭窄一般是由动脉粥样硬化引起的。一般确定FFR值,以便估计狭窄妨碍向心脏肌肉递送氧气的可能性,即,估计心肌缺血的可能性。FFR值可以被

定义为在狭窄之后、即距狭窄远侧的、相对于在狭窄之前的近侧压力的压力。FFR值能够例如是绝对数,其可以是零和一。例如,0.50的FFR值可以意味着给定的狭窄引起血压的百分之50的下降。换言之,FFR值可以表示,与假设不存在狭窄的情况下的最大流量相比,在存在狭窄的情况下沿血管的最大流量。

[0072] 在有创冠状动脉导管插入术期间,使用护套和导丝将导管插入到股动脉或桡动脉中。在导丝的尖端上的小的传感器可以被用于测量压力,以便确定病变的精确的严重程度。这通常是在最大血流期间、即在充血期间(其可以通过注射诸如腺苷或罂粟碱的血管扩张材料来诱发)完成的。假设如果针对具有低于0.8的FFR值的人执行PCI,则与基于狭窄的百分比的常规决策制定相比,总体死亡率和心脏事件率将较低。

[0073] 上文参考图1所描述的装置1能够适于使用基于冠状动脉几何结构、即基于从心脏CT图像获得的冠状动脉系统的表示的计算流体动力学(CFD)模拟来估计FFR值。FFR值的确定因此也可以被认为是FFR-CT确定。基于CT研究对FFR值进行估计允许对有价值的功能性诊断信息的无创确定,其能够被呈现给医师。为了准确地估计FFR值,该估计优选包括相对于例如血管解剖结构以及人的其他解剖特征和生理特征(如上文所描述的以及如将在下文描述的)的边界条件。具体地,能够使用机器学习方法,以便找到在集总模型参数之间的关系,其可以被用于估计FFR值并且其可以被认为定义边界条件以及例如人的解剖特征。

[0074] 血流储备分数值确定单元13可以适于针对左冠状动脉分支使用集总模型,其在图6中被示意性并且示范性地示出。在该范例中,集总模型包括血管出口 $P_{out}$ 、冠状动脉阻力 $R_a$ 、冠状动脉顺应性 $C_a$ 、冠状动脉微循环阻力 $R_{a-micro}$ 、心肌顺应性 $C_{im}$ 、冠状静脉阻力 $R_v$ 、动态心肌内压力 $P_{im}$ 以及在入口中的压力 $P_{in}$ 。通过使用该集总模型,估计压力值,并且能够通过将远侧压力除以在入口中的压力根据沿冠状动脉的压力的集总模型估计来计算FFR值。为了获得关于该集总模型方法的更多细节,参考H.J.Kim等人在Annals of Biomedical Engineering 38 (10)、第3195至3209页(2010)上的文章“Patient-specific modeling of blood flow and pressure in human coronary arteries”,在此通过引用将其并入本文。该集总模型考虑心脏的收缩和舒张的影响。然而,在另一实施例中,其他集总模型也能够被用于估计人中的FFR值。

[0075] 集总模型的参数可以在不同人之间改变,使得边界条件确定单元12可以适于确定人特异性参数,如人特异性微脉管阻力,例如,上文提到的冠状动脉微循环阻力,其中,血流储备分数值确定单元13可以适于基于集总模型以及集总模型的人特异性参数来确定FFR值。具体地,边界条件确定单元12可以适于基于人的解剖特征和生理特征来优化人特异性集总模型参数,其中,可以基于所确定的人特异性边界条件、即人特异性集总模型参数来执行FFR-CT分析。

[0076] 在实施例中,表示提供单元9可以适于在CT图像中分割冠状动脉系统的血管,以便生成三维冠状动脉结构,作为冠状动脉系统的表示。具体地,表示提供单元9能够适于在CT图像内自动地提取血管中心线和管腔,其中,表示提供单元9还能够适于允许如医师的用户交互地并且手动地编辑分割。属性提供单元10能够适于基于三维冠状动脉结构来确定血管的直径,尤其是有效直径,以便提供人3的解剖属性,其中,在特定横截面中的血管的有效直径可以被定义为具有与横截面中的血管的面积相同的面积的圆的直径。

[0077] 分配提供单元11可以适于提供将人3的解剖特征/生理特征与集总模型参数相关

的分配,其中,所述分配能够由边界条件确定单元12用于基于由属性提供单元10提供的解剖特征/生理特征来确定集总模型参数作为边界条件。可能存在在例如作为集总模型参数的微脉管阻力与解剖特征之间的若干主要的任选关系。例如,在人的解剖特征与微脉管阻力 $R_{a\_micro}$ 或者其他边界条件参数之间的关系可以通过使用参数化函数来表示。例如,在a)冠状动脉微循环阻力 $R_{a\_micro}$ 与b)横截面面积CSA和心肌质量MyoMass之间的关系可以通过如下参数化函数来定义:

$$[0078] \quad R_{a\_micro} = A (\text{MyoMass})^{-1} + B (\text{CSA})^{-1} + C, \quad (1)$$

[0079] 其中,A、B和C是参数化函数的系数,其能够被或者已经被机器学习过程优化,其使用训练数据集,以便提供在a)微脉管阻力与b)人特异性横截面面积和心肌质量之间的分配。

[0080] 可以提供遵循如下等式的在血管以及其分支中的流量相对于其直径的之间的关系:

$$[0081] \quad Q = Q_0 \left( \frac{d}{d_0} \right)^{\frac{7}{3}}, \quad (2)$$

[0082] 其中,Q定义分支中的流量, $Q_0$ 定义血管中的流量,d指示分支的直径,并且 $d_0$ 指示血管的直径,其中,流量被定义为在一时间间隔期间通过管腔横截面的流体体积的量。基于该关系,能够导出另一关系,其基于两个分支的各自的直径来描述这两个分支的流动拆分:

$$[0083] \quad \frac{Q_1}{Q_2} = \left( \frac{d_1}{d_2} \right)^{\frac{7}{3}}, \quad (3)$$

[0084] 其中, $Q_1$ 指示在第一分支内的流量, $Q_2$ 指示在第二分支内的流量, $d_1$ 指示第一分支的直径,并且 $d_2$ 指示第二分支的直径。将该关系除以分叉之前的压力得到在两个分支的阻力相对于流量的如下关系:

$$[0085] \quad \frac{R_1}{R_2} = \left( \frac{d_1}{d_2} \right)^{-\frac{7}{3}}, \quad (4)$$

[0086] 其中, $R_1$ 指示第一分支的阻力,并且 $R_2$ 指示第二分支的阻力。这些阻力可能由具有小于0.2mm的直径的周边微脉管动脉支配。另一有用的关系是在两个分支的速度之间如下关系:

$$[0087] \quad \frac{v_1}{v_2} = \left( \frac{d_1}{d_2} \right)^{\frac{1}{3}}, \quad (5)$$

[0088] 其中, $v_1$ 指示第一分支内的流动的速度,并且 $v_2$ 指示第二分支内的速度。

[0089] 在冠状动脉的厚度与微脉管阻力之间的关系不是完全唯一的。另外,动脉的厚度是波动的而非恒定的。因此,将其他解剖特征用于估计冠状动脉阻力以及流量也能够是有益的。心肌是冠状动脉流的目的地。因此,合理的是,心脏肌肉相对于身体需求的增大将增加小血管的生成,其将降低微脉管阻力,并且增加流量。在心肌质量与微脉管阻力之间的关系可以改善针对给定人的阻力的估计。因此,在实施例,属性提供单元10可以至少提供心肌质量作为属性,并且分配提供单元11可以适于提供在心肌质量与微脉管阻力之间的分

配,以便基于心肌质量来确定集总模型的微脉管阻力,其中,所确定的微脉管阻力被边界条件确定单元12确定作为边界条件。

[0090] 此外,假设充血微脉管阻力高于具有显著狭窄的血管中的阻力。这是由血管成形术的效果来支持的,血管成形术恢复远侧压力并且导致这样的阻力值,所述阻力值不显著不同于正常血管的值。更高的微脉管阻力可以通过血管收缩来解释,作为由于降低的扩张压力造成的更大大小的动脉微血管的被动崩塌的结果。可以由属性提供单元10提供的其他额外的解剖特征和生理特征可以是心脏大小或射血分数或每搏输出量。一般而言,存在心脏大小、心肌质量以及跨各人的动脉直径的变化性。在实施例中,因此提供了人特异性模型,其中,这些变量中的一个或若干个被用于估计人特异性脉管阻力,而并非使用针对所有人的固定阻力。

[0091] 具有降低的收缩/舒张功能的人可以具有不同的挤压力,其可以改变在收缩期中的血液阻抗,即,对血流的阻力。因此,给定大的数据集,在心脏大小或心脏功能参数到如血管阻抗的边界条件之间的关系可以改善边界条件估计。

[0092] 分配提供单元11优选适于提供用于分配解剖属性和/或生理属性的一个或若干参数化函数,其已经由属性提供单元10提供到边界条件,尤其是被用于确定FFR值的集总模型的参数。优选地,优化器被用于确定参数化函数的系数,其中,使用训练集合,其包括有创地测量的FFR值,以及,例如,冠状动脉系统的对应的表示,其能够被用于基于血流分布模拟来计算FFR值。优化器优选适于通过使在模拟的FFR值与训练集合的测量的FFR值之间的差最小化来优化系数。针对该优化过程,能够使用已知的优化器,如基于梯度下降优化的优化器。在下文中将参考图7来描述用于确定参数化函数的系数的优选的优化过程,其也能被认为是机器学习过程,所述参数化函数定义在解剖属性和/或生理属性与边界条件之间的分配。

[0093] 在该示例中,边界条件通过流动R的总周边阻力来进行建模,其可以由如下参数化函数来描述:

$$[0094] \quad R = \frac{A(MyoMass)^{-1} + B}{CSA}, \quad (6)$$

[0095] 其中,系数A和B需要由优化过程优化。属性提供单元10针对包括冠状动脉系统的表示以及对应的无创FFR测量结果的训练集合80中的每种情况计算分支横截面面积和心肌质量。之后,系数A、B被初始化,并且边界条件确定单元确定初始边界条件,即,在该范例中,是总周边阻力R,基于所计算的横截面面积以及心肌质量、初始系数和等式(6)。优选地,系数A、B被初始化,使得初始边界条件尽可能接近文献值。因此,在该范例中,系数A、B被初始化,使得总周边阻力R尽可能接近给定计算的横截面面积和心肌质量的文献值。在图7中,对边界条件的这种确定由框82指示。

[0096] 之后,通过执行CFD模拟来确定FFR值,其是由血流储备分数确定单元13来执行的。对FFR值的这种确定在图7中由框83指示。作为接下来的步骤,每个系数是变化的( $A=A+dA$ 和 $B=B+dB$ ),FFR值再次利用变化的系数来确定,并且确定数值导数:

$$[0097] \quad \frac{dFFR}{dA} = \frac{FFR(A) - FFR(A + dA)}{dA} \quad \text{和} \quad (7)$$



$$[0098] \quad \frac{dFFR}{dB} = \frac{FFR(B) - FFR(B + dB)}{dB} \quad (8)$$

[0099] 这些数值导数可以被用于改变系数A、B,使得根据训练集合的有创测量的FFR值的所计算的FFR值的导数最小化。例如,能够应用梯度下降方法,以便根据如下表达式来使平方差SSD ( $FFR_{CT}, FFR_{measured}$ ) 的和最小化:

$$[0100] \quad A \leftarrow A - step \cdot (FFR_{CT} - FFR_{measured}) \frac{dFFR}{dA} \quad \text{和} \quad (9)$$

$$[0101] \quad B \leftarrow B - step \cdot (FFR_{CT} - FFR_{measured}) \frac{dFFR}{dB} \quad (10)$$

[0102] 在这些表达式中,  $FFR_{CT}$  指示所计算的FFR值,并且  $FFR_{measured}$  指示训练集合的有创测量的FFR值。由图7中的框81表示通过使用梯度下降方法对数值导数的计算。

[0103] 在下文中,将参考图8中所示的流程图来描述用于确定生命体的冠状动脉系统的FFR值的方法的实施例。

[0104] 在步骤101中,由表示提供单元9提供所述冠状动脉系统的表示。例如,冠状动脉系统是在示出冠状动脉系统的CT图像中分割的。在步骤102中,由边界条件确定单元12确定针对生命体为特异性的边界条件。例如,可以被用于确定FFR值的到冠状动脉系统中的流的速度、离开冠状动脉的血液的量、在流出位置处和/或在流入位置处的血管的直径、集总模型的参数可以被确定作为边界条件。在步骤103中,由血流储备分数确定单元13通过使用FFR值确定算法来确定FFR值,所述FFR值确定算法被配置为基于已经在步骤102中确定的边界条件并且基于冠状动脉系统的所提供的表示来确定FFR值。具体地,血流储备分数确定单元13基于冠状动脉系统的表示和边界条件来执行对在冠状动脉系统内的速度和压力分布的模拟,以便确定在检测到的狭窄处的FFR值。狭窄可以通过使用狭窄检测算法来自动地检测,其中,例如,如能够从冠状动脉系统的所提供的表示获得的在各自的血管内的开口直径可以被阈值化以用于检测狭窄。同样地,可以提供图形用户接口以用于允许用户手动地或半自动地指示狭窄,其中,FFR值可以在指定的狭窄处确定。

[0105] 上文参考图1所描述的装置允许对FFR值的无创的、准确的且客观的估计。该确定能够以快速且鲁棒的方式来完成。所确定的FFR值能够被用于估计冠状动脉狭窄的生理学显著性。

[0106] 尽管在参考图1描述的实施例中,用于确定生命体的冠状动脉系统的FFR值的装置是CT系统,但是在其他实施例中,用于确定冠状动脉系统的FFR值的装置可以仅仅是计算系统,其中,所述计算系统可以从分离的投影数据提供单元接收例如投影数据、从外部CT扫描器接收CT图像等。

[0107] 尽管在上文描述的实施例中,生命体是人,但是在其他实施例中,所述装置也能够适用于确定动物的FFR值。

[0108] 通过研究附图、说明书和权利要求书,本领域技术人员在实践所主张的本发明的过程中,能够理解和实现所公开的实施例的变型。

[0109] 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。

[0110] 单个单元或设备可以实现权利要求中记载的若干项目的功能。在相互不同的从属

权利要求中记载的特定措施的仅有事实并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0111] 由一个或若干单元或设备执行的如边界条件的确定、速度和压力分布的模拟、FFR值的确定等的操作能够由任意其他数量的单元或设备来执行。例如，步骤101到103能够由单个单元或由任意其他数量的不同单元来执行。用于根据用于确定生命体的冠状动脉系统的FFR值的方法来确定生命体的冠状动脉系统的FFR值的装置的这些控制和/或操作能够被实施为计算机程序的程序代码单元和/或被实施为专用硬件。

[0112] 计算机程序可以存储/分布在与其它硬件一起提供或作为其他硬件的部分提供的诸如光学存储介质或固态介质的适当的介质上，但是计算机程序也可以以其他的形式分布，例如经由因特网或其他有线或无线的远程通信系统。

[0113] 权利要求中的任何附图标记不得被解释为对范围的限制。

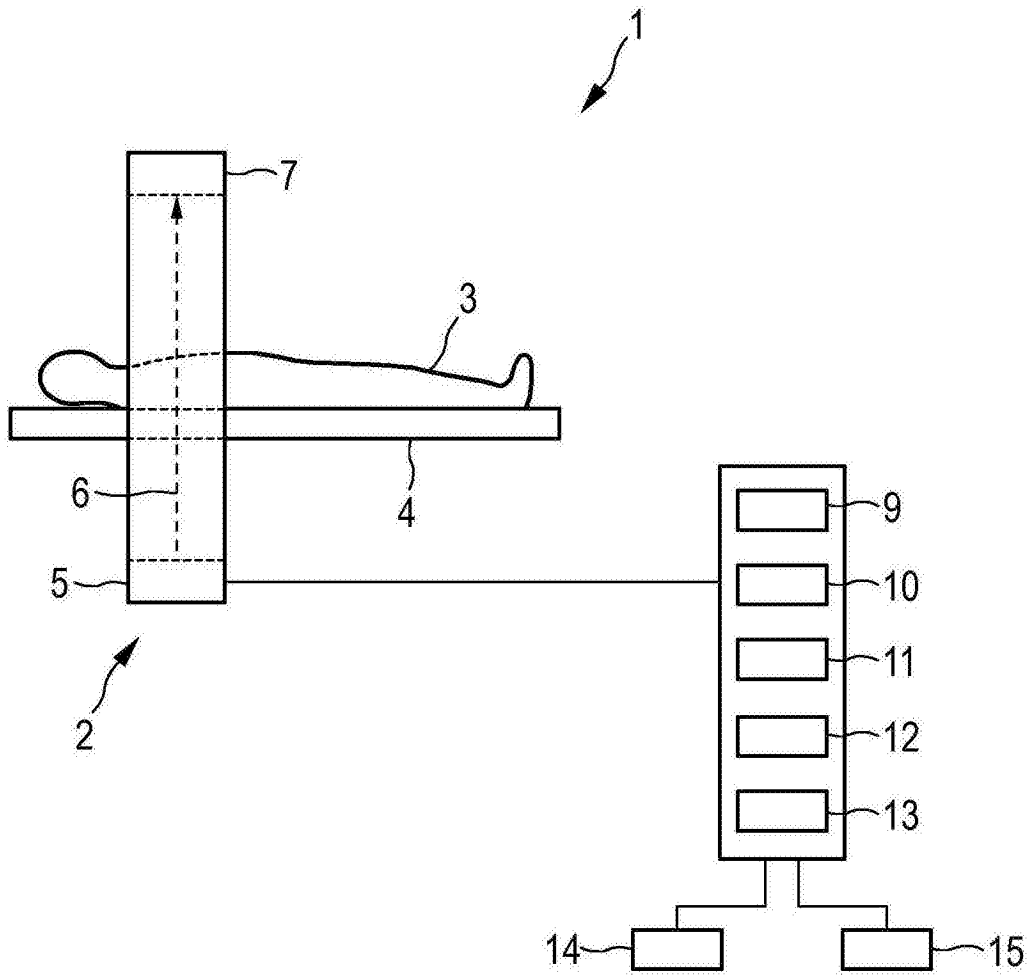


图1

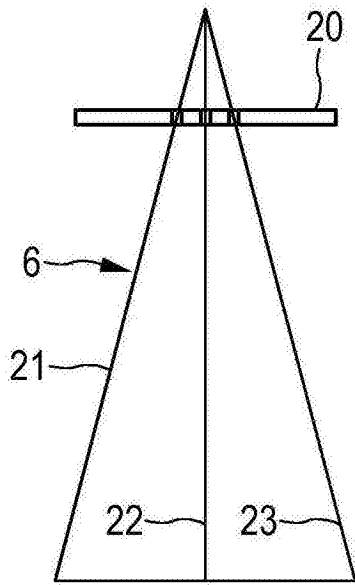


图2

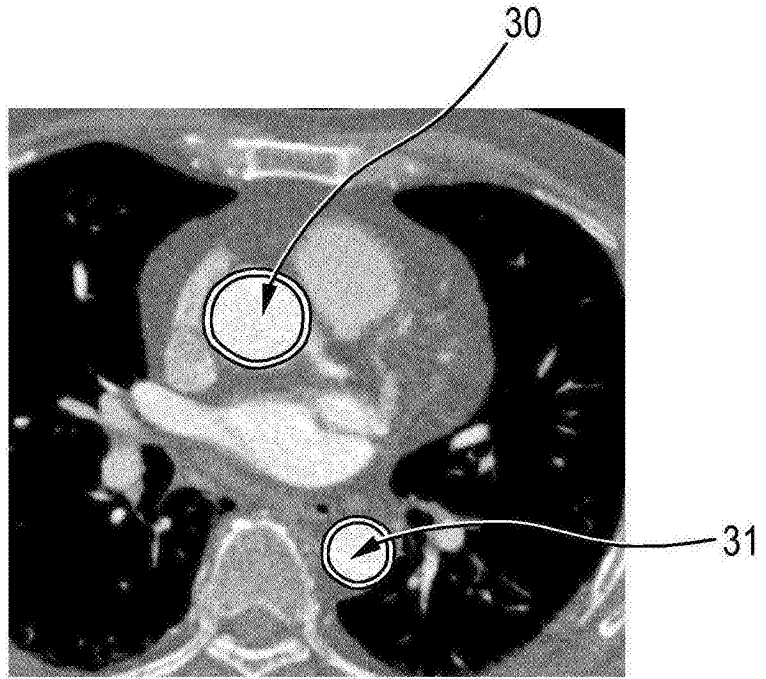


图3

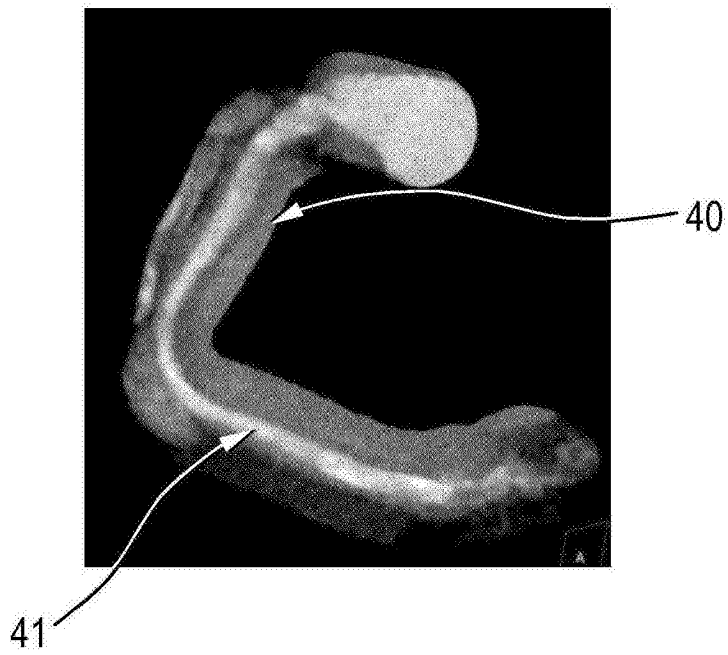


图4

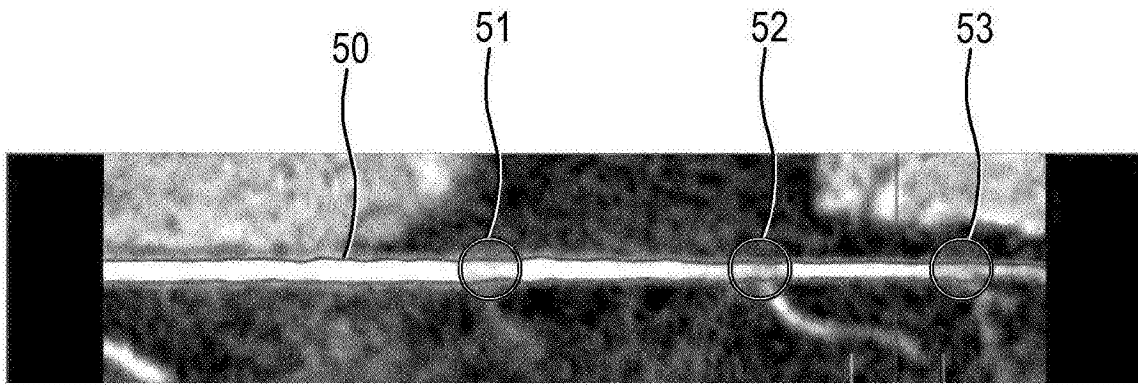


图5

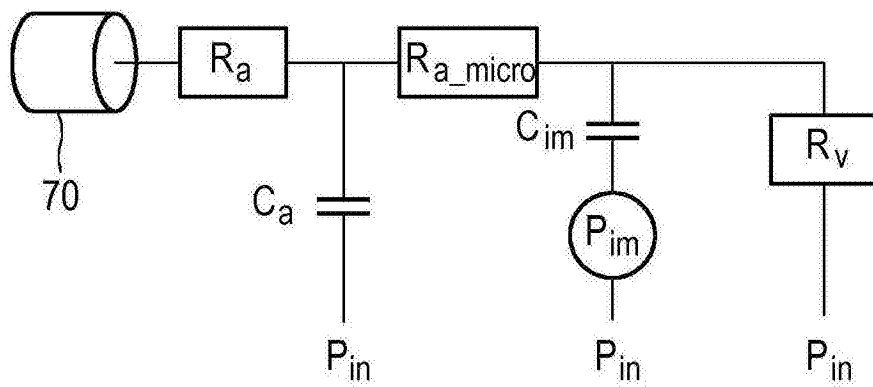


图6

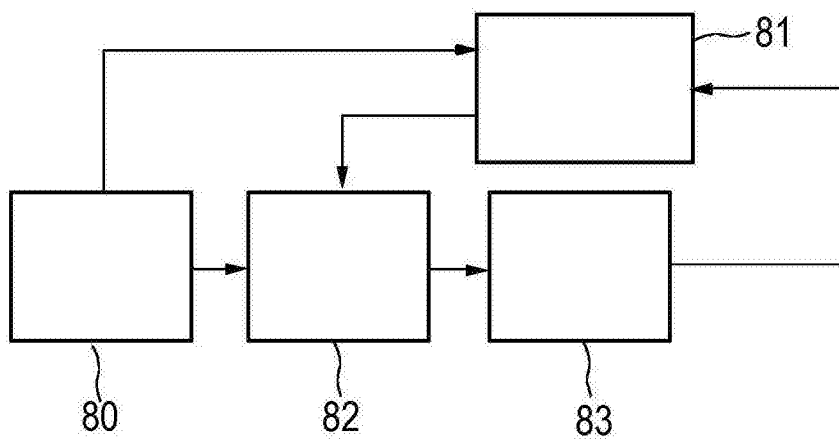


图7

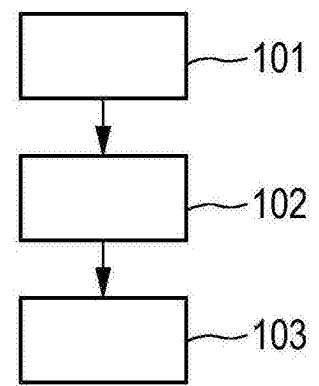


图8