(19)国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 116529837 A
(43)申请公布日 2023.08.01

(21)申请号 202180080296.0
(22)申请日 2021.11.22
(30)优先权数据
63/119,308 2020.11.30 US
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2023.05.30
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2021/082456 2021.11.22
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2022/112154 EN 2022.06.02
(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 H·尼克基施 H·施米特
C·邦图斯 R·维姆科
(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.
G16H 50/20(2006.01)

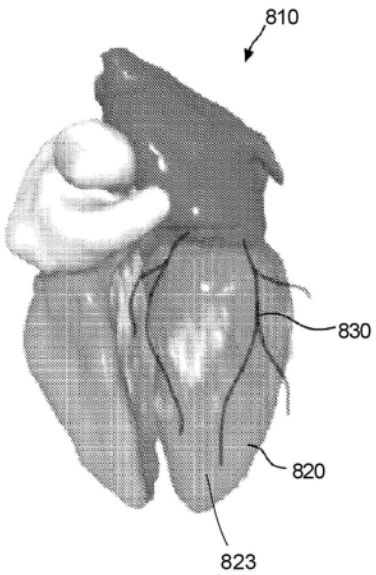
权利要求书3页 说明书7页 附图8页

(54)发明名称

用于可视化的方法和系统

(57)摘要

一种用于可视化的方法可以包括:获得患者的心肌组织的第一灌注度量的数据;获得所述患者的冠状动脉的几何结构的数据;获得冠状动脉的第二灌注度量的数据;基于所述冠状动脉的所述第二灌注度量的所述数据来获得沿着所述冠状动脉的流动阻碍度量的数据;并且在单幅图像上可视化所述心肌组织的所述第一灌注度量和所述冠状动脉,所述冠状动脉在所述单幅图像上与所述第一灌注度量叠加,可视化的冠状动脉表示所述冠状动脉的所述几何结构和沿着所述冠状动脉的所述流动阻碍度量。



CN 116529837 A

1.一种用于可视化的方法,包括:

获得患者的心肌组织的第一灌注度量的数据;

获得所述患者的冠状动脉的几何结构的数据;

获得所述冠状动脉的第二灌注度量的数据;

基于所述冠状动脉的所述第二灌注度量的所述数据来获得沿着所述冠状动脉的流动阻碍度量的数据;并且

在单幅图像上可视化所述心肌组织的所述第一灌注度量和所述冠状动脉,所述冠状动脉在所述单幅图像上与所述第一灌注度量叠加,可视化的冠状动脉表示所述冠状动脉的所述几何结构和沿着所述冠状动脉的所述流动阻碍度量。

2.根据权利要求1所述的方法,其中,对沿着所述冠状动脉的所述流动阻碍度量的所述数据的所述获得包括:

确定所述第二灌注度量与沿着所述冠状动脉的参考值的流动偏差;并且

基于所确定的流动偏差来处理沿着所述冠状动脉的狭窄评估以获得所述流动阻碍度量的所述数据。

3.根据权利要求2所述的方法,其中,对沿着所述冠状动脉的所述狭窄评估的所述处理包括:

基于所述流动偏差来确定沿着所述冠状动脉的多个狭窄率;并且

处理所述狭窄率的累积和以获得所述流动阻碍度量的所述数据。

4.根据权利要求1所述的方法,其中,所述可视化包括在所述单幅图像上同时可视化所述心肌组织的所述第一灌注度量和表示所述冠状动脉的所述几何结构并且表示沿着所述冠状动脉的所述流动阻碍度量的所述冠状动脉。

5.根据权利要求1所述的方法,其中,所述可视化包括通过颜色、厚度和尺寸中的至少一项来可视化所述第一灌注度量和所述流动阻碍度量。

6.根据权利要求1所述的方法,还包括获得所述患者的冠状动脉计算机断层摄影血管造影数据,

其中,对所述第一灌注度量的所述数据的所述获得、对所述冠状动脉的所述几何结构的所述数据的所述获得和对沿着所述冠状动脉的所述流动阻碍度量的所述数据的所述获得基于相同的冠状动脉计算机断层摄影血管造影数据。

7.根据权利要求1所述的方法,还包括:

根据心肌壁的分割模型对所述患者的图像数据进行分割,以提供所述心肌壁的分割数据,其中,对所述心肌组织的所述第一灌注度量的所述数据的所述获得基于所述心肌壁的所述分割数据;

根据所述冠状动脉的分割模型对所述患者的所述图像数据进行分割,以提供所述冠状动脉的分割数据,其中,对所述患者的所述冠状动脉的所述几何结构的所述数据的所述获得和对沿着所述冠状动脉的所述流动阻碍度量的所述数据的所述获得基于所述冠状动脉的所述分割数据;

对所述心肌组织的所述第一灌注度量的所述数据、所述冠状动脉的所述几何结构的所述数据和沿着所述冠状动脉的所述流动阻碍度量的所述数据进行重新格式化,以拟合参考形状,其中,所述参考形状至少由内参考表面和外参考表面限定。

8.根据权利要求7所述的方法,还包括:

将所述心肌组织的重新格式化数据、所述冠状动脉的所述几何结构的重新格式化数据和沿着所述冠状动脉的所述流动阻碍度量的重新格式化数据映射到目标形状,其中,所述目标形状由至少第一目标表面和第二目标表面限定,其中,所述映射包括从所述内参考表面到所述第一目标表面的映射以及从所述外参考表面到所述第二目标表面的映射;并且

基于所述映射,在所述单幅图像上可视化所述心肌组织的所述第一灌注度量和表示所述冠状动脉的所述几何结构并且表示沿着所述冠状动脉的所述流动阻碍度量的所述冠状动脉。

9.一种可视化系统,包括:

存储器,其存储多个指令;以及

处理器电路,其被耦合到所述存储器并且被配置为运行所述指令以执行以下操作:

获得患者的心肌组织的第一灌注度量的数据;

获得所述患者的冠状动脉的几何结构的数据;

获得所述冠状动脉的第二灌注度量的数据;

基于所述冠状动脉的所述第二灌注度量的所述数据来获得沿着所述冠状动脉的流动阻碍度量的数据;并且

在单幅图像上可视化所述心肌组织的所述第一灌注度量和所述冠状动脉,所述冠状动脉在所述单幅图像上与所述第一灌注度量叠加,可视化的冠状动脉表示所述冠状动脉的所述几何结构和沿着所述冠状动脉的所述流动阻碍度量。

10.根据权利要求9所述的可视化系统,其中,所述处理器电路还被配置为:

确定所述第二灌注度量与沿着所述冠状动脉的参考值的流动偏差;并且

基于所确定的流动偏差来处理沿着所述冠状动脉的狭窄评估以获得所述流动阻碍度量的所述数据。

11.根据权利要求10所述的可视化系统,其中,所述处理器电路还被配置为:

基于所述流动偏差来确定沿着所述冠状动脉的多个狭窄率;并且

处理所述狭窄率的累积和以获得所述流动阻碍度量的所述数据。

12.根据权利要求9所述的可视化系统,其中,所述可视化包括在所述单幅图像上同时可视化所述心肌组织的所述第一灌注度量和表示所述冠状动脉的所述几何结构并且表示沿着所述冠状动脉的所述流动阻碍度量的所述冠状动脉。

13.根据权利要求9所述的可视化系统,其中,所述可视化包括通过颜色、厚度和尺寸中的至少一项来可视化所述第一灌注度量和所述流动阻碍度量。

14.根据权利要求9所述的可视化系统,还包括成像设备,所述成像设备被配置为获得所述患者的冠状动脉计算机断层摄影血管造影数据,

其中,所述处理器电路被配置为基于相同的冠状动脉计算机断层摄影血管造影数据来获得所述第一灌注度量的所述数据、所述冠状动脉的所述几何结构的所述数据和沿着所述冠状动脉的所述流动阻碍度量的所述数据。

15.一种非瞬态计算机可读介质,在其上存储有一个或多个可执行指令,所述一个或多个可执行指令当由处理器电路运行时使得所述处理器电路执行用于可视化的方法,所述方法包括:

获得患者的心肌组织的第一灌注度量的数据；

获得所述患者的冠状动脉的几何结构的数据；

获得所述冠状动脉的第二灌注度量的数据；

基于所述冠状动脉的所述第二灌注度量的所述数据来获得沿着所述冠状动脉的流动阻碍度量的数据；并且

在单幅图像上可视化所述心肌组织的所述第一灌注度量和所述冠状动脉，所述冠状动脉在所述单幅图像上与所述第一灌注度量叠加，可视化的冠状动脉表示所述冠状动脉的所述几何结构和沿着所述冠状动脉的所述流动阻碍度量。

用于可视化的方法和系统

技术领域

[0001] 本公开总体上涉及用于可视化的方法和系统，特别是用于对心肌灌注度量和冠状动脉的可视化的方法和系统。

背景技术

[0002] 通常，计算机断层摄影(CT)以及特别是冠状动脉计算机断层摄影血管造影(CCTA)已经被用于根据冠状动脉的形态和几何结构来评估冠状动脉，并预测主要不良心血管事件(MACE)的相关联的未来风险。能谱CT采集具有允许通过直接测量心肌组织中的碘含量来确定局部心肌灌注的潜力，这产生心肌的功能评估。需要一种允许全面风险评估的方法。

[0003] 在背景技术部分中提供的描述不应仅仅因为它在背景技术部分中被提及或与背景技术部分相关联而被假定为是现有技术。背景技术部分可以包括描述主题技术的一个或多个方面的信息。

发明内容

[0004] 本公开的一个实施例可以提供一种用于可视化的方法。所述方法可以包括：获得患者的心肌组织的第一灌注度量的数据；获得所述患者的冠状动脉的几何结构的数据；获得冠状动脉的第二灌注度量的数据；基于所述冠状动脉的所述第二灌注度量的所述数据来获得沿着所述冠状动脉的流动阻碍度量的数据；并且在单幅图像上可视化所述心肌组织的所述第一灌注度量和所述冠状动脉，所述冠状动脉在所述单幅图像上与所述第一灌注度量叠加，可视化的冠状动脉表示所述冠状动脉的所述几何结构和沿着所述冠状动脉的所述流动阻碍度量。

[0005] 本公开的另一实施例可以提供一种可视化系统。所述可视化系统可以包括：存储器，其存储多个指令；以及处理器电路，所述处理器电路被耦合到所述存储器。所述处理器电路可以被配置为运行所述指令以执行以下操作：获得患者的心肌组织的第一灌注度量的数据；获得所述患者的冠状动脉的几何结构的数据；获得冠状动脉的第二灌注度量的数据；基于所述冠状动脉的所述第二灌注度量的所述数据来获得沿着所述冠状动脉的流动阻碍度量的数据；并且在单幅图像上可视化所述心肌组织的所述第一灌注度量和所述冠状动脉，所述冠状动脉在所述单幅图像上与所述第一灌注度量叠加，可视化的冠状动脉表示所述冠状动脉的所述几何结构和沿着所述冠状动脉的所述流动阻碍度量。

[0006] 本公开的另一实施例可以提供一种非瞬态计算机可读介质，在其上存储有一个或多个可执行指令，所述一个或多个可执行指令当由处理器电路运行时使得所述处理器电路执行用于可视化的方法。所述方法可以包括：获得患者的心肌组织的第一灌注度量的数据；获得所述患者的冠状动脉的几何结构的数据；获得冠状动脉的第二灌注度量的数据；基于所述冠状动脉的所述第二灌注度量的所述数据来获得沿着所述冠状动脉的流动阻碍度量的数据；并且在单幅图像上可视化所述心肌组织的所述第一灌注度量和所述冠状动脉，所述冠状动脉在所述单幅图像上与所述第一灌注度量叠加，可视化的冠状动脉表示所述冠状

动脉的所述几何结构和沿着所述冠状动脉的所述流动阻碍度量。

附图说明

[0007] 图1图示了根据本公开的一个实施例的人类心脏的四个腔室的三维表面绘制的示例。

[0008] 图2A图示了根据本公开的一个实施例的系统的示意图。

[0009] 图2B图示了根据本公开的一个实施例的系统的示意图。

[0010] 图3A图示了根据本公开的一个实施例的用于预测血管有效半径与到实际血管半径的线性衰减鲁棒拟合的偏差的线性血管渐缩模型。

[0011] 图3B图示了根据本公开的一个实施例的沿着冠状动脉的中心线的百分比狭窄。

[0012] 图4A图示了根据本公开的一个实施例的左心室牛眼图扇区。

[0013] 图4B图示了对应于图4A的心肌切片和扇区。

[0014] 图5示意性地图示了根据本公开的一个实施例的以体积牛眼图(VBEP)的形式构造目标形状的方面。

[0015] 图6图示了根据本公开的一个实施例的使用牛眼图的可视化的灌注度量和可视化的冠状动脉。

[0016] 图7图示了根据本公开的一个实施例的方法的流程图。

具体实施方式

[0017] 根据本公开的原理的说明性实施例的描述旨在结合附图来阅读,附图被认为是整个书面描述的一部分。在本文所公开的本发明的实施例的描述中,任何对方向或方位的提及仅是为了便于描述,而不是以任何方式限制本发明的范围。诸如“下方”、“上方”、“水平”、“垂直”、“高于”、“低于”、“向上”、“向下”、“顶部”和“底部”的相关术语及其派生词(例如、“水平地”、“向下地”、“向上地”等)应被解释为是指如然后描述的或讨论中的附图中所示的取向。这些相关术语仅是为了便于描述,并且不要求装置以特定取向构造或操作,除非如此明确指出。诸如“附接”、“固定”、“相连”、“耦合”、“互连”的术语以及类似术语指的是一种关系,其中,结构通过中间结构直接或间接地彼此固定或附接,以及两者可移动或刚性连接或关系,除非另有明确说明。此外,本公开的特征和益处通过参考例示性实施例来说明。因此,本公开明确不应限于这样的示例性实施例,其图示了可以单独存在或以其它特征组合存在的特征的一些可能的非限制性组合;本公开的范围由所附权利要求限定。

[0018] 本公开描述了目前所预期的实践本公开的一种或多种最佳模式。该描述不旨在以限制的意义理解,而是提供仅仅出于说明性目的而通过参考附图所呈现的本公开的示例,以向本领域普通技术人员告知本公开的优点和结构。在附图的各个视图中,相似的附图标记指定相似或类似的部分。

[0019] 重要的是要注意,所公开的实施例仅是本文的创新教导的许多有利用途的示例。通常,在本申请的说明书中所做出的陈述不一定限制各种要求保护的公开内容中的任何内容。此外,一些陈述可能适用于一些创造性特征,但不适用于其他特征。通常,除非另有说明,单数元素可以是复数形式,并且反之亦然,而不失一般性。

[0020] 本公开可以在单幅图像上可视化心肌组织的灌注度量和冠状动脉,其中,冠状动

脉在单幅图像上与灌注度量叠加，并且可视化的冠状动脉可以表示冠状动脉的几何结构和沿着冠状动脉的流动阻碍度量。心肌组织的灌注度量允许量化局部血液和氧气供应，以及心肌的灌注缺陷。冠状动脉的几何结构也可以与观察到的灌注和血液供应有关，并且可以用于计算公共坐标系。沿着冠状动脉的流动阻碍度量然后可以被用于量化冠状动脉几何结构对实际血液流动的局部效应。在一个示例中，这三个项目(即，心肌组织的灌注度量、冠状动脉的几何结构和沿着冠状动脉的流动阻碍度量)可以根据单个能谱CCTA扫描来计算，并且被映射到共同牛眼可视化上的变化中，从而允许用户在统一图形图中判断互补方面中每个的相对贡献。

[0021] 在本公开的一些实施例中，因为三个项目(即，心肌组织的灌注度量、冠状动脉的几何结构和沿着冠状动脉的流动阻碍度量)可以被聚合成适合于可视化和预测分析的共同表示，所以可以更有效地实现全面的风险评估。另外，在本公开的一些实施例中，该表示可以容易地可映射到平面以用于快速视觉检查、报告和文档记录目的。在本公开的一些实施例中，该表示可以与标准报告方案和群体模型同步，以便允许可转移的语句。

[0022] 图1图示了人类心脏810的四个腔室的三维(3D)表面绘制，包括心肌壁820(例如，所图示示例中的左心室)和冠状动脉830的一部分(即，心脏810周围的血管)。形成心肌壁820的肌肉组织被称为心肌或心肌组织823。除了任何其他肌肉组织之外，心肌组织还需要氧气来操作。氧气可以由冠状动脉830供应。

[0023] 图2A图示了根据本公开的一个实施例的系统的示意图。如图2A所示，该系统可以包括成像设备100A和处理设备100B。

[0024] 成像设备100A可以获得患者的图像数据311。在一些实施例中，成像设备100A可以包括CT成像设备，并且图像数据311可以包括患者的CT血管造影数据。CT成像设备可以通过能谱采集和断层摄影重建获得以体素组织的能谱计算机断层摄影体积图像数据，例如，能谱CCTA数据。

[0025] 体积图像数据可以包括患者体内心脏区域的对比增强体积图像和心脏区域的基线体积图像，其中，对比增强体积图像可以传达关于患者的冠状动脉解剖结构的解剖信息。在该方法中，可以使用碘造影剂。

[0026] 如图2B所示，处理设备100B可以包括处理器电路111和存储器113。存储器113可以存储多个指令。处理器电路111可以耦合到存储器113并且可以被配置为执行指令。处理设备100B可以从成像设备100A接收患者的图像数据311。

[0027] 如图2A所示，处理设备100B可以包括多个功能块131、133、141、143、145、147、151、153和155。

[0028] 参考图2A，块131可以根据心肌壁820的分割模型对患者的图像数据311进行分割，以提供心肌壁820的分割数据321。分割可以由用户手动实行或通过(半)自动分割实行。在心肌壁820的自动分割的一个示例中，可以使用在手动注释的数据上训练的卷积神经网络(CNN)来自动分割心肌壁820。例如，在Ecabert O等人的“Automatic model-based segmentation of the heart in CT images”(IEEE Trans Med Imaging.,1189,(2008)，其通过引用并入本文)中描述了用于分割的方法。

[0029] 块133可以获得患者的心肌组织823的第一灌注度量711的数据323。心肌组织823的第一灌注度量711的数据323的获得可以基于心肌壁820的分割数据321。第一灌注度量

711的数据323可以例如包含在三维体积图像中。

[0030] 在图2A所示的示例中，第一灌注度量711的数据323可以通过使用静态能谱CT灌注图像来获得。然而，心肌组织的第一灌注度量的数据也可以通过使用其他种类的图像来获得，例如，使用正电子发射断层摄影(PET)、磁共振(MR)灌注图像或具有灌注度量(例如静息/应急差异)的动态静息/应急CT灌注图像。

[0031] 参考图2A，块141可以根据冠状动脉830的分割模型对患者的图像数据311进行分割，以提供冠状动脉830的分割数据331。例如，块141可以适于自动提取图像内的冠状动脉830的血管中心线和管腔。可以使用用于自动或半自动跟踪中心线的各种算法。可以使用用于跟踪冠状动脉血管中心线的任何方法。例如，在D.Lesage等人的“A Review of 3D Vessel Lumen Segmentation Techniques Models,Features and Extractions Schemes”(Medical Image Analysis,819,(2009)，其通过引用并入本文)中描述了用于提取冠状动脉中心线的方法。例如，在Wolterink JM等人的“Coronary artery centerline extraction in cardiac CT angiography using a CNN-based orientation classifier”(Med Image Anal.46(2019)，其通过引用并入本文)中描述了用于提取冠状动脉中心线的另一种方法。例如，在Bülow T等人的“A general framework for tree segmentation and reconstruction from medical volume data”(Med.Image Comput.Comput.Assist.Intervent.533,(2004)，其通过引用并入本文)中描述了用于分割冠状动脉的方法。

[0032] 块143可以基于冠状动脉830的分割数据331来获得冠状动脉830的几何结构713的数据333。例如，冠状动脉830的几何结构333可以根据冠状动脉830的中心线和冠状动脉830的管腔来表示。

[0033] 用于获得冠状动脉830的几何结构713的数据333的图像可以与用于获得心肌组织823的第一灌注度量711的数据323的图像相同，或可以与用于获得心肌组织823的第一灌注度量711的数据323的图像不同。代替于使用CCTA扫描，冠状动脉830的几何结构713的数据333可以通过使用不同的血管造影模态来获得，以提取冠状动脉或补充和细化冠状动脉。

[0034] 参考图2A，块145可以获得冠状动脉830的第二灌注度量715的数据341。冠状动脉830的第二灌注度量715的数据341的获得可以基于冠状动脉830的分割数据331。冠状动脉830的第二灌注度量715可以对应于冠状动脉830的血液流动。冠状动脉830的血液流动可以是提供关于下游灌注的信息的功能量。

[0035] 块147可以基于冠状动脉830的第二灌注度量715的数据341来获得沿着冠状动脉830的流动阻碍度量717的数据343。在一些实施例中，第一灌注度量711的数据323的获得、冠状动脉830的几何结构713的数据333的获得和沿着冠状动脉830的流动阻碍度量717的数据343的获得可以基于相同的冠状动脉计算机断层摄影血管造影数据。

[0036] 参考图2A和3A，在一些实施例中，为了获得流动阻碍度量717的数据343，块147可以确定第二灌注度量715与沿着冠状动脉830的参考值347的流动偏差345。由图3A中的实线表示的值可以对应于冠状动脉830的第二灌注度量715。在图3A所示的示例中，可以通过沿着中心线在有效半径域中鲁棒地拟合线性渐缩模型来确定流动偏差345。线性模型横截面积用作参考值347。然后，块147可以基于所确定的流动偏差345来处理沿着冠状动脉830的狭窄评估348(参见图3B)以获得流动阻碍度量717。在一个示例中，如图3B所示，处理沿着冠

状动脉830的狭窄评估348可以包括基于流动偏差345确定沿着冠状动脉830的多个狭窄率349(例如,狭窄百分比,其可以是横截面积的相对局部损失)。狭窄率349可以包括量化由冠状动脉狭窄引起的局部流动阻碍的度量。在图3B中,峰值可以指示冠状动脉830的强狭窄。然后,块147可以处理狭窄率349的累积和以获得冠状动脉830的流动阻碍度量717的数据343。

[0037] 在一些实施例中,代替于处理横截面积的累积损失,可以通过使用诸如半径/直径的累积损失、压降(血流储备分数(FFR))、体积血液流动、血液流速等的其他度量来获得流动阻碍度量的数据。代替于用于计算横截面积的累积损失的线性渐缩模型,可以使用更高级的血管渐缩模型。可以使用诸如群体统计、同一患者的先前图像等的额外信息来获得流动阻碍度量的数据。

[0038] 参考图2A,块151可以重新格式化心肌组织823的第一灌注度量711的数据323、冠状动脉830的几何结构713的数据333和沿着冠状动脉830的流动阻碍度量717的数据343。在一些实施例中,可以进行重新格式化以便在体积牛眼图(VBEP)上可视化。

[0039] 图4A示意性地图示了左心室牛眼图扇区,并且图4B图示了对应的心肌切片和扇区。美国心脏协会(AHA)已经提出了用于心脏的断层摄影成像的标准化心肌分割。A例如,在M.Cerqueira等人的“Standardized Myocardial Segmentation and Nomenclature for Tomographic Imaging of the Heart”(539,(2002),其通过引用并入本文)中描述了AHA提议。如图4A和4B所示,AHA建议将左心室分成垂直于心脏长轴的相等的三分之一,以生成左心室的三个切片:包括扇区1至6的圆形基底切片S1,包括扇区7至12的中腔切片S2,以及包括扇区13至16的心尖短轴切片S3。最后一个扇区(心尖17)在垂直长轴切片S4中示出。

[0040] 图5示意性地图示了以体积牛眼图的形式构造目标形状201的方面。包括图4B的切片S1-S4的左心室可以对应于图5的参考形状20,并且图4A所示的牛眼图可以基于图5的目标形状201来可视化。

[0041] 参考图2A和5,块151可以重新格式化心肌组织823的第一灌注度量711的数据323、冠状动脉830的几何结构713的数据333和沿着冠状动脉830的流动阻碍度量717的数据343,以拟合参考形状20(参见图5)。然后,块151可以获得心肌组织823的重新格式化数据325、冠状动脉830的几何结构713的重新格式化数据335和沿着冠状动脉830的流动阻碍度量717的重新格式化数据345。

[0042] 如图5所示,参考形状20是截短的椭圆体的形式。在可以是体素数据的数据323、333和343的重新格式化中,可以拟合数据的真实解剖位置以匹配参考形状20。分割可以导致内参考表面22和外参考表面23的定位。

[0043] 参考形状20包括左心室的长轴21、内参考表面22(例如,内壁或心内膜)和外参考表面23(例如,外壁或心外膜)。

[0044] 参考图2A和5,块153然后可以将心肌组织823的重新格式化数据325、冠状动脉830的几何结构713的重新格式化数据335和沿着冠状动脉830的流动阻碍度量717的重新格式化数据345映射到目标形状201。然后,块153可以获得心肌组织823的映射数据327、冠状动脉830的几何结构713的映射数据337和沿着冠状动脉830的流动阻碍度量717的映射数据347。图5所示的目标形状201可以由至少第一目标表面29和第二目标表面200限定。数据325、335和345的映射可以包括将数据从内参考表面22映射到第一目标表面29以及从外参

考表面23映射到第二目标表面200。在一些实施例中，数据325、335和345可以从一组体素值映射到圆柱体形式的目标形状201。结合图5，参考形状20的每个轮廓24可以构成参考形状20的截面，并且轮廓24以目标形状201的横截面的2D平面的形式投影到二维(2D)平面26的单个同心环。在图5中，该映射通过将参考形状20上的区段25映射到目标形状201的2D平面上的区段25′来说明。该映射可以是连续的，因此不能结合到目标形状上的区段25′的映射来对参考形状20上的区段25中的数据进行量化。截面仅仅出于说明性原因而示出，而不是为了指示数据的量化。

[0045] 沿着参考形状20的表面间距离延伸的方向维持在目标形状201中，使得沿着由参考形状的附图标记27指示的方向的壁厚被映射到如由附图标记28指示的圆柱体的深度尺寸的方向。

[0046] 因此，左心室可以以圆柱体的形式被映射到目标形状201上，并且其中，沿着圆柱体轴线的尺寸表示心肌壁的厚度。因此，内参考表面22(例如，内壁或心内膜)可以投影到圆柱体的底部，即第一表面29，而外参考表面23(例如，外壁或心外膜)可以投影到圆柱体的顶部，即，第二表面200。心内膜和心外膜之间的组织投影到从圆柱体的底部延伸到顶部的平面上。

[0047] 图6图示了根据一个实施例的使用牛眼图的可视化的灌注度量和冠状动脉。

[0048] 参考图2A和6，块155可以在单幅图像700上可视化心肌组织823的第一灌注度量711和冠状动脉830。在单幅图像700上，冠状动脉830可以与第一灌注度量711叠加。如图6所示，可视化的冠状动脉830可以表示冠状动脉830的几何结构713和沿着冠状动脉830的流动阻碍度量717。在一些实施例中，单幅图像700上的第一灌注度量711和冠状动脉830可以在用户的计算机屏幕上可视化，或可以存储在存储设备中。在一些实施例中，心肌组织823的第一灌注度量711以及表示冠状动脉830的几何结构713和沿着冠状动脉830的流动阻碍度量717的冠状动脉830可以同时在单幅图像700上(例如在用户的计算机屏幕上)可视化。第一灌注度量711和流动阻碍度量717可以例如通过颜色、厚度和尺寸中的至少一个来可视化。在图6所图示的示例中，第一灌注度量711被示出在包括区段1-16的环形区域上，并且冠状动脉830被示出在区段1、3、6、7、8、12、13、14和16中并且在环形区域之外。

[0049] 特别地，互补成像特征(即，灌注度量711和冠状动脉830)可以在相同的坐标系中可视化，其中，平面中的强度可以是第一灌注度量711遍及心肌壁820的聚合值。例如，可以通过平均来完成聚合。冠状动脉830的宽度可以对应于有效局部横截面积，以便允许视觉狭窄评估。在一些示例中，冠状动脉830的颜色可以对流动阻碍度量717进行编码。

[0050] 在一些实施例中，可以通过使用例如通过侵入式FFR、光学相干断层摄影(OCT)、血管内超声(IVUS)或X射线血管造影术测量的功能信息来自然地丰富可视化。在一些实施例中，可以通过像素到出口的概率图来增强可视化，其中，可以看到血管和灌注区域之间的估计连接。在其他实施例中，在单幅图像中，可以特别突出显示狭窄以集中注意力。

[0051] 在本公开中，因为单幅图像700可以示出心肌组织823的第一灌注度量711、冠状动脉830的几何结构713和冠状动脉830的流动阻碍度量717，所以可以由用户在统一的图形图中判断每个互补方面的相对贡献。

[0052] 图7是根据本公开的一个实施例的方法的流程图。

[0053] 在根据一个实施例的示例性方法中，在图7的701中，可以获得患者的图像数据

311。在一些实施例中，可以获得患者的CCTA数据作为图像数据311。在703中，可以根据心肌壁820的分割模型对患者的图像数据311进行分割以提供心肌壁820的分割数据321。在705中，可以基于心肌壁820的分割数据321来获得心肌组织823的第一灌注度量711的数据323。

[0054] 在713中，可以根据冠状动脉830的分割模型对患者的图像数据311进行分割以提供冠状动脉830的分割数据331。在715中，可以基于冠状动脉830的分割数据331来获得患者的冠状动脉830的几何结构713的数据333。在717中，可以基于冠状动脉830的分割数据331来获得冠状动脉830的第二灌注度量715的数据341。在719中，可以基于冠状动脉830的第二灌注度量715的数据341来获得沿着冠状动脉830的流动阻碍度量717的数据343。

[0055] 在一些实施例中，由713、715、717和719示出的过程可以在由703和705示出的过程之前或与其并行地实行。

[0056] 在721中，心肌组织823的第一灌注度量711的数据323、冠状动脉830的几何结构713的数据333和沿着冠状动脉830的流动阻碍度量717的数据可以被重新格式化以拟合参考形状20。在723中，心肌组织823的重新格式化数据325、冠状动脉830的几何结构713的重新格式化数据335和沿着冠状动脉830的流动阻碍度量717的重新格式化数据345可以被映射到目标形状201。然后，在725中，基于该映射，心肌组织823的第一灌注度量711和冠状动脉830可以在单幅图像700上可视化。在单幅图像700上，冠状动脉830可以与第一灌注度量711叠加。

[0057] 根据本公开的方法可以作为计算机实施的方法在计算机上实施，或在专用硬件中实施，或在两者的组合中实施。用于根据本公开的方法的可执行代码可以存储在计算机程序产品上。计算机程序产品的示例包括存储器设备、光学存储设备、集成电路、服务器、在线软件等。计算机程序产品可以包括存储在计算机可读介质上的用于当所述程序产品在计算机上执行时执行根据本公开的方法的非瞬态程序代码。在实施例中，计算机程序可以包括当计算机程序在计算机上运行时适于执行根据本公开的方法的所有步骤的计算机程序代码。计算机程序可以实施在计算机可读介质上。

[0058] 尽管本公开已经关于几个所述的实施例进行了一些详细描述并且具有一些特殊性，但并不旨在将其限制于任何此类细节或实施例或任何特定的实施例，而是要通过参考来解释所附的权利要求，以便根据现有技术提供对这些权利要求的最宽泛的合理的解释，并因此有效地涵盖本公开的预期范围。

[0059] 本文引用的所有示例和条件语言旨在用于教学目的，以帮助读者理解本公开的原理和发明人为促进本领域做出贡献的概念，并且将被解释为不受这些具体列举的示例和条件的限制。此外，本文中引用本公开的原理、方位和实施例以及其具体示例的所有陈述旨在涵盖其结构和功能等效物。此外，此类等效物旨在包括当前已知的等效物以及未来开发的等效物，即，开发的执行相同功能的任何元件，而不管结构如何。

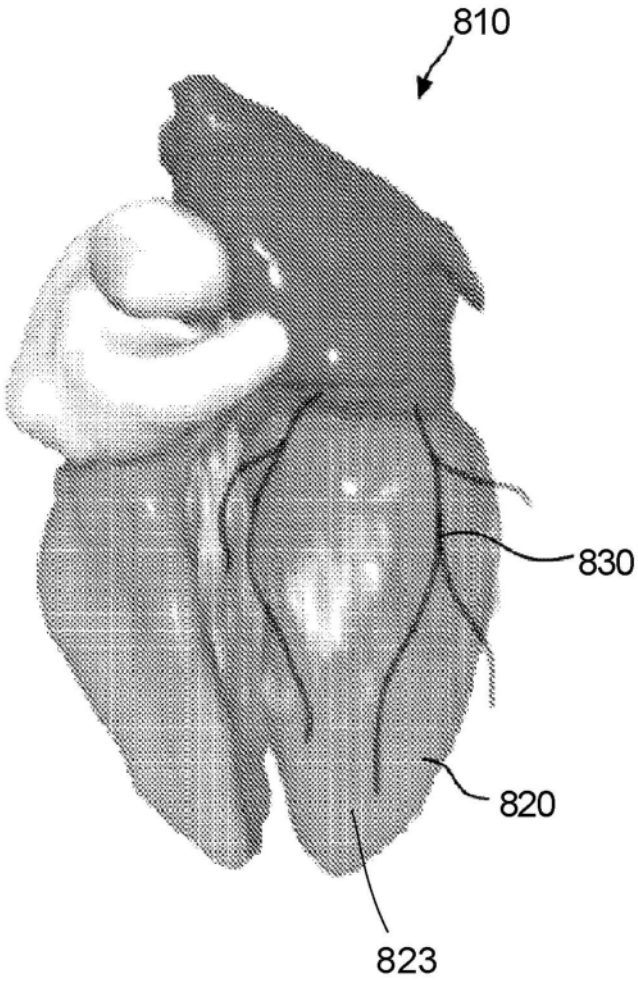


图1

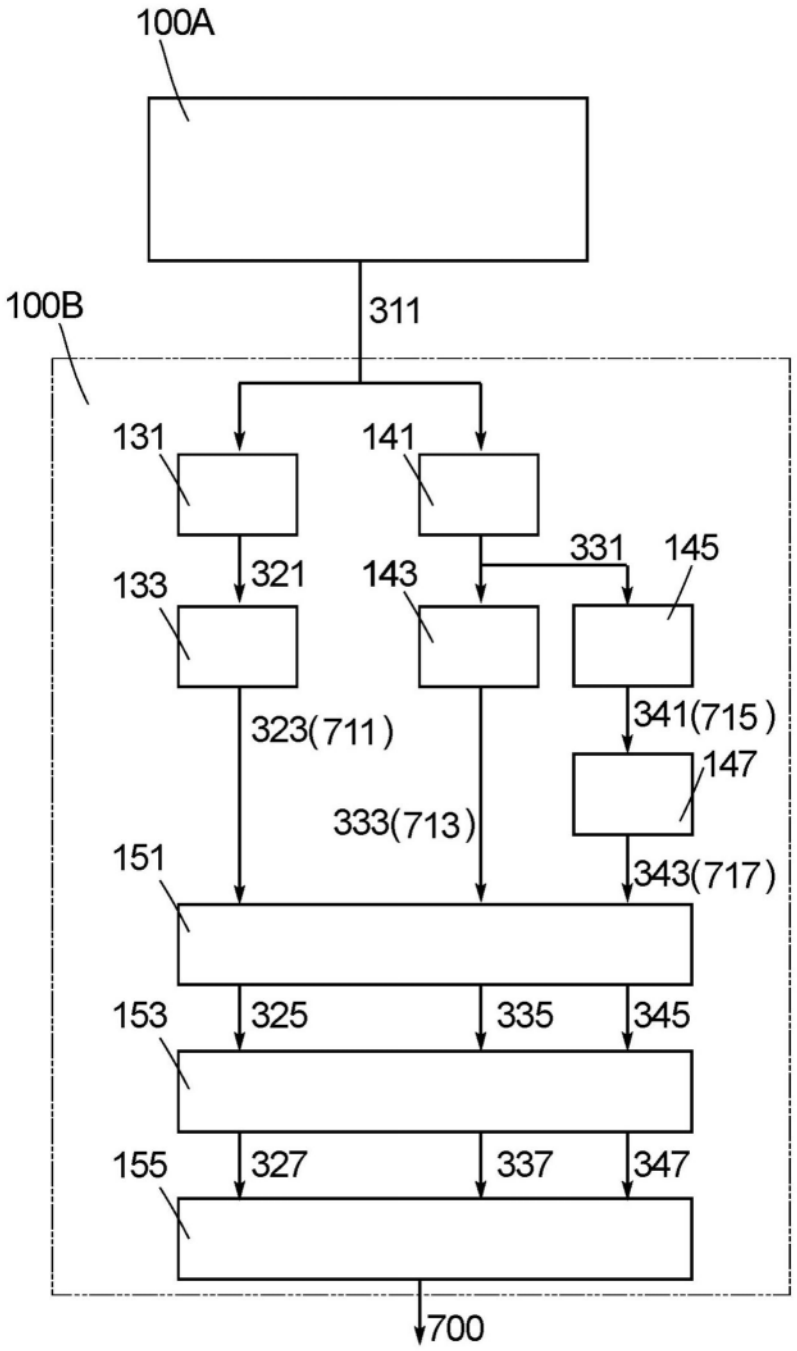

100A
311
100B
131
141
321
133
143
331
145
323(711)
333(713)
341(715)
147
343(717)
151
153
325
335
345
155
327
337
347
700

图2A

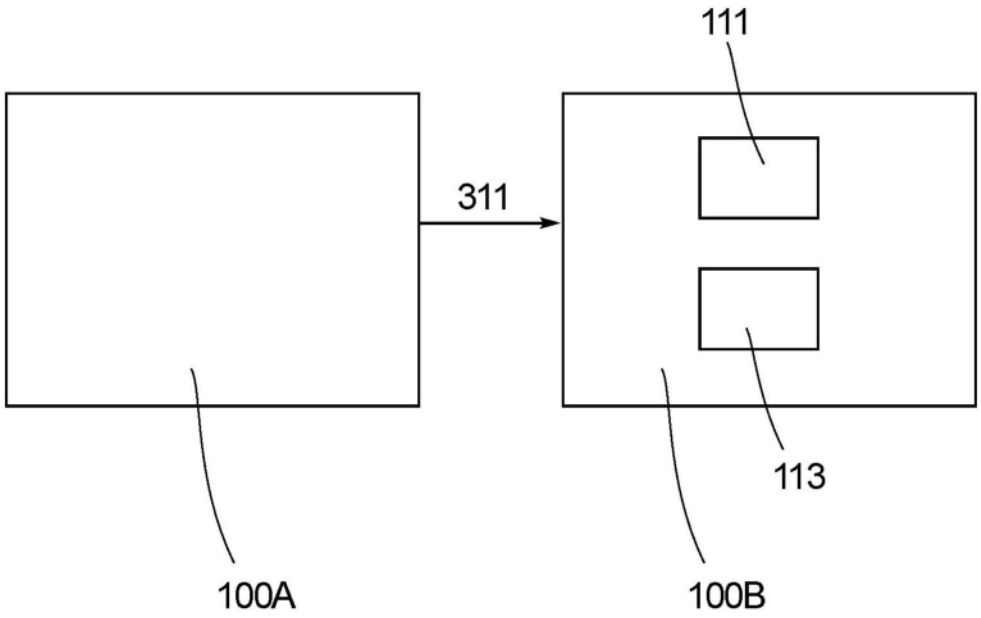

111
311
113
100A
100B

图2B

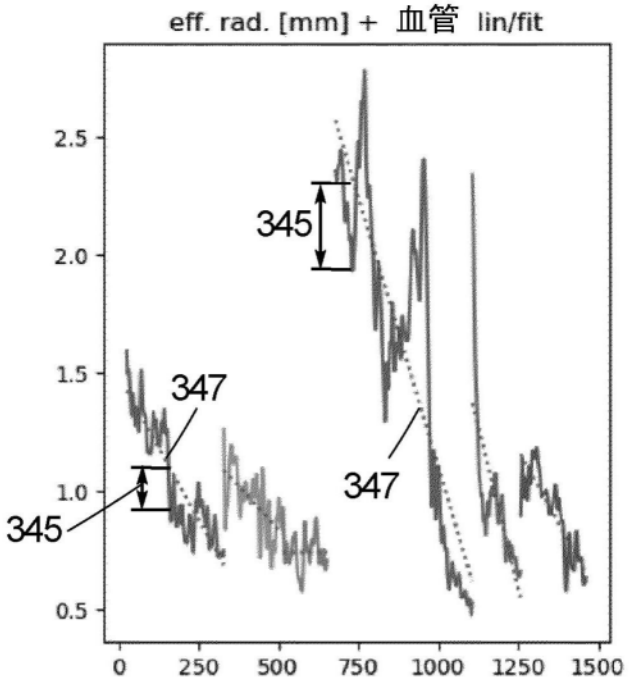

eff. rad. [mm] + 血管 lin/fit
2.5
2.0
1.5
1.0
0.5
0
250
500
750
1000
1250
1500
345
347
347
345

图3A

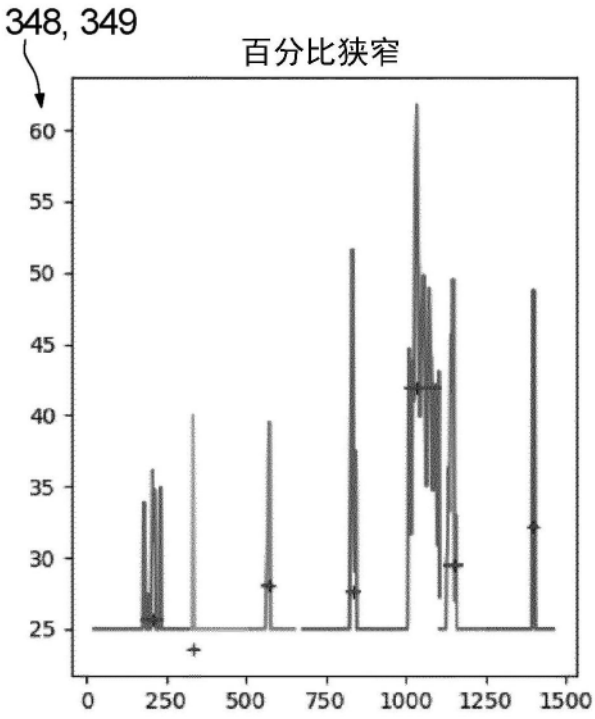

348, 349
百分比狭窄
60
55
50
45
40
35
30
25
0
250
500
750
1000
1250
1500

图3B

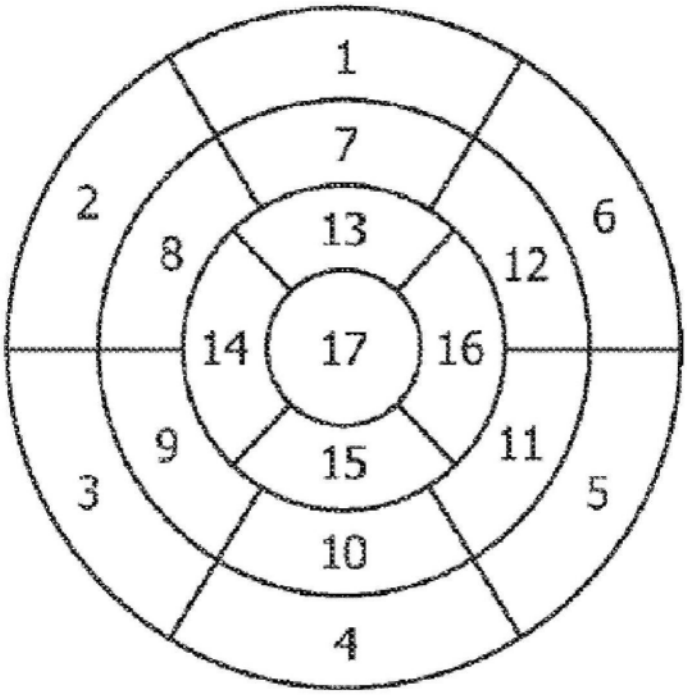

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17

图4A

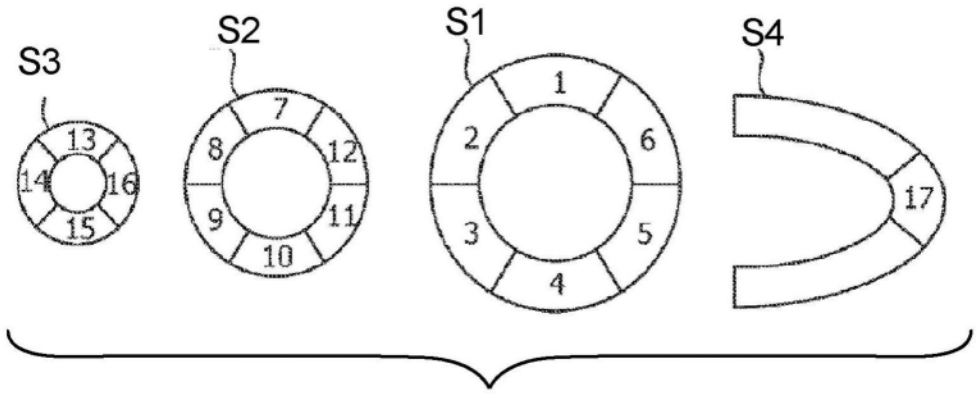


图4B

图4B

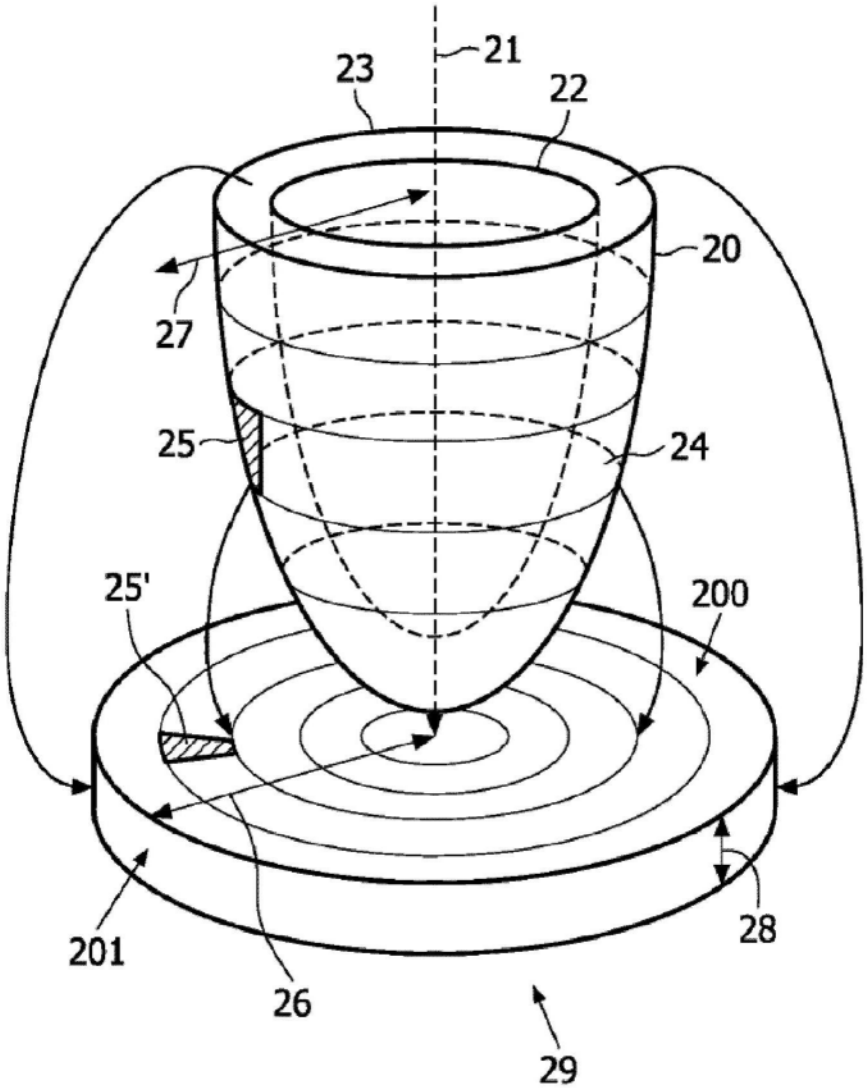


图5

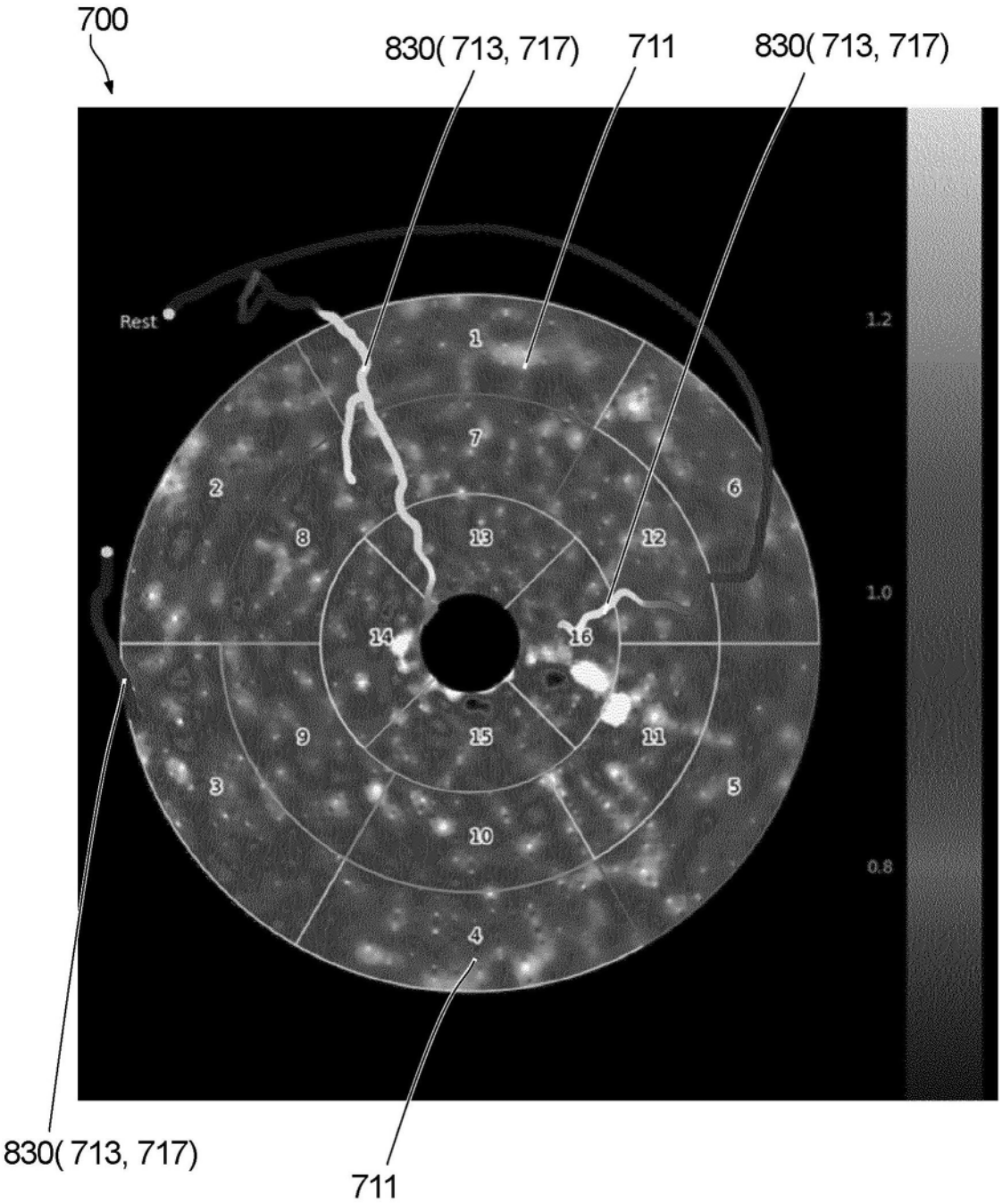

700
830(713, 717)
711
830(713, 717)
Rest
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
1.2
1.0
0.8
830(713, 717)
711

图6

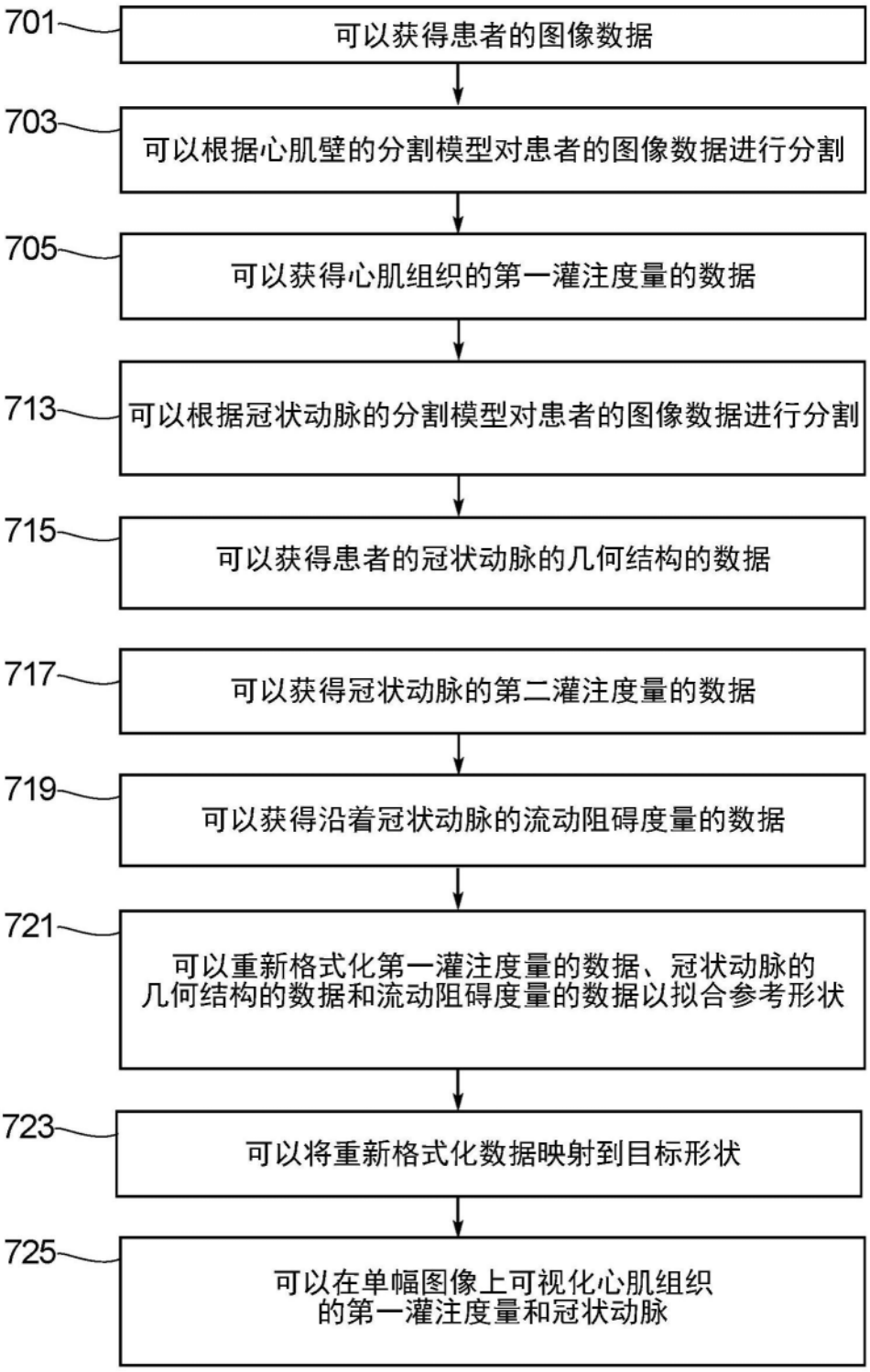

701
可以获得患者的图像数据
703
可以根据心肌壁的分割模型对患者的图像数据进行分割
705
可以获得心肌组织的第一灌注度量的数据
713
可以根据冠状动脉的分割模型对患者的图像数据进行分割
715
可以获得患者的冠状动脉的几何结构的数据
717
可以获得冠状动脉的第二灌注度量的数据
719
可以获得沿着冠状动脉的流动阻碍度量的数据
721
可以重新格式化第一灌注度量的数据、冠状动脉的几何结构的数据和流动阻碍度量的数据以拟合参考形状
723
可以将重新格式化数据映射到目标形状
725
可以在单幅图像上可视化心肌组织的第一灌注度量和冠状动脉

图7