



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 116807514 B

(45) 授权公告日 2024. 01. 12

(21) 申请号 202311093740.X

A61B 8/00 (2006.01)

(22) 申请日 2023.08.29

A61B 8/12 (2006.01)

(65) 同一申请的已公布的文献号

G06T 11/00 (2006.01)

申请公布号 CN 116807514 A

G06T 7/33 (2017.01)

G06T 7/68 (2017.01)

(43) 申请公布日 2023.09.29

(56) 对比文件

(73) 专利权人 深圳开立生物医疗科技股份有限公司

WO 2020098704 A1, 2020.05.22

US 5771895 A, 1998.06.30

地址 518057 广东省深圳市南山区粤海街道麻岭社区高新中区科技中2路1号深圳软件园(2期)12栋201、202

CN 107730540 A, 2018.02.23

CN 111462117 A, 2020.07.28

CN 111754506 A, 2020.10.09

(72) 发明人 朱彦聪 胡浩晖 陈蕾 张勇

CN 112673433 A, 2021.04.16

US 2019076196 A1, 2019.03.14

US 2021298708 A1, 2021.09.30

(74) 专利代理机构 北京睿邦知识产权代理事务所(普通合伙) 11481

专利代理人 戴亚南 苑晨硕

审查员 戚永娟

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006.01)

权利要求书11页 说明书24页 附图3页

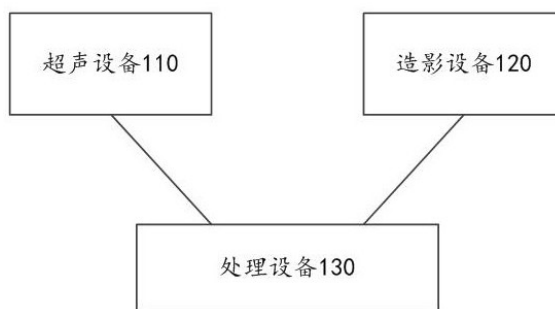
(54) 发明名称

血管成像系统、方法、设备、电子设备及存储介质

(57) 摘要

本申请的实施例提供了一种血管成像系统、方法、设备、电子设备及存储介质。血管成像系统包括:超声设备,用于采集目标对象的血管内超声图像;造影设备,用于采集目标对象的冠脉造影图像;处理设备,与超声设备和造影设备分别连接,用于:确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期;从超声设备和造影设备各自采集的图像中分别获取目标对象的目标血管在舒张期无波形间期内的目标超声图像和目标造影图像;基于目标超声图像和目标造影图像进行血管重建,生成目标血管的血管模型;基于血管模型中的血管参数,确定目标血管的血流储备分数。该方案可以减少受试者的不适,可以节约受试者的受试成本,并有利于提高目标血管的血流储备分数的计算精度。

100



1. 一种血管成像系统,其特征在于,包括:

超声设备,用于采集目标对象的血管内超声图像;

造影设备,用于采集所述目标对象的冠脉造影图像;

处理设备,与所述超声设备和所述造影设备分别连接,用于:

确定所述目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期;

从所述超声设备和所述造影设备各自采集的图像中分别获取所述目标对象的目标血管在所述舒张期无波形间期内的目标超声图像和目标造影图像;

基于所述目标超声图像和所述目标造影图像进行血管重建,生成所述目标血管的血管模型;

基于所述血管模型中的血管参数,确定所述目标血管的血流储备分数;

所述血管成像系统还包括心电图设备,用于采集所述目标对象的心电信号,所述处理设备与所述心电图设备连接,其中,

所述处理设备通过以下方式确定所述目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期:

从所述心电图设备接收所述目标对象的心电信号;

基于所述心电信号识别所述舒张期无波形间期;

所述处理设备通过以下方式基于所述心电信号识别所述舒张期无波形间期:

基于所述心电信号的波形幅度特征,计算所述心动周期中每一时刻的瞬时阻力;

基于所述心动周期中每一时刻的瞬时阻力,确定所述舒张期无波形间期;

所述处理设备通过以下方式从所述超声设备采集的图像中获取所述目标对象的目标血管在所述舒张期无波形间期内的目标超声图像:

基于所识别的所述舒张期无波形间期,从所述超声设备采集的血管内超声图像中选取在所述舒张期无波形间期内采集的超声图像作为所述目标超声图像;

其中,所述超声设备与所述心电图设备同步地采集各自对应的血管内超声图像和心电信号,所述超声设备连续采集血管内超声图像;

所述处理设备通过以下方式从所述造影设备采集的图像中获取所述目标对象的目标血管在所述舒张期无波形间期内的目标造影图像:

基于所识别的所述舒张期无波形间期,从所述造影设备采集的冠脉造影图像中,选取至少两帧不同造影角度的候选冠脉造影图像作为所述目标造影图像;

其中,所述候选冠脉造影图像为所述造影设备在所述舒张期无波形间期采集的冠脉造影图像;

其中,所述造影设备与所述心电图设备同步地采集各自对应的冠脉造影图像和心电信号,所述造影设备连续采集冠脉造影图像。

2. 如权利要求1所述的血管成像系统,其特征在于,所述处理设备通过以下方式基于所述目标超声图像和所述目标造影图像进行血管重建,生成所述目标血管的血管模型:

从所述目标造影图像中识别所述目标血管的中心线;

从所述目标超声图像中识别所述目标血管的管腔轮廓;

将所述管腔轮廓沿着所述中心线进行配准重建,获得所述血管模型。

3. 如权利要求2所述的血管成像系统,其特征在于,

所述处理设备还用于:从所述目标超声图像中识别所述目标血管的侧枝;

所述处理设备通过以下方式将所述管腔轮廓沿着所述中心线进行配准重建,获得所述血管模型:

将所述侧枝与所述管腔轮廓一起沿着所述中心线进行配准重建。

4. 如权利要求2所述的血管成像系统,其特征在于,所述超声设备包括超声导管和设置在所述超声导管上的超声换能器;所述超声换能器用于在所述超声导管回撤过程中采集所述目标对象的血管内超声图像;所述处理设备通过以下方式从所述目标造影图像中识别所述目标血管的中心线:

对于所述目标造影图像中的每一帧冠脉造影图像,

确定该冠脉造影图像中所述超声导管的回撤起点和回撤终点;

基于所述回撤起点和所述回撤终点,从该冠脉造影图像中提取所述超声导管的回撤路径;

基于所述目标造影图像中的每一帧冠脉造影图像对应的回撤路径,生成所述超声导管的三维回撤路径;

其中,所述目标血管的中心线用所述三维回撤路径表示。

5. 如权利要求4所述的血管成像系统,其特征在于,所述处理设备通过以下方式基于所述回撤起点和所述回撤终点,从该冠脉造影图像中提取所述超声导管的回撤路径:

对该冠脉造影图像进行预处理,获得经预处理的冠脉造影图像,其中,所述预处理包括滤波和/或直方图增强处理;

对所述经预处理的冠脉造影图像中的所述目标血管进行血管边界增强,获得经边界增强的冠脉造影图像;

对所述经边界增强的冠脉造影图像进行图像二值化以及形态学去噪处理,获得经处理的冠脉造影图像;

从所述经处理的冠脉造影图像中提取以所述回撤起点为起点并以所述回撤终点为终点的最短路径作为所述回撤路径。

6. 如权利要求1所述的血管成像系统,其特征在于,所述血管参数包括所述血管模型在长轴各点处对应的横截面积,所述处理设备通过以下方式基于所述血管模型中的血管参数,确定所述目标血管的血流储备分数:

基于所述血管模型在长轴各点处对应的横截面积的大小,确定所述血管模型中的狭窄血管段和正常血管段;

获取所述目标血管的平均动脉压;

基于所述狭窄血管段对应的横截面积、所述正常血管段对应的横截面积和所述狭窄血管段的长度,确定所述狭窄血管段对应的压力差;

基于所述平均动脉压和所述压力差,确定所述目标血管的血流储备分数。

7. 一种血管成像系统,其特征在于,包括:

超声设备,用于采集目标对象的血管内超声图像;

造影设备,用于采集所述目标对象的冠脉造影图像;

处理设备,与所述超声设备和所述造影设备分别连接,用于:

确定所述目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期;

从所述超声设备和所述造影设备各自采集的图像中分别获取所述目标对象的目标血

管在所述舒张期无波形间期内的目标超声图像和目标造影图像；

基于所述目标超声图像和所述目标造影图像进行血管重建,生成所述目标血管的血管模型；

基于所述血管模型中的血管参数,确定所述目标血管的血流储备分数；

所述血管成像系统还包括心电图设备,用于采集所述目标对象的心电信号,所述处理设备与所述心电图设备连接,其中,

所述处理设备通过以下方式确定所述目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期：

从所述心电图设备接收所述目标对象的心电信号；

基于所述心电信号识别所述舒张期无波形间期；

所述处理设备通过以下方式基于所述心电信号识别所述舒张期无波形间期：

基于所述心电信号的波形幅度特征,计算所述心动周期中每一时刻的瞬时阻力；

基于所述心动周期中每一时刻的瞬时阻力,确定所述舒张期无波形间期；

所述处理设备还用于：

在识别到所述舒张期无波形间期的开始时刻时,控制所述超声设备开始采集血管内超声图像；

在识别到所述舒张期无波形间期的结束时刻时,控制所述超声设备停止采集血管内超声图像；

所述处理设备通过以下方式从所述超声设备采集的图像中获取所述目标对象的目标血管在所述舒张期无波形间期内的目标超声图像：

获取所述超声设备采集的血管内超声图像作为所述目标超声图像；

所述处理设备还用于：

在识别到所述舒张期无波形间期的开始时刻时,控制所述造影设备开始采集冠脉造影图像；

在识别到所述舒张期无波形间期的结束时刻时,控制所述造影设备停止采集冠脉造影图像；

所述处理设备通过以下方式从所述造影设备采集的图像中获取所述目标对象的目标血管在所述舒张期无波形间期内的目标造影图像：

从所述造影设备采集的冠脉造影图像中,选取至少两帧不同造影角度的冠脉造影图像作为所述目标造影图像。

8. 如权利要求7所述的血管成像系统,其特征在于,所述处理设备通过以下方式基于所述目标超声图像和所述目标造影图像进行血管重建,生成所述目标血管的血管模型：

从所述目标造影图像中识别所述目标血管的中心线；

从所述目标超声图像中识别所述目标血管的管腔轮廓；

将所述管腔轮廓沿着所述中心线进行配准重建,获得所述血管模型。

9. 如权利要求8所述的血管成像系统,其特征在于,

所述处理设备还用于:从所述目标超声图像中识别所述目标血管的侧枝；

所述处理设备通过以下方式将所述管腔轮廓沿着所述中心线进行配准重建,获得所述血管模型：

将所述侧枝与所述管腔轮廓一起沿着所述中心线进行配准重建。

10. 如权利要求8所述的血管成像系统,其特征在于,所述超声设备包括超声导管和设置在所述超声导管上的超声换能器;所述超声换能器用于在所述超声导管回撤过程中采集所述目标对象的血管内超声图像;所述处理设备通过以下方式从所述目标造影图像中识别所述目标血管的中心线:

对于所述目标造影图像中的每一帧冠脉造影图像,

确定该冠脉造影图像中所述超声导管的回撤起点和回撤终点;

基于所述回撤起点和所述回撤终点,从该冠脉造影图像中提取所述超声导管的回撤路径;

基于所述目标造影图像中的每一帧冠脉造影图像对应的回撤路径,生成所述超声导管的三维回撤路径;

其中,所述目标血管的中心线用所述三维回撤路径表示。

11. 如权利要求10所述的血管成像系统,其特征在于,所述处理设备通过以下方式基于所述回撤起点和所述回撤终点,从该冠脉造影图像中提取所述超声导管的回撤路径:

对该冠脉造影图像进行预处理,获得经预处理的冠脉造影图像,其中,所述预处理包括滤波和/或直方图增强处理;

对所述经预处理的冠脉造影图像中的所述目标血管进行血管边界增强,获得经边界增强的冠脉造影图像;

对所述经边界增强的冠脉造影图像进行图像二值化以及形态学去噪处理,获得经处理的冠脉造影图像;

从所述经处理的冠脉造影图像中提取以所述回撤起点为起点并以所述回撤终点为终点的最短路径作为所述回撤路径。

12. 如权利要求7所述的血管成像系统,其特征在于,所述血管参数包括所述血管模型在长轴各点处对应的横截面积,所述处理设备通过以下方式基于所述血管模型中的血管参数,确定所述目标血管的血流储备分数:

基于所述血管模型在长轴各点处对应的横截面积的大小,确定所述血管模型中的狭窄血管段和正常血管段;

获取所述目标血管的平均动脉压;

基于所述狭窄血管段对应的横截面积、所述正常血管段对应的横截面积和所述狭窄血管段的长度,确定所述狭窄血管段对应的压力差;

基于所述平均动脉压和所述压力差,确定所述目标血管的血流储备分数。

13. 一种血管成像设备,其特征在于,包括:

第一确定模块,用于确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期;

获取模块,用于从超声设备和造影设备各自采集的图像中分别获取所述目标对象的目标血管在所述舒张期无波形间期内的目标超声图像和目标造影图像;

血管重建模块,用于基于所述目标超声图像和所述目标造影图像进行血管重建,生成所述目标血管的血管模型;

第二确定模块,用于基于所述血管模型中的血管参数,确定所述目标血管的血流储备分数;

所述第一确定模块包括:

第二接收子模块,用于从心电图设备接收所述目标对象的心电信号;  
第二识别子模块,用于基于所述心电信号识别所述舒张期无波形间期;  
所述第一确定模块还包括:

计算子模块,用于基于所述心电信号的波形幅度特征,计算所述心动周期中每一时刻的瞬时阻力;

第一确定子模块,用于基于所述心动周期中每一时刻的瞬时阻力,确定所述舒张期无波形间期;

所述获取模块包括第一选取子模块和第三选取子模块;

所述第一选取子模块用于基于所识别的所述舒张期无波形间期,从所述超声设备采集的血管内超声图像中选取在所述舒张期无波形间期内采集的超声图像作为所述目标超声图像;其中,所述超声设备与所述心电图设备同步地采集各自对应的血管内超声图像和心电信号,所述超声设备连续采集血管内超声图像;

所述第三选取子模块用于基于所识别的所述舒张期无波形间期,从所述造影设备采集的冠脉造影图像中,选取至少两帧不同造影角度的候选冠脉造影图像作为所述目标造影图像;其中,所述候选冠脉造影图像为所述造影设备在所述舒张期无波形间期采集的冠脉造影图像;其中,所述造影设备与所述心电图设备同步地采集各自对应的冠脉造影图像和心电信号,所述造影设备连续采集冠脉造影图像。

14.如权利要求13所述的血管成像设备,其特征在于,所述血管重建模块包括:

第五识别子模块,用于从所述目标造影图像中识别所述目标血管的中心线;

第六识别子模块,用于从所述目标超声图像中识别所述目标血管的管腔轮廓;

重建子模块,用于将所述管腔轮廓沿着所述中心线进行配准重建,获得所述血管模型。

15.如权利要求14所述的血管成像设备,其特征在于,所述血管重建模块还包括:

第七识别子模块,用于在所述将所述管腔轮廓沿着所述中心线进行配准重建,获得所述血管模型之前,从所述目标超声图像中识别所述目标血管的侧枝;

所述重建子模块包括:

重建单元,用于将所述侧枝与所述管腔轮廓一起沿着所述中心线进行配准重建。

16.如权利要求14所述的血管成像设备,其特征在于,所述超声设备包括超声导管和设置在所述超声导管上的超声换能器;所述超声换能器用于在所述超声导管回撤过程中采集所述目标对象的血管内超声图像;所述第五识别子模块包括:

确定单元,用于对于所述目标造影图像中的每一帧冠脉造影图像,确定该冠脉造影图像中所述超声导管的回撤起点和回撤终点;

提取单元,用于对于所述目标造影图像中的每一帧冠脉造影图像,基于所述回撤起点和所述回撤终点,从该冠脉造影图像中提取所述超声导管的回撤路径;

生成单元,用于基于所述目标造影图像中的每一帧冠脉造影图像对应的回撤路径,生成所述超声导管的三维回撤路径;

其中,所述目标血管的中心线用所述三维回撤路径表示。

17.如权利要求16所述的血管成像设备,其特征在于,所述提取单元包括:

预处理子单元,用于对该冠脉造影图像进行预处理,获得经预处理的冠脉造影图像,其中,所述预处理包括滤波和/或直方图增强处理;

增强子单元,用于对所述经预处理的冠脉造影图像中的所述目标血管进行血管边界增强,获得经边界增强的冠脉造影图像;

二值化及去噪子单元,用于对所述经边界增强的冠脉造影图像进行图像二值化以及形态学去噪处理,获得经处理的冠脉造影图像;

提取子单元,用于从所述经处理的冠脉造影图像中提取以所述回撤起点为起点并以所述回撤终点为终点的最短路径作为所述回撤路径。

18.如权利要求13所述的血管成像设备,其特征在于,所述血管参数包括所述血管模型在长轴各点处对应的横截面积;所述第二确定模块包括:

第二确定子模块,用于基于所述血管模型在长轴各点处对应的横截面积的大小,确定所述血管模型中的狭窄血管段和正常血管段;

第二获取子模块,用于获取所述目标血管的平均动脉压;

第三确定子模块,用于基于所述狭窄血管段对应的横截面积、所述正常血管段对应的横截面积和所述狭窄血管段的长度,确定所述狭窄血管段对应的压力差;

第四确定子模块,用于基于所述平均动脉压和所述压力差,确定所述目标血管的血流储备分数。

19.一种血管成像设备,其特征在于,包括:

第一确定模块,用于确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期;

获取模块,用于从超声设备和造影设备各自采集的图像中分别获取所述目标对象的目标血管在所述舒张期无波形间期内的目标超声图像和目标造影图像;

血管重建模块,用于基于所述目标超声图像和所述目标造影图像进行血管重建,生成所述目标血管的血管模型;

第二确定模块,用于基于所述血管模型中的血管参数,确定所述目标血管的血流储备分数;

所述第一确定模块包括:

第一接收子模块,用于从心电图设备接收所述目标对象的心电信号;

第一识别子模块,用于基于所述心电信号识别所述舒张期无波形间期;

所述第一确定模块还包括:

计算子模块,用于基于所述心电信号的波形幅度特征,计算所述心动周期中每一时刻的瞬时阻力;

第一确定子模块,用于基于所述心动周期中每一时刻的瞬时阻力,确定所述舒张期无波形间期;

所述血管成像设备还包括:

第一控制模块,用于在识别到所述舒张期无波形间期的开始时刻时,控制所述超声设备开始采集血管内超声图像;

第二控制模块,用于在识别到所述舒张期无波形间期的结束时刻时,控制所述超声设备停止采集血管内超声图像;

所述获取模块包括:

第一获取子模块,用于获取所述超声设备采集的血管内超声图像作为所述目标超声图像;

所述血管成像设备还包括：

第三控制模块，用于在识别到所述舒张期无波形间期的开始时刻时，控制所述造影设备开始采集冠脉造影图像；

第四控制模块，用于在识别到所述舒张期无波形间期的结束时刻时，控制所述造影设备停止采集冠脉造影图像；

所述获取模块还包括：

第二选取子模块，用于从所述造影设备采集的冠脉造影图像中，选取至少两帧不同造影角度的冠脉造影图像作为所述目标造影图像。

20. 如权利要求19所述的血管成像设备，其特征在于，所述血管重建模块包括：

第五识别子模块，用于从所述目标造影图像中识别所述目标血管的中心线；

第六识别子模块，用于从所述目标超声图像中识别所述目标血管的管腔轮廓；

重建子模块，用于将所述管腔轮廓沿着所述中心线进行配准重建，获得所述血管模型。

21. 如权利要求20所述的血管成像设备，其特征在于，所述血管重建模块还包括：

第七识别子模块，用于在所述将所述管腔轮廓沿着所述中心线进行配准重建，获得所述血管模型之前，从所述目标超声图像中识别所述目标血管的侧枝；

所述重建子模块包括：

重建单元，用于将所述侧枝与所述管腔轮廓一起沿着所述中心线进行配准重建。

22. 如权利要求20所述的血管成像设备，其特征在于，所述超声设备包括超声导管和设置在所述超声导管上的超声换能器；所述超声换能器用于在所述超声导管回撤过程中采集所述目标对象的血管内超声图像；所述第五识别子模块包括：

确定单元，用于对于所述目标造影图像中的每一帧冠脉造影图像，确定该冠脉造影图像中所述超声导管的回撤起点和回撤终点；

提取单元，用于对于所述目标造影图像中的每一帧冠脉造影图像，基于所述回撤起点和所述回撤终点，从该冠脉造影图像中提取所述超声导管的回撤路径；

生成单元，用于基于所述目标造影图像中的每一帧冠脉造影图像对应的回撤路径，生成所述超声导管的三维回撤路径；

其中，所述目标血管的中心线用所述三维回撤路径表示。

23. 如权利要求22所述的血管成像设备，其特征在于，所述提取单元包括：

预处理子单元，用于对该冠脉造影图像进行预处理，获得经预处理的冠脉造影图像，其中，所述预处理包括滤波和/或直方图增强处理；

增强子单元，用于对所述经预处理的冠脉造影图像中的所述目标血管进行血管边界增强，获得经边界增强的冠脉造影图像；

二值化及去噪子单元，用于对所述经边界增强的冠脉造影图像进行图像二值化以及形态学去噪处理，获得经处理的冠脉造影图像；

提取子单元，用于从所述经处理的冠脉造影图像中提取以所述回撤起点为起点并以所述回撤终点为终点的最短路径作为所述回撤路径。

24. 如权利要求19所述的血管成像设备，其特征在于，所述血管参数包括所述血管模型在长轴各点处对应的横截面积；所述第二确定模块包括：

第二确定子模块，用于基于所述血管模型在长轴各点处对应的横截面积的大小，确定

所述血管模型中的狭窄血管段和正常血管段；

第二获取子模块,用于获取所述目标血管的平均动脉压；

第三确定子模块,用于基于所述狭窄血管段对应的横截面积、所述正常血管段对应的横截面积和所述狭窄血管段的长度,确定所述狭窄血管段对应的压力差；

第四确定子模块,用于基于所述平均动脉压和所述压力差,确定所述目标血管的血流储备分数。

25. 一种电子设备,包括处理器和存储器,其中,所述存储器中存储有计算机程序指令,所述计算机程序指令被所述处理器运行时用于执行以下操作:

确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期；

获取所述目标对象的目标血管在所述舒张期无波形间期内的目标超声图像；

获取所述目标对象的目标血管在所述舒张期无波形间期内的目标造影图像；

基于所述目标超声图像和所述目标造影图像进行血管重建,生成所述目标血管的血管模型；

基于所述血管模型中的血管参数,确定所述目标血管的血流储备分数；

所述计算机程序指令被所述处理器运行时所用于执行的所述确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期的步骤包括:

从心电图设备接收所述目标对象的心电信号；

基于所述心电信号识别所述舒张期无波形间期；

所述计算机程序指令被所述处理器运行时所用于执行的所述基于所述心电信号识别所述舒张期无波形间期的步骤包括:

基于所述心电信号的波形幅度特征,计算所述心动周期中每一时刻的瞬时阻力；

基于所述心动周期中每一时刻的瞬时阻力,确定所述舒张期无波形间期；

所述计算机程序指令被所述处理器运行时所用于执行的所述获取所述目标对象的目标血管在所述舒张期无波形间期内的目标超声图像的步骤包括:

基于所识别的所述舒张期无波形间期,从超声设备采集的血管内超声图像中选取在所述舒张期无波形间期内采集的超声图像作为所述目标超声图像；

其中,所述超声设备与所述心电图设备同步地采集各自对应的血管内超声图像和心电信号,所述超声设备连续采集血管内超声图像；

所述计算机程序指令被所述处理器运行时所用于执行的所述获取所述目标对象的目标血管在所述舒张期无波形间期内的目标造影图像的步骤包括:

基于所识别的所述舒张期无波形间期,从造影设备采集的冠脉造影图像中,选取至少两帧不同造影角度的候选冠脉造影图像作为所述目标造影图像；

其中,所述候选冠脉造影图像为所述造影设备在所述舒张期无波形间期采集的冠脉造影图像；

其中,所述造影设备与所述心电图设备同步地采集各自对应的冠脉造影图像和心电信号,所述造影设备连续采集冠脉造影图像。

26. 一种电子设备,包括处理器和存储器,其中,所述存储器中存储有计算机程序指令,所述计算机程序指令被所述处理器运行时用于执行以下操作:

确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期；

获取所述目标对象的目标血管在所述舒张期无波形间期内的目标超声图像；  
获取所述目标对象的目标血管在所述舒张期无波形间期内的目标造影图像；  
基于所述目标超声图像和所述目标造影图像进行血管重建,生成所述目标血管的血管模型；

基于所述血管模型中的血管参数,确定所述目标血管的血流储备分数；

所述计算机程序指令被所述处理器运行时所用于执行的所述确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期的步骤包括：

从心电图设备接收所述目标对象的心电信号；

基于所述心电信号识别所述舒张期无波形间期；

所述计算机程序指令被所述处理器运行时所用于执行的所述基于所述心电信号识别所述舒张期无波形间期的步骤包括：

基于所述心电信号的波形幅度特征,计算所述心动周期中每一时刻的瞬时阻力；

基于所述心动周期中每一时刻的瞬时阻力,确定所述舒张期无波形间期；

所述计算机程序指令被所述处理器运行时还用于执行以下操作：

在识别到所述舒张期无波形间期的开始时刻时,控制超声设备开始采集血管内超声图像；

在识别到所述舒张期无波形间期的结束时刻时,控制所述超声设备停止采集血管内超声图像；

所述计算机程序指令被所述处理器运行时所用于执行的所述获取所述目标对象的目标血管在所述舒张期无波形间期内的目标超声图像的步骤包括：

获取所述超声设备采集的血管内超声图像作为所述目标超声图像；

所述计算机程序指令被所述处理器运行时还用于执行以下操作：

在识别到所述舒张期无波形间期的开始时刻时,控制造影设备开始采集冠脉造影图像；

在识别到所述舒张期无波形间期的结束时刻时,控制所述造影设备停止采集冠脉造影图像；

所述计算机程序指令被所述处理器运行时所用于执行的所述获取所述目标对象的目标血管在所述舒张期无波形间期内的目标造影图像的步骤包括：

从所述造影设备采集的冠脉造影图像中,选取至少两帧不同造影角度的冠脉造影图像作为所述目标造影图像。

27. 一种计算机可读存储介质,在所述计算机可读存储介质上存储了程序指令,所述程序指令在运行时用于执行以下操作：

确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期；

获取所述目标对象的目标血管在所述舒张期无波形间期内的目标超声图像；

获取所述目标对象的目标血管在所述舒张期无波形间期内的目标造影图像；

基于所述目标超声图像和所述目标造影图像进行血管重建,生成所述目标血管的血管模型；

基于所述血管模型中的血管参数,确定所述目标血管的血流储备分数；

所述程序指令在运行时所用于执行的所述确定目标对象的心动周期内的舒张期无波

形间期的步骤包括：

从心电图设备接收所述目标对象的心电信号；

基于所述心电信号识别所述舒张期无波形间期；

所述程序指令在运行时所用于执行的所述基于所述心电信号识别所述舒张期无波形间期的步骤包括：

基于所述心电信号的波形幅度特征，计算所述心动周期中每一时刻的瞬时阻力；

基于所述心动周期中每一时刻的瞬时阻力，确定所述舒张期无波形间期；

所述程序指令在运行时所用于执行的所述获取所述目标对象的目标血管在所述舒张期无波形间期内的目标超声图像的步骤包括：

基于所识别的所述舒张期无波形间期，从超声设备采集的血管内超声图像中选取在所述舒张期无波形间期内采集的超声图像作为所述目标超声图像；

其中，所述超声设备与所述心电图设备同步地采集各自对应的血管内超声图像和心电信号，所述超声设备连续采集血管内超声图像；

所述程序指令在运行时所用于执行的所述获取所述目标对象的目标血管在所述舒张期无波形间期内的目标造影图像的步骤包括：

基于所识别的所述舒张期无波形间期，从造影设备采集的冠脉造影图像中，选取至少两帧不同造影角度的候选冠脉造影图像作为所述目标造影图像；

其中，所述候选冠脉造影图像为所述造影设备在所述舒张期无波形间期采集的冠脉造影图像；

其中，所述造影设备与所述心电图设备同步地采集各自对应的冠脉造影图像和心电信号，所述造影设备连续采集冠脉造影图像。

28. 一种计算机可读存储介质，在所述计算机可读存储介质上存储了程序指令，所述程序指令在运行时用于执行以下操作：

确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期；

获取所述目标对象的目标血管在所述舒张期无波形间期内的目标超声图像；

获取所述目标对象的目标血管在所述舒张期无波形间期内的目标造影图像；

基于所述目标超声图像和所述目标造影图像进行血管重建，生成所述目标血管的血管模型；

基于所述血管模型中的血管参数，确定所述目标血管的血流储备分数；

所述程序指令在运行时所用于执行的所述确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期的步骤包括：

从心电图设备接收所述目标对象的心电信号；

基于所述心电信号识别所述舒张期无波形间期；

所述程序指令在运行时所用于执行的所述基于所述心电信号识别所述舒张期无波形间期的步骤包括：

基于所述心电信号的波形幅度特征，计算所述心动周期中每一时刻的瞬时阻力；

基于所述心动周期中每一时刻的瞬时阻力，确定所述舒张期无波形间期；

所述程序指令在运行时还用于执行以下操作：

在识别到所述舒张期无波形间期的开始时刻时，控制超声设备开始采集血管内超声图

像；

在识别到所述舒张期无波形间期的结束时刻时，控制所述超声设备停止采集血管内超声图像；

所述程序指令在运行时所用于执行的所述获取所述目标对象的目标血管在所述舒张期无波形间期内的目标超声图像的步骤包括：

获取所述超声设备采集的血管内超声图像作为所述目标超声图像；

所述程序指令在运行时还用于执行以下操作：

在识别到所述舒张期无波形间期的开始时刻时，控制造影设备开始采集冠脉造影图像；

在识别到所述舒张期无波形间期的结束时刻时，控制所述造影设备停止采集冠脉造影图像；

所述程序指令在运行时所用于执行的所述获取所述目标对象的目标血管在所述舒张期无波形间期内的目标造影图像的步骤包括：

从所述造影设备采集的冠脉造影图像中，选取至少两帧不同造影角度的冠脉造影图像作为所述目标造影图像。

## 血管成像系统、方法、设备、电子设备及存储介质

### 技术领域

[0001] 本申请涉及图像采集和处理技术领域,更具体地涉及一种血管成像系统、一种血管成像方法、一种血管成像设备、一种电子设备及一种计算机可读存储介质。

### 背景技术

[0002] 血流储备分数(fractional flow reserve,FFR)定义为血管存在狭窄性病变的情况下,该段冠脉支配心肌区域所能获得的最大血流量与正常情况下同一区域预期能获得的最大血流量之比。FFR真实反映了因阻塞导致的冠脉管腔狭窄对其功能的影响,描述了冠脉狭窄时心肌最大血流量的受限情况。在最大充血状态的情况下(此时冠脉内阻力最小且相对恒定),冠脉管腔内的血流量与压力呈线性关系,因此对FFR的取值可以简化为最大充血状态下冠脉狭窄远端的平均压力( $P_d$ )与主动脉根部或冠脉开口部平均压力( $P_a$ )的比值。

[0003] 相关技术中,对FFR的测量主要是通过压力介入导丝或微导管在最大充血状态下测量病变狭窄远端压力和近端动脉压的比值。在这一过程中,通常需要应用血管扩张类药物(例如腺苷)以使血管达到最大充血状态。且测量过程需要横跨数个心动周期,以确保冠状动脉内压力达到最低且相对稳定。然而,即使在给予强效药物如腺苷后,冠状动脉内阻力也不是静止的,而是在整个心动周期中以相位模式波动。这些波动反映了心肌和微血管在收缩期(高冠状动脉内阻力,微血管受压)和舒张期(低冠状动脉内阻力)的变化。因此,为了尽量减少这些影响,FFR通常在充血期间计算流向血管床的最大流量,并在几个心脏周期内求平均,以确保冠状动脉内阻力恒定且最小。因而整个过程耗时较长,对药物剂量和给药方式的要求较高。此外不同受试者对药物的反应和耐受性存在差异,也会影响测量精度。腺苷在临床使用上存在也相关禁忌症,如哮喘、严重的慢性阻塞性肺疾病、低血压和心动过缓等,进一步限制了其临床使用。

### 发明内容

[0004] 考虑到上述问题而提出了本申请。本申请提供一种血管成像系统、一种血管成像方法、一种血管成像设备、一种电子设备及一种计算机可读存储介质。

[0005] 根据本申请一方面,提供一种血管成像系统,包括:超声设备,用于采集目标对象的血管内超声图像;造影设备,用于采集目标对象的冠脉造影图像;处理设备,与超声设备和造影设备分别连接,用于:确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期;从超声设备和造影设备各自采集的图像中分别获取目标对象的目标血管在舒张期无波形间期内的目标超声图像和目标造影图像;基于目标超声图像和目标造影图像进行血管重建,生成目标血管的血管模型;基于血管模型中的血管参数,确定目标血管的血流储备分数。

[0006] 示例性地,血管成像系统还包括心电图设备,用于采集目标对象的心电信号,处理设备与心电图设备连接,其中,处理设备通过以下方式确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期:从心电图设备接收目标对象的心电信号;基于心电信号识别舒张期无波形间期;处理设备还用于:在识别到舒张期无波形间期的开始时刻时,控制超声设备开始采集

血管内超声图像;在识别到舒张期无波形间期的结束时刻时,控制超声设备停止采集血管内超声图像;处理设备通过以下方式从超声设备采集的图像中获取目标对象的目标血管在舒张期无波形间期内的目标超声图像:获取超声设备采集的血管内超声图像作为目标超声图像。

[0007] 示例性地,血管成像系统还包括心电图设备,用于采集目标对象的心电信号,处理设备与心电图设备连接,其中,处理设备通过以下方式确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期:从心电图设备接收目标对象的心电信号;基于心电信号识别舒张期无波形间期;处理设备通过以下方式从超声设备采集的图像中获取目标对象的目标血管在舒张期无波形间期内的目标超声图像:基于所识别的舒张期无波形间期,从超声设备采集的血管内超声图像中选取目标超声图像;其中,超声设备与心电图设备同步地采集各自对应的血管内超声图像和心电信号,超声设备连续采集血管内超声图像。

[0008] 示例性地,血管成像系统还包括心电图设备,用于采集目标对象的心电信号,处理设备与心电图设备连接,处理设备通过以下方式确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期:从心电图设备接收目标对象的心电信号;基于心电信号识别舒张期无波形间期;处理设备还用于:在识别到舒张期无波形间期的开始时刻时,控制造影设备开始采集冠脉造影图像;在识别到舒张期无波形间期的结束时刻时,控制造影设备停止采集冠脉造影图像;处理设备通过以下方式从造影设备采集的图像中获取目标对象的目标血管在舒张期无波形间期内的目标造影图像:从造影设备采集的冠脉造影图像中,选取至少两帧不同造影角度的造影图像作为目标造影图像。

[0009] 示例性地,血管成像系统还包括心电图设备,用于采集目标对象的心电信号,处理设备与心电图设备连接,处理设备通过以下方式确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期:从心电图设备接收目标对象的心电信号;基于心电信号识别舒张期无波形间期;处理设备通过以下方式从造影设备采集的图像中获取目标对象的目标血管在舒张期无波形间期内的目标造影图像:基于所识别的舒张期无波形间期,从造影设备采集的冠脉造影图像中,选取至少两帧不同造影角度的候选冠脉造影图像作为目标造影图像;其中,候选冠脉造影图像为造影设备在舒张期无波形间期采集的冠脉造影图像;其中,造影设备与心电图设备同步地采集各自对应的冠脉造影图像和心电信号,造影设备连续采集冠脉造影图像。

[0010] 示例性地,处理设备通过以下方式基于心电信号识别舒张期无波形间期:基于心电信号的波形幅度特征,计算心动周期中每一时刻的瞬时阻力;基于心动周期中每一时刻的瞬时阻力,确定舒张期无波形间期。

[0011] 示例性地,处理设备通过以下方式基于目标超声图像和目标造影图像进行血管重建,生成目标血管的血管模型:从目标造影图像中识别目标血管的中心线;从目标超声图像中识别目标血管的管腔轮廓;将管腔轮廓沿着中心线进行配准重建,获得血管模型。

[0012] 示例性地,处理设备还用于:从目标超声图像中识别目标血管的侧枝;处理设备通过以下方式将管腔轮廓沿着中心线进行配准重建,获得血管模型:将侧枝与管腔轮廓一起沿着中心线进行配准重建。

[0013] 示例性地,超声设备包括超声导管和设置在超声导管上的超声换能器;超声换能器用于在超声导管回撤过程中采集目标对象的血管内超声图像;处理设备通过以下方式从目标造影图像中识别目标血管的中心线:对于目标造影图像中的每一帧冠脉造影图像,确

定该冠脉造影图像中超声导管的回撤起点和回撤终点;基于回撤起点和回撤终点,从该冠脉造影图像中提取超声导管的回撤路径;基于目标造影图像中的每一帧冠脉造影图像对应的回撤路径,生成超声导管的三维回撤路径;其中,目标血管的中心线用三维回撤路径表示。

[0014] 示例性地,处理设备通过以下方式基于回撤起点和回撤终点,从该冠脉造影图像中提取超声导管的回撤路径:对该冠脉造影图像进行预处理,获得经预处理的冠脉造影图像,其中,预处理包括滤波和/或直方图增强处理;对经预处理的冠脉造影图像中的目标血管进行血管边界增强,获得经边界增强的冠脉造影图像;对经边界增强的冠脉造影图像进行图像二值化以及形态学去噪处理,获得经处理的冠脉造影图像;从经处理的冠脉造影图像中提取以回撤起点为起点并以回撤终点为终点的最短路径作为回撤路径。

[0015] 示例性地,血管参数包括血管模型在长轴各点处对应的横截面积,处理设备通过以下方式基于血管模型中的血管参数,确定目标血管的血流储备分数:基于血管模型在长轴各点处对应的横截面积的大小,确定血管模型中的狭窄血管段和正常血管段;获取目标血管的平均动脉压;基于狭窄血管段对应的横截面积、正常血管段对应的横截面积和狭窄血管段的长度,确定狭窄血管段对应的压力差;基于平均动脉压和压力差,确定目标血管的血流储备分数。

[0016] 根据本申请的另一方面,还提供了一种血管成像方法,包括:确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期;从超声设备和造影设备各自采集的图像中分别获取目标对象的目标血管在舒张期无波形间期内的目标超声图像和目标造影图像;基于目标超声图像和目标造影图像进行血管重建,生成目标血管的血管模型;基于血管模型中的血管参数,确定目标血管的血流储备分数。

[0017] 示例性地,确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期,包括:从心电图设备接收目标对象的心电信号;基于心电信号识别舒张期无波形间期;方法还包括:在识别到舒张期无波形间期的开始时刻时,控制超声设备开始采集血管内超声图像;在识别到舒张期无波形间期的结束时刻时,控制超声设备停止采集血管内超声图像;从超声设备采集的图像中获取目标对象的目标血管在舒张期无波形间期内的目标超声图像,包括:获取超声设备采集的血管内超声图像作为目标超声图像。

[0018] 示例性地,确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期,包括:从心电图设备接收目标对象的心电信号;基于心电信号识别舒张期无波形间期;从超声设备采集的图像中获取目标对象的目标血管在舒张期无波形间期内的目标超声图像,包括:基于所识别的舒张期无波形间期,从超声设备采集的血管内超声图像中选取目标超声图像;其中,超声设备与心电图设备同步地采集各自对应的血管内超声图像和心电信号,超声设备连续采集血管内超声图像。

[0019] 示例性地,确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期,包括:从心电图设备接收目标对象的心电信号;基于心电信号识别舒张期无波形间期;方法还包括:在识别到舒张期无波形间期的开始时刻时,控制造影设备开始采集冠脉造影图像;在识别到舒张期无波形间期的结束时刻时,控制造影设备停止采集冠脉造影图像;从造影设备采集的图像中获取目标对象的目标血管在舒张期无波形间期内的目标造影图像,包括:从造影设备采集的冠脉造影图像中,选取至少两帧不同造影角度的冠脉造影图像作为目标造影图像。

[0020] 示例性地,确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期,包括:从心电图设备接收目标对象的心电信号;基于心电信号识别舒张期无波形间期;从造影设备采集的图像中获取目标对象的目标血管在舒张期无波形间期内的目标造影图像,包括:基于所识别的舒张期无波形间期,从造影设备采集的冠脉造影图像中,选取至少两帧不同造影角度的候选冠脉造影图像作为目标造影图像;其中,候选冠脉造影图像为造影设备在舒张期无波形间期采集的冠脉造影图像;其中,造影设备与心电图设备同步地采集各自对应的冠脉造影图像和心电信号,造影设备连续采集冠脉造影图像。

[0021] 示例性地,基于心电信号识别舒张期无波形间期,包括:基于心电信号的波形幅度特征,计算心动周期中每一时刻的瞬时阻力;基于心动周期中每一时刻的瞬时阻力,确定舒张期无波形间期。

[0022] 示例性地,基于目标超声图像和目标造影图像进行血管重建,生成目标血管的血管模型,包括:从目标造影图像中识别目标血管的中心线;从目标超声图像中识别目标血管的管腔轮廓;将管腔轮廓沿着中心线进行配准重建,获得血管模型。

[0023] 示例性地,在将管腔轮廓沿着中心线进行配准重建,获得血管模型之前,基于目标超声图像和目标造影图像进行血管重建,生成目标血管的血管模型,还包括:从目标超声图像中识别目标血管的侧枝;将管腔轮廓沿着中心线进行配准重建,获得血管模型,包括:将侧枝与管腔轮廓一起沿着中心线进行配准重建。

[0024] 示例性地,超声设备包括超声导管和设置在超声导管上的超声换能器;超声换能器用于在超声导管回撤过程中采集目标对象的血管内超声图像;从目标造影图像中识别目标血管的中心线,包括:对于目标造影图像中的每一帧冠脉造影图像,确定该冠脉造影图像中超声导管的回撤起点和回撤终点;基于回撤起点和回撤终点,从该冠脉造影图像中提取超声导管的回撤路径;基于目标造影图像中的每一帧冠脉造影图像对应的回撤路径,生成超声导管的三维回撤路径;其中,目标血管的中心线用三维回撤路径表示。

[0025] 示例性地,基于回撤起点和回撤终点,从该冠脉造影图像中提取超声导管的回撤路径,包括:对该冠脉造影图像进行预处理,获得经预处理的冠脉造影图像,其中,预处理包括滤波和/或直方图增强处理;对经预处理的冠脉造影图像中的目标血管进行血管边界增强,获得经边界增强的冠脉造影图像;对经边界增强的冠脉造影图像进行图像二值化以及形态学去噪处理,获得经处理的冠脉造影图像;从经处理的冠脉造影图像中提取以回撤起点为起点并以回撤终点为终点的最短路径作为回撤路径。

[0026] 示例性地,血管参数包括血管模型在长轴各点处对应的横截面积;基于血管模型中的血管参数,确定目标血管的血流储备分数,包括:基于血管模型在长轴各点处对应的横截面积的大小,确定血管模型中的狭窄血管段和正常血管段;获取目标血管的平均动脉压;基于狭窄血管段对应的横截面积、正常血管段对应的横截面积和狭窄血管段的长度,确定狭窄血管段对应的压力差;基于平均动脉压和压力差,确定目标血管的血流储备分数。

[0027] 根据本申请的又一方面,还提供了一种血管成像设备,包括:第一确定模块,用于确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期;获取模块,用于从超声设备和造影设备各自采集的图像中分别获取目标对象的目标血管在舒张期无波形间期内的目标超声图像和目标造影图像;血管重建模块,用于基于目标超声图像和目标造影图像进行血管重建,生成目标血管的血管模型;第二确定模块,用于基于血管模型中的血管参数,确定目标血管的

血流储备分数。

[0028] 根据本申请的又一方面,还提供了一种电子设备,包括处理器和存储器,其中,所述存储器中存储有计算机程序指令,所述计算机程序指令被所述处理器运行时用于执行以下操作:确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期;获取所述目标对象的目标血管在所述舒张期无波形间期内的目标超声图像和目标造影图像;基于所述目标超声图像和所述目标造影图像进行血管重建,生成所述目标血管的血管模型;基于所述血管模型中的血管参数,确定所述目标血管的血流储备分数。

[0029] 根据本申请的再一方面,还提供了一种计算机可读存储介质,在所述计算机可读存储介质上存储了程序指令,所述程序指令在运行时用于执行以下操作:确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期;获取所述目标对象的目标血管在所述舒张期无波形间期内的目标超声图像和目标造影图像;基于所述目标超声图像和所述目标造影图像进行血管重建,生成所述目标血管的血管模型;基于所述血管模型中的血管参数,确定所述目标血管的血流储备分数。

[0030] 根据上述技术方案,通过获取目标血管在舒张期无波形间期的目标超声图像和目标造影图像来确定目标血管的血流储备分数。正常状态时舒张期无波间期内的冠状动脉阻力与通过应用诸如腺苷等血管扩张类药物所达到的最大充血状态时的冠状动脉阻力无显著差异。因此,这种方案无需应用药物即可实现血流储备分数的测量。此外,本申请可以基于目标超声图像和目标造影图像进行血管重建,生成目标血管的血管模型,并基于血管模型中的血管参数,确定目标血管的血流储备分数。因此这种方案可以通过血管重建等算法来确定目标血管的血流储备分数,而无需进行压力测量。综上所述,本方案是一种无创的血流储备分数确定方式,可以减少受试者(即目标对象)的不适,并可以减少受试时的耗材,减少受试者的费用和时间,进而节约受试者的受试成本。此外,舒张期无波形间期的时长较长,这有利于获得较多的超声图像数据,从而能够基于该超声图像数据更为准确地生成目标血管的血管模型,进而有利于提高目标血管的血流储备分数的计算精度。

[0031] 上述说明仅是本申请技术方案的概述,为了能够更清楚了解本申请的技术手段,而可依照说明书的内容予以实施,并且为了让本申请的上述和其它目的、特征和优点能够更明显易懂,以下特举本申请的具体实施方式。

## 附图说明

[0032] 通过结合附图对本申请实施例进行更详细的描述,本申请的上述以及其它目的、特征和优势将变得更加明显。附图用来提供对本申请实施例的进一步理解,并且构成说明书的一部分,与本申请实施例一起用于解释本申请,并不构成对本申请的限制。在附图中,相同的参考标号通常代表相同部件或步骤。

[0033] 图1示出根据本申请一个实施例的血管成像系统的示意性框图;

[0034] 图2示出根据本申请一个实施例的重建血管模型的示意图;

[0035] 图3示出根据本申请一个实施例的识别目标血管的中心线的示意图;

[0036] 图4示出根据本申请一个实施例的血管成像方法的示意性流程图;

[0037] 图5示出根据本申请一个实施例的血管成像设备的示意性框图;

[0038] 图6示出根据本申请一个实施例的电子设备的示意性框图。

## 具体实施方式

[0039] 为了使得本申请的目的、技术方案和优点更为明显,下面将参照附图详细描述根据本申请的示例实施例。显然,所描述的实施例仅仅是本申请的一部分实施例,而不是本申请的全部实施例,应理解,本申请不受这里描述的示例实施例的限制。基于本申请中描述的实施例,本领域技术人员在没有付出创造性劳动的情况下所得到的所有其它实施例都应落入本申请的保护范围之内。

[0040] FFR的常用测量方法是通过压力介入导丝、微导管在最大充血状态下测量病变狭窄远端压力和近端动脉压的比值,以计算FFR。但压力导丝属于侵入式测量,在使用时为单次使用,会增加受试者的额外花费,延长介入手术时间。且压力导丝对于堵塞较严重,管腔较小的血管,测量误差较大。另外,在测量过程中,最大充血条件的获取一般是通过静脉或动脉向病人体内注射血管扩张类药物如腺苷等。而如上所述,血管扩张类药物对于人体有一定程度损伤,不适用于一些病人群体(如肝肾功能不全、药物过敏等),且显著增加了测量时间和复杂度。有鉴于此,本申请提供了一种血管成像系统、电子设备及计算机可读存储介质,该方案无需使用血管扩张类药物,能够在较短时间内准确确定目标血管的血流储备分数。该血管成像系统、电子设备及计算机可读存储介质参见下文描述。

[0041] 为了解决上述技术问题,本申请提供了一种血管成像系统。图1示出根据本申请一个实施例的血管成像系统100的示意性框图。如图1所示,血管成像系统100可以包括超声设备110、造影设备120和处理设备130。

[0042] 超声设备110用于采集目标对象的血管内超声图像(可以简称为超声图像)。超声设备110为血管内超声(intravenous ultrasound, IVUS)设备。超声设备110可以包括超声导管,超声导管顶端可以设置有超声换能器。可以将超声设备110中的超声导管置入血管内,通过超声换能器采集血管内超声图像。

[0043] 造影设备120用于采集目标对象的冠脉造影图像(可以简称为造影图像)。造影设备120为冠脉造影(coronary angiography, CAG)设备。在进行冠脉造影时,可以向冠状动脉内注入造影剂,使血管在X光下显影。造影设备120可以发射X光线,采集对应的冠脉造影图像。

[0044] 处理设备130与超声设备110和造影设备120分别连接。处理设备130可以用于执行以下操作:确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期。从超声设备和造影设备各自采集的图像中分别获取目标对象的目标血管在舒张期无波形间期内的目标超声图像和目标造影图像。基于目标超声图像和目标造影图像进行血管重建,生成目标血管的血管模型。基于血管模型中的血管参数,确定目标血管的血流储备分数。

[0045] 可以理解,舒张期无波形间期指的是心动周期的舒张期中静息冠状动脉阻力达到最小且相对恒定的时期。血管保持正常状态(即不应用血管扩张类药物)的前提下处于舒张期无波形间期时的冠状动脉阻力,与血管通过应用诸如腺苷等血管扩张类药物所达到的最大充血状态时的冠状动脉阻力,二者无显著差异。在舒张期无波形间期这一阶段,血管内的血流量与压力呈线性关系,压力值的升降可以直接反映出血流量的变化,进而体现出真实血管生理学的狭窄状况。因此,在舒张期无波形间期,可以直接测量目标血管的冠状动脉阻力,无需向目标血管注入血管扩张类药物。

[0046] 可选地,在心动周期中确定舒张期无波形间期的方法可以采用现有的或将来研发

的任意一种方法。在一个实施例中,可以基于经验值在心动周期中确定舒张期无波形间期。例如,可以确定舒张期无波形间期的开始时刻为舒张期开始后的第112ms,舒张期无波形间期的时长为354ms。在另一个实施例中,可以基于目标对象的心电图(ECG)上的心电信号,在心动周期中确定舒张期无波形间期。具体确定方式在下文描述。对于不同目标对象来说,舒张期无波形间期在整个心动周期中所占据的时段可以相同,也可以不同。可选地,可以预先对当前的目标对象进行测试,确定其舒张期无波形间期在整个心动周期中所占据的时段。随后,可以对当前的目标对象进行血管成像,此时可以基于先前测试的结果,确定采集到的血管内超声图像和冠脉造影图像中哪些图像是在舒张期无波形间期内采集的。可选地,还可以在对当前的目标对象进行血管成像的过程中,实时地确定每个心动周期内的舒张期无波形间期是哪段时间,进而实时地确定哪些血管内超声图像和冠脉造影图像是在舒张期无波形间期内采集的。

[0047] 处理设备130可以从超声设备110和造影设备120分别获取目标对象的目标血管在舒张期无波形间期内的目标超声图像和目标造影图像。

[0048] 可选地,目标血管可以是目标对象体内的任意一段需要计算FFR的血管。本申请对其所在的部位、血管类型等不做限制。

[0049] 可选地,目标超声图像和目标造影图像均可以是直接由对应的采集设备(例如超声设备110和造影设备120)采集得到,也可以是对采集后的超声图像和造影图像进行图像预处理后得到。其中,图像预处理可以包括均值滤波等操作。在一些实施例中,目标超声图像和目标造影图像的采集可以同时完成。替代地,也可以异步采集目标超声图像和目标造影图像。本申请对此不做限定。

[0050] 可选地,在超声设备110采集超声图像时,可以通过回撤置入血管内的超声导管,并利用安装在超声导管顶端的超声换能器,实时采集并显示目标血管的超声图像,即目标血管的血管截面图像。超声设备110采集的超声图像可以清晰显示血管管壁结构的厚度、管腔的大小和形状等信息。因此,通过获取目标血管的目标超声图像,可以准确确定目标血管的截面特征。

[0051] 目标超声图像的数量可以根据实际需要选择。对于任一目标血管,对应该目标血管的超声图像的数量越多,则在后续血管重建中,得到的血管模型越能够真实反映目标血管的情况。在一些实施例中,可以通过匀速回撤置入血管内的超声导管,获得目标血管的目标超声图像。在该实施例中,可以通过调节超声导管的回撤速度和/或超声换能器的采集频率,从而调整所获得的目标超声图像的数量。可选地,目标超声图像可以采用高速回撤高帧频采集的方式获得。即,可以利用超声设备110,通过较高的回撤速度和较高的成像帧频来采集超声图像,这样有利于确保尽快完成对目标血管的超声图像的采集,缩短采集时间,并且有利于获取较多的目标超声图像,以更准确地确定真实的目标血管结构。上述较高的回撤速度可以是例如3毫米每秒(mm/s)、6mm/s或9mm/s等,上述较高的成像帧频可以是例如60帧每秒(frames/s)或90frames/s等。

[0052] 可选地,造影设备120可以是X射线造影机器、CT扫描机等。本申请不对此进行限制。可选地,目标造影图像的数量为至少两帧。至少两帧目标造影图像中的各帧目标造影图像具有不同的造影角度。至少两帧目标造影图像中任意两帧目标造影图像间的造影角度之差满足角度差条件。其中,角度差条件为两帧目标造影图像间的造影角度之差处于 $[30^\circ,$

150°]的范围内。在一个具体的实施例中,目标造影图像的数量为两帧,两帧目标造影图像的造影角度之差为60°。该实施例中,通过使目标造影图像中各帧目标造影图像具有不同的造影角度,有助于为后续的血管重建步骤提供更为准确的依据。

[0053] 处理设备130获取目标超声图像和目标造影图像后,可以基于目标超声图像和目标造影图像进行血管重建,生成目标血管的血管模型。

[0054] 可以理解,目标造影图像能够提供超声导管的回撤轨迹和目标血管长轴方向的几何信息以及血管横截面的空间位置,目标超声图像能够提供目标血管多个横截面的形态结构。本实施例通过将二者融合,有利于实现对目标血管三维结构的准确重建。具体重建方法在下文详细描述。

[0055] 在心动周期的很多常用标识时期,例如在每个心动周期的舒张末期采集目标超声图像的话,由于每个心动周期的舒张末期的时间较短,每个心动周期中采集的目标超声图像的数量较少,导致大量数据丢失,以至于用于重建血管模型的数据量较少,重建得到的血管模型无法真实反映目标血管的情况。在本申请的实施例中,在舒张期的无波形间期获取目标超声图像。相较于诸如舒张末期的其他心动时期,无回波间期的时间较长,从而能够在每个心动周期更长的时段内采集目标超声图像,有利于增大每个心动周期中目标超声图像的成像数量,获得更多的目标血管的血管截面信息,进而有利于更为真实地反映目标血管的情况。同时,在每个心动周期内的目标超声图像的采集时段增大的情况下,可以在保证目标超声图像数据量充足的前提下,提高超声导管的回撤速度,从而有利于进一步提高图像的采集效率。

[0056] 处理设备130在获得血管模型之后,可以基于血管模型中的血管参数,确定目标血管的血流储备分数。

[0057] 可选地,血管参数可以包括血管模型中每个血管截面的特征数据。例如,截面直径、截面面积等。血管参数还可以包括血管模型中特定血管段的长度。例如,特定血管段可以是下文所示的狭窄血管段。

[0058] 在舒张期无波形间期,可以通过压力测量得出一个不需要应用血管扩张药物而能评价血管狭窄程度的新的压力指标:瞬时无波形比值(instantaneous wave-free ratio, iFR)。iFR定义为在舒张期无波形间期狭窄远端平均压力除以舒张期无波形间期平均动脉压。通过与iFR、或基于iFR衍生的冠脉血流储备(cFR)、或基于iFR衍生的舒张期无充血比率(dFR)等的计算相关的算法,可以确定舒张期无波形间期。处理设备130可以基于舒张期无波形间期内采集的目标超声图像和目标造影图像进行血管重建,生成血管模型。在获得血管模型中的血管参数后,可以基于目标血管中的平均动脉压,以及目标血管中的血液流速,确定目标血管的血流储备分数。具体确定方法在下文详细描述。

[0059] 根据上述技术方案,通过获取目标血管在舒张期无波形间期的目标超声图像和目标造影图像来确定目标血管的血流储备分数。正常状态时舒张期无波形间期内的冠状动脉阻力与通过应用诸如腺苷等血管扩张类药物所达到的最大充血状态时的冠状动脉阻力无显著差异。因此,这种方案无需应用药物即可实现血流储备分数的测量。此外,本申请可以基于目标超声图像和目标造影图像进行血管重建,生成目标血管的血管模型,并基于血管模型中的血管参数,确定目标血管的血流储备分数。因此这种方案可以通过血管重建等算法来确定目标血管的血流储备分数,而无需进行压力测量。综上可知,本方案是一种无创的血

流储备分数确定方式,可以减少受试者(即目标对象)的不适,并可以减少受试时的耗材,减少受试者的费用和时间,进而节约受试者的受试成本。此外,舒张期无波形间期的时长较长,这有利于获得较多的超声图像数据,从而能够基于该超声图像数据更为准确地生成目标血管的血管模型,进而有利于提高目标血管的血流储备分数的计算精度。

[0060] 示例性地,血管成像系统还包括心电图设备,用于采集目标对象的心电信号,处理设备130与心电图设备连接。处理设备130通过以下方式确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期:从心电图设备接收目标对象的心电信号;基于心电信号识别舒张期无波形间期。处理设备130通过以下方式从超声设备110采集的图像中获取目标对象的目标血管在舒张期无波形间期内的目标超声图像:基于所识别的舒张期无波形间期,从超声设备110采集的血管内超声图像中选取目标超声图像。其中,超声设备110与心电图设备同步地采集各自对应的血管内超声图像和心电信号,超声设备连续采集血管内超声图像。

[0061] 可以理解,目标血管的超声图像可以在一个或多个心动周期内采集完成。目标超声图像包括每个心动周期的舒张期无波形间期内采集的超声图像。

[0062] 可以理解,对于不同的目标对象,目标对象的心动周期中的舒张期无波形间期的时段可能存在差别。对于同一目标对象,不同心动周期的舒张期无波形间期的时段也可能存在差别。因此,可以在每个心动周期分别确定该心动周期中的舒张期无波形间期。由此,相比于采用经验值在心动周期中确定舒张期无波形间期,基于心电信号确定舒张期无波形间期更有助于保证所确定的血流储备分数的准确性。基于心电信号识别舒张期无波形间期的具体方法在下文详细描述。

[0063] 在该实施例中,心电信号和超声图像是同步采集的。对于任意一个心动周期,超声设备在该心动周期中可以采集多帧超声图像。多帧超声图像中可能仅有部分超声图像对应的时期为舒张期无波形间期。在一些实施例中,多帧超声图像分别对应不同的采集时间。该实施例中,可以根据心电信号识别当前心动周期的舒张期无波形间期。并根据该舒张期无波形间期对应的时段,在多帧超声图像中选择对应该时段的超声图像。所选择的超声图像即为目标超声图像。例如,若识别到当前心动周期的舒张期无波形间期对应的时段为采集开始后的第230ms至采集开始后的第600ms,则可以在超声设备采集的多帧超声图像中,选择采集开始后的第230ms至采集开始后的第600ms之间采集的超声图像。该时段内采集的超声图像即为目标超声图像。

[0064] 上述实施例中,通过同步采集心电信号与超声图像,并利用基于心电信号确定的舒张期无波形间期在超声图像中选择目标超声图像,有利于保证基于该目标超声图像所生成的血管模型的准确性,从而有利于进一步提高血流储备分数的计算精度。同时,该实施例连续采集超声图像,有助于提高成像速度。

[0065] 示例性地,血管成像系统还包括心电图设备,用于采集目标对象的心电信号,处理设备与心电图设备连接。处理设备130通过以下方式确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期:从心电图设备接收目标对象的心电信号;基于心电信号识别舒张期无波形间期。处理设备130还用于:在识别到舒张期无波形间期的开始时刻时,控制超声设备110开始采集血管内超声图像;在识别到舒张期无波形间期的结束时刻时,控制超声设备110停止采集血管内超声图像。处理设备130通过以下方式从超声设备110采集的图像中获取目标对象的目标血管在舒张期无波形间期内的目标超声图像:获取超声设备110采集的血管内超声

图像作为目标超声图像。

[0066] 心电信号可以通过现有的或将来研发的任意一种心电图设备实时采集获得。可以理解,每个心动周期均对应有连续的心电信号。可以基于该心电信号确定对应心动周期中的舒张期无波形间期。可选地,舒张期无波形间期的开始时刻可以对应于心电信号上某一特定的数据点。该数据点可以简称为第一数据点。类似地,舒张期无波形间期的结束时刻也可以对应于心电图中某一特定的数据点。该数据点可以简称为第二数据点。在一个实施例中,可以在识别到第一数据点时,控制超声设备110开始采集超声图像。在识别到第二数据点时,控制超声设备110停止采集超声图像。由此,可以控制超声设备110在舒张期无波形间期内采集足够的目标超声图像。基于心电信号识别舒张期无波形间期的具体方法在下文详细描述。

[0067] 如上文所示,超声导管在血管内回撤过程中,利用超声导管顶端的超声换能器采集该血管的血管内超声图像。在本文的描述中,控制超声设备110开始采集图像,可以是指控制置入血管内的超声导管开始回撤,并采集超声图像。控制超声设备110停止采集超声图像,可以是指控制置入血管内的超声导管停止回撤,并停止采集超声图像。

[0068] 上述技术方案基于心电信号触发超声设备采集目标血管的超声图像。由此,该方案仅在心动周期中的舒张期无波形间期采集超声图像,在心动周期中除舒张期无波形间期外的其他时期(例如收缩期)则不进行超声图像的采集。相比于连续采集超声图像的方式,该方案有利于防止舒张期无波形间期外的其他时期对应的血管内超声图像缺失,可以获得较为完整的目标血管空间几何信息,从而有利于提高计算精度。同时,该方案中可以尽量减少采集无用的超声图像(即在除舒张期无波形间期以外的时段采集的超声图像),有利于提高超声图像的利用率,降低数据冗余。比较可取地,上述触发式超声图像采集方案可以主要应用于能够实现高速回撤高帧频采集的血管成像系统中。在这种血管成像系统中,上述触发式超声图像采集方案是比较可行的。

[0069] 示例性地,血管成像系统还包括心电图设备,用于采集目标对象的心电信号,处理设备与心电图设备连接。处理设备130通过以下方式确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期:从心电图设备接收目标对象的心电信号;基于心电信号识别舒张期无波形间期。处理设备130通过以下方式从造影设备120采集的图像中获取目标对象的目标血管在舒张期无波形间期内的目标造影图像:基于所识别的舒张期无波形间期,从造影设备120采集的冠脉造影图像中,选取至少两帧不同造影角度的候选冠脉造影图像作为目标造影图像;其中,候选冠脉血管造影图像为造影设备在舒张期无波形间期采集的冠脉造影图像。造影设备与心电图设备同步地采集各自对应的冠脉造影图像和心电信号,造影设备连续采集冠脉造影图像。

[0070] 如上所述,在一个心动周期中,血管的压力和容积会随之周期性的变化。因此,为保证在生成血管模型时,基于目标造影图像所确定的超声导管的回撤轨迹和目标血管长轴方向的几何信息的准确性,可以获取在舒张期无波形间期的造影图像作为目标造影图像。在本实施例中,心电信号和造影图像是同步采集的。在一个具体的实施例中,在采集完成后,可以首先基于每一心动周期对应的心电信号确定每一心动周期内的舒张期无波形间期。然后,从造影设备采集的所有造影图像中,选择对应舒张期无波形间期的造影图像,以作为候选冠脉造影图像。最后,可以从候选造影图像中选择至少两帧具有不同造影角度的

造影图像作为目标造影图像。在该实施例中,至少两帧目标造影图像中任意两帧目标造影图像间的造影角度之差满足角度差条件。角度差条件在上文已详细描述。为了简洁,此处不再赘述。

[0071] 上述实施例通过同步采集心电信号与造影图像,并利用基于心电信号确定的舒张期无波形间期在造影图像中选择目标造影图像,有利于保证基于该目标造影图像生成的血管模型的准确性,从而有利于进一步提高血流储备分数的计算精度。

[0072] 示例性地,血管成像系统还包括心电图设备,用于采集目标对象的心电信号,处理设备130与心电图设备连接。处理设备130通过以下方式确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期:从心电图设备接收目标对象的心电信号;基于心电信号识别舒张期无波形间期。处理设备130还用于:在识别到舒张期无波形间期的开始时刻时,控制造影设备120开始采集冠脉造影图像;在识别到舒张期无波形间期的结束时刻时,控制造影设备120停止采集冠脉造影图像。处理设备130通过以下方式从造影设备120采集的图像中获取目标对象的目标血管在舒张期无波形间期内的目标造影图像:从造影设备120采集的冠脉造影图像中,选取至少两帧不同造影角度的冠脉造影图像作为目标造影图像。

[0073] 在本实施例中,所有造影图像均在舒张期无波形间期采集得到。可选地,可以获取造影设备采集的所有造影图像作为目标造影图像。替代地,可以从造影设备采集的造影图像中,选取两帧不同造影角度的造影图像作为目标造影图像。两帧目标造影图像之间的造影角度的差值满足角度差要求。在该实施例中,仅选取两帧造影图像作为目标造影图像,有利于减少生成血管模型过程中需要计算的数据量,从而有利于进一步提高FFR的计算效率。

[0074] 上述技术方案基于心电信号触发造影设备采集目标血管的造影图像。由此,该方案中可以尽量减少采集无用的造影图像(即在除舒张期无波形间期以外的时段采集的造影图像),有利于提高造影图像的利用率,降低数据冗余。

[0075] 示例性地,处理设备130通过以下方式基于心电信号识别舒张期无波形间期:基于心电信号的波形幅度特征,计算心动周期中每一时刻的瞬时阻力。基于心动周期中每一时刻的瞬时阻力,确定舒张期无波形间期。

[0076] 可以理解,通过计算心动周期中每一时刻的瞬时阻力,可以评估每个心动周期中目标血管的血液动力学的改变,进而得到阻力指数。根据每一时刻的阻力指数,可以识别出心动周期中目标血管内阻力最小且相对稳定的时期。在一些实施例(例如上述同步采集心电信号与超声图像或造影图像的实施例)中,可以在同步采集心电信号与超声图像或造影图像后,基于心电信号的波形幅度特征,计算心动周期中每一时刻的瞬时阻力。并根据每一时刻的瞬时阻力,确定该心动周期中目标血管内阻力最小且相对稳定的时期(即舒张期无波形间期)。

[0077] 在另一些实施例(例如上述基于心电信号触发超声设备采集目标血管的超声图像或造影图像的实施例)中,可以在采集图像(超声图像或造影图像)之前,预先采集该目标对象的心电信号,并基于该心电信号确定舒张期无波形间期的特征信息。该特征信息可以是该目标对象在舒张期无波形间期对应的阻力指数(下文简称为阻力指数阈值),也可以是每个心动周期中舒张期无波形间期的开始时间与结束时间。在一个具体的实施例中,可以预先采集该目标对象多个心动周期的心电信号。对于每个心动周期,基于该心动周期对应的心电信号的波形幅度特征,计算该心动周期中每一时刻的瞬时阻力。并根据每一时刻的瞬

时阻力,确定该心动周期中目标血管内阻力最小且相对稳定的时期(即舒张期无波形间期)。然后,基于多个心动周期各自对应的最小阻力的大小,确定多个心动周期中最大的最小阻力对应的阻力指数为阻力指数阈值。在基于心电信号触发超声设备采集目标血管的超声图像或造影图像时,可以基于心电信号的波形幅度特征,计算心动周期中每一时刻的瞬时阻力。当当前时刻的瞬时阻力对应的阻力指数小于或等于阻力指数阈值时,可以认为当前时刻为该心动周期中舒张期无波形间期的开始时刻。继续基于心电信号的波形幅度特征,计算心动周期中每一时刻的瞬时阻力。当当前时刻的瞬时阻力对应的阻力指数大于阻力指数阈值时,可以认为当前时刻为该心动周期中舒张期无波形间期的结束时刻。

[0078] 上述技术方案通过基于心电信号计算心动周期中每一时刻的瞬时阻力,并根据每一时刻的瞬时阻力确定该心动周期中的舒张期无波形间期。该方案有助于较为准确地确定心动周期中的舒张期无波形间期。

[0079] 示例性地,处理设备通过以下方式基于目标超声图像和目标造影图像进行血管重建,生成目标血管的血管模型:从目标造影图像中识别目标血管的中心线;从目标超声图像中识别目标血管的管腔轮廓;将管腔轮廓沿着中心线进行配准重建,获得血管模型。

[0080] 如上文所示,目标造影图像能够提供超声导管的回撤轨迹。可选地,可以基于目标造影图像确定超声导管的回撤轨迹,并将该回撤轨迹作为目标血管的中心线。从目标造影图像中识别目标血管的中心线的具体方法在下文详细描述。

[0081] 可选地,从目标超声图像中识别目标血管的管腔轮廓可以采用现有的或将来研发的任意一种用于分割图像的神经网络模型进行识别。例如,神经网络模型可以包括以下一种或多种神经网络模型:U型网络(U-Net)、全卷积神经网络(Fully Convolutional Networks, FCN)、用于图像分割的深度卷积编码器-解码器结构(SegNet)等。在一个具体的实施例中,可以选用U-Net模型,并利用标注过的超声图像作为训练数据,使得该U-Net模型能够自动分割超声图像中血管的管腔轮廓。在一些实施例中,在利用神经网络模型得到目标血管的管腔轮廓后,可以将该结果输出,并接收用户对该结果的反馈信息(例如确认信息或修改信息),根据该反馈信息,确认或修正当前超声图像中目标血管的管腔轮廓,从而完成对目标超声图像的处理。

[0082] 图2示出根据本申请一个实施例的重建血管模型的示意图。如图2所示,该重建过程包括目标血管三维路径的重建、目标超声图像的采集与处理以及目标造影图像与目标超声图像的配准重建。

[0083] 其中,目标血管三维路径的重建可以包括:通过心电信号同步获取处于心动周期中的舒张期无波形间期内的两帧目标造影图像。分别基于两帧目标造影图像确定回撤路径(即目标血管的中心线)。利用两帧目标造影图像各自对应的回撤路径,完成回撤路径的三维重建。

[0084] 目标超声图像的采集与处理包括:基于心电信号在心动周期中的舒张期无波形间期触发采集超声图像。所采集的超声图像即为目标超声图像。采集完成后,识别各目标超声图像中的管腔轮廓。

[0085] 目标造影图像与目标超声图像的配准重建包括:将各目标超声图像中的管腔轮廓与三维回撤路径进行配准,确定每一帧目标超声图像中管腔轮廓的位置。然后利用曲面拟合对各个管腔轮廓进行拟合,从而完成目标血管的血管模型的三维重建。

[0086] 示例性地,处理设备还用于:从目标超声图像中识别目标血管的侧枝;在将管腔轮廓沿着中心线进行配准重建,获得血管模型时,将侧枝与管腔轮廓一起沿着中心线进行配准重建。

[0087] 在一种具体的实现方式中,可以基于卷积神经网络,或基于Transformer模型,或同时基于卷积神经网络和Transformer模型的深度学习算法实现目标血管的侧枝检测。上述仅为示例说明,在实际实现中,还可以有其他的检测方式,本申请对此不做限定。可以理解,由于目标血管存在侧枝,有可能会对该目标血管的血管模型的重建以及血流储备分数的计算造成影响。该实施例通过识别目标血管的侧枝,有利于进一步提高血流储备分数的计算精度。

[0088] 在确定目标血管的中心线以及每帧目标超声图像中目标血管的管腔轮廓后,可以进行配准重建。配准重建可以包括以下操作。利用距离映射法,在目标血管的中心线上插入各帧目标超声图像的管腔轮廓,从而确定每一帧目标超声图像中管腔轮廓的位置。然后利用曲面拟合对各个管腔轮廓进行拟合,完成目标血管的血管模型的三维重建。在一个具体的实施例中,可以利用非均匀有理B样条曲线(NURBS)对各个管腔轮廓进行拟合,并对拟合结果进行平滑处理,从而完成目标血管的血管模型的三维重建。在识别侧枝的实施例中,可以在将管腔轮廓沿着中心线进行配准重建时,可以将侧枝与管腔轮廓一起沿着中心线进行配准重建。侧枝本身是连接在管腔轮廓上的,二者之间的位置关系是固定的,因此识别出侧枝,也就能够获知侧枝在管腔轮廓上的位置和侧枝的形状等信息。后续将侧枝随管腔轮廓一起进行配准重建即可。

[0089] 上述技术方案利用经由目标造影图像确认的目标血管的中心线,以及目标超声图像中的管腔轮廓,完成血管模型的重建。该实施例有利于准确重建目标血管的血管模型,进而有利于保证血流储备分数的计算精度。

[0090] 示例性地,超声设备110包括超声导管和设置在超声导管上的超声换能器;超声换能器用于在超声导管回撤过程中采集目标对象的血管内超声图像;处理设备130通过以下方式从目标造影图像中识别目标血管的中心线:对于目标造影图像中的每一帧冠脉造影图像,确定该冠脉造影图像中超声导管的回撤起点和回撤终点。基于回撤起点和回撤终点,从该冠脉造影图像中提取超声导管的回撤路径。基于目标造影图像中的每一帧冠脉造影图像对应的回撤路径,生成超声导管的三维回撤路径。其中,目标血管的中心线用三维回撤路径表示。

[0091] 可选地,超声导管的回撤起点和回撤终点可以由处理设备130自动在目标造影图像中确定。替代地,超声导管的回撤起点和回撤终点可以根据用户需要进行选择。例如,可以由用户在目标造影图像中手动选择超声导管的回撤起点和回撤终点。

[0092] 在上述实施例中,将超声导管的回撤路径作为目标血管的中心线。从而在基于目标造影图像识别目标血管的中心线时,仅需提取目标造影图像中的回撤路径。由此,有助于简化算法复杂度。

[0093] 示例性地,处理设备130通过以下方式基于回撤起点和回撤终点,从该冠脉造影图像中提取超声导管的回撤路径:对该冠脉造影图像进行预处理,获得经预处理的冠脉造影图像。其中,预处理包括滤波和/或直方图增强处理。对经预处理的冠脉造影图像中的目标血管进行血管边界增强,获得经边界增强的冠脉造影图像。对经边界增强的冠脉造影图像

进行图像二值化以及形态学去噪处理,获得经处理的冠脉造影图像。从经处理的冠脉造影图像中提取以回撤起点为起点并以回撤终点为终点的最短路径作为回撤路径。

[0094] 图3示出根据本申请一个实施例的识别目标血管的中心线的示意图。如图3所示,识别目标血管的中心线的方法可以包括以下步骤a、b、c、d、e(图2中以同样的符号标识每个步骤对应的造影图像)。a.获取目标血管的用于超声成像的起点和终点。目标血管的起点(相当于上文的回撤起点)和终点(相当于上文的回撤终点)可以由用户在目标造影图像中手动选择。例如,可以以超声导管的显影点为起点,以用于采集目标造影图像的造影引导管为终点。在该实施例中,起点为图中A点,终点为图中B点。b.对目标造影图像进行图像预处理。预处理可以包括滤波和/或直方图增强处理。滤波可以采用任意滤波方式实现。例如,可以对目标造影图像进行平均滤波以及直方图增强。c.对目标造影图像中的目标血管进行血管边界增强。例如,可以利用多尺度海森(Hessian)矩阵对目标造影图像中的目标血管进行血管边界增强。d.对目标造影图像进行形态学处理。在一个实施例中,可以首先对目标造影图像进行图像二值化处理,将目标造影图像中的血管对应的区域的灰度值置为255,将除血管以外的区域的灰度值置为0。然后对目标造影图像进行形态学去噪处理,以使目标造影图像中的血管突出显示,从而去除其他非血管区域的干扰。e.提取最短路径。在该步骤中,可以基于目标血管的起点和终点,以及经步骤b、c、d增强后的目标造影图像,利用诸如迪克斯特拉(Dijkstra)算法等现有的最短路径算法,提取最短路径。该最短路径即为超声导管在目标血管中的回撤路径(即目标血管的中心线)。

[0095] 根据上述技术方案,通过依次对造影图像进行预处理、血管边界增强、图像二值化以及形态学去噪处理,有利于提高造影图像的图像质量,从而有助于准确确定目标血管的中心线。示例性地,血管参数包括血管模型在长轴各点处对应的横截面积。处理设备130通过以下方式基于血管模型中的血管参数,确定目标血管的血流储备分数:基于血管模型在长轴各点处对应的横截面积的大小,确定血管模型中的狭窄血管段和正常血管段;获取目标血管的平均动脉压;基于狭窄血管段对应的横截面积、正常血管段对应的横截面积和狭窄血管段的长度,确定狭窄血管段对应的压力差;基于平均动脉压和压力差,确定目标血管的血流储备分数。

[0096] 可选地,可以基于血管模型在长轴各点处对应的横截面积的大小,沿长轴识别横截面积发生突变时对应的长轴上的突变点。可以理解,狭窄血管段的直径小于正常血管段。在一个实施例中,在沿长轴识别横截面积时,若当前长轴点对应的横截面积相对上一长轴点对应的横截面积的大小变化较大,例如当前长轴点对应的横截面积小于上一长轴点对应的横截面积且二者之间的差值大于第一预设差值阈值,则可以认为当前长轴点为突变点。继续沿长轴识别横截面积。当再次识别到突变点,例如当前长轴点对应的横截面积大于上一长轴点对应的横截面积且二者之间的差值大于第二预设差值阈值,则可以将两个突变点之间的血管段作为狭窄血管段。第一预设差值阈值与第二预设差值阈值可以相等或不等。

[0097] 可选地,可以将血管模型在长轴各点处对应的横截面积的大小,分别与预设面积阈值对比。若血管模型中存在一段血管段的横截面积小于预设面积阈值,则该血管段为狭窄血管段。否则,该血管段为正常血管段。可以理解,预设面积阈值可以根据目标对象以及目标血管类型确定。不同的目标对象以及不同类型的目标血管可以具有不同的预设面积阈值。

[0098] 可选地,目标血管的平均动脉压可以基于现有的或未来研发的任意一种体外或体内测压方法测量得到。本申请对此不作限定。

[0099] 可以理解,FFR是指狭窄冠状动脉供血时心肌中最大血流量与在同一个冠脉在正常血流供应期间心肌可以获得的最大血流量之比,而由于心肌血流量可以定义为:心肌组织血流量=灌注压/心肌内微循环阻力,即 $Q=P/R$ ,于是FFR可以通过以下公式计算:

$$[0100] \quad FFR = \frac{Q_{\text{狭窄}}}{Q_{\text{正常}}} = \frac{(P_d - P_v) / R_s}{(P_a - P_v) / R_N}$$

[0101] 其中 $P_d$ 表示狭窄血管段的远端压力。 $P_a$ 表示狭窄血管段的近端压力。狭窄血管段的近端压力大致等于正常血管段的压力,因此可以用狭窄血管段的近端压力代表正常血管段的压力。 $P_v$ 表示静脉压力。 $R_s$ 表示狭窄血管段的心肌微循环阻力。 $R_N$ 表示正常血管段的心肌微循环阻力。如上所述,血管扩张类药物所达到的最大充血状态时的冠状动脉阻力与正常状态(即不应用血管扩张类药物)下的舒张期无波形间期的冠状动脉阻力无显著差异。因此,舒张期无波形间期的心肌微循环阻力可以小到忽略不计且其为恒定的。基于此进行血管重建,其中静脉压力 $P_v$ 也接近0,那么此时FFR的计算公式可以简化为:

$$[0102] \quad FFR = \frac{P_d}{P_a}$$

[0103] 因此计算FFR可以通过舒张期无波形间期狭窄血管段的远端压力除以舒张期无波形间期平均动脉压得到。

[0104] 可以理解,狭窄血管段的远端压力可以通过计算狭窄血管段与正常血管段间的压力差得到。即 $P_d = P_a - \Delta P$ 。而该压力差可以通过简化的流体动力学方程来计算,即 $\Delta P = f_v V + f_s V^2$ 。其中, $V$ 表示目标血管中的血液流速。 $f_v$ 表示由粘性摩擦所致的压力损失系数。 $f_s$ 表示由血流分离引起的局部压力损失系数。 $f_v$ 和 $f_s$ 均与狭窄血管段的长度、狭窄血管段对应的横截面积、正常血管段对应的横截面积、血流粘度系数以及血液密度有关。例如,存在以下关系式:

$$f_v = \frac{8\pi\mu L}{A_s} \cdot \frac{A_n}{A_s}$$

[0105]

$$f_s = \frac{\rho}{2} \left( \frac{A_n}{A_s} - 1 \right)^2$$

[0106] 其中, $A_s$ 表示狭窄血管段对应的横截面积。 $A_n$ 表示正常血管段对应的横截面积。 $L$ 表示狭窄血管段的长度。 $\mu$ 表示血液粘度系数, $\rho$ 表示血液密度。

[0107] 可以理解, $A_s$ 、 $A_n$ 和 $L$ 均可以通过所生成的血管模型确定。 $\mu$ 和 $\rho$ 均可以根据经验值确定。

[0108] 可选地,目标血管中的血液流速可以根据目标造影图像中造影剂从一个位置传输到另一个位置的渡越时间计算。可以理解,在对目标血管进行造影成像过程中,需要向目标血管中注入造影剂以显示该目标血管中的血流情况。在一个实施例中,可以选择目标造影

图像中任意两帧出现造影剂的图像,根据两帧图像中造影剂的移动距离以及两帧图像的采集时间的间隔,计算目标血管中的血液流速。

[0109] 替代地,可以通过计帧法(例如TIMI帧数法)计算目标血管中的血液流速。该实施例中,造影图像包括从第一张拍摄到目标血管中出现造影剂的图像,到造影剂移动到目标血管另一端的所有图像。在向目标血管中注入造影剂之后,可以以预设成像频率对目标血管进行造影成像,得到了多帧造影图像。通过造影图像的数量,以及预设成像频率,可以计算目标血管中的血液流速。

[0110] 由此,在确定狭窄血管段对应的压力差后,可以进一步确定狭窄血管段的远端压力。并利用狭窄血管段的远端压力和平均动脉压,计算FFR。具体计算方法在上文已详细描述。为了简洁,此处不再赘述。

[0111] 上述技术方案通过利用狭窄血管段的远端压力和平均动脉压计算目标血管的血流储备分数,有利于提高血流储备分数的计算精度。

[0112] 根据本申请的另一方面,还提供了一种血管成像方法。图4示出根据本申请一个实施例的血管成像方法的示意性流程图。如图4所示,该方法400可以包括以下步骤S410、步骤S420、步骤S430和步骤S440。

[0113] 在步骤S410,确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期。

[0114] 在步骤S420,从超声设备和造影设备各自采集的图像中分别获取目标对象的目标血管在舒张期无波形间期内的目标超声图像和目标造影图像。

[0115] 在步骤S430,基于目标超声图像和目标造影图像进行血管重建,生成目标血管的血管模型。

[0116] 在步骤S440,基于血管模型中的血管参数,确定目标血管的血流储备分数。

[0117] 示例性地,确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期,可以包括以下步骤:从心电图设备接收目标对象的心电信号。基于心电信号识别舒张期无波形间期。

[0118] 方法400还可以包括以下步骤:在识别到舒张期无波形间期的开始时刻时,控制超声设备开始采集血管内超声图像。在识别到舒张期无波形间期的结束时刻时,控制超声设备停止采集血管内超声图像。

[0119] 从超声设备采集的图像中获取目标对象的目标血管在舒张期无波形间期内的目标超声图像,可以包括以下步骤:获取超声设备采集的血管内超声图像作为目标超声图像。

[0120] 示例性地,确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期,可以包括以下步骤:从心电图设备接收目标对象的心电信号。基于心电信号识别舒张期无波形间期。

[0121] 从超声设备采集的图像中获取目标对象的目标血管在舒张期无波形间期内的目标超声图像,可以包括以下步骤:基于所识别的舒张期无波形间期,从超声设备采集的血管内超声图像中选取目标超声图像。其中,超声设备与心电图设备同步地采集各自对应的血管内超声图像和心电信号,超声设备连续采集血管内超声图像。

[0122] 示例性地,确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期,可以包括以下步骤:从心电图设备接收目标对象的心电信号。基于心电信号识别舒张期无波形间期。

[0123] 方法400还可以包括以下步骤:在识别到舒张期无波形间期的开始时刻时,控制造影设备开始采集冠脉造影图像。在识别到舒张期无波形间期的结束时刻时,控制造影设备停止采集冠脉造影图像。

[0124] 从造影设备采集的图像中获取目标对象的目标血管在舒张期无波形间期内的目标造影图像,可以包括以下步骤:从造影设备采集的冠脉造影图像中,选取至少两帧不同造影角度的冠脉造影图像作为目标造影图像。

[0125] 示例性地,确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期,可以包括以下步骤:从心电图设备接收目标对象的心电信号。基于心电信号识别舒张期无波形间期。

[0126] 从造影设备采集的图像中获取目标对象的目标血管在舒张期无波形间期内的目标造影图像,可以包括以下步骤:基于所识别的舒张期无波形间期,从造影设备采集的冠脉造影图像中,选取至少两帧不同造影角度的候选冠脉造影图像作为目标造影图像。其中,候选冠脉造影图像为造影设备在舒张期无波形间期采集的冠脉造影图像。造影设备与心电图设备同步地采集各自对应的冠脉造影图像和心电信号,造影设备连续采集冠脉造影图像。

[0127] 示例性地,基于心电信号识别舒张期无波形间期,可以包括以下步骤:基于心电信号的波形幅度特征,计算心动周期中每一时刻的瞬时阻力。基于心动周期中每一时刻的瞬时阻力,确定舒张期无波形间期。

[0128] 示例性地,基于目标超声图像和目标造影图像进行血管重建,生成目标血管的血管模型,可以包括以下步骤:从目标造影图像中识别目标血管的中心线。从目标超声图像中识别目标血管的管腔轮廓。将管腔轮廓沿着中心线进行配准重建,获得血管模型。

[0129] 示例性地,方法400还可以包括以下步骤:从目标超声图像中识别目标血管的侧枝。在将管腔轮廓沿着中心线进行配准重建,获得血管模型时,将侧枝与管腔轮廓一起沿着中心线进行配准重建。

[0130] 示例性地,超声设备包括超声导管和设置在超声导管上的超声换能器。超声换能器用于在超声导管回撤过程中采集目标对象的血管内超声图像。从目标造影图像中识别目标血管的中心线,可以包括以下步骤:对于目标造影图像中的每一帧冠脉造影图像,确定该冠脉造影图像中超声导管的回撤起点和回撤终点。基于回撤起点和回撤终点,从该冠脉造影图像中提取超声导管的回撤路径。基于目标造影图像中的每一帧冠脉造影图像对应的回撤路径,生成超声导管的三维回撤路径。其中,目标血管的中心线用三维回撤路径表示。

[0131] 示例性地,基于回撤起点和回撤终点,从该冠脉造影图像中提取超声导管的回撤路径,可以包括以下步骤:对该冠脉造影图像进行预处理,获得经预处理的冠脉造影图像。其中,预处理包括滤波和/或直方图增强处理。对经预处理的冠脉造影图像中的目标血管进行血管边界增强,获得经边界增强的冠脉造影图像。对经边界增强的冠脉造影图像进行图像二值化以及形态学去噪处理,获得经处理的冠脉造影图像。从经处理的冠脉造影图像中提取以回撤起点为起点并以回撤终点为终点的最短路径作为回撤路径。

[0132] 示例性地,血管参数包括血管模型在长轴各点处对应的横截面积。基于血管模型中的血管参数,确定目标血管的血流储备分数,可以包括以下步骤:基于血管模型在长轴各点处对应的横截面积的大小,确定血管模型中的狭窄血管段和正常血管段。获取目标血管的平均动脉压。基于狭窄血管段对应的横截面积、正常血管段对应的横截面积和狭窄血管段的长度,确定狭窄血管段对应的压力差。基于平均动脉压和压力差,确定目标血管的血流储备分数。

[0133] 根据本申请的又一方面,还提供了一种血管成像设备。图5示出根据本申请一个实施例的血管成像设备的示意性框图。如图5所示,血管成像设备500包括第一确定模块510、

获取模块520、血管重建模块530和第二确定模块540。

[0134] 第一确定模块510,用于确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期。

[0135] 获取模块520,用于从超声设备和造影设备各自采集的图像中分别获取目标对象的目标血管在舒张期无波形间期内的目标超声图像和目标造影图像。

[0136] 血管重建模块530,用于基于目标超声图像和目标造影图像进行血管重建,生成目标血管的血管模型。

[0137] 第二确定模块540,用于基于血管模型中的血管参数,确定目标血管的血流储备分数。

[0138] 示例性地,第一确定模块510包括:第一接收子模块,用于从心电图设备接收目标对象的心电信号;第一识别子模块,用于基于心电信号识别舒张期无波形间期。血管成像设备还包括:第一控制模块,用于在识别到舒张期无波形间期的开始时刻时,控制超声设备开始采集血管内超声图像;第二控制模块,用于在识别到舒张期无波形间期的结束时刻时,控制超声设备停止采集血管内超声图像。获取模块520包括:第一获取子模块,用于获取超声设备采集的血管内超声图像作为目标超声图像。

[0139] 示例性地,第一确定模块510包括:第二接收子模块,用于从心电图设备接收目标对象的心电信号;第二识别子模块,用于基于心电信号识别舒张期无波形间期。获取模块520包括:第一选取子模块,用于基于所识别的舒张期无波形间期,从超声设备采集的血管内超声图像中选取目标超声图像。其中,超声设备与心电图设备同步地采集各自对应的血管内超声图像和心电信号。超声设备连续采集血管内超声图像。

[0140] 示例性地,第一确定模块510包括:第三接收子模块,用于从心电图设备接收目标对象的心电信号;第三识别子模块,用于基于心电信号识别舒张期无波形间期。血管成像设备500还包括:第三控制模块,用于在识别到舒张期无波形间期的开始时刻时,控制造影设备开始采集冠脉造影图像;第四控制模块,用于在识别到舒张期无波形间期的结束时刻时,控制造影设备停止采集冠脉造影图像。获取模块520包括:第二选取子模块,用于从造影设备采集的冠脉造影图像中,选取至少两帧不同造影角度的造影图像作为目标造影图像。

[0141] 示例性地,第一确定模块510包括:第四接收子模块,用于从心电图设备接收目标对象的心电信号;第四识别子模块,用于基于心电信号识别舒张期无波形间期。获取模块520包括:第三选取子模块,用于基于所识别的舒张期无波形间期,从造影设备采集的冠脉造影图像中,选取至少两帧不同造影角度的候选冠脉造影图像作为目标造影图像。其中,候选冠脉造影图像为造影设备在舒张期无波形间期采集的冠脉造影图像。其中,造影设备与心电图设备同步地采集各自对应的冠脉造影图像和心电信号,造影设备连续采集冠脉造影图像。

[0142] 示例性地,第一确定模块510包括:计算子模块,用于基于心电信号的波形幅度特征,计算心动周期中每一时刻的瞬时阻力;第一确定子模块,用于基于心动周期中每一时刻的瞬时阻力,确定舒张期无波形间期。

[0143] 示例性地,血管重建模块530包括:第五识别子模块,用于从目标造影图像中识别目标血管的中心线;第六识别子模块,用于从目标超声图像中识别目标血管的管腔轮廓;重建子模块,用于将管腔轮廓沿着中心线进行配准重建,获得血管模型。

[0144] 示例性地,血管重建模块530还包括:第七识别子模块,用于在重建子模块将管腔

轮廓沿着中心线进行配准重建,获得血管模型之前,从目标超声图像中识别目标血管的侧枝;重建子模块包括重建单元,用于将侧枝与管腔轮廓一起沿着中心线进行配准重建。

[0145] 示例性地,超声设备包括超声导管和设置在超声导管上的超声换能器。超声换能器用于在超声导管回撤过程中采集目标对象的血管内超声图像。第五识别子模块包括:确定单元,用于对于目标造影图像中的每一帧冠脉造影图像,确定该冠脉造影图像中超声导管的回撤起点和回撤终点;提取单元,用于基于回撤起点和回撤终点,从该冠脉造影图像中提取超声导管的回撤路径;生成单元,用于基于目标造影图像中的每一帧冠脉造影图像对应的回撤路径,生成超声导管的三维回撤路径。其中,目标血管的中心线用三维回撤路径表示。

[0146] 示例性地,提取单元包括:预处理子单元,用于对该冠脉造影图像进行预处理,获得经预处理的冠脉造影图像,其中,预处理包括滤波和/或直方图增强处理;增强子单元,用于与对经预处理的冠脉造影图像中的目标血管进行血管边界增强,获得经边界增强的冠脉造影图像;二值化及去噪子单元,用于对经边界增强的冠脉造影图像进行图像二值化以及形态学去噪处理,获得经处理的冠脉造影图像;提取子单元,用于从经处理的冠脉造影图像中提取以回撤起点为起点并以回撤终点为终点的最短路径作为回撤路径。

[0147] 示例性地,血管参数包括血管模型在长轴各点处对应的横截面积。第二确定模块540包括:第二确定子模块,用于基于血管模型在长轴各点处对应的横截面积的大小,确定血管模型中的狭窄血管段和正常血管段;第二获取子模块,用于获取目标血管的平均动脉压;第三确定子模块,用于基于狭窄血管段对应的横截面积、正常血管段对应的横截面积和狭窄血管段的长度,确定狭窄血管段对应的压力差;第四确定子模块,用于基于平均动脉压和压力差,确定目标血管的血流储备分数。

[0148] 根据本申请的又一方面,还提供一种电子设备。图6示出根据本申请实施例的电子设备的示意性框图。如图所示,该电子设备600包括处理器610和存储器620,其中,存储器620中存储有计算机程序指令,计算机程序指令被处理器610运行时用于执行以下操作:确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期;获取目标对象的目标血管在舒张期无波形间期内的目标超声图像和目标造影图像;基于目标超声图像和目标造影图像进行血管重建,生成目标血管的血管模型;基于血管模型中的血管参数,确定目标血管的血流储备分数。

[0149] 示例性地,目标超声图像由超声设备采集;计算机程序指令被处理器610运行时所用于执行的确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期的步骤包括:从心电图设备接收目标对象的心电信号;基于心电信号识别舒张期无波形间期。计算机程序指令被处理器610运行时还用于执行:在识别到舒张期无波形间期的开始时刻时,控制超声设备开始采集血管内超声图像;在识别到舒张期无波形间期的结束时刻时,控制超声设备停止采集血管内超声图像。计算机程序指令被处理器610运行时所用于执行的获取目标对象的目标血管在舒张期无波形间期内的目标超声图像的步骤包括:获取超声设备采集的血管内超声图像作为目标超声图像。

[0150] 本文描述的心电图设备可以包含在血管成像系统中,还可以独立于血管成像系统。在一个示例中,血管成像系统还可以包括心电图设备,用于采集目标对象的心电信号,处理设备与心电图设备连接。

[0151] 示例性地,目标超声图像由超声设备采集;计算机程序指令被处理器610运行时所用于执行的确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期的步骤包括:从心电图设备接收目标对象的心电信号;基于心电信号识别舒张期无波形间期。计算机程序指令被处理器610运行时所用于执行的获取目标对象的目标血管在舒张期无波形间期内的目标超声图像的步骤包括:基于所识别的舒张期无波形间期,从超声设备采集的血管内超声图像中选取目标超声图像;其中,超声设备与心电图设备同步地采集各自对应的血管内超声图像和心电信号,超声设备连续采集血管内超声图像。

[0152] 示例性地,目标造影图像由造影设备采集;计算机程序指令被处理器610运行时所用于执行的确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期的步骤包括:从心电图设备接收目标对象的心电信号;基于心电信号识别舒张期无波形间期。计算机程序指令被处理器610运行时还用于:在识别到舒张期无波形间期的开始时刻时,控制造影设备开始采集冠脉造影图像;在识别到舒张期无波形间期的结束时刻时,控制造影设备停止采集冠脉造影图像。计算机程序指令被处理器610运行时所用于执行的获取目标对象的目标血管在舒张期无波形间期内的目标超声图像的步骤包括:从造影设备采集的冠脉造影图像中,选取至少两帧不同造影角度的造影图像作为目标造影图像。

[0153] 示例性地,目标造影图像由造影设备采集;计算机程序指令被处理器610运行时所用于执行的确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期的步骤包括:从心电图设备接收目标对象的心电信号;基于心电信号识别舒张期无波形间期;计算机程序指令被处理器610运行时所用于执行的获取目标对象的目标血管在舒张期无波形间期内的目标造影图像的步骤包括:基于所识别的舒张期无波形间期,从造影设备采集的冠脉造影图像中,选取至少两帧不同造影角度的候选冠脉造影图像作为目标造影图像。其中,候选冠脉造影图像为造影设备在舒张期无波形间期采集的冠脉造影图像。其中,造影设备与心电图设备同步地采集各自对应的冠脉造影图像和心电信号,造影设备连续采集冠脉造影图像。

[0154] 示例性地,计算机程序指令被处理器610运行时所用于执行的基于心电信号识别舒张期无波形间期的步骤包括:基于心电信号的波形幅度特征,计算心动周期中每一时刻的瞬时阻力;基于心动周期中每一时刻的瞬时阻力,确定舒张期无波形间期。

[0155] 示例性地,计算机程序指令被处理器610运行时所用于执行的基于目标超声图像和目标造影图像进行血管重建,生成目标血管的血管模型的步骤包括:从目标造影图像中识别目标血管的中心线;从目标超声图像中识别目标血管的管腔轮廓;将管腔轮廓沿着中心线进行配准重建,获得血管模型。

[0156] 示例性地,在计算机程序指令被处理器610运行时所用于执行的将管腔轮廓沿着中心线进行配准重建,获得血管模型的步骤之前,计算机程序指令被处理器610运行时还用于执行:从目标超声图像中识别目标血管的侧枝。计算机程序指令被处理器610运行时所用于执行的将管腔轮廓沿着中心线进行配准重建,获得血管模型的步骤包括:将侧枝与管腔轮廓一起沿着中心线进行配准重建。

[0157] 示例性地,目标超声图像由超声设备采集;超声设备包括超声导管和设置在超声导管上的超声换能器;超声换能器用于在超声导管回撤过程中采集目标对象的血管内超声图像;计算机程序指令被处理器610运行时所用于执行的从目标造影图像中识别目标血管的中心线的步骤包括以下操作。对于目标造影图像中的每一帧冠脉造影图像,确定该冠脉

造影图像中超声导管的回撤起点和回撤终点。基于回撤起点和回撤终点,从该冠脉造影图像中提取超声导管的回撤路径。基于目标造影图像中的每一帧冠脉造影图像对应的回撤路径,生成超声导管的三维回撤路径。其中,目标血管的中心线用三维回撤路径表示。

[0158] 示例性地,计算机程序指令被处理器610运行时所用于执行的基于回撤起点和回撤终点,从该冠脉造影图像中提取超声导管的回撤路径的步骤包括以下操作。对该冠脉造影图像进行预处理,获得经预处理的冠脉造影图像。其中,预处理包括滤波和/或直方图增强处理。对经预处理的冠脉造影图像中的目标血管进行血管边界增强,获得经边界增强的冠脉造影图像。对经边界增强的冠脉造影图像进行图像二值化以及形态学去噪处理,获得经处理的冠脉造影图像。从经处理的冠脉造影图像中提取以回撤起点为起点并以回撤终点为终点的最短路径作为回撤路径。

[0159] 示例性地,血管参数包括血管模型在长轴各点处对应的横截面积,计算机程序指令被处理器610运行时所用于执行的基于血管模型中的血管参数,确定目标血管的血流储备分数的步骤包括:基于血管模型在长轴各点处对应的横截面积的大小,确定血管模型中的狭窄血管段和正常血管段;获取目标血管的平均动脉压;基于狭窄血管段对应的横截面积、正常血管段对应的横截面积和狭窄血管段的长度,确定狭窄血管段对应的压力差;基于平均动脉压和压力差,确定目标血管的血流储备分数。

[0160] 根据本申请的再一方面,还提供一种计算机可读存储介质,在计算机可读存储介质上存储了程序指令,程序指令在运行时用于执行以下操作:确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期;获取目标对象的目标血管在舒张期无波形间期内的目标超声图像和目标造影图像;基于目标超声图像和目标造影图像进行血管重建,生成目标血管的血管模型;基于血管模型中的血管参数,确定目标血管的血流储备分数。该计算机可读存储介质例如可以包括平板电脑的存储部件、个人计算机的硬盘、可擦除可编程只读存储器 (EPROM)、便携式只读存储器 (CD-ROM)、USB存储器、或者上述存储介质的任意组合。计算机可读存储介质可以是一个或多个非易失性存储介质的任意组合。

[0161] 示例性地,目标超声图像由超声设备采集;程序指令在运行时所用于执行的确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期的步骤包括:从心电图设备接收目标对象的心电信号。基于心电信号识别舒张期无波形间期。程序指令在运行时还用于执行:在识别到舒张期无波形间期的开始时刻时,控制超声设备开始采集血管内超声图像;在识别到舒张期无波形间期的结束时刻时,控制超声设备停止采集血管内超声图像。程序指令在运行时所用于执行的获取目标对象的目标血管在舒张期无波形间期内的目标超声图像的步骤包括:获取超声设备采集的血管内超声图像作为目标超声图像。

[0162] 示例性地,目标超声图像由超声设备采集;程序指令在运行时所用于执行的确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期的步骤包括:从心电图设备接收目标对象的心电信号;基于心电信号识别舒张期无波形间期。程序指令在运行时所用于执行的获取目标对象的目标血管在舒张期无波形间期内的目标超声图像的步骤包括:基于所识别的舒张期无波形间期,从超声设备采集的血管内超声图像中选取目标超声图像;其中,超声设备与心电图设备同步地采集各自对应的血管内超声图像和心电信号,超声设备连续采集血管内超声图像。

[0163] 示例性地,目标造影图像由造影设备采集;程序指令在运行时所用于执行的确定

目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期的步骤包括：从心电图设备接收目标对象的心电信号；基于心电信号识别舒张期无波形间期。程序指令在运行时还用于：在识别到舒张期无波形间期的开始时刻时，控制造影设备开始采集冠脉造影图像；在识别到舒张期无波形间期的结束时刻时，控制造影设备停止采集冠脉造影图像。程序指令在运行时所用于执行的获取目标对象的目标血管在舒张期无波形间期内的目标超声图像的步骤包括：从造影设备采集的冠脉造影图像中，选取至少两帧不同造影角度的造影图像作为目标造影图像。

[0164] 示例性地，目标造影图像由造影设备采集；程序指令在运行时所用于执行的确定目标对象的心动周期内的舒张期无波形间期的步骤包括：从心电图设备接收目标对象的心电信号；基于心电信号识别舒张期无波形间期；程序指令在运行时所用于执行的获取目标对象的目标血管在舒张期无波形间期内的目标造影图像的步骤包括：基于所识别的舒张期无波形间期，从造影设备采集的冠脉造影图像中，选取至少两帧不同造影角度的候选冠脉造影图像作为目标造影图像。其中，候选冠脉造影图像为造影设备在舒张期无波形间期采集的冠脉造影图像。其中，造影设备与心电图设备同步地采集各自对应的冠脉造影图像和心电信号，造影设备连续采集冠脉造影图像。

[0165] 示例性地，程序指令在运行时所用于执行的基于心电信号识别舒张期无波形间期的步骤包括以下操作。基于心电信号的波形幅度特征，计算心动周期中每一时刻的瞬时阻力。基于心动周期中每一时刻的瞬时阻力，确定舒张期无波形间期。

[0166] 示例性地，程序指令在运行时所用于执行的基于目标超声图像和目标造影图像进行血管重建，生成目标血管的血管模型的步骤包括：从目标造影图像中识别目标血管的中心线；从目标超声图像中识别目标血管的管腔轮廓；将管腔轮廓沿着中心线进行配准重建，获得血管模型。

[0167] 示例性地，在程序指令在运行时所用于执行的将管腔轮廓沿着中心线进行配准重建，获得血管模型的步骤之前，程序指令在运行时还用于执行：从目标超声图像中识别目标血管的侧枝。程序指令在运行时所用于执行的将管腔轮廓沿着中心线进行配准重建，获得血管模型的步骤包括：将侧枝与管腔轮廓一起沿着中心线进行配准重建。

[0168] 示例性地，目标超声图像由超声设备采集；超声设备包括超声导管和设置在超声导管上的超声换能器；超声换能器用于在超声导管回撤过程中采集目标对象的血管内超声图像；程序指令在运行时所用于执行的从目标造影图像中识别目标血管的中心线的步骤包括以下操作。对于目标造影图像中的每一帧冠脉造影图像，确定该冠脉造影图像中超声导管的回撤起点和回撤终点。基于回撤起点和回撤终点，从该冠脉造影图像中提取超声导管的回撤路径。基于目标造影图像中的每一帧冠脉造影图像对应的回撤路径，生成超声导管的三维回撤路径。其中，目标血管的中心线用三维回撤路径表示。

[0169] 示例性地，程序指令在运行时所用于执行的基于回撤起点和回撤终点，从该冠脉造影图像中提取超声导管的回撤路径的步骤包括以下操作。对该冠脉造影图像进行预处理，获得经预处理的冠脉造影图像。其中，预处理包括滤波和/或直方图增强处理。对经预处理的冠脉造影图像中的目标血管进行血管边界增强，获得经边界增强的冠脉造影图像。对经边界增强的冠脉造影图像进行图像二值化以及形态学去噪处理，获得经处理的冠脉造影图像。从经处理的冠脉造影图像中提取以回撤起点为起点并以回撤终点为终点的最短路径作为回撤路径。

[0170] 示例性地,血管参数包括血管模型在长轴各点处对应的横截面积,程序指令在运行时所用于执行的基于血管模型中的血管参数,确定目标血管的血流储备分数的步骤包括:基于血管模型在长轴各点处对应的横截面积的大小,确定血管模型中的狭窄血管段和正常血管段;获取目标血管的平均动脉压;基于狭窄血管段对应的横截面积、正常血管段对应的横截面积和狭窄血管段的长度,确定狭窄血管段对应的压力差;基于平均动脉压和压力差,确定目标血管的血流储备分数。

[0171] 本领域普通技术人员通过阅读上述有关用于确定血流储备分数的方法的描述,可以理解上述电子设备和非易失性存储介质的具体实现方案,为了简洁,在此不再赘述。

[0172] 尽管这里已经参考附图描述了示例实施例,应理解上述示例实施例仅仅是示例性的,并且不意图将本申请的范围限制于此。本领域普通技术人员可以在其中进行各种改变和修改,而不偏离本申请的范围和精神。所有这些改变和修改意在被包括在所附权利要求所要求的本申请的范围之内。

[0173] 本领域普通技术人员可以意识到,结合本文中所公开的实施例描述的各示例的单元及算法步骤,能够以电子硬件、或者计算机软件和电子硬件的结合来实现。这些功能究竟以硬件还是软件方式来执行,取决于技术方案的特定应用和设计约束条件。专业技术人员可以对每个特定的应用来使用不同方法来实现所描述的功能,但是这种实现不应认为超出本申请的范围。

[0174] 在本申请所提供的几个实施例中,应该理解到,所揭露的设备和方法,可以通过其它的方式实现。例如,以上所描述的设备实施例仅仅是示意性的,例如,所述单元的划分,仅仅为一种逻辑功能划分,实际实现时可以有另外的划分方式,例如多个单元或组件可以结合或者可以集成到另一个设备,或一些特征可以忽略,或不执行。

[0175] 在此处所提供的说明书中,说明了大量具体细节。然而,能够理解,本申请的实施例可以在没有这些具体细节的情况下实践。在一些实例中,并未详细示出公知的方法、结构和技术,以便不模糊对本说明书的理解。

[0176] 类似地,应当理解,为了精简本申请并帮助理解各个发明方面中的一个或多个,在对本申请的示例性实施例的描述中,本申请的各个特征有时被一起分组到单个实施例、图、或者对其的描述中。然而,并不应将该本申请的方法解释成反映如下意图:即所要求保护的本申请要求比在每个权利要求中所明确记载的特征更多的特征。更确切地说,如相应的权利要求书所反映的那样,其发明点在于可以用少于某个公开的单个实施例的所有特征的特征来解决相应的技术问题。因此,遵循具体实施方式的权利要求书由此明确地并入该具体实施方式,其中每个权利要求本身都作为本申请的单独实施例。

[0177] 本领域的技术人员可以理解,除了特征之间相互排斥之外,可以采用任何组合对本说明书(包括伴随的权利要求、摘要和附图)中公开的所有特征以及如此公开的任何方法或者设备的所有过程或单元进行组合。除非另外明确陈述,本说明书(包括伴随的权利要求、摘要和附图)中公开的每个特征可以由提供相同、等同或相似目的的替代特征来代替。

[0178] 此外,本领域的技术人员能够理解,尽管在此所述的一些实施例包括其它实施例中包括的某些特征而不是其它特征,但是不同实施例的特征的组合意味着处于本申请的范围之内并且形成不同的实施例。例如,在权利要求书中,所要求保护的实施例的任意之一都可以以任意的组合方式来使用。

[0179] 本申请的各个部件实施例可以以硬件实现,或者以在一个或者多个处理器上运行的软件模块实现,或者以它们的组合实现。本领域的技术人员应当理解,可以在实践中使用微处理器或者数字信号处理器(DSP)来实现根据本申请实施例的血管成像设备和电子设备中的一些模块的一些或者全部功能。本申请还可以实现为用于执行这里所描述的方法的一部分或者全部的装置程序(例如,计算机程序和计算机程序产品)。这样的实现本申请的程序可以存储在计算机可读介质上,或者可以具有一个或者多个信号的形式。这样的信号可以从因特网网站上下载得到,或者在载体信号上提供,或者以任何其他形式提供。

[0180] 应该注意的是上述实施例对本申请进行说明而不是对本申请进行限制,并且本领域技术人员在不脱离所附权利要求的范围的情况下可设计出替换实施例。在权利要求中,不应将位于括号之间的任何参考符号构造成对权利要求的限制。单词“包含”不排除存在未列在权利要求中的元件或步骤。位于元件之前的单词“一”或“一个”不排除存在多个这样的元件。本申请可以借助于包括有若干不同元件的硬件以及借助于适当编程的计算机来实现。在列举了若干装置的单元权利要求中,这些装置中的若干个可以是通过同一个硬件项来具体体现。单词第一、第二、以及第三等的使用不表示任何顺序。可将这些单词解释为名称。

[0181] 以上所述,仅为本申请的具体实施方式或对具体实施方式的说明,本申请的保护范围并不局限于此,任何熟悉本技术领域的技术人员在本申请揭露的技术范围内,可轻易想到变化或替换,都应涵盖在本申请的保护范围之内。本申请的保护范围应以权利要求的保护范围为准。

100

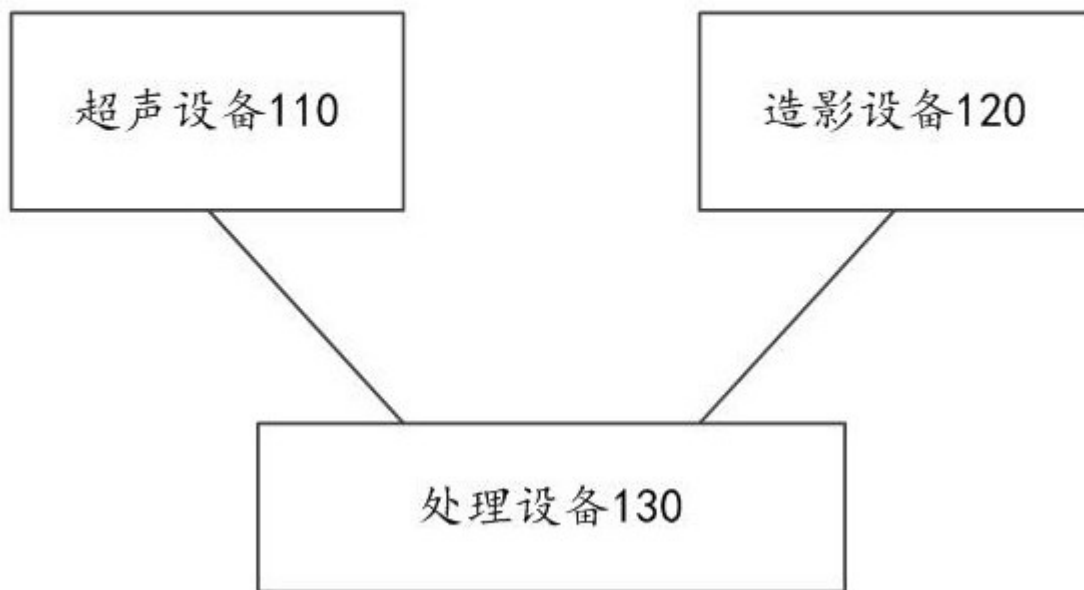


图 1

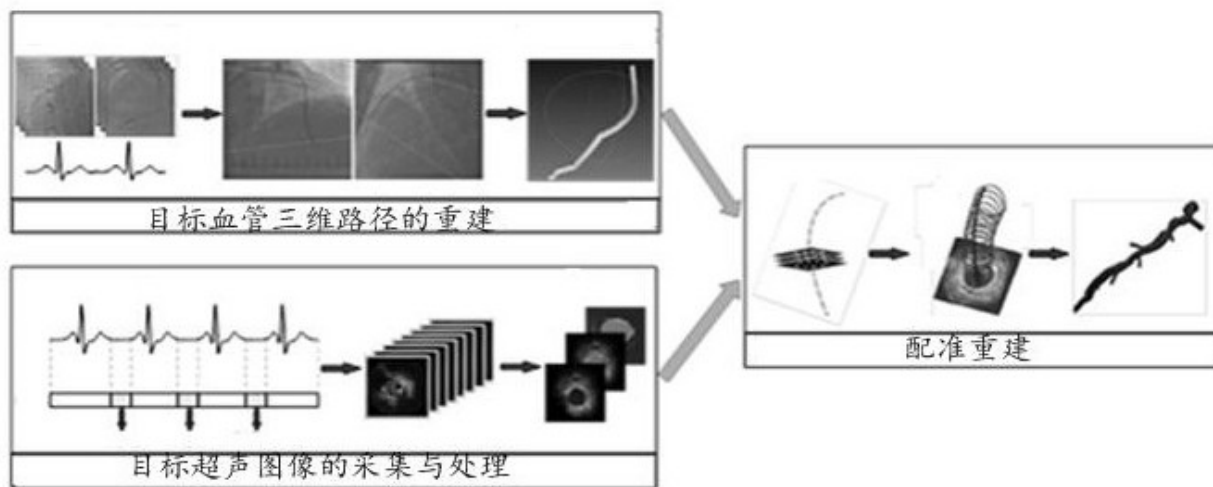


图 2

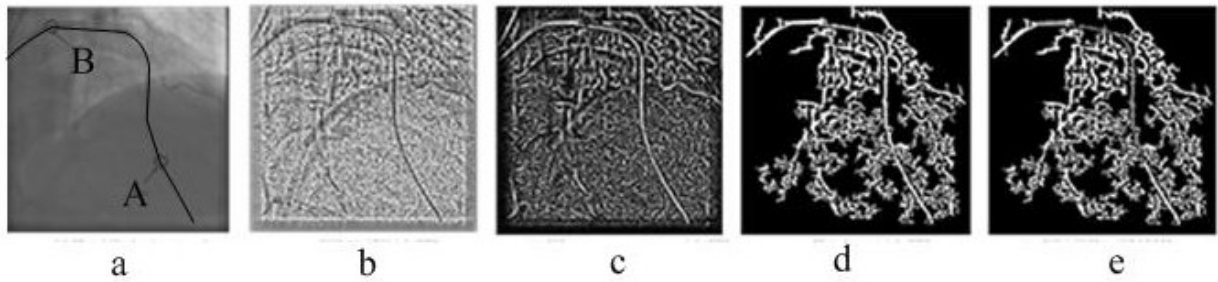


图 3

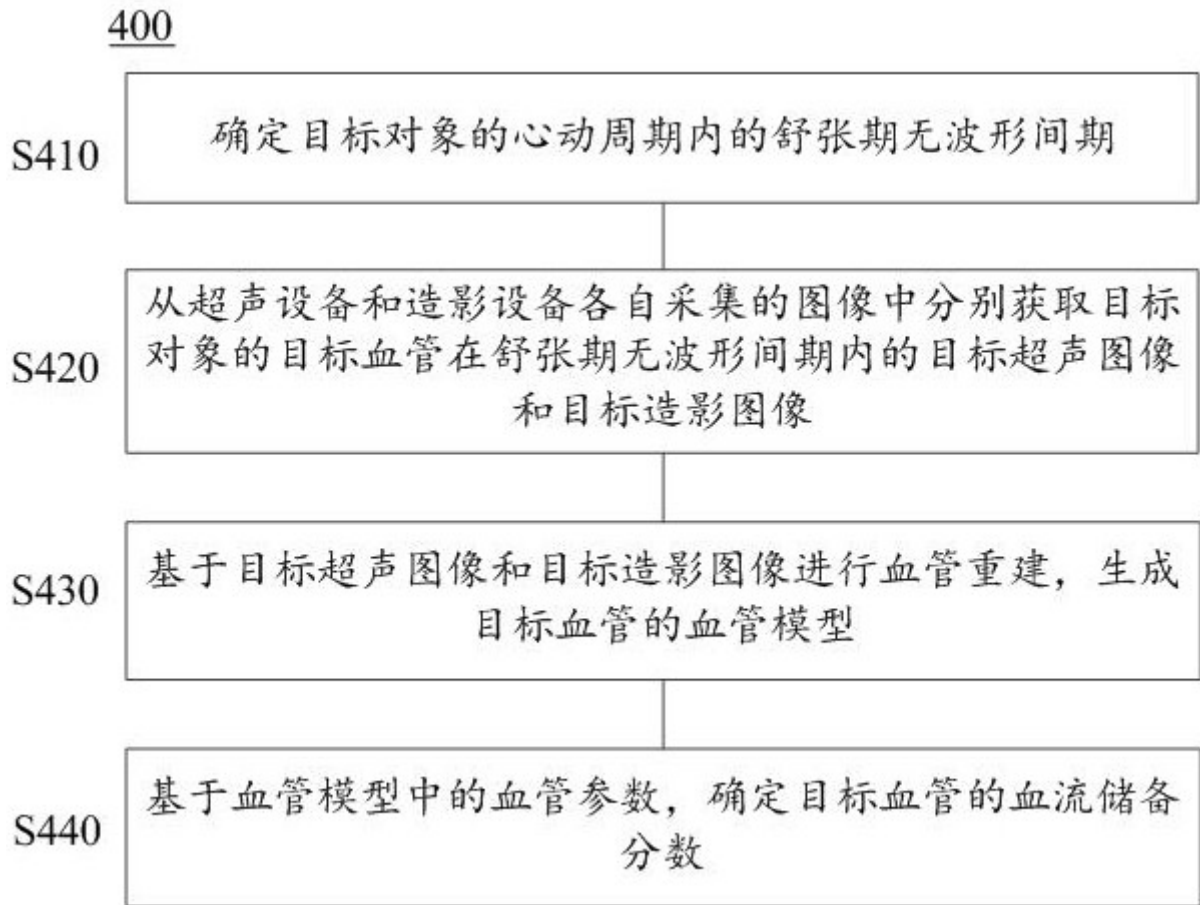


图 4

500

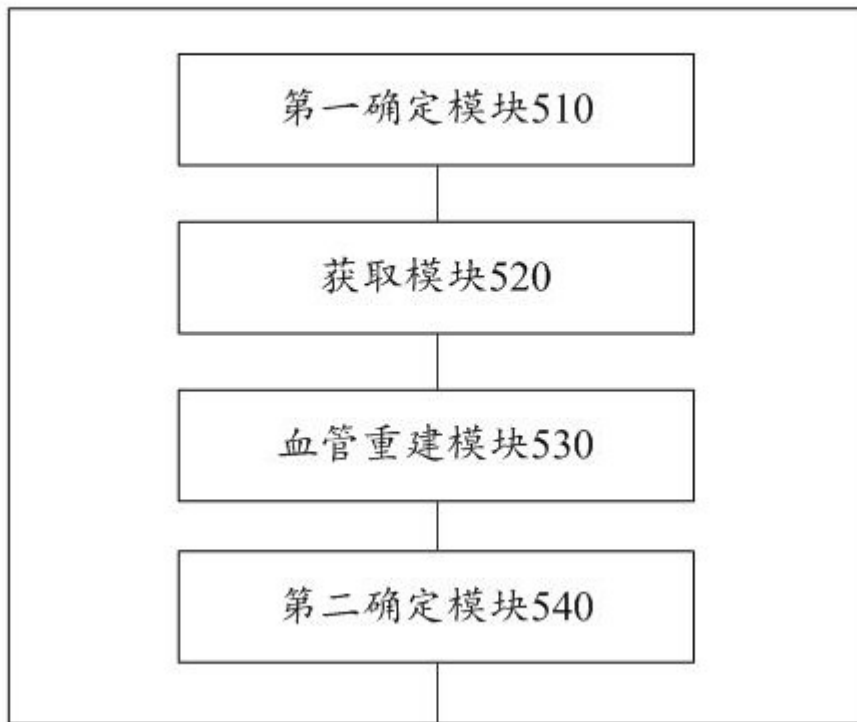


图 5

600

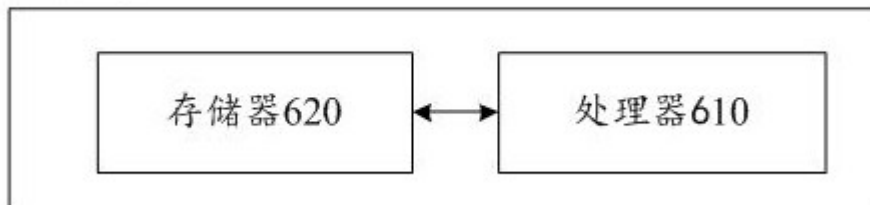


图 6