



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 113116385 B

(45) 授权公告日 2022.08.16

(21) 申请号 201911414742.8

(51) Int.Cl.

(22) 申请日 2019.12.31

A61B 8/08 (2006.01)

(65) 同一申请的已公布的文献号

审查员 侯倩

申请公布号 CN 113116385 A

(43) 申请公布日 2021.07.16

(73) 专利权人 深圳开立生物医疗科技股份有限公司

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

(72) 发明人 张勇 秦志飞 孙银君 田秋芳 朱彦聪

(74) 专利代理机构 深圳市深佳知识产权代理事务所(普通合伙) 44285

专利代理师 王兆林

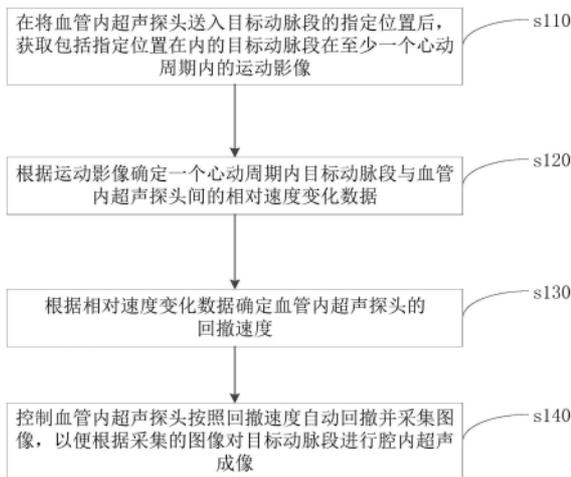
权利要求书3页 说明书9页 附图5页

(54) 发明名称

动脉腔内超声成像方法、装置、设备及系统

(57) 摘要

本发明公开了一种动脉腔内超声成像方法,依据超声探头静止时的目标动脉段与该超声探头之间的相对速度变化数据进行探头回撤速度的确定,可以减少动脉腔随心脏跳动而运动过程对于探头回撤图像采集过程的影响,可以避免重复成像的同时避免有用数据的丢失,保证采集到合适数量的动脉腔图像量,避免图像畸变的发生,提升了回撤图像采集的精准度从而为动脉介入医生在动脉介入治疗过程中提供可靠的长度数值,提升根据动脉腔内超声成像测量的动脉病变长度的准确度,可以有效提升诊疗效果。本发明还公开了一种动脉腔内超声成像装置、计算机设备、计算机可读存储介质及一种动脉腔内超声成像系统,具有上述有益效果。



1. 一种动脉腔内超声成像装置,其特征在于,包括:

影像获取单元,用于在将血管内超声探头送入目标动脉段的指定位置后,获取包括所述指定位置在内的所述目标动脉段在至少一个心动周期内的运动影像;

相对速度分析单元,用于根据所述运动影像确定一个心动周期内所述目标动脉段与所述血管内超声探头间的相对速度变化数据;

回撤速度设定单元,用于根据所述相对速度变化数据确定所述血管内超声探头的回撤速度;

探头回撤采集单元,用于控制所述血管内超声探头按照所述回撤速度自动回撤并采集图像,以便根据采集的图像对所述目标动脉段进行腔内超声成像。

2. 根据权利要求1所述的动脉腔内超声成像装置,其特征在于,还包括:

用于获取与所述运动影像具有至少一个同步心动周期的心电图的单元;

相应的,所述相对速度分析单元,用于对照所述心电图确定一个心动周期内的运动影像,作为目标运动影像;根据所述目标运动影像确定所述目标动脉段与所述血管内超声探头间的相对速度变化数据。

3. 根据权利要求1所述的动脉腔内超声成像装置,其特征在于,所述影像获取单元具体用于,在将血管内超声探头送入目标动脉段的指定位置后,获取包括所述指定位置在内的所述目标动脉段在至少一个心动周期内的数字减影血管造影图像。

4. 根据权利要求1所述的动脉腔内超声成像装置,其特征在于,所述相对速度分析单元具体用于,识别所述运动影像中所述目标动脉段中参考点与所述血管内超声探头;测量所述参考点与所述血管内超声探头间的距离;根据连续时间节点下所述距离的变化确定所述参考点与所述血管内超声探头间的相对位移;根据时间间隔以及所述相对位移计算所述参考点与所述血管内超声探头间的相对速度;根据连续时间节点下的所述相对速度组成所述相对速度变化数据。

5. 根据权利要求4所述的动脉腔内超声成像装置,其特征在于,所述参考点包括:血管交叉点或病灶特征点。

6. 根据权利要求1至5任一项所述的动脉腔内超声成像装置,其特征在于,所述回撤速度设定单元具体用于,根据所述相对速度变化数据确定所述目标动脉段与所述血管内超声探头的相对速度沿回撤方向的最大值;确定回撤速度叠加值;将所述最大值与所述回撤速度叠加值的和作为所述回撤速度。

7. 根据权利要求6所述的动脉腔内超声成像装置,其特征在于,所述回撤速度设定单元具体用于,以所述最大值与预设比例的乘积值作为所述回撤速度叠加值。

8. 一种计算机设备,其特征在于,包括:

存储器,用于存储程序;

处理器,用于执行所述程序时实现在将血管内超声探头送入目标动脉段的指定位置后,获取包括所述指定位置在内的所述目标动脉段在至少一个心动周期内的运动影像;根据所述运动影像确定一个心动周期内所述目标动脉段与所述血管内超声探头间的相对速度变化数据;根据所述相对速度变化数据确定所述血管内超声探头的回撤速度;控制所述血管内超声探头按照所述回撤速度自动回撤并采集图像,以便根据采集的图像对所述目标动脉段进行腔内超声成像。

9. 根据权利要求8所述的计算机设备,其特征在于,所述处理器还用于,获取与所述运动影像具有至少一个同步心动周期的心电图;则相应地,根据所述运动影像确定一个心动周期内所述目标动脉段与所述血管内超声探头间的相对速度变化数据,包括:对照所述心电图确定一个心动周期内的运动影像,作为目标运动影像;根据所述目标运动影像确定所述目标动脉段与所述血管内超声探头间的相对速度变化数据。

10. 根据权利要求8所述的计算机设备,其特征在于,所述处理器还用于,获取包括所述指定位置在内的所述目标动脉段在至少一个心动周期内的数字减影血管造影图像。

11. 根据权利要求8所述的计算机设备,其特征在于,所述处理器还用于,识别所述运动影像中所述目标动脉段中参考点与所述血管内超声探头;测量所述参考点与所述血管内超声探头间的距离;根据连续时间节点下所述距离的变化确定所述参考点与所述血管内超声探头间的相对位移;根据时间间隔以及所述相对位移计算所述参考点与所述血管内超声探头间的相对速度;根据连续时间节点下的所述相对速度组成所述相对速度变化数据。

12. 根据权利要求11所述的计算机设备,其特征在于,所述参考点包括:血管交叉点或病灶特征点。

13. 根据权利要求8至12任一项所述的计算机设备,其特征在于,所述处理器还用于,根据所述相对速度变化数据确定所述目标动脉段与所述血管内超声探头的相对速度沿回撤方向的最大值;确定回撤速度叠加值;将所述最大值与所述回撤速度叠加值的和作为所述回撤速度。

14. 根据权利要求13所述的计算机设备,其特征在于,所述处理器还用于,以所述最大值与预设比例的乘积值作为所述回撤速度叠加值。

15. 一种计算机可读存储介质,其特征在于,所述计算机可读存储介质上存储有程序,所述程序被处理器执行时实现在将血管内超声探头送入目标动脉段的指定位置后,获取包括所述指定位置在内的所述目标动脉段在至少一个心动周期内的运动影像;根据所述运动影像确定一个心动周期内所述目标动脉段与所述血管内超声探头间的相对速度变化数据;根据所述相对速度变化数据确定所述血管内超声探头的回撤速度;控制所述血管内超声探头按照所述回撤速度自动回撤并采集图像,以便根据采集的图像对所述目标动脉段进行腔内超声成像。

16. 根据权利要求15所述的计算机可读存储介质,其特征在于,所述程序被处理器执行时还实现获取与所述运动影像具有至少一个同步心动周期的心电图;则相应地,根据所述运动影像确定一个心动周期内所述目标动脉段与所述血管内超声探头间的相对速度变化数据,包括:对照所述心电图确定一个心动周期内的运动影像,作为目标运动影像;根据所述目标运动影像确定所述目标动脉段与所述血管内超声探头间的相对速度变化数据。

17. 根据权利要求15所述的计算机可读存储介质,其特征在于,所述程序被处理器执行时实现获取包括所述指定位置在内的所述目标动脉段在至少一个心动周期内的数字减影血管造影图像。

18. 根据权利要求15所述的计算机可读存储介质,其特征在于,所述程序被处理器执行时实现识别所述运动影像中所述目标动脉段中参考点与所述血管内超声探头;测量所述参考点与所述血管内超声探头间的距离;根据连续时间节点下所述距离的变化确定所述参考点与所述血管内超声探头间的相对位移;根据时间间隔以及所述相对位移计算所述参考点

与所述血管内超声探头间的相对速度;根据连续时间节点下的所述相对速度组成所述相对速度变化数据。

19. 根据权利要求18所述的计算机可读存储介质,其特征在于,所述参考点包括:血管交叉点或病灶特征点。

20. 根据权利要求15至19任一项所述的计算机可读存储介质,其特征在于,所述程序被处理器执行时实现根据所述相对速度变化数据确定所述目标动脉段与所述血管内超声探头的相对速度沿回撤方向的最大值;确定回撤速度叠加值;将所述最大值与所述回撤速度叠加值的和作为所述回撤速度。

21. 根据权利要求20所述的计算机可读存储介质,其特征在于,所述程序被处理器执行时实现以所述最大值与预设比例的乘积值作为所述回撤速度叠加值。

22. 一种动脉腔内超声成像系统,其特征在于,包括如权利要求8至14任一项所述的计算机设备、血管内超声探头、影像采集设备;

所述计算机设备与所述血管内超声探头连接,用于控制所述血管内超声探头按照设定的回撤速度自动回撤并采集图像;

所述计算机设备与所述影像采集设备连接,用于获取目标动脉段在至少一个心动周期内的运动影像。

动脉腔内超声成像方法、装置、设备及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及电子技术领域,特别涉及一种动脉腔内超声成像方法、装置、一种计算机设备、一种计算机可读存储介质及一种动脉腔内超声成像系统。

背景技术

[0002] 在全世界范围内心血管疾病是头号健康杀手,也是我国居民最主要的疾病死亡原因;其中冠心病是致死率、致残率最高的疾病之一,也是我国死亡率增长最快的疾病。

[0003] 冠状动脉血管造影等血管成像技术可以评估血管尺寸、斑块特点和支架植入效果等,术前对管腔尺寸和病变特点进行评估,术后的腔内影像使术者能够在支架水平评估支架植入效果,提高冠心病诊断以及治疗效果,改善临床结局。冠状动脉血管造影等血管成像技术虽被认为是评估冠状动脉疾病的“金标准”,但仍存在一定的局限性,比如动脉造影无法对狭窄进行功能学判定,且(造影)成像只显示管腔轮廓,而动脉病变常发生于管壁,因此,我们需要“第三只眼”——IVUS(血管内超声)等动脉腔内超声成像技术去透视动脉(比如冠状动脉),获得动脉内影像,了解动脉腔内情况,评估其生理学特点,从而选择合理的治疗策略,为临床中优化支架植入和减少支架相关问题,提供了更多的重要信息。

[0004] 目前动脉腔内超声成像的回撤包括慢速以及快速两种模式,慢速回撤则成像时间长,同时随着心脏的收缩、舒张运动,会出现重复成像、超声成像出现“锯齿”现象;快速回撤则单位时间内成像探头回撤距离大,导致每帧成像之间间隔距离过大,会丢失较多的血管和病变信息,从而进一步导致测量的动脉病变长度不准确的问题,进而导致对植入支架长度的选择不准确,不能对动脉介入治疗进行准确的指导。

[0005] 因此,如何提升根据动脉腔内超声成像测量的动脉病变长度的准确度,是本领域技术人员需要解决的技术问题。

发明内容

[0006] 本发明的目的是提供一种动脉腔内超声成像方法,该方法可以提升根据动脉腔内超声成像测量的动脉病变长度的准确度;本发明的另一目的是提供一种动脉腔内超声成像装置、计算机设备、计算机可读存储介质及一种动脉腔内超声成像系统。

[0007] 为解决上述技术问题,本发明提供一种动脉腔内超声成像方法,包括:

[0008] 在将血管内超声探头送入目标动脉段的指定位置后,获取包括所述指定位置在内的所述目标动脉段在至少一个心动周期内的运动影像;

[0009] 根据所述运动影像确定一个心动周期内所述目标动脉段与所述血管内超声探头间的相对速度变化数据;

[0010] 根据所述相对速度变化数据确定所述血管内超声探头的回撤速度;

[0011] 控制所述血管内超声探头按照所述回撤速度自动回撤并采集图像,以便根据采集的图像对所述目标动脉段进行腔内超声成像。

[0012] 可选地,所述动脉腔内超声成像方法还包括:

- [0013] 获取与所述运动影像具有至少一个同步心动周期的心电图；
- [0014] 则相应地，根据所述运动影像确定一个心动周期内所述目标动脉段与所述血管内超声探头间的相对速度变化数据，包括：
- [0015] 对照所述心电图确定一个心动周期内的运动影像，作为目标运动影像；
- [0016] 根据所述目标运动影像确定所述目标动脉段与所述血管内超声探头间的相对速度变化数据。
- [0017] 可选地，获取包括所述指定位置在内的所述目标动脉段在至少一个心动周期内的运动影像，包括：
- [0018] 获取包括所述指定位置在内的所述目标动脉段在至少一个心动周期内的数字减影血管造影图像。
- [0019] 可选地，根据所述运动影像确定一个心动周期内所述目标动脉段与所述血管内超声探头间的相对速度变化数据，包括：
- [0020] 识别所述运动影像中所述目标动脉段中参考点与所述血管内超声探头；
- [0021] 测量所述参考点与所述血管内超声探头间的距离；
- [0022] 根据连续时间节点下所述距离的变化确定所述参考点与所述血管内超声探头间的相对位移；
- [0023] 根据时间间隔以及所述相对位移计算所述参考点与所述血管内超声探头间的相对速度；
- [0024] 根据连续时间节点下的所述相对速度组成所述相对速度变化数据。
- [0025] 可选地，所述参考点包括：血管交叉点或病灶特征点。
- [0026] 可选地，根据所述相对速度变化数据确定所述血管内超声探头的回撤速度，包括：
- [0027] 根据所述相对速度变化数据确定所述目标动脉段与所述血管内超声探头的相对速度沿回撤方向的最大值；
- [0028] 确定回撤速度叠加值；
- [0029] 将所述最大值与所述回撤速度叠加值的和作为所述回撤速度。
- [0030] 可选地，所述确定回撤速度叠加值，包括：以所述最大值与预设比例的乘积值作为所述回撤速度叠加值。
- [0031] 本申请公开一种动脉腔内超声成像装置，包括：
- [0032] 影像获取单元，用于在将血管内超声探头送入目标动脉段的指定位置后，获取包括所述指定位置在内的所述目标动脉段在至少一个心动周期内的运动影像；
- [0033] 相对速度分析单元，用于根据所述运动影像确定一个心动周期内所述目标动脉段与所述血管内超声探头间的相对速度变化数据；
- [0034] 回撤速度设定单元，用于根据所述相对速度变化数据确定所述血管内超声探头的回撤速度；
- [0035] 探头回撤采集单元，用于控制所述血管内超声探头按照所述回撤速度自动回撤并采集图像，以便根据采集的图像对所述目标动脉段进行腔内超声成像。
- [0036] 本申请公开一种计算机设备，包括：
- [0037] 存储器，用于存储程序；
- [0038] 处理器，用于执行所述程序时实现所述动脉腔内超声成像方法的步骤。

[0039] 本申请公开一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质上存储有程序,所述程序被处理器执行时实现所述动脉腔内超声成像方法的步骤。

[0040] 本申请公开一种动脉腔内超声成像系统,包括如上所述的计算机设备、血管内超声探头、影像采集设备;

[0041] 所述计算机设备与所述血管内超声探头连接,用于控制所述血管内超声探头按照设定的回撤速度自动回撤并采集图像;

[0042] 所述计算机设备与所述影像采集设备连接,用于获取目标动脉段在至少一个心动周期内的运动影像。

[0043] 本发明所提供的动脉腔内超声成像方法,依据超声探头静止时的目标动脉段与该超声探头之间的相对速度变化数据进行探头回撤速度的确定,可以减少动脉腔随心脏跳动而运动过程对于探头回撤图像采集过程的影响,可以避免重复成像的同时避免有用数据的丢失,保证采集到合适数量的动脉腔图像量,避免图像畸变的发生,提升了回撤图像采集的精度度从而为动脉介入医生在动脉介入治疗过程中提供可靠的长度数值,提升根据动脉腔内超声成像测量的动脉病变长度的准确度,可以有效提升诊疗效果。

[0044] 本发明还公开了一种动脉腔内超声成像装置、计算机设备、计算机可读存储介质及一种动脉腔内超声成像系统,具有上述有益效果,在此不再赘述。

附图说明

[0045] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据提供的附图获得其他的附图。

[0046] 图1为本发明实施例提供的动脉腔内超声成像方法的流程图;

[0047] 图2(a)为本发明实施例提供的一种超声探头在动脉内不同位置时的DSA成像图;

[0048] 图2(b)为本发明实施例提供的另一种超声探头在动脉内不同位置时的DSA成像图;

[0049] 图3为本发明实施例提供的一种动脉腔与血管内超声探头间相对运动示意图;

[0050] 图4为本发明实施例提供的一种同步ECG下的一个心动周期中相对于静止动脉腔内成像探头的位移速度示意图;

[0051] 图5为本发明实施例提供的动脉在一个心动周期中相对于静止动脉腔内成像探头的位移速度时间曲线图;

[0052] 图6为本发明实施例提供的一种拟合后的位移速度时间曲线图;

[0053] 图7为本发明实施例提供的一种DSA、超声探头成像与ECG同步采集示意图;

[0054] 图8为本发明实施例提供的一种动脉腔内超声成像装置的结构框图;

[0055] 图9为本发明实施例提供的计算机设备的结构框图;

[0056] 图10为本发明实施例提供的计算机设备的结构示意图;

[0057] 图11为本发明实施例提供的一种动脉腔内超声成像系统的连接示意图。

具体实施方式

[0058] 本发明的核心是提供一种动脉腔内超声成像方法,该方法可以提升根据动脉腔内超声成像测量的动脉病变长度的准确度;本发明的另一核心是提供一种动脉腔内超声成像装置、计算机设备、计算机可读存储介质及一种动脉腔内超声成像系统。

[0059] 为使本发明实施例的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0060] 动脉腔内超声成像为临床中优化支架植入和减少支架相关问题,提供了更多的重要信息。目前动脉腔内超声成像的血管内超声探头自动回撤常用慢速回撤(一般慢速回撤为回撤速度为 $0.5\sim 1.0\text{mm/s}$ 的血管内超声)或者快速回撤(一般快速回撤为回撤速度 $> 30\text{mm/s}$ 的血管内光学相干断层扫描成像)两种成像方式。

[0061] 其中,血管内超声回撤速度为 $0.5\sim 1.0\text{mm/s}$ 的慢速回撤成像,回撤速度慢则成像时间长,同时随着心脏的收缩、舒张运动,会出现重复成像、长轴成像出现“锯齿”现象,容易导致动脉腔成像失真。

[0062] 血管内超声回撤速度 $> 30\text{mm/s}$ 的快速回撤成像,回撤速度快则单位时间内成像探头回撤距离增大,导致每帧成像之间间隔距离过大,会导致动脉腔影像中比较容易丢失较多的血管和病变信息。

[0063] 上述两种超声导管回撤方式会导致动脉腔内超声成像设备测量的动脉病变长度不准确,进而导致对植入支架长度的选择不准确,无法实现对动脉介入治疗进行准确的指导。

[0064] 本发明提出了一种动脉腔内超声成像方法,既能避免随着心脏的收缩和舒张重复成像的问题;也能减少成像帧之间的间隔部分信息丢失的问题,可以显著提升超声成像的精准度,从而提升动脉病变长度计算的准确度。

[0065] 实施例一

[0066] 请参考图1,图1为本实施例提供的动脉腔内超声成像方法的流程图;该方法主要包括:

[0067] 步骤s110、在将血管内超声探头 (IVUS换能器)送入目标动脉段的指定位置后,获取包括指定位置在内的目标动脉段在至少一个心动周期内的运动影像;

[0068] 目标动脉段的运动影像可以指静态影像,即连续时间内采集的多帧图片,也可以为动态影像,在此不做限定。

[0069] 另外,本实施例中对于运动影像的影像类别不做限定,可选地,运动影像具体可以为数字减影血管造影图像,则相应地,获取包括指定位置在内的目标动脉段在至少一个心动周期内的运动影像的过程具体为:获取包括指定位置在内的目标动脉段在至少一个心动周期内的数字减影血管造影图像。数字减影血管造影图像可以较为清晰的反映血管轮廓,以便于后续精准分析动脉位置变化情况,提升后续数据分析的精准度。本实施例中仅以运动影像为数字剪影血管造影 (DSA) 为例进行介绍,其它类型的运动影像均可参照本实施例的介绍,在此不再赘述。

[0070] 在动脉腔内成像前,在血管内超声探头送入被检查血管靶病变位置后,使用数字

剪影血管造影 (DSA) 对被检查动脉进行造影成像,记录一个以上完整的心动周期造影图像以及相对应的同步ECG (心电图) 时象,如图2 (a) 和图2 (b) 所示为超声探头在动脉内不同位置时的DSA成像图,图中黑色小箭头指向的即为超声探头的一端。

[0071] 由于对于运动图像的采集以及后续分析过程需以心动周期为单位,至少分析一个心动周期,从而才可以确定动脉在心脏收缩以及舒张期间相对于超声探头间的相对运动,为实现精准分析,在获取运动影像之外,可以进一步获取与运动影像具有至少一个同步心动周期的心电图,运动影像与心电图可以对照查看,以确定运动影像是否包含至少一个心动周期,以及对一个心动周期内的运动影像进行运动分析,血管造影图像及心电图需保证同步的时间大于一个心动周期,一般可以将数字剪影血管造影设备 (用于获取心脏造影图像的设备) 以及心电图采集设备同时启动,本实施例中对此不做限定。

[0072] 需要说明的是,在至少一个心动周期的血管造影图像 (及同步心电图) 采集过程中,超声探头需保持静止,不能回撤,从而才能捕获在超声探头相对静止时,动脉腔相对于静止的超声探头间的位移变化,确定动脉腔在心脏收缩以及舒张内的相对移动。

[0073] 步骤s120、根据运动影像确定一个心动周期内目标动脉段与血管内超声探头间的相对速度变化数据;

[0074] 由于目标动脉段随着心脏的舒张以及收缩会产生一定的位移,本实施例中为确定该移动量,以血管造影图像中静止的超声探头作为参照物,确定完整心动周期内移动的目标动脉段与静止的超声探头之间的相对位移。该分析过程需以心动周期作为时间单位,需要确定一个完整心动周期内目标动脉段与血管内超声探头间的相对速度变化数据。

[0075] 而相对相对速度变化数据的确定首先需要 (对照心电图) 截取一个完整心动周期内各时间节点下的运动影像 (比如DSA),然后识别该运动影像中的超声探头以及血管,取超声探头上一个固定点 (可以将超声探头在血管内的顶点作为该固定点) 作为参照点,再取血管上的一个固定点作为参考点,确定两点在截取的血管造影图像间的相对距离,再根据具有相同时间间隔的图像对应的相对距离间的差值确定目标动脉段与静止的超声探头之间的相对位移,进一步根据时间间隔确定相对速度。

[0076] 可选地,根据运动影像确定一个心动周期内目标动脉段与血管内超声探头间的相对速度变化数据的过程具体可以包括以下步骤:

[0077] (1) 识别运动影像中目标动脉段中参考点与血管内超声探头;

[0078] 参考点为对目标动脉段进行运动分析中确定的固定点,将该固定点与静止的超声探头之间的相对运动作为该目标动脉段的运动。本实施例中对于目标动脉段中参考点的选择不做限定,为便于定点定位,可选地,参考点具体可以为:血管交叉点或病灶特征点。

[0079] 识别该运动影像中的超声探头以及血管的实现方式本实施例中不做限定,比如可以采用定量动脉造影QCA描绘出血管轮廓,并基于定量动脉造影QCA描绘的血管轮廓进行参照点识别,本实施例中仅以上述参照点的识别方式为例进行介绍,其它图像识别技术下的实现方式均可参照本实施例的介绍,在此不再赘述。

[0080] (2) 测量参考点与血管内超声探头间的距离;

[0081] (3) 根据连续时间节点下距离的变化确定参考点与血管内超声探头间的相对位移;

[0082] (4) 根据时间间隔以及相对位移计算参考点与血管内超声探头间的相对速度;

[0083] (5) 根据连续时间节点下的相对速度组成相对速度变化数据。

[0084] 如图3所示为一种动脉腔与血管内超声探头间相对运动示意图,其中a为超声探头的动脉腔内端点,b为指定的动脉腔内静止的血管分支点(参考点),其中心脏造影图像中的1至6状态图分别对应右下心电图中的1至6心跳时间节点,可见随着心脏的收缩和舒张,动脉腔中固定的参照物与静止的超声探头间的位移大小不断变化。

[0085] 该步骤通过分析运动影像每帧图像(以及与之相对应的同步ECG时象),得出一个心动周期中目标动脉段与超声探头(IVUS换能器)之间的相对位移距离,确定在一个心动周期的每个时间点上目标动脉段在心脏收缩、舒张期沿探头长轴的位移变化,以便于后续根据该位移变化尽量消除目标动脉段在心脏收缩以及舒张过程对动脉腔超声成像的影响(重复成像导致长轴成像出现“锯齿”现象或每帧成像之间间隔距离过大导致动脉腔影像丢失较多的血管和病变信息)。

[0086] 步骤s130、根据相对速度变化数据确定血管内超声探头的回撤速度;

[0087] 由于在超声探头回撤过程中超声探头相对于静止的地面(需要说明的是,本实施例中仅以静止的地面作为第三方静止参照物进行介绍,其它相对于地球静止的参照物均可替换地面)是相对移动的,在心脏的收缩与舒张中目标动脉段相对于静止的地面也是相对移动的,传统超声成像中只基于静止地面进行回撤速度的设置,而忽略了动脉腔的移动对于超声探头回撤图像采集的影响,从而还原的动脉腔超声影像会失真,本实施例中确定目标动脉段与血管内超声探头间的相对速度变化数据,并根据相对速度变化数据确定血管内超声探头的回撤速度,该相对速度变化数据考虑到了心脏收缩与舒张对于目标动脉段与超声探头间相对运动的影响,指示超声探头相对于目标动脉段的移动情况,通过根据相对速度变化数据确定血管内超声探头的回撤速度,可以消除目标动脉段移动对于动脉腔内超声成像的影响,避免重复成像的同时避免有用数据的丢失,避免图像畸变的情况发生,保证采集到合适数量的动脉腔图像量,提升回撤图像采集的精准度,以便进一步提升超声成像的精准度。

[0088] 本实施例中对具体根据相对速度变化数据确定超声探头的回撤速度的实现方式不做限定,为避免重复图像采集对超声成像的干扰,应保证回撤速度不要过小,同时为避免有用信息的丢失应保证回撤速度不要过大,具体可以根据实际图像获取需要进行设定。

[0089] 可选地,一种实现方式如下:

[0090] (1) 根据相对速度变化数据确定目标动脉段与所述血管内超声探头的相对速度沿回撤方向的最大值;

[0091] (2) 确定回撤速度叠加值;

[0092] (3) 将最大值与回撤速度叠加值的和作为回撤速度。

[0093] 上述实现方式中将目标动脉段的位移速度中沿回撤方向的最大值与回撤速度叠加值的和作为回撤速度,可以保证超声探头的回撤速度高于目标动脉段的相对移动速度,避免在目标动脉段收缩过程中探头重复成像的问题,从而避免成像失真的情况。

[0094] 而其中的回撤速度叠加值的具体数值设定本实施例中不做限定,该叠加值不应过大,否则可能会导致图像收集量少,有用信息丢失的情况发生。可选地,一种确定回撤速度叠加值的实现方式如下:计算最大值与一较小的预设比例(例如0.1)的乘积,并将得到的乘积值作为回撤速度叠加值。或者,可以预设一较小的固定值,作为回撤速度叠加值。

[0095] 以最大值的1/10作为叠加量,使动脉腔内探头回撤速度略大于动脉位移速度正值最大值,不仅可以避免目标动脉段在以高于采集得到的动脉位移速度正值最大值下正常收缩和舒张产生的重复成像问题,也可以避免回撤速度过高导致的有用信息丢失问题。本实施例中仅以该种回撤速度叠加值的设定为例进行介绍,其它回撤速度叠加值下的回撤速度确定方式均可参照本实施例的介绍,在此不再赘述。

[0096] 为加深对本实施例中提供的回撤速度设置方式的理解,以下介绍一种具体的设置方式,需要说明的是,基于本实施例的其它回撤速度设置方式均可参照下述介绍,在此不再赘述。

[0097] 在分析DSA动脉造影每帧图像以及与之相对应的ECG(心电图)时象,得出一个心动周期中血管影与IVUS换能器之间的相对位移距离,确定每个时间点上动脉在心脏收缩、舒张期沿探头长轴的位移距离之后,建立坐标系,X轴为时间,Y轴为动脉相对于换能器的位移速度,以动脉相对于换能器往远心端移动的速度为负值,以动脉相对于换能器往近心端移动的速度为正值,根据公式 $V = \Delta S / \Delta t$ 计算出一个心动周期中每帧DSA成像中动脉相对于静止动脉腔内成像探头的位移速度,在坐标系中标出动脉在一个心动周期中相对于静止动脉腔内成像探头的位移速度,一种同步ECG下的一个心动周期中相对于静止动脉腔内成像探头的位移速度示意图如图4所示,需要说明的是,本图中ECG与位移速度的纵轴不同,但横轴t同步对应。

[0098] 对图4坐标系中的点拟合出动脉在一个心动周期中相对于静止动脉腔内成像探头的位移速度时间曲线图,图5为动脉在一个心动周期中相对于静止动脉腔内成像探头的位移速度时间曲线图,图6为图5对应的拟合后的位移速度时间曲线图。

[0099] 根据图6确定出动脉最大正向位移速度,设定回撤速度略大于动脉位移速度正值最大值,启动探头回撤,开始动脉腔内成像,此时需保证DSA、超声探头成像(脉腔内成像IVUS)与ECG同步,如图7所示为一种DSA、超声探头成像(脉腔内成像IVUS)与ECG同步采集示意图。

[0100] 而基于该种回撤速度设置下的动脉腔成像过程具体可以为:通过心脏动脉位移速度时间曲线和探头位移速度图测算出探头与心脏的相对位移速度及位移距离,以此计算出每一帧图像之间的距离,以这一每帧图像之间的相对距离为横坐标进行超声成像。

[0101] 当然,本方案中不排除ECG以外其他能够获得心动周期的技术手段,只要能够获得超过一个心动周期的运动影像,从中确定出相对速度变化数据,即可提取出目标动脉段与血管内超声探头的相对速度沿回撤方向的最大值,用于设置回撤速度。

[0102] 步骤s140、控制血管内超声探头按照回撤速度自动回撤并采集图像,以便根据采集的图像对目标动脉段进行腔内超声成像。

[0103] 根据超声探头采集的图像进行腔内超声成像的具体实现过程可以参照传统实现方法的相关介绍,在此不再赘述。

[0104] 基于上述技术方案,本实施例所提供的动脉腔内超声成像方法,该方法依据超声探头静止时的目标动脉段与该超声探头之间的相对速度变化数据进行探头回撤速度的确定,可以减少动脉腔随心脏跳动而运动过程对于探头回撤图像采集过程的影响,可以避免重复成像的同时避免有用数据的丢失,保证采集到合适数量的动脉腔图像量,避免图像畸变的发生,提升了回撤图像采集的精准度从而为动脉介入医生在动脉介入治疗过程中提供

可靠的长度数值,提升根据动脉腔内超声成像测量的动脉病变长度的准确度,可以有效提升诊疗效果。

[0105] 实施例二

[0106] 请参考图8,图8为本实施例提供的一种动脉腔内超声成像装置的结构框图;该装置可以包括:影像获取单元110、相对速度分析单元120、回撤速度设定单元130以及探头回撤采集单元140。本实施例提供的动脉腔内超声成像装置可与上述动脉腔内超声成像方法可相互对照。

[0107] 其中,影像获取单元110主要用于在将血管内超声探头送入目标动脉段的指定位置后,获取包括指定位置在内的目标动脉段在至少一个心动周期内的运动影像;

[0108] 相对速度分析单元120主要用于根据运动影像确定一个心动周期内目标动脉段与血管内超声探头间的相对速度变化数据;

[0109] 回撤速度设定单元130主要用于根据相对速度变化数据确定血管内超声探头的回撤速度;

[0110] 探头回撤采集单元140主要用于控制血管内超声探头按照回撤速度自动回撤并采集图像,以便根据采集的图像对目标动脉段进行腔内超声成像。

[0111] 实施例三

[0112] 请参考图9,图9为本实施例提供的计算机设备的结构框图;该设备可以包括:存储器300以及处理器310。计算机设备可参照上述动脉腔内超声成像方法的介绍。

[0113] 其中,存储器300主要用于存储程序;

[0114] 处理器310主要用于执行程序时实现上述动脉腔内超声成像方法的步骤。

[0115] 请参考图10,为本实施例提供的计算机设备的结构示意图,该计算机设备可因配置或性能不同而产生比较大的差异,可以包括一个或一个以上处理器(central processing units,CPU) 322(例如,一个或一个以上处理器)和存储器332,一个或一个以上存储应用程序342或数据344的存储介质330(例如一个或一个以上海量存储设备)。其中,存储器332和存储介质330可以是短暂存储或持久存储。存储在存储介质330的程序可以包括一个或一个以上模块(图示没标出),每个模块可以包括对数据处理设备中的一系列指令操作。更进一步地,中央处理器322可以设置为与存储介质330通信,在计算机设备301上执行存储介质330中的一系列指令操作。

[0116] 计算机设备301还可以包括一个或一个以上电源326,一个或一个以上有线或无线网络接口350,一个或一个以上输入输出接口358,和/或,一个或一个以上操作系统341,例如Windows Server™,Mac OS X™,Unix™,Linux™,FreeBSD™等等。

[0117] 上面图1所描述的动脉腔内超声成像方法中的步骤可以由本实施例提供的计算机设备的结构实现。

[0118] 实施例四

[0119] 本实施例公开了一种计算机可读存储介质,计算机可读存储介质上存储有程序,程序被处理器执行时实现动脉腔内超声成像方法的步骤,其中,动脉腔内超声成像方法可参照图1对应的实施例,在此不再赘述。

[0120] 该可读存储介质具体可以为U盘、移动硬盘、只读存储器(Read-Only Memory,ROM)、随机存取存储器(Random Access Memory,RAM)、磁碟或者光盘等各种可存储程序代

码的可读存储介质。

[0121] 实施例五

[0122] 本实施例公开一种动脉腔内超声成像系统,该动脉腔内超声成像系统主要包括:计算机设备、血管内超声探头以及影像采集设备。心电图采集设备以及血管造影设备。

[0123] 其中,计算机设备可以参照上述实施例的介绍,在此不再赘述。

[0124] 计算机设备与血管内超声探头连接,用于控制血管内超声探头按照设定的回撤速度自动回撤并采集图像;

[0125] 计算机设备与影像采集设备连接,用于获取目标动脉段在至少一个心动周期内的运动影像。可选地,影像采集设备具体可以为:血管造影设备,用于获取血管DSA(造影图像)。

[0126] 可选地,系统中可以进一步包括心电图采集设备,计算机设备与心电图采集设备连接,用于获取心电图,以便对照影像采集设备采集的运动影像进行数据分析。

[0127] 图11为本实施例提供的一种动脉腔内超声成像系统的连接示意图,需要说明的是,本实施例中对于计算机设备、血管内超声探头、心电图采集设备以及影像采集设备的具体设备型号选择均不作限定,可以实现上述功能即可。

[0128] 说明书中各个实施例采用递进的方式描述,每个实施例重点说明的都是与其他实施例的不同之处,各个实施例之间相同相似部分互相参见即可。对于实施例公开的装置而言,由于其与实施例公开的方法相对应,所以描述的比较简单,相关之处参见方法部分说明即可。

[0129] 专业人员还可以进一步意识到,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、计算机软件或者二者的结合来实现,为了清楚地说明硬件和软件的可互换性,在上述说明中已经按照功能一般性地描述了各示例的组成及步骤。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发明的范围。

[0130] 结合本文中所公开的实施例描述的方法或算法的步骤可以直接用硬件、处理器执行的软件模块,或者二者的结合来实施。软件模块可以置于随机存储器(RAM)、内存、只读存储器(ROM)、电可编程ROM、电可擦除可编程ROM、寄存器、硬盘、可移动磁盘、CD-ROM、或技术领域内所公知的任意其它形式的存储介质中。

[0131] 以上对本发明所提供的动脉腔内超声成像方法、装置、计算机设备、计算机可读存储介质及动脉腔内超声成像系统进行了详细介绍。本文中应用了具体个例对本发明的原理及实施方式进行了阐述,以上实施例的说明只是用于帮助理解本发明的方法及其核心思想。应当指出,对于本技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明原理的前提下,还可以对本发明进行若干改进和修饰,这些改进和修饰也落入本发明权利要求的保护范围内。

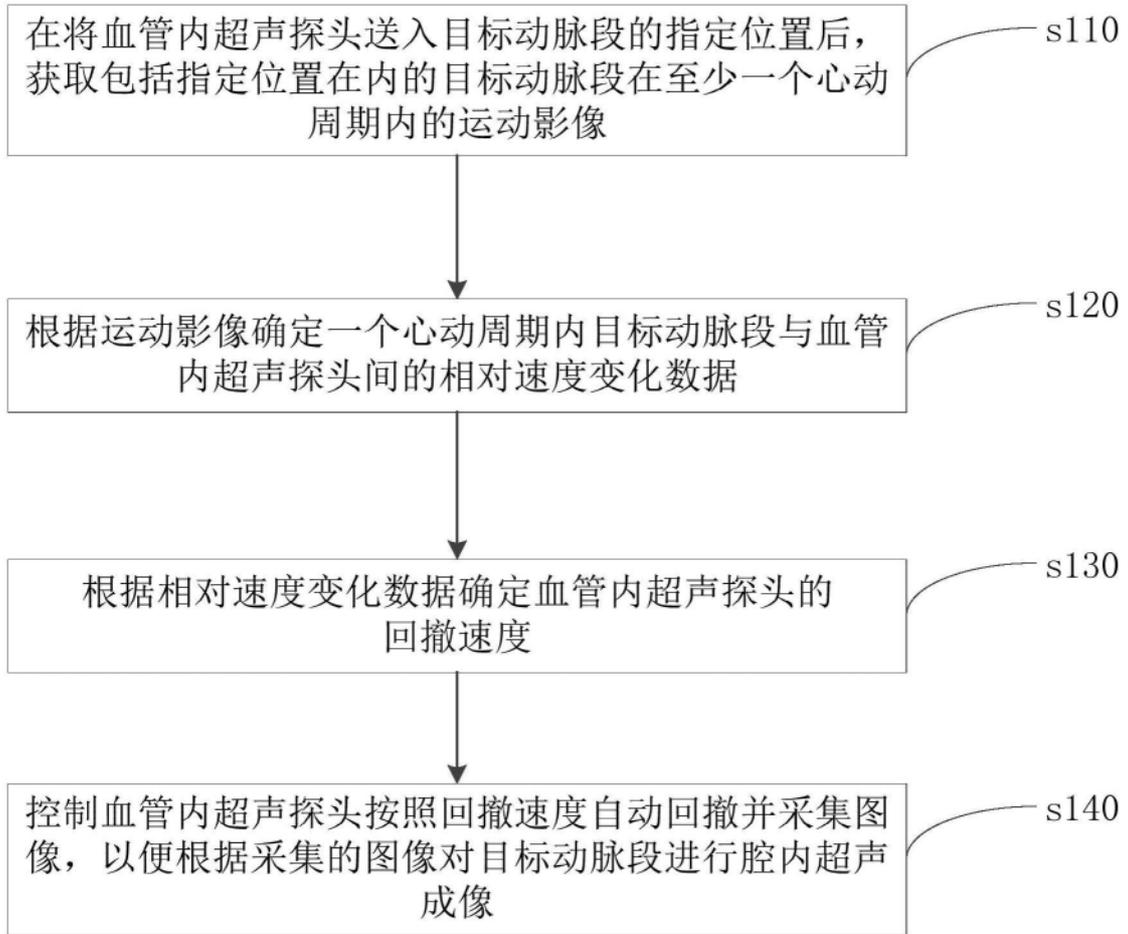


图1

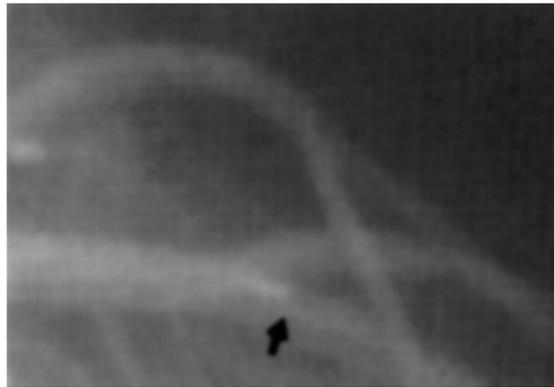


图2 (a)

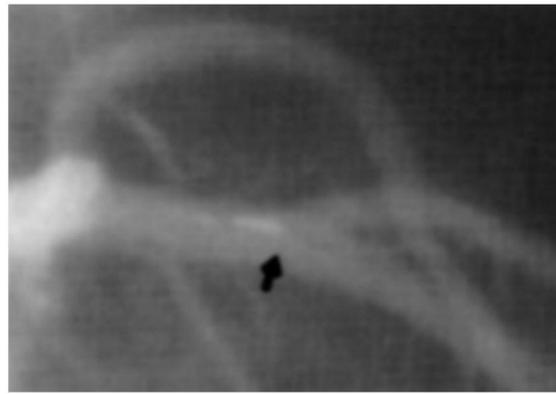


图2 (b)

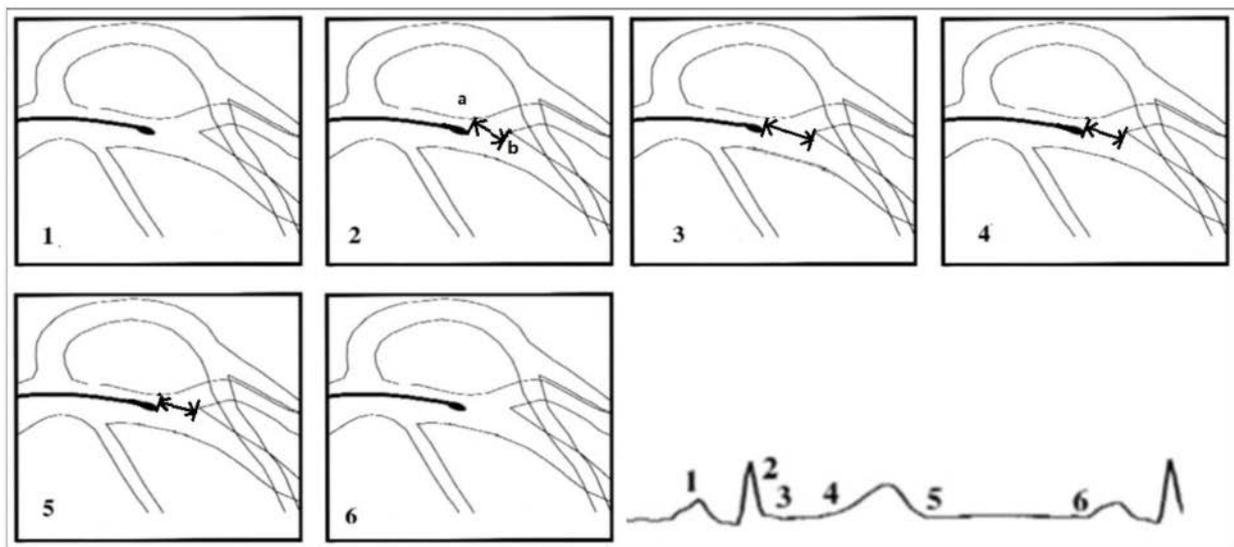


图3

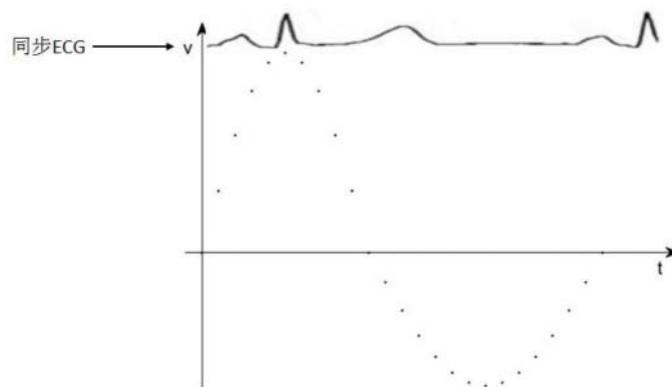


图4

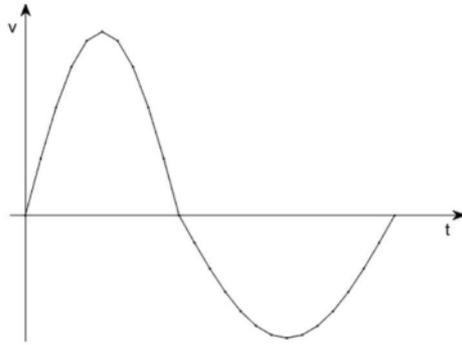


图5

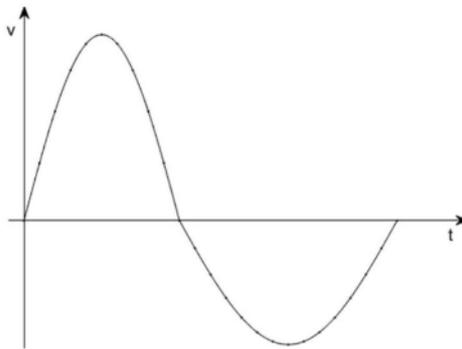


图6

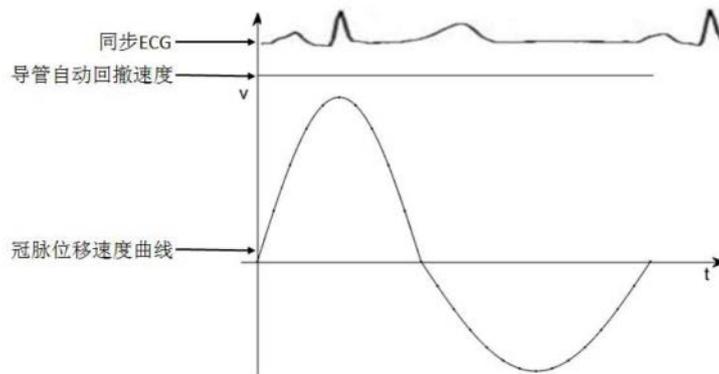


图7

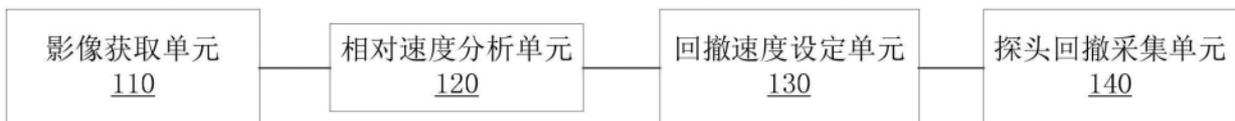


图8

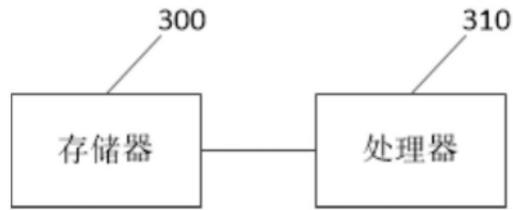


图9

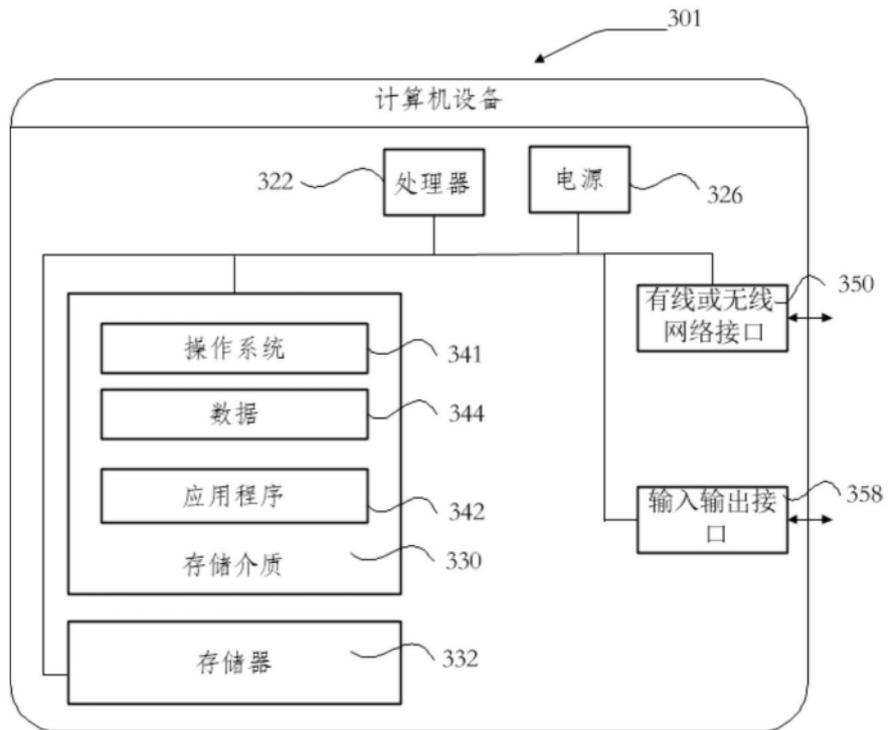


图10

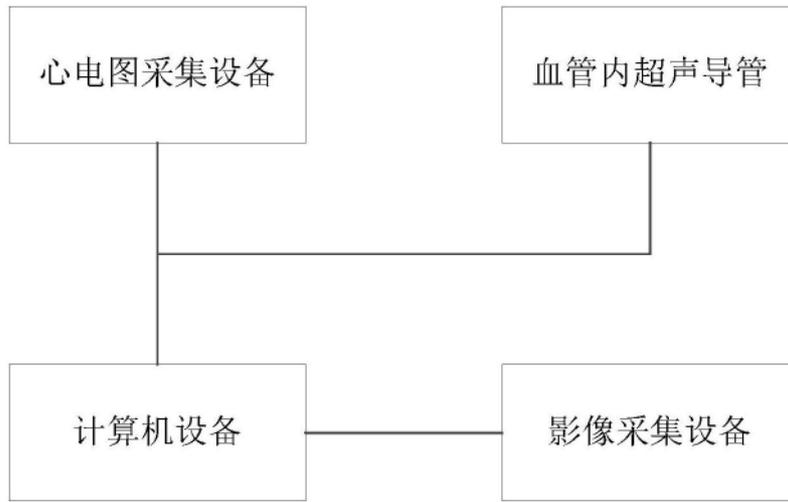


图11