



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110494081 A

(43)申请公布日 2019.11.22

(21)申请号 201880023414.2

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2018.03.05

代理人 孟杰雄

(30)优先权数据

62/482,223 2017.04.06 US

62/557,213 2017.09.12 US

(51)Int.Cl.

A61B 5/0452(2006.01)

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/026(2006.01)

A61B 5/055(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.09.30

G16H 50/50(2006.01)

A61B 6/03(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/055367 2018.03.05

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/184779 EN 2018.10.11

(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 S·普雷弗尔哈尔

权利要求书2页 说明书7页 附图7页

(54)发明名称

基于根据ECG信号对心肌微血管阻力的估计的冠状动脉疾病度量

(57)摘要

一种计算系统(118)包括具有计算机可执行指令(124)的计算机可读存储介质(122),所述计算机可执行指令包括生物物理模拟器(126)和心电图信号分析器(128)。所述计算系统还包括处理器(120),所述处理器被配置为执行心电图信号分析器根据输入心电图确定心肌梗塞特性,并执行生物物理模拟器以根据输入心脏图像数据和所确定的心肌梗塞特性来模拟血流储备分数或瞬时无波比指数。

1. 一种计算系统(118),包括:

计算机可读存储介质(122),其具有计算机可执行指令(124),所述计算机可执行指令包括生物物理模拟器(126)和心电图信号分析器(128);以及

处理器(120),其被配置为执行所述心电图信号分析器以根据输入心电图来确定心肌梗塞特性,并且执行所述生物物理模拟器以根据输入心脏图像数据和所确定的所述心肌梗塞特性来模拟血流储备分数指数或瞬时无波比指数。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所确定的心肌梗塞特性包括对心肌梗塞的存在的估计。

3. 根据权利要求2所述的系统,其中,所确定的心肌梗塞特性包括对所述心肌梗塞的位置的估计。

4. 根据权利要求3所述的系统,其中,所确定的心肌梗塞特性包括对所述心肌梗塞的大小的估计。

5. 根据权利要求1至4中的任一项所述的系统,其中,所述生物物理模拟器包括边界条件确定器(204)和边界条件适配器(206),所述边界条件确定器根据从所述输入心脏图像数据分割的冠状动脉树来确定边界条件,并且所述边界条件适配器利用所述心肌梗塞特性来调整所述边界条件。

6. 根据权利要求5所述的系统,其中,所述调整包括改变冠状动脉的模型的元素的微血管阻力。

7. 根据权利要求5所述的系统,其中,所述调整包括增加供应梗塞的组织的模型的冠状动脉的微血管阻力。

8. 根据权利要求5至7中的任一项所述的系统,其中,所述调整是根据心脏生理学估计的。

9. 根据权利要求5所述的系统,其中,所述边界条件适配器通过利用血流储备分数测量结果或瞬时无波比测量结果进行训练来调整所述边界条件,使得所模拟的血流储备分数指数或所述瞬时无波比指数与所述血流储备分数测量结果或所述瞬时无波比测量结果匹配。

10. 根据权利要求1至4中的任一项所述的系统,其中,所述生物物理模拟器包括图像数据适配器(702),并且所述处理器还被配置为执行所述图像数据适配器以将所确定的心肌梗塞特性集成到所述输入心脏图像数据中。

11. 根据权利要求10所述的系统,其中,所述处理器使用个性化的心脏形状模型将所确定的心肌梗塞特性集成到所述输入心脏图像数据的空间坐标中。

12. 根据权利要求10至11中的任一项所述的系统,其中,所述生物物理模拟器包括边界条件确定器(204),所述边界条件确定器被配置为根据集成有所确定的心肌梗塞特性的所述图像数据来确定边界条件,并且根据所述边界条件来确定所述血流储备分数指数。

13. 一种编码有计算机可读指令的计算机可读存储介质,所述计算机可读指令当由计算系统的处理器执行时使所述处理器:

接收心脏图像数据;

接收心电图信号;并且

根据所述心脏图像数据和所述心电图信号的心肌梗塞特性来模拟血流储备分数指数或瞬时无波比指数,其中,所确定的心肌梗塞特性包括对以下中的一项或多项的估计:心肌

梗塞的存在、所述心肌梗塞的位置和所述心肌梗塞的大小。

14. 根据权利要求13所述的计算机可读存储介质,其中,所述处理器:根据从所述心脏图像数据分割的冠状动脉树来确定边界条件,利用所述心肌梗塞特性来调整所述边界条件,并且利用经调整的边界条件来模拟所述血流储备分数指数或所述瞬时无波比指数。

15. 根据权利要求13所述的计算机可读存储介质,其中,所述处理器将所述心肌梗塞特性集成到输入心脏图像数据的空间坐标中,并且利用所集成的心脏图像数据来模拟所述血流储备分数指数或所述瞬时无波比指数。

16. 根据权利要求13所述的计算机可读存储介质,其中,所述处理器采用训练算法和血流储备分数测量结果或瞬时无波比测量结果中的一个测量结果来模拟与所述血流储备分数测量结果或所述瞬时无波比测量结果匹配的血流储备分数指数或瞬时无波比指数。

17. 一种方法,包括:

接收心脏图像数据;

接收心电图信号;并且

根据所述心脏图像数据和所述心电图信号的心肌梗塞特性来模拟血流储备分数指数或瞬时无波比指数,其中,所述心肌梗塞特性包括对以下中的一项或多项的估计:心肌梗塞的存在、所述心肌梗塞的位置和所述心肌梗塞的大小。

18. 根据权利要求17所述的方法,还包括:

从所述心脏图像数据分割冠状动脉树;

根据所分割的心脏图像数据来确定边界条件;

利用所述心肌梗塞特性来调整所述边界条件;并且

利用经调整的边界条件来模拟所述血流储备分数指数或所述瞬时无波比指数。

19. 根据权利要求18所述的方法,还包括:

将所述心肌梗塞特性集成到输入心脏图像数据的空间坐标中;

从集成有所述心肌梗塞特性的所述心脏图像数据分割冠状动脉树;

根据所分割的心脏图像数据来确定边界条件;并且

利用所述边界条件来模拟所述血流储备分数指数或所述瞬时无波比指数。

20. 根据权利要求19所述的方法,还包括:

从所述心脏图像数据分割冠状动脉树;

接收血流储备分数测量结果或瞬时无波比测量结果中的一个测量结果;

根据所分割的心脏图像数据和所述血流储备分数测量结果或所述瞬时无波比测量结果中的所述一个测量结果来确定边界条件,使得所模拟的血流储备分数或所模拟的瞬时无波比与所述血流储备分数测量结果或所述瞬时无波比测量结果匹配;并且

利用所述边界条件来模拟所述血流储备分数指数或所述瞬时无波比指数。

基于根据ECG信号对心肌微血管阻力的估计的冠状动脉疾病 度量

技术领域

[0001] 以下总体上涉及冠状动脉疾病度量,并且更具体地涉及基于根据心电图(ECG)信号对心肌微血管阻力的估计的冠状动脉疾病度量,并且具体应用于计算机断层摄影(CT)来描述,但是也适合于磁共振(MR)血管造影和/或其他成像模态。

背景技术

[0002] 包括血管树的冠状动脉通常经由将冠状动脉与心肌连接的微血管结构将动脉血和氧气输送到心肌或心肌层。关于冠状动脉疾病(CAD),脂质和钙复合冠状动脉斑块沉积阻塞血管中的一个或多个(狭窄)。当斑块破裂并阻塞下游动脉时,狭窄能够引起心痛和胸痛(心绞痛),以及急性心肌梗塞和脑中风。冠状动脉微血管功能障碍(CMD)也能够心血管病(例如患有心绞痛的患者的心肌缺血)中起作用。

[0003] 冠状动脉计算机断层摄影血管造影(CCTA)是一项探测患有胸痛的患者的CAD的无创测试,并且是导管插入实验室中的有创冠状动脉血管造影(CA)的防守技术。在CA期间,也可以执行利用有创压力或流量传感器尖端导管对冠状动脉功能的评估,以判断狭窄在血流储备分数(FFR)或瞬时无波比(iFR)测量中的功能影响。无创技术包括使用计算流体力学(CFD)和相关计算方法(FFR-CT,iFR-CT)基于CT数据模拟FFR和IFR。这些技术不仅依赖于解剖图像数据,而且依赖于门、冠状动脉树的近端入口和冠状动脉的尖端处的血流和压力的边界条件。

[0004] 通常假定边界条件,包括在其变得太薄而不能从图像数据中真实提取的尖端处的点处。所有方法的基本限制是需要使用通用模型分配患者特异性边界条件的事实。模型通常涉及外部测量的血压和动脉尖端的直径。遗憾的是,由于这些因素主要是由CT扫描的质量而不是实际的患者解剖结构确定,因此错误被引入FFR-CT结果,这可能会导致错误的建议或诊断。问题是,没有考虑到从冠状动脉到心肌微血管结构中的血流的阻力,而CMD的发病加剧了这一点,并且微血管阻力不可用于直接测量。

发明内容

[0005] 本文描述的方面解决了上述问题和其他问题。

[0006] 在一个方面中,一种计算系统包括具有计算机可执行指令的计算机可读存储介质,所述计算机可执行指令包括生物物理模拟器和心电图信号分析器。所述计算系统还包括处理器,所述处理器被配置为执行心电图信号分析器以根据输入心电图确定心肌梗塞特性,并执行生物物理模拟器以根据输入心脏图像数据和所确定的心肌梗塞特性来模拟血流储备分数或瞬时无波比指数。

[0007] 在另一方面中,一种计算机可读存储介质被编码有计算机可读指令,所述计算机可读指令在由计算系统的处理器执行时使处理器接收心脏图像数据,接收心电图信号并根据心脏图像数据和心电图信号的心肌梗塞特性来模拟血流储备分数或瞬时无波比指数,其

中,所确定的心肌梗塞特性包括对心肌梗塞的存在、心肌梗塞的位置和心肌梗塞的大小中的一个或多个的估计。

[0008] 在另一方面中,一种方法包括:接收心脏图像数据;接收心电图信号;以及根据心脏图像数据和心电图信号的心肌梗塞特性来模拟血流储备分数或瞬时无波比指数,其中,心肌梗塞特性包括对心肌梗塞的存在、心肌梗塞的位置以及心肌梗塞的大小中的一个或多个的估计。

[0009] 在阅读和理解所附的描述后,本领域技术人员将认识到本申请的其他方面。

附图说明

[0010] 本发明可以采取各种部件和部件布置的形式,并且可以采取各种步骤和各步骤安排的形式。附图仅出于图示优选实施例的目的,而不应被解释为对本发明的限制。

[0011] 图1示意性地图示了具有计算系统以及成像系统的范例系统,该计算系统包括生物物理模拟器和ECG信号分析器。

[0012] 图2示意性地图示了生物物理模拟器的范例。

[0013] 图3示意性地图示了用于12导联ECG的电极的范例放置。

[0014] 图4示意性地图示了范例“正常”ECG信号。

[0015] 图5图示了冠状动脉的范例分割。

[0016] 图6图示了冠状动脉的范例解剖模型。

[0017] 图7示意性地图示了生物物理模拟器的另一范例。

[0018] 图8图示了根据本文的实施例的范例方法。

[0019] 图9图示了根据本文的实施例的另一范例方法。

[0020] 图10示出了指示梗塞的范例ECG信号。

[0021] 图11示出了指示不同类型的梗塞的另一范例ECG信号。

[0022] 图12示出了指示又一类型的梗塞的又一范例ECG信号。

[0023] 图13示出了指示再另一类型的梗塞的再另一范例ECG信号。

具体实施方式

[0024] 图1示意性地图示了包括诸如CT扫描器的成像系统102的系统100。在变型中,成像系统100包括MR扫描器。所图示的成像系统102包括大致固定机架104和旋转机架106,旋转机架106由固定机架104可旋转地支撑并且关于z轴围绕检查区域108旋转。诸如卧榻的对象支撑物110在检查区域108中支撑物体或对象。

[0025] 诸如X射线管的辐射源112由旋转机架106可旋转地支撑,与旋转机架106一起旋转,并且发射穿过检查区域108的辐射。辐射敏感探测器阵列114跨检查区域108与辐射源112相对围成一角弧。阵列114探测穿过检查区域108的辐射并生成指示其的(一个或多个)电信号(投影数据)。重建器116重建投影数据,从而生成指示检查区域108的体积图像数据。

[0026] 系统100还包括计算系统118,计算系统118在该范例中用作操作者控制台。控制台118包括处理器120(例如,微处理器、中央处理单元等)和计算机可读存储介质122,计算机可读存储介质122不包括瞬态介质,并且包括非瞬态介质,诸如物理存储设备等。控制台118还包括诸如显示监测器的(一个或多个)人可读输出设备,以及诸如键盘、鼠标等的(一个或

多个)输入设备。

[0027] 计算机可读存储介质122包括用于生物物理模拟器126和心电图(ECG或EKG)分析器128的指令124。处理器120被配置为执行指令124和/或软件,其允许操作者经由图形用户界面(GUI)或以其他方式与扫描器102交互和/或操作扫描器102。处理器120可以额外地或备选地执行由载波、信号和/或其他瞬态介质携带的(一个或多个)计算机可读指令。

[0028] 在变型中,生物物理模拟器126和ECG分析器128是另一计算系统的一部分,所述另一计算系统与控制台118和系统100是分开的。在该实例中,另一计算系统与控制台118类似,其中,其包括处理器、计算机可读存储介质、输入设备和输出设备,但其不包括允许操作者与扫描器102进行交互和/或操作扫描器102的软件。

[0029] ECG分析器128接收评价中的患者的ECG信号作为输入。ECG信号可以与扫描患者同时,在扫描患者之前和/或扫描患者之后采集。在一个实例中,ECG信号包括12导联ECG信号。备选地或额外地,ECG信号包括3导联、5导联、多于12导联等的ECG信号。备选地或额外地,使用电极的背心(例如,CardioInsight,Ohio,USA的产品ECVUE背心)根据心脏标测确定ECG信号。ECG分析器128分析ECG信号并从其估计心肌梗塞(MI)的存在、位置和/或大小,如下面详细描述。

[0030] 生物物理模拟器126被配置为处理体积图像数据和ECG估计并执行生物物理模拟。关于FFR,生物物理模拟器基于CCTA图像数据确定指标。在一个实例中,这包括使用CCTA图像数据来导出冠状动脉树的几何模型并从其确定边界条件以进行模拟。如以下详细描述,生物物理模拟器126基于ECG估计来调节边界条件(例如,微血管阻力)和/或首先将ECG估计集成到CCTA图像数据中。通过考虑ECG信号,相对于不考虑该信息的配置,生物物理模拟器126可以提供更准确的指标(例如,由假设、模型、图像质量等引入的更少的误差)。

[0031] 图2示意性地图示了生物物理模拟器126的范例。在该范例中,生物物理模拟器126包括分割器202、边界条件确定器204、边界条件适配器206和流模拟器208。生物物理模拟器126接收来自成像系统100、数据存储库(例如,放射信息系统(RIS)、图片和归档系统(PACS)等)和/或其他装置的CCTA图像数据作为输入。生物物理模拟器126还从ECG分析器128接收MI估计(梗塞的存在、位置、大小等的)作为输入。

[0032] 简要地转向图3,示意性地图示了用于12导联ECG的十个电极的近似电极放置的范例。电极包括在腹板(胸骨)紧右侧的第四肋间空间(肋4和5之间)中的右臂(RA)电极302、左臂(LA)电极304、右腿(RL)电极306、左腿(LG)电极308、V1电极310、腹板紧左侧的第四肋间空间(肋4和5之间)中的V2电极312、肋5上方的V3电极314、锁骨中线中的第五肋间空间(肋5和6之间)中的V4电极316、左腋前线中与V4水平向平齐的V5电极318、以及在腋中线中与V4和V5水平向平齐的V6电极320。

[0033] 12导联分别是:I、II、III、aVR、aVL、aVF、V1、V2、V3、V4、V5和V6。导联I是电极304与电极302之间的电压($I = LA - RA$)。导联II是电极308与电极306之间的电压($II = LL - RA$)。导联III是电极308与电极304之间的电压($III = LL - LA$)。导联aVR是电极302与电极304和电极308的组合之间的电压($aVR = RA - 1/2(LA + LL)$)。导联aVL是电极304与电极302和电极308的组合之间的电压($aVL = LA - 1/2(RA + LL)$)。导联aVF是电极308与电极302和电极304的组合之间的电压($aVF = LL - 1/2(RA + LA)$)。

[0034] 图4示意性地图示了处于“正常”窦性心律的ECG信号400的范例。信号400包括P波

402、Q波404、R波406、S波408、T波410和U波412。QRS波群414的Q波、R波和S波。P波402表示心房去极化，QRS波群414表示心室去极化，T波410表示心室再极化，并且U波412表示乳头肌再极化。PR间隔416是从P波402的开始到QRS波群414的开始的间隔。ST段418连接QRS波群414和T波410，并且表示心室去极化的时间段。

[0035] 参考图1-4，ECG分析器128分析ECG信号并从其估计心肌梗塞(MI)的存在。在一个实例中，ECG分析器128通过分析波402-412中的一个或多个来实现这一点。例如，ECG分析器128可以分析ST段418，其中，被压下或升高的ST段418可以指示MI。在另一范例中，ECG分析器128可以分析T波410，其中，倒T波410可以指示MI。可以通过与患者的先前采集且已知的正常ECG信号进行比较，通过与模型正常和/或异常的ECG信号进行比较，通过与来自患者的群体的已知的正常和/或异常的ECG信号进行比较等来为患者分析该数据。

[0036] 额外地或备选地，ECG分析器128估计MI的位置。为此，ECG分析器128可以使用导联V1至V4(其测量由左前降支冠状动脉(LAD)供应的来自心脏前部的电活动)来估计心脏的前部区域中的MI。ECG分析器128可以使用导联I、aVL、V5和V6(其测量由左旋支冠状动脉(LC)供应的来自心脏左侧的电活动)来估计心脏的外侧区域中的MI。ECG分析器128可以使用II、III和aVF(其测量由右冠状动脉(RCA)供应的来自心脏下方的电活动)来估计心脏的下部区域中的MI。

[0037] 额外地或备选地，ECG分析器128估计MI的大小。例如，MI大小可以通过ECG信号特性来估计，例如各种导联上的加深的Q波、减小的R波幅度、升高的ST段和/或倒置的T波。ECG分析器128可以估计任何或所有这些特性。此外，ECG分析器128可以分析特性，如在2011年4月25日递交的题为“Visualization of myocardial infarct size in diagnostic ECG”的US 8688206 B2中所描述的，通过引用将其整体并入本文。额外地或备选地，临床医师可以视觉地分析ECG信号并且向ECG分析器128提供额外的信息，ECG分析器128可以使用该信息来估计MI。

[0038] 通常，ECG信号的所有波及其之间的间隔能够具有可预测的持续时间、可接受的幅度(电压)的范围和典型的形态。ECG分析器128可以使用与正常跟踪的任何偏差来估计MI。图10、图11、图12和图13示出了范例ECG信号，其与图4中所示的“正常”ECG信号具有偏差。图10示出了指示I期扩展的前心梗的ECG信号。图11示出了指示III期前房间隔梗塞的ECG信号。图12示出了指示中间后外侧梗塞的ECG信号。图13显示了指示I期后壁梗塞的ECG信号。

[0039] 参考图1和图2，分割器202采用分割算法以从CCTA成像数据分割冠状动脉树。可以自动(例如，机器学习等)或半自动(例如，在用户协助的情况下)执行分割。在一个实例中，分割包括从其识别和/或提取冠状动脉中心线和/或管腔几何结构(例如，直径、周长、横截面积等)。分割可以基于体素强度、物体形状和/或其他特性。图5示出了个体血管的一部分500的分割，其示出了血管腔的相对壁502，并且图6示出了分割的冠状动脉树600。

[0040] 在以下文献中讨论了用于从CCTA成像数据提取冠状动脉树的合适方法的范例：Zheng等人，“Robust and accurate coronary artery centerline extraction in CTA by combining model-driven and data-driven approaches”(Med Image Comput Assist Interv, 2013; 16 (Pt 3): 74-81); Ecabert等人，“Segmentation of the heart and great vessels in CT images using a model-based adaptation framework”(Med Image Anal, 2011年12月; 15 (6): 863-76); 以及Freiman等人，“Improving CCTA-based lesions’

hemodynamic significance assessment by accounting for partial volume modeling in automatic coronary lumen segmentation” (Med Phys, 2017年3月; 44(3): 1040-1049)。本文还预期其他方法。

[0041] 边界条件确定器204根据用户调节的冠状动脉树分割和/或分割器202调整的用户调节的冠状动脉树分割, 来确定用于血管中血流的计算流体动力学模拟的边界条件。针对一种方法, 采用参数集总模型。模型包括使用非线性阻力的中心线表示, 其中, 元素指示流入和流出边界条件, 并且元素表示树段传递函数, 其包括反映血管几何结构(例如直径、周长、横截面面积等)和/或水力效应的一系列线性和非线性阻力元素。

[0042] Nickisch等人在“Learning Patient-Specific Lumped Models for Interactive Coronary Blood Flow Simulations”(在Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention--MICCAI 2015: 18th International Conference, LNCS, 卷9350, 2015, 卷9350, 第433-441页中)中讨论了集总模型的范例。导出边界条件的范例在2014年6月30日递交的并且题为“Enhanced Patient’s Specific Modelling For FFR-CT”的EP14174891.3中进行了描述, 通过引用将其整体并入本文。本文也考虑其他方法。

[0043] 边界条件适配器206被配置为调整边界条件。例如, 在MI估计指示由LAD(和/或LC、RCA等)供应的心脏组织的梗塞的情况下, 边界条件适配器206可以增加LAD(和/或LC、RCA等)的心肌血管阻力(MVR)边界条件(例如, $R_a = R_i + \Delta R$, 其中, R_a = 经调整的电阻, R_o = 初始电阻, 并且 ΔR 是增加), 以反映由于在梗塞期间造成的肌肉细胞损害和/或死亡的MVR的增加。边界条件的变化(ΔR)可以根据从心脏生理学已知的数据来估计。例如, 在心脏CT和MR中, 晚期增强描述了造影剂的延迟心肌流入, 其通常见于缺血后心肌梗塞疤痕组织中, 并且是由心内膜下组织层中改变的微循环阻力引起的。备选地或额外地, 在使用集总参数模型并且具有根据心肌梗塞的已知ECG修改的测量的FFR(和/或iFR)数据可用的情况下, 可以针对数据训练模型, 并且可以训练边界条件, 使得计算和测量的FFR(和/或iFR)数据匹配。

[0044] 流模拟器210利用边界条件执行流模拟, 并且生成并输出FFR值。可以例如使用计算流体动力学(CFD)方法和其他方法来完成流模拟。计算FFR值的范例在2013年5月10日递交的并且题为“Determination of a fractional flow reserve (FFR) value for a stenosis of a vessel”的US 2015/0092999 A1、2013年10月24日递交的并且题为“Fractional flow reserve (FFR) index”的US 2015/0282765 A1中进行了描述, 通过引用将其整体并入本文。FFR指数可以经由显示监测器显示、存储、传递到另一设备等。通常,

[0045] 图7示意性地图示了一种变型, 其中, 生物物理模拟器126包括图像数据适配器702, 图像数据适配器702被配置为将MI估计集成到心脏图像数据的空间坐标中。在该范例中, 生物物理模拟器126不包括边界条件适配器206。在变型中, 生物物理模拟器126包括边界条件适配器206和图像数据适配器702两者。

[0046] 在一个实例中, 图像数据适配器702将ECG估计集成到CCTA图像数据中。这可以由个性化的心脏形状模型来实现, 例如, 通过推断与所涉及的一个或多个心脏馈入区域和/或其他区域相关联的冠状动脉。然后, 生物物理模拟器126利用分割器202、边界条件确定器204和流模拟器208处理图像数据, 如本文所描述的。在该范例中, 边界条件反映了MI估计, 其在边界条件确定之前与图像数据集成。

[0047] 在另一个变型中,结合图2和图7描述的方法可以与有创导管测量相结合,其可以递送冠状动脉流的改进的定量数据。

[0048] 图1、图2和图7描述了使用FFR作为冠状动脉疾病的功能重要性的量度的范例。在变型中,本文描述的方法也可以应用于瞬时无波比(iFR)和/或其他量度。通常,iFR是使用压力线执行的,所述压力线穿过冠状动脉狭窄的远端并隔离舒张期中的特定时段(称为无波时段),并计算该时段内远端冠状动脉压力与在主动脉中观察到的压力的比率。

[0049] 图8图示了根据本文描述的实施例的范例方法。

[0050] 应意识到,动作的排序不是限制性的。这样一来,本文考虑了其他排序。另外,可以省略一个或多个动作和/或可以包括一个或多个额外的动作。

[0051] 在802处,采集心脏成像数据,如本文和/或以其他方式所描述的。

[0052] 在804处,采集ECG信号,如本文和/或以其他方式所描述的。

[0053] 在806处,根据ECG信号确定MI的特性(例如,存在、位置、大小等),如本文和/或以其他方式所描述的。

[0054] 在808处,根据图像数据确定边界条件,如本文和/或以其他方式所描述的。

[0055] 在810处,基于MI特性来调整边界条件,如本文和/或以其他方式所描述的。

[0056] 在812处,使用经调整的边界条件评估冠状动脉功能,如本文和/或以其他方式所描述的。

[0057] 以上可以通过编码或嵌入在计算机可读存储介质上的计算机可读指令来实施,所述计算机可读指令在由(一个或多个)计算机处理器执行时使所述(一个或多个)处理器执行所描述的动作。额外地或备选地,计算机可读指令中的至少一个由信号、载波或其他瞬态介质来承载,其不是计算机可读存储介质。

[0058] 图9图示了根据本文描述的实施例的范例方法。

[0059] 应意识到,动作的排序不是限制性的。这样一来,本文考虑了其他排序。另外,可以省略一个或多个动作和/或可以包括一个或多个额外的动作。

[0060] 在902处,采集心脏成像数据,如本文和/或以其他方式所描述的。

[0061] 在904处,采集ECG信号,如本文和/或以其他方式所描述的。

[0062] 在906处,根据ECG信号确定MI的特性(例如,存在、位置、大小等),如本文和/或以其他方式所描述的。

[0063] 在908处,将MI特性与图像数据集成,如本文和/或以其他方式所描述的。

[0064] 在910处,根据集成有MI特性的图像数据确定边界条件,如本文和/或以其他方式所描述的。

[0065] 在912处,使用经调整的边界条件评估冠状动脉功能,如本文和/或以其他方式所描述的。

[0066] 以上可以通过编码或嵌入在计算机可读存储介质上的计算机可读指令来实施,所述计算机可读指令在由(一个或多个)计算机处理器执行时使所述(一个或多个)处理器执行所描述的动作。额外地或备选地,计算机可读指令中的至少一个由信号、载波或其他瞬态介质来承载,其不是计算机可读存储介质。

[0067] 尽管已经在附图和前面的描述中详细图示和描述了本发明,但是这样的图示和描述应被认为是说明性或范例性的而不是限制性的;本发明不限于所公开的实施例。本发明

不限于所公开的实施例。通过研究附图、公开内容和所附权利要求，本领域技术人员在实践所要求保护的本发明时可以理解和实现所公开的实施例的其他变型。

[0068] 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。单个处理器或其他单元可以实现权利要求中记载的若干项的功能。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施，但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0069] 计算机程序可以存储在/分布在合适的介质上，例如与其他硬件一起提供或作为其他硬件的一部分提供的光学存储介质或固态介质，但是计算机程序也可以以其他形式分布，例如经由因特网或其他有线或无线电信系统。权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

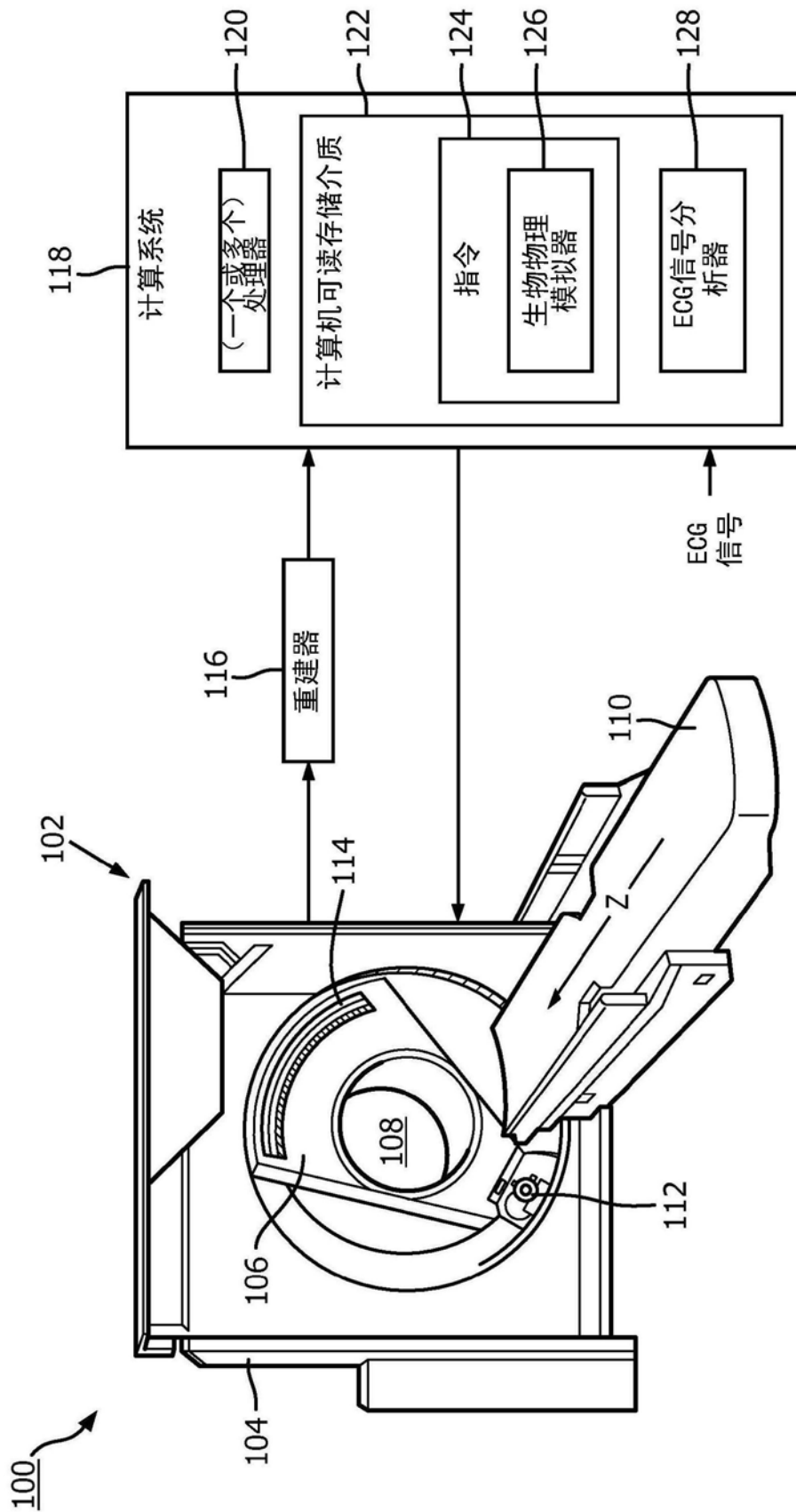


图1

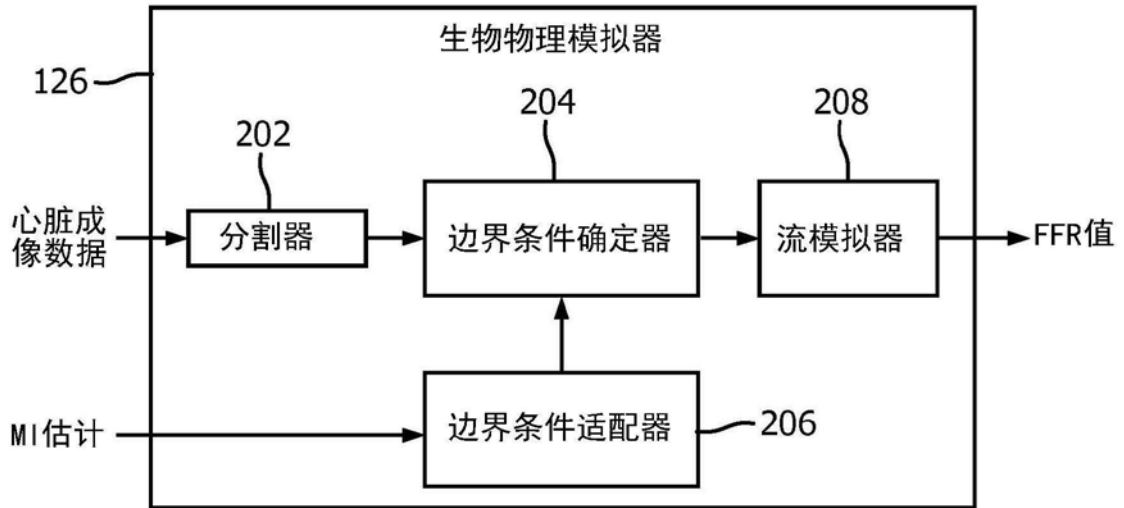


图2

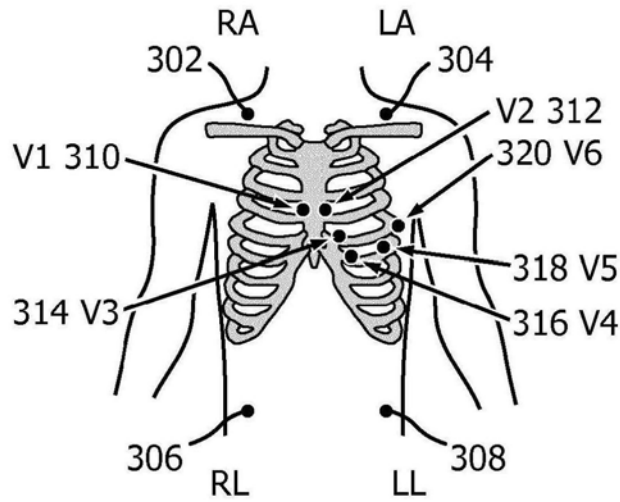


图3

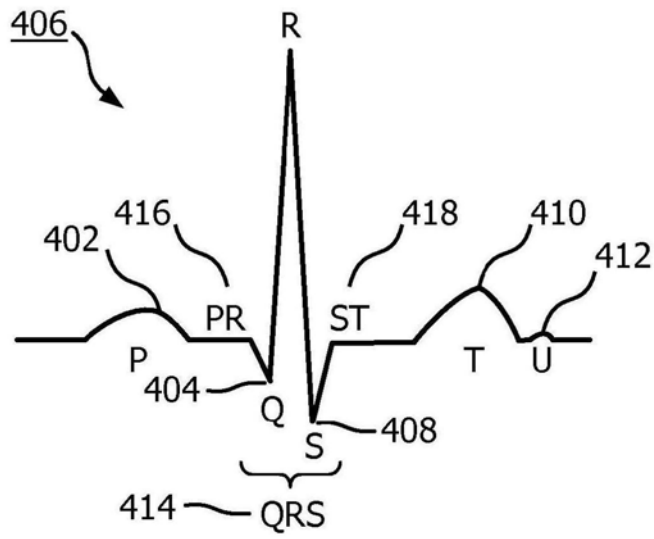


图4

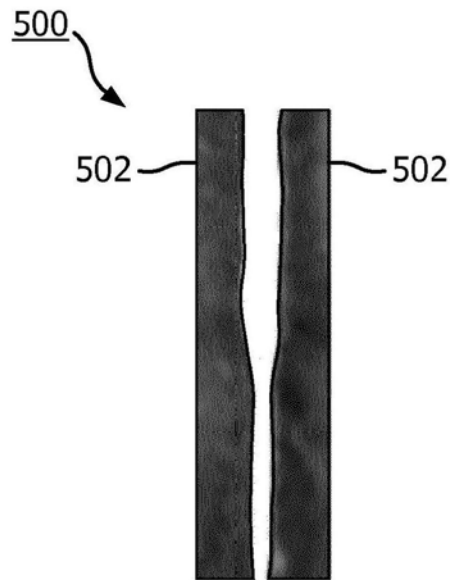


图5

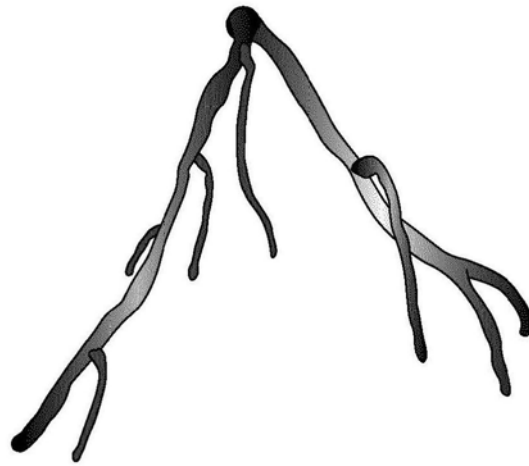


图6

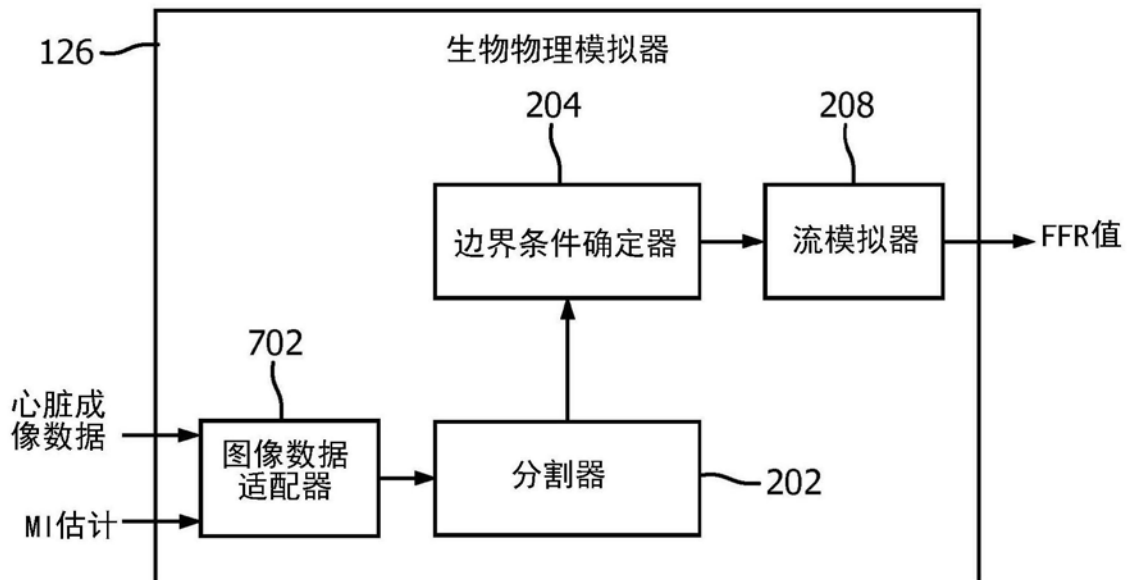


图7

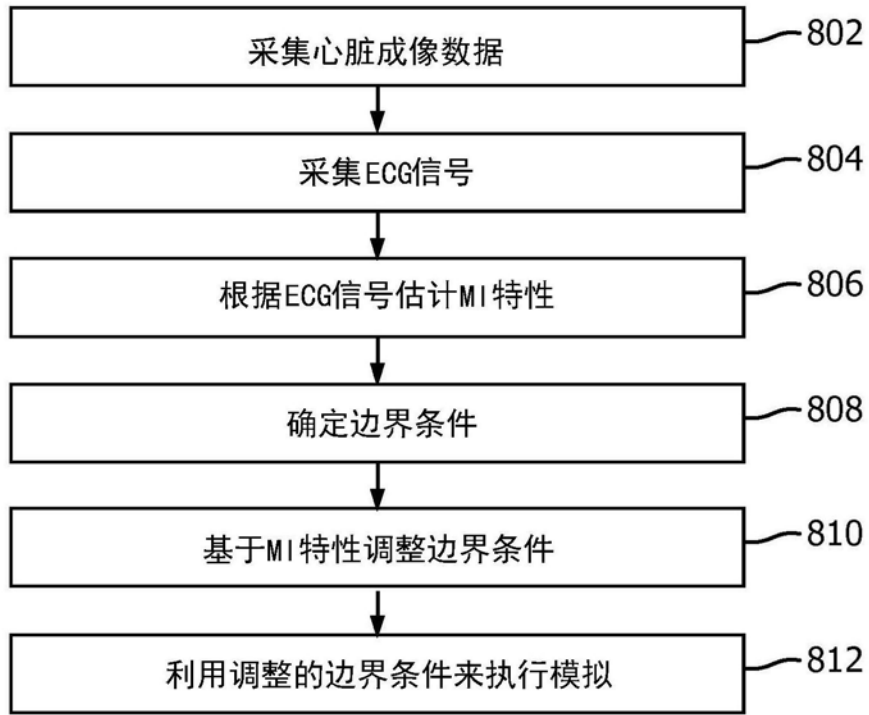


图8

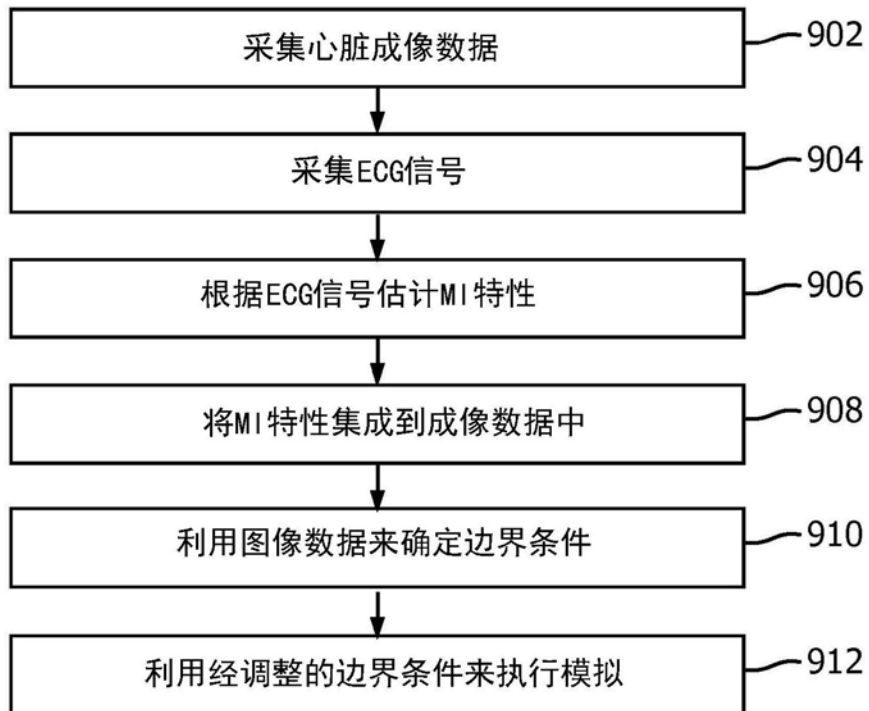


图9

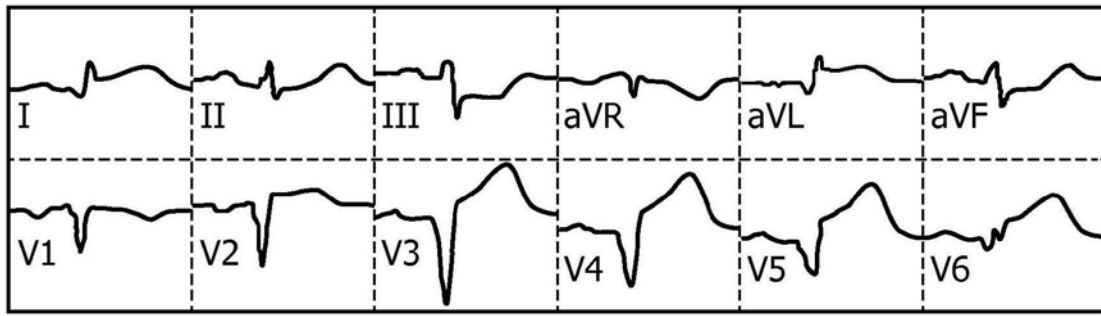


图10

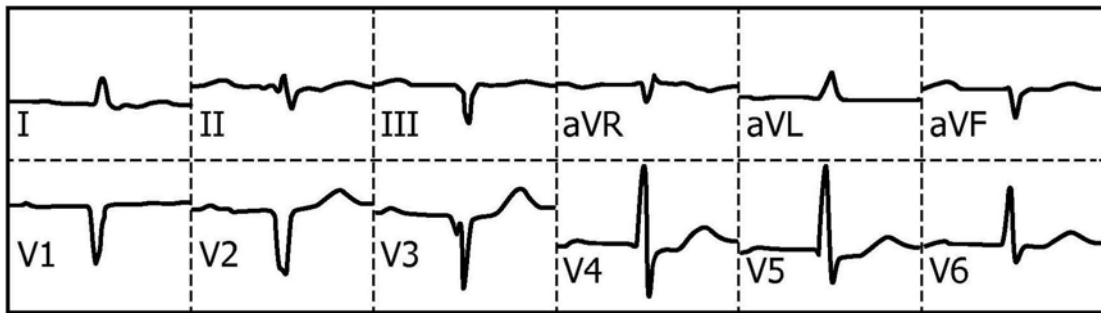


图11

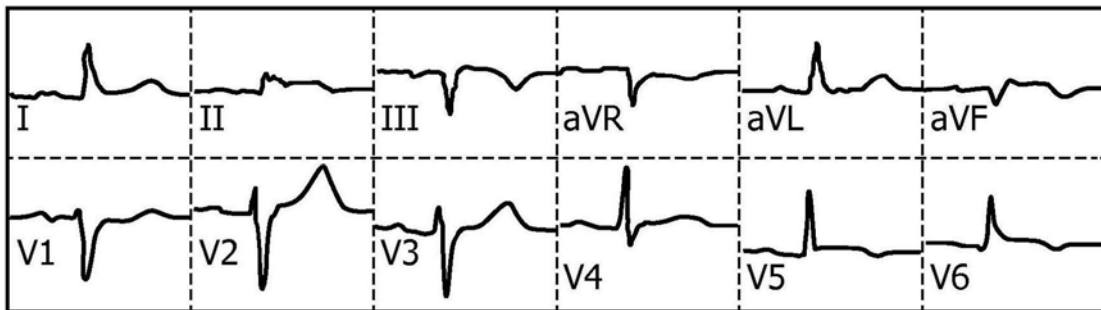


图12

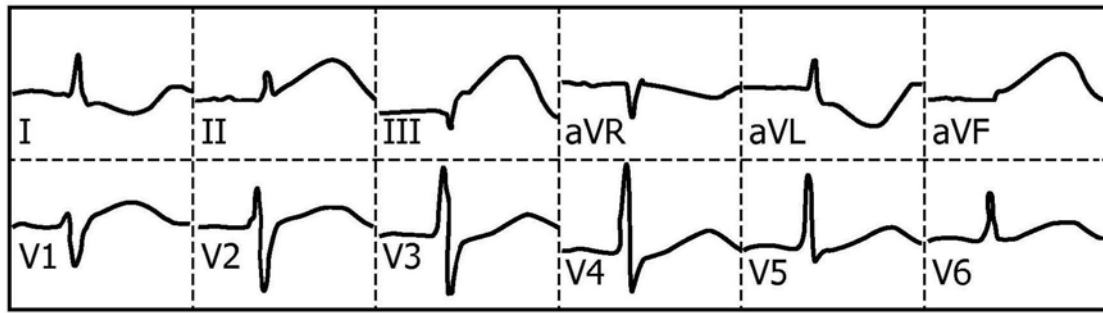


图13

专利名称(译)	基于根据ECG信号对心肌微血管阻力的估计的冠状动脉疾病度量		
公开(公告)号	CN110494081A	公开(公告)日	2019-11-22
申请号	CN201880023414.2	申请日	2018-03-05
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	M格拉斯 S普雷弗尔哈尔		
发明人	M·格拉斯 S·普雷弗尔哈尔		
IPC分类号	A61B5/0452 A61B5/02 A61B5/026 A61B5/055 G16H50/50 A61B6/03 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02007 A61B5/0263 A61B5/0452 A61B5/055 A61B5/7278 A61B5/7282 A61B6/032 A61B6/466 A61B6/503 A61B6/507 A61B2505/01 A61B2576/023 G16H30/40 G16H50/20 G16H50/50		
优先权	62/482223 2017-04-06 US 62/557213 2017-09-12 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种计算系统(118)包括具有计算机可执行指令(124)的计算机可读存储介质(122)，所述计算机可执行指令包括生物物理模拟器(126)和心电图信号分析器(128)。所述计算系统还包括处理器(120)，所述处理器被配置为执行心电图信号分析器根据输入心电图确定心肌梗塞特性，并执行生物物理模拟器以根据输入心脏图像数据和所确定的心肌梗塞特性来模拟血流储备分数或瞬时无波比指数。

