



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 111166315 B

(45) 授权公告日 2023.03.28

(21) 申请号 201811344060.X

A61B 5/021 (2006.01)

(22) 申请日 2018.11.13

G06T 17/20 (2006.01)

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 111166315 A

(56) 对比文件

CN 106537392 A, 2017.03.22

CN 201949502 U, 2011.08.31

(43) 申请公布日 2020.05.19

CN 108245178 A, 2018.07.06

(73) 专利权人 苏州润迈德医疗科技有限公司
地址 215000 江苏省苏州市工业园区金鸡湖大道99号苏州纳米城西北区5栋502室

CN 108242075 A, 2018.07.03

CN 106327487 A, 2017.01.11

CN 108242075 A, 2018.07.03

CN 108550189 A, 2018.09.18

(72) 发明人 霍云飞 刘广志 吴星云

CN 105078440 A, 2015.11.25

CN 107580470 A, 2018.01.12

US 2014121513 A1, 2014.05.01

(74) 专利代理机构 苏州创元专利商标事务有限公司 32103

审查员 李陆美

专利代理师 范晴 丁浩秋

(51) Int. Cl.

A61B 5/026 (2006.01)

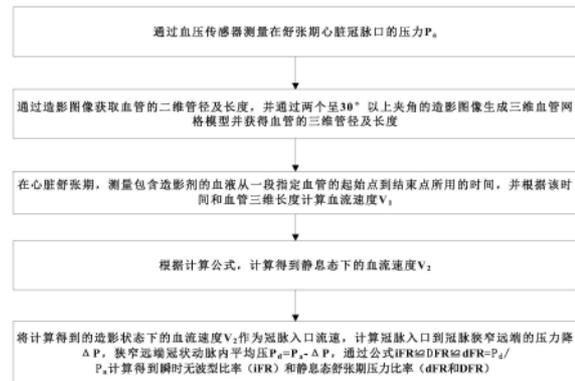
权利要求书2页 说明书5页 附图7页

(54) 发明名称

基于造影图像计算瞬时无波型比率和静息态舒张期压力比率的方法

(57) 摘要

本发明公开了一种基于造影图像计算瞬时无波型比率和静息态舒张期压力比率的方法,包括:测量在舒张期心脏冠脉口的压力 P_a ;通过造影图像获取血管的二维管径及长度,并通过两个造影图像生成三维血管网格模型并获得血管的三维管径及长度;在心脏舒张期,测量包含造影剂的血液从一段指定血管的起始点到结束点所用的时间,并根据该时间和血管三维长度计算血流速度 V_1 ;计算得到静息态下的血流速度 V_2 ;将 V_2 作为冠脉入口流速,计算冠脉入口到冠脉狭窄远端的压力降 ΔP ,狭窄远端冠状动脉内平均压 $P_d = P_a - \Delta P$,计算得到瞬时无波型比率和静息态舒张期压力比率。无需使用血管扩张剂,通过常规造影图像即可得到iFR、dFR和DFR。



1. 一种基于造影图像计算瞬时无波型比率和静息态舒张期压力比率的方法,其特征在于,包括以下步骤:

S01:通过血压传感器测量在舒张期心脏冠脉口的压力 P_a ;

S02:通过造影图像获取血管的二维管径及长度,并通过两个呈 30° 以上夹角的造影图像生成三维血管网格模型并获得血管的三维管径及长度;

S03:在心脏舒张期,测量包含造影剂的血液从一段指定血管的起始点到结束点所用的时间,并根据该时间和血管三维长度计算血流速度 V_1 ;

S04:根据以下计算公式,计算得到静息态下的血流速度 V_2 ,计算公式为:

当 $V_1 \leq 100\text{mm/s}$ 时, $V_2 = 0.53 * V_1 + 20$;

当 $100\text{mm/s} < V_1 \leq 200\text{mm/s}$ 时, $V_2 = 0.43 * V_1 + 35$;

当 $V_1 > 200\text{mm/s}$ 时, $V_2 = 0.35 * V_1 + 55$;

S05:将计算得到的静息态下的血流速度 V_2 作为冠脉入口流速,计算冠脉入口到冠脉狭窄远端的压力降 ΔP ,狭窄远端冠状动脉内平均压 $P_d = P_a - \Delta P$,通过公式 $iFR \cong DFR \cong dFR = P_d / P_a$ 计算得到瞬时无波型比率(iFR)和静息态舒张期压力比率(dFR和DFR)。

2. 根据权利要求1所述的基于造影图像计算瞬时无波型比率和静息态舒张期压力比率的方法,其特征在于,所述步骤S01包括,使用血压传感器的压力管连接到多联三通,然后通过造影导管与心脏冠脉口部相连,在血压传感器的压力管内充满盐水,并保持血压传感器与心脏在同一水平位置,该血压传感器测量的压力波即为心脏冠脉口的压力波,在舒张期,瞬时压力的平均值即为 P_a 。

3. 根据权利要求1所述的基于造影图像计算瞬时无波型比率和静息态舒张期压力比率的方法,其特征在于,所述步骤S02中生成三维血管网格模型的方法包括以下步骤:

S21:将两个呈 30° 以上夹角的X射线冠脉造影图像上,具有映射关系的两分段血管的2D结构数据进行三维重建,得到该分段血管的3D结构数据;

S22:重复步骤S21,直到所有分段血管三维重建完成,再将重建后的分段血管合并,得到完整的三维血管网格模型。

4. 根据权利要求1所述的基于造影图像计算瞬时无波型比率和静息态舒张期压力比率的方法,其特征在于,步骤S03中计算血流速度 V_1 的具体方法包括以下步骤:

S31:获取指定的病人心率为H次/分钟,从造影图像信息中获取图像频率为S帧/秒,其帧数X的计算公式如下: $X = (1 \div (H \div 60)) \times S$;

S32:通过一个心跳周期舒张期内图像所走过的帧数,在二维起始帧和结束帧对应的图像上分别取得一个心跳周期舒张期的起始点和结束点,然后通过起始点和结束点在三维血管网格模型中截取一个心跳周期舒张期的血管长度;

S33:通过公式 $V_1 = L \div P$,计算得到血液流动速度 V_1 ,L为血管长度,P为一个心跳周期舒张期所用的时间, $P = X \div S$ 。

5. 根据权利要求1所述的基于造影图像计算瞬时无波型比率和静息态舒张期压力比率的方法,其特征在于,所述步骤S05中计算冠脉入口到冠脉狭窄远端的压力降 ΔP 的具体方法如下:

S41:基于血流速度与三维血管网格模型,求解不可压缩流的基本公式,对三维血管网格模型进行求解,用数值法求解连续性和Navier-Stokes方程:

$$\nabla \cdot \vec{V} = 0$$

$$\rho \frac{\partial \vec{V}}{\partial t} + \rho \vec{V} \cdot \nabla \vec{V} = -\nabla P + \nabla \cdot \mu (\nabla \vec{V} + (\nabla \vec{V})^T)$$

其中 \vec{V} , P , ρ , μ 分别为流速、压力、血流密度、血流粘性;

入口边界条件为血流速度,出口边界条件为out-flow边界条件;

S42: 计算沿着血管中心线从入口到下游各点的压力降 ΔP 。

基于造影图像计算瞬时无波型比率和静息态舒张期压力比率的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及冠状动脉影像学评价领域,具体地涉及一种仅仅通过造影图像和主动脉压力确定瞬时无波型比率(iFR)、及静息态舒张期压力比率(dFR和DFR)的方法。

背景技术

[0002] 血流储备分数(FFR)可表明冠脉狭窄病变对远端血流产生的影响,诊断心肌是否缺血,已经成为冠脉狭窄功能性评价的公认指标。FFR定义为狭窄冠状动脉提供给支配区域心肌的最大血流量与同一支冠状动脉正常时提供给心肌的最大血流量的比值。可以简化为心肌最大充血状态下的狭窄远端冠状动脉内平均压(P_d)与冠状动脉口部主动脉平均压(P_a)的比值,即 $FFR = P_d / P_a$ 。

[0003] 确定FFR时候,需要基于心肌最大充血状态下的血流速度和冠状动脉口部主动脉平均压,通过不同的手段获取狭窄远端冠状动脉内平均压来计算FFR。但心肌最大充血需要通过冠脉内或静脉内注射腺苷或ATP,注射腺苷或ATP会造成主动脉压力下降并有一定的副作用比如房室传导阻滞、窦缓、窦停等,禁忌症包括2度或3度房室传到阻滞、窦房结疾病、气管或支气管哮喘、对腺苷过敏。

[0004] 瞬时无波形比率(iFR)能提供和血流储备分数(FFR)类似的冠状动脉内压力测量方法。iFR不需要血管扩张剂、操作简单,将会更多的应用在冠状动脉介入治疗。ADVISE研究发现,当心脏舒张期的某段时间(称之为无波形期),冠脉内微血管阻力相对是最稳定且是最低的,和腺苷等血管扩张药物所做成的冠脉充血期间达到的平均阻力相类似。如图1所示,即 $iFR = P_{dWave-free period} / P_{aWave-free period}$ ($P_{dWave-free period}$:在无波形期间狭窄病变远端冠脉平均压。 $P_{aWave-free period}$:在无波形期间主动脉平均压。瞬时无波形时期的运算时间:舒张期内无波形时期开始后25%的时间,到收缩期开始前5ms的时间停止计算)。顶级医学期刊NEJM上发表了一篇研究文章,在稳定型心绞痛或急性冠脉综合征患者中,iFR指导血运重建策略不劣于FFR指导的重建策略,在12个月内主要不良心脏事件发生率方面相似。

[0005] 如图2所示静息态舒张期压力比率(dFR和DFR)可以表示为: $dFR = P_{dDiastolic period} / P_{aDiastolic period}$ ($P_{dDiastolic period}$:在舒张态期间狭窄病变远端冠脉平均压。 $P_{aDiastolic period}$:在舒张态期间主动脉平均压);如图3所示, $DFR = P_{dDiastolic hyperemia free period} / P_{aDiastolic hyperemia free period}$ ($P_{dDiastolic hyperemia free period}$:在主动脉压力小于主动脉平均压到主动脉压力最小的区间里,狭窄病变远端冠脉平均压。 $P_{aDiastolic hyperemia free period}$:在主动脉压力小于主动脉平均压到主动脉压力最小的区间里,主动脉平均压)。进一步的研究表明静息态舒张期压力比率(dFR和DFR)跟瞬时无波形比率(iFR)基本上完全等价。因此,我们可以得到 $iFR \cong DFR \cong dFR = P_{dDiastolic period} / P_{aDiastolic period}$ 。

[0006] 目前,现有的瞬时无波型比率(iFR)和静息态舒张期压力比率(dFR和DFR)的测量方法主要为:压力导丝静息态下测量相应的舒张态区间来确定iFR、dFR、DFR。需要依靠压力导丝进行测量,压力导丝测量时需要介入血管末端,增加手术难度和风险,同时压力导丝

昂贵的价格也限制其大规模应用。

发明内容

[0007] 为了解决上述的技术问题,本发明目的是:提供了一种基于造影图像计算瞬时无波型比率和静息态舒张期压力比率的方法,针对冠心病患者通过常规冠状动脉造影手术检测心肌缺血情况,即无需使用血管扩张剂(即无需心肌最大充血状态且不使用腺苷或ATP)。通过常规造影图像、主动脉压和血流,来计算瞬时无波型比率(iFR)、静息态舒张期压力比率(dFR和DFR)。

[0008] 本发明的技术方案是:

[0009] 一种基于造影图像计算瞬时无波型比率和静息态舒张期压力比率的方法,包括以下步骤:

[0010] S01:通过血压传感器测量在舒张期心脏冠脉口的压力 P_a ;

[0011] S02:通过造影图像获取血管的二维管径及长度,并通过两个呈 30° 以上夹角的造影图像生成三维血管网格模型并获得血管的三维管径及长度;

[0012] S03:在心脏舒张期,测量包含造影剂的血液从一段指定血管的起始点到结束点所用的时间,并根据该时间和血管三维长度计算血流速度 V_1 ;

[0013] S04:根据以下计算公式,计算得到静息态下的血流速度 V_2 ,计算公式为:

[0014] 当 $V_1 \leq 100\text{mm/s}$ 时, $V_2 = 0.53 * V_1 + 20$;

[0015] 当 $100\text{mm/s} < V_1 \leq 200\text{mm/s}$ 时, $V_2 = 0.43 * V_1 + 35$;

[0016] 当 $V_1 > 200\text{mm/s}$ 时, $V_2 = 0.35 * V_1 + 55$;

[0017] S05:将计算得到的造影状态下的血流速度 V_2 作为冠脉入口流速,计算冠脉入口到冠脉狭窄远端的压力降 ΔP ,狭窄远端冠状动脉内平均压 $P_d = P_a - \Delta P$,通过公式 $iFR \cong DFR \cong dFR = P_d / P_a$ 计算得到瞬时无波型比率(iFR)和静息态舒张期压力比率(dFR和DFR)。

[0018] 优选的技术方案中,所述步骤S01包括,使用血压传感器的压力管连接到多联三通,然后通过造影导管与心脏冠脉口部相连,在血压传感器的压力管内充满盐水,并保持血压传感器与心脏在同一水平位置,该血压传感器测量的压力波即为心脏冠脉口的压力波,在舒张期,瞬时压力的平均值即为 P_a 。

[0019] 优选的技术方案中,所述步骤S02中生成三维血管网格模型的方法包括以下步骤:

[0020] S21:将两个呈 30° 以上夹角的X射线冠脉造影图像上,具有映射关系的两分段血管的2D结构数据进行三维重建,得到该分段血管的3D结构数据;

[0021] S22:重复步骤S21,直到所有分段血管三维重建完成,再将重建后的分段血管合并,得到完整的三维血管网格模型。

[0022] 优选的技术方案中,步骤S03中计算血流速度 V_1 的具体方法包括以下步骤:

[0023] S31:获取指定的病人心率为H次/分钟,从造影图像信息中获取图像频率为S帧/秒,其帧数X的计算公式如下: $X = (1 \div (H \div 60)) \times S$;

[0024] S32:通过一个心跳周期舒张期内图像所走过的帧数,在二维起始帧和结束帧对应的图像上分别取得一个心跳周期舒张期的起始点和结束点,然后通过起始点和结束点在三维血管网格模型中截取一个心跳周期舒张期的血管长度;

[0025] S33:通过公式 $V_1=L \div P$,计算得到血液流动速度 V_1 ,L为血管长度,P 为一个心跳周期舒张期所用的时间, $P=X \div S$ 。

[0026] 优选的技术方案中,所述步骤S05中计算冠脉入口到冠脉狭窄远端的压力降 ΔP 的具体方法如下:

[0027] S41:基于血流速度与三维血管网格模型,求解不可压缩流的基本公式,对三维血管网格模型进行求解,用数值法求解连续性和Navier-Stokes方程:

$$[0028] \quad \nabla \cdot \vec{V} = 0$$

$$[0029] \quad \rho \frac{\partial \vec{V}}{\partial t} + \rho \vec{V} \cdot \nabla \vec{V} = -\nabla P + \nabla \cdot \mu (\nabla \vec{V} + (\nabla \vec{V})^T)$$

[0030] 其中 \vec{V} ,P, ρ , μ 分别为流速、压力、血流密度、血流粘性;

[0031] 入口边界条件为血流速度,出口边界条件为out-flow边界条件;

[0032] S42:计算沿着血管中心线从入口到下游各点的压力降 ΔP 。

[0033] 与现有技术相比,本发明的优点是:

[0034] 针对冠心病患者通过常规冠状动脉造影手术检测心肌缺血情况,即无需使用血管扩张剂(即无需心肌最大充血状态且不使用腺苷或ATP)。通过常规造影图像、主动脉压和血流,来计算瞬时无波型比率(iFR)、静息态舒张期压力比率(dFR和DFR)。不需要额外插入压力导丝进行测量,操作简便,大大降低手术难度和风险,可在临床上大规模推广应用。

附图说明

[0035] 下面结合附图及实施例对本发明作进一步描述:

[0036] 图1为瞬时无波型比率(iFR)的示意图;

[0037] 图2为静息态舒张期压力比率(dFR)的示意图;

[0038] 图3为静息态舒张期压力比率(DFR)的示意图;

[0039] 图4为本发明的方法流程图;

[0040] 图5为二维血管图像;

[0041] 图6.1为体位一造影剂流到导管口的图像;

[0042] 图6.2为体位一造影剂流到血管远端的图像;

[0043] 图6.3为体位二造影剂流到导管口的图像;

[0044] 图6.4为体位二造影剂流到血管远端的图像;

[0045] 图7为网格横切面截图;

[0046] 图8为网格纵切面截图。

具体实施方式

[0047] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚了,下面结合具体实施方式并参照附图,对本发明进一步详细说明。应该理解,这些描述只是示例性的,而并非要限制本发明的范围。此外,在以下说明中,省略了对公知结构和技术的描述,以避免不必要地混淆本发明的概念。

[0048] 如图4所示,本发明的一种仅仅通过造影图像和主动脉压力确定瞬时无波型比率

(iFR)、静息态舒张期压力比率(dFR和DFR)的方法,包括以下步骤。

[0049] 步骤S1:通过血压传感器测量在舒张期心脏冠脉口的压力 P_a ,其具体方法如下:

[0050] 使用血压传感器的压力管连接到多联三通,然后通过造影导管与心脏冠脉口部相连,在血压传感器的压力管内充满盐水,并保持血压传感器与心脏在同一水平位置,该血压传感器测量的压力波即为心脏冠脉口的压力波,在舒张期,瞬时压力的平均值即为 P_a 。

[0051] 步骤S2:通过造影图像获取血管的二维管径及长度,如图5所示,并通过两个呈 30° 以上夹角的造影图像生成三维血管网格模型并获得血管的三维管径及长度;

[0052] 其中三维血管网格模型的具体方法如下:

[0053] 将两个不同角度的X射线冠脉造影图像上、且呈映射关系的两分段血管的2D结构数据进行三维重建,并得到该分段血管的3D结构数据;

[0054] 重复上述步骤直到所有分段血管三维重建完成,再将重建后的分段血管合并,即得到完整的三维血管,如图7、8所示。

[0055] 步骤S3:如图6.1-6.4所示,在心脏舒张期,测量血液(包含造影剂)从一段指定血管(包括可能的罪犯血管)的起始点(6.1、6.3)到结束点(6.2、6.4)所用的时间,并根据该时间和血管三维长度计算血流速度 V_1 ,其具体方法如下:

[0056] 获取指定的病人心率为H次/分钟,从造影图像信息中获取图像频率为S帧/秒,其帧数X的计算公式如下: $X = (1 \div (H \div 60)) \times S$;

[0057] 通过一个心跳周期舒张期内图像所走过的帧数,在二维起始帧和结束帧对应的图像,如图6.1和图6.2或者图6.3和图6.4,上分别取得一个心跳周期舒张期的起始点和结束点,然后通过起始点和结束点在三维合成数据中截取一个心跳周期舒张期的血管长度;

[0058] 假设截取的血管长度为L,一个心跳周期舒张期所用时间为P,通过公式1: $P = X \div S$;公式2: $V_1 = L \div P$,得到血液流动速度 V_1 。

[0059] 步骤S4:计算静息态下的血流速度 V_2 ;

[0060] 其静息态下的血流速度 V_2 的计算公式如下:

[0061] 当 $V_1 \leq 100$ 毫米每秒(mm/s)时, $V_2 = 0.53 * V_1 + 20$;

[0062] 当 $100 \text{ mm/s} < V_1 \leq 200 \text{ mm/s}$ 时, $V_2 = 0.43 * V_1 + 35$;

[0063] 当 $V_1 > 200 \text{ mm/s}$ 时, $V_2 = 0.35 * V_1 + 55$;

[0064] 步骤S5:将步骤S4计算得到的造影状态下的血流速度 V_2 作为冠脉入口流速,计算冠脉入口到冠脉狭窄远端的压力降 ΔP ,在舒张期狭窄远端冠状动脉内平均压 $P_d = P_a - \Delta P$,再通过公式 $iFR \cong DFR \cong dFR = P_d / P_a$ 计算得到瞬时无波型比率(iFR)和静息态舒张期压力比率(dFR和DFR)。

[0065] 步骤S5中计算冠脉入口到冠脉狭窄远端的压力降 ΔP 的具体方法如下:

[0066] 基于血流速度与三维血管网格模型,求解不可压缩流的基本公式,对三维血管网格模型进行求解,用数值法求解连续性和Navier-Stokes方程:

$$[0067] \quad \nabla \cdot \vec{V} = 0$$

$$[0068] \quad \rho \frac{\partial \vec{V}}{\partial t} + \rho \vec{V} \cdot \nabla \vec{V} = -\nabla P + \nabla \cdot \mu \left(\nabla \vec{V} + (\nabla \vec{V})^T \right)$$

[0069] 其中 \vec{v} , P , ρ , μ 分别为流速、压力、血流密度、血流粘性；

[0070] 入口边界条件为血流速度, 出口边界条件为 out-flow 边界条件；

[0071] 计算沿着血管中心线从入口到下游各点的压力降 ΔP 。

[0072] 应当理解的是, 本发明的上述具体实施方式仅仅用于示例性说明或解释本发明的原理, 而不构成对本发明的限制。因此, 在不偏离本发明的精神和范围的情况下所做的任何修改、等同替换、改进等, 均应包含在本发明的保护范围之内。此外, 本发明所附权利要求旨在涵盖落入所附权利要求范围和边界、或者这种范围和边界的等同形式内的全部变化和修改例。

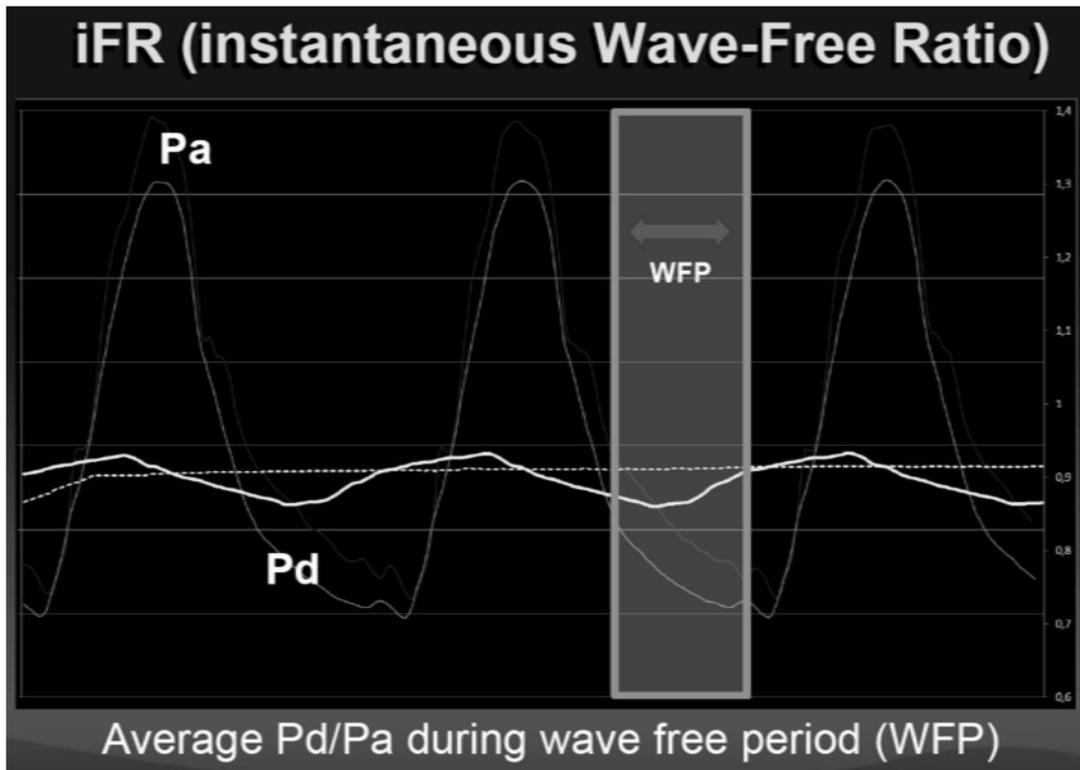


图1

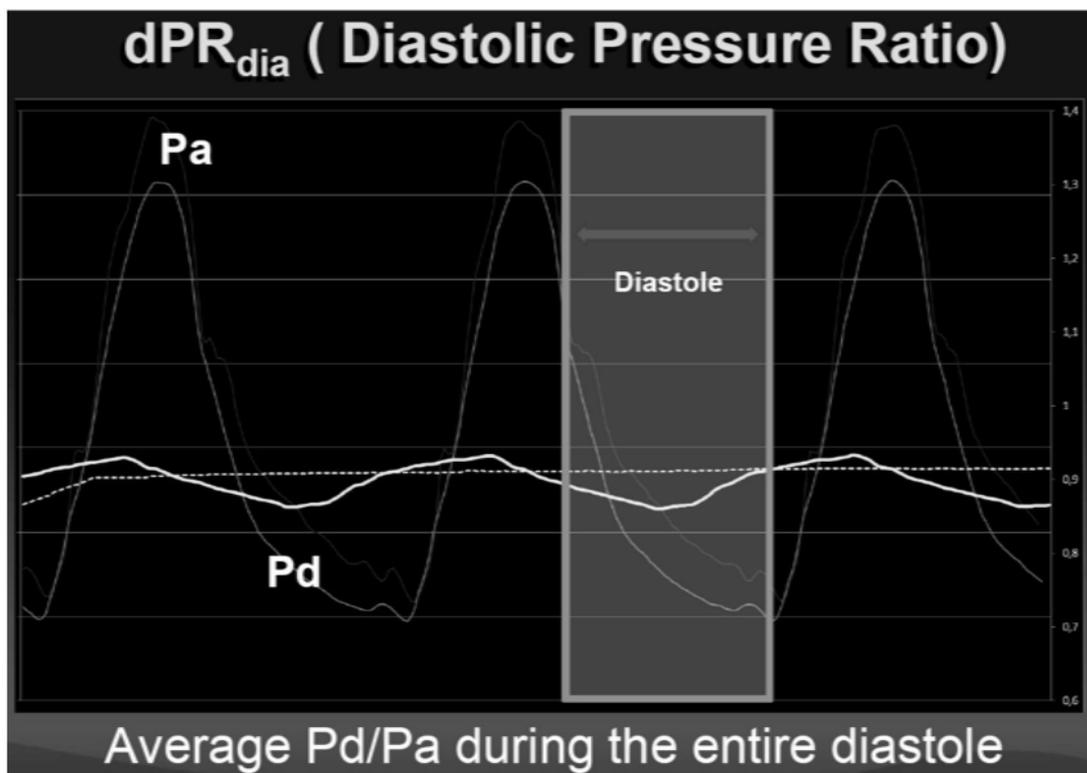


图2

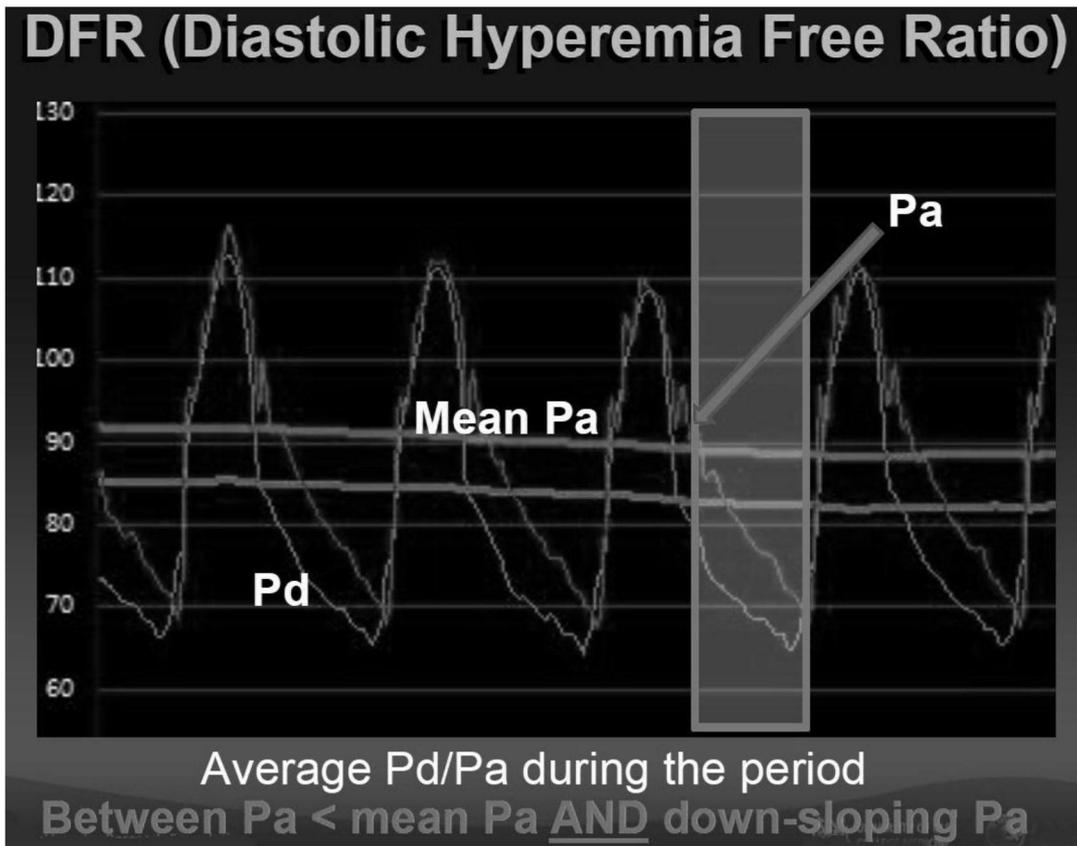


图3

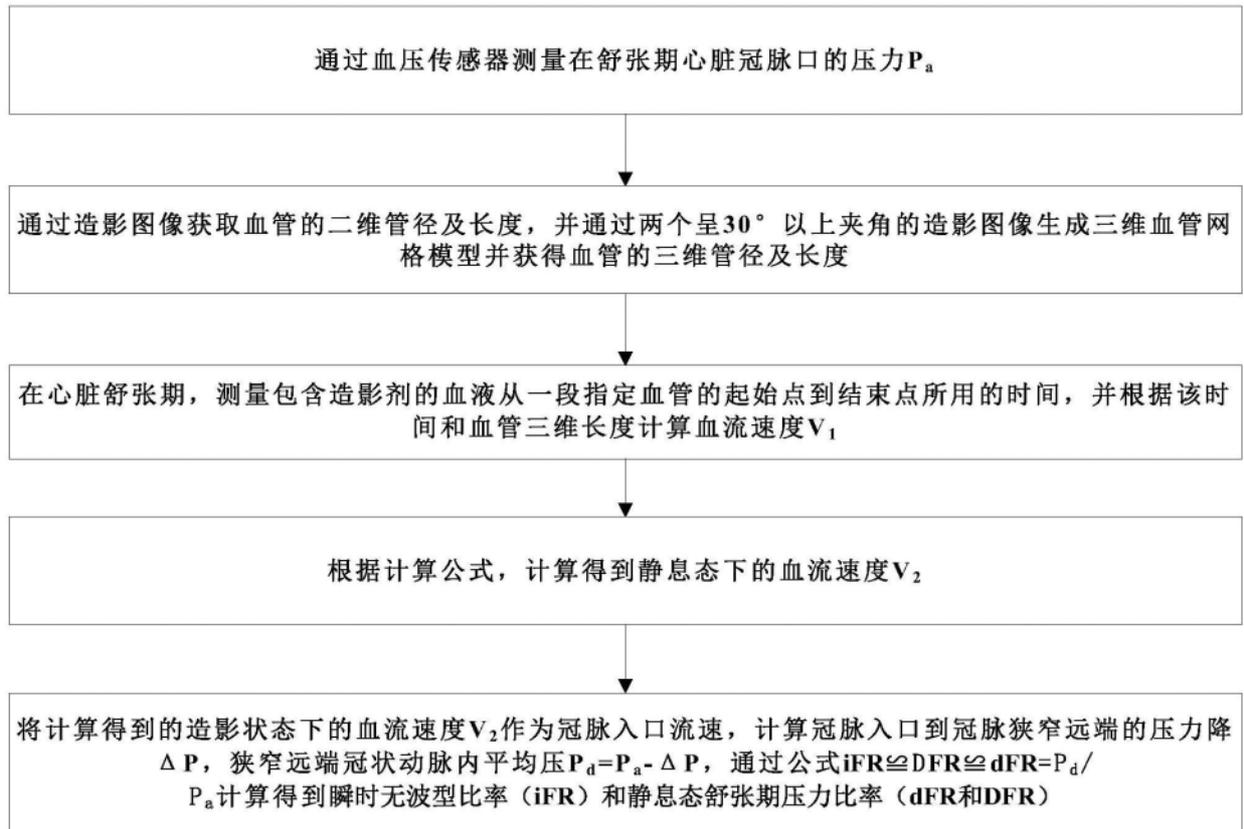


图4

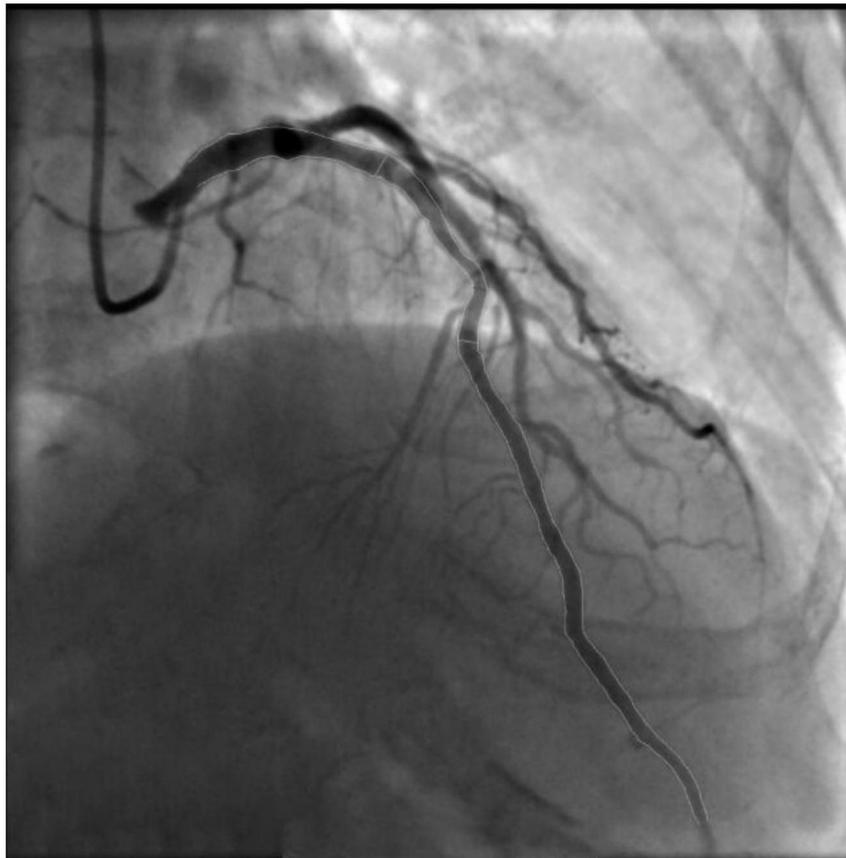


图5



图6.1

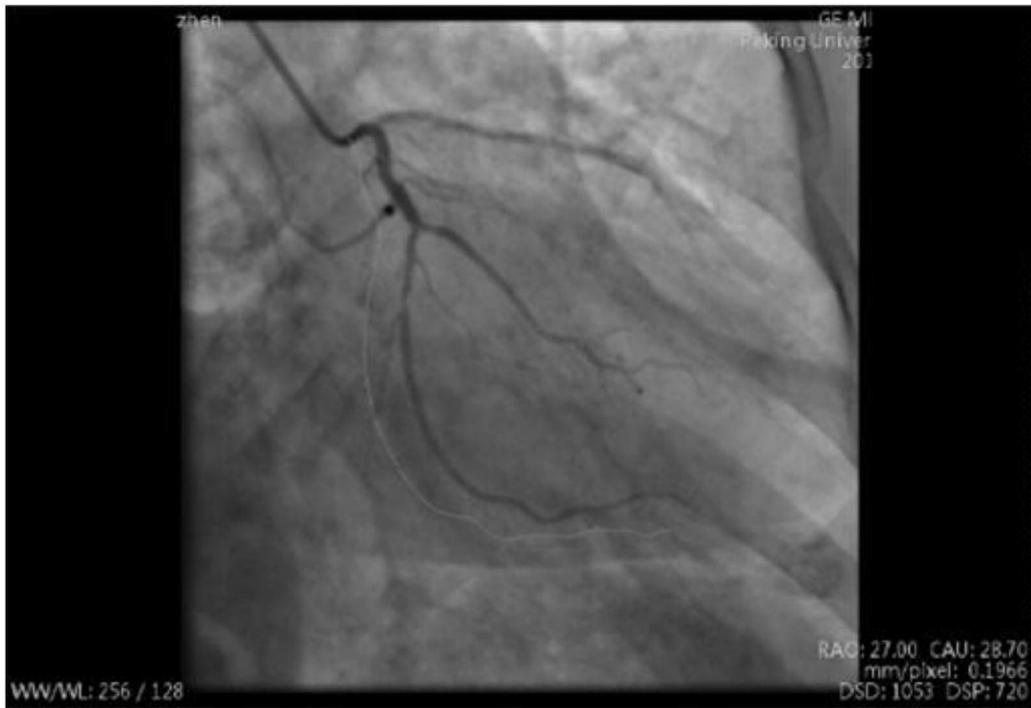


图6.2

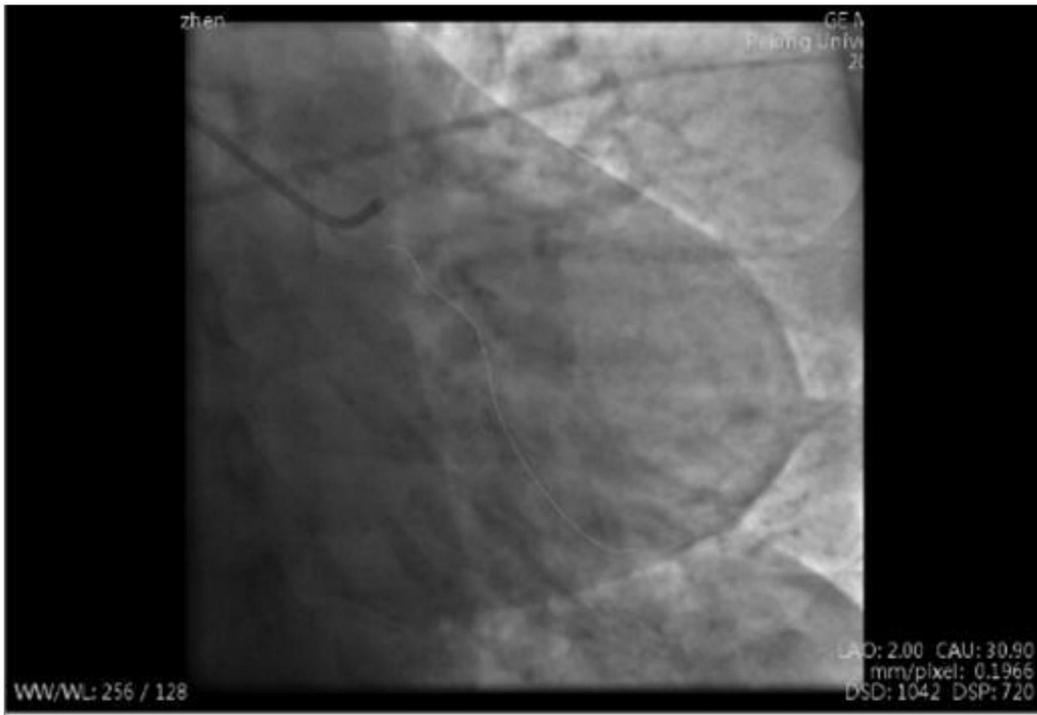


图6.3

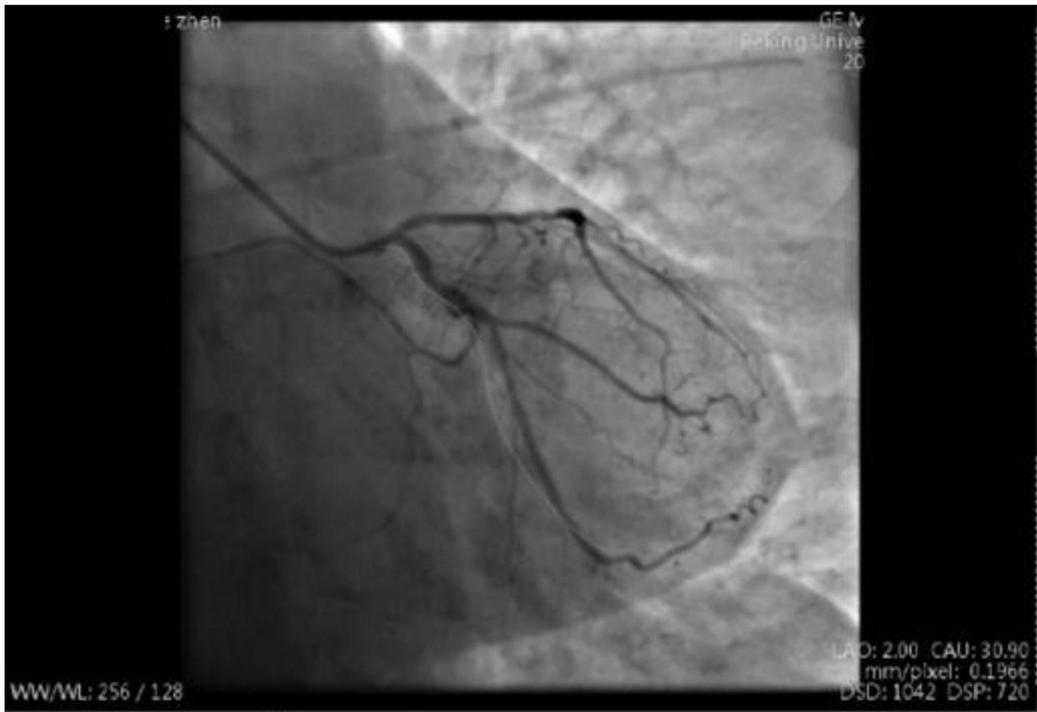


图6.4

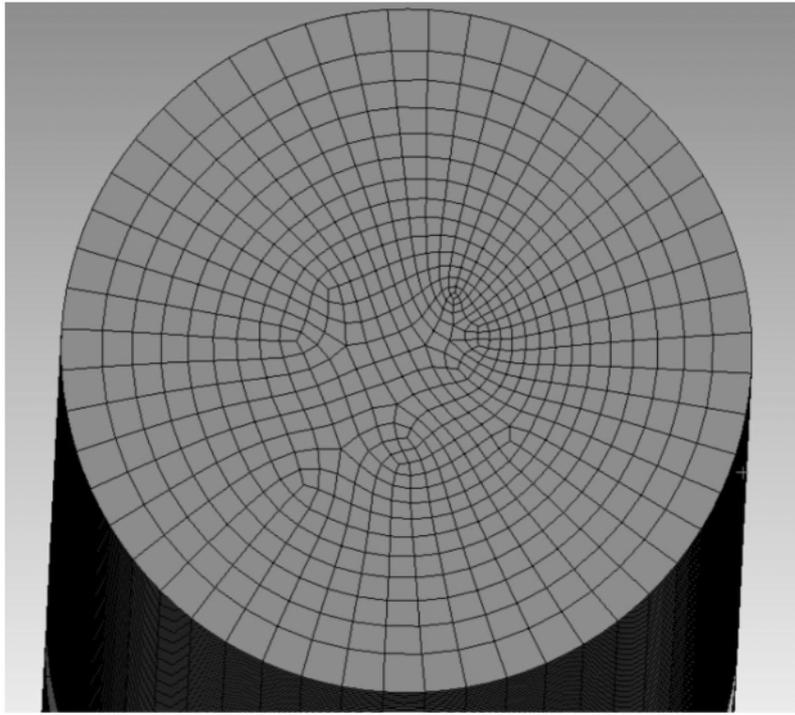


图7

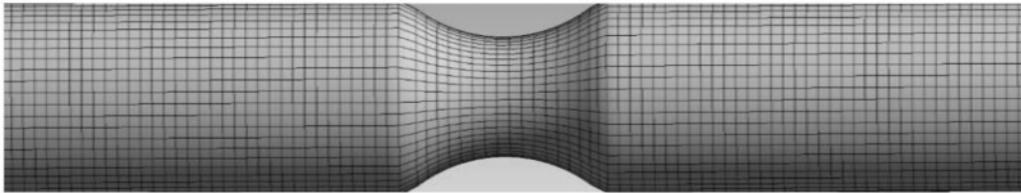


图8