



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 109805949 B

(45)授权公告日 2020.05.22

(21)申请号 201910206438.8

A61B 5/02(2006.01)

(22)申请日 2019.03.19

A61B 5/0215(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

A61B 5/026(2006.01)

申请公布号 CN 109805949 A

审查员 卢晓萍

(43)申请公布日 2019.05.28

(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

(72)发明人 霍云飞 刘广志 吴星云

(74)专利代理机构 苏州创元专利商标事务所有

限公司 32103

代理人 范晴 丁浩秋

(51)Int.Cl.

A61B 6/00(2006.01)

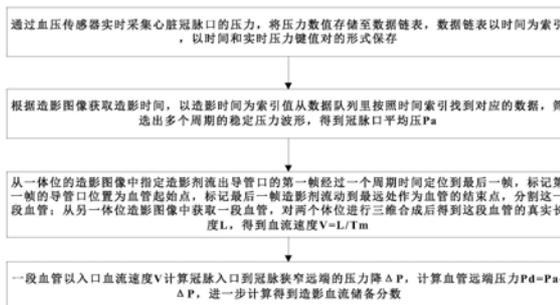
权利要求书1页 说明书3页 附图1页

(54)发明名称

基于压力传感器和造影图像计算血流储备分数的方法

(57)摘要

本发明公开了一种基于压力传感器和造影图像计算血流储备分数的方法,包括:通过血压传感器实时采集心脏冠脉口的压力,将压力值存储至数据链表,数据链表以时间为索引,以时间和实时压力值为键值对的形式保存;根据造影图像获取造影时间,以造影时间为索引值从数据队列里按照时间索引找到对应的数据,筛选出多个周期的稳定压力波形,得到平均压Pa;从两个体位的造影图像中获取一段血管的长度,得到血流速度V;在该段血管以入口血流速度V计算压力降ΔP,计算血管远端压力Pd,进一步计算造影血流储备分数。可以精准得到打造影剂后平稳的压力值,通过压力波形与造影图像准确获取一个心动周期的平均血流速度,可以大大提高FFR的准确性。



1. 一种基于压力传感器和造影图像计算血流储备分数的方法,其特征在于,包括以下步骤:

S01:通过血压传感器实时采集心脏冠脉口的压力,将压力值存储至数据链表,数据链表以时间为索引,以时间和实时压力值为键值对的形式保存;

S02:根据造影图像获取造影时间,以造影时间为索引值从数据队列里按照时间索引找到对应的数据,筛选出多个周期的稳定压力波形,得到冠脉口平均压 P_a ;

S03:从一体位的造影图像中指定造影剂流出导管口的第一帧经过一个周期时间定位到最后一帧,标记第一帧的导管口位置为血管起始点,标记最后一帧造影剂流动到最远处作为血管的结束点,分割这一段血管;从另一体位造影图像中获取该段血管,对两个体位进行三维合成后得到该段血管的真实长度 L ,得到血流速度 $V=L/T_m$, T_m 为一个周期的时间;

S04:在步骤S03中的一段血管以入口血流速度 V 计算冠脉入口到冠脉远端的压力降 ΔP ,计算血管远端压力 $P_d=P_a-\Delta P$,进一步计算得到造影血流储备分数。

2. 根据权利要求1所述的基于压力传感器和造影图像计算血流储备分数的方法,其特征在于,所述步骤S01还包括,根据数据链表中的时间和实时压力值从第一个点开始累计 n 个点,通过对比排序方法获取从第一个点开始的波峰压力值和波谷压力值,连续记录波峰压力值和波谷压力值形成一个以时间为索引对应波峰压力值、波谷压力值的队列,直到第 n 个点计算完成,再从保存的数据链表里按时间索引依次往后取 n 个点进行计算,以此类推。

3. 根据权利要求1所述的基于压力传感器和造影图像计算血流储备分数的方法,其特征在于,所述步骤S02中通过收缩压和舒张压计算出冠脉口平均压 P_a ,平均压=舒张压+(收缩压-舒张压)/3。

4. 根据权利要求3所述的基于压力传感器和造影图像计算血流储备分数的方法,其特征在于,将一个波峰压力值到下一个波峰压力值计算为一个周期,将四个波峰压力值的平均值作为收缩压,将四个波谷压力值的平均值作为舒张压,以四个周期的平均时间 T_m 为一个周期的时间。

5. 根据权利要求1所述的基于压力传感器和造影图像计算血流储备分数的方法,其特征在于,所述步骤S02中稳定压力波形为连续多个周期的波峰值的相对差在4mmHg以内。

基于压力传感器和造影图像计算血流储备分数的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及冠状动脉影像学评价领域,具体地涉及一种基于压力传感器和造影图像计算血流储备分数的方法。

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。已有多个研究证明造影图像和计算流体力学测量FFR的可行性。

[0003] 申请号为201610681191.1的专利文献公开了一种基于X射线冠脉造影图像的冠状动脉血流储备分数计算方法,基本方法是通过造影图像获取血管轮廓并根据两个体位图像进行三维重建,通过造影剂流动获取血流速度,通过计算流体力学计算血管模型的压力差 ΔP ,获取冠脉入口压力 P_a ,根据公式 $P_d = P_a - \Delta P$ 获取血管远端压力,根据公式 $FFR = P_d / P_a$ 计算FFR。

[0004] 其中,血管三维模型、血流速度及入口压力 P_a 均对FFR测量结果的准确性产生影响。以往的基于帧法的血流速度测量及一般的入口压力 P_a 的获取的方式均会造成参数采集的误差,从而使得计算出来的FFR的准确性不高。

发明内容

[0005] 为了解决上述的技术问题,本发明目的是:提供了一种基于压力传感器和造影图像计算血流储备分数的方法,可以精准得到打造影剂后平稳的压力值,通过压力波形与造影图像结合准确获取一个心动周期的平均血流速度,从而可以大大提高FFR的准确性。

[0006] 本发明的技术方案是:

[0007] 一种基于压力传感器和造影图像计算血流储备分数的方法,包括以下步骤:

[0008] S01:通过血压传感器实时采集心脏冠脉口的压力,将压力值存储至数据链表,数据链表以时间为索引,以时间和实时压力值为键值对的形式保存;

[0009] S02:根据造影图像获取造影时间,以造影时间为索引值从数据队列里按照时间索引找到对应的数据,筛选出多个周期的稳定压力波形,得到冠脉口平均压 P_a ;

[0010] S03:从一体位的造影图像中指定造影剂流出导管口的第一帧经过一个周期时间定位到最后一帧,标记第一帧的导管口位置为血管起始点,标记最后一帧造影剂流动到最远处作为血管的结束点,分割这一段血管;从另一体位造影图像中获取该段血管,对两个体位进行三维合成后得到该段血管的真实长度 L ,得到血流速度 $V = L / T_m$, T_m 为一个周期的时间;

[0011] S04:在步骤S03中的一段血管以入口血流速度 V 计算冠脉入口到冠脉远端的压力降 ΔP ,计算血管远端压力 $P_d = P_a - \Delta P$,进一步计算得到造影血流储备分数。

[0012] 优选的技术方案中,所述步骤S01还包括,根据数据链表中的时间和实时压力值从第一个点开始累计 n 个点,通过对比排序方法获取从第一个点开始的波峰压力值和波谷压

力值,连续记录波峰压力值和波谷压力值形成一个以时间为索引对应波峰压力值、波谷压力值的队列,直到第n个点计算完成,再从保存的数据链表里按时间索引依次往后取n个点进行计算,以此类推。

[0013] 优选的技术方案中,所述步骤S02中通过收缩压和舒张压计算出冠脉口平均压Pa,平均压=舒张压+(收缩压-舒张压)/3。

[0014] 优选的技术方案中,将一个波峰压力值到下一个波峰压力值计算为一个周期,将四个波峰压力值的平均值作为收缩压,将四个波谷压力值的平均值作为舒张压,以四个周期的平均时间 T_m 为一个周期的时间。

[0015] 优选的技术方案中,所述步骤S02中稳定压力波形为连续多个周期的波峰值的相对差在4mmHg以内。

[0016] 与现有技术相比,本发明的优点是:

[0017] 可以精准得到打造影剂后平稳的压力值,通过压力波形与造影图像结合准确获取一个心动周期的平均血流速度,从而可以大大提高FFR的准确性。

附图说明

[0018] 下面结合附图及实施例对本发明作进一步描述:

[0019] 图1为本发明基于压力传感器和造影图像计算血流储备分数的方法流程图。

具体实施方式

[0020] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚明了,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。

[0021] 如图1所示,本发明的一种基于压力传感器和造影图像计算血流储备分数的方法,包括以下步骤:

[0022] 1、通过血压传感器实时采集心脏冠脉口的压力,压力传感器通过压力管和手术导管与主动脉连通,保持压力传感器与心脏水平高度一致。

[0023] 、压力传感器的压力芯片感受压力波动产生电信号,信号通过电缆线传输到操控单元的采集芯片,采集芯片将电信号转换成压力数值并进行滤波形成稳定的压力波形。

[0024] 、操控单元的数据处理芯片将压力值存储到一个数据链表里,数据链表以时间为索引,以时间、实时压力值为键值对的形式保存。

[0025] 、数据处理芯片根据数据链表里的时间和实时压力值从第一个点开始累计n个点,n的个数是根据时间索引从第一个点至少经过4秒的位置,大约为4个心动周期以上。通过对比排序算法获取从第一个点开始的波峰压力值和波谷压力值,连续记录波峰压力值和波谷压力值形成一个以时间为索引对应波峰压力值、波谷压力值的队列,直到第n个点计算完成再从步骤3保存的数据链表里按时间索引依次往后取n个点进行计算,以此类推。

[0026] 、从步骤4存储的数据队列进一步计算收缩压、舒张压和心率,以一个波峰压力值到下一个波峰压力值计算为一个周期,以四个波峰压力值的平均作为收缩压,以四个波谷压力值的平均值作为舒张压,以四个周期的平均时间 T_m 计算心率。心率=60/ T_m 。可用于获取

收缩压、舒张压和平均压和心率等参数,为后续步骤提供更精准的数据。

[0027] 、在计算FFR时需要获取造影血管的压力,首先从造影图像里获取造影时间,以造影时间为索引值从步骤4的数据队列里按照时间索引找到对应的数据,从此数据开始往后筛选出4个周期的稳定压力波形,稳定压力的判断标准为连续4个周期的波峰值的相对差在4mmHg以内。按照步骤5的方法即可获取一个稳定的收缩压、舒张压和心率,收缩压和舒张压通过公式计算出冠脉口平均压 P_a , $平均压 = 舒张压 + (收缩压 - 舒张压) / 3$ 。因为造影时刻推注造影剂会造成压力波动消失,根据步骤4连续记录的周期数据队列可以精准的获取停止推注造影剂后压力恢复波动的稳定值。这样保证获取到的患者压力生理参数为造影时刻对应的参数。

[0028] 、在计算流速时可根据步骤6获取的心率及一个周期的时间 T_m 。从造影图像里指定造影剂流出导管口的第一帧经过一个周期时间定位到最后一帧,标记第一帧的导管口位置为血管起始点,标记最后一帧造影剂流动到最远处作为血管的结束点,分割这一段血管。另一个体位造影同样可以获取一段血管,两个体位做三维合成后得到这段血管的真实长度 L ,血流速度 $V = L / T_m$ 。这样保证流速计算时可以准确获得一个心动周期的平均血流速度。具体的三维合成方法的可以参见201610681191.1,本发明在此不再赘述。

[0029] 、通过计算流体力学得到步骤7的一段血管以入口血流速度 V 计算的 ΔP , ΔP 为冠脉入口到冠脉远端的压力降。通过步骤6获得了血管入口压力 P_a ,血管远端压力 $P_d = P_a - \Delta P$ 。通过造影血流储备分数计算公式 $FFR = P_d / P_a$ 计算得到造影血流储备分数。

[0030] ΔP 的具体计算方法可以参见201610681191.1中关于 ΔP 的计算,本发明在此不再赘述。

[0031] 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。

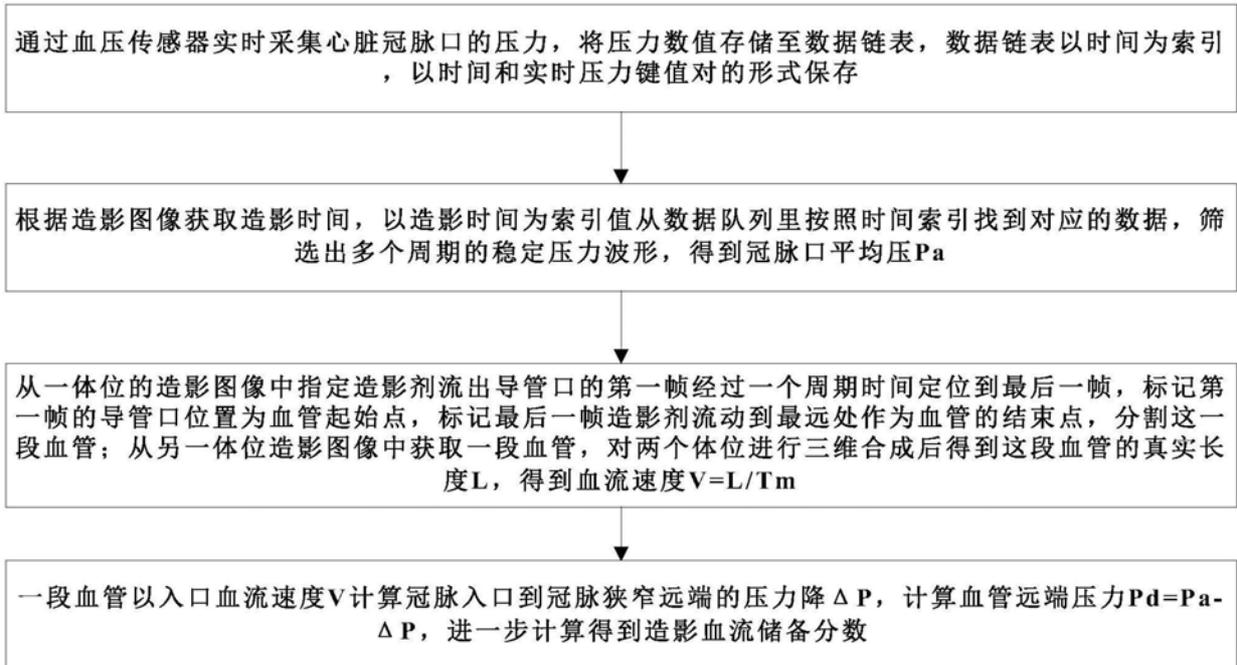


图1