



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110141196 A

(43)申请公布日 2019.08.20

(21)申请号 201910509662.4

(22)申请日 2019.06.13

(71)申请人 东北大学

地址 110819 辽宁省沈阳市和平区文化路3号巷11号

(72)发明人 徐礼胜 宋代远 黄彤宇 周树然
李宗鹏 刘文彦

(74)专利代理机构 沈阳东大知识产权代理有限公司 21109

代理人 刘晓岚

(51)Int.Cl.

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

权利要求书3页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

基于双三角血流模型的外周动脉血管弹性评价方法及系统

(57)摘要

本发明提供一种基于双三角血流模型的外周动脉血管弹性评价方法及系统,涉及医疗与健康电子技术领域。本发明首先通过采集外周动脉脉搏波,并对脉搏波去除工频干扰、基线漂移这些噪声。从滤波后信号中提取特征点,按照特征点位置使用双三角血流模型拟合血流速度波形,以双三角血流速度波形为基准进行脉搏波形分解得到前向波和后向波。最后根据提取的前向波和后向波的特征点数值计算反映外周动脉血管弹性的后向波增强指数RM和反射指数RI。本发明根据拟合血流波形进行外周动脉脉搏波的精确分解,以分解后结果计算相关参数,综合前向波和后向波的特点,实现对外周动脉的血管硬化程度评估和心血管系统功能评价,使得对心血管功能检测更加便利。



1. 一种基于双三角血流模型的外周动脉血管弹性评价方法,其特征在于:包括以下步骤:

步骤1、测量外周动脉处的压力波形,获得脉搏波信号,并对其进行去除工频干扰、基线漂移这些噪声;所述外周动脉为桡动脉、肱动脉、颈动脉或股动脉;

步骤2、使用双三角血流模型拟合血流速度波形,并以该波形为基准对脉搏波进行分解,获得前向波与后向波波形,具体方法为:

步骤2.1、在获取的脉搏波信号中提取特征点;所述特征点包括外周动脉处脉搏波的起始点、反射点、切迹点、重搏波峰值点和脉搏波结束点;

步骤2.2、使用双三角血流模型构建外周动脉血流速度波形;根据步骤2.1提取的五个特征点构建双三角血流波形,所述三角波由两个三角形构成,体现了实际血流速度波形的特征;

第一个三角形以脉搏波的二阶导数的第一个最小值为顶点位置,此即为外周动脉反射点;第一个三角形的底边由脉搏波的起始点至切迹点所在位置确定;所述切迹点为脉搏波的二阶导函数的第二个最大值所在的位置;所述第二个三角形的顶点位于外周动脉的重搏波峰值处,即外周动脉的最后一个峰值;第二个三角形的底边由切迹点所在位置和脉搏波结束点位置确定;

步骤2.3、以双三角血流波形构建的血流速度波形为基准进行脉搏波的分解,获得前向波与后向波波形;

步骤2.4、在对脉搏波进行分解之后,使用切线法求得前向波中一个起始点,若前向波中的起始点与脉搏波中的起始点不同,则将脉搏波的起始点位置替换为脉搏波起始点位置与前向波起始点位置的平均,并返回步骤2.2,直到从脉搏波和前向波中提取到的起始点在同一个位置;

步骤3、对分解得到的前向波和后向波进行去除基线漂移处理,并对处理后的前向波和后向波提取特征点;所述特征点包括:前向波峰值、后向波峰值、重搏波高度;

步骤4、根据提取的前向波和后向波的特征点数值计算反外周动脉血管弹性的后向波增强指数RM和反射指数RI;

步骤5、根据计算得到的后向波增强指数RM和反射指数RI对外周动脉血管弹性进行分析。

2. 根据权利要求1所述的基于双三角血流模型的外周动脉血管弹性评价方法,其特征在于:步骤2.1所述外周动脉处脉搏波的起始点由迭代切线法确定,具体方法为:

(1) 计算外周动脉上升沿的一阶导数,找到上升沿斜率最大值点;

(2) 提取脉搏波的基线;

(3) 做脉搏波上关于斜率最大值点的切线,找到切线与脉搏波基线的交点,交点位置即为脉搏波的起始时间;

(4) 以脉搏波基线与其斜率最大值点切线的交点为标识点,向脉搏波做投影,所得投影点作为脉搏波初始点;

所述反射点是舒张末期心脏开始射血的标志,根据脉搏波形的质量进行确定,如果脉搏波形中的重搏波波形明显,则计算所测量脉搏波的二阶导数,取二阶导数的第一个最小值点作为外周动脉处脉搏波的反射点,否则,将射血时间的25%处作为反射点;

所述切迹点是心脏射血期结束的标志,其由脉搏波的二阶导数的第二个最大值点确定;

所述重搏波峰值点是外周动脉舒张期血流速度的峰值点,根据脉搏波形的质量进行确定,如果脉搏波形中的重搏波波形明显,则使用差分阈值法确定重搏波峰值点,以重搏波峰值和出现时间设定阈值,否则根据切迹点的位置,向后找到第一个峰值点即为重搏波峰值点位置;

所述脉搏波结束点的确定方法与脉搏波起始点的切线法相同,脉搏波下一个周期的起始点即为上一个周期脉搏波的结束点;

所述脉搏波导函数的最大值或最小值,全部使用曲线拟合方法获取;所述曲线拟合方法包括以下步骤:第一步,使用低阶多项式对脉搏波分段做拟合;第二步,对拟合多项式求导数;第三步,从拟合多项式的导函数中提取特征点,并对应于脉搏波中;曲线拟合方法用于准确的提取所使用的二阶导数最小值、最大值、一阶导数的最大值。

3.根据权利要求1所述的基于双三角血流模型的外周动脉血管弹性评价方法,其特征在于:步骤2.3获得的前向波与后向波如下公式所示:

$$P_f(t) = \frac{P_m(t) + Z_c \cdot Q(t)}{2}$$

$$P_b(t) = \frac{P_m(t) - Z_c \cdot Q(t)}{2}$$

其中, $P_m(t)$ 为实际测量的脉搏压力波, $Q(t)$ 为使用双三角血流模型拟合的血流速度曲线, $P_f(t)$ 为前向波, $P_b(t)$ 为后向波, t 代表时间, Z_c 为外周动脉的特征阻抗, 计算方法为:

$$Z_c = (P_r - P_d) / H$$

其中, P_r 是脉搏波反射点压力值, P_d 是舒张末期压力值, H 为血流速度波形的幅值。

4.根据权利要求3所述的基于双三角血流模型的外周动脉血管弹性评价方法,其特征在于:步骤4所述后向波增强指数RM和反射指数RI的计算公式如下:

$$RM = \frac{P_b}{P_f}$$

$$RI = P_b / (P_f + P_b)$$

其中, P_f 为前向波峰值, P_b 为后向波峰值。

5.一种基于双三角血流模型的外周动脉血管弹性评价系统,基于权利要求1所述的基于双三角血流模型的外周动脉血管弹性评价方法进行评价,其特征在于:包括脉搏波采集单元、传输单元、波形分解单元和心血管功能评估单元;

所述脉搏波采集单元,用于测量外周动脉处压力波形,即获取脉搏波,并通过传输单元将采集到的脉搏波传输到波形分解单元和心血管功能评估单元;所述波形分解单元将采集获得的脉搏波进行分解,通过计算得到前向波和后向波;所述心血管功能评估单元根据前向波和后向波的参数分析评估心血管功能,并将血管功能的评估结果以及脉搏波和分解结果同步显示;

所述脉搏波采集单元,包括魔术贴袖带和压力传感器;所述魔术贴袖带用于压力传感器的固定,实现外周动脉脉搏波的精确测量;所述压力传感器,用于精确测量外周动脉处皮肤表面的压力变化,并将压力值通过传输单元送至波形分解单元;

所述波形分解单元,包括信号调理模块、血流速度拟合模块和波形分解模块;所述信号调理模块,用于将测量的脉搏波信号进行滤波与校准并传入血流速度拟合模块;所述血流速度拟合模块采用双三角血流模型对外周动脉处血流速度波形进行拟合;所述波形分解模块,将血流速度拟合的结果用于波形分解;

所述心血管功能评估单元包括血管弹性评估模块和示波模块;所述心血管弹性评估模块用于血管弹性参数的计算;所述血管弹性参数包括反射指数RI,桡动脉后向波增强指数RM;所述示波模块,用于实时地显示测量得到的外周动脉波形和分解得到的前向波及后向波,并综合分析参数计算结果,对外周动脉血管弹性分析以及心血管功能评估进行显示。

6.根据权利要求5所述的基于双三角血流模型的外周动脉血管弹性评价系统,其特征在于:所述测量脉搏波的压力传感器,使用悬臂梁结构的压敏电阻;所述悬臂梁结构,包括探头和压敏电阻两部分;所述探头由魔术贴腕带固定于外周动脉处,压敏电阻位于探头后方。

基于双三角血流模型的外周动脉血管弹性评价方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗与健康电子技术领域,尤其涉及一种基于双三角血流模型的外周动脉血管弹性评价方法及系统。

背景技术

[0002] 脉搏波能够反映周期性的血管压力变化,通过外周动脉脉搏波波形能够分析舒张期指数和收缩期指数,从而确定心血管风险指数以及血管弹性指数。

[0003] 专利号为201010558798.3的发明专利,通过小波变换提取脉搏波的特征点,实现了通过脉搏波传播速度检测血管僵硬度,但所用特征点直接提取于脉搏波中,无法实现对血管僵硬度的精确评估;专利号为201510955386.6的发明专利,提出了一种通过左、右指尖的血容积脉搏波采集,实现血管内皮功能指数计算,仅使用手臂肱动脉阻断的方式进行测量,不便于测量;专利号为201811213852.3的发明专利提出了一种基于支持向量机的人体脉搏检测方法,通过便携的腕带脉装置测量脉搏波并提取特征,根据已有模型对脉搏波进行分类评估硬化状况,但该发明仅提取了时频域特征,没有深入进行脉搏波分解的特征提取;脉搏波是在人体沿着动脉树进行传播的,专利号为201710369140.X的发明专利,通过获取外周动脉随时间变化的波形获取血流从中心动脉到外周动脉的传播时间,实现中心动脉血压的测量,但该方法缺少对外周动脉进行分解获取前向波的步骤,难以实现传播时间的准确计算。

发明内容

[0004] 本发明要解决的技术问题是针对上述现有技术的不足,提供一种基于双三角血流模型的外周动脉血管弹性评价方法及系统,实现对脉搏波的分解,进而评价外周动脉血管弹性。

[0005] 为了解决上述问题,一方面,本发明采取的技术方案是:一种基于双三角血流模型的外周动脉血管弹性评价方法,包括以下步骤:

[0006] 步骤1、测量外周动脉处的压力波形,获得脉搏波信号,并对其进行去除工频干扰、基线漂移这些噪声;所述外周动脉为桡动脉、肱动脉、颈动脉或股动脉;

[0007] 步骤2、使用双三角血流模型拟合血流速度波形,并以该波形为基准对脉搏波进行分解,获得前向波与后向波波形,具体方法为:

[0008] 步骤2.1、在获取的脉搏波信号中提取特征点;所述特征点包括外周动脉处脉搏波的起始点、反射点、切迹点、重搏波峰值点和脉搏波结束点;

[0009] 所述外周动脉处脉搏波起始点由迭代切线法确定,具体方法为:

[0010] (1)计算外周动脉上升沿的一阶导数,找到上升沿斜率最大值点;

[0011] (2)提取脉搏波的基线;

[0012] (3)做脉搏波上关于斜率最大值点的切线,找到切线与脉搏波基线的交点,交点位置即为脉搏波的起始时间;

[0013] (4) 以脉搏波基线与其斜率最大值点切线的交点为标识点,向脉搏波做投影,所得投影点作为脉搏波初始点;

[0014] 所述反射点是舒张末期心脏开始射血的标志,根据脉搏波形的质量进行确定,如果脉搏波形中的重搏波波形明显,则计算所测量脉搏波的二阶导数,取二阶导数的第一个最小值点作为外周动脉处脉搏波的反射点,否则,将射血时间的25%处作为反射点;

[0015] 所述切迹点是心脏射血期结束的标志,其由脉搏波的二阶导数的第二个最大值点确定;

[0016] 所述重搏波峰值点是外周动脉舒张期血流速度的峰值点,根据脉搏波形的质量进行确定,如果脉搏波形中的重搏波波形明显,则使用差分阈值法确定重搏波峰值点,以重搏波峰值和出现时间设定阈值,否则根据切迹点的位置,向后找到第一个峰值点即为重搏波峰值点位置;

[0017] 所述脉搏波结束点的确定方法与脉搏波起始点的切线法相同,脉搏波下一个周期的起始点即为上一个周期脉搏波的结束点;

[0018] 所述脉搏波导函数的最大值或最小值,全部使用曲线拟合方法获取;所述曲线拟合方法包括以下步骤:第一步,使用低阶多项式对脉搏波分段做拟合;第二步,对拟合多项式求导数;第三步,从拟合多项式的导函数中提取特征点,并对应于脉搏波中;曲线拟合方法用于准确的提取所使用的二阶导数最小值、最大值、一阶导数的最大值;

[0019] 步骤2.2、使用双三角血流模型构建外周动脉血流速度波形;根据步骤2.1提取的五个特征点构建双三角血流波形,所述双三角血流波由两个三角形构成,体现了实际血流速度波形的特征;

[0020] 第一个三角形以脉搏波的二阶导数的第一个最小值为顶点位置,此即为外周动脉反射点;第一个三角形的底边由脉搏波的起始点至切迹点所在位置确定;所述切迹点为脉搏波的二阶导函数的第二个最大值所在的位置;所述第二个三角形的顶点位于外周动脉的重搏波峰值处,即外周动脉的最后一个峰值;第二个三角形的底边由切迹点所在位置和脉搏波结束点位置确定;

[0021] 步骤2.3、以双三角血流波形构建的血流速度波形为基准进行脉搏波的分解,获得前向波与后向波波形,如下公式所示:

$$[0022] P_f(t) = \frac{P_m(t) + Z_c \cdot Q(t)}{2}$$

$$[0023] P_b(t) = \frac{P_m(t) - Z_c \cdot Q(t)}{2}$$

[0024] 其中, $P_m(t)$ 为实际测量的脉搏压力波, $Q(t)$ 为使用双三角血流模型拟合的血流速度曲线, $P_f(t)$ 为前向波, $P_b(t)$ 为后向波, t 代表时间, Z_c 为外周动脉的特征阻抗, 计算方法为:

$$[0025] Z_c = (P_r - P_d) / H$$

[0026] 其中, P_r 是脉搏波反射点压力值, P_d 是舒张末期压力值, H 为血流速度波形的幅值;

[0027] 步骤2.4、在对脉搏波进行分解之后, 使用切线法求得前向波中一个起始点, 若前向波中的起始点与脉搏波中的起始点不同, 则将脉搏波的起始点位置替换为脉搏波起始点位置与前向波起始点位置的平均, 并返回步骤2.2, 直到从脉搏波和前向波中提取到的起始

点在同一个位置；

[0028] 步骤3、对分解得到的前向波和后向波波形进行去除基线漂移处理，并对处理后的前向波和后向波提取特征点；所述特征点包括：前向波峰值、后向波峰值、重搏波高度；

[0029] 步骤4、根据提取的前向波和后向波的特征点数值计算反映外周动脉血管弹性的后向波增强指数RM和反射指数RI；

[0030] 所述RM和RI的计算公式如下：

$$[0031] RM = \frac{P_b}{P_f}$$

$$[0032] RI = P_b / (P_f + P_b)$$

[0033] 其中， P_f 为前向波峰值， P_b 为后向波峰值；

[0034] 步骤5、根据计算得到的后向波增强指数RM和反射指数RI对外周动脉血管弹性进行分析。

[0035] 另一方面，本发明还提供一种基于双三角血流模型的外周动脉血管弹性评价系统，包括脉搏波采集单元、传输单元、波形分解单元和血管功能评估单元；

[0036] 所述脉搏波采集单元，用于测量外周动脉处压力波形，即获取脉搏波，并通过传输单元将采集到的脉搏波传输到波形分解单元和血管功能评估单元；所述波形分解单元将采集获得的脉搏波进行分解，通过计算得到前向波和后向波波形；所述血管功能评估单元根据前向波和后向波的参数分析评估外周动脉血管功能，并将血管功能的评估结果以及脉搏波和分解结果同步显示；

[0037] 所述脉搏波采集单元，包括魔术贴袖带和压力传感器；所述魔术贴袖带用于压力传感器的固定，实现外周动脉脉搏波的精确测量；所述压力传感器，用于精确测量外周动脉处皮肤表面的压力变化，并将压力值通过传输单元送至波形分解单元；

[0038] 所述波形分解单元，包括信号调理模块、血流速度拟合模块和波形分解模块；所述信号调理模块，用于将测量的脉搏波信号进行滤波与校准并传入血流速度拟合模块；所述血流速度拟合模块采用双三角血流模型对外周动脉血流速度波形进行拟合；所述波形分解模块，将血流速度拟合的结果用于波形分解；

[0039] 所述血管功能评估单元包括血管弹性评估模块和示波模块；所述血管弹性评估模块用于血管弹性参数的计算；所述血管弹性参数包括反射指数RI，后向波增强指数RM；所述示波模块，用于实时地显示测量得到的外周动脉脉搏波波形和分解得到的前向波及后向波，并综合分析参数计算结果，对外周动脉血管弹性分析及其功能评估进行显示。

[0040] 优选地，所述测量脉搏波的压力传感器，使用悬臂梁结构的压敏电阻；所述悬臂梁结构，包括探头和压敏电阻两部分；所述探头由魔术贴腕带固定于外周动脉处，压敏电阻位于探头后方。

[0041] 采用上述技术方案所产生的有益效果在于：基于双三角血流模型的外周动脉血管弹性评价方法及系统，所构建的系统主要是依据双三角血流模型的外周动脉脉搏波分解方法而搭建，对于外周动脉，针对其收缩期和舒张期血流速度波形的特点，使用第一个三角形拟合收缩期血流速度波形，使用第二个三角形拟合舒张期血流速度波形，该模型能够准确的反映实际血流速度波形的全部特征。根据拟合血流波形进行桡动脉的脉搏波精确分解，以分解后结果计算相关参数，综合前向波和后向波的特点，实现对外周动脉的血管硬化程

度及其功能评价。

附图说明

[0042] 图1为本发明实施例提供的基于双三角血流模型的外周动脉血管弹性评价方法的流程图；

[0043] 图2为本发明实施例提供的基于双三角血流模型的外周动脉血管弹性评价系统的结构框图；

[0044] 图3为本发明实施例提供的采集获得的桡动脉脉搏波波形；

[0045] 图4为本发明实施例提供的通过双三角血流模型构建的外周动脉血流速度波形与实际血流速度波形的对比；

[0046] 图5为本发明实施例提供的脉搏波分解结果图。

具体实施方式

[0047] 下面结合附图和实施例，对本发明的具体实施方式作进一步详细描述。以下实施例用于说明本发明，但不用来限制本发明的范围。

[0048] 本实施例中，基于双三角血流模型的外周动脉血管弹性评价方法，如图1所示，包括以下步骤：

[0049] 步骤1、测量外周动脉(如桡动脉、肱动脉、颈动脉或股动脉)处的压力波形，获得脉搏波信号，并对其进行去除工频干扰、基线漂移这些噪声；

[0050] 步骤2、使用双三角血流模型拟合血流速度波形，并以该波形为基准对脉搏波进行分解，获得前向波与后向波波形，具体方法为：

[0051] 步骤2.1、在获取的脉搏波信号中提取特征点；所述特征点包括外周动脉处脉搏波的起始点、反射点、切迹点、重搏波峰值点和脉搏波结束点；

[0052] 所述外周动脉处脉搏波的起始点由迭代切线法确定，具体方法为：

[0053] (1)计算外周动脉上升沿的一阶导数，找到上升沿斜率最大值点；

[0054] (2)提取脉搏波的基线；

[0055] (3)做脉搏波上关于斜率最大值点的切线，找到切线与脉搏波基线的交点，交点位置即为脉搏波的起始时间；

[0056] (4)以脉搏波基线与其斜率最大值点切线的交点为标识点，向脉搏波做投影，所得投影点作为脉搏波初始点；

[0057] 所述反射点是舒张末期心脏开始射血的标志，根据脉搏波形的质量进行确定，如果脉搏波形中的重搏波波形明显，则计算所测量脉搏波的二阶导数，取二阶导数的第一个最小值点作为外周动脉处脉搏波的反射点，否则，将射血时间的25%处作为反射点；

[0058] 所述切迹点是心脏射血期结束的标志，其由脉搏波的二阶导数的第二个最大值点确定；

[0059] 所述重搏波峰值点是外周动脉舒张期血流速度的峰值点，根据脉搏波形的质量进行确定，如果脉搏波形中的重搏波波形明显，则使用差分阈值法确定重搏波峰值点，以重搏波峰值和出现时间设定阈值，否则根据切迹点的位置，向后找到第一个峰值点即为重搏波峰值点位置；

[0060] 所述脉搏波结束点的确定方法与脉搏波起始点的切线法相同,脉搏波下一个周期的起始点即为上一个周期脉搏波的结束点;

[0061] 所述脉搏波导函数的最大值或最小值,全部使用曲线拟合方法获取;所述曲线拟合方法包括以下步骤:第一步,使用低阶多项式对脉搏波分段做拟合;第二步,对拟合多项式求导数;第三步,从拟合多项式的导函数中提取特征点,并对应于脉搏波中;曲线拟合方法用于准确的提取所使用的二阶导数最小值、最大值、一阶导数的最大值;

[0062] 步骤2.2、使用双三角血流模型构建外周动脉血流速度波形;根据步骤2.1提取的五个特征点构建双三角血流波形,所述双三角血流波由两个三角形构成,体现了实际血流速度波形的特征;

[0063] 第一个三角形以脉搏波的二阶导数的第一个最小值为顶点位置,此即为外周动脉反射点;第一个三角形的底边由脉搏波的起始点至切迹点所在位置确定;所述切迹点为脉搏波的二阶导函数的第二个最大值所在的位置;所述第二个三角形的顶点位于外周动脉的重搏波峰值处,即外周动脉的最后一个峰值;第二个三角形的底边由切迹点所在位置和脉搏波结束点位置确定;

[0064] 步骤2.3、以双三角血流波形构建的血流速度波形为基准进行脉搏波的分解,获得前向波与后向波波形,如下公式所示:

$$[0065] P_f(t) = \frac{P_m(t) + Z_c \cdot Q(t)}{2}$$

$$[0066] P_b(t) = \frac{P_m(t) - Z_c \cdot Q(t)}{2}$$

[0067] 其中, $P_m(t)$ 为实际测量的脉搏压力波, $Q(t)$ 为使用双三角血流模型拟合的血流速度曲线, $P_f(t)$ 为前向波, $P_b(t)$ 为后向波, t 代表时间, Z_c 为外周动脉的特征阻抗, 计算方法为:

$$[0068] Z_c = (P_r - P_d) / H$$

[0069] 其中, P_r 是脉搏波反射点压力值, P_d 是舒张末期压力值, H 为血流速度波形的幅值;

[0070] 步骤2.4、在对脉搏波进行分解之后, 使用切线法求得前向波中一个起始点, 若前向波中的起始点与脉搏波中的起始点不同, 则将脉搏波的起始点位置替换为脉搏波起始点位置与前向波起始点位置的平均, 并返回步骤2.2, 直到从脉搏波和前向波中提取到的起始点在同一个位置;

[0071] 步骤3、对分解得到的前向波和后向波进行去除基线漂移处理, 并对处理后的前向波和后向波提取特征点; 所述特征点包括: 前向波峰值、后向波峰值、和重搏波高度;

[0072] 步骤4、根据提取的前向波和后向波的特征点数值计算反映外周动脉血管弹性的后向波增强指数RM和反射指数RI;

[0073] 所述RM和RI的计算公式如下:

$$[0074] RM = \frac{P_b}{P_f}$$

$$[0075] RI = P_b / (P_f + P_b)$$

[0076] 其中, P_f 为前向波峰值, P_b 为后向波峰值;

[0077] 步骤5、根据计算得到的后向波增强指数RM和反射指数RI对外周动脉血管弹性进

行分析。

[0078] 基于双三角血流模型的外周动脉血管弹性评价系统,如图2所示,包括脉搏波采集单元、传输单元、波形分解单元和血管功能评估单元;

[0079] 所述脉搏波采集单元,用于测量外周动脉压力波形,即获取脉搏波,并通过传输单元将采集到的脉搏波传输到波形分解单元和血管功能评估单元;所述波形分解单元将采集获得的脉搏波进行分解,通过计算得到前向波和后向波;所述血管功能评估单元根据前向波和后向波的参数分析评估心血管功能,将血管功能的评估结果以及脉搏波和分解结果同步显示;

[0080] 所述脉搏波采集单元,包括魔术贴袖带和压力传感器;所述魔术贴袖带用于压力传感器的固定,实现外周动脉脉搏波的精确测量;所述压力传感器,用于精确测量外周动脉处皮肤表面的压力变化,并将压力值通过传输单元送至波形分解单元;压力传感器使用悬臂梁结构的压敏电阻,能够准确的检测探头所接触的皮肤表面压力变化;所述悬臂梁结构,包括探头和压敏电阻两部分;所述探头由魔术贴腕带固定于外周动脉处,压敏电阻位于探头后方,由于独特的悬臂梁式结构,能够灵敏、准确的返回脉搏波波形。

[0081] 所述波形分解单元,包括信号调理模块、血流速度拟合模块和波形分解模块;所述信号调理模块,用于将测量的脉搏波信号进行滤波与校准并传入血流速度拟合模块;所述血流速度拟合模块采用双三角血流模型对外周动脉处血流速度波形的拟合,通过在测量的压力波形上提取特征点,可以对血流速度波形做出较为精确的近似;所述波形分解模块,将血流速度拟合的结果用于波形分解,此方法经Westerhof等人已经证明了其可行性,针对外周动脉,本发明对三角法分解脉搏波进行了改进,使用两个三角形做血流速度波形的近似,实现了跟精确的分解;

[0082] 所述血管功能评估单元包括血管弹性评估模块和示波模块;所述血管弹性评估模块用于血管弹性参数的计算;所述血管弹性参数包括反射指数RI,桡动脉后向波增强指数RM;所述示波模块,用于实时地显示测量得到的外周动脉波形和分解得到的前向波及后向波,并综合分析参数计算结果,对外周动脉血管弹性分析及其功能评估进行显示。

[0083] 本实施例中,压力传感器的采样频率为1000赫兹,采集桡动脉处的脉搏波,波形如图3所示,对采集到的信号进行预处理,去除工频干扰、基线漂移等噪声,预处理后的干净信号通过传输模块送至波形分解模块;通过双三角血流模型构建的血流速度波形与实际血流速度波形的对比如图4所示,脉搏波分解结果如图5所示;从图4和图5可以看出,本发明方法和系统通过双三角血流模型能够准确的反映实际血流速度波形的全部特征,根据拟合血流波形实现了对桡动脉脉搏波的精确分解。

[0084] 最后应说明的是:以上实施例仅用以说明本发明的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述实施例对本发明进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:其依然可以对前述实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分或者全部技术特征进行等同替换;而这些修改或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本发明权利要求所限定的范围。

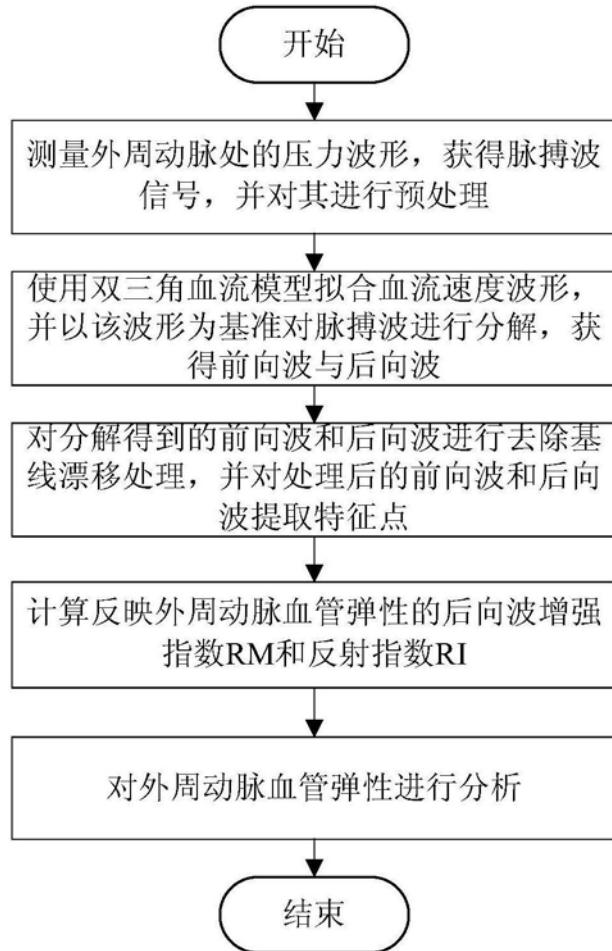


图1

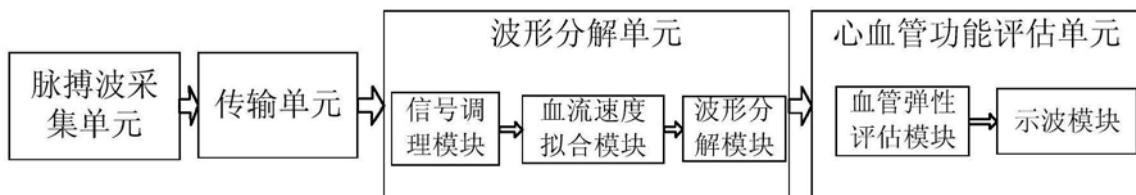


图2

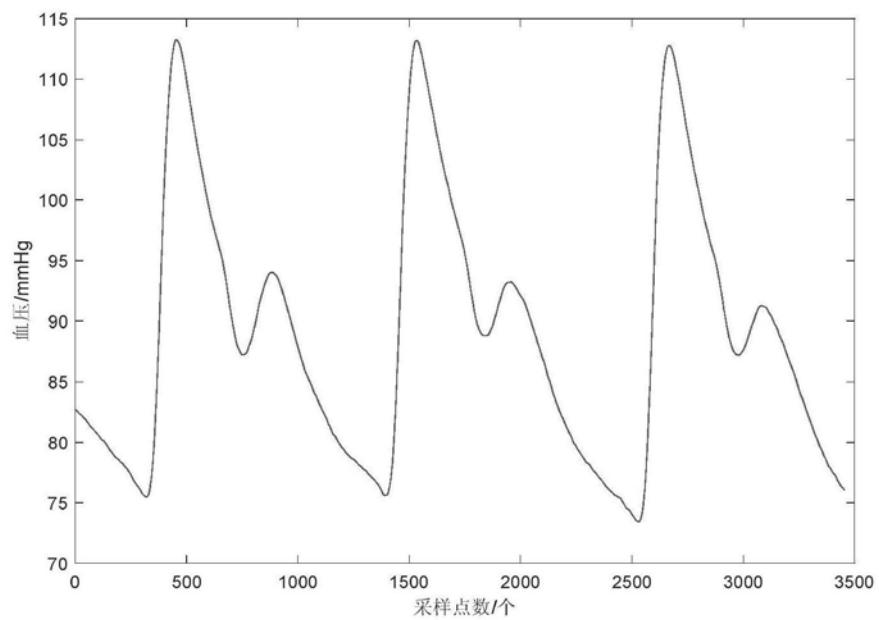


图3

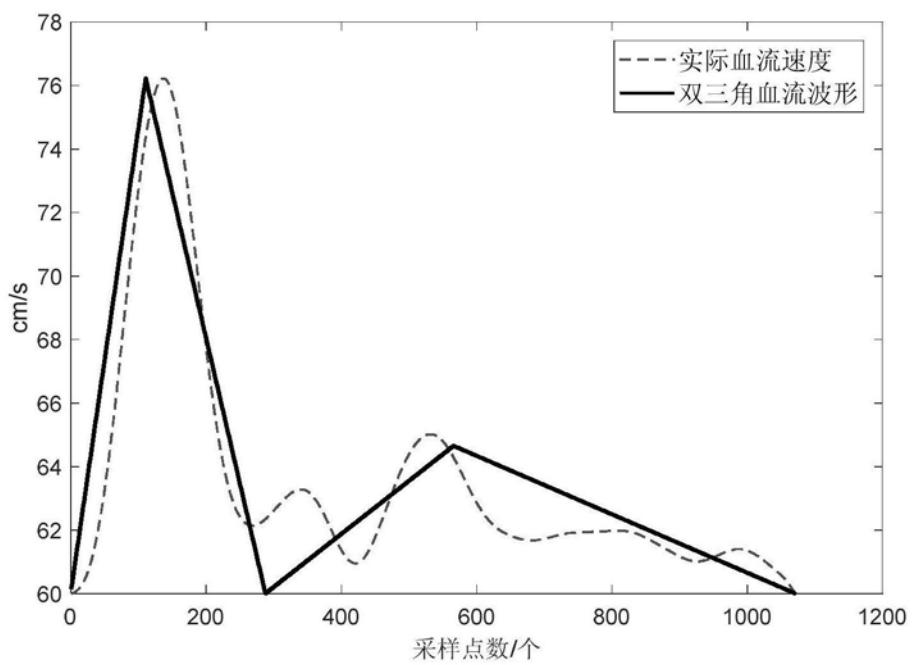


图4

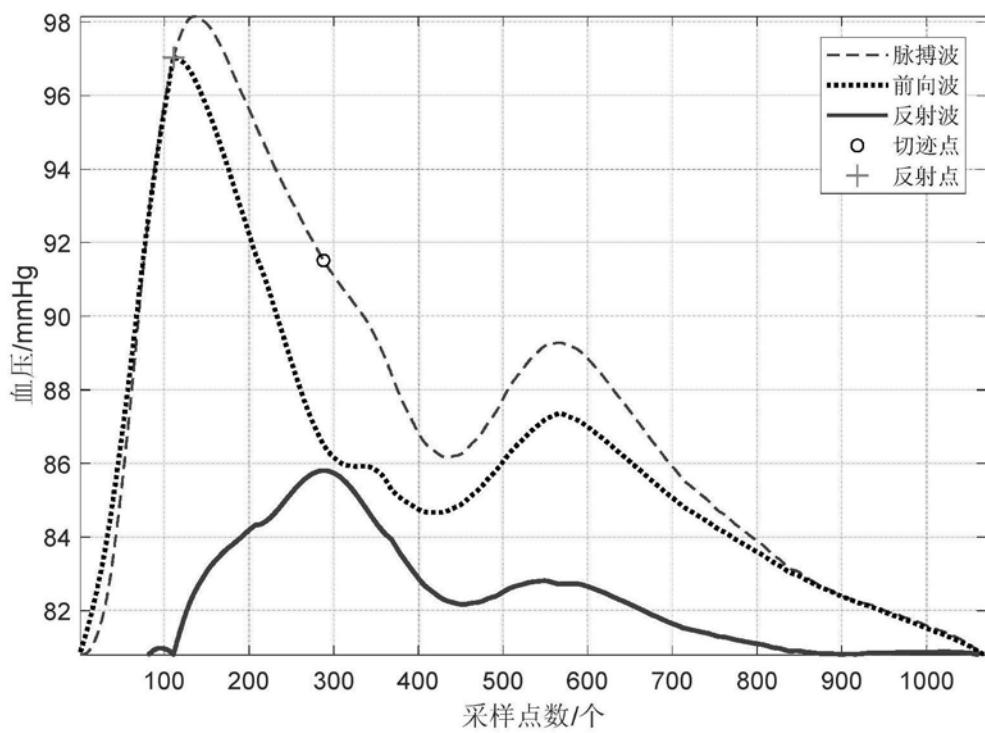


图5

专利名称(译)	基于双三角血流模型的外周动脉血管弹性评价方法及系统		
公开(公告)号	CN110141196A	公开(公告)日	2019-08-20
申请号	CN201910509662.4	申请日	2019-06-13
[标]申请(专利权)人(译)	东北大学		
申请(专利权)人(译)	东北大学		
当前申请(专利权)人(译)	东北大学		
[标]发明人	徐礼胜 黄彤宇 李宗鹏 刘文彦		
发明人	徐礼胜 宋代远 黄彤宇 周树然 李宗鹏 刘文彦		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02007 A61B5/7203 A61B5/7235 A61B5/7271		
代理人(译)	刘晓岚		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明提供一种基于双三角血流模型的外周动脉血管弹性评价方法及系统，涉及医疗与健康电子技术领域。本发明首先通过采集外周动脉脉搏波，并对脉搏波去除工频干扰、基线漂移这些噪声。从滤波后信号中提取特征点，按照特征点位置使用双三角血流模型拟合血流速度波形，以双三角血流速度波形为基准进行脉搏波形分解得到前向波和后向波。最后根据提取的前向波和后向波的特征点数值计算反映外周动脉血管弹性的后向波增强指数RM和反射指数RI。本发明根据拟合血流波形进行外周动脉脉搏波的精确分解，以分解后结果计算相关参数，综合前向波和后向波的特点，实现对外周动脉的血管硬化程度评估和心血管系统功能评价，使得对心血管功能检测更加便利。

