



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110881967 A

(43)申请公布日 2020.03.17

(21)申请号 201811053282.6

(22)申请日 2018.09.10

(71)申请人 深圳市迈迪优科技有限公司

地址 518000 广东省深圳市福田区梅林街道梅华路先科花园11栋406

(72)发明人 韩艾辰 马莹

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

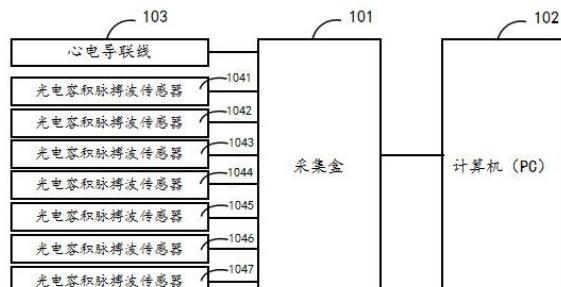
权利要求书3页 说明书10页 附图5页

(54)发明名称

一种无创多节段外周动脉血管弹性功能检测方法及其仪器

(57)摘要

本发明涉及一种无创多节段外周动脉血管弹性功能测定的方法和仪器,其特征是:同步采集第I导联心电图和多节段外周血管光电容积脉搏波,计算分析多节段脉搏波传导速度(PWV),评估外周血管弹性功能。所述方法包括:A、采用仪器的心电信息采集模块检测第I导心电波形;B、采用仪器的脉搏波采集模块检测外周多节段脉搏波波形;C、采用仪器的脉搏波速度测定模块计算分析脉搏波传导速度(PWV)参数。所述检测仪器包括:采集盒模块,心电导联线,多个光电容积脉搏波传感器,计算机(PC)。本发明实现以心电信号为脉搏波起始点,多节段脉搏波作为终点的血管弹性功能测定,提高测量准确性和方便性。



1.一种无创多节段外周动脉血管弹性功能检测方法,其特征在于,包括以下步骤:

A、采用测量仪器的心电信号采集模块检测被检测者第I导心电波形图;

B、采用测量仪器的脉搏波采集模块检测外周多节段脉搏波波形;脉搏波传感器选用透射式光电容积脉搏波传感器和反射式光电容积脉搏波传感器两种;系统控制脉搏波传感器检测被检测者的外周节段血管的容积脉搏波波形,多节段血管的检测部位包括前侧额头部位,左测耳垂部位,右侧耳垂部位,左手食指部位,右手食指部位,左脚食指部位,右脚食指部位;

C、采用测量仪器的脉搏波速度测定模块计算分析脉搏波传导速度(PWV)参数;脉搏波速度测定模块对获取的心电图波形和获取多个测定点(比如前侧额头处,左右耳垂,左右手食指,左右脚食指部位处)的脉搏波波形进行分析和计算,计算出心脏到额头,心脏到耳垂,心脏到手指,心脏到脚趾的脉搏波传导速度(PWV)参数,这些PWV参数作为外周动脉血管弹性功能的评估指标。

2.根据权利要求1所述的方法,其特征在于,步骤A包括下列方法进行检测和分析:

A1、利用心电信号采集模块连接心电导联线左右电极片,左边电极片A与被检测左手连接,右手电极片B与被检测者右手连接,采集I导心电图波形,连续采集时长1分钟的心电图波形;

A2、利用心电信号分析模块,利用心电波形特征点识别算法确定心电图波形的R波特征点,每一个R波特征点所对应的时间被定义为经由心室收缩产生脉搏波初始时间;所述的心电信号分析模块包括A/D转换电路,信号放大电路,滤波电路,心电信号波形特征点识别模块。

3.根据权利要求1所述的方法,其特征在于,步骤B包括下列方法进行检测和分析:

B1、利用脉搏波采集模块,控制7个或者多个通道的光电容积脉搏波传感器;光电容积脉搏波传感器选用透射式和反射式两种;利用脉搏波采集模块采集检测部位的脉搏波形,采集时长1分钟脉搏波波形;

B2、利用脉搏波信号分析模块,利用脉搏波波形特征识别算法,分析每一个脉搏波周期的波形的ABCDE脉搏波特征点,并确定脉搏波的A波特征点,每一个A波特征所对应的时间被定义为脉搏波传导到测定部位的终点时间;脉搏波信号分析模块包括信号放大电路,滤波电路,A/D转换电路,脉搏波信号波形特征点识别模块。

4.根据权利要求1所述的方法,其特征在于,步骤C包括下列方法进行检测和分析:

C1、采用心电信号和脉搏波信号采集控制模块同步控制心电信号采集模块和脉搏波采集模块,实现同时同步连续监测I导联心电波形和多节段的脉搏波波形;

C2、采用心电信号特征点R波时间参数 T_{ECG} 测定算法,识别心电波形R波时间参数 T_{ECG-R} ;

C3、采用脉搏波特征点A波时间参数 T_{PPG} 测定算法,识别脉搏波A波时间参数 T_{PPG-A} ;

C4、采用脉搏波传导时间测定模块,根据脉搏波传导时间($hnPTT$)测定公式对检测的心电波形和脉搏波波形进行同步分析,分析出心电图波形R波和获取多个测定点(比如前侧额头处,左右耳垂,左右手食指,左右脚食指部位处)的脉搏波波形A波的传导时间 $hnPTT[i]$;

脉搏波传导时间(PTT)测定公式:

$$hnPTT[i] = T[i]_{ECG-R} - T[i]_{PPG-A};$$

其中, h 表示心脏起始点, n 表示脉搏波测定点, i 表示单周期 i , $T[i]_{ECG-R}$ 表示单周期 i 时

刻心电波形R波时间参数, $T[i]_{PPG-A}$ 表示单周期i时刻脉搏波波形A波时间参数;

C5、测定单心动周期脉搏波速度,利用脉搏波速度计算公式 ($hnPWV$) 计算出单个心动周期心脏到脉搏波测定点的脉搏波速度 $hnPWV[i]$;

脉搏波速度 ($hnPWV$) 计算公式:

$$hnPWV[i] = \frac{L_{hn}}{hnPTT[i]}$$

其中, h 表示心脏起始点, n 表示脉搏波测定点, i 表示单周期 i , L_{hn} 为心脏到脉搏波测定点血管的长度, 血管的长度根据公式血管长度公式 L_{hn} 得到; 利用脉搏波速度公式 PWV 计算出心脏到额头, 心脏到耳垂, 心脏到手指, 心脏到脚趾的脉搏波传导速度 (PWV) 参数 $hnPWV[i]$;

血管长度公式 L_{hn} :

$$L_{hn} = F_{hn}(H);$$

其中, h 表示心脏起始点, n 表示脉搏波测定点, F_{hn} 表示利用身高参数进而分析和计算出节段动脉长度的函数, H 表示身高;

C6、测定检测周期脉搏波传导速度,利用周期脉搏波测定公式计算测定周期的心脏到脉搏波测定点的脉搏波速度 PWV 平均值,这些 PWV 参数作为外周动脉血管弹性功能的评估指标;

$$hnPWV = \frac{\sum_{i=1}^N hnPWV[i]}{N}$$

其中, $hnPWV$ 表示心脏测定点 h 到测定点 n 节段脉搏波传导速度, h 表示心脏起始点, n 表示脉搏波测定点, i 表示单周期 i , N 表示 N 个周期。

5. 一种无创多节段外周动脉血管弹性功能检测仪器,其特征在于,包括以下步骤:

心电信息采集模块,用于采集第I导心电波形图;

脉搏波信息采集模块,用于采集外周多节段脉搏波波形图;

脉搏波传导速度 (PWV) 测量模块,用于分析和测定多节段脉搏波传导速度 (PWV); 分析和计算心电图波形和获取多节段的多个测定点(比如前侧额头处,左右耳垂,左右手食指,左右脚食指部位处)的脉搏波波形,计算出心脏到额头,心脏到耳垂,心脏到手指,心脏到脚趾的脉搏波传导速度 (PWV) 参数。

6. 根据权利要求5所述的方法,其特征在于,所述心电信息采集模块包括:

第I导联心电信号采集导联线,用于连接人体的左右手腕,采集肢体 I 导联心电信号;

心电信号分析模块,用于心电波形的分析,对心电波形特征点识别并确定心电图波形的 R 波特征点; 所述的心电信号分析模块包括 A/D 转换电路,信号放大电路,滤波电路,心电信号波形特征点识别模块。

7. 根据权利要求5所述的方法,其特征在于,所述脉搏波信息采集模块,包括:

多个脉搏波导联传感器,用于连接测定多节段脉搏波测定点,并检测脉搏波信号;

脉搏波信号分析模块,用于脉搏波波形的分析,对脉搏波特征点识别并确定脉搏波波形 A 波特征点; 所述的脉搏波分析模块包括 A/D 转换电路,信号放大电路,滤波电路,脉搏波信号波形特征点识别模块。

8. 根据权利要求5所述的方法,其特征在于,所述脉搏波传导速度(PWV)测量模块,包括:

心电信号和脉搏波信号采集控制模块,用于控制心电信息采集模块和脉搏波采集模块的采集,可实现同步连续检测I导联心电波形和多节段的脉搏波波形;

心电信号特征点R波时间参数t测定模块,用于分析采集的心电信号,利用心电信号时间参数测定算法,测定R波时间参数 T_{ECG-R} ;

脉搏波特征点A波时间参数t测定模块,用于分析采集的脉搏波信号,利用心电信号时间参数测定算法,测定A波时间参数 T_{PPG-A} ;

脉搏波传导时间测定模块,用于测定脉搏波从心脏开始传导到外周血管的传导时间 $hnPTT$,

单心动周期脉搏波速度测定模块,用于测定心脏到脉搏波测定点的脉搏波速度 $hnPWV[i]$;

测定周期脉搏波速度测定模块,用于分析测定一个检测周期的心脏到脉搏波测定点的脉搏波速度 $hnPWV$ 。

9. 一种无创多节段外周动脉血管弹性功能检测仪器,其特征在于,组成包括:

采集盒,心电导联线,多个光电容积脉搏波传感器,计算机(PC)。

一种无创多节段外周动脉血管弹性功能检测方法及其仪器

技术领域

[0001] 本发明属于无创的医学检测技术领域,特别涉及一种利用多节段的脉搏波传导速度作为评价外周动脉血管弹性功能的检测系统。

背景技术

[0002] 外周动脉血管疾病 (Peripheral Arterial Disease, PAD) 是指心脏冠状动脉、脑动脉以外的主动脉及其分支血管狭窄、闭塞或瘤样扩张疾病,其主要病因是外周动脉粥样硬化。外周动脉血管动脉粥样硬化是一种全身性疾病,其疾病常常累及包括上肢、下肢动脉在内的外周动脉血管。有研究表明, PAD发病率高,在老年高危患者中广泛流行; PAD是心肌梗死、冠心病、脑卒中及其他血管病死亡的强有力的预测因素,为冠心病的等危症; PAD引起重症患者残疾率高,严重影响生活质量。PAD显著增加心血管病的发病率和死亡率。因此,对 PAD 的早期检测,早期预防,早期治疗,对减少心脑血管疾病的发生,提高生活治疗有较为重要的意义。

[0003] 无创检测动脉血管弹性功能的方法有:脉搏波传导速度 (Pulse Wave Velocity, PWV) 和脉搏波波形分析 (Pulse Wave Analysis, PWA)。

[0004] 脉搏波传导速度 (PWV) 测量技术主要是根据脉搏波通过两个测定点的距离和传导时间计算的出。已知的脉搏波传导速度测量包括两种:基于压力传感器测定的颈-股脉搏波传导速度 (CF-PWV)、颈-踝脉搏波传导速度 (CA-PWV)、颈-桡脉搏波传导速度 (CR-PWV) 和基于血压袖带测定的肱-踝脉搏波传导速度 (BA-PWV)。前者是通过压力传感器检测体表动脉(颈动脉,股动脉,桡动脉,踝动脉)搏动点位置脉搏波,分析颈动脉脉搏波到测定点(股动脉测定点,桡动脉测定点,踝动脉测定点)脉搏波传导时间差来测定,如图1所示,为采用基于压力传感器测定脉搏波传导速度的示意图,如中国发明专利CN201210570255.2,基于多路脉搏波波形分析的心血管功能检测方法及装置所描述的方法,如中国发明专利CN201220708408.0,用于脉搏波速测量系统的传感器组件以及脉搏波速测量系统所描述的方法;后者是通过在四肢(左右上臂,左右脚踝)绑缚血压袖带,如图2所示,为基于血压袖带测定脉搏波传导速度的示意图,对血压袖带充气至固定压力值,检测上臂部位和脚踝部位的脉搏波,分析上臂部位脉搏波和脚踝部位脉搏波传导时间差,测定臂到踝的脉搏波传导速度,如中国发明专利CN201210270122.3,一种无创精确的动脉功能策略装置所描述的方法。

[0005] 上述已知脉搏波速度测量方法,其特征在于:上述已知的脉搏波传导速度的测定,脉搏波传导的初始点,人为地确定为颈动脉脉搏波或者上臂动脉脉搏波为初始点。而实际上,心脏于收缩期射入主动脉内的血液,产生的脉搏波是经血管壁向外周血管传导,脉搏波传导的初始点确定为心电图波形R波为脉搏波传导初始点为宜。因为,心脏到颈动脉或者上臂动脉处传导方向,与心脏到脚踝处的传导方向相反,所以上述已知的脉搏波传导速度的测定以颈动脉脉搏波或者上臂动脉脉搏波为脉搏波初始点,不能反映真实脉搏波传导速度的测量。

[0006] 基于压力传感器检测脉搏波传导速度,测量的前提是需要准确地寻找体表脉搏波搏动点,因此操作不方便。基于血压袖带检测脉搏波传导速度,因需要持续1分钟左右的同时对四肢血压袖带充压压迫四肢动脉,这种方法又进一步增加了外周血管的阻力,增加了心脏泵血压力,导致在非正常生理状态下所测定,最终会影响真实脉搏波传导速度的测量。

[0007] 上述已知的脉搏波传导检测方法,主要测定颈-股脉搏波传导速度(CF-PWV)、和基于血压袖带测定的肱-踝脉搏波传导速度(BA-PWV),这些指标是主要评价下肢的动脉血管弹性功能,而未对人体上肢,左右颈动脉系等全身外周血管动脉弹性功能的测定。

发明内容

[0008] 发明要解决的问题:

本发明是根据上述问题而提出的,其目的在于提供一种简单的,无创的,精确的,多个节段动脉血管弹性功能检测的方法及仪器,该方法可以无创精确地测定多个节段动脉血管弹性功能的参数,包括节段动脉血管的脉搏波传导速度和波形分析。

[0009] 解决问题1:确定脉搏波传导的初始点确定为心电图波形R波为脉搏波传导初始点的检查方法。

[0010] 解决问题2:采用光电容积脉搏波测定方法,光电容积脉搏波(PhotoPlethysmoGraphy,PPG)测定获取的PPG脉搏波信号,是一种简单的,方便的,可以在正常生理状态下,测定组织血管中血液容积的变化脉搏波的技术,光电容积脉搏波传感器有透射式光电容积脉搏波传感器和反射式光电容积脉搏波传感器两种,如图3所示。

[0011] 解决问题3:确定多节段外周动脉血管的检查模式,多节段是指以心脏为起始点的外周动脉血管节段分布,主要分为如下节段:心脏到左上肢食指部位的动脉节段,心脏到右上肢食指部位的动脉节段,心脏到左下肢脚趾部位的动脉节段,心脏到右下肢脚趾部位的动脉节段,心脏到右耳耳垂部位的动脉节段,心脏到左耳耳垂部位的动脉节段,心脏到头部前额部位的动脉节段。

[0012] 基于以上分析,本发明一种无创多节段外周动脉血管弹性功能检测方法及示意图如图4基于光电容积脉搏波测定的脉搏波传导速度方法示意图,通过采集第I导联心电信息,选取心电信号R波为脉搏波传导初始时间点。通过采集外周血管测定点的脉搏波波形,选取脉搏波特征点A点(脉搏波上升起始点)为脉搏波传导终点时间点,脉搏波初始时间点与传导终点时间点之差为脉搏波传导时间(Pulse Wave Transit Time,PTT)。本发明确定测定外周血管多个节段,如图4所示检测点,测定点包含了四肢食指测定点,左右耳耳垂测定点和头部额头测定点。利用血管长度除以脉搏波传导时间计算出脉搏波传导速度(Pulse Wave Velocity,PWV),可以间接评估外周血管动脉弹性功能。

[0013] 发明解决问题的方法:

本发明的一个技术方案无创多节段外周动脉血管弹性功能的测定方法,其技术方案包括以下步骤:

A、采用测量仪器的心电信号采集模块检测被检测者第I导联心电波形图。第I导联心电波形图包含完整的P-QRS-T波形群信息。心电波形图采样频率1000HZ;

B、采用测量仪器的脉搏波采集模块检测外周多节段脉搏波波形。脉搏波传感器选用透射式光电容积脉搏波传感器和反射式光电容积脉搏波传感器两种。系统控制脉搏波传感器

检测被检测者的外周节段血管的容积脉搏波波形,多节段血管的检测部位包括前侧额头部位,左测耳垂部位,右侧耳垂部位,左手食指部位,右手食指部位,左脚食指部位,右脚食指部位。脉搏波采集模块检测采集多节段血管检测部位的脉搏波波形,以获取多个节段的脉搏波波形。脉搏波波形图包含完整的ABCDE波形群信息。脉搏波的采样频率1000HZ;

C、采用测量仪器的脉搏波速度测定模块计算分析脉搏波传导速度(PWV)参数。脉搏波速度测定模块对获取的心电图波形和获取多个测定点(比如前侧额头处,左右耳垂,左右手食指,左右脚食指部位处)的脉搏波波形进行分析和计算,计算出心脏到额头,心脏到耳垂,心脏到手指,心脏到脚趾的脉搏波传导速度(PWV)参数,这些PWV参数作为外周动脉血管弹性功能的评估指标。

[0014] 针对步骤A获取第I导心电图波形,按照下列方法进行检测和分析:

A1、利用心电信号采集模块连接心电导联线左右电极片,左边电极片A与被检测左手连接,右手电极片B与被检测者右手连接,采集I导心电图波形,连续采集时长1分钟的心电图波形,每一个心电周期的波形都包含P-QRS-T心电波特征点,采样频率为1000HZ;

A2、利用心电信号分析模块,利用心电波形特征点识别算法确定心电图波形的R波特征点,每一个R波特征点所对应的时间被定义为经由心室收缩产生脉搏波初始时间。所述的心电信号分析模块包括A/D转换电路,信号放大电路,滤波电路,心电信号波形特征点识别模块。

[0015] 针对步骤B获取外周节段血管的容积脉搏波波形,按照下列方法进行检测和分析:

B1、利用脉搏波采集模块,控制7个或者多个通道的光电容积脉搏波传感器。光电容积脉搏波传感器选用投射式和反射式两种。多个光电容积脉搏波传感器连接被检测者的手指部位,脚趾部位,耳垂部位,额头部位等部位。利用脉搏波采集模块采集检测部位的脉搏波形,采集时长1分钟脉搏波波形;

B2、利用脉搏波信号分析模块,利用脉搏波波形特征识别算法,分析每一个脉搏波周期的波形的ABCDE脉搏波特征点,并确定脉搏波的A波特征点,每一个A波特征所对应的时间被定义为脉搏波传导到测定部位的终点时间。脉搏波信号分析模块包括信号放大电路,滤波电路,A/D转换电路,脉搏波信号波形特征点识别模块。

[0016] 针对步骤C多节段动脉脉搏波传导速度(PWV)测量,按照下列方法进行检查和分析:

C1、采用心电信号和脉搏波信号采集控制模块同步控制心电信号采集模块和脉搏波采集模块,实现同时同步连续监测I导联心电波形和多节段的脉搏波波形;

C2、采用心电信号特征点R波时间参数 T_{ECG} 测定算法,识别心电波形R波时间参数 T_{ECG-R} ;

C3、采用脉搏波特征点A波时间参数 T_{PPG} 测定算法,识别脉搏波A波时间参数 T_{PPG-A} ;

C4、采用脉搏波传导时间测定模块,根据脉搏波传导时间($hnPTT$)测定公式对检测的心电波形和脉搏波波形进行同步分析,分析出心电图波形R波和获取多个测定点(比如前侧额头处,左右耳垂,左右手食指,左右脚食指部位处)的脉搏波波形A波的传导时间 $hnPTT[i]$;

脉搏波传导时间(PTT)测定公式:

$$hnPTT[i] = T[i]_{ECG-R} - T[i]_{PPG-A}$$

其中, h 表示心脏起始点, n 表示脉搏波测定点, i 表示单周期 i , $T[i]_{ECG-R}$ 表示单周期 i 时

刻心电波形R波时间参数, $T[i]_{PPG-A}$ 表示单周期i时刻脉搏波波形A波时间参数;

C5、测定单心动周期脉搏波速度, 利用脉搏波速度计算公式 ($hnPWV$) 计算出单个心动周期心脏到脉搏波测定点的脉搏波速度 $hnPWV[i]$;

脉搏波速度 ($hnPWV$) 计算公式:

$$hnPWV[i] = \frac{L_{hn}}{hnPTT[i]}$$

其中, h 表示心脏起始点, n 表示脉搏波测定点, i 表示单周期 i , L_{hn} 为心脏到脉搏波测定点血管的长度, 血管的长度根据公式血管长度公式 L_{hn} 得到; 利用脉搏波速度公式 PWV 计算出心脏到额头, 心脏到耳垂, 心脏到手指, 心脏到脚趾的脉搏波传导速度 (PWV) 参数 $hnPWV[i]$;

血管长度公式 L_{hn} :

$$L_{hn} = f_{hn}(H)$$

其中, h 表示心脏起始点, n 表示脉搏波测定点, f_{hn} 表示利用身高参数进而分析和计算出节段动脉长度的函数, H 表示身高;

C6、测定检测周期脉搏波传导速度, 利用周期脉搏波测定公式计算测定周期的心脏到脉搏波测定点的脉搏波速度 PWV 平均值, 这些 PWV 参数作为外周动脉血管弹性功能的评估指标, 脉搏波传导速度 ($hnPWV$) 计算公式:

$$hnPWV = \frac{\sum_{i=1}^N hnPWV[i]}{N}$$

其中, $hnPWV$ 表示心脏测定点 h 到测定点 n 节段脉搏波传导速度, h 表示心脏起始点, n 表示脉搏波测定点, i 表示单周期 i , N 表示 N 个单周期。

[0017] 为了实现本发明的另一个发明目的, 本发明还提供了一种无创多节段外周动脉血管弹性功能检测设备, 其包含以下检测模块:

A、心电信号采集模块, 用于采集第 I 导心电波形图;

B、脉搏波信息采集模块, 用于采集外周多节段脉搏波波形图, 多节段脉搏波形包括前侧额头部位, 左侧耳垂部位, 右侧耳垂部位, 左手食指部位, 右手食指部位, 左脚食指部位, 右脚食指等部位的多节段脉搏波形;

C、脉搏波传导速度 (PWV) 测量模块, 用于分析和测定多节段脉搏波传导速度 (PWV), 分析和计算心电图波形和获取多节段的多个测定点 (比如前侧额头处, 左右耳垂, 左右手食指, 左右脚食指部位处) 的脉搏波波形, 计算出心脏到额头, 心脏到耳垂, 心脏到手指, 心脏到脚趾的脉搏波传导速度 (PWV) 参数。

[0018] 根据所述的检测设备, 所述心电信号采集模块 A 包括:

A1、第 I 导联心电信号采集导联线, 用于连接人体的左右手腕, 采集肢体 I 导联心电信号;

A2、心电信号分析模块, 用于心电波形的分析, 对心电波形特征点识别并确定心电图波形的 R 波特征点; 所述的心电信号分析模块包括 A/D 转换电路, 信号放大电路, 滤波电路, 心电信号波形特征点识别模块。

[0019] 根据所述的检测设备,所述脉搏波信息采集模块B包括:

B1、多个脉搏波导联传感器,用于连接测定多节段脉搏波测定点,并检测脉搏波信号;

B2、脉搏波信号分析模块,用于脉搏波波形的分析,对脉搏波特征点识别并确定脉搏波波形A波特征点;所述的脉搏波分析模块包括A/D转换电路,信号放大电路,滤波电路,脉搏波信号波形特征点识别模块。

[0020] 根据所述的检测设备,所述脉搏波传导速度(PWV)测量模块C包括:

C1、心电信号和脉搏波信号采集控制模块,用于控制心电信息采集模块和脉搏波采集模块的采集,可实现同步连续检测I导联心电波形和多节段的脉搏波波形;

C2、心电信号特征点R波时间参数t测定模块,用于分析采集的心电信号,利用心电信号时间参数测定算法,测定R波时间参数 T_{ECG-R} ;

C3、脉搏波特征点A波时间参数t测定模块,用于分析采集的脉搏波信号,利用心电信号时间参数测定算法,测定A波时间参数 T_{PPG-A} ;

C4、脉搏波传导时间测定模块,用于测定脉搏波从心脏开始传导到外周血管的传导时间 $hnPTT$,

C5、单心动周期脉搏波速度测定模块,用于测定心脏到脉搏波测定点的脉搏波速度 $hnPWV[i]$;

C6、测定周期脉搏波速度测定模块,用于分析测定一个检测周期的心脏到脉搏波测定点的脉搏波速度 $hnPWV$ 。

[0021] 所述的检测系统,特征在于:检测心电信号作为脉搏波传导起始点,利用光电容积脉搏波测量方法,实现多个节段脉搏波检测,所述的多节段外周动脉血管弹性功能检测系统测定周期可以设定调节,可以实现多个节段的脉搏波传导速度,能够间接评估全身外周血管弹性功能。

[0022] 本发明实现临床效果为:

可以无创伤的,多次检测对外周血管弹性功能给予准确的评估。利用同步同时控制模块调节心电信号和多个节段脉搏波信号,实现多个节段脉搏波传导速度的同步测定。利用心电信号R波作为脉搏波发出初始时间点,从而实现了脉搏波速度的精确测量。利用光电容积脉搏波测量方式,在正常生理状态下测定,最终脉搏波传导速度的测量精度更准确。

[0023] 本发明实现多个节段脉搏波速度的测量,操作简单,测量方便,可以重复多次测量,非常适用于早期心血管疾病的评估。

附图说明

[0024] 图1 基于压力传感器测定的脉搏波传导速度方法示意图;

图2 基于血压袖带测定的脉搏波传导速度方法示意图;

图3 光电容积脉搏波传感器原理示意图;

图4 采用光电容积脉搏波测定的脉搏波传导速度方法示意图;

图5 为本发明实施例提供的无创多节段外周动脉血管弹性功能检测方法流程图;

图6 为本发明实施例提供的心电信号波形示意图;

图7 为本发明实施例提供的脉搏波波形示意图;

图8 为本发明实施例提供的无创多节段外周动脉血管弹性功能检测系统组成示意图;

图9 为本发明实施例提供的无创多节段外周动脉血管弹性功能检测系统各个模块组成示意图；

图10 为本发明实施例提供的无创多节段外周动脉血管弹性功能检测仪器结构示意图。

具体实施方式

[0025] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本发明进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0026] 参见图5,在本发明的一个实施例中,提供了一种无创多节段外周动脉血管弹性功能的测定的实现流程如下。

[0027] 步骤S501:利用心电信息采集模块检测被检测者第I导心电波形图;

本发明实施例中,第I导心电信息通过心电电极片连接人体左手和右手获得,心电波形图采样频率为1000HZ。采集的心电波形信息,每一个心电周期的波形都包含P-QRS-T心电波特征点。心电信号波形示意图如图6所示,利用心电波形特征点识别算法确定心电图波形的R波特征点,每一个R波特征点所对应的时间被定义为经由心室收缩产生脉搏波初始时间。心电信号特征点R波时间参数t测定为 T_{ECG-R} ,测定为脉搏波传导的初始时间点。

[0028] 步骤S502:利用脉搏波采集模块检测外周多节段脉搏波波形;

本发明实施例中,脉搏波传感器选用透射式光电容积脉搏波传感器和反射式光电容积脉搏波传感器两种。多个节段血管的检测部位包括前侧额头部位,左测耳垂部位,右侧耳垂部位,左手食指部位,右手食指部位,左脚食指部位,右脚食指部位。脉搏波采集模块检测采集多节段血管检测部位的脉搏波波形,以获取多个节段的脉搏波波形。脉搏波波形图包含完整的ABCDE波形群信息。脉搏波的采样频率1000HZ。脉搏波波形示意图如图7所示,利用脉搏波波形特征识别算法,分析每一个脉搏波周期的波形的ABCDE脉搏波特征点,并确定脉搏波的A波特征点,每一个A波特征所对应的时间被定义为脉搏波传导到测定部位的终点时间点,脉搏波特征点A波时间参数t测定为 T_{PPG-A} ,测定为脉搏波传导时间的终点时间点。

[0029] 步骤S503:采用测量仪器的脉搏波速度测定模块计算分析脉搏波传导速度(PWV)参数;

本发明实施例中,脉搏波速度测定模块对获取的心电图波形和获取多个测定点(比如前侧额头处,左右耳垂,左右手食指,左右脚食指部位处)的脉搏波波形进行分析和计算,计算出心脏到额头,心脏到耳垂,心脏到手指,心脏到脚趾的脉搏波传导速度(PWV)参数,这些PWV参数作为外周动脉血管弹性功能的评估指标。

[0030] 本发明系统的组成示意图如图8所示。提供了一种无创多节段外周动脉血管弹性功能的测定系统800,包括:

1. 心电信息采集模块810,用于采集人体的第I导心电波形图;

2. 脉搏波信息采集模块820,用于采集人体外周多节段脉搏波波形图。多节段脉搏波形包括前侧额头部位,左测耳垂部位,右侧耳垂部位,左手食指部位,右手食指部位,左脚食指部位,右脚食指等部位的多节段脉搏波形;

3. 脉搏波传导速度(PWV)测量模830,用于分析和测定多节段脉搏波传导速度(PWV)。分

析和计算心电图波形和获取多节段的多个测定点(比如前侧额头处,左右耳垂,左右手食指,左右脚食指部位处)的脉搏波波形,计算出心脏到额头,心脏到耳垂,心脏到手指,心脏到脚趾的脉搏波传导速度(PWV)参数。

[0031] 在该实施例中,为了获得精确的脉搏波传导速度测量结果,由脉搏波传导速度(PWV)测量模块发出采集心电信号和脉搏波信息控制命令,实现心电信号和脉搏波信号的同步采集;心电信号采集是通过第I心电导联线心电电极连接人体左手和右手,利用心电采集模块获得心电信号P-QRS-T波形信息;脉搏波信息采集是通过多个光电容积脉搏波传感器连接人体多个脉搏波测定点(如前侧额头处,左右耳垂,左右手食指,左右脚食指部位处),利用脉搏波信息采集模块获得多节段脉搏波波形信息;由脉搏波传导速度(PWV)测量模块分析心电信号波形和多个节段的脉搏波信息波形,获得脉搏波从心脏开始至测定点的脉搏波传导时间(PPT),计算多个节段脉搏波从心脏到测定点的脉搏波传导速度(PWV)。由此,本实施例提供了一种无创多节段外周动脉血管弹性功能的测定系统,该系统是利用心电信号和脉搏波信息的同步分析,计算测定评估血管弹性功能的关键参数脉搏波传导速度(PWV),可以实现无创伤的,多次检测,并对外周血管弹性功能给予准确的评估。

[0032] 参见图9,在本发明的一个实施例中,所述的心电信号采集模块810包括:

1. 第I导联心电信号采集导联线模块811,导联线通过心电电极片连接人体的左右手腕,获取肢体第I导联心电信号;
2. 心电信号分析模块812,用于心电波形的分析,对心电波形特征点识别并确定心电图波形的R波特征点。

[0033] 在该实施例中,心电信号分析模块812包括信号放大滤波电路,A/D转换电路,心电信号波形特征点识别等子模块;其具体分析过程如下:

1. 信号放大滤波电路。由于心电导联线采集的心电信号非常小,且获得的信号也包括系统的干扰信号,所以信号进行放大滤波处理。信号处理过程包括初级一阶低通滤波放大,二级低通滤波,三级级高通滤波放大处理三个过程;

2. A/D转换电路。心电信号的数字信号采集,采用A/D转换电路采集,通过模数转换芯片进行数字心电信息转换,转换后的数字信息传输给单片机(MCU)ROM储存器,单片机将采集到的数字信号通过USB传输模块,传输给计算机。A/D转换电路采集过程包括:单片机(MCU)控制数据采集,数据传输和采集过程的实时控制三个模块;

3. 心电信号波形特征点识别分析。心电信号波形特征点识别分析模块,对A/D转换电话采集的心电数字信号进行分析,心电信号中QRS波的检测是心电信号识别的分析基础。因此需要准确的检测和分析心电信号的QRS波形特征点。

[0034] 在该实施例中,心电信号波形特征点识别采用Mexican-hat小波变换进行波形特征分析。心电信号波形特征点识别分析步骤如下:

步骤一:读入心电数字信号,对心电信号进行Mexican-hat连续小波变换;

步骤二:R波检测。选取小波变换尺度5作为R波特征的检测尺度,以5秒为一段确定信号阈值E;对尺度5上所有的数据点进行检测,确定大于阈值E的模极大值点可以判断为R波的波峰点;漏检R波分析,检出所有可能的R波波峰值点并计算平均RR间期 NT_{RR} ,判断相邻两个RR波峰值点 T_{RR} 与 平均RR间期 NT_{RR} ,如果 $T_{RR} > 1.5 \times NT_{RR}$,则有漏检情况,阈值减半,在漏检区重新检测;

步骤三:Q波和S波检测。Q波位于R波之前,S波位于R波之后,Q波和S波都是向下的波,在R波之后以50ms的时间窗向左和向右搜寻极小值所对应的点,左边极小值点位Q波,右边极小值为S波;

步骤四:P波和T波检测。选取小波变换尺度10作为P波和T波特征的检测尺度,T波波峰在尺度10上对应一个模极大值点,在S波终点右侧时间窗为0.4倍的RR间期搜索模极大值点,为T波波峰点。P波峰值点在尺度10上Q波起点左侧时间窗为0.25倍的RR间期搜索模极大值点,为P波波峰点。

[0035] 参见图9 ,在本发明的一个实施例中,所述的脉搏波信息采集模块820包括:

1. 多个脉搏波导联传感器821,用于连接测定多节段脉搏波测定点,测定前侧额头处,左右耳垂,左右手食指,左右脚食指部位处的脉搏波波形信号;

2. 脉搏波信号分析模块822,用于脉搏波波形的分析,对脉搏波特征点识别并确定脉搏波波形A波特征点。

[0036] 在该实施例中,脉搏波信号分析模块822包括信号放大滤波电路,A/D转换电路,脉搏波信号波形特征点识别模块;其具体分析过程如下:

1. 信号放大滤波电路。由于光电容积脉搏波采集的脉搏波信号非常小,且获得的信号也包括系统的干扰信号,所以信号进行放大滤波处理。信号处理过程包括初级一阶低通滤波放大,二级低通滤波,三级级高通滤波放大处理三个过程;

2.A/D转换电路。多节段脉搏波信号的数字信号采集,采用多通道的A/D转换电路采集,光电容积脉搏波(PPG)通过模数转换芯片进行脉搏波数字信息转换,转换后的数字信息传输给单片机(MCU)ROM储存器,单片机将采集到的数字信号通过USB传输模块,传输给计算机。A/D转换电路采集过程包括:单片机(MCU)控制数据采集,数据传输和采集过程的实时控制三个模块;

3. 脉搏波信号波形特征点识别分析。脉搏波信号波形特征点分析模块,对A/D转换后的脉搏波信号进行分析,光电容积脉搏波信号中B波的检测是脉搏波信号识别的分析基础。因此需要准确的检测和分析脉搏波信息的B波形特征点。因脉搏波信号与心电信号都是人体生理参数,波形的组成,两者有很大的相似,都是由不同的幅度组成的一个整体,因此光电容积脉搏波波形特征点识别方法,也采用小波变换进行波形特征分析。

[0037] 在该实施例中,光电容积脉搏波波形特征点识别分析步骤如下:

步骤一:读入光电容积脉搏波数字信号,对光电容积脉搏波数字信号进行连续小波变换;

步骤二:B波检测。选取小波变换尺度5作为B波特征的检测尺度,以5秒为一段确定信号阈值E;对尺度5上所有的数据点进行检测,确定大于阈值E的模极大值点可以判断为B波的波峰点;漏检B波分析,检出所有可能的B波波峰值点并计算平均BB间期 NT_{BB} ,判断相邻两个BB波峰值点 T_{BB} 与 平均RR间期 NT_{BB} ,如果 $T_{BB} > 1.5 \text{ 倍 } NT_{BB}$,则有漏检情况,阈值减半,在漏检区重新检测;

步骤三:A波检测。A波位于B波之前,是脉搏波中的极值。对脉搏波进行一次微分处理,B波向左找一个过零点,其对应的位置为A波;

步骤四:C波和D波检测。C波和D波是脉搏波中的拐点。对脉搏波做二阶微分处理,在基准点C向右找两个过零点,对应的脉搏波特征点为C波和D波;

步骤五：E波检测。对脉搏波进行一次微分处理，从C波点向后找最大值区间，最大值前后的过零点位E波及F波。

[0038] 参见图9，在本发明的一个实施例中，所述的脉搏波传导速度(PWV)测量模块830包括：

1. 心电信号和脉搏波信号采集控制模块831。此模块主要实现同步控制心电信息采集模块和脉搏波采集模块，发出采集和停止命令，最终实现同时同步连续监测I导联心电波形和多节段的脉搏波波形；也可以实现同时同步连续监测I导联心电波形和自定义节段的脉搏波波形；

2. 心电信号特征点R波时间参数t测定模块832。根据心电信号波形特征点识别情况，获取心电波形特征点R波的时间参数 T_{ECG-R} ；

3. 脉搏波特征点A波时间参数t测定模块833。根据光电容积脉搏波波形特征点识别情况，获取光电脉搏波A波时间参数 T_{PPG-A} ；

4. 脉搏波传导时间测定模块834；

根据脉搏波传导时间(hnPTT)测定公式：

$$hnPTT[i] = T[i]_{ECG-R} - T[i]_{PPG-A}$$

其中，h表示心脏起始点，n表示脉搏波测定点，i表示单周期i， $T[i]_{ECG-R}$ 表示单周期i时刻心电波形R波时间参数， $T[i]_{PPG-A}$ 表示单周期i时刻脉搏波波形A波时间参数；

对检测的心电波形和脉搏波波形进行同步分析，分析出心电图波形R波和获取多个测定点(比如前侧额头处，左右耳垂，左手食指，左右脚食指部位处)的脉搏波波形A波的传导时间 $hnPTT[i]$ ；

5. 单心动周期脉搏波速度测定模块835，计算出单个心动周期心脏到脉搏波测定点的脉搏波速度 $hnPWV[i]$ ；

利用脉搏波速度计算公式(hnPWV)：

$$hnPWV[i] = \frac{Lhn}{hnPTT[i]}$$

其中，h表示心脏起始点，n表示脉搏波测定点，i表示单周期i， Lhn 为心脏到脉搏波测定点血管的长度，血管的长度根据公式血管长度公式 Lhn 得到。利用脉搏波速度公式PWV计算出心脏到额头，心脏到耳垂，心脏到手指，心脏到脚趾的脉搏波传导速度(PWV)参数 $hnPWV[i]$ ；

血管长度公式 Lhn ：

$$Lhn = f_{hn}(H)$$

其中，h表示心脏起始点，n表示脉搏波测定点， F_{hn} 表示利用身高参数进而分析和计算出节段动脉长度的函数，H表示身高；

6. 测定周期脉搏波速度测定模块836，测定检测周期脉搏波传导速度；

利用周期脉搏波测定公式：

$$hnPWV = \frac{\sum_{i=1}^N hnPWV[i]}{N}$$

其中, $hnPWV$ 表示心脏测定点 h 到测定点 n 节段脉搏波传导速度, h 表示心脏起始点, n 表示脉搏波测定点, i 表示单周期 i , N 表示 N 个周期;

计算测定周期的心脏到脉搏波测定点的脉搏波速度PWV平均值,这些PWV参数作为外周动脉血管弹性功能的评估指标。

[0039] 参见图10 ,在本发明实施例中,所述的一种无创多节段外周动脉血管弹性功能检测仪器,其组成结构包括:采集盒101,心电导联线103,多个光电容积脉搏波传感器(1041 ~1047),计算机102(PC)。其中心电导联线和多个光电容积脉搏波传感器与采集盒相连,采集盒与计算机(PC)相连。心电导联线通过两个心电电极连接人体的左右手检测第I导联心电信息,多个光电容积脉搏波传感器连接人体外周血管脉搏波测定点(如前侧额头处,左右耳垂,左右手食指,左右脚食指部位处),采集盒采集的心电信息和脉搏波信息传到计算机(PC)多节段外周动脉血管弹性功能分析软件,分析软件对检测数据进行分析和处理,得出多个节段的外周血管的脉搏波传导速度(PWV)指标,可以用于间接评估外周血管的弹性功能。

[0040] 由此,本发明提供的上述多节段外周动脉血管弹性功能检测方法,将对外周血管的动脉弹性功能进行无创性的监测,可以方便,简单的评估外周血管的血管弹性功能,基于血管弹性功能能间接的评估心血管疾病发病率,做到早期心血管事件发生率的监测具有重要的意义。

[0041] 综上所述,本发明通过对第I导联心电信息监测,对外周多个节段的光电容积脉搏波的监测,以心电信号作为脉搏波从心室传导的初始点,以光电容积脉搏波作为外周血管脉搏波传导的终点,作为测定依据,保证了外周血管动脉脉搏波速度的精确测定。基于多个节段的测量,完善了对全身外周血管系血管功能的评估,保证了对外周血管动脉血管弹性功能的全面评估。基于光电容积脉搏波测量方式,在正常生理状态下测定,最终保证了脉搏波传导速度的测量精度更准确。本发明实现了多个节段脉搏波速度的测量,其操作简单,测量方便,可以重复多次测量,非常适用于早期心血管疾病的评估。

[0042] 以上所述的发明内容是较佳实施例的描述,本发明还可有其它多种实施例,在不背离本发明精神及其实质的情况下,对本发明技术所在领域的技术人员,可以根据本发明作出各种相应等同的改变和替换,但这些相应的改变和替换都应属于本发明所附的权利要求的保护范围。

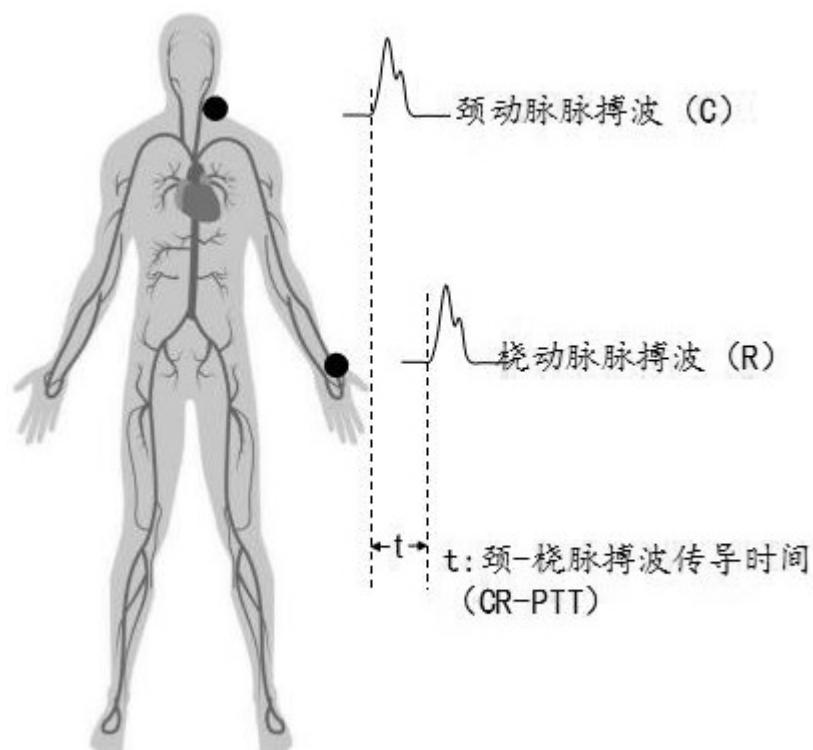


图1

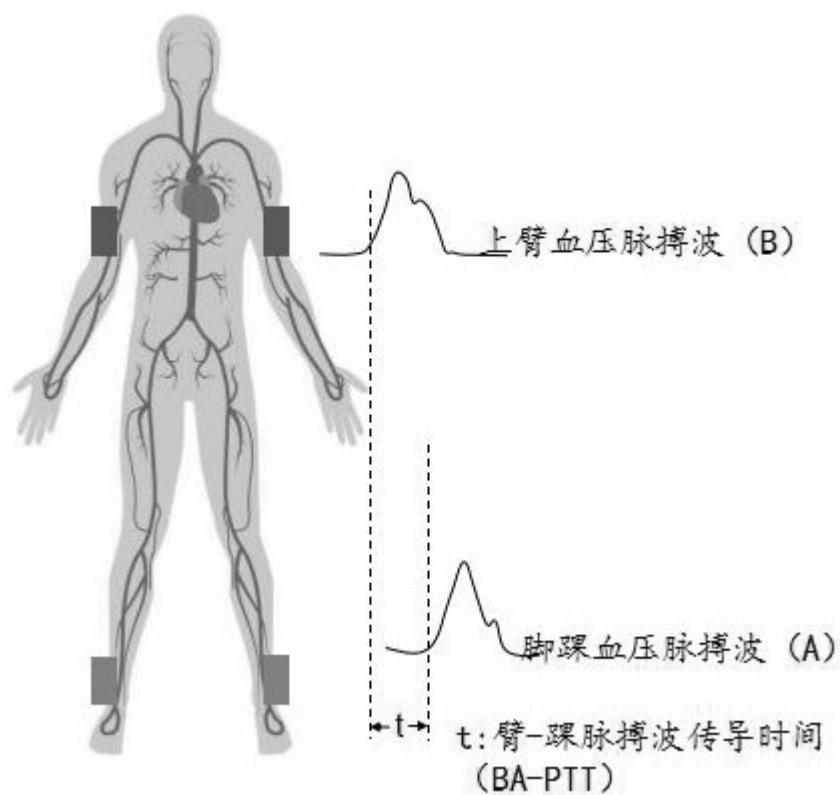
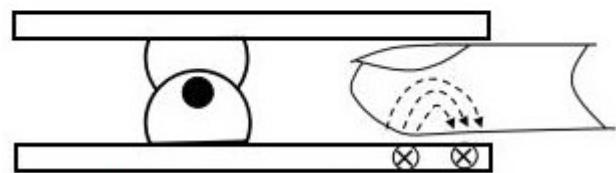


图2



透射式光电容积脉搏波传感器



反射式光电容积脉搏波传感器

图3

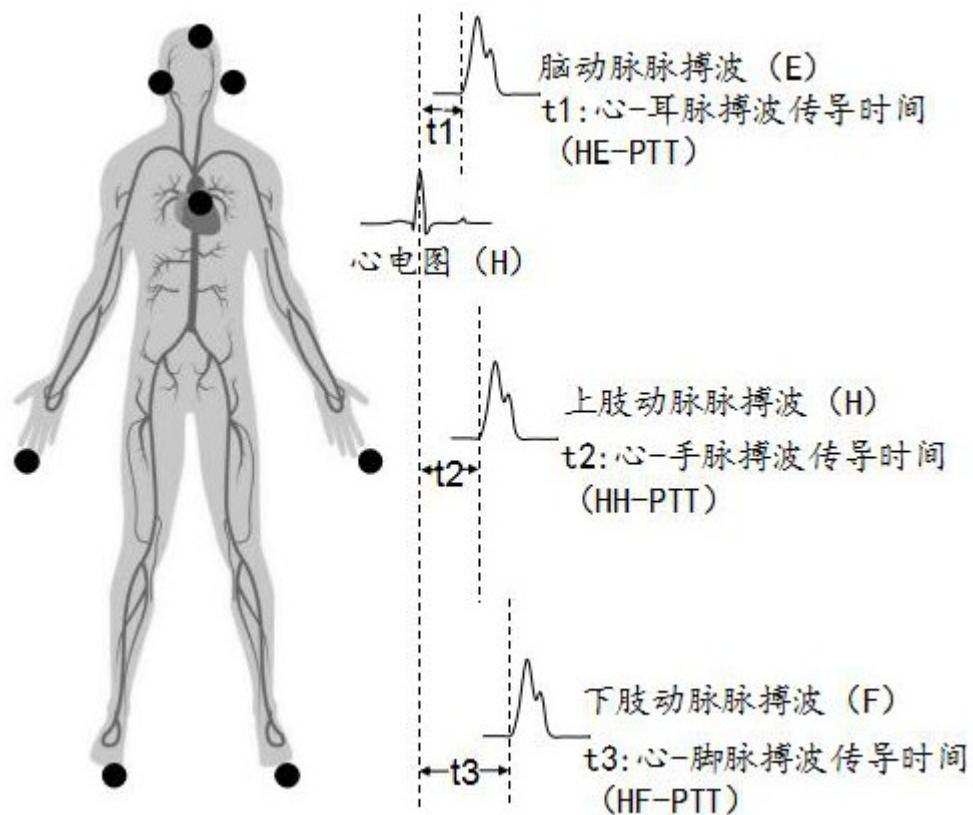


图4

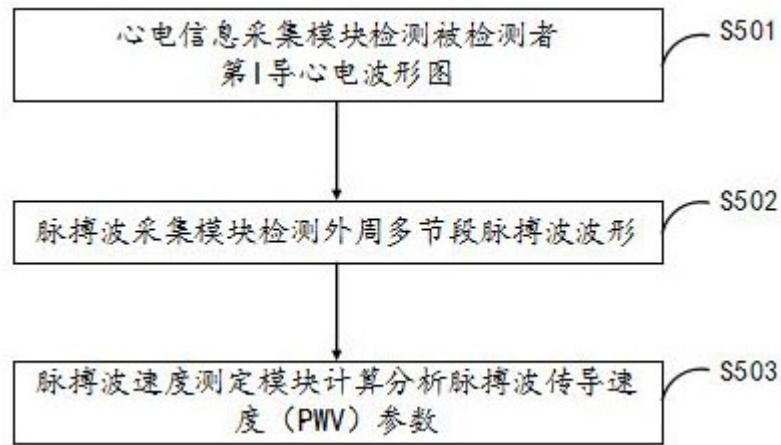


图5

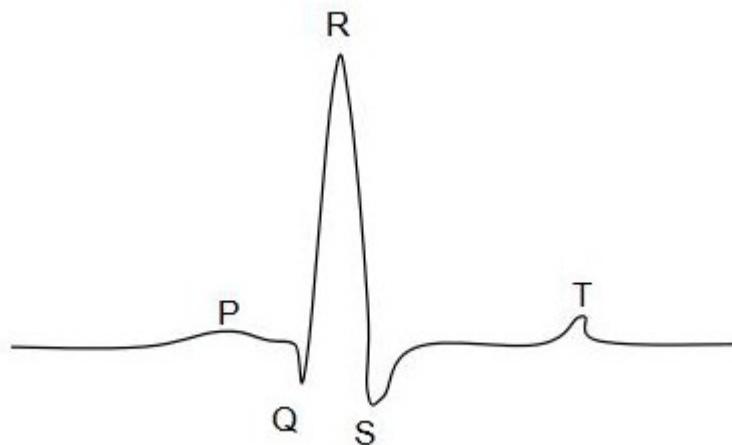


图6

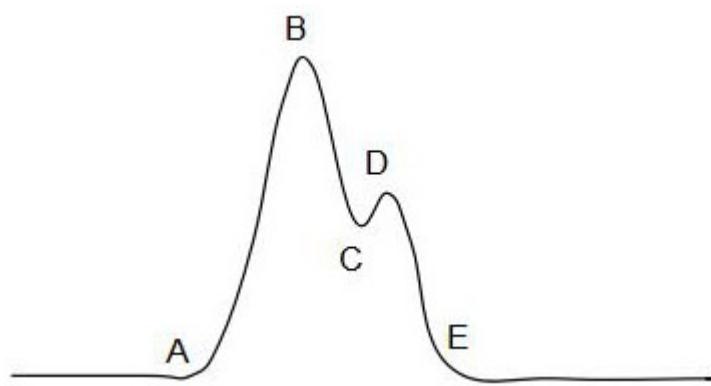


图7

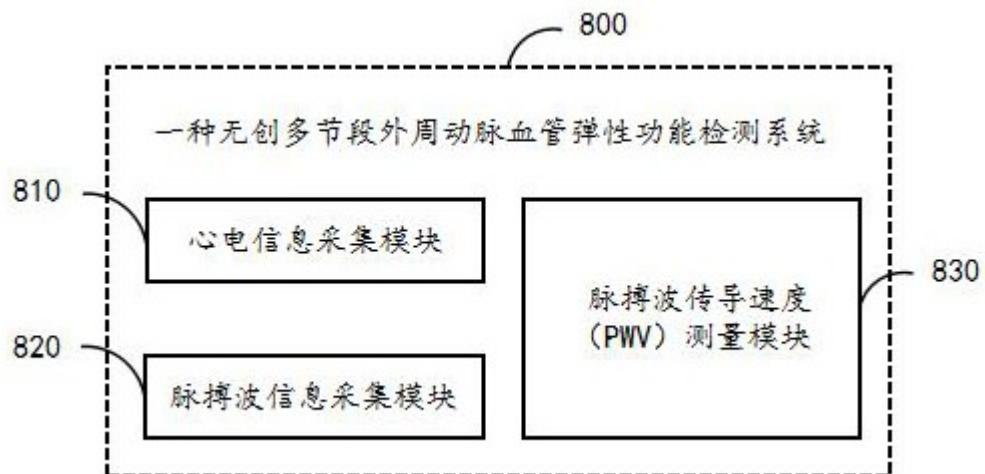


图8

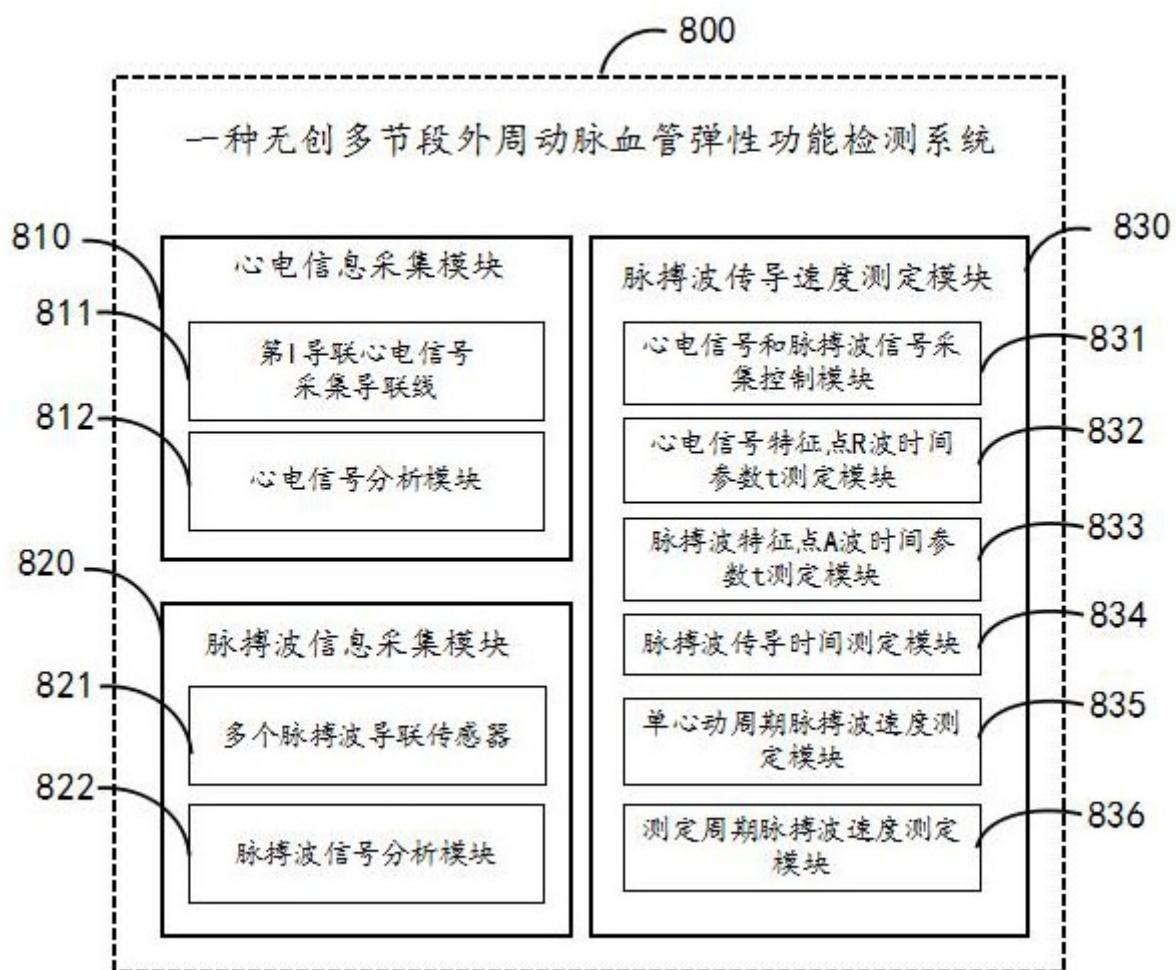


图9

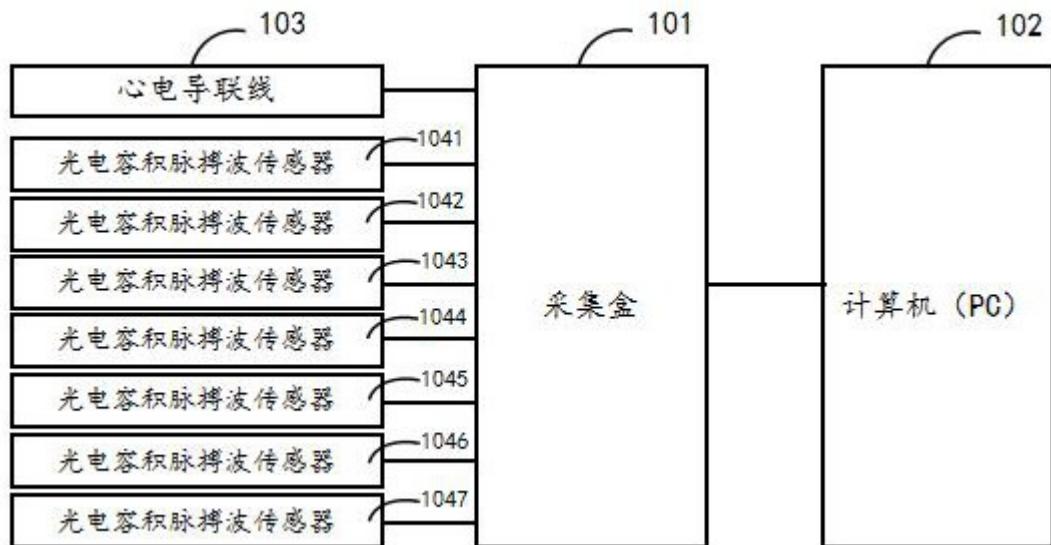


图10

专利名称(译)	一种无创多节段外周动脉血管弹性功能检测方法及其仪器		
公开(公告)号	CN110881967A	公开(公告)日	2020-03-17
申请号	CN201811053282.6	申请日	2018-09-10
[标]发明人	韩艾辰 马莹		
发明人	韩艾辰 马莹		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0205 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02007 A61B5/0205 A61B5/02416 A61B5/04012 A61B5/0402 A61B5/7203 A61B5/725 A61B5/7253		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明涉及一种无创多节段外周动脉血管弹性功能测定的方法和仪器，其特征是：同步采集第I导联心电图和多节段外周血管光电容积脉搏波，计算分析多节段脉搏波传导速度(PWV)，评估外周血管弹性功能。所述方法包括：A、采用仪器的心电信号采集模块检测第I导心电波形；B、采用仪器的脉搏波采集模块检测外周多节段脉搏波波形；C、采用仪器的脉搏波速度测定模块计算分析脉搏波传导速度(PWV)参数。所述检测仪器包括：采集盒模块，心电导联线，多个光电容积脉搏波传感器，计算机(PC)。本发明实现以心电信号为脉搏波起始点，多节段脉搏波作为终点的血管弹性功能测定，提高测量准确性和方便性。

