



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109730723 A

(43)申请公布日 2019.05.10

(21)申请号 201910181877.8

(22)申请日 2019.03.11

(71)申请人 京东方科技集团股份有限公司
地址 100015 北京市朝阳区酒仙桥路10号

(72)发明人 杜辉 刘金叶 曹帅

(74)专利代理机构 北京金信知识产权代理有限公司 11225

代理人 崔家源 夏东栋

(51)Int.Cl.

A61B 8/02(2006.01)

A61B 8/04(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

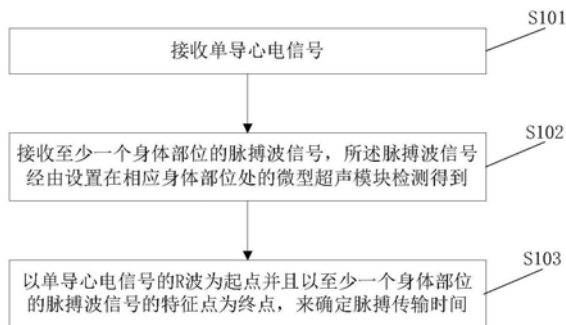
权利要求书2页 说明书9页 附图4页

(54)发明名称

确定脉搏传输时间的方法、动脉硬化检测设备及系统

(57)摘要

本公开涉及一种确定脉搏传输时间的方法、动脉硬化检测设备及系统,所述方法包括:接收单导心电信号;接收至少一个身体部位的脉搏波信号,所述脉搏波信号经由设置在相应身体部位处的微型超声模块检测得到;以单导心电信号的R波为起点并且以至少一个身体部位的脉搏波信号的特征点为终点,来确定脉搏传输时间。本公开所提供的确定脉搏波传输时间的方法、动脉硬化检测设备及系统,能够基于单导心电信号和超声脉搏波信号较为准确的确定脉搏传输时间,动脉硬化检测系统能够方便准确地确定包括脉搏传输时间等对动脉硬化程度重要的参数,以便进一步确定动脉硬化程度,该系统的体积小,价格较低,使用便捷,且准确度较高。



1. 一种确定脉搏传输时间的方法,其特征在于,包括:

接收单导心电信号;

接收至少一个身体部位的脉搏波信号,所述脉搏波信号经由设置在相应身体部位处的微型超声模块检测得到;

以单导心电信号的R波为起点并且以至少一个身体部位的脉搏波信号的特征点为终点,来确定脉搏传输时间。

2. 根据权利要求1所述的确定脉搏传输时间的方法,其特征在于,所述脉搏波信号的特征点包括脉搏波的波谷、以波谷为基点的斜率上升的最大点以及波峰中的至少一个。

3. 根据权利要求2所述的确定脉搏传输时间的方法,其特征在于,所述至少一个身体部位包括四肢。

4. 一种动脉硬化检测设备,包括:

通信接口,被配置为接收单导心电信号和至少一个身体部位的超声脉搏波信号;

处理器,包括存储器,其上存储有计算机可执行指令,所述处理器执行所述计算机可执行指令时,实现如权利要求1-3中任一项所述的确定脉搏传输时间的方法。

5. 根据权利要求4所述的动脉硬化检测设备,其特征在于,所述处理器执行所述计算机可执行指令时还实现如下步骤:

基于各个身体部位的脉搏传输时间和所述单导心电信号的感测点与所述脉搏波信号的感测点之间的距离,确定心脏至各个身体部位的脉搏传输速度。

6. 根据权利要求5所述的动脉硬化检测设备,其特征在于,所述至少一个身体部位包括四肢,所述处理器执行所述计算机可执行指令时还实现如下步骤:

根据四肢的脉搏传输时间和如下公式确定相应四肢部位的血压:

$$BP = \frac{1}{\gamma} \left[\ln \left(\frac{\rho d S^2}{a E_0} \right) - 2 \ln PTT \right],$$

其中, γ 为表征血管特征的一个量,且数值范围为 $0.016-0.018 \text{mmHg}^{-1}$, S 为所述单导心电信号的感测点与所述脉搏波信号的感测点之间的距离, E_0 为血管壁的压力为零时的弹性模量, BP 为血压, PTT 为脉搏传输时间, ρ 表示血液的密度, d 表示血管内径, a 为与个体特性相关的系数且能够通过实际测量数据拟合得到;

根据各个四肢部位的血压确定踝臂指数 = $SBP_{\text{踝部}}/SBP_{\text{上臂}}$, 其中, $SBP_{\text{踝部}}$ 为踝部的收缩压, $SBP_{\text{上臂}}$ 为上臂的收缩压。

7. 根据权利要求6所述的动脉硬化检测设备,其特征在于,所述处理器执行所述计算机可执行指令时还实现如下步骤:基于四肢部位的血压、四肢的脉搏传输时间、每分钟的心输出量和外周阻力作为动脉硬化相关参数来评价动脉硬化程度,其中,

$$SV = 0.283/K^2 \times T \times (P_s - P_d),$$

$$P_m = \frac{1}{T} \int_0^T P(t) dt,$$

$$TPR = P_m / CO,$$

$$CO = SV \times 60 / T,$$

$$K = (P_m - P_d) / (P_s - P_d),$$

其中, SV 为每搏的心输出量, K 为脉搏波波形值, T 为脉搏波周期, P_s 为收缩压, P_d 为舒张

压, P_m 为平均动脉压, CO 为每分钟的心输出量, TPR 为外周阻力。

8. 根据权利要求7所述的动脉硬化检测设备, 其特征在于, 所述处理器执行所述计算机可执行指令时还实现如下步骤: 确定各个动脉硬化相关参数的损害指数以评价动脉硬化程度, 各个动脉硬化相关参数的损害指数利用如下公式来计算:

$$F = \begin{cases} 1 - 2 \frac{V-RC}{\alpha}, & V > RC \\ 1 - 2 \frac{RF-V}{\beta}, & V < RF \\ 0, & RF \ll V \ll RC \end{cases}$$

其中, V 为动脉硬化相关参数的实际值, RC 为动脉硬化相关参数的正常范围的上限, RF 为动脉硬化相关参数的正常范围的下限, F 为动脉硬化相关参数的损害指数, α 和 β 是常数且根据临床测得的动脉硬化相关参数与临床估测的相应损害指数的数据集拟合得到。

9. 一种动脉硬化检测系统, 包括如权利要求8所述的动脉硬化检测设备, 所述系统还包括: 第一从机, 包括心电模块, 被配置为感测用户的单导心电信号; 第二从机, 包括微型超声模块, 被配置为佩戴在所述用户的至少一个部位以检测其超声脉搏波信号。

10. 根据权利要求9所述的动脉硬化检测系统, 其特征在于, 所述第一从机还包括: 第一微处理器, 被配置为对所述单导心电信号进行处理, 以得到所述单导心电信号的R波信息; 第一通信模块, 被配置为传输所述单导心电信号的R波信息; 所述第二从机还包括: 第二微处理器, 被配置为对所述超声脉搏波信号进行处理, 以得到所述超声脉搏波信号的特征点; 第二通信模块, 被配置为传输所述超声脉搏波信号的特征点。

11. 根据权利要求10所述的动脉硬化检测系统, 其特征在于, 所述第一从机和第二从机中的各个包括配置为确定各个从机的第一时间信息的计时器, 所述动脉硬化检测设备经由所述通信接口向各个从机发送第二时间信息, 所述第一微处理器和第二微处理器中的各个微处理器还配置为计算相应从机的第一时间信息与所述第二时间信息之间的时间偏差情况, 所述第一通信模块和所述第二通信模块各自进一步配置为将各自的时间偏差信息发送给所述动脉硬化检测设备。

12. 根据权利要求11所述的动脉硬化检测系统, 其特征在于, 所述动脉硬化检测设备的通信接口还被配置为接收所述时间偏差信息;

所述动脉硬化检测设备的处理器进一步配置为: 根据所述时间偏差信息对各个从机传输的信号进行相应的时间补偿。

13. 根据权利要求10所述的动脉硬化检测系统, 其特征在于, 所述微型超声模块进一步被配置为感测血管壁信号和血流信号; 所述第二微处理器进一步被配置为基于所述血管壁信号和所述血流信号至少获取以下参数之一: 动脉弹性系数、血管壁厚度以及血液粘稠度。

14. 根据权利要求10所述的动脉硬化检测系统, 其特征在于, 所述第二从机的数量至少为四个, 分别被配置为获取四肢的超声脉搏波信号。

15. 根据权利要求9所述的动脉硬化检测系统, 其特征在于, 所述动脉硬化检测系统还包括: 电源模块, 被配置为向所述动脉硬化检测系统供电。

16. 根据权利要求9所述的动脉硬化检测系统, 其特征在于, 所述动脉硬化检测系统还包括: 显示器, 被配置为显示动脉硬化程度的评价信息。

确定脉搏传输时间的方法、动脉硬化检测设备及系统

技术领域

[0001] 本公开涉及电子技术领域,尤其涉及一种确定脉搏波传输时间的方法、动脉硬化检测设备及系统。

背景技术

[0002] 我国心脑血管病患率及死亡率仍处于上升阶段,心血管病死亡占居民疾病死亡构成的40%以上,位居首位,远高于肿瘤及其他疾病。动脉硬化检测设备是进行心血管疾病风险筛查的重要手段,

[0003] 目前,动脉硬化检测方法主要通过血压和心电信号来判断动脉硬化程度,准确度不够高,而现有的动脉硬化检测设备主要由四肢血压测量模块、心电模块、心音模块等模块组成,同时,大部分提供选配的多普勒超声用来进行颈股动脉传输速度测量,导致整体设备的体积大、价格昂贵,且操作较为繁琐,不适宜在基层医疗、体检机构进行推广。

发明内容

[0004] 针对现有技术中存在的上述技术问题,本公开提供了一种确定脉搏波传输时间的方法、动脉硬化检测设备及系统,能够基于单导心电信号和超声脉搏波信号较为准确的确定脉搏传输时间,动脉硬化检测设备能够与单导心电检测模块和微型超声脉搏波检测模块整合以得到动脉硬化检测系统,其能够方便准确地确定包括脉搏传输时间等对动脉硬化程度重要的参数,以便进一步确定动脉硬化程度,该设备的体积小,价格较低,使用便捷,且准确度较高。

[0005] 根据本公开的第一方案,提供了一种确定脉搏传输时间的方法,所述方法包括:接收单导心电信号;接收至少一个身体部位的脉搏波信号,所述脉搏波信号经由设置在相应身体部位处的微型超声模块检测得到;以单导心电信号的R波为起点并且以至少一个身体部位的脉搏波信号的特征点为终点,来确定脉搏传输时间。

[0006] 在一些实施例中,所述脉搏波信号的特征点包括脉搏波的波谷、以波谷为基点的斜率上升的最大点以及波峰中的至少一个。

[0007] 在一些实施例中,所述至少一个身体部位包括四肢。

[0008] 根据本公开的第二方案,提供了一种动脉硬化检测设备,包括:通信接口,被配置为接收单导心电信号和至少一个身体部位的超声脉搏波信号;处理器,包括存储器,其上存储有计算机可执行指令,所述处理器执行所述计算机可执行指令时,实现如本公开任一实施例所述的确定脉搏传输时间的方法。

[0009] 在一些实施例中,所述处理器执行所述计算机可执行指令时还实现如下步骤:基于各个身体部位的脉搏传输时间和所述单导心电信号的感测点与所述脉搏波信号的感测点之间的距离,确定心脏至各个身体部位的脉搏传输速度。

[0010] 在一些实施例中,所述至少一个身体部位包括四肢,所述处理器执行所述计算机可执行指令时还实现如下步骤:根据四肢的脉搏传输时间和如下公式确定相应四肢部位的

血压：

$$[0011] \quad BP = \frac{1}{\gamma} \left[\ln \left(\frac{\rho d S^2}{a E_0} \right) - 2 \ln PTT \right],$$

[0012] 其中， γ 为表征血管特征的一个量，且数值范围为 $0.016-0.018 \text{mmHg}^{-1}$ ， S 为所述单导心电信号的感测点与所述脉搏波信号的感测点之间的距离， E_0 为血管壁的压力为零时的弹性模量， BP 为血压， PTT 为脉搏传输时间， ρ 表示血液的密度， d 表示血管内径， a 为与个体特性相关的系数且能够通过实际测量数据拟合得到；

[0013] 根据各个四肢部位的血压确定踝臂指数 = $SBP_{\text{踝部}} / SBP_{\text{上臂}}$ ，其中， $SBP_{\text{踝部}}$ 为踝部的收缩压， $SBP_{\text{上臂}}$ 为上臂的收缩压。

[0014] 在一些实施例中，所述处理器执行所述计算机可执行指令时还实现如下步骤：基于四肢部位的血压、四肢的脉搏传输时间、每分钟的心输出量和外周阻力作为动脉硬化相关参数来评价动脉硬化程度，其中，

$$[0015] \quad SV = 0.283 / K^2 \times T \times (P_s - P_d),$$

$$[0016] \quad P_m = \frac{1}{T} \int_0^T P(t) dt,$$

$$[0017] \quad TPR = P_m / CO,$$

$$[0018] \quad CO = SV \times 60 / T,$$

$$[0019] \quad K = (P_m - P_d) / (P_s - P_d),$$

[0020] 其中， SV 为每搏的心输出量， K 为脉搏波波形值， T 为脉搏波周期， P_s 为收缩压， P_d 为舒张压， P_m 为平均动脉压， CO 为每分钟的心输出量， TPR 为外周阻力。

[0021] 在一些实施例中，所述处理器执行所述计算机可执行指令时还实现如下步骤：确定各个动脉硬化相关参数的损害指数，以评价动脉硬化程度，各个动脉硬化相关参数的损害指数利用如下公式来计算：

$$[0022] \quad F = \begin{cases} 1 - 2 \frac{V - RC}{\alpha}, & V > RC \\ 1 - 2 \frac{RF - V}{\beta}, & V < RF \\ 0, & RF \ll V \ll RC \end{cases}$$

[0023] 其中， V 为动脉硬化相关参数的实际值， RC 为动脉硬化相关参数的正常范围的上限， RF 为动脉硬化相关参数的正常范围的下限， F 为动脉硬化相关参数的损害指数， α 和 β 是常数且根据临床测得的动脉硬化相关参数与临床估测的相应损害指数的数据集拟合得到。

[0024] 根据本公开的第一方案，提供了一种动脉硬化检测系统，包括如本公开任一实施例所述的动脉硬化检测设备，所述系统还包括：第一从机，包括心电模块，被配置为感测用户的单导心电信号；第二从机，包括微型超声模块，被配置为佩戴在所述用户的至少一个部位以检测其超声脉搏波信号。

[0025] 在一些实施例中，所述第一从机还包括：第一微处理器，被配置为对所述单导心电信号进行处理，以得到所述单导心电信号的R波信息；第一通信模块，被配置为传输所述单导心电信号的R波信息；所述第二从机还包括：第二微处理器，被配置为对所述超声脉搏波信号进行处理，以得到所述超声脉搏波信号的特征点；第二通信模块，被配置为传输所述超

声脉搏波信号的特征点。

[0026] 在一些实施例中,所述第一从机和第二从机中的各个包括配置为确定各个从机的第一时间信息的计时器,所述动脉硬化检测设备经由所述通信接口向各个从机发送第二时间信息,所述第一微处理器和第二微处理器中的各个微处理器还配置为计算相应从机的第一时间信息与所述第二时间信息之间的时间偏差情况,所述第一通信模块和所述第二通信模块各自进一步配置为将各自的时间偏差信息发送给所述动脉硬化检测设备。

[0027] 在一些实施例中,所述动脉硬化检测设备的通信接口还被配置为接收所述时间偏差信息;所述动脉硬化检测设备的处理器进一步配置为:根据所述时间偏差信息对各个从机传输的信号进行相应的时间补偿。

[0028] 在一些实施例中,所述微型超声模块进一步被配置为感测血管壁信号和血流信号;所述第二微处理器进一步被配置为基于所述血管壁信号和所述血流信号至少获取以下参数之一:动脉弹性系数、血管壁厚度以及血液粘稠度。

[0029] 在一些实施例中,所述第二从机的数量至少为四个,分别被配置为获取四肢的超声脉搏波信号。

[0030] 在一些实施例中,所述动脉硬化检测系统还包括:电源模块,被配置为向所述动脉硬化检测系统供电。

[0031] 在一些实施例中,所述动脉硬化检测系统还包括:显示器,被配置为显示动脉硬化程度的评价信息。

[0032] 与现有技术相比,本公开的有益效果在于:

[0033] 本公开所提供的确定脉搏波传输时间的方法、动脉硬化检测设备及系统,能够基于单导心电信号和超声脉搏波信号较为准确的确定脉搏传输时间,动脉硬化检测设备能够与单导心电检测模块和微型超声脉搏波检测模块整合以得到动脉硬化检测系统,其能够方便准确地确定包括脉搏传输时间等对动脉硬化程度重要的参数,以便进一步确定动脉硬化程度,该系统的体积小,价格较低,使用便捷,且准确度较高。

[0034] 应当理解,前面的一般描述和以下详细描述都仅是示例性和说明性的,而不是用于限制本公开。

[0035] 本节提供本公开中描述的技术的各种实现或示例的概述,并不是所公开技术的全部范围或所有特征的全面公开。

附图说明

[0036] 为了更清楚地说明本公开实施例的技术方案,下面将对实施例的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅涉及本公开的一些实施例,而非对本公开的限制。

[0037] 图1为根据本公开实施例的确定脉搏传输时间的方法的流程图;

[0038] 图2为根据本公开实施例的作为基准的心电信号的R波间期和利用脉搏波信号的特征点计算的脉搏传输时间的示意图;

[0039] 图3为血管良好和血管硬化两种情况下脉搏波传输的对比图;

[0040] 图4为根据本公开实施例的动脉硬化检测设备的结构示意图;

[0041] 图5为脉搏传输时间与脉搏传输速度和血管硬化程度的关系示意图;

[0042] 图6为脉搏波的周期波形图;

[0043] 图7为根据本公开实施例的动脉硬化检测系统的结构示意图；

[0044] 图8为根据本公开的动脉硬化检测系统的一个具体实施例的结构示意图；

[0045] 图9为根据本公开实施例的动脉硬化检测系统的工作流程图。

[0046] 附图标记说明：

[0047] 100-动脉硬化检测设备；110-通信接口；120-处理器；121-存储器；200-动脉硬化检测系统；210-第一从机；211-心电模块；212-第一微处理器；213-第一通信模块；220-第二从机；221-微型超声模块；222-第二微处理器；223-第二通信模块；230-计时器；240-电源模块；250-显示器。

具体实施方式

[0048] 为了使得本公开实施例的目的、技术方案和优点更加清楚，下面将结合本公开实施例的附图，对本公开实施例的技术方案进行清楚、完整地描述。显然，所描述的实施例是本公开的一部分实施例，而不是全部的实施例。基于所描述的本公开的实施例，本领域普通技术人员在无需创造性劳动的前提下所获得的所有其他实施例，都属于本公开保护的范畴。

[0049] 除非另外定义，本公开使用的技术术语或者科学术语应当为本公开所属领域内具有一般技能的人士所理解的通常意义。“包括”或者“包含”等类似的词语意指出现该词前面的元件或者物件涵盖出现在该词后面列举的元件或者物件及其等同，而不排除其他元件或者物件。“连接”或者“相连”等类似的词语并非限定于物理的或者机械的连接，而是可以包括电性的连接，不管是直接的还是间接的。“上”、“下”、“左”、“右”等仅用于表示相对位置关系，当被描述对象的绝对位置改变后，则该相对位置关系也可能相应地改变。

[0050] 为了保持本公开实施例的以下说明清楚且简明，本公开省略了已知功能和已知部件的详细说明。

[0051] 图1为根据本公开实施例的确定脉搏传输时间的方法的流程图，如图1所示，本公开提供了一种确定脉搏传输时间的方法，所述方法包括步骤S101至S103：

[0052] 在步骤S101，接收单导心电信号。在一些实施例中，单导心电信号可以为肢体导联、胸导联等任一导联的心电信号，在此不做具体限定。不同于多导联心电信号，一些便携式心电检测装置（例如包括心电检测功能的智能腕表）就包含单导心电检测模块或具有单导心电信号采集功能，因此可以从广泛的各种便携式心电检测装置接收单导心电信号。

[0053] 在步骤S102，接收至少一个身体部位的脉搏波信号，该脉搏波信号经由设置在相应身体部位处的微型超声模块检测得到，例如，用户的腕部、颈部、踝部等。微型超声模块例如可以采用小型化的微型超声传感器经由多普勒超声准确地捕捉局部测量部位的动脉搏动情况，相比其他脉搏波信号检测装置，尺寸小，且在时域上的定位更准确。并且，微型超声传感器可以灵活加载于身体末端部位，比如四肢等，如此确保脉搏波信号的感测位置与心电信号的感测位置之间的充足距离，有利于降低信号处理的误差对脉搏传输时间的扰动，进而能够降低脉搏传输时间的计算误差。

[0054] 在步骤S103，以单导心电信号的R波为起点并且以至少一个身体部位的脉搏波信号的特征点为终点，来确定脉搏传输时间。具体说来，在接收到单导心电信号和脉搏波信号后，首先对这两种信号做预处理，如滤除噪声、去除基线漂移等，然后提取该单导心电信号

的R波信息以及脉搏波信号的特征点,提取心电信号的R波信息和脉搏波信号的特征点的方法包括多种,在此不做具体限定。

[0055] 本公开所提供的确定脉搏波传输时间的方法以单导心电信号的R波作为起点和利用微型超声模块检测得到的身体部位的脉搏波信号的特征点作为终点,从心脏泵血起始点开始计时,能够更准确的确定脉搏传输时间。此外,该方法利用对于用户佩戴和使用更友好的单导心电检测模块和微型超声模块所分别采集的信号,因此能够在改善用户体验的同时,准确地检测对于动脉硬化程度具有重要意义脉搏传输时间。

[0056] 在一些实施例中,脉搏波信号的特征点包括脉搏波的波谷、以波谷为基点的斜率上升的最大点以及波峰中的至少一个。示出了作为基准的心电信号的R波间期(标识为RR),以及分别利用脉搏波的波谷、以波谷为基点的斜率上升的最大点以及波峰作为特征点所计算的脉搏传输时间(分别标识为PTT1、PTT2和PTT3)。

[0057] 优选的,采用脉搏波的波峰作为终点来计算脉搏传输时间。发明人基于这三种特征点进行了大量临床试验,结果发现,采用脉搏波的波峰作为终点所计算得到的脉搏传输时间,能够推导得出(推导方式在下文中会进行详细描述,在此不赘述)更准确的相应身体部位的血压值,且与动脉硬化的相关性最高。

[0058] 在一些实施例中,至少一个身体部位包括四肢,以便于根据四肢的脉搏传输时间分析用户的四肢的血管情况,并且四肢距离心脏较远,有利于降低信号处理的误差对脉搏传输时间的扰动,进而能够降低脉搏传输时间的计算误差。

[0059] 具体的,脉搏传输时间在一定程度上反应了血管硬化程度。如图3所示,健康者的血管弹性较好,脉搏传输时间相对较长,动脉血管出现硬化等情况,脉搏传输时间较短。

[0060] 图4为根据本公开实施例的动脉硬化检测设备的结构示意图,如图4所示,本公开提供了一种动脉硬化检测设备100,该动脉硬化检测设备100包括通信接口110和处理器120,其中,通信接口110被配置为接收单导心电信号和至少一个身体部位的超声脉搏波信号,处理器120还包括存储器121,存储器121上存储有计算机可执行指令,处理器120执行该计算机可执行指令时,实现如本公开中任一项实施例所述的确定脉搏传输时间的方法。可选的,通信接口110接收到的单导心电信号和超声脉搏波信号可以为已经经过预处理的信号,也可以为未经过预处理的信号,如果这两种信号未经过预处理,处理器120需要首先对经由通信接口110接收到的单导心电信号和身体部位的超声脉搏波信号进行预处理,例如去除噪声、去除基线漂移等,然后提取预处理后的单导心电信号的R波信息和脉搏波信号的特征点,当然,包括R波信息和脉搏波信号特征点的提取的预处理也可以分别利用单导心电检测模块和微型超声脉搏检测模块自身的处理单元来执行。

[0061] 其中,预处理的方法和提取单导心电信号的R波信息以及脉搏波信号的特征点的方法有多种,在此不做具体限定,之后执行存储器121上存储的计算机可执行指令,根据单导心电信号的R波信息和脉搏波信号的特征点确定脉搏传输时间,其中,脉搏传输时间与动脉硬化程度具有较高的相关性,如此,可以根据该脉搏传输时间定性地确定各身体部位的动脉硬化程度。

[0062] 本公开所提供动脉硬化检测设备100能够基于单导心电信号和超声脉搏波信号较为准确的确定脉搏传输时间,并能够方便准确地根据确定的脉搏传输时间得到与对动脉硬化程度相关的重要参数,确定动脉硬化程度的准确度较高。

[0063] 在一些实施例中,处理器120执行所述计算机可执行指令时还实现如下步骤:基于各个身体部位的脉搏传输时间和单导心电信号的感测点与脉搏波信号的感测点之间的距离和脉搏传输时间,确定心脏至各个身体部位的脉搏传输速度。具体的,根据图5可以得出,,动脉血管壁的弹性越好,脉搏传输速度(baPWV)相对较慢,在动脉血管壁出现硬化时,脉搏传输速度(baPWV)会相应加快,且脉搏传输速度(baPWV)越快,表明动脉血管壁的硬化程度越高。

[0064] 在一些实施例中,至少一个身体部位包括四肢,以便根据四肢的脉搏传输时间确定四肢的动脉硬化程度,处理器120执行所述计算机可执行指令时还实现如下步骤:根据四肢的脉搏传输时间和如下公式确定相应四肢部位的血压:

$$[0065] \quad BP = \frac{1}{\gamma} \left[\ln \left(\frac{\rho d S^2}{a E_0} \right) - 2 \ln PTT \right],$$

[0066] 其中, γ 为表征血管特征的一个量,且数值范围为 $0.016-0.018\text{mmHg}^{-1}$,S为单导心电信号的感测点与脉搏波信号的感测点之间的距离, E_0 为血管壁的压力为零时的弹性模量,BP为血压,PTT为脉搏传输时间, ρ 表示血液的密度,d表示血管内径,a为与个体特性相关的系数且能够通过实际测量数据拟合得到;根据各个四肢部位的血压确定踝臂指数= $\text{SBP}_{\text{踝部}}/\text{SBP}_{\text{上臂}}$,其中, $\text{SBP}_{\text{踝部}}$ 为踝部的收缩压, $\text{SBP}_{\text{上臂}}$ 为上臂的收缩压。具体的,在本公开的实施例中,可以通过微型超声脉搏波模块测量得到与血管相关的多种参数的真实数据,如血管内径d,基于这些真实数据得到的四肢部位的血压相对于通过数据建模得到的血压更为准确,进而得到的踝臂指数也更为准确。具体说来,踝臂指数用于评价下肢动脉硬化程度,踝臂指数的数值大于1.30表征动脉僵硬,在1.00-1.29之间表征动脉正常,在0.91-0.99之间表征当前动脉处于正常和硬化的临界范围,在0.41-0.90之间表征用户具有轻到中度的动脉疾病,在0.00-0.40之间表征用户具有严重外周动脉疾病。

[0067] 在一些实施例中,处理器120执行所述计算机可执行指令时还实现如下步骤:基于四肢部位的血压、四肢的脉搏传输时间、每分钟的心输出量和外周阻力作为动脉硬化相关参数来评价动脉硬化程度,其中,

$$[0068] \quad SV = 0.283/K^2 \times T \times (P_s - P_d),$$

$$[0069] \quad P_m = \frac{1}{T} \int_0^T P(t) dt,$$

$$[0070] \quad TPR = P_m / CO,$$

$$[0071] \quad CO = SV \times 60 / T,$$

$$[0072] \quad K = (P_m - P_d) / (P_s - p_d),$$

[0073] 其中,SV为每搏的心输出量,K为脉搏波波形值,T为脉搏波周期, P_s 为收缩压, P_d 为舒张压, P_m 为平均动脉压(如图6所示),CO为每分钟的心输出量,TPR为外周阻力。

[0074] 具体说来,K的大小取决于脉搏波的周期波形图面积,是一个无量纲的值,不同生理状态下K会有很大变化,外周阻力TPR反映血管的通畅程度,每分钟的心输出量CO反映身体的血液循环系统的效率,结合脉搏波波形值K、每分钟的心输出量CO和外周阻力TPR来综合评价动脉硬化程度,使得动脉硬化程度的评价更准确。有时,患者的动脉硬化程度在某个动脉硬化相关参数上可能没有显著体现,整合四肢的血压BP、四肢的脉搏传输时间PTT、每分钟的心输出量CO和外周阻力TPR这四种动脉硬化相关参数,能够全面准确地把握动脉硬

化程度,以避免漏检或错检。

[0075] 在一些实施例中,处理器120执行所述计算机可执行指令时还实现如下步骤:确定各个动脉硬化相关参数的损害指数以评价动脉硬化程度,各个动脉硬化相关参数的损害指数利用如下公式来计算:

$$[0076] \quad F = \begin{cases} 1 - 2 \frac{V-RC}{\alpha}, & V > RC \\ 1 - 2 \frac{RF-V}{\beta}, & V < RF \\ 0, & RF \ll V \ll RC \end{cases}$$

[0077] 其中,V为动脉硬化相关参数的实际值,RC为动脉硬化相关参数的正常范围的上限,RF为动脉硬化相关参数的正常范围的下限,例如,在心率平均为每分钟75次时,每分钟的心输出量CO的正常范围为4500ml-6000ml,即,每分钟的心输出量CO的正常范围的上限RC为6000,其下限RF为4500,F为动脉硬化相关参数的损害指数, α 和 β 是常数且根据临床测得的动脉硬化相关参数与临床估测的相应损害指数的数据集拟合得到。

[0078] 发明人通过临床对比试验发现,上述F的定义所计算得到的各个动脉硬化相关参数的损害指数与患者实际的动脉硬化程度吻合度较高,且F的数值越大,表示患有动脉硬化疾病的风险越高。通过将各个动脉硬化相关参数处理为损害指数,便于用户定量且直观地确定动脉硬化程度。此外,通过对同一用户的各个动脉硬化相关参数的损害指数的持续跟踪,能够在统一标准下准确地确定动脉硬化病情的发展情况。

[0079] 图7为根据本公开实施例的动脉硬化检测系统的结构示意图,如图7所示,本公开还提供了一种动脉硬化检测系统200,包括如本公开中任一实施例所述的动脉硬化检测设备100,该动脉硬化检测系统200还包括第一从机210和第二从机220,其中,第一从机210包括心电模块211,被配置为感测用户的单导心电信号,第二从机220包括微型超声模块221,被配置为佩戴在用户的至少一个身体部位以检测该身体部位的超声脉搏波信号。具体说来,从机还包括与动脉硬化检测设备100通信的通信接口(图7中未示出),以将感测到的单导心电信号和超声脉搏波信号发送给动脉硬化检测设备100。

[0080] 具体说来,对微型超声模块221获取到的图像数据进行处理,不仅能够检测到脉搏波信号,还可以获得动脉血管的内径等与血管相关的多种参数,基于这些真实测量数据评价动脉硬化程度,得到的评价结果的准确度更高,并且,采用微型超声模块221检测脉搏波信号时不需要如现有的动脉硬化装置中的血压测量模块那样束缚于用户身体的待检测部位上,能够提升用户的舒适度,方便快捷,且微型超声模块221的尺寸较小,集成于动脉硬化检测系统200上,使得动脉硬化检测系统200的体积较小,价格也较低。

[0081] 本公开所提供的动脉硬化检测系统200将动脉硬化检测设备100与单导心电检测模块和微型超声脉搏波检测模块进行整合,能够方便准确地确定包括脉搏传输时间等对动脉硬化程度重要的参数,以便进一步确定动脉硬化程度,该系统的体积小,价格较低,使用便捷,且准确度较高。

[0082] 在一些实施例中,如图8所示,第一从机210还包括第一微处理器212和第一通信模块213,其中,第一微处理器212被配置为对感测到的单导心电信号进行处理,以得到单导心电信号的R波信息,具体的,第一微处理器212首先对单导心电信号进行预处理,例如去除肌

电干扰、工频干扰、基线漂移等,然后提取预处理后的单导心电信号的R波信息,第一通信模块213被配置为将单导心电信号的R波信息传输给动脉检测设备100的处理器120;第二从机220还包括第二微处理器222和第二通信模块223,第二微处理器222被配置为对检测到的超声脉搏波信号进行处理,提取经过预处理后的超声脉搏波信号的特征点,第二通信模块223被配置为将超声脉搏波信号的特征点的数据传输给动脉检测设备100的处理器120,以使处理器120根据单导心电信号的R波信息和超声脉搏波信号的特征点确定脉搏传输时间,进而评价动脉硬化程度。

[0083] 在一些实施例中,如图8所示,第一从机210和第二从机220中的各个包括配置为确定各个从机的第一时间信息的计时器230,动脉硬化检测设备100经由通信接口110向各个从机发送第二时间信息,第一微处理器212和第二微处理器222中的各个微处理器还配置为计算相应从机的第一时间信息与第二时间信息之间的时间偏差情况,第一通信模块213和第二通信模块223各自进一步配置为将各自的时间偏差信息发送给动脉硬化检测设备100。具体说来,第二时间信息为动脉硬化检测设备100的当前时间信息,第一时间信息为相应从机的当前时间信息,根据两时间信息的时间偏差情况可以得到动脉硬化检测设备100与各从机的同步情况。

[0084] 在一些实施例中,动脉硬化检测设备100的通信接口110还被配置为接收时间偏差信息,处理器120根据时间偏差信息对各个从机传输的信号进行相应时间补偿,补偿方式可以为向处理器120中添加延时操作,以保证动脉硬化检测设备100和各个从机工作的同步性。

[0085] 在一些实施例中,微型超声模块221进一步被配置为感测血管壁信号和血流信号;第二微处理器222进一步被配置为基于血管壁信号和血流信号至少获取以下参数之一:动脉弹性系数、血管壁厚度以及血液粘稠度。具体说来,根据动脉弹性系统、血管壁厚度、血液粘稠度等参数结合动脉硬化程度参数能够更好的评价动脉硬化情况以及预测患有动脉硬化化疾病的风险。

[0086] 在一些实施例中,第二从机220的数量至少为四个,分别被配置为获取四肢的超声脉搏波信号,以便于根据四肢的脉搏传输时间确定四肢的动脉硬化程度,提高预测患有动脉硬化化疾病的风险的准确性。

[0087] 在一些实施例中,如图8所示,动脉硬化检测系统200还包括电源模块240,电源模块240被配置为向动脉硬化检测系统200供电。

[0088] 在一些实施例中,如图8所示,动脉硬化检测系统200还包括显示器250,显示器250被配置为显示动脉硬化程度的评价信息,显示器250可以通过曲线、表格等多种形式显示动脉硬化程度的评价信息,以便于清楚、简洁的将动脉硬化程度的评价信息展示给用户。

[0089] 具体的,动脉硬化检测系统200的工作流程如图9所示,首先,在步骤S201,获取心电模块211采集到的单导心电信号和微型超声模块221检测到的四肢的脉搏波信号;然后在步骤S202,提取单导心电信号的R波信息和四肢的脉搏波信号的特征点;在步骤S203,根据单导心电信号的R波信息和四肢的脉搏波信号的特征点计算脉搏传输时间、每分钟的心输出量、外周阻力和踝臂指数;最后在步骤S204,计算步骤S203中算出的参数指标的损害指数,并结合根据微型超声模块221获取到的动脉弹性系数、血管壁厚度以及血液粘稠度完成动脉硬化程度评价,并预测患有动脉硬化化疾病的风险。

[0090] 以上描述旨在是说明性的而不是限制性的。例如,上述示例(或其一个或更多方案)可以彼此组合使用。例如本领域普通技术人员在阅读上述描述时可以使用其它实施例。另外,在上述具体实施方式中,各种特征可以被分组在一起以简单化本公开。这不应解释为一种不要求保护的公开的特征对于任一权利要求是必要的意图。相反,本公开的主题可以少于特定的公开的实施例的全部特征。从而,以下权利要求书作为示例或实施例在此并入具体实施方式中,其中每个权利要求独立地作为单独的实施例,并且考虑这些实施例可以以各种组合或排列彼此组合。本公开的范围应参照所附权利要求以及这些权利要求赋权的等同形式的全部范围来确定。

[0091] 以上实施例仅为本公开的示例性实施例,不用于限制本公开,本公开的保护范围由权利要求书限定。本领域技术人员可以在本公开的实质和保护范围内,对本公开做出各种修改或等同替换,这种修改或等同替换也应视为落在本公开的保护范围内。

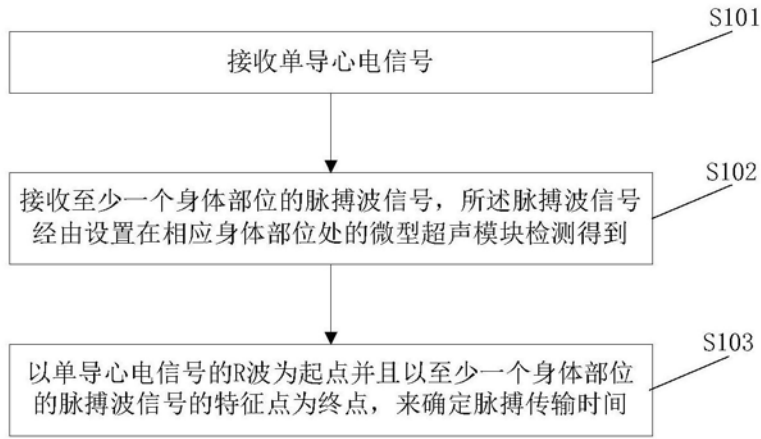


图1

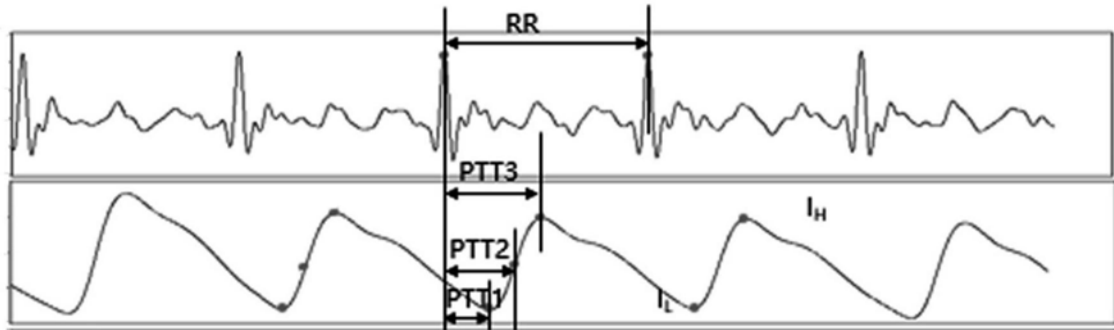


图2

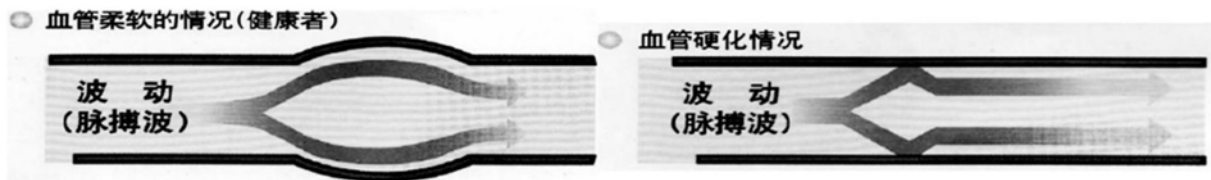


图3



图4

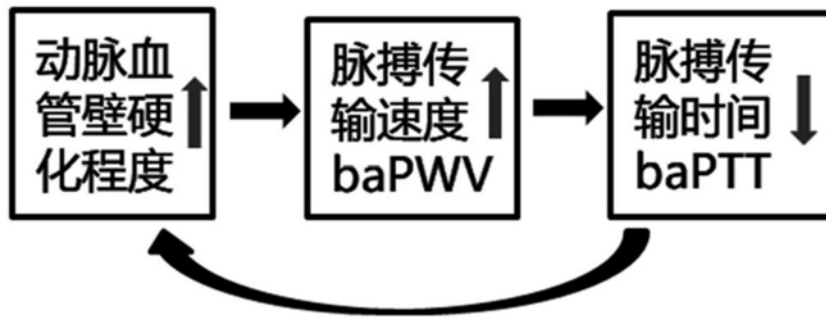


图5

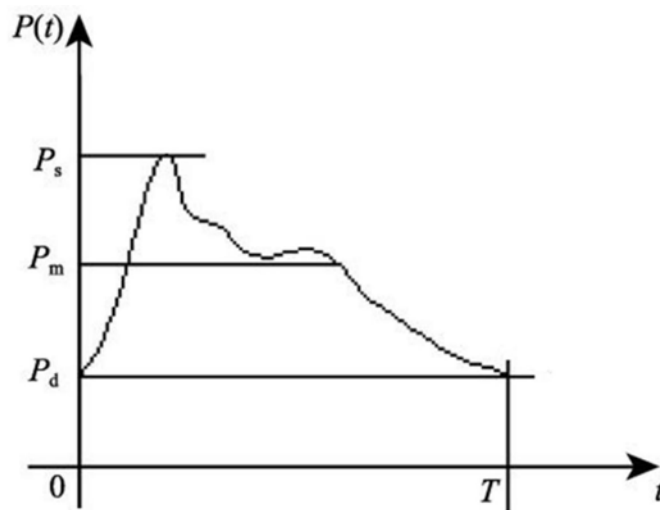


图6



图7

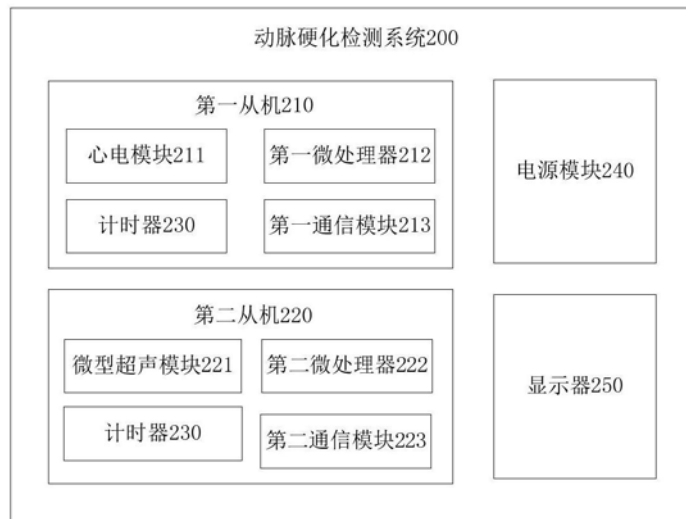


图8

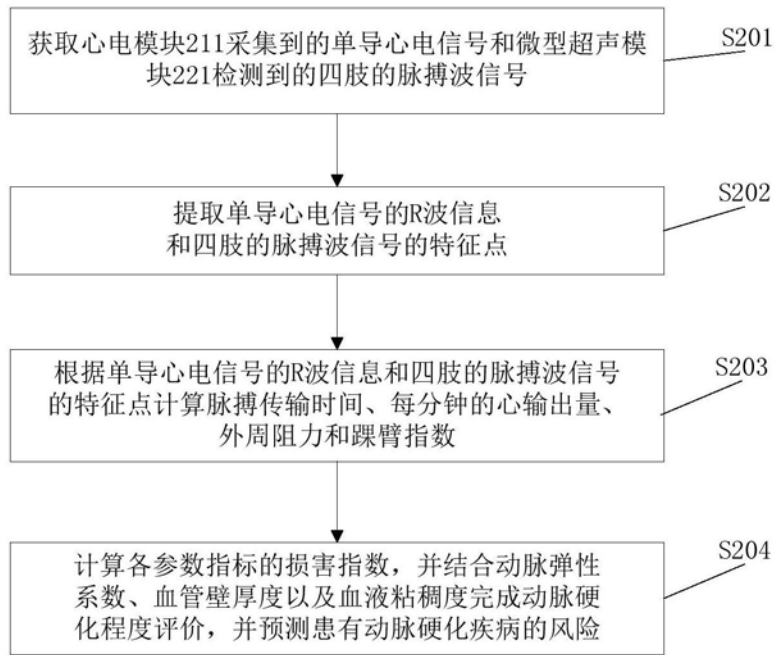


图9

专利名称(译)	确定脉搏传输时间的方法、动脉硬化检测设备及系统		
公开(公告)号	CN109730723A	公开(公告)日	2019-05-10
申请号	CN201910181877.8	申请日	2019-03-11
[标]申请(专利权)人(译)	京东方科技集团股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	京东方科技集团股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	京东方科技集团股份有限公司		
[标]发明人	杜辉 刘金叶 曹帅		
发明人	杜辉 刘金叶 曹帅		
IPC分类号	A61B8/02 A61B8/04 A61B5/0402		
代理人(译)	崔家源 夏东栋		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本公开涉及一种确定脉搏传输时间的方法、动脉硬化检测设备及系统，所述方法包括：接收单导心电信号；接收至少一个身体部位的脉搏波信号，脉搏波信号经由设置在相应身体部位处的微型超声模块检测得到；以单导心电信号的R波为起点并且以至少一个身体部位的脉搏波信号的特征点为终点，来确定脉搏传输时间。本公开所提供的确定脉搏传输时间的方法、动脉硬化检测设备及系统，能够基于单导心电信号和超声脉搏波信号较为准确的确定脉搏传输时间，动脉硬化检测系统能够方便准确地确定包括脉搏传输时间等对动脉硬化程度重要的参数，以便进一步确定动脉硬化程度，该系统的体积小，价格较低，使用便捷，且准确度较高。

