



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110652318 A
(43)申请公布日 2020.01.07

(21)申请号 201910969825.7

(22)申请日 2019.10.12

(66)本国优先权数据

201910654940.5 2019.07.19 CN

(71)申请人 飞依诺科技(苏州)有限公司

地址 215123 江苏省苏州市工业园区新发
路27号A栋5楼、C栋4楼

(72)发明人 赵一鸣 张红斌 曹泽旭 郭冬梅

(74)专利代理机构 苏州威世册知识产权代理事
务所(普通合伙) 32235

代理人 苏婷婷

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

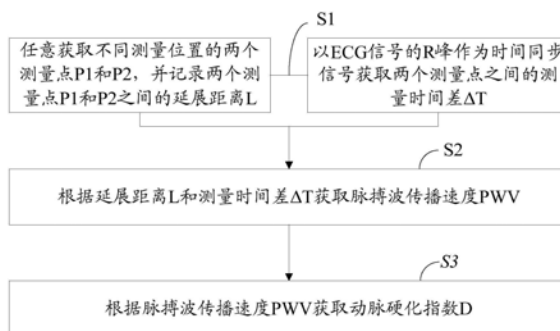
权利要求书4页 说明书10页 附图5页

(54)发明名称

基于超声设备获得动脉硬化指标的测量方法及系统

(57)摘要

本发明提供一种基于超声设备获得动脉硬化指标的测量方法及配置系统,所述方法包括:任意获取不同测量位置的两个测量点P1和P2,并记录两个测量点P1和P2之间的延展距离L;以ECG信号的R峰作为时间同步信号获取两个测量点之间的测量时间差 ΔT ;根据延展距离L和测量时间差 ΔT 获取脉搏波传播速度PWV; $PWV=L/\Delta T$;根据脉搏波传播速度PWV获取动脉硬化指数D, $D=(3.57/PWV)^2$ 。本发明的基于超声设备获得动脉硬化指标的测量方法及系统,将ECG信号的R峰作为时间同步信号,以计算两个测量点之间的测量时间差,进而获得动脉硬化指数,在不引入其他设备的情况下,提升计算精度,降低测量成本。



1. 一种基于超声设备获得动脉硬化指标的测量方法,其特征在于,所述方法包括以下步骤:

任意获取不同测量位置的两个测量点P1和P2,并记录两个测量点P1和P2之间的延展距离L;以ECG信号的R峰作为时间同步信号获取两个测量点之间的测量时间差 ΔT ;

根据延展距离L和测量时间差 ΔT 获取脉搏波传播速度PWV; $PWV=L/\Delta T$;

根据脉搏波传播速度PWV获取动脉硬化指数D, $D=(3.57/PWV)^2$ 。

2. 根据权利要求1所述的基于超声设备获得动脉硬化指标的测量方法,其特征在于,“以ECG信号的R峰作为时间同步信号获取两个测量点之间的测量时间差 ΔT ”具体包括:

获取每个测量点处的波形图,并在每个测量点所对应的波形图中选取至少一个特征点;

获取每一个特征点与ECG信号的R峰之间的时间差;

根据获得的多个特征点与ECG信号的R峰之间的时间差获得 ΔT 。

3. 根据权利要求2所述的基于超声设备获得动脉硬化指标的测量方法,其特征在于,所述方法具体包括:

将测量点P1对应的波形图标识为第一波形图,将测量点P2对应的波形图标识为第二波形图;

将在第一波形图中选择的特征点以特征点X标识,将在第二波形图中选择的特征点以特征点Y标识;

将每一特征点X与其对应按照相同规则选取的ECG信号的R峰的差值以 ΔX 标识,将每一特征点Y与其对应按照相同规则选取的ECG信号的R峰的差值以 ΔY 标识;

计算 ΔX 的均值 $\Delta\bar{X}$,以及 ΔY 的均值 $\Delta\bar{Y}$,则 $\Delta T=|\Delta\bar{X}-\Delta\bar{Y}|$ 。

4. 根据权利要求3所述的基于超声设备获得动脉硬化指标的测量方法,其特征在于,所述方法还包括:判断每一 ΔX 与 $\Delta\bar{X}$ 的差值绝对值是否大于第一预设阈值,若是,确定当前 ΔX 无效,排除无效的 ΔX 后,重新计算 $\Delta\bar{X}$,并在确认每一 ΔX 与重新计算获得的 $\Delta\bar{X}$ 差值绝对值均不大于第一预设阈值时,结束计算;

判断每一 ΔY 与 $\Delta\bar{Y}$ 的差值绝对值是否大于第一预设阈值,若是,确定当前 ΔY 无效,排除无效的 ΔY 后,重新计算 $\Delta\bar{Y}$,并在确认每一 ΔY 与重新计算获得的 $\Delta\bar{Y}$ 差值绝对值均不大于第二预设阈值时,结束计算。

5. 根据权利要求2所述的基于超声设备获得动脉硬化指标的测量方法,其特征在于,“在每个测量点所对应的波形图中选取至少一个特征点”具体包括:

在当前波形图中查找至少一个最大的一阶导数M,自当前一阶导数M的舒张末期开始向前查找第一个一阶导数大于 k_1*M 的点P3,自P3开始向后查找,直至一阶导数不满足大于 k_2*M 的条件为止,将最后一个一阶导数大于 k_2*M 的点P4作为当前波形的特征点,其中, $0 < k_2 < k_1 < 1$;

或,

在当前波形图中查找至少一个具有最大一阶导数的点P5,在P5点做切线,标识为收缩期切线;在P5点对应的周期中查找舒张期最低的点P6,在P6点做切线,标识为舒张期切线;

计算收缩期切线和舒张期切线的交点P7,选定P7为当前波形的特征点。

6. 根据权利要求2所述的基于超声设备获得动脉硬化指标的测量方法,其特征在于,“在每个测量点所对应的波形图中选取至少一个特征点”具体包括:在当前波形图中选取至少一个搜索区间,并在每个搜索区间中选取一个特征点。

7. 根据权利要求6所述的基于超声设备获得动脉硬化指标的测量方法,其特征在于,“在当前波形图中选取至少一个搜索区间”具体包括:

在当前波形图中计算所有非零点的平均值,将其以A1表示;

在当前波形图中选取波谷低于A1值的波作为候选波,以及计算当前波形图中大于A1值的波的平均值,将其以A2表示;

遍历候选波并剔除波峰小于A2值的波,以剩余的每一波峰对应每一个周期;

将每一波峰至其相邻的下一个波峰之间的时间差的绝对值以T表示;

自每一周期的波峰向前移动 $T*k_3$ 作为每一搜索区间的起始点,将其对应周期的波峰作为每一搜索区间的结束点,其中, $k_3 \in [0.125, 0.3]$ 。

8. 根据权利要求6或7所述的基于超声设备获得动脉硬化指标的测量方法,其特征在于,“在每个搜索区间中选取一个特征点”具体包括:

在每一搜索区间中查找具有最大一阶导数的点P8,将P8点及其两侧的点进行拟合以在P8点处形成收缩期切线;在P8点对应的周期中查找舒张期最低的点P9,将P9点及其前面的点进行拟合以在P9点处形成舒张期切线;计算收缩期切线和舒张期切线的交点P10,选定P10为当前波形的特征点。

9. 根据权利要求8所述的基于超声设备获得动脉硬化指标的测量方法,其特征在于,“将P8点及其两侧的点进行拟合以在P8点处形成收缩期切线”具体包括:将P8点及其两侧各 n_1 个点进行拟合以在P8点处形成收缩期切线, $n_1 = (T/\Delta t)*a$,其中, Δt 为时间分辨率,T为P8所在周期的波峰至其相邻的下一个波峰之间的时间差的绝对值, $a \in [0.010, 0.015]$;

“将P9点及其前面的点进行拟合以在P9点处形成舒张期切线”具体包括:将P9点及其前面的 n_2 个点进行拟合以在P9点处形成舒张期切线, $n_2 = (T/\Delta t)*b$,其中, $b \in [0.005, 0.010]$ 。

10. 根据权利要求6或7所述的基于超声设备获得动脉硬化指标的测量方法,其特征在于,“在每个搜索区间中选取一个特征点”具体包括:在每一个搜索区间中查找获取该搜索区间内最大的一阶导数N,自当前搜索区间的舒张末期开始向前查找第一个一阶导数大于 $0.5*N$ 的点P11,自P11开始向后查找,直至一阶导数不满足大于 $0.2*N$ 的条件为止,将最后一个一阶导数大于 $0.2*N$ 的点p12作为当前波形的特征点。

11. 一种基于超声设备获得动脉硬化指标的测量系统,其特征在于,所述系统包括:

第一测量模块,用于任意获取不同测量位置的两个测量点P1和P2,并记录两个测量点P1和P2之间的延展距离L;

第二测量模块,用于以ECG信号的R峰作为时间同步信号获取两个测量点之间的测量时间差 ΔT ;

数据处理模块,用于根据延展距离L和测量时间差 ΔT 获取脉搏波传播速度PWV; $PWV = L/\Delta T$;根据脉搏波传播速度PWV获取动脉硬化指数D, $D = (3.57/PWV)^2$ 。

12. 根据权利要求11所述的基于超声设备获得动脉硬化指标的测量系统,其特征在于,

第二测量模块具体用于：获取每个测量点处的波形图，并在每个测量点所对应的波形图中选取至少一个特征点；

获取每一个特征点与ECG信号的R峰之间的时间差；

根据获得的多个特征点与ECG信号的R峰之间的时间差获得 ΔT 。

13. 根据权利要求12所述的基于超声设备获得动脉硬化指标的测量系统，其特征在于，第二测量模块具体用于：将测量点P1对应的波形图标识为第一波形图，将测量点P2对应的波形图标识为第二波形图；

将在第一波形图中选择的特征点以特征点X标识，将在第二波形图中选择的特征点以特征点Y标识；

将每一特征点X与其对应按照相同规则选取的ECG信号的R峰的差值以 ΔX 标识，将每一特征点Y与其对应按照相同规则选取的ECG信号的R峰的差值以 ΔY 标识；

计算 ΔX 的均值 $\Delta\bar{X}$ ，以及 ΔY 的均值 $\Delta\bar{Y}$ ，则 $\Delta T = |\Delta\bar{X} - \Delta\bar{Y}|$ 。

14. 根据权利要求13所述的基于超声设备获得动脉硬化指标的测量系统，其特征在于，所述系统还包括：筛选模块，所述筛选模块用于：判断每一 ΔX 与 $\Delta\bar{X}$ 的差值绝对值是否大于第一预设阈值，若是，确定当前 ΔX 无效，排除无效的 ΔX 后，通过第二测量模块重新计算 $\Delta\bar{X}$ ，并在确认每一 ΔX 与重新计算获得的 $\Delta\bar{X}$ 差值绝对值均不大于第一预设阈值时，结束计算；

判断每一 ΔY 与 $\Delta\bar{Y}$ 的差值绝对值是否大于第一预设阈值，若是，确定当前 ΔY 无效，排除无效的 ΔY 后，通过第二测量模块重新计算 $\Delta\bar{Y}$ ，并在确认每一 ΔY 与重新计算获得的 $\Delta\bar{Y}$ 差值绝对值均不大于第二预设阈值时，结束计算。

15. 根据权利要求12所述的基于超声设备获得动脉硬化指标的测量系统，其特征在于，第二测量模块在每个测量点所对应的波形图中选取至少一个特征点时具体用于：

在当前波形图中查找至少一个最大的一阶导数M，自当前一阶导数M的舒张末期开始向前查找第一个一阶导数大于 $k_1 * M$ 的点P3，自P3开始向后查找，直至一阶导数不满足大于 $k_2 * M$ 的条件为止，将最后一个一阶导数大于 $k_2 * M$ 的点P4作为当前波形的特征点，其中， $0 < k_2 < k_1 < 1$ ；

或，

在当前波形图中查找至少一个具有最大一阶导数的点P5，在P5点做切线，标识为收缩期切线；在P5点对应的周期中查找舒张期最低的点P6，在P6点做切线，标识为舒张期切线；计算收缩期切线和舒张期切线的交点P7，选定P7为当前波形的特征点。

16. 根据权利要求12所述的基于超声设备获得动脉硬化指标的测量系统，其特征在于，第二测量模块在每个测量点所对应的波形图中选取至少一个特征点时具体用于：在当前波形图中选取至少一个搜索区间，并在每个搜索区间中选取一个特征点。

17. 根据权利要求16所述的基于超声设备获得动脉硬化指标的测量系统，其特征在于，第二测量模块在当前波形图中选取至少一个搜索区间时具体用于：

在当前波形图中计算所有非零点的平均值，将其以A1表示；

在当前波形图中选取波谷低于A1值的波作为候选波，以及计算当前波形图中大于A1值的波的平均值，将其以A2表示；

遍历候选波并剔除波峰小于A2值的波,以剩余的每一波峰对应每一个周期;

将每一波峰至其相邻的下一个波峰之间的时间差的绝对值以T表示;

自每一周期的波峰向前移动 $T*k3$ 作为每一搜索区间的起始点,将其对应周期的波峰作为每一搜索区间的结束点,其中, $k3 \in [0.125, 0.3]$ 。

18. 根据权利要求16或17所述的基于超声设备获得动脉硬化指标的测量系统,其特征在于,第二测量模块在每个搜索区间中选取一个特征点时具体用于:

在每一搜索区间中查找具有最大一阶导数的点P8,将P8点及其两侧的点进行拟合以在P8点处形成收缩期切线;在P8点对应的周期中查找舒张期最低点P9,将P9点及其前面的点进行拟合以在P9点处形成舒张期切线;计算收缩期切线和舒张期切线的交点P10,选定P10为当前波形的特征点。

19. 根据权利要求18所述的基于超声设备获得动脉硬化指标的测量系统,其特征在于,第二测量模块将P8点及其两侧的点进行拟合以在P8点处形成收缩期切线时具体用于:将P8点及其两侧各 $n1$ 个点进行拟合以在P8点处形成收缩期切线, $n1 = (T/\Delta t)*a$,其中, Δt 为时间分辨率,T为P8所在周期的波峰至其相邻的下一个波峰之间的时间差的绝对值, $a \in [0.010, 0.015]$;

第二测量模块将P9点及其前面的点进行拟合以在P9点处形成舒张期切线时具体用于:将P9点及其前面的 $n2$ 个点进行拟合以在P9点处形成舒张期切线, $n2 = (T/\Delta t)*b$,其中, $b \in [0.005, 0.010]$ 。

20. 根据权利要求16或17所述的基于超声设备获得动脉硬化指标的测量系统,其特征在于,第二测量模块在每个搜索区间中选取一个特征点时具体用于:在每一个搜索区间中查找获取该搜索区间内最大的一阶导数N,自当前搜索区间的舒张末期开始向前查找第一个一阶导数大于 $0.5*N$ 的点P11,自P11开始向后查找,直至一阶导数不满足大于 $0.2*N$ 的条件为止,将最后一个一阶导数大于 $0.2*N$ 的点p12作为当前波形的特征点。

基于超声设备获得动脉硬化指标的测量方法及系统

技术领域

[0001] 本发明属于医疗超声技术领域,主要涉及一种基于超声设备获得动脉硬化指标的测量方法及系统。

背景技术

[0002] 心血管疾病是严重危害人类健康的重大疾病,而动脉硬化病变是大多数心血管疾病共同的病理生理基础,任何身体部位的动脉硬化病变都可能导致相应区域的缺血性功能,例如冠心病、脑卒中等。因此,获知动脉的硬化程度是心血管疾病防治水平的关键。

[0003] 现如今的动脉硬化检测设备主要分为有创检测和无创检测两类,有创检测设备主要采用动脉造影术的方式对动脉硬化程度进行检测,然而基于动脉造影的检测设备属于有创性操作,具有检测复杂、价格昂贵、灵敏度低等特点。无创检测设备会应用基于超声成像的血管顺应性检测等方法,同样具有造价高、操作复杂、需要专业指导、不利于便携式监测等问题。

发明内容

[0004] 为解决上述技术问题,本发明的目的在于提供一种基于超声设备获得动脉硬化指标的测量方法及系统。

[0005] 为了实现上述发明目的之一,本发明一实施方式提供一种基于超声设备获得动脉硬化指标的测量方法,所述方法包括:任意获取不同测量位置的两个测量点P1和P2,并记录两个测量点P1和P2之间的延展距离L;以ECG信号的R峰作为时间同步信号获取两个测量点之间的测量时间差 ΔT ;

[0006] 根据延展距离L和测量时间差 ΔT 获取脉搏波传播速度PWV; $PWV=L/\Delta T$;

[0007] 根据脉搏波传播速度PWV获取动脉硬化指数D, $D=(3.57/PWV)^2$ 。

[0008] 作为本发明一实施方式的进一步改进,“以ECG信号的R峰作为时间同步信号获取两个测量点之间的测量时间差 ΔT ”具体包括:

[0009] 获取每个测量点处的波形图,并在每个测量点所对应的波形图中选取至少一个特征点;

[0010] 获取每一个特征点与ECG信号的R峰之间的时间差;

[0011] 根据获得的多个特征点与ECG信号的R峰之间的时间差获得 ΔT 。

[0012] 作为本发明一实施方式的进一步改进,所述方法具体包括:

[0013] 将测量点P1对应的波形图标识为第一波形图,将测量点P2对应的波形图标识为第二波形图;

[0014] 将在第一波形图中选择的特征点以特征点X标识,将在第二波形图中选择的特征点以特征点Y标识;

[0015] 将每一特征点X与其对应按照相同规则选取的ECG信号的R峰的差值以 ΔX 标识,将每一特征点Y与其对应按照相同规则选取的ECG信号的R峰的差值以 ΔY 标识;

[0016] 计算 ΔX 的均值 $\Delta\bar{X}$, 以及 ΔY 的均值 $\Delta\bar{Y}$, 则 $\Delta T = |\Delta\bar{X} - \Delta\bar{Y}|$ 。

[0017] 作为本发明一实施方式的进一步改进, 所述方法还包括: 判断每一 ΔX 与 $\Delta\bar{X}$ 的差值绝对值是否大于第一预设阈值, 若是, 确定当前 ΔX 无效, 排除无效的 ΔX 后, 重新计算 $\Delta\bar{X}$, 并在确认每一 ΔX 与重新计算获得的 $\Delta\bar{X}$ 差值绝对值均不大于第一预设阈值时, 结束计算;

[0018] 判断每一 ΔY 与 $\Delta\bar{Y}$ 的差值绝对值是否大于第一预设阈值, 若是, 确定当前 ΔY 无效, 排除无效的 ΔY 后, 重新计算 $\Delta\bar{Y}$, 并在确认每一 ΔY 与重新计算获得的 $\Delta\bar{Y}$ 差值绝对值均不大于第二预设阈值时, 结束计算。

[0019] 作为本发明一实施方式的进一步改进, “在每个测量点所对应的波形图中选取至少一个特征点” 具体包括:

[0020] 在当前波形图中查找至少一个最大的一阶导数 M , 自当前一阶导数 M 的舒张末期开始向前查找第一个一阶导数大于 $k_1 * M$ 的点 P_3 , 自 P_3 开始向后查找, 直至一阶导数不满足大于 $k_2 * M$ 的条件为止, 将最后一个一阶导数大于 $k_2 * M$ 的点 p_4 作为当前波形的特征点, 其中, $0 < k_2 < k_1 < 1$;

[0021] 或,

[0022] 在当前波形图中查找至少一个具有最大一阶导数的点 P_5 , 在 P_5 点做切线, 标识为收缩期切线; 在 P_5 点对应的周期中查找舒张期最低点 P_6 , 在 P_6 点做切线, 标识为舒张期切线; 计算收缩期切线和舒张期切线的交点 P_7 , 选定 P_7 为当前波形的特征点。

[0023] 作为本发明一实施方式的进一步改进, “在每个测量点所对应的波形图中选取至少一个特征点” 具体包括: 在当前波形图中选取至少一个搜索区间, 并在每个搜索区间中选取一个特征点。

[0024] 作为本发明一实施方式的进一步改进, “在当前波形图中选取至少一个搜索区间” 具体包括:

[0025] 在当前波形图中计算所有非零点的平均值, 将其以 A_1 表示;

[0026] 在当前波形图中选取波谷低于 A_1 值的波作为候选波, 以及计算当前波形图中大于 A_1 值的波的平均值, 将其以 A_2 表示;

[0027] 遍历候选波并剔除波峰小于 A_2 值的波, 以剩余的每一波峰对应每一个周期;

[0028] 将每一波峰至其相邻的下一个波峰之间的时间差的绝对值以 T 表示;

[0029] 自每一周期的波峰向前移动 $T * k_3$ 作为每一搜索区间的起始点, 将其对应周期的波峰作为每一搜索区间的结束点, 其中, $k_3 \in [0.125, 0.3]$ 。

[0030] 作为本发明一实施方式的进一步改进, “在每个搜索区间中选取一个特征点” 具体包括:

[0031] 在每一搜索区间中查找具有最大一阶导数的点 P_8 , 将 P_8 点及其两侧的点进行拟合以在 P_8 点处形成收缩期切线; 在 P_8 点对应的周期中查找舒张期最低点 P_9 , 将 P_9 点及其前面的点进行拟合以在 P_9 点处形成舒张期切线; 计算收缩期切线和舒张期切线的交点 P_{10} , 选定 P_{10} 为当前波形的特征点。

[0032] 作为本发明一实施方式的进一步改进, “将 P_8 点及其两侧的点进行拟合以在 P_8 点处形成收缩期切线” 具体包括:

[0033] 将P8点及其两侧各n1个点进行拟合以在P8点处形成收缩期切线, $n1 = (T/\Delta t) * a$, 其中, Δt 为时间分辨率, T为P8所在周期的波峰至其相邻的下一个波峰之间的时间差的绝对值, $a \in [0.010, 0.015]$;

[0034] “将P9点及其前面的点进行拟合以在P9点处形成舒张期切线”具体包括:

[0035] 将P9点及其前面的n2个点进行拟合以在P9点处形成舒张期切线, $n2 = (T/\Delta t) * b$, 其中, $b \in [0.005, 0.010]$ 。

[0036] 作为本发明一实施方式的进一步改进, “在每个搜索区间中选取一个特征点”具体包括: 在每一个搜索区间中查找获取该搜索区间内最大的一阶导数N, 自当前搜索区间的舒张末期开始向前查找第一个一阶导数大于 $0.5 * N$ 的点P11, 自P11开始向后查找, 直至一阶导数不满足大于 $0.2 * N$ 的条件为止, 将最后一个一阶导数大于 $0.2 * N$ 的点p12作为当前波形的特征点。

[0037] 为了实现上述发明目的之一, 本发明一实施方式提供一种基于超声设备获得动脉硬化指标的测量系统, 所述系统包括: 第一测量模块, 用于任意获取不同测量位置的两个测量点P1和P2, 并记录两个测量点P1和P2之间的延展距离L;

[0038] 第二测量模块, 用于以ECG信号的R峰作为时间同步信号获取两个测量点之间的测量时间差 ΔT ;

[0039] 数据处理模块, 用于根据延展距离L和测量时间差 ΔT 获取脉搏波传播速度PWV; $PWV = L/\Delta T$; 根据脉搏波传播速度PWV获取动脉硬化指数D, $D = (3.57/PWV)^2$ 。

[0040] 作为本发明一实施方式的进一步改进, 第二测量模块具体用于: 获取每个测量点处的波形图, 并在每个测量点所对应的波形图中选取至少一个特征点;

[0041] 获取每一个特征点与ECG信号的R峰之间的时间差;

[0042] 根据获得的多个特征点与ECG信号的R峰之间的时间差获得 ΔT 。

[0043] 作为本发明一实施方式的进一步改进, 第二测量模块具体用于: 将测量点P1对应的波形图标识为第一波形图, 将测量点P2对应的波形图标识为第二波形图;

[0044] 将在第一波形图中选择的特征点以特征点X标识, 将在第二波形图中选择的特征点以特征点Y标识;

[0045] 将每一特征点X与其对应按照相同规则选取的ECG信号的R峰的差值以 ΔX 标识, 将每一特征点Y与其对应按照相同规则选取的ECG信号的R峰的差值以 ΔY 标识;

[0046] 计算 ΔX 的均值 $\Delta \bar{X}$, 以及 ΔY 的均值 $\Delta \bar{Y}$, 则 $\Delta T = |\Delta \bar{X} - \Delta \bar{Y}|$ 。

[0047] 作为本发明一实施方式的进一步改进, 所述系统还包括: 筛选模块, 所述筛选模块用于: 判断每一 ΔX 与 $\Delta \bar{X}$ 的差值绝对值是否大于第一预设阈值, 若是, 确定当前 ΔX 无效, 排除无效的 ΔX 后, 通过第二测量模块重新计算 $\Delta \bar{X}$, 并在确认每一 ΔX 与重新计算获得的 $\Delta \bar{X}$ 差值绝对值均不大于第一预设阈值时, 结束计算;

[0048] 判断每一 ΔY 与 $\Delta \bar{Y}$ 的差值绝对值是否大于第一预设阈值, 若是, 确定当前 ΔY 无效, 排除无效的 ΔY 后, 通过第二测量模块重新计算 $\Delta \bar{Y}$, 并在确认每一 ΔY 与重新计算获得的 $\Delta \bar{Y}$ 差值绝对值均不大于第二预设阈值时, 结束计算。

[0049] 作为本发明一实施方式的进一步改进, 第二测量模块用于在每个测量点所对应的

波形图中选取至少一个特征点时具体包括：

[0050] 在当前波形图中查找至少一个最大的一阶导数M,自当前一阶导数M的舒张末期开始向前查找第一个一阶导数大于 $k_1 * M$ 的点P3,自P3开始向后查找,直至一阶导数不满足大于 $k_2 * M$ 的条件为止,将最后一个一阶导数大于 $k_2 * M$ 的点p4P作为当前波形的特征点,其中, $0 < k_2 < k_1 < 1$;

[0051] 或,

[0052] 在当前波形图中查找至少一个具有最大一阶导数的点P5,在P5点做切线,标识为收缩期切线;在P5点对应的周期中查找舒张期最低点P6,在P6点做切线,标识为舒张期切线;计算收缩期切线和舒张期切线的交点P7,选定P7为当前波形的特征点。

[0053] 作为本发明一实施方式的进一步改进,第二测量模块在每个测量点所对应的波形图中选取至少一个特征点时具体用于:在当前波形图中选取至少一个搜索区间,并在每个搜索区间中选取一个特征点。

[0054] 作为本发明一实施方式的进一步改进,第二测量模块在当前波形图中选取至少一个搜索区间时具体用于:

[0055] 在当前波形图中计算所有非零点的平均值,将其以A1表示;

[0056] 在当前波形图中选取波谷低于A1值的波作为候选波,以及计算当前波形图中大于A1值的波的平均值,将其以A2表示;

[0057] 遍历候选波并剔除波峰小于A2值的波,以剩余的每一波峰对应每一个周期;

[0058] 将每一波峰至其相邻的下一个波峰之间的时间差的绝对值以T表示;

[0059] 自每一周期的波峰向前移动 $T * k_3$ 作为每一搜索区间的起始点,将其对应周期的波峰作为每一搜索区间的结束点,其中, $k_3 \in [0.125, 0.3]$ 。

[0060] 作为本发明一实施方式的进一步改进,第二测量模块在每个搜索区间中选取一个特征点时具体用于:

[0061] 在每一搜索区间中查找具有最大一阶导数的点P8,将P8点及其两侧的点进行拟合以在P8点处形成收缩期切线;在P8点对应的周期中查找舒张期最低点P9,将P9点及其前面的点进行拟合以在P9点处形成舒张期切线;计算收缩期切线和舒张期切线的交点P10,选定P10为当前波形的特征点。

[0062] 作为本发明一实施方式的进一步改进,第二测量模块将P8点及其两侧的点进行拟合以在P8点处形成收缩期切线时具体用于:将P8点及其两侧各 n_1 个点进行拟合以在P8点处形成收缩期切线, $n_1 = (T / \Delta t) * a$,其中, Δt 为时间分辨率,T为P8所在周期的波峰至其相邻的下一个波峰之间的时间差的绝对值, $a \in [0.010, 0.015]$;

[0063] 第二测量模块将P9点及其前面的点进行拟合以在P9点处形成舒张期切线时具体用于:将P9点及其前面的 n_2 个点进行拟合以在P9点处形成舒张期切线, $n_2 = (T / \Delta t) * b$,其中, $b \in [0.005, 0.010]$ 。

[0064] 作为本发明一实施方式的进一步改进,第二测量模块在每个搜索区间中选取一个特征点时具体用于:在每一个搜索区间中查找获取该搜索区间内最大的一阶导数N,自当前搜索区间的舒张末期开始向前查找第一个一阶导数大于 $0.5 * N$ 的点P11,自P11开始向后查找,直至一阶导数不满足大于 $0.2 * N$ 的条件为止,将最后一个一阶导数大于 $0.2 * N$ 的点p12作为当前波形的特征点。

[0065] 与现有技术相比,本发明的有益效果是:本发明的基于超声设备获得动脉硬化指标的测量方法及系统,将ECG信号的R峰作为时间同步信号,以计算两个测量点之间的测量时间差,进而获得动脉硬化指数,在不引入其他设备的情况下,提升计算精度,降低测量成本。

附图说明

[0066] 图1是本发明一实施方式提供的基于超声设备获得动脉硬化指标的测量方法的流程图示意图;

[0067] 图2是本发明一具体示例的ECG信号与波形图的对应关系结构示意图;

[0068] 图3、图4、6、7分别为本发明不同示例中涉及的波形图的示意图;

[0069] 图5为本发明具体示例涉及的在波形图中选取搜索区间的示意图;

[0070] 图8是本发明一具体示例中不同血管波形图与ECG信号结合的示意图;

[0071] 图9是本发明一实施方式提供的基于超声设备获得动脉硬化指标的测量系统的模块示意图。

具体实施方式

[0072] 以下将结合附图所示的具体实施方式对本发明进行详细描述。但这些实施方式并不限制本发明,本领域的普通技术人员根据这些实施方式所做出的结构、方法、或功能上的变换均包含在本发明的保护范围内。

[0073] 如图1所示,本发明一实施方式提供的基于超声设备获得动脉硬化指标的测量方法,所述方法包括:S1、任意获取不同测量位置的两个测量点P1和P2,并记录两个测量点P1和P2之间的延展距离L;以ECG信号的R峰作为时间同步信号获取两个测量点之间的测量时间差 ΔT ;S2、根据延展距离L和测量时间差 ΔT 获取脉搏波传播速度PWV; $PWV=L/\Delta T$;S3:根据脉搏波传播速度PWV获取动脉硬化指数D, $D=(3.57/PWV)^2$ 。

[0074] 对于步骤S1,不同测量位置通常至相距较远的两处血管位置,本发明具体实施方式中,两处血管位置可分别选定为颈动脉和股动脉,两个测量点P1和P2分别为颈动脉和股动脉血管上的任意一个点。

[0075] 当两个测量点位置选定后,该两个测量点之间的延展距离可通过多种方式获得,该延展距离L的获得方式为现有技术,在此不做进一步的赘述。需要说明的是,该延展距离L为血流自一个测量点至另一个测量点流通过程所形成的物理延展距离。

[0076] ECG信号为是electrocardiogram的缩写,中文含义为心电信号,对于同一用户,其ECG信号固定,如此,采用该ECG信号的R峰作为时间同步信号,可确保获得的时间差 ΔT 更为精准,且无需引入其他仪器以获得其他参考变量,即可以达到获得测量时间差 ΔT 的目的。

[0077] 本发明可实施方式中,步骤S1“以ECG信号的R峰作为时间同步信号获取两个测量点之间的测量时间差 ΔT ”具体包括:S11、获取每个测量点处的波形图,并在每个测量点对应的波形图中选取至少一个特征点;S12、获取每一个特征点与ECG信号的R峰之间的时间差;S13、根据获得的多个特征点与ECG信号的R峰之间的时间差获得 ΔT 。

[0078] 结合图2所示,在该示例中,ECG信号的一个R峰和在其中一个测量点对应波形图中选取的特征点之间的时间差以t表示。

[0079] 相应的,在该可实施方式中,所述方法具体包括:将测量点P1对应的波形图标识为第一波形图,将测量点P2对应的波形图标识为第二波形图;将在第一波形图中选择的特征点以特征点X标识,将在第二波形图中选择的特征点以特征点Y标识;将每一特征点X与其对应按照相同规则选取的ECG信号的R峰的差值以 ΔX 标识,将每一特征点Y与其对应按照相同规则选取的ECG信号的R峰的差值以 ΔY 标识;计算 ΔX 的均值 $\Delta\bar{X}$,以及 ΔY 的均值 $\Delta\bar{Y}$,则 $\Delta T = |\Delta\bar{X} - \Delta\bar{Y}|$ 。

[0080] 需要说明的是,若在第一波形图和第二波形图中选取的特征标识分别为1个,则无需计算 $\Delta\bar{X}$ 和 $\Delta\bar{Y}$,直接以每个特征点对应的 ΔX 和 ΔY 即可以获得 ΔT ,即在两个波形图中选择的特征标识均为1个时, $\Delta T = |\Delta X - \Delta Y|$ 。

[0081] 本发明较佳实施方式中,当在每一波形图中选取多个特征点时,多个特征点中可能会存在异常参数;本发明较佳实施方式中,为了保证计算的精准度,所述方法还包括:判断每一 ΔX 与 $\Delta\bar{X}$ 的差值绝对值是否大于第一预设阈值,若是,确定当前 ΔX 无效,排除无效的 ΔX 后,重新计算 $\Delta\bar{X}$,并在确认每一 ΔX 与重新计算获得的 $\Delta\bar{X}$ 差值绝对值均不大于第一预设阈值时,结束计算;判断每一 ΔY 与 $\Delta\bar{Y}$ 的差值绝对值是否大于第一预设阈值,若是,确定当前 ΔY 无效,排除无效的 ΔY 后,重新计算 $\Delta\bar{Y}$,并在确认每一 ΔY 与重新计算获得的 $\Delta\bar{Y}$ 差值绝对值均不大于第二预设阈值时,结束计算。

[0082] 所述第一预设阈值和第二预设阈值均为一设定的已知参数值,其大小与心率信号相关,例如:0.1s,在此不做进一步的赘述。

[0083] 本发明可实现方式中,所述特征点的选取具有下述4种方式。

[0084] 第一种实施方式中,采用导数阈值法获得每个波形图中的特征点;结合图3所示,该实施方式中,所述方法具体包括:在当前波形图中查找至少一个最大的一阶导数M,自当前一阶导数M的舒张末期开始向前查找第一个一阶导数大于 $k_1 * M$ 的点P3,自P3开始向后查找,直至一阶导数不满足大于 $k_2 * M$ 的条件为止,将最后一个一阶导数大于 $k_2 * M$ 的点p4作为当前波形的特征点,其中, $0 < k_2 < k_1 < 1$;例如: k_2 取值范围10%至20%, k_1 取值为50%。

[0085] 第二种实施方式中,采用切线交叉法获得每个波形图中的特征点;结合图4所示,该实施方式中,所述方法具体包括:在当前波形图中查找至少一个具有最大一阶导数的点P5,在P5点做切线,标识为收缩期切线;在P5点对应的周期中查找舒张期最低的点P6,在P6点做切线,标识为舒张期切线;计算收缩期切线和舒张期切线的交点P7,选定P7为当前波形的特征点。

[0086] 第三、第四种实施方式中,“在每个测量点所对应的波形图中选取至少一个特征点”具体包括:在当前波形图中选取至少一个搜索区间,并在每个搜索区间中选取一个特征点。通过限定搜索区间,可以消除误检,提高检测结果的鲁棒性,提高检测精度。

[0087] 本发明具体实施方式中,结合图5所示,“在当前波形图中选取至少一个搜索区间”具体包括:M1、在当前波形图中计算所有非零点的平均值,将其以A1表示;M2、在当前波形图中选取波谷低于A1值的波作为候选波,以及计算当前波形图中大于A1值的波的平均值,将其以A2表示;M3、遍历候选波并剔除波峰小于A2值的波,以剩余的每一波峰对应每一个周期;M4、将每一波峰至其相邻的下一个波峰之间的时间差的绝对值以T表示;自每一周期的

波峰向前移动 $T*k_3$ 作为每一搜索区间的起始点,将其对应周期的波峰作为每一搜索区间的结束点,其中, $k_3 \in [0.125, 0.3]$ 。

[0088] 对于本发明的第三实施方式中,结合图6所示,“在每个搜索区间中选取一个特征点”具体包括:在每一搜索区间中查找具有最大一阶导数的点P8,将P8点及其两侧的点进行拟合以在P8点处形成收缩期切线;在P8点对应的周期中查找舒张期最低的点P9,将P9点及其前面的点进行拟合以在P9点处形成舒张期切线;计算收缩期切线和舒张期切线的交点P10,选定P10为当前波形的特征点。

[0089] 本发明一具体实施方式中,“将P8点及其两侧的点进行拟合以在P8点处形成收缩期切线”具体包括:将P8点及其两侧各 n_1 个点进行拟合以在P8点处形成收缩期切线, $n_1 = (T/\Delta t)*a$,其中, Δt 为时间分辨率, $a \in [0.010, 0.015]$;“将P9点及其前面的点进行拟合以在P9点处形成舒张期切线”具体包括:将P9点及其前面的 n_2 个点进行拟合以在P9点处形成舒张期切线, $n_2 = (T/\Delta t)*b$,其中, $b \in [0.005, 0.010]$;通过点拟合,可以去除毛刺,进一步提升检测精度。当然,本发明的第三实施方式中收缩期切线以及舒张期切线的获得也可以参考第二实施方式,即在P8点直接做切线形成收缩期切线,和/或在P9点直接做切线形成舒张期切线,在此不做进一步的赘述。

[0090] 对于本发明的第四实施方式中,结合图7所示,“在每个搜索区间中选取一个特征点”具体包括:在每一个搜索区间中查找获取该搜索区间内最大的一阶导数N,自当前搜索区间的舒张末期开始向前查找第一个一阶导数大于 $0.5*N$ 的点P11,自P11开始向后查找,直至一阶导数不满足大于 $0.2*N$ 的条件为止,将最后一个一阶导数大于 $0.2*N$ 的点p12作为当前波形的特征点。

[0091] 本发明一具体示例中,在用户的PWV功能界面,滚动轨迹球将活动光标移至目标超声图像,结合图8所示,在选定目标后,接收当前图像中ECG信号的R峰时间数据以及(颈/股)动脉血流加速点时间数据,该(颈/股)动脉血流加速点即为上述内容描述的在两个波形图中分别选定的特征点X和Y;进一步的,按上述内容计算可知:在选定的特征点X和Y中存在无效的特征点,将其进行筛选后,获得多个有效的心动周期,需要说明的是,在该示例中,相邻心率信号的R峰之间的间隔称之为一个心动周期。在筛选有效心动周期过程中,可以在波形图中将有效心动周期和无效心动周期以不同颜色和/或不同的标识线进行标识,便于用户观察;进一步的,当筛选完成后,还可以对无效的心动周期进行删除、恢复等操作,在此不做进一步的赘述。最后,通过系统获知的两个测量点之间的距离L,以及上述过程获得的测量时间差 ΔT 获得脉搏波传播速度PWV,并最终通过 $D = (3.57/PWV)^2$ 获得动脉硬化指数D。

[0092] 结合图9所示,本发明一实施方式提供一种基于超声设备获得动脉硬化指标的测量系统,所述测量系统包括:第一测量模块101,第二测量模块103,处理模块200以及筛选模块300。

[0093] 第一测量模块101用于任意获取不同测量位置的两个测量点P1和P2,并记录两个测量点P1和P2之间的延展距离L;第二测量模块103用于以ECG信号的R峰作为时间同步信号获取两个测量点之间的测量时间差 ΔT ;处理模块200用于根据延展距离L和测量时间差 ΔT 获取脉搏波传播速度PWV; $PWV = L/\Delta T$;以及根据脉搏波传播速度PWV获取动脉硬化指数D, $D = (3.57/PWV)^2$ 。

[0094] 不同测量位置通常至相距较远的两处血管位置,本发明具体实施方式中,两处血

管位置可分别选定为颈动脉和股动脉,两个测量点P1和P2分别为颈动脉和股动脉血管上的任意一个点。

[0095] 当两个测量点位置选定后,该两个测量点之间的延展距离可通过多种方式获得,该延展距离L的获得方式为现有技术,在此不做进一步的赘述。需要说明的是,该延展距离L为血流自一个测量点至另一个测量点流通过程所形成的物理延展距离。

[0096] 第二测量模块103具体用于:获取每个测量点处的波形图,并在每个测量点所对应的波形图中选取至少一个特征点;获取每一个特征点与ECG信号的R峰之间的时间差;根据获得的多个特征点与ECG信号的R峰之间的时间差获得 ΔT 。

[0097] 结合图2所示,在该示例中,ECG信号的一个R峰和在其中一个测量点对应波形图中选取的特征点之间的时间差以 t 表示。

[0098] 相应的,在该可实施方式中,第二测量模块103将测量点P1对应的波形图标识为第一波形图,将测量点P2对应的波形图标识为第二波形图;将在第一波形图中选择的特征点以特征点X标识,将在第二波形图中选择的特征点以特征点Y标识;将每一特征点X与其对应按照相同规则选取的ECG信号的R峰的差值以 ΔX 标识,将每一特征点Y与其对应按照相同规则选取的ECG信号的R峰的差值以 ΔY 标识;计算 ΔX 的均值 $\overline{\Delta X}$,以及 ΔY 的均值 $\overline{\Delta Y}$,则
$$\Delta T = |\overline{\Delta X} - \overline{\Delta Y}|$$
。

[0099] 需要说明的是,若在第一波形图和第二波形图中选取的特征标识分别为1个,则无需计算 $\overline{\Delta X}$ 和 $\overline{\Delta Y}$,直接以每个特征点对应的 ΔX 和 ΔY 即可以获得 ΔT ,即在两个波形图中选择的特征标识均为1个时, $\Delta T = |\Delta X - \Delta Y|$ 。

[0100] 本发明较佳实施方式中,当在每一波形图中选取多个特征点时,多个特征点中可能会存在异常参数;本发明较佳实施方式中,为了保证计算的精准度,筛选模块300用于判断每一 ΔX 与 $\overline{\Delta X}$ 的差值绝对值是否大于第一预设阈值,若是,确定当前 ΔX 无效,排除无效的 ΔX 后,通过第二测量模块103重新计算 $\overline{\Delta X}$,并在确认每一 ΔX 与重新计算获得的 $\overline{\Delta X}$ 差值绝对值均不大于第一预设阈值时,结束计算;判断每一 ΔY 与 $\overline{\Delta Y}$ 的差值绝对值是否大于第一预设阈值,若是,确定当前 ΔY 无效,排除无效的 ΔY 后,通过第二测量模块103重新计算 $\overline{\Delta Y}$,并在确认每一 ΔY 与重新计算获得的 $\overline{\Delta Y}$ 差值绝对值均不大于第二预设阈值时,结束计算。

[0101] 所述第一预设阈值和第二预设阈值均为一设定的已知参数值,其大小与心率信号相关,例如:0.1s,在此不做进一步的赘述。

[0102] 本发明可实现方式中,所述特征点的选取具有下述4种方式。

[0103] 第一种实施方式中,采用导数阈值法获得每个波形图中的特征点;结合图3所示,该实施方式中,第二测量模块103用于在当前波形图中查找至少一个最大的一阶导数M,自当前一阶导数M的舒张末期开始向前查找第一个一阶导数大于 $k_1 * M$ 的点P3,自P3开始向后查找,直至一阶导数不满足大于 $k_2 * M$ 的条件为止,将最后一个一阶导数大于 $k_2 * M$ 的点p4作为当前波形的特征点,其中, $0 < k_2 < k_1 < 1$;例如: k_2 取值范围10%至20%, k_1 取值为50%。

[0104] 第二种实施方式中,采用切线交叉法获得每个波形图中的特征点;结合图4所示,该实施方式中,第二测量模块103用于在当前波形图中查找至少一个具有最大一阶导数的

点P5,在P5点做切线,标识为收缩期切线;在P5点对应的周期中查找舒张期最低的点P6,在P6点做切线,标识为舒张期切线;计算收缩期切线和舒张期切线的交点P7,选定P7为当前波形的特征点。

[0105] 第三、第四种实施方式中,第二测量模块103在每个测量点所对应的波形图中选取至少一个特征点时具体用于:在当前波形图中选取至少一个搜索区间,并在每个搜索区间中选取一个特征点。

[0106] 本发明具体实施方式中,结合图5所示,第二测量模块103在当前波形图中选取至少一个搜索区间时具体用于:在当前波形图中计算所有非零点的平均值,将其以A1表示;在当前波形图中选取波谷低于A1值的波作为候选波,以及计算当前波形图中大于A1值的波的平均值,将其以A2表示;遍历候选波并剔除波峰小于A2值的波,以剩余的每一波峰对应每一个周期;将每一波峰至其相邻的下一个波峰之间的时间差的绝对值以T表示;自每一周期的波峰向前移动 $T*k3$ 作为每一搜索区间的起始点,将其对应周期的波峰作为每一搜索区间的结束点,其中, $k3 \in [0.125, 0.3]$ 。

[0107] 对于本发明的第三实施方式中,结合图6所示,第二测量模块103在每个搜索区间中选取一个特征点时具体用于:在每一搜索区间中查找具有最大一阶导数的点P8,将P8点及其两侧的点进行拟合以在P8点处形成收缩期切线;在P8点对应的周期中查找舒张期最低的点P9,将P9点及其前面的点进行拟合以在P9点处形成舒张期切线;计算收缩期切线和舒张期切线的交点P10,选定P10为当前波形的特征点。

[0108] 本发明一具体实施方式中,“将P8点及其两侧的点进行拟合以在P8点处形成收缩期切线”具体包括:将P8点及其两侧各 $n1$ 个点进行拟合以在P8点处形成收缩期切线, $n1 = (T/\Delta t)*a$,其中, Δt 为时间分辨率, $a \in [0.010, 0.015]$;“将P9点及其前面的点进行拟合以在P9点处形成舒张期切线”具体包括:将P9点及其前面的 $n2$ 个点进行拟合以在P9点处形成舒张期切线, $n2 = (T/\Delta t)*b$,其中, $b \in [0.005, 0.010]$;通过点拟合,可以去除毛刺,进一步提升检测精度。

[0109] 对于本发明的第四实施方式中,结合图7所示,第二测量模块103在每个搜索区间中选取一个特征点时具体用于:在每一个搜索区间中查找获取该搜索区间内最大的一阶导数N,自当前搜索区间的舒张末期开始向前查找第一个一阶导数大于 $0.5*N$ 的点P11,自P11开始向后查找,直至一阶导数不满足大于 $0.2*N$ 的条件为止,将最后一个一阶导数大于 $0.2*N$ 的点P12作为当前波形的特征点。

[0110] 所属领域的技术人员可以清楚地了解到,为描述的方便和简洁,上述描述的测量系统的具体工作过程,可以参考前述方法实施方式中的对应过程,在此不再赘述。

[0111] 综上所述,本发明的基于超声设备获得动脉硬化指标的测量方法及系统,将ECG信号的R峰作为时间同步信号,以计算两个测量点之间的测量时间差,进而获得动脉硬化指数,在不引入其他设备的情况下,提升计算精度,降低测量成本。

[0112] 在本申请所提供的几个实施方式中,应该理解到,所揭露的测量系统,系统和方法,可以通过其它的方式实现。例如,以上所描述的测量系统实施方式仅仅是示意性的,例如,所述模块的划分,仅仅为一种逻辑功能划分,实际实现时可以有另外的划分方式,例如多个模块或组件可以结合或者可以集成到另一个系统,或一些特征可以忽略,或不执行。另一点,所显示或讨论的相互之间的耦合或直接耦合或通信连接可以是通过一些接口,系统

或模块的间接耦合或通信连接,可以是电性,机械或其它的形式。

[0113] 所述作为分离部件说明的模块可以是或者也可以不是物理上分开的,作为模块显示的部件可以是或者也可以不是物理模块,即可以位于一个地方,或者也可以分布到多个网络模块上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部模块来实现本实施方式方案的目的。

[0114] 另外,在本申请各个实施方式中的各功能模块可以集成在一个处理模块中,也可以是各个模块单独物理存在,也可以2个或2个以上模块集成在一个模块中。上述集成的模块既可以采用硬件的形式实现,也可以采用硬件加软件功能模块的形式实现。

[0115] 上述以软件功能模块的形式实现的集成的模块,可以存储在一个计算机可读取存储介质中。上述软件功能模块存储在一个存储介质中,包括若干指令用以使得一台计算机系统(可以是个人计算机,服务器,或者网络系统等)或处理器(processor)执行本申请各个实施方式所述方法的部分步骤。而前述的存储介质包括:U盘、移动硬盘、只读存储器(Read-Only Memory,ROM)、随机存取存储器(Random Access Memory,RAM)、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。

[0116] 最后应说明的是:以上实施方式仅用以说明本申请的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述实施方式对本申请进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:其依然可以对前述各实施方式所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分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申请各实施方式技术方案的精神和范围。

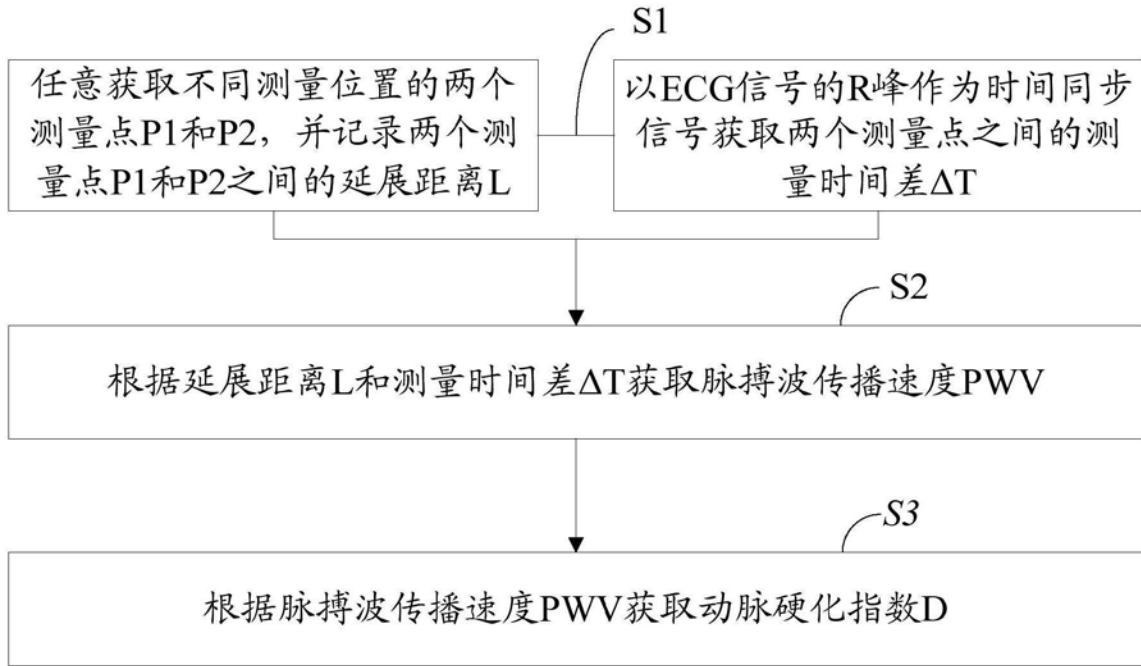


图1

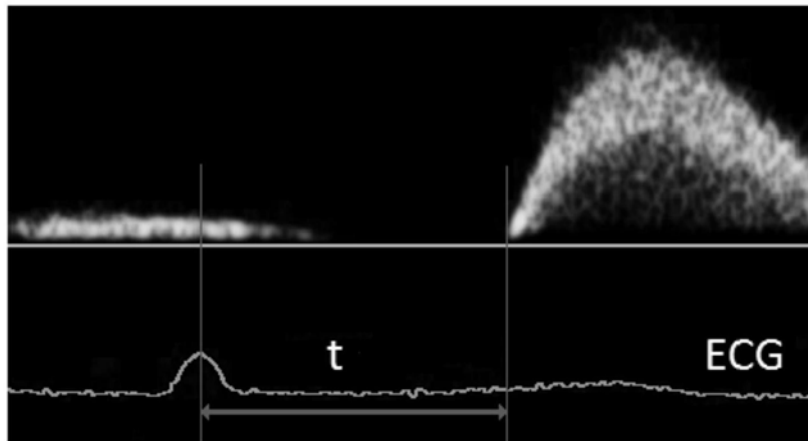


图2

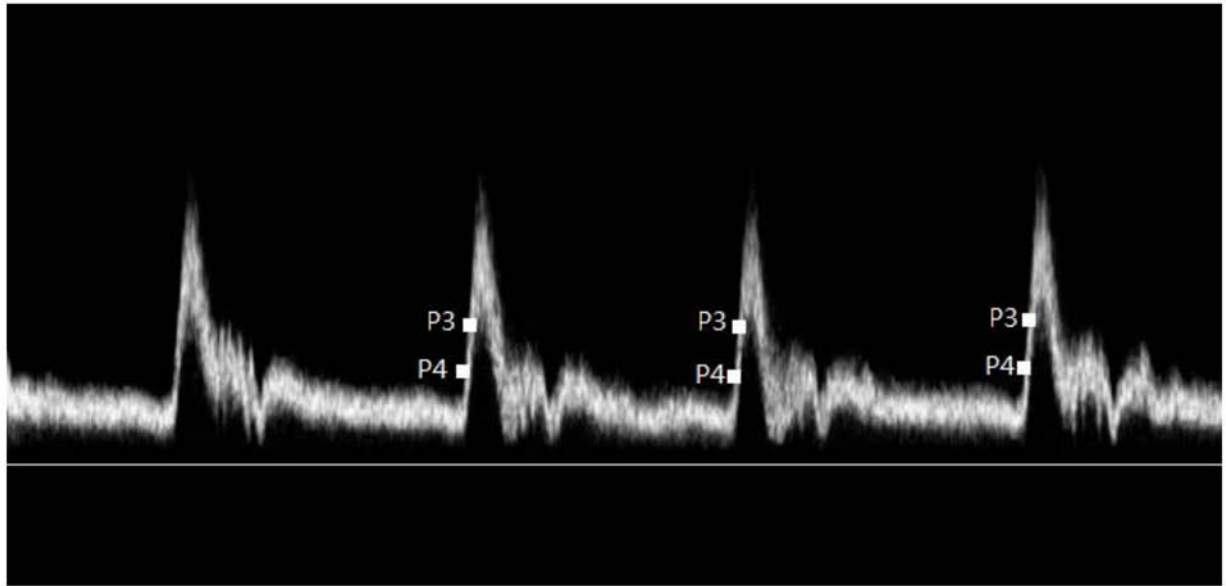


图3

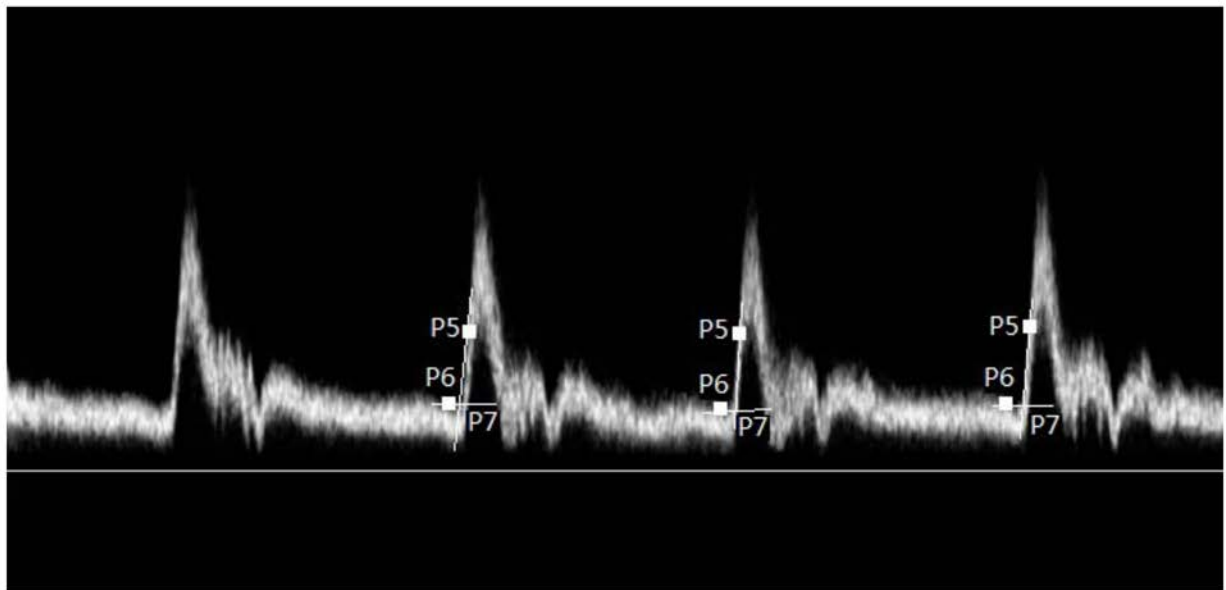


图4

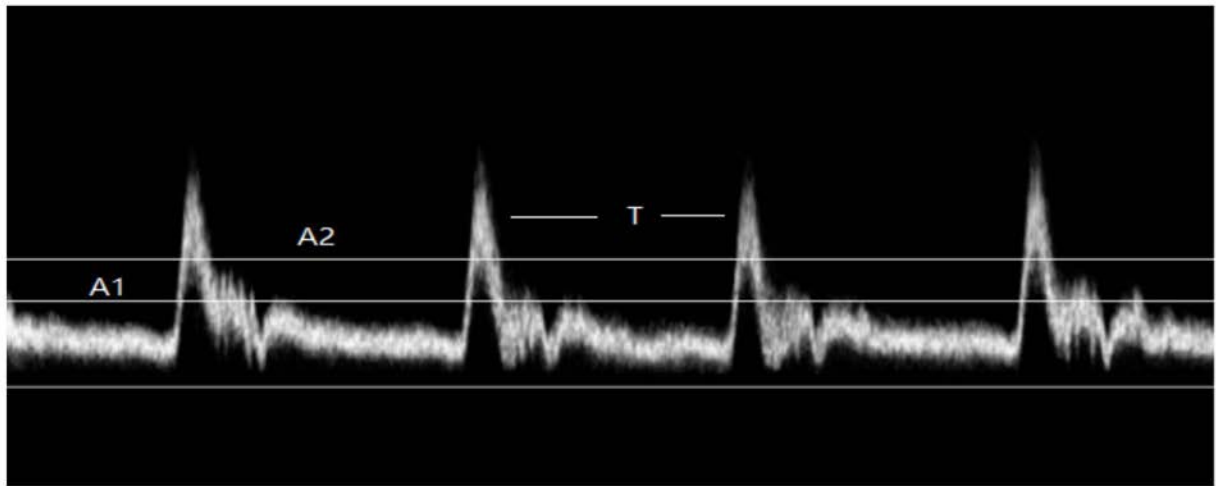


图5

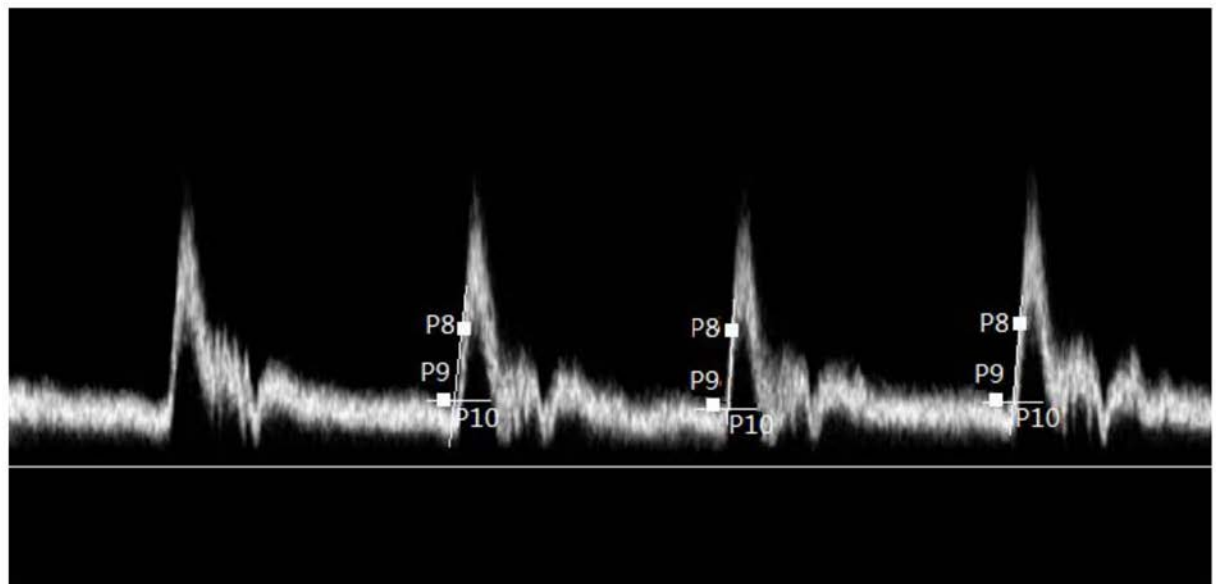


图6

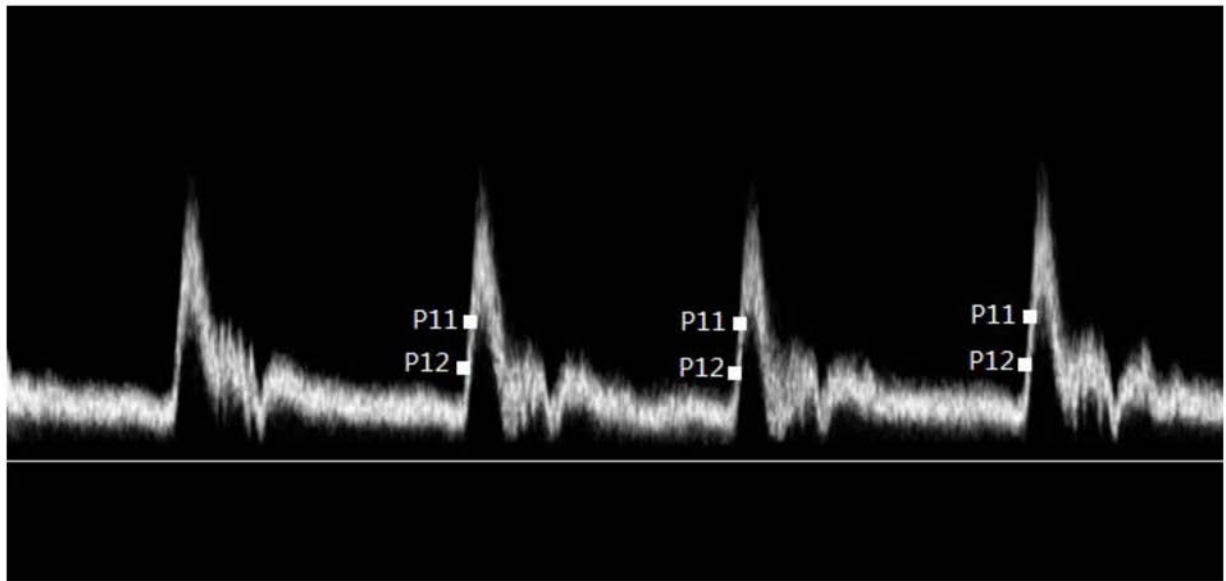


图7

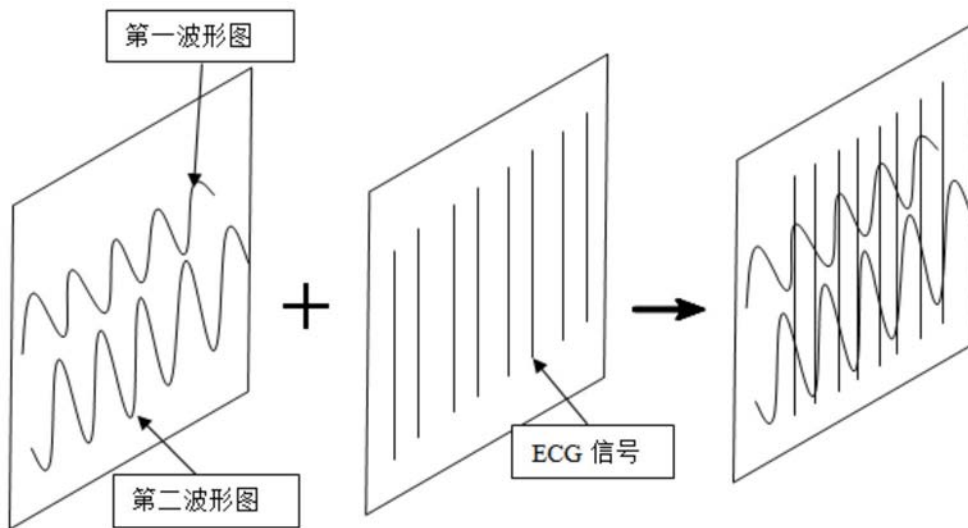


图8

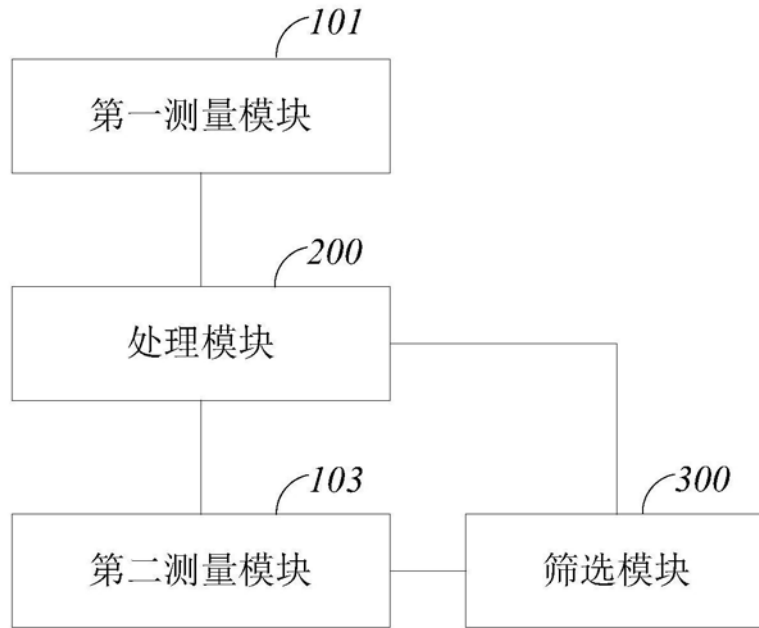


图9

专利名称(译)	基于超声设备获得动脉硬化指标的测量方法及系统		
公开(公告)号	CN110652318A	公开(公告)日	2020-01-07
申请号	CN201910969825.7	申请日	2019-10-12
[标]申请(专利权)人(译)	飞依诺科技(苏州)有限公司		
申请(专利权)人(译)	飞依诺科技(苏州)有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	飞依诺科技(苏州)有限公司		
[标]发明人	赵一鸣 张红斌 曹泽旭 郭冬梅		
发明人	赵一鸣 张红斌 曹泽旭 郭冬梅		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B8/5223		
代理人(译)	苏婷婷		
优先权	201910654940.5 2019-07-19 CN		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种基于超声设备获得动脉硬化指标的测量方法及配置系统，所述方法包括：任意获取不同测量位置的两个测量点P1和P2，并记录两个测量点P1和P2之间的延展距离L；以ECG信号的R峰作为时间同步信号获取两个测量点之间的测量时间差 ΔT ；根据延展距离L和测量时间差 ΔT 获取脉搏波传播速度PWV； $PWV = L/\Delta T$ ；根据脉搏波传播速度PWV获取动脉硬化指数D， $D = (3.57/PWV)^2$ 。本发明的基于超声设备获得动脉硬化指标的测量方法及系统，将ECG信号的R峰作为时间同步信号，以计算两个测量点之间的测量时间差，进而获得动脉硬化指数，在不引入其他设备的情况下，提升计算精度，降低测量成本。

