



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109602395 A

(43)申请公布日 2019.04.12

(21)申请号 201811597778.X

(22)申请日 2018.12.26

(71)申请人 感易(上海)传感技术有限公司

地址 200030 上海市徐汇区宜山路900号科技大楼B幢510室

(72)发明人 王建华 沈思宇 曹颖晶

(74)专利代理机构 上海申汇专利代理有限公司
31001

代理人 翁若莹 柏子霓

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/02(2006.01)

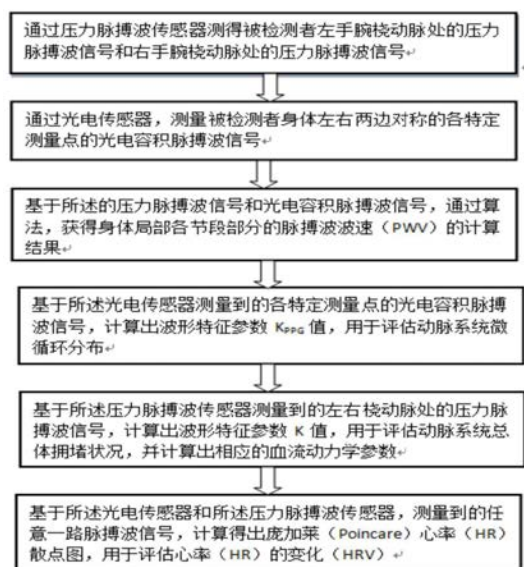
权利要求书2页 说明书8页 附图4页

(54)发明名称

一种无创多通道动脉系统检测方法及装置

(57)摘要

本发明涉及一种无创多通道动脉系统检测方法。本发明的另一个技术方案是提供了一种无创多通道动脉系统检测装置,其特征在于,包括:两路压力脉搏波传感器;至少两路光电传感器;信号处理模块;计算机,用于执行上述的检测方法。本发明使用光电反射式传感器基于光电容积脉搏波的方法,解决了在实际检测操作中实施难度大的问题,达到实际操作性更好的效果。



1. 一种无创多通道动脉系统检测方法,其特征在于,包括以下步骤:

步骤1、通过压力脉搏波传感器同步测得被检测者左手腕桡动脉处的压力脉搏波信号和右手腕桡动脉处的压力脉搏波信号;

步骤2、在被检测者身体左右两边确定对称布置的多路测量点,在每个测量点布置光电传感器,通过光电传感器采用基于光电容积脉搏波的方法,同步测量被检测者身体左右两边对称的多路各特定测量点的光电容积脉搏波信号;

步骤3、根据所述同步测量到的压力脉搏波信号、所述多路各特定测量点的光电容积脉搏波信号,获取身体局部左右对称的各动脉节段部分的脉搏波波速,其中,第*i*段动脉节段部分的脉搏波波速定义为 PWV_i ,则有 $PWV_i = \Delta S_i / \Delta T_i$, ΔS_i 为第*i*段动脉节段部分的长度, ΔT_i 为第*i*段动脉节段部分上光电传感器之间获得的光电容积脉搏波信号的起点与起点间的时间差或第*i*段动脉节段部分上光电传感器与压力脉搏波传感器之间获得的压力脉搏波信号与光电容积脉搏波信号的起点与起点间的时间差;

步骤4、将被检测者左半身的动脉节段部分与位于被检测者右半身的对称的动脉节段部分的脉搏波波速相对比,从而对身体局部各动脉节段部分的血管状态做出评估;

步骤5、计算多路各特定测量点的光电容积脉搏波信号的波形特征参数,依据该波形特征参数评估动脉系统微循环分布状况;

计算压力脉搏波信号的波形特征参数,依据波形特征参数评估动脉系统总体拥堵状况;

步骤6、根据任意压力脉搏波信号或任意光电容积脉搏波信号,计算庞加莱心率散点图,通过庞加莱心率散点图评估心率的变化。

2. 如权利要求1所述的一种无创多通道动脉系统检测方法,其特征在于,步骤5中,计算所述光电容积脉搏波信号的波形特征参数 K_{PPG} :

$K_{PPG} = (PPG_M - PPG_{DC}) / (PPG_{PEAK} - PPG_{DC})$, 式中, PPG_M 为光电容积脉搏波信号波形的平均值, PPG_{PEAK} 为光电容积脉搏波信号波形的最大值, PPG_{DC} 为光电容积脉搏波信号波形直流部分的幅值。

3. 如权利要求1所述的一种无创多通道动脉系统检测方法,其特征在于,步骤5中,计算所述压力脉搏波信号的波形特征参数 K :

$K = (MP - DP) / (SP - DP)$, 式中, MP 为平均压, DP 为舒张压, SP 为收缩压。

4. 如权利要求1所述的一种无创多通道动脉系统检测方法,其特征在于,步骤3中,每段动脉节段部分的长度由人体解剖学、统计学结合多个个体外部体表数据测量得到。

5. 如权利要求1所述的一种无创多通道动脉系统检测方法,其特征在于,还包括:

步骤7、依据任意压力脉搏波信号或任意光电容积脉搏波信号,计算出每个心动周期的时间长度。

6. 一种无创多通道动脉系统检测装置,其特征在于,包括:

两路压力脉搏波传感器,用于同步测得被检测者左手腕桡动脉处的压力脉搏波信号和右手腕桡动脉处的压力脉搏波信号;

至少两路光电传感器,在被检测者身体左右两边对称布置,用于同步测量被检测者身体左右两边对称的多路各特定测量点的光电容积脉搏波信号;

信号处理模块,用于接收两路压力脉搏波传感器采集到的压力脉搏波信号及所有光电

传感器采集到的光电容积脉搏波信号后转发给计算机；

计算机，用于执行权利要求1所述的检测方法。

7.如权利要求6所述的一种无创多通道动脉系统检测装置，其特征在于，所述压力传感器为压电薄膜式压力传感器；所述光电传感器为光电反射式传感器。

8.如权利要求6所述的一种无创多通道动脉系统检测装置，其特征在于，所述信号处理模块包括信号调理电路、数模转换电路、数据处理电路、数据传输电路，电源供电及管理电路，其中：

所述信号调理电路包括前置放大器、带通滤波器、陷波器、后置放大器，由前置放大器将接收到的脉搏波信号放大后送入带通滤波器，带通滤波器将信号的边缘杂质滤除，再由陷波器消除干扰，最后由后置放大器将脉搏波信号二次放大后送入数模转换电路；

数模装换电路，用于将接收到的脉搏波信号转换为所述计算机可处理的数字脉搏波信号；

数据处理电路，选用NORDIC公司的NRF51822型号MCU芯片，依次采用数字滤波、周期识别、基线调整对数模装换电路输出的数字脉搏波信号进行处理，同时，NRF51822型号MCU芯片通过蓝牙与手机进行数据交互和传输；

数据传输电路，用于与计算机进行指令和数据交互；

电源供电及管理电路，与所述信号调理电路、所述数模转换电路、所述数据处理电路、所述数据传输电路连接，为各电路提供电力。

一种无创多通道动脉系统检测方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种无创多通道动脉系统检测方法及装置,属于生物医疗技术领域。

背景技术

[0002] 随着社会经济的发展,国民生活方式发生了深刻的变化。尤其是人口老龄化及城镇化进程的加速,中国心血管病危险因素流行趋势呈明显上升态势,导致了心血管病的发病人数持续增加。今后十年心血管病患者人数仍将快速增长。动脉病变是导致心脑血管疾病发病和死亡的主要原因之一。在临床医学中,分析获取的脉搏波数据可作为临床诊断和治疗的依据,尤其是评估动脉心血管机能状况。

[0003] 临床上对脉搏波的关注主要集中在两点血压的测量上,即舒张压(DP)和收缩压(SP)的测量,不同的生理病理现象使得脉搏形状发生不同的变化。而与舒张压(DP)和收缩压(SP)相比,脉搏波波速(PWV)的大小反映了血管的弹性程度,即动脉硬化程度越高,脉搏波传导速度越大,脉搏波波速(PWV)已成为衡量动脉硬化的一个重要指标。可见,更深层次检测和获取更多脉搏波中的信息,可以得到表征动脉心血管系统功能的参数,评估动脉心血管的状态,从而实现心血管疾病的早发现和早治疗。

[0004] 目前,无创脉搏波检测分析主要采用压力式传感器直接测量法,代表性的是国际上最权威的动脉硬化检测的金标准颈股脉搏波传导速度cfPWV,虽然基于压力脉搏波的颈股动脉的传导速度测量已经得到临床的认可,但在临床操作上难度很高,测量过程中需要经过专业培训后才能操作。

[0005] 其次,目前的脉搏波检测分析主要集中在一路或两路脉搏波检测,然而只靠检测一两个检测点的脉搏波信号,难以得到身体各局部动脉心血管状态的信息,所以需要对人体不同动脉节段进行多点同步测量。

发明内容

[0006] 本发明的目的是:能够对同步测量得到的身体多处的光电容积脉搏波信号和压力脉搏波的信号综合分析,得到动脉系统的参数,为临床动脉心血管状况的评价提供更全面的手段。

[0007] 为了达到上述目的,本发明的一个技术方案是提供了一种无创多通道动脉系统检测方法,其特征在于,包括以下步骤:

[0008] 步骤1、通过压力脉搏波传感器同步测得被检测者左手腕桡动脉处的压力脉搏波信号和右手腕桡动脉处的压力脉搏波信号;

[0009] 步骤2、在被检测者身体左右两边确定对称布置的多路测量点,在每个测量点布置光电传感器,通过光电传感器采用基于光电容积脉搏波的方法,同步测量被检测者身体左右两边对称的多路各特定测量点的光电容积脉搏波信号;

[0010] 步骤3、根据所述同步测量到的压力脉搏波信号、所述多路各特定测量点的光电容积脉搏波信号,获取身体局部左右对称的各动脉节段部分的脉搏波波速,其中,第i段动脉

节段部分的脉搏波波速定义为 PWV_i ,则有 $PWV_i = \Delta S_i / \Delta T_i$, ΔS_i 为第*i*段动脉节段部分的长度, ΔT_i 为第*i*段动脉节段部分上光电传感器之间获得的光电容积脉搏波信号的起点与起点间的时间差或第*i*段动脉节段部分上光电传感器与压力脉搏波传感器之间获得的压力脉搏波信号与光电容积脉搏波信号的起点与起点间的时间差;

[0011] 步骤4、将被检测者左半身的动脉节段部分与位于被检测者右半身的对称的动脉节段部分的脉搏波波速相对比,从而对身体局部各动脉节段部分的血管状态做出评估;

[0012] 步骤5、计算多路各特定测量点的光电容积脉搏波信号的波形特征参数,依据该波形特征参数评估动脉系统微循环分布状况;

[0013] 计算压力脉搏波信号的波形特征参数,依据波形特征参数评估动脉系统总体拥堵状况;

[0014] 步骤6、根据任意压力脉搏波信号或任意光电容积脉搏波信号,计算庞加莱心率散点图,通过庞加莱心率散点图评估心率的变化。

[0015] 优选地,步骤5中,计算所述光电容积脉搏波信号的波形特征参数 K_{PPG} :

[0016] $K_{PPG} = (PPG_M - PPG_{DC}) / (PPG_{PEAK} - PPG_{DC})$,式中, PPG_M 为光电容积脉搏波信号波形的平均值, PPG_{PEAK} 为光电容积脉搏波信号波形的最大值, PPG_{DC} 为光电容积脉搏波信号波形直流部分的幅值。

[0017] 优选地,步骤5中,计算所述压力脉搏波信号的波形特征参数 K :

[0018] $K = (MP - DP) / (SP - DP)$,式中, MP 为平均压, DP 为舒张压, SP 为收缩压。

[0019] 优选地,步骤3中,每段动脉节段部分的长度由人体解剖学、统计学结合多个个体外部体表数据测量得到。

[0020] 优选地,还包括:

[0021] 步骤7、依据任意压力脉搏波信号或任意光电容积脉搏波信号,计算出每个心动周期的时间长度。

[0022] 本发明的另一个技术方案是提供了一种无创多通道动脉系统检测装置,其特征在于,包括:

[0023] 两路压力脉搏波传感器,用于同步测得被检测者左手腕桡动脉处的压力脉搏波信号和右手腕桡动脉处的压力脉搏波信号;

[0024] 至少两路光电传感器,在被检测者身体左右两边对称布置,用于同步测量被检测者身体左右两边对称的多路各特定测量点的光电容积脉搏波信号;

[0025] 信号处理模块,用于接收两路压力脉搏波传感器采集到的压力脉搏波信号及所有光电传感器采集到的光电容积脉搏波信号后转发给计算机;

[0026] 计算机,用于执行上述的检测方法。

[0027] 优选地,所述压力传感器为压电薄膜式压力传感器;所述光电传感器为光电反射式传感器。

[0028] 优选地,所述信号处理模块包括信号调理电路、数模转换电路、数据处理电路、数据传输电路,电源供电及管理电路,其中:

[0029] 所述信号调理电路包括前置放大器、带通滤波器、陷波器、后置放大器,由前置放大器将接收到的脉搏波信号放大后送入带通滤波器,带通滤波器将信号的边缘杂质滤除,再由陷波器消除干扰,最后由后置放大器将脉搏波信号二次放大后送入数模转换电路;

[0030] 数模装换电路,用于将接收到的脉搏波信号转换为所述计算机可处理的数字脉搏波信号;

[0031] 数据处理电路,选用NORDIC公司的NRF51822型号MCU芯片,依次采用数字滤波、周期识别、基线调整对数模装换电路输出的数字脉搏波信号进行处理,同时,NRF51822型号MCU芯片通过蓝牙与手机进行数据交互和传输;

[0032] 数据传输电路,用于与计算机进行指令和数据交互;

[0033] 电源供电及管理电路,与所述信号调理电路、所述数模转换电路、所述数据处理电路、所述数据传输电路连接,为各电路提供电力。

[0034] 与现有技术相比,本发明的有益效果是:

[0035] 本发明对人体多部位多路的脉搏波数据采集,可得到人体各动脉节段的局部脉搏波波速PWV,为动脉血管检测提供了更加具体及全面的状态信息。

[0036] 本发明可对光电容积脉搏波信号进行处理,可通过光电血流的信号综合分析,得出身体各特定测量点脉搏波波形特征量 K_{PPG} 值,为动脉系统微循环分布状况分析提供支持。

[0037] 本发明可对压力传感器脉搏波信号进行处理,可通过压力脉搏波的信号综合分析,同时得出身体左右两侧桡动脉脉搏波波形特征量 K 值,为动脉系统整体拥堵状况分析提供支持。

[0038] 本发明可对光电容积脉搏波信号和压力传感器脉搏波信号进行处理,并可利用任一路信号计算得出庞加莱(Poincare)心率散点图,用于评估心率的变化HRV。

[0039] 本发明左右对称多点同步测量的方法,可提供身体左右相同局部脉搏波波速PWV的对比,为身体某局部血管动脉硬化状态分析提供初步支持。

[0040] 本发明使用光电反射式传感器基于光电容积脉搏波的方法,解决了在实际检测操作中实施难度大的问题,达到可操作性更好的效果。

附图说明

[0041] 图1为本发明一种无创多通道动脉系统检测方法的流程图;

[0042] 图2为本发明一种无创多通道动脉系统检测方法的八路测量点示意图;

[0043] 图3为本发明一种无创多通道动脉系统检测方法的多路测量点说明图;

[0044] 图4为本发明一种无创多通道动脉系统检测装置的结构图;

[0045] 图5为本发明一种无创多通道动脉系统检测装置的信号处理模块示意图;

[0046] 图6为本发明一种无创多通道动脉系统检测装置的信号调理电路图。

具体实施方式

[0047] 下面结合具体实施例,进一步阐述本发明。应理解,这些实施例仅用于说明本发明而并不用于限制本发明的范围。此外应理解,在阅读了本发明讲授的内容之后,本领域技术人员可以对本发明作各种改动或修改,这些等价形式同样落于本申请所附权利要求书所限定的范围。

[0048] 本发明实施例提供了一种无创多通道动脉系统检测方法,请参考图1、图2、图3,所述方法包括以下步骤:

[0049] 步骤1、通过压力脉搏波传感器同步测得被检测者左手腕桡动脉处的压力脉搏波

信号和右手腕桡动脉处的压力脉搏波信号；

[0050] 步骤2、在被检测者身体左右两边确定对称布置的多路测量点，在每个测量点布置光电传感器，通过光电传感器采用基于光电容积脉搏波的方法，同步测量被检测者身体左右两边对称的多路各特定测量点的光电容积脉搏波信号；

[0051] 步骤3、根据所述同步测量到的压力脉搏波信号、所述多路各特定测量点的光电容积脉搏波信号，获取身体局部左右对称的各动脉节段部分的脉搏波波速，有两种计算脉搏波波速PWM的方式：

[0052] 计算方式一：参考图2，在使用传感器数量较少时，如图2中传感器的数量为八路，身体左、右两侧各有四路脉搏波传感器，可采用身体左、右两侧每单独侧的四路测量点中任意两个点之间为一个计算脉搏波节段，所以身体左、右两侧分别各有 $C_4^2 = 6$ 个不同节段的脉搏波波速PWV的计算数值。

[0053] 进一步，根据身体左侧每路传感器同步信号的波形起始时间，分别计算出身体左侧各组测量点同步脉搏波信号间的起始时间差，分别计为：

[0054] 耳垂e到桡动脉r远端的距离之间同步脉搏波信号波形起始时间差 $\Delta T(er)$

[0055] 耳垂e到脚拇趾t顶端之间同步脉搏波信号波形起始时间差 $\Delta T(et)$

[0056] 耳垂e到食指f端之间同步脉搏波信号波形起始时间差 $\Delta T(ef)$

[0057] 桡动脉r到食指f端之间同步脉搏波信号波形起始时间差 $\Delta T(rf)$

[0058] 桡动脉r到脚拇趾t顶端之间同步脉搏波信号波形起始时间差 $\Delta T(rt)$

[0059] 食指f端到脚拇趾t顶端之间同步脉搏波信号波形起始时间差 $\Delta T(ft)$

[0060] 进一步，根据下述公式，输入被检测者身高(H为被检测者身高，单位：厘米)，分别计算出相对应各组脉搏波测量点的距离，其中血管的各段长度只取决于身高，而不区分身体的左、右侧和被检测者的性别，公式如下：

[0061] 心脏h到耳垂e的距离为 $L_{he}(cm) = 0.3499 * H(cm) - 23.4568$

[0062] 心脏h到桡动脉r远端的距离为 $L_{hr}(cm) = 0.4205 * H(cm) - 1.3362$

[0063] 桡动脉r远端到食指f端的距离为 $L_{rf}(cm) = 0.0785 * H(cm) + 4.3913$

[0064] 心脏h到食指f端的距离为 $L_{hf}(cm) = 0.499 * H(cm) + 3.0551$

[0065] 心脏h到脚拇趾t顶端的距离为 $L_{ht}(cm) = 0.9331 * H(cm) + 9.9674$

[0066] 则各脉搏波测量点的距离分别为：

[0067] 耳垂e到桡动脉r远端的距离 $\Delta S(er) = L_{hr}(cm) - L_{he}(cm)$

[0068] 耳垂e到食指f端的距离 $\Delta S(ef) = L_{hf}(cm) - L_{he}(cm)$

[0069] 耳垂e到脚拇趾t顶端的距离 $\Delta S(et) = L_{ht}(cm) - L_{he}(cm)$

[0070] 桡动脉r到食指f端的距离 $\Delta S(rf) = L_{rf}(cm)$

[0071] 桡动脉r到脚拇趾t顶端的距离 $\Delta S(rt) = L_{ht}(cm) - L_{hr}(cm)$

[0072] 食指f端到脚拇趾t顶端的距离 $\Delta S(ft) = L_{ht}(cm) - L_{hf}(cm)$

[0073] 进一步，根据公式 $PWV = \Delta S / \Delta T$ ，计算出身体左侧各动脉节段脉搏波信号间的脉搏波波速，分别为 $erPWV_L$ 、 $efPWV_L$ 、 $etPWV_L$ 、 $rfPWV_L$ 、 $rtPWV_L$ 、 $ftPWV_L$ 。

[0074] 进一步，同样可根据公式计算出身体右侧各动脉节段脉搏波信号间的脉搏波波速 $erPWV_R$ 、 $efPWV_R$ 、 $etPWV_R$ 、 $rfPWV_R$ 、 $rtPWV_R$ 、 $ftPWV_R$ 。

[0075] 进一步，可通过对比身体左、右两侧同步脉搏波传感器测量的脉搏波波速PWV，初

步判断身体左、右两侧相同局部节段动脉血管脉搏波波速PWV之间差异。

[0076] 计算方式二:参考图3,在使用传感器数量较多时,如图3所示的特例中,每个脉搏波测量点均放置有脉搏波传感器,脉搏波传感器的数量为二十路,身体左、右两侧各有十路脉搏波传感器,可采用身体左、右两侧每单独侧的十路测量点中相邻两个点之间为一个计算脉搏波节段,所以身体左、右两侧分别各有 $10-1=9$ 个不同节段的脉搏波波速PWV的计算数值。

[0077] 进一步,根据图3中各测量点的位置说明如下:

[0078] L1为身体左侧颈动脉的远心(或下游)传感器放置的位置,可沿着颈动脉走向放置于颈部上末端,且位于下颌骨的下部。

[0079] L2为身体左侧颈动脉的近心(或上游)传感器放置的位置,可沿着颈动脉走向放置于颈部下末端,此处对应着左颈动脉与左锁骨下动脉的交汇位置。

[0080] L3为身体左侧沿着左锁骨下动脉走向而位于腋下的位置,即左侧腋动脉的位置。

[0081] L4为身体左臂内侧位于肘中线的位置,是上臂(肱骨)与下臂(桡/尺骨)的结合部。

[0082] L5为身体左侧桡动脉远端的位置,即中医切脉的位置。

[0083] L6为身体左手食指端的指肚处。

[0084] L7为身体左侧下肢腹股沟处,为左侧股总动脉的起始处。

[0085] L8为身体左侧腘窝(左侧膝部的后面)中线外三分之一处,可测量腘动脉。

[0086] L9为身体左侧内踝的正下方,可测量胫后动脉。

[0087] L10为身体左侧脚拇趾的趾肚处。

[0088] R1-R10:为身体右侧相对应左侧L1-L10的测量点位。

[0089] 进一步,根据身体左侧每路传感器同步信号的波形起始时间,分别计算出身体左侧各组测量点同步脉搏波信号间的起始时间差,分别计为:

[0090] 测试点1到测试点2之间同步脉搏波信号波形起始时间差 $\Delta T(12)$

[0091] 测试点2到测试点3之间同步脉搏波信号波形起始时间差 $\Delta T(23)$

[0092] 测试点3到测试点4之间同步脉搏波信号波形起始时间差 $\Delta T(34)$

[0093] 测试点4到测试点5之间同步脉搏波信号波形起始时间差 $\Delta T(45)$

[0094] 测试点5到测试点6之间同步脉搏波信号波形起始时间差 $\Delta T(56)$

[0095] 测试点2到测试点7之间同步脉搏波信号波形起始时间差 $\Delta T(27)$

[0096] 测试点7到测试点8之间同步脉搏波信号波形起始时间差 $\Delta T(78)$

[0097] 测试点8到测试点9之间同步脉搏波信号波形起始时间差 $\Delta T(89)$

[0098] 测试点9到测试点10之间同步脉搏波信号波形起始时间差 $\Delta T(910)$

[0099] 进一步,同计算方式一中的公式,以及结合个体外部体表数据实际测量,所得到身体左侧各组测量点同步脉搏波信号间的距离为: $\Delta S(12)$ 、 $\Delta S(23)$ 、 $\Delta S(34)$ 、 $\Delta S(45)$ 、 $\Delta S(56)$ 、 $\Delta S(27)$ 、 $\Delta S(78)$ 、 $\Delta S(89)$ 、 $\Delta S(910)$;

[0100] 进一步,根据公式 $PWV = \Delta S / \Delta T$,计算出身体左侧各动脉节段脉搏波信号间的脉搏波波速,分别为12PWV_L、23PWV_L、34PWV_L、45PWV_L、56PWV_L、27PWV_L、78PWV_L、89PWV_L、910PWV_L。

[0101] 进一步,同样可根据公式计算出身体右侧各动脉节段脉搏波信号间的脉搏波波速12PWV_R、23PWV_R、34PWV_R、45PWV_R、56PWV_R、27PWV_R、78PWV_R、89PWV_R、910PWV_R。

[0102] 进一步,可通过对比身体左、右两侧同步脉搏波传感器测量的脉搏波波速PWV,初步判断身体左、右两侧相同局部节段动脉血管脉搏波波速PWV之间差异。

[0103] 步骤4、通过所述光电传感器测量到的各特定测量点的光电容积脉搏波信号,计算出各波形特征参数 K_{PPG} 值:

[0104] $K_{PPG} = (PPG_M - PPG_{DC}) / (PPG_{PEAK} - PPG_{DC})$, 式中, PPG_M 为光电容积脉搏波信号波形的平均值, PPG_{PEAK} 为光电容积脉搏波信号波形的最大值, PPG_{DC} 为光电容积脉搏波信号波形直流部分的幅值。

[0105] 通过所述压力脉搏波传感器测量到的左右桡动脉处的压力脉搏波信号,计算出各波形特征参数 K 值:

[0106] $K = (MP - DP) / (SP - DP)$, 式中, MP 为平均压, DP 为舒张压, SP 为收缩压。

[0107] 步骤5、通过所述光电传感器和所述压力脉搏波传感器测量到的任一路脉搏波信号,计算得出庞加莱(Poincare)心率散点图,用于评估心率的变化HRV。

[0108] 进一步,对于所述任一路光电传感器和压力脉搏波传感器测量到的任一路脉搏波信号,可计算出每个心动周期的时间长度 $T(n)$, $n=1, 2, 3 \dots$, 序列。

[0109] 另根据公式心率 $HR = \text{心跳次数} / \text{分钟} = 60 / T$ (单位PPM=Pulse Per Minute), 则上述的心动周期散点图 $T(n)$ vs $T(n-1)$ 又可转化为心率散点图 $HR(n)$ vs $HR(n-1)$ 。

[0110] 本发明实施例提供了一种可用于家庭个人使用的无创多通道动脉系统检测装置, 请参考图4, 所述装置包括:

[0111] 两路压力脉搏波传感器, 所述压力脉搏波传感器为压电薄膜式脉搏波传感器, 所述压力脉搏传感器1.2和1.3的输入端与被检测者左、右手腕的桡动脉处皮肤表面接触, 采集左、右手腕的桡动脉脉搏波信号。

[0112] 六路光电传感器, 所述六路光电传感器中三路光电传感器1.21、1.22、1.23的输入端分别于被检测者的身体左侧的左耳垂、左食指、左大脚趾的皮肤表面接触, 采集身体左侧各特定点光电容积脉搏波信号; 所述六路光电传感器中另外三路光电传感器1.31、1.32、1.33的输入端分别于被检测者的身体右侧的右耳垂、右食指、右大脚趾的皮肤表面接触, 采集身体右侧各特定点光电容积脉搏波信号。

[0113] 信号处理模块, 所述信号处理模块1.1的输入端分别于所述两路压力脉搏波传感器、六路光电传感器的输出端连接, 接收所述左、右手腕的桡动脉脉搏波信号、所述身体左、右侧各特定点光电容积脉搏波信号;

[0114] 所述两路压力脉搏波传感器1.2、1.3测得的左、右手腕的桡动脉脉搏波信号输入到信号处理模块1.1; 所述六路光电传感器中的三路光电传感器1.21、1.22、1.23测得的身体左侧各特定点光电容积脉搏波信号和三路光电传感器1.31、1.32、1.33测得的身体右侧各特定点光电容积脉搏波信号一起输入到信号处理模块1.1, 信号处理模块1.1与计算机1.4连接通过USB串口通讯, 计算机1.4综合各路信息, 处理并计算身体局部各节段部分的脉搏波波速PWV、各特定测量点脉搏波波形特征量 K 值, 并显示各压力脉搏波波形、各光电容积脉搏波波形以及庞加莱(Poincare)心率散点图。

[0115] 进一步的, 所述信号处理模块1.1参考图5, 具体包括: 信号调理电路、数模转换电路、数据处理电路、数据传输电路, 电源供电电路。

[0116] 所述信号调理电路, 请参考图6, 由前置放大器、带通滤波器、陷波器、后置放大器

组成。

[0117] 前置放大器:容积脉搏波是低频、微弱的生理信号,其噪声背景却较强,为了能够不失真地检测出有效信号,往往要求信号采集系统具有高精度、高稳定性、高输入阻抗、高共模抑制比、低噪声及强抗干扰能力等性能。其中前置放大电路是采集电路的关键环节,由于在信号的最前端,在放大信号的同时也放大了噪声,因此把前置级的放大倍数设计为5倍。

[0118] 带通滤波器:经过前置放大器放大后,信号还很微弱,还需进一步放大才能被模数转换电路有效采集,同时信号中还含有很多噪声干扰,由于信号采集时条件不同,采集的脉搏波信号是叠加在一个较大直流电压上的交流小信号。为了防止在对交流小信号进行放大时发生饱和,先要滤除信号中包含的更低频率的无用信号和直流信号,因此需要一个高通滤波器和一个低通滤波器。

[0119] 高通滤波器:主要滤除脉搏波信号中的直流成分,低通滤波器则滤除高频噪声。

[0120] 陷波器:工频噪声对频率低、幅值小的脉搏波信号干扰较为严重,虽然带通滤波器对50Hz干扰信号有一定的抑制作用,但对信号测量的干扰还比较明显,还需要一个专门滤除50Hz工频干扰的陷波器。用于消除50Hz的工频信号对产生的干扰。

[0121] 后置放大器:经过陷波器处理后脉搏波信号中大部分噪声都已被滤除,但还需要进行调理,满足模数转换器的信号输入要求,因此还需要进一步放大和直流电平抬升,将信号转换至0~3.3V范围内。

[0122] 所述数模转换电路,用于对所采集到的信号进行后续的数字化处理,人的心率范围大约为每分钟40~200次,为了保证采样后的数据不失真,根据奈奎斯特采样原理,设定CPU的采样速率为333赫兹,即采样间隔为3ms。在保证采集所需信号频带的基础上尽量减小信号采集单元的数据采集量,有利于降低测量噪音及减少装置的硬件成本;多路测量时因 ΔS 较小,相应的 ΔT 也短,故采样速率可提高至1000赫兹,采样时间间隔为1ms。

[0123] 所述数据处理电路,选用NORDIC公司的NRF51822型号MCU芯片,依次采用数字滤波、周期识别、基线调整等方法将采集的脉搏波信号进行处理;在单周期识别时,对原始信号波形数据进行截取,截取了完整周期部分,剔除了原始记录数据中起始部分和结束部分不是完整周期的数据。

[0124] 所述数据传输电路,通过USB接口与计算机进行指令和数据交互的电路,同时NRF51822型号MCU芯片也具有蓝牙功能,可通过蓝牙与手机进行数据交互和传输,同时,USB接口也是信号处理模块的供电接口。

[0125] 所述电源供电及管理电路,与所述信号调理电路、所述数模转换电路、所述数据处理电路、所述数据传输电路连接,为所述各电路提供电力;另外所述信号处理模块可以由可充电锂电池供电,并实时检测电池电压,当电池电压较低不能满足装置工作要求时,发出“低电压”告警,通知用户通过USB接口对电池进行充电,充电管理单元电路监测充电过程,电池电量充满以后,通过LED显示充电完成。

[0126] 具体而言,两路压力脉搏波传感器和六路光电传感器将信号连接并传输到信号调理电路,信号调理电路再与数模转换电路连接,数模转换电路将转换后的数据,连接并发送给数据处理电路中MCU处理,MCU通过USB的串口协议与上位机计算机数据通讯,计算机将计算身体局部各节段部分的脉搏波波速(PWV)、各特定测量点脉搏波波形特征量K值或KPPG

值,并显示最终各压力脉搏波波形、各光电容积脉搏波波形以及庞加莱(Poincare)心率散点图。

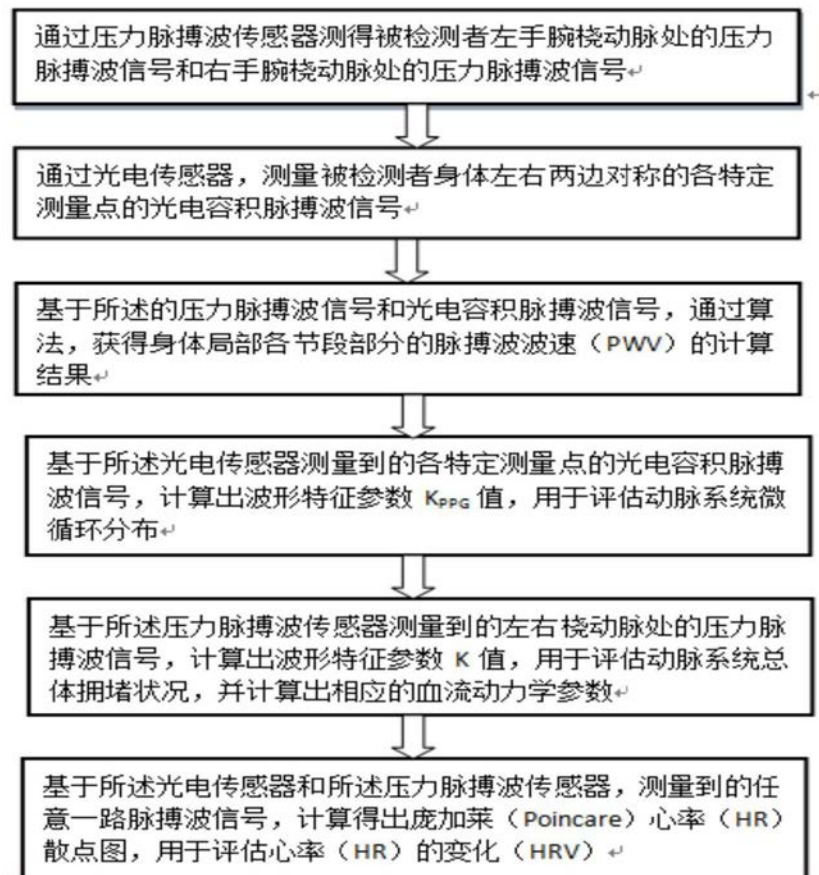


图1

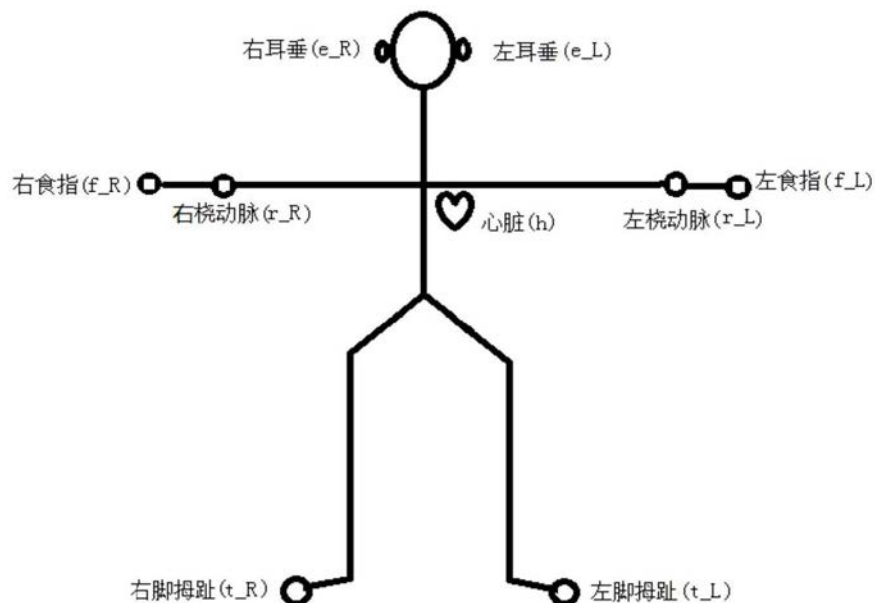


图2

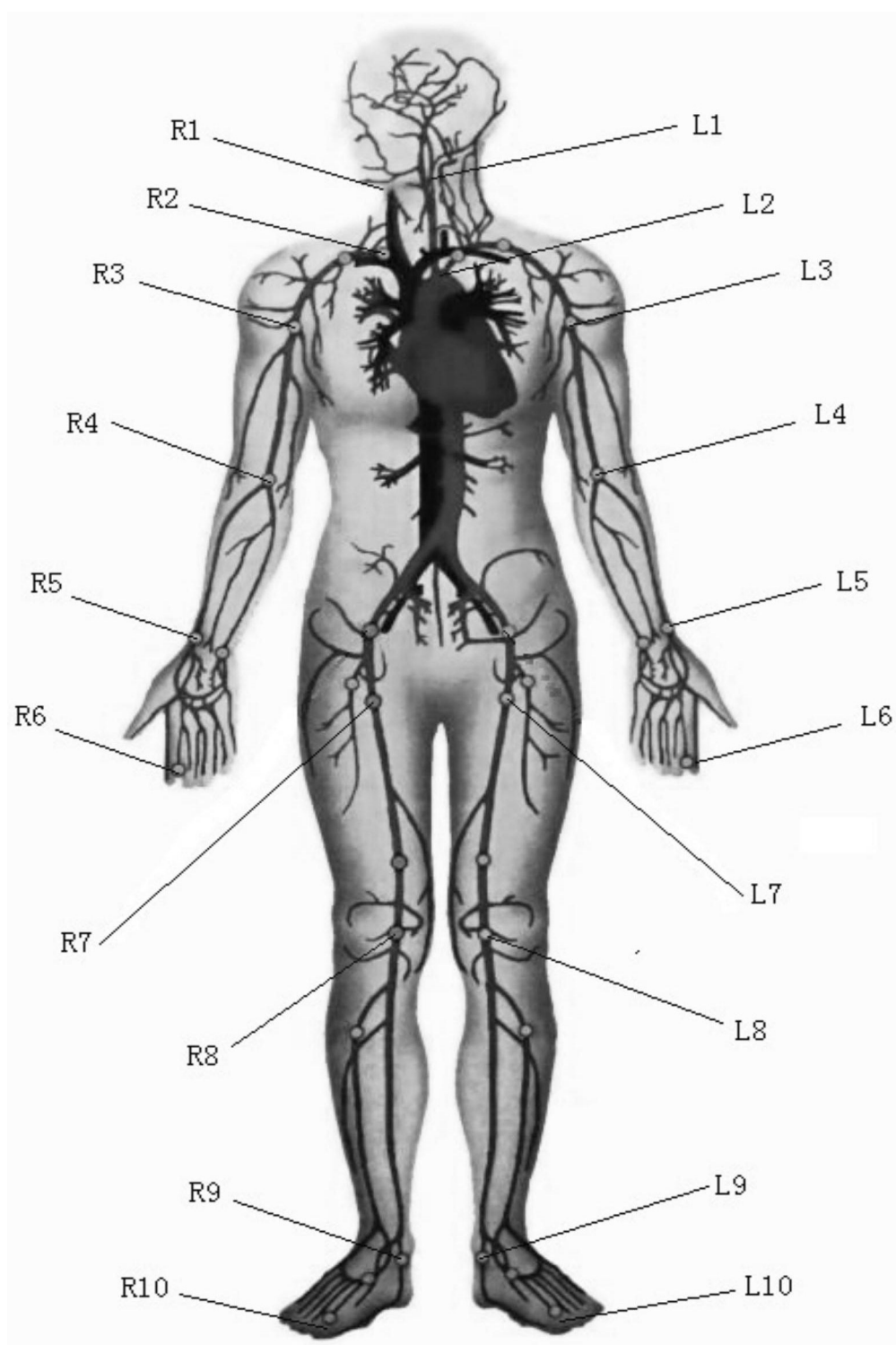


图3

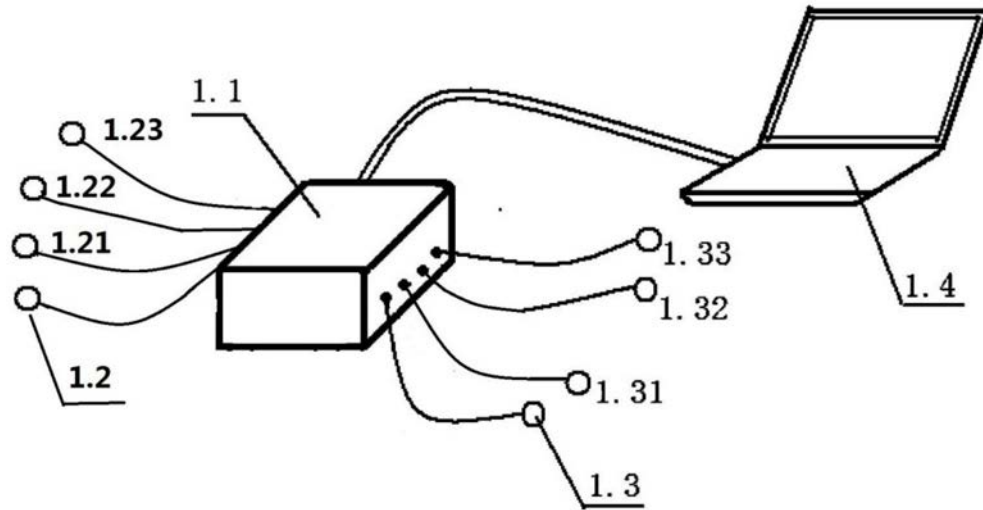


图4

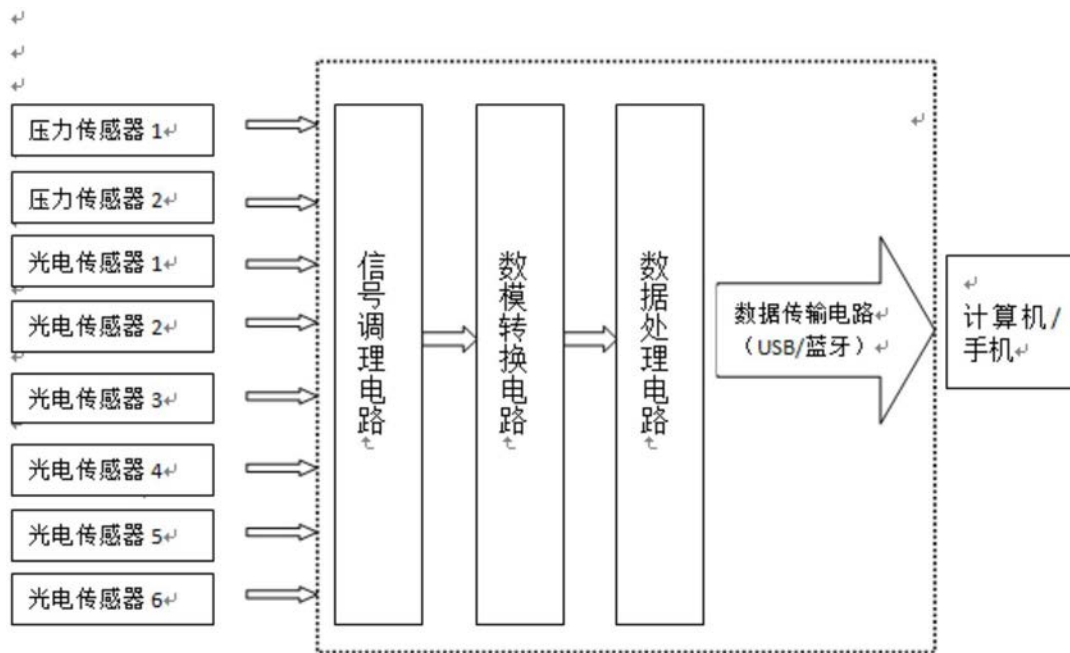


图5

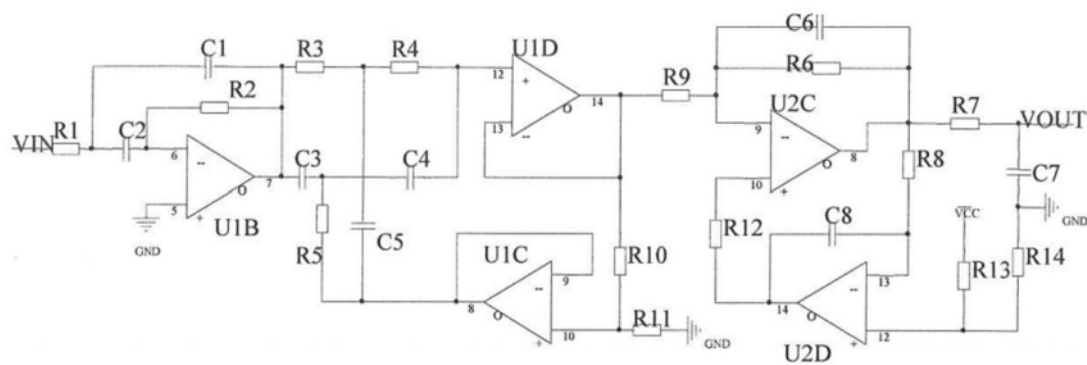


图6

专利名称(译)	一种无创多通道动脉系统检测方法及装置		
公开(公告)号	CN109602395A	公开(公告)日	2019-04-12
申请号	CN201811597778.X	申请日	2018-12-26
[标]发明人	王建华 沈思宇 曹颖晶		
发明人	王建华 沈思宇 曹颖晶		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/02		
CPC分类号	A61B5/02 A61B5/0059 A61B5/02007 A61B5/72		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种无创多通道动脉系统检测方法。本发明的另一个技术方案是提供了一种无创多通道动脉系统检测装置，其特征在于，包括：两路压力脉搏波传感器；至少两路光电传感器；信号处理模块；计算机，用于执行上述的检测方法。本发明使用光电反射式传感器基于光电容积脉搏波的方法，解决了在实际检测操作中实施难度大的问题，达到实际操作性更好的效果。

