



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101732040 B

(45) 授权公告日 2013. 03. 27

(21) 申请号 200910243060. 5

CN 2766772 Y, 2006. 03. 29, 说明书第 4 页最后段至第 5 页第 2 段.

(22) 申请日 2009. 12. 24

李婷, 虞钢. 一种无创脉搏波检测分析系统的研制. 《生物医学工程学杂志》. 2008, 第 25 卷 (第 5 期),

(73) 专利权人 中国科学院力学研究所

地址 100190 北京市海淀区北四环西路 15 号

审查员 吕媛

(72) 发明人 虞钢 李明霞 郑彩云 何秀丽 宁伟健

(74) 专利代理机构 北京中创阳光知识产权代理有限公司 11003

代理人 尹振启

(51) Int. Cl.

A61B 5/02 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101496718 A, 2009. 08. 05, 说明书第 3 页第 21 行, 第 27-31 行, 第 34 行, 第 3 页最后 1 行至第 4 页第 2 行, 第 4 页第 6 行, 第 5 页第 3 段、附图 2, 7.

CN 101084828 A, 2007. 12. 12, 说明书第 4 页具体实施方式部分第 4-5, 7-10 段, 附图 3.

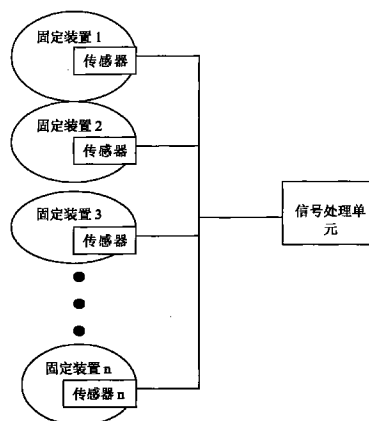
权利要求书 1 页 说明书 10 页 附图 9 页

(54) 发明名称

一种无创多路脉搏波检测方法

(57) 摘要

本发明公开了一种无创多路脉搏波检测装置, 包括至少两个传感器, 每个传感器上均设置有固定装置, 并且各个传感器均与信号处理单元连接, 传感器测得的信号通过信号处理单元进行处理、储存。本发明对人体不同部位的脉搏波采集点采用多路同步采集脉搏波和波速、波形处理技术, 可针对不同人体部位分别进行波速和波形分析, 为临床实时监测提供更加具体的反应心血管系统状态的信息。



1. 一种脉搏波波速和波形分析的非诊断性方法,具体为:

1) 调节传感器对动脉血管施加压力的大小,得到最大脉动信号;

2) 同时记录相隔一定距离  $\Delta s$  的多路脉搏波信号;

3) 提取特征参考点;

4) 根据要计算脉搏波速度的位置选择其中两路脉搏波,计算两路脉搏波的时间差  $\Delta t$ ;

5) 计算脉搏波速度  $v = \frac{\Delta s}{\Delta t}$ ,其中  $\Delta s$  为体表测得量检测点间的血管长度,  $\Delta t$  为同时测得的相隔距离为  $\Delta s$  的两路脉搏波对应特征参考点间的时间差;

6) 对脉搏波进行波长平均化,采用线性插值法确定平均化后各点的压力值,并利用水银血压计测量舒张压和收缩压对脉压值进行标定,以计算脉压 PP、平均压 MP、心率 HR、波形特征参数 K、心搏出量 SV、心输出量 CO、外周阻抗 R、心指数 CI;

其中,步骤 3) 中采用上升沿法来确定最终波速参考点,首先识别出动脉波形中最显著的共同点以确定上升沿部分,然后沿着上升沿部分由中间向两侧来寻找波峰点和波根点位置,并以此作为最终特征点的参考点。

2. 如权利要求 1 所述的非诊断性方法,其特征在于,所述步骤 2) 中的测量采集点为颈动脉、两侧桡动脉、股动脉和两侧踝动脉中任意两个或多个。

## 一种无创多路脉搏波检测方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种无创多路脉搏波检测装置、方法及分析系统。

### 背景技术

[0002] 人体的心脏、动脉、毛细血管及静脉组成心血管系统。在心血管系统中,随着心脏周期性射血,不仅有周期性脉动的血液流速流量在动脉血管中传播,还伴随着血液压力时高时低的脉动以及血管壁时张时缩的振动在动脉血管系中向前传播。这种血液流速、流量以及压力脉动或血管壁振动在动脉血管系中的传播过程就称为脉搏波在动脉中的传播。从力学的角度看,脉搏波是由血液流动、血管壁振动复合而成的,一旦心脏、血液或血管壁组织结构发生变异,必然导致脉搏波出现异常,通过对人体脉搏波的无创检测和分析,可以得到表征心血管系统功能的参数,评价心血管系统的状态,从而实现心血管疾病的早发现、早治疗。

[0003] 临床上对脉搏波的关注普遍集中在两点血压的测量上,即舒张压(DP)和收缩压(SP)的测量。研究表明:不同的生理病理现象使脉搏形状发生不同的变化;脉搏波速度(PWV)的大小反映了血管的弹性程度;PWV与舒张压、收缩压、导致动脉硬化的参数、血清总胆固醇含量、高浓度脂蛋白胆固醇含量、血液粘度等直接相关;与舒张压和收缩压相比,PWV与心血管病发病率和死亡率的相关性更大。可见,仅仅停留在两点血压的测量上是不够的,应该在不增加被检测者痛苦的前提下,更深层次的检测和挖掘脉搏波中蕴涵的信息,及早的发现病情。

[0004] 目前国内外对无创脉搏检测分析,已经取得众多研究成果,如公开号为CN101176663A的发明专利《基于脉搏波的无创心输出量检测方法和装置》中所公开的内容,公开号为CN201244022Y的实用新型专利《脉搏波测量与生理特征参数分析仪》中所公开的内容等,类似的脉搏波检测方法和装置功能单一,一般只能单一的检测和分析某一个或某几个心血管参数,只能侧面反映心血管系统的状态,而不能给出明显反应血管弹性程度的脉搏波传播速度(PWV)。又例如公开号为W02008/135892A2的国际专利《APPARATUS FOR PERFORMING PULSE WAVE VELOCITY MEASUREMENT》中给出的测量脉搏波传播速度的装置,又只能测量PWV,而没有分析其他心血管参数的功能,且没有给出相应的计算方法和相对成熟的软硬件系统。

[0005] 其次,目前的脉搏波检测分析研究成果多集中于一路或两路脉搏波检测,例如本实验室以前的研究成果,如专利公开号为FPI06152的《一种测量脉搏波波速的装置和方法》,以及发表于《生物医学工程学杂志》第25卷第5期的《一种无创脉搏波检测分析系统的研制》中所公开的内容等。心血管病变多发生在某些部位,所以只靠检测一两个检测点的脉搏波信号,难以得到能够全面描述心血管状态的信息,所以有必要在以前的研究内容基础上对分散于人体不同部位的监测点进行多点同步检测,以对比不同部位的脉搏波传播速度。对多路脉搏波信号取平均波形较之一路或两路脉搏波去平均波形进行心血管参数的提取更能够确切的体现人体的心血管系统健康状况。

## 发明内容

[0006] 针对现有技术存在的问题,本发明的目的在于提供一种无创多路脉搏波检测装置、方法及分析系统,通过对脉搏信号的全面检测和综合分析,得到表征心血管系统功能的参数,评价心血管系统的状态,从而实现心血管疾病的早发现、早治疗。

[0007] 为实现上述目的,本发明一种无创多路脉搏波检测装置,包括至少两个传感器,每个传感器上均设置有固定装置,并且各个传感器均与信号处理单元连接,传感器测得的信号通过信号处理单元进行处理、储存。

[0008] 进一步,所述传感器为生理压力传感器。

[0009] 进一步,所述信号处理单元包括顺序连接的放大电路,滤波电路,A/D转换电路和主控制电路,所述传感器分别与相应的放大电路连接。

[0010] 进一步,所述信号处理单元还包括用于将传感器信号进行分离的信号分离电路,该信号分离电路将信号分离为静压信号和脉动信号,所述A/D转换电路与计算机连接。

[0011] 进一步,所述放大电路由放大芯片构成,其分别对所述传感器采集的脉搏波信号进行放大。

[0012] 进一步,所述信号分离电路由电解电容构成。

[0013] 进一步,所述静压信号直接送入所述A/D转换电路进行A/D转换和处理,所述静压信号将直接实时的显示在所述计算机的显示屏幕上。

[0014] 进一步,所述脉动信号分别由两级放大电路组成,实现对相应脉动信号的放大。

[0015] 进一步,所述滤波电路为RC低通滤波电路,用于对所述放大电路的输出信号进行滤波,滤除频率为50Hz的工频干扰信号。

[0016] 进一步,所述A/D转换电路完成对所述静压信号和所述滤波电路的输出信号的模数转换及多次采集求平均值,最终通过数据传输将信号送往所述计算机;所述计算机利用配套的脉搏波信号分析软件完成对脉搏信号的接收、存储、中值滤波、数据分析、波形显示和数据回放工作。

[0017] 进一步,所述固定装置包括桡动脉传感器固定装置、颈动脉传感器固定装置、踝动脉传感器固定装置;所述固定装置为单触头固定装置和/或多触头固定装置。

[0018] 一种应用上述装置进行脉搏波波速和波形分析的方法,具体为:

[0019] 1) 调节传感器对动脉血管施加压力的大小,得到最大脉动信号;

[0020] 2) 同时记录相隔一定距离 $\Delta s$ 的多路脉搏波信号;

[0021] 3) 提取特征参考点;

[0022] 4) 根据要计算脉搏波速度的位置选择其中两路脉搏波,计算两路脉搏波的时间差 $\Delta t$ ;

[0023] 5) 计算脉搏波速度 $v = \frac{\Delta s}{\Delta t}$ ,其中 $\Delta s$ 为体表测得量检测点间的血管长度, $\Delta t$ 为同时测得的相隔距离为 $\Delta s$ 的两路脉搏波对应特征参考点间的时间差;

[0024] 6) 对脉搏波进行波长平均化,采用线性插值法确定平均化后各点的压力值,并利用水银血压计测量舒张压和收缩压对脉压值进行标定,以计算脉压PP、平均压MP、心率HR、波形特征参数K、心搏出量SV、心输出量CO、外周阻抗R、心指数CI。

[0025] 进一步,所述步骤 2) 中的测量采集点为颈动脉、两侧桡动脉、股动脉和两侧踝动脉中任意两个或多个。

[0026] 进一步,所述步骤 3) 中采用上升沿法来确定最终波速参考点,首先识别出动脉波形中最显著的共同点以确定上升沿部分,然后沿着上升沿部分由中间向两侧来寻找波峰点和波根点位置,并以此作为最终特征点的参考点。

[0027] 一种应用上述无创多路脉搏波检测装置和方法的分析系统,包括信息管理模块、数据采集模块、检查分析模块和报告打印模块;信息管理模块用于患者信息登记和查询、波形信息存储、以往检查结果再现;数据采集模块用于对多路脉搏波信号进行同步采集;检查分析模块用于对采集的信号进行波速及波形分析;报告打印模块用于检查结果打印。

[0028] 本发明的优点在于:

[0029] 1) 本发明对人体不同部位的脉搏波采集点采用多路同步采集脉搏波和波速、波形处理技术,可针对不同人体部位分别进行波速和波形分析,为临床实时监测提供更加具体的反应心血管系统状态的信息。

[0030] 2) 本发明在传统的提取脉搏波特征参考点方法的基础上,提出了改进提取效率和精度的方法。该方法与现有方法相比具有以下优点:适应性好,能够适用于各种脉搏波波形;识别性强;算法简单,对硬件要求低,在采样率一定的情况下保证了一定的精确度;精度高,在波足附近,P 值随 t 变化缓慢,t 对 P 比较敏感,因此 P 的一个小误差  $\Delta P$  就有可能带来较大的 t 误差。在上升沿中提取特征值,t 值对 P 值灵敏度较低,从而能够减小 P 值误差所带来的 t 值误差,则精确度会提高很多。

[0031] 3) 本发明针对不同人体部位脉搏波采集点设计几种不同的传感器固定装置,便于传感器准确和以适当大小的压力接触于检测点上,以准确快速的得到脉搏波形。具体有颈动脉传感器固定装置,桡动脉传感器固定装置,踝动脉传感器固定装置。其中桡动脉固定装置又分为单触头和多触头传感器固定装置。

[0032] 4) 本发明具有实现所述各种功能的计算机程序产品,可以实现多路脉搏波信号同步采集,患者信息登记和查询、波形信息存储、以往检查结果再现、波速及波形分析,检查结果打印等步骤。

## 附图说明

[0033] 图 1 为本发明一种无创多路脉搏波检测装置中传感器固定装置与信号处理单元连接结构示意图;

[0034] 图 2A 为桡动脉传感器固定装置示意图;

[0035] 图 2B 为桡动脉两触头传感器固定装置示意图;

[0036] 图 2C 为颈动脉传感器固定装置示意图;

[0037] 图 2D 为踝动脉传感器固定装置示意图;

[0038] 图 3 为本发明一种无创多路脉搏波检测方法中测量及分析脉搏波波速和波形的流程图;

[0039] 图 4 为本发明一种无创多路脉搏波检测装置结构示意图;

[0040] 图 5 为本发明中对获取的脉搏波形判断上升沿方法示意图;

[0041] 图 6 为本发明实施例 1 患者查询界面图;

- [0042] 图 7 为本发明实施例 1 两路脉搏波波形分析界面示意图；
- [0043] 图 8 为本发明一实施例 1 两路脉搏波波形分析结果及结果打印界面示意图；
- [0044] 图 9 为本发明实施例 1 两路脉搏波分析报告打印结果示意图；
- [0045] 图 10 为本发明实施例 2 六路脉搏波波形显示及选择界面示意图。

### 具体实施方式

[0046] 下面结合附图和具体实施方式对本发明作进一步详细描述：

[0047] 实施例一：

[0048] 如图 1、图 2A、图 2B、图 2C、图 2D 和图 4 所示的一实施例中一种无创多路脉搏波检测装置，取  $n = 2$ ，即选择采集两路脉搏波。包括：

[0049] 第一传感器、第二传感器采用 PT14M3 生理压力传感器，第一传感器与放大电路相连接，第二传感器与放大电路相连接。

[0050] 第一传感器放置于颈动脉脉搏波检测传感器固定装置，第二传感器放置于桡动脉脉搏波检测单触头传感器固定装置。分别用于检测颈动脉脉搏波和桡动脉脉搏波。

[0051] 放大电路和放大电路主要由放大芯片 AD620 构成，分别对第一传感器和第二传感器采集的脉搏波信号进行放大。

[0052] 第一信号分离电路和第二信号分离电路主要由电解电容构成，第一信号分离电路将放大电路的输出信号分离为第一路静压信号和第一路脉动信号，第二信号分离电路将放大电路的输出信号分离为第二路静压信号和第二路脉动信号。

[0053] 第一路静压信号和第二路静压信号直接送入 A/D 转换器进行模数转换和处理。这两路静压信号值将直接实时的显示在计算机的显示器屏幕上，以便操作者根据当前静压值的大小实时调节静压值，最终得到幅值最大的脉动信号。

[0054] 第一脉动放大电路和第二脉动放大电路分别由两级以放大器 HA17324A 为核心的放大电路组成，分别实现对第一路脉动信号和第二路脉动信号的放大。

[0055] 第一滤波电路和第二滤波电路为 RC 低通滤波电路，分别对第一脉动放大电路和第二脉动放大电路的输出信号进行滤波。滤除频率为 50Hz 的工频干扰信号。

[0056] A/D 转换器完成对 4 路数据（包括第一路静压信号，第二路静压信号，第一滤波电路 3 的输出信号，第二滤波电路的输出信号）的模数转换及多次采集求平均，最终通过数据传输设备将信号送往计算机 16，此处单片机 15 可采用单片机 16F877A。

[0057] 计算机为普通的个人计算机，主要工作是利用配套的脉搏信号分析软件完成脉搏信号的接收、存储、中值滤波、数据分析、波形显示和数据回放等工作。

[0058] 一种应用上述装置进行脉搏波波速和波形分析的方法，如图 3 所示，具体如下：

[0059] 1) 调节传感器对动脉血管施加压力的大小，得到最大脉动信号；测量时，在计算机屏幕上实时显示当前各脉搏传感器对血管施加压力的大小及各路脉搏波形曲线。观察传感器对动脉血管施加的压力值，调节压力大小，使脉动信号的幅值达到最大。

[0060] 2) 同时记录相隔一定距离  $\Delta s$  的两路脉搏波信号；

[0061] 3) 提取特征参考点，首先识别出每一个波形的上升沿，其次通过识别的上升沿来确定特征点。具体方法如下：

[0062] (1) 分析判断整个信号数据，找出最大值最小值，利用数字信号分析中的穿级计数

法, 求出一个能够穿过所有上升沿的数值  $P_{mean}$ 。

[0063] (2) 在波形数据中寻找每个上升沿中最靠近值  $P_{mean}$  的点, 如图 5 中的 A、B、C、D、E 等点。

[0064] (3) 从 A 点开始向两侧逐点判断寻找波峰点  $P_{峰}$  波根点  $P_{根}$ 。在此可以根据具体系统和采样率采用合适参数来判断波峰及波根点。

[0065] (4) 判断每一对波根波峰代表的上升沿是否属于真实的脉搏波主波, 从而剔除错误判断出来的非主波, 如 B、G 点。

[0066] (5) 为了减小用此波根作为特征点带来的误差, 可以取上升沿的 1/5 高度点 M 为特征点。在离散数据中, M 点的横坐标位置可以采用线性插值的方法。如图 4 所示, 通过信号数据中最接近 M 点的两个点 L、N 的位置来插值求得  $t_M$ , 图中 L、N 是采样点, M 是对应于  $P_M$  的点。

[0067] 4) 计算两路脉搏间的时间差  $\Delta t$  :

[0068] 对于同时测得的两路脉搏波信号, 若第一路脉搏波中完整波形的个数为  $n_1$ , 第二路脉搏中完整波形的个数为  $n_2$ , 两路波形中每一个完整波形对都对应着一个时间差, 因此对应于完整波形对的时间差个数为  $n = \min(n_1, n_2)$ , 而实际测得的这  $n$  个时间差并不相同, 而真实的脉搏波传播时间只有一个, 这些测量值只是真实传播时间的一个反映, 它们受到被测者情绪或者肌肉和血管当前状态的影响而产生波动, 考虑到它们中的大部分只是在一个小范围内波动, 只是偶尔有一些波动较大的时间差, 因此对这  $n$  个时间差进行处理, 去掉误差较大的值, 最终得到一个最接近真实脉搏传播时间的值。

[0069] 若第一对脉搏波的时间差为  $\Delta t_1$ , 第二对脉搏波的时间差为  $\Delta t_2$ , ..., 第  $n$  对脉搏波的时间差为  $\Delta t_n$ , 最终  $\Delta t$  的确定方式如下 :

[0070] (1) 求序列  $\Delta t_1, \Delta t_2, \dots, \Delta t_n$  的平均值  $\delta t$

$$[0071] \quad \delta t = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \Delta t_i$$

[0072] (2) 求序列中每个时间差  $\Delta t_i$  对于均值  $\delta t$  的偏差的绝对值

$$[0073] \quad p[i] = |\Delta t_i - \delta t|$$

[0074] (3) 求序列  $\Delta t_1, \Delta t_2, \dots, \Delta t_n$  的标准偏差  $\sigma_{\Delta t}$

$$[0075] \quad \sigma_{\Delta t} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (\delta t - \Delta t_i)^2}{n(n-1)}}$$

[0076] (4) 剔除误差较大的时间差

[0077] 若  $|p[i]| > 2\sigma_{\Delta t}$ , 则认为偏差过大, 剔除  $\Delta t_i$ , 回到第一步重新计算, 若  $|p[i]| \leq 2\sigma_{\Delta t}$ , 则进入下一步

[0078] (5) 确定最终的  $\Delta t$  :

[0079] 若最终剩余时间差序列为  $\Delta t_1, \Delta t_2, \dots, \Delta t_m$ , 则

$$[0080] \quad \Delta t = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m \Delta t_i$$

[0081] 5) 计算脉搏波速度 ;

[0082] 脉搏波速度  $v$  定义为两脉搏测量点间的距离  $\Delta s$  与脉搏传播时间  $\Delta t$  的比值, 即

$$[0083] \quad v = \frac{\Delta s}{\Delta t}$$

[0084] 其中  $\Delta s$  为体表测得两检测点间的血管长度。计算脉搏速度关键在于脉搏波传播时间  $\Delta t$  的计算,同时测得的相隔一定距离的两路脉搏波对应参考点间的时间差即脉搏波的传播时间  $\Delta t$ 。

[0085] 6) 分析脉搏波波形

[0086] 在确定脉搏波特征点后便可以对波形作进一步的处理和分析。这部分的工作主要包括波形转换、波形平均以及脉压 PP、平均压 MP、心率 HR、波形特征参数 K、心搏出量 SV、心输出量 CO、外周阻抗 R、心指数 CI 等心血管系统参数的计算。

[0087] 波形转换

[0088] 心脏节律性的收缩和舒张使脉搏波呈周期性的变化,但这里所指的周期性变化仅是一个近似说法,脉搏信号并不是绝对的周期信号,每个心动周期的长度并不完全一样,而是在一个小范围内波动。为方便对脉搏波的分析 and 比较,需要把不同长度的脉搏波转换为相同长度。若一段脉搏信号中每个波的长度依次为  $T_1, T_2, T_3, \dots, T_n$ , 则需把它们转化为长度均为平均脉搏长度  $T$  的一段波形。

[0089] 系统对脉搏信号的采集频率较高 (667Hz), 因此数据量较大,若被测者心率为 80, 则其每个脉搏波的数据量约为  $60 \div 80 \times 667 = 500$  个点, 完全可以采用线性插值的方法对波形进行转化。具体实现步骤如下:

[0090] 1) 计算平均脉搏长度  $T$

$$[0091] \quad T = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n T_i = \frac{1}{n} (t_{end} - t_{start})$$

[0092] 2) 线性插值法计算压力值

[0093] 若  $t_1$  时刻压力值为  $P_1$ ,  $t_2$  时刻压力值为  $P_2$ , 则位于  $t_1$  和  $t_2$  之间的  $t$  时刻压力值  $P$  为:

$$[0094] \quad P = P_1 + \frac{(P_2 - P_1)}{(t_2 - t_1)} (t - t_1)$$

[0095] 其中  $(t_1, P_1)$  和  $(t_2, P_2)$  为原始波形上的点,  $(t, P)$  为转化后波形上的点。

[0096] 3) 平均波形计算

[0097] 平均波是所有脉搏波的平均,平均波上每个点均为所有脉搏波对应点的平均值,因此计算平均波要求每个脉搏波长度相同,此处利用转化为相同长度后的波形进行计算。若转化后每个脉搏波的数据长度为  $n_T$ , 完整脉搏波个数为  $n$ , 则平均波形上每个点的压力值  $MP(k)$  为:

$$[0098] \quad MP(k) = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} P(k + n_T \times i) \quad (1 \leq k \leq n_T)$$

[0099] 波形参数的计算

[0100] 波形参数主要包括脉压 (PP)、平均压 (MP)、心率 (HR)、波形特征参数 (K)、心搏出量 (SV)、心输出量 (CO)、外周阻抗 (R) 和心指数 (CI)。下面分别介绍这几项参数的提取。

[0101] (1) 脉压

[0102] 本系统采用水银柱血压计测得舒张压和收缩压,将测得的血压值输入系统,用于校正数据采集器得到的压力值并参与波形分析。若测得的收缩压为 SP,舒张压为 DP,则脉



压 PP 为：

$$[0103] \quad PP = SP - DP$$

[0104] (2) 平均压

[0105] 平均压为一段脉搏波数据中所有完整波形数据点压力值的平均。若完整波形的起始点为  $j_{start}$ ，结束点为  $j_{end}$ ，则平均压为：

$$[0106] \quad MP = \frac{1}{j_{end} - j_{start} + 1} \sum_{j=j_{start}}^{j_{end}} P[j]$$

[0107] 此处  $P[j]$  是经提取并放大的压力输出值，并不是实际血压值，因此计算所得的 MP 也不是实际平均压，需要利用输入系统的收缩压 SP 和舒张压 DP 对 MP 进行校正，最终得到实际平均压。数据采集电路对脉动信号的处理如放大、抬高电平等都是线性的，因此在校正压力值时采用线性方法即可。若一段脉搏中有  $n$  个完整波形，波峰点为  $P[j_{peak(1)}]$ ， $P[j_{peak(2)}]$ ， $\dots$ ， $P[j_{peak(n)}]$ ，波足点为  $P[j_{foot(1)}]$ ， $P[j_{foot(2)}]$ ， $\dots$ ， $P[j_{foot(n)}]$ ，具体校正方法如下：

[0108] 计算实际测得波峰平均压力值（对应于 SP）

$$[0109] \quad SP' = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n P[j_{peak(i)}]$$

[0110] 计算实际测得波足平均压力值（对应于 DP）

$$[0111] \quad DP' = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n P[j_{foot(i)}]$$

[0112] 线性校正，平均压的实际值为：

$$[0113] \quad MP = \frac{MP' - DP'}{SP' - DP'} \cdot (SP - DP) + DP$$

[0114] (3) 心率

[0115] 心率为每分钟的心跳次数，是衡量人体心血管系统状态的一个重要参数。若脉搏平均长度为  $T$ （单位为 s），则心率 HR 为：

$$[0116] \quad HR = \frac{60}{T}$$

[0117] (4) 外周阻力

[0118] 对于脉搏波数字信号序列  $P[j]$ ，其中  $j \in [0, N]$ ，其外周阻力的计算方法如下：

[0119] 分别计算每个独立脉搏波对应的外周阻力：

$$[0120] \quad R[i] = \frac{\sum_{j=j_{foot(i)}}^{j_{foot(i+1)}} \left\{ \frac{P[j] - DP'}{SP' - DP'} \cdot (SP - DP) \right\}}{SV}$$

[0121] 计算序列  $R[1]$ ， $R[2]$ ， $R[3]$ ， $\dots$ ， $R[n]$  均值

$$[0122] \quad \bar{R} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n R[i]$$

[0123] 当  $n \leq 8$  时，以数据序列的平均值作为外周阻力  $R = \bar{R}$

[0124] 当  $n > 8$  时，采用拉依达判定准则确定  $R$ ：

[0125] 计算序列偏差绝对值： $p[i] = |R - R[i]|$

[0126] 计算序列标准偏差：
$$\sigma_R = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (\bar{R} - R[i])^2}{n(n-1)}}$$

[0127] 若  $p[i] \geq 2\sigma_R$ , 去除  $R[i]$ , 重新计算均值、偏差及偏差绝对值, 直到剩下的所有数据点满足  $p[i] < 2\sigma_R$  为止。

[0128] 将最终序列均值作为外周阻力  $R = R$

[0129] (5) 波形特征参数  $K$

[0130] 舒张压、收缩压和平均压已知的情况下, 带入公式可直接计算出波形特征参数：

[0131] 
$$K = \frac{MP - DP}{SP - DP}$$

[0132] (6) 心搏出量  $SV$

[0133] 测得脉压、体重、年龄、心率, 带入经验公式得到心搏出量：

[0134] 
$$SV = PP \times (0.013 \times \text{体重} - 0.007 \times \text{年龄} - 0.004 \times \text{心率} + 1.307)$$

[0135] (7) 心输出量  $CO$

[0136] 根据心搏出量和心率, 计算心输出量：

[0137] 
$$CO = SV \times HR$$

[0138] (8) 心指数  $CI$

[0139] 根据心输出量和体表面积, 计算心指数：

[0140] 
$$CI = \frac{CO}{BSA}$$

[0141] 其中,  $BSA$  根据经验公式计算得到：

[0142] 中国成年男性：
$$BSA = 0.00607 \times \text{身高} + 0.0127 \times \text{体重} - 0.0698$$

[0143] 中国成年女性：
$$BSA = 0.00586 \times \text{身高} + 0.0126 \times \text{体重} - 0.0461$$

[0144] 本发明中应用无创多路脉搏波检测装置和方法的分析系统的操作方法如下：

[0145] 1) 连接并启动系统

[0146] 连接好计算机的主机和显示器, 将计算机与数据获取装置用 RS232 串行接口连接 (不接电源), 将数据获取装置和脉搏波探头连接, 为计算机和数据获取装置接上电源。打开计算机启动脉搏检测与分析系统程序, 进入主界面。

[0147] 2) 检测脉搏波

[0148] 点击“进入系统”按钮, 进入“引导检查界面”；

[0149] 对于未登记患者, 点击“新患者登记”按钮 -> 进入“新患者登记界面”；

[0150] 对于已登记患者, 点击“患者查询”按钮 -> 进入“患者查询界面”, 患者查询界面如图 6 所示；

[0151] “病史及药物说明”栏：同时按住“Ctrl+Enter”换行；

[0152] 点击“保存”按钮 -> 保存填写的数据；

[0153] 点击“检查”按钮 -> 进入“患者检查界面”；

[0154] 选择“检查类别”；

[0155] 点击“开始 | 停止”按钮, 开始检查；

[0156] 点击“开始 | 停止”按钮, 停止检查；

- [0157] 点击“保存”按钮,保存数据;
- [0158] 3) 分析波形,分析波形界面如图 7 所示
- [0159] 点击“选择分析范围”按钮;
- [0160] 移动鼠标到要选择的起始点,点击鼠标右键;
- [0161] 移动鼠标到要选择的终止点,点击鼠标右键(如果略去第五步,默认分析全部数据);
- [0162] 点击“分析”按钮,进入结果分析界面;
- [0163] 4) 打印分析结果,分析结果显示界面如图 8 所示;
- [0164] 5) 点击“退出”按钮 -> 退出到主界面。
- [0165] 实施例 2
- [0166] 本实施例不同于实施例 1 的特点在于,本实施例中选择  $n = 6$ ,即采用六路脉搏波进行脉搏波波速及波形的分析。本实施例中一种无创多路脉搏波检测装置,包括:
- [0167] 第一传感器放置于颈动脉脉搏波检测传感器固定装置,第二、三传感器放置于桡动脉脉搏波检测单触头传感器固定装置,第四、五传感器放置于踝动脉脉搏波检测传感器固定装置,第六传感器待其他传感器固定好后用手持方式固定在检测位置。分别用于检测颈动脉脉搏波和两侧桡动脉脉搏波,两侧踝动脉脉搏波,和股动脉脉搏波。
- [0168] 六路放大电路主要由放大芯片 AD620 构成,分别对六路采集的脉搏波信号进行放大。
- [0169] 各信号分离电路主要由电解电容构成,将对应的前置放大电路的输出信号分离为相应的静压信号和脉动信号。
- [0170] 第一至第六路各路静压信号直接送入单片机进行 A/D 转换和处理。静压信号值将直接实时的显示在计算机的显示器屏幕上,以便操作者根据当前静压值的大小实时调节静压值,最终得到幅值最大的脉动信号。
- [0171] 第一至第六路各路脉动信号分别由两级以放大器 HA17324A 为核心的放大电路组成,分别实现对各路脉动信号的放大。
- [0172] 第一至第六路滤波电路为 RC 低通滤波电路,分别对各路分理处的脉动信号的输出信号进行滤波。滤除频率为 50Hz 的工频干扰信号。
- [0173] A/D 转换器完成对 12 路数据(包括六路静压信号,六路滤波电路的输出信号)的模数转换及多次采集求平均,最终通过 USB 接口将信号送往计算机,此处 A/D 转换器可采用单片机 16F877A。
- [0174] 计算机为普通的个人计算机,主要工作是利用配套的脉搏信号分析软件完成脉搏信号的接收、存储、中值滤波、数据分析、波形显示和数据回放等工作。
- [0175] 一种应用上述装置进行脉搏波波速和波形分析的方法,如图 3 所示,具体如下:
- [0176] 1) 调节各传感器对动脉血管施加压力的大小,得到最大脉动信号;测量时,在计算机屏幕上实时显示当前各脉搏传感器对血管施加压力的大小及各路脉搏波形曲线。观察传感器对动脉血管施加的压力值,调节压力大小,使脉动信号的幅值达到最大。
- [0177] 2) 同时记录位于不同检测点的六路脉搏波信号;
- [0178] 3) 对每路放大滤波后的脉动信号提取特征参考点,首先识别出每一个波形的上升沿,其次通过识别的上升沿来确定特征点。具体方法参考实施例 1。

[0179] 4) 选择要分析波速的部位,例如颈-股间脉搏波波速,颈-左桡动脉间脉搏波波速等,针对已选择的两路脉搏波信号计算两路脉搏间的时间差  $\Delta t$ :  $\Delta t$  的计算方法参考实施例 1

[0180] 5) 计算脉搏波速度;

[0181] 脉搏波速度  $v$  定义为两脉搏测量点间的距离  $\Delta s$  与脉搏传播时间  $\Delta t$  的比值,即

$$[0182] \quad v = \frac{\Delta s}{\Delta t}$$

[0183] 其中  $\Delta s$  为体表测得两检测点间的血管长度。

[0184] 6) 分析脉搏波波形的方法与实施例 1 相同。

[0185] 本发明中应用无创多路脉搏波检测装置和方法的分析系统的操作方法如下:

[0186] 1) 连接并启动系统

[0187] 连接好计算机的主机和显示器,将计算机与数据获取装置用 USB 数据线连接(不接电源),将数据获取装置和脉搏波探头连接,为计算机和数据获取装置接上电源。打开计算机启动脉搏检测与分析系统程序,进入主界面。

[0188] 2) 检测脉搏波

[0189] 点击“进入系统”按钮,进入“引导检查界面”;

[0190] 对于未登记患者,点击“新患者登记”按钮 -> 进入“新患者登记界面”;

[0191] 对于已登记患者,点击“患者查询”按钮 -> 进入“患者查询界面”,患者查询界面如图 6 所示;

[0192] “病史及药物说明”栏:同时按住“Ctrl+Enter”换行;

[0193] 点击“保存”按钮 -> 保存填写的数据;

[0194] 点击“检查”按钮 -> 进入“患者检查界面”;

[0195] 选择“检查类别”;

[0196] 点击“开始 | 停止”按钮,开始检查;

[0197] 点击“开始 | 停止”按钮,停止检查;

[0198] 点击“保存”按钮,保存数据.;

[0199] 3) 分析波形,如图 9、图 10 所示

[0200] 点击选择要进行分析的两路脉搏波波形;

[0201] 点击“选择分析范围”按钮;

[0202] 移动鼠标到要选择的起始点,点击鼠标右键;

[0203] 移动鼠标到要选择的终止点,点击鼠标右键(如果略去第五步,默认分析全部数据);

[0204] 点击“分析”按钮,进入结果分析界面;

[0205] 重复以上步骤重新选择要分析的两路脉搏波波形;

[0206] 4) 打印分析结果;

[0207] 5) 点击“退出”按钮 -> 退出到主界面。

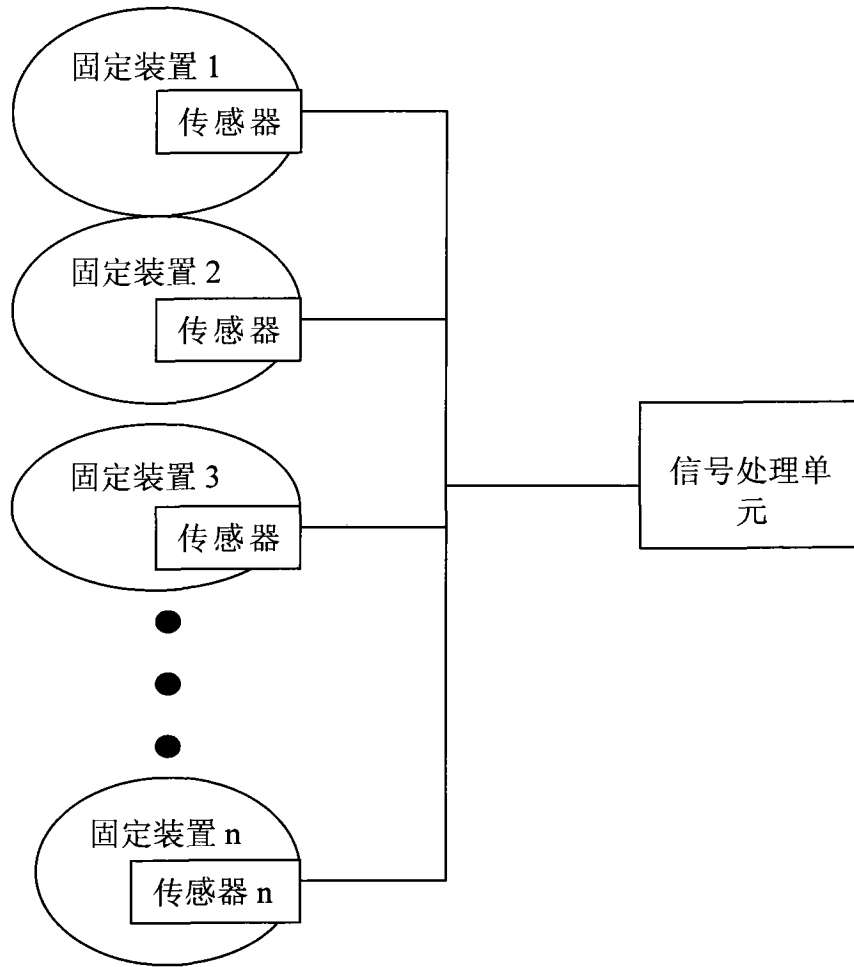


图 1

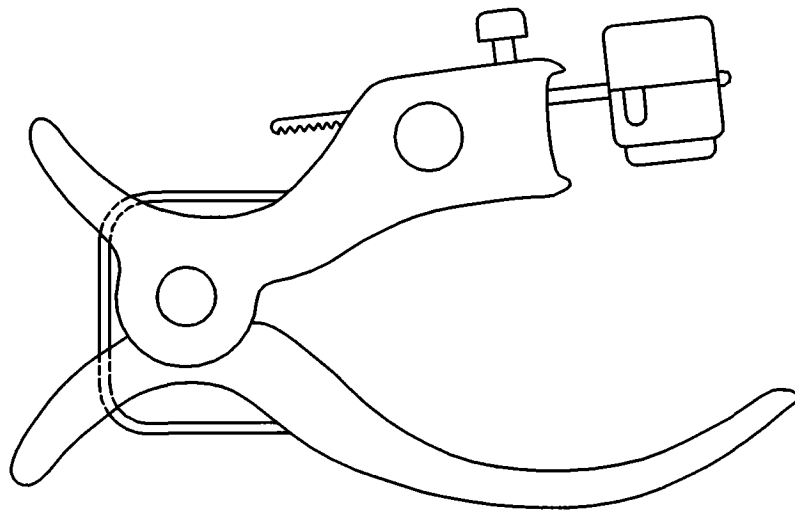


图 2A

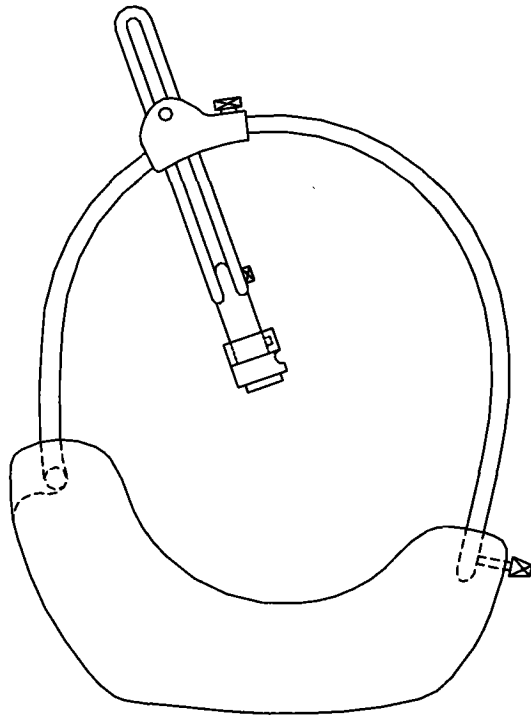


图 2B

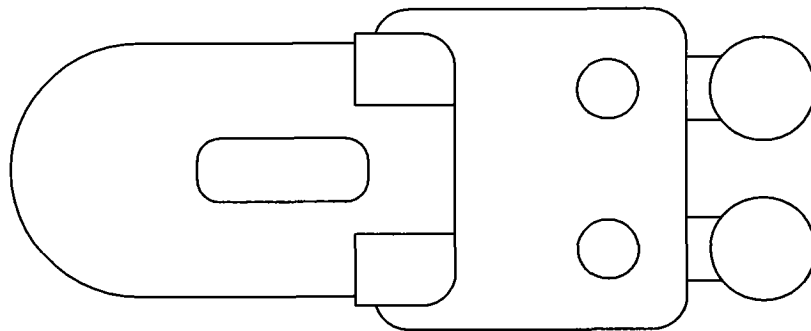


图 2C

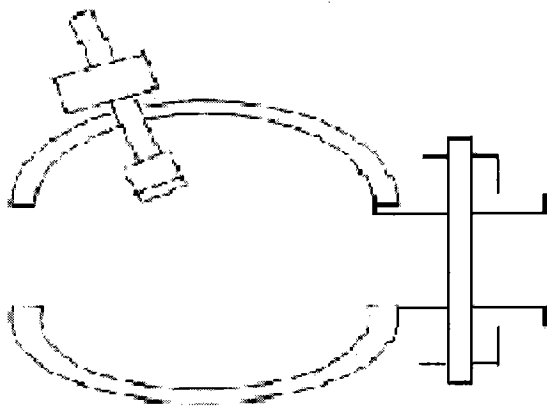


图 2D

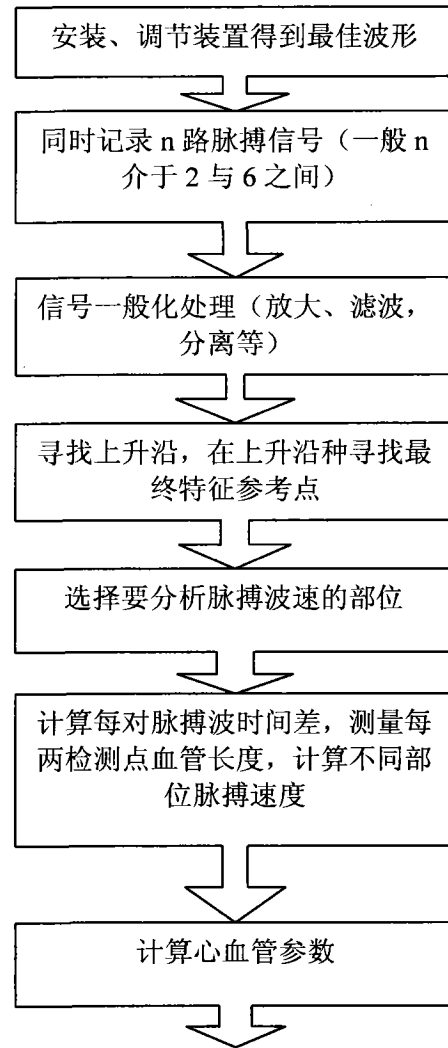


图 3

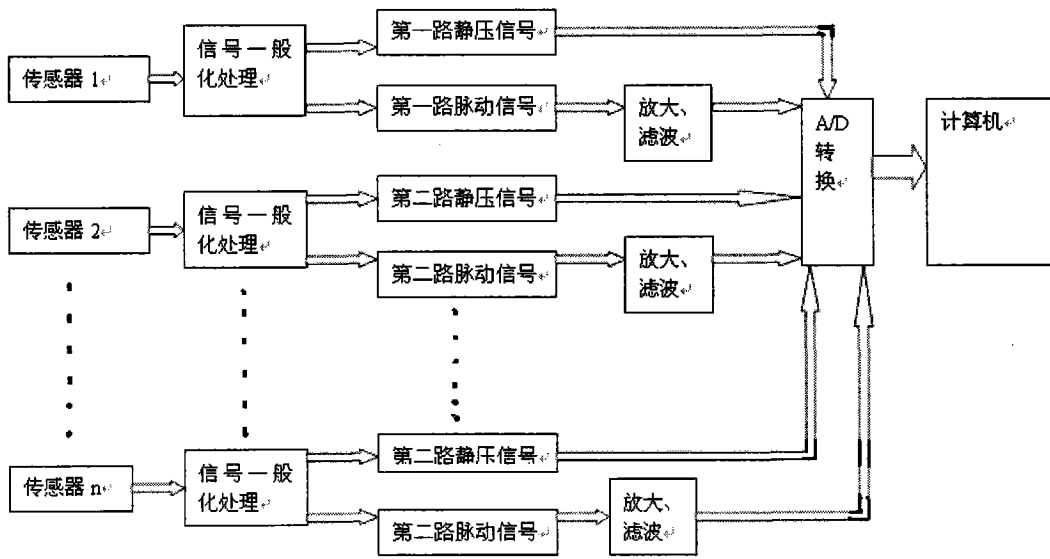


图 4

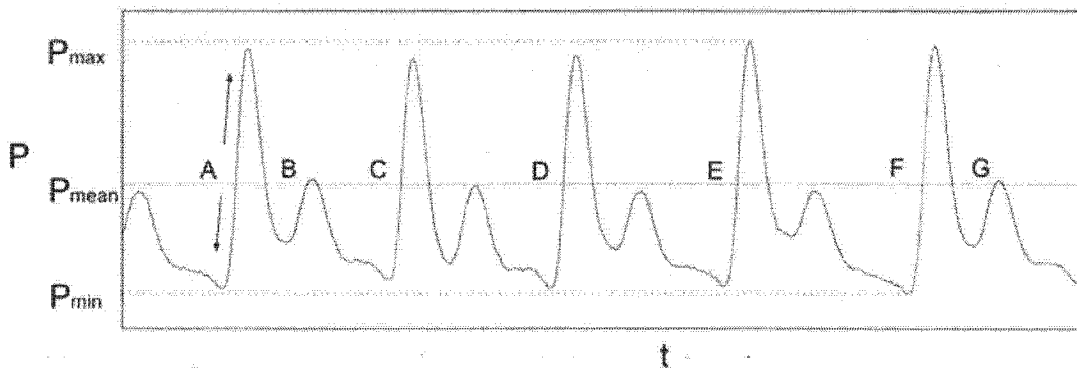


图 5



<b>病例查询 Code Inquire</b> <input type="text"/> <input type="button" value="查询 Inquire"/>	<b>患者信息 Patient Information</b>		
	姓名 Name <input type="text"/>	性别 Sex <input type="text"/>	出生日期 Birth Date <input type="text"/>
	病历号 Case_H_ID <input type="text"/>	ID <input type="text"/>	
<b>姓名查询 Name Inquire</b> <input type="text"/> <input type="button" value="查询 Inquire"/>	身高 cm Height <input type="text"/>	收缩压 mmHg Casual Systolic Blood Press <input type="text"/>	收缩压 mmHg Systolic Pressure <input type="text"/>
	体重 kg Weight <input type="text"/>	收缩压 mmHg Casual Diastolic Blood Press <input type="text"/>	舒张压 mmHg Diastolic Pressure <input type="text"/>
	腰围 cm Waistline <input type="text"/>	收缩压 mmHg Casual Pulse <input type="text"/>	
	臀围 cm Hipline <input type="text"/>	收缩压 mmHg Casual Pulse Distal <input type="text"/>	
	病史及用药记录 Note: <input type="text"/>		
<input type="button" value="保存 Save"/>	<input type="button" value="返回 Inquire"/>	<input type="button" value="记录 Record"/>	<input type="button" value="清除 Cancel"/>

图 6

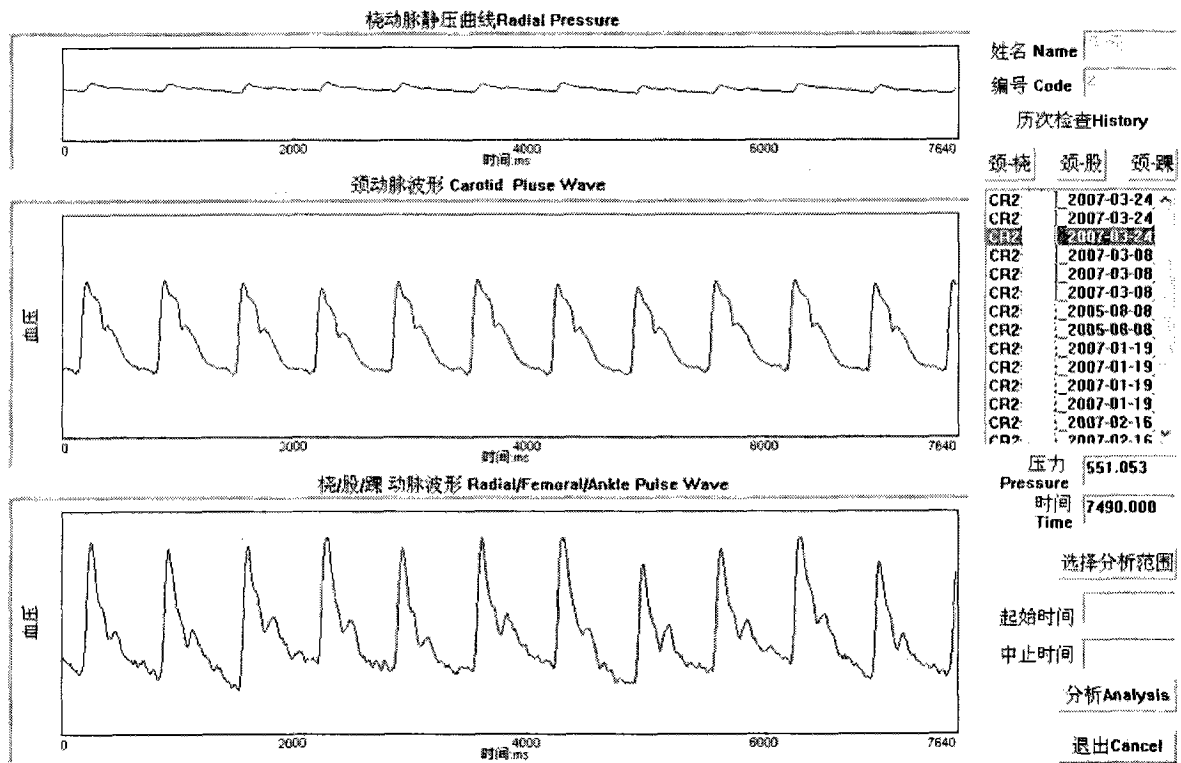


图 7

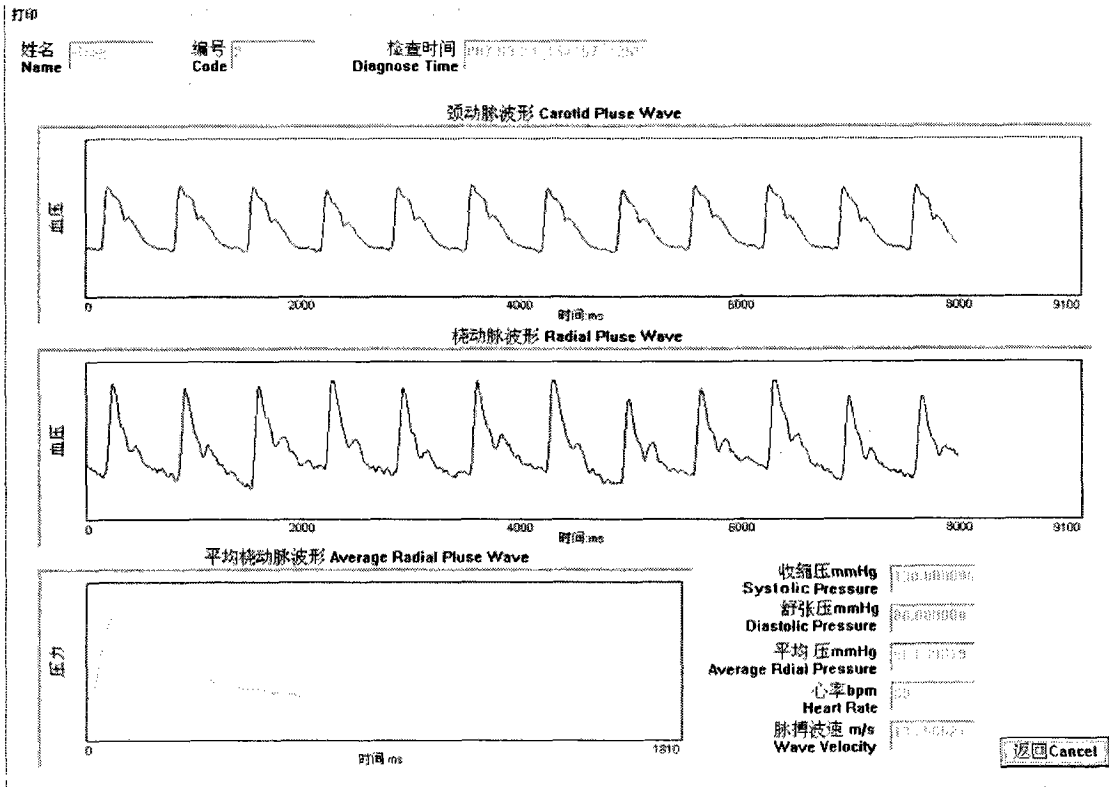


图 8

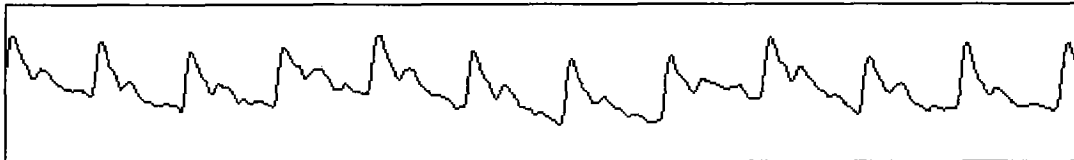
### 脉搏波分析报告

姓名:张三  
性别:男  
出生日期:1982-2-2  
组内编号: 1  
检查时间: 2007-07-27 22时05分34秒  
检查类别: 颈-股

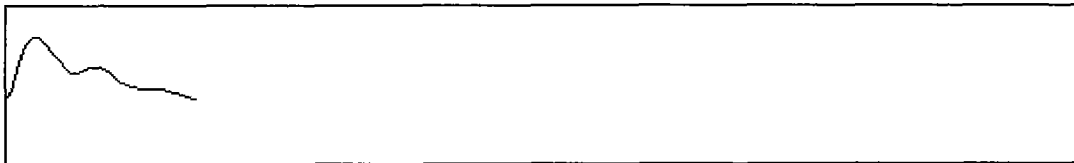
颈动脉波形



股动脉波形



平均股动脉波形



心率(次/分): 98  
收缩压(mmHg): 120  
舒张压(mmHg): 80  
平均压(mmHg): 99.86  
平均波速(m/s): 81.92  
波形特征参数K: 0.4965

... ..

图 9

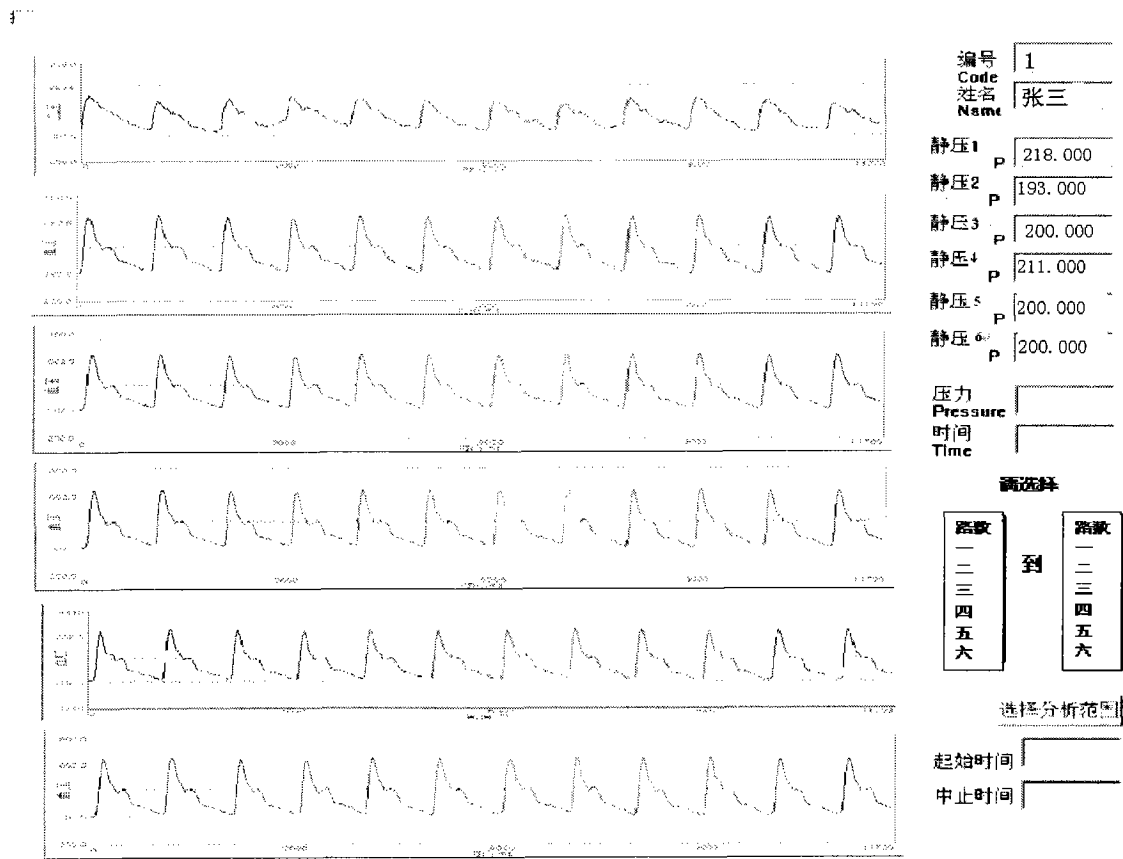


图 10