



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107736880 A

(43)申请公布日 2018.02.27

(21)申请号 201711001854.1

(22)申请日 2017.10.24

(71)申请人 新绎健康科技有限公司

地址 065001 河北省廊坊市开发区金源道
艾力枫社中区

(72)发明人 高明杰 宋臣 孔丽丽 宿天赋
高建兵 李良学

(74)专利代理机构 北京工信联合知识产权代理
有限公司 11266

代理人 郭一斐 叶万东

(51)Int.Cl.

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

G06F 17/30(2006.01)

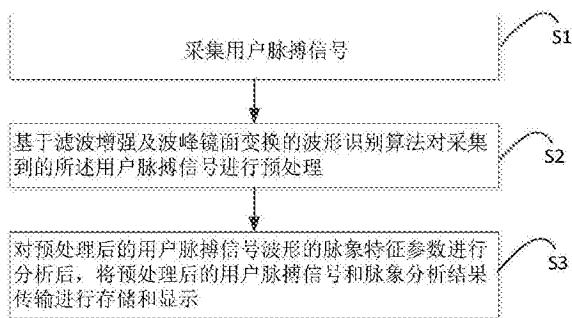
权利要求书2页 说明书8页 附图4页

(54)发明名称

一种脉象分析方法及系统

(57)摘要

本发明提供了一种脉象分析方法及系统,该方法包括:采集用户脉搏信号,基于滤波增强及波峰镜面变换的波形识别算法对采集到的用户脉搏信号进行预处理;对预处理后的用户脉搏信号波形的脉象特征参数进行分析后,将预处理后的用户脉搏信号和脉象分析结果传输进行存储和显示。本发明提供的脉象分析方法,经过对获取的脉搏信号波形进行预处理后,提高了脉波识别的准确度,并经过对特征值的准确提取与综合计算,能准确分析出脉象六要素,从而提高了脉诊结果的准确度;本发明提供的脉象分析系统,操作简便,体积小巧,便于携带,用户可随时借助该系统进行脉象信息的诊断,从而节省了去医院就诊的时间和费用成本,进而节省了社会医疗资源。



1. 一种脉象分析方法,其特征在于,包括:

采集用户脉搏信号;

基于滤波增强及波峰镜面变换的波形识别算法对采集到的所述用户脉搏信号进行预处理;

对所述预处理后的用户脉搏信号波形的脉象特征参数进行分析后,将预处理后的用户脉搏信号和脉象分析结果传输进行存储和显示。

2. 根据权利要求1所述的脉象分析方法,其特征在于,所述预处理包括以下步骤:

对所述原始的用户脉搏信号进行时序差分、以获得差分序列;对所述差分序列的每一个值进行平方,以获得差分平方;对所述差分平方进行卷积,以获得主波识别曲线,根据所述主波识别曲线识别主波的波峰所在位置,以识别所述主波;

对所述原始的用户脉搏数据进行滤波,以获得重搏波识别曲线,根据所述重搏波识别曲线和预先识别的主波识别降中峡所在位置和重搏波的波峰所在位置,以识别重搏波;

对所述主波的上升支进行关于所述主波的波峰的镜面映射,以获得变换信号,并根据所述原始的用户脉搏信号和所述变换信号识别所述潮波。

3. 根据权利要求1所述的脉象分析方法,其特征在于,所述对预处理后的用户脉搏信号波形的脉象特征参数进行分析包括:

从预处理后的用户脉搏信号波形中提取特征参数,并计算相关脉象参数值;根据所述相关脉象参数值判别出脉象六要素,并根据所述特征参数和所述脉象六要素确定脉象类型,并将所述脉象六要素和所述脉象类型作为脉象分析的结果。

4. 根据权利要求3所述的脉象分析方法,其特征在于,所述脉象六要素包括:脉位、脉力、脉率、脉律、流利度和紧张度。

5. 一种脉象分析系统,其特征在于,包括:脉搏信号采集设备、智能终端设备和云端服务器;其中,

所述脉搏信号采集设备,用于实时采集用户脉搏信号;

所述智能终端设备与所述脉搏信号采集设备相连接,用于接收所述用户脉搏信号并基于滤波增强及波峰镜面变换的波形识别算法对其进行预处理,对预处理后的用户脉搏信号波形的脉象特征参数进行分析后,将预处理后的用户脉搏信号和脉象分析结果传输至云端服务器;

所述云端服务器与所述智能终端设备相连接,用于接收、存储所述预处理后的用户脉搏信号和所述脉象分析结果,并将所述脉象分析结果发送至所述智能终端设备进行显示。

6. 根据权利要求5所述的脉象分析系统,其特征在于,所述智能终端设备包括:脉波识别模块和脉象判别模块;其中,

所述脉波识别模块,用于对原始的用户脉搏数据进行预处理,并根据预处理后的脉搏数据识别脉象波形并确定相关脉象参数;

所述脉象判别模块与所述脉波识别模块相连接,用于根据所述相关脉象参数输出脉象分析结果。

7. 根据权利要求6所述的脉象分析系统,其特征在于,所述脉波识别模块包括:

主波识别单元,用于对所述原始的用户脉搏信号进行时序差分、以获得差分序列;对所述差分序列的每一个值进行平方,以获得差分平方;对所述差分平方进行卷积,以获得主波

识别曲线,根据所述主波识别曲线识别主波的波峰所在位置,以识别所述主波;

重搏波识别单元,用于对所述原始的用户脉搏数据进行滤波,以获得重搏波识别曲线,根据所述重搏波识别曲线和预先识别的主波识别降中峡所在位置和重搏波的波峰所在位置,以识别重搏波;

潮波识别单元,对所述主波的上升支进行关于所述主波的波峰的镜面映射,以获得变换信号,并根据所述原始的用户脉搏信号和所述变换信号识别所述潮波。

8. 根据权利要求6所述的脉象分析系统,其特征在于,所述智能终端设备还包括:智能终端数据传输模块和显示模块;其中,

所述智能终端数据传输模块,用于传输所述预处理后的用户脉搏信号和所述脉象分析结果;

所述显示模块,用于显示所述脉象分析结果。

9. 根据权利要求5至8中任一项所述的脉象分析系统,其特征在于,所述智能终端设备还包括:用户信息注册模块、智能终端信息查询模块;其中,

所述用户信息注册模块,其通过导入用户注册信息完成注册过程,通过识别用户信息建立所述智能终端设备与所述脉搏信号采集设备之间的连接;

所述智能终端信息查询模块,用于查询用户的脉象检测的历史数据。

10. 根据权利要求5至8中任一项所述的脉象分析系统,其特征在于,所述智能终端设备为具有脉波识别及脉象分析APP模块。

11. 根据权利要求5至8中任一项所述的脉象分析系统,其特征在于,所述脉搏信号采集设备安装于用户桡动脉经过的腕部。

12. 根据权利要求5至8中任一项所述的脉象分析系统,其特征在于,所述脉搏信号采集设备包括:传感器模块和信号传输模块,所述传感器模块将检测的用户脉搏信号通过有线传输和/或无线传输方式经所述信号传输模块传输至所述智能终端设备。

13. 根据权利要求12所述的脉象分析系统,其特征在于,所述无线传输方式包括:WIFI传输和蓝牙传输。

14. 根据权利要求5至8中任一项所述的脉象分析系统,其特征在于,所述云端服务器包括:服务器数据传输模块和服务器数据存储模块,其中,

所述服务器数据传输模块,用于发送所述智能终端设备传送的预处理后的用户脉搏信号和脉象分析结果至服务器数据存储模块;

所述服务器数据存储模块,用于接收所述智能终端设备传送所述预处理后的用户脉搏信号和脉象分析结果并存储。

一种脉象分析方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及中医技术领域,具体而言,涉及一种脉象分析方法及系统。

背景技术

[0002] 脉诊是最具特色的中医诊疗方法之一,隶属中医四诊(望、闻、问、切)。脉诊所感知的是脉象,脉象的形成源于人体脏腑气血的运动,器官组织的变化引起气血的波动从而导致脉象的差异,从脉象的变化信息中可以得到疾病的性质以及病变发生的位置。近代中医将脉象分为浮、沉、迟、数四大类,并进一步细分为二十八种脉象。传统脉诊诊断具有较强的主观性,其依据为医生个人长期诊断中积累的实践经验,脉象的辨识缺乏统一性,没有精确的标准。现代中医旨在促进脉诊手段的数字化,通过记录脉搏信号以及精确的数学分析提高脉诊的诊疗效率,为中医的现代化发展提供坚实的基础。

[0003] 现有的脉象分析仪器普遍存在脉象分析结果准确度较低,不能单独使用,需要额外配备一套计算机设备,并通过在计算机设备上安装配套软件以处理采集到的脉搏数据的问题。

发明内容

[0004] 为了解决上述问题,本发明一方面提供了一种脉象分析方法,包括:采集用户脉搏信号;基于滤波增强及波峰镜面变换的波形识别算法对采集到的所述用户脉搏信号进行预处理;对所述预处理后的用户脉搏信号波形的脉象特征参数进行分析后,将预处理后的用户脉搏信号和脉象分析结果传输进行存储和显示。

[0005] 进一步地,上述脉象分析方法中,所述预处理包括以下步骤:对所述原始的用户脉搏信号进行时序差分、以获得差分序列;对所述差分序列的每一个值进行平方,以获得差分平方;对所述差分平方进行卷积,以获得主波识别曲线,根据所述主波识别曲线识别主波的波峰所在位置,以识别所述主波;对所述原始的用户脉搏数据进行滤波,以获得重搏波识别曲线,根据所述重搏波识别曲线和预先识别的主波识别降中峡所在位置和重搏波的波峰所在位置,以识别重搏波;对所述主波的上升支进行关于所述主波的波峰的镜面映射,以获得变换信号,并根据所述原始的用户脉搏信号和所述变换信号识别所述潮波。

[0006] 进一步地,上述脉象分析方法中,所述对预处理后的用户脉搏信号波形的脉象特征参数进行分析包括:从预处理后的用户脉搏信号波形中提取特征值,并计算相关脉象参数值;根据所述相关脉象参数值判别出脉象六要素,并将所述脉象六要素和脉象类型作为脉象分析的结果。

[0007] 进一步地,上述脉象分析方法中,所述脉象六要素包括:脉位、脉力、脉率、脉律、流利度和紧张度。

[0008] 本发明提供的脉象分析方法,经过对获取的脉搏信号波形进行预处理后,提高了脉波识别的准确度,并经过对特征值的准确提取与综合计算,能准确分析出脉象六要素,从而提高了脉诊结果的准确度。

[0009] 另一方面,本发明还提供了一种脉象分析系统,所述系统包括:脉搏信号采集设备、智能终端设备和云端服务器;其中,所述脉搏信号采集设备,用于实时采集用户脉搏信号;所述智能终端设备与所述脉搏信号采集设备相连接,用于接收所述用户脉搏信号并基于滤波增强及波峰镜面变换的波形识别算法对其进行预处理,对预处理后的用户脉搏信号波形的脉象特征参数进行分析后,将预处理后的用户脉搏信号和脉象分析结果传输至云端服务器;所述云端服务器与所述智能终端设备相连接,用于接收、存储所述预处理后的用户脉搏信号和所述脉象分析结果,并将所述脉象分析结果发送至所述智能终端设备进行显示。

[0010] 进一步地,上述脉象分析系统中,所述智能终端设备包括:脉波识别模块和脉象判别模块;其中,所述脉波识别模块,用于对原始的用户脉搏数据进行预处理,并根据预处理后的脉搏数据识别脉象波形并确定相关脉象参数;所述脉象判别模块与所述脉波识别模块相连接,用于根据所述相关脉象参数输出脉象分析结果。

[0011] 进一步地,上述脉象分析系统中,所述脉波识别模块包括:主波识别单元,用于对所述原始的用户脉搏信号进行时序差分、以获得差分序列;对所述差分序列的每一个值进行平方,以获得差分平方;对所述差分平方进行卷积,以获得主波识别曲线,根据所述主波识别曲线识别主波的波峰所在位置,以识别所述主波;重搏波识别单元,用于对所述原始的用户脉搏数据进行滤波,以获得重搏波识别曲线,根据所述重搏波识别曲线和预先识别的主波识别降中峡所在位置和重搏波的波峰所在位置,以识别重搏波;潮波识别单元,对所述主波的上升支进行关于所述主波的波峰的镜面映射,以获得变换信号,并根据所述原始的用户脉搏信号和所述变换信号识别所述潮波。

[0012] 进一步地,上述脉象分析系统中,所述智能终端设备还包括:智能终端数据传输模块和显示模块;其中,所述智能终端数据传输模块,用于传输所述预处理后的用户脉搏信号和所述脉象分析结果;所述显示模块,用于显示所述脉象分析结果。

[0013] 进一步地,上述脉象分析系统中,所述脉波识别模块包括:主波识别单元,用于对所述原始的用户脉搏信号进行时序差分、以获得差分序列;对所述差分序列的每一个值进行平方,以获得差分平方;对所述差分平方进行卷积,以获得主波识别曲线,根据所述主波识别曲线识别主波的波峰所在位置,以识别所述主波;重搏波识别单元,用于对所述原始的用户脉搏数据进行滤波,以获得重搏波识别曲线,根据所述重搏波识别曲线和预先识别的主波识别降中峡所在位置和重搏波的波峰所在位置,以识别重搏波;潮波识别单元,对所述主波的上升支进行关于所述主波的波峰的镜面映射,以获得变换信号,并根据所述原始的用户脉搏信号和所述变换信号识别所述潮波。

[0014] 进一步地,上述脉象分析系统中,所述智能终端设备还包括:智能终端数据传输模块和显示模块;其中,所述智能终端数据传输模块,用于传输所述预处理后的用户脉搏信号和所述脉象分析结果;所述显示模块,用于显示所述脉象分析结果。

[0015] 进一步地,上述脉象分析系统中,所述智能终端设备还包括:用户信息注册模块、智能终端信息查询模块和资讯接收模块;其中,所述用户信息注册模块,其通过导入用户注册信息完成注册过程,通过识别用户信息建立所述智能终端设备与所述脉搏信号采集设备之间的连接;所述智能终端信息查询模块,用于查询用户的脉象检测的历史数据;所述资讯接收模块,用于接收云端服务器推送的信息。

[0016] 进一步地,上述脉象分析系统中,所述智能终端设备具有脉波识别及脉象分析APP模块。

[0017] 进一步地,上述脉象分析系统中,所述脉搏信号采集设备安装于用户桡动脉经过的腕部、颈部或腰部。

[0018] 进一步地,上述脉象分析系统中,所述脉搏信号采集设备包括:传感器模块和信号传输模块,所述传感器模块将检测的用户脉搏信号通过有线传输和/或无线传输方式经所述信号传输模块传输至所述智能终端设备。

[0019] 进一步地,上述脉象分析系统中,所述无线传输方式包括:WIFI传输、蓝牙传输。

[0020] 进一步地,上述脉象分析系统中,所述云端服务器包括:服务器数据传输模块和服务器数据存储模块,其中,所述服务器数据传输模块,用于发送所述智能终端设备传送的预处理后的用户脉搏信号和脉象分析结果至服务器数据存储模块;所述服务器数据存储模块,用于接收所述智能终端设备传送所述预处理后的用户脉搏信号和脉象分析结果并存储。

[0021] 本发明的有益效果在于:本发明的脉象分析系统通过脉搏信号采集设备获取脉搏数据,经过智能终端设备中的数据处理模块获取脉象分析结果,并通过智能终端将脉诊结果呈现给用户,系统操作简便,信号采集装置体积小巧,便于携带,使用户可随时借助该系统进行脉象信息的诊断,从而节省了去医院就诊的时间和费用成本,进而节省了社会医疗资源。

附图说明

[0022] 通过阅读下文优选实施方式的详细描述,各种其他的优点和益处对于本领域普通技术人员将变得清楚明了。附图仅用于示出优选实施方式的目的,而并不认为是对本发明的限制。而且在整个附图中,用相同的参考符号表示相同的部件。在附图中:

[0023] 图1为本发明实施例提供的脉象分析方法的流程图;

[0024] 图2为本发明实施例提供的脉象分析方法的又一流程图;

[0025] 图3为本发明实施例提供的一个周期的脉象图;

[0026] 图4为本发明实施例提供的又一脉象图;

[0027] 图5为本发明实施例提供的脉象分析系统的结构示意图;

[0028] 图6为本发明实施例提供的脉象分析系统的工作流程示意图。

具体实施方式

[0029] 下面将参照附图更详细地描述本公开的示例性实施例。虽然附图中显示了本公开的示例性实施例,然而应当理解,可以以各种形式实现本公开而不应被这里阐述的实施例所限制。相反,提供这些实施例是为了能够更透彻地理解本公开,并且能够将本公开的范围完整的传达给本领域的技术人员。需要说明的是,在不冲突的情况下,本发明中的实施例及实施例中的特征可以相互组合。下面将参考附图并结合实施例来详细说明本发明。

[0030] 方法实施例:

[0031] 参阅图1,其为根据本发明实施方式提供的脉象分析方法的流程图,包括:

[0032] 步骤S1,采集用户脉搏信号。

[0033] 具体而言,可以通过本领域技术人员所熟知的任意一种脉搏信号采集设备实时采集用户的脉搏信号,例如可以采集用户腕部的脉搏信号。

[0034] 步骤S2,基于滤波增强及波峰镜面变换的波形识别算法对采集到的所述用户脉搏信号进行预处理。

[0035] 参阅图2,该步骤可以包括以下步骤:

[0036] 子步骤S21,对所述原始的用户脉搏信号进行时序差分、以获得差分序列。

[0037] 具体而言,将原始脉波信号记作 y , y 是采样时间 t 的函数,即 $y=f(t)$ 。对 y 进行时序差分,得到差分序列 dy 。其第 i 个值的计算方式为:

[0038] $dy(i)=y(i)-y(i-1)$ ($i=1,2,\dots,t,t+1,t+2,\dots$)。

[0039] 子步骤S22,对所述差分序列的每一个值进行平方,以获得差分平方。

[0040] 具体而言,为了突出信号的高频成分,将差分序列 dy 的每一个值都进行平方,进而得到差分平方 dy^2 。计算公式为:

[0041] $dy^2(i)=dy(i)\times dy(i)$ 。

[0042] 子步骤S23,对所述差分平方进行卷积,以获得主波识别曲线,根据所述主波识别曲线识别主波的波峰所在位置,以识别所述主波。

[0043] 具体而言,差分平方后的信号在高频位置仍然会存在抖动,进而会导致波峰探测稳定性差。因此,在差分平方后的信号上引入选定时间宽度的矩形窗口,以进行滑动卷积,进而可以获得更平滑的曲线。

[0044] 步骤S24,对所述原始的用户脉搏数据进行滤波,以获得重搏波识别曲线,根据所述重搏波识别曲线和预先识别的主波识别降中峡所在位置和重搏波的波峰所在位置,以识别重搏波。

[0045] 结合图3,一个脉波周期依次包括主波1、潮波2、降中峡3和重搏波4,脉波的起点至主波1的波峰为升至,主波1的波峰为至脉波的终点为降支。通过观察脉波信号可知,由于重搏波4的形态具有多样性,因此如果在原始脉波信号上直接对重搏波4进行识别,很难达到较高的识别准确率,并且,实际采集的脉波信号与理论的结构有很大的区别,可能会有某些,甚至大多数波形无法识别,而由于重搏波4是血流在肢体末端反弹引起的波动,振幅较小,在很多类型的脉波信号中,重搏波4可能表现为下降支中的小凸起,从而使识别变得非常困难。所以,需要对原始的脉波信号进行高通滤波,即对原始脉波信号进行突出高频成分抑制低频成分的处理,高通滤波可以使原始脉波信号在重搏波4的位置的振幅得到增强。经过滤波可以获得重搏波识别曲线,该曲线可以作为识别重搏波4的特征。

[0046] 子步骤S25,对主波的上升支进行关于主波的波峰的镜面映射,以获得变换信号,并根据原始的用户脉搏信号和所述变换信号识别所述潮波。

[0047] 具体而言,在实际采集的信号中,存在许多类型的脉波信号,其中,潮波2与主波1的位置距离比较近,甚至会出现融合。这种情况下,潮波2的准确识别会变得非常困难。由波形的叠加理论可知,波的叠加会引起曲线的形变。理论上讲,主波1如果不受其他波形干扰,其下降支将会和上升支呈对称或近似对称的形态。在主波1的下降支上,由于潮波2的上升支与主波1的下降支叠加,波形的对称性会受到比较大的干扰。基于这一干扰导致的波形变化特点,识别潮波2时,可以首先对预先识别的主波1的上升支做关于主波1的波峰镜面映射,得到镜面映射后的映射支,且其他位置保持不变,进而得到变换脉波信号。将原始脉波

信号记作 y_0 ,将经过波峰镜面变换后的变换脉波信号记作 y_1 。将 y_0 和 y_1 做差,得到变换差值 d , d 的计算公式为: $d=y_0-y_1$ 。将 d 进行差分,以得到识别潮波2所用的特征 fd 。 fd 的计算公式为: $fd(i)=d(i)-d(i-1)$ ($i=1,2,\dots$),即可得到潮波识别曲线。

[0048] 步骤S3,对预处理后的用户脉搏信号波形的脉象特征参数进行分析后,将预处理后的用户脉搏信号和脉象分析结果传输进行存储和显示。

[0049] 具体而言,步骤S3可以包括:从预处理后的用户脉搏信号波形中提取特征参数,并计算相关脉象参数值;根据所述相关脉象参数值判别出脉象六要素,并根据特征参数和脉象六要素确定脉象类型,并将脉象六要素和脉象类型作为脉象分析的结果。

[0050] 脉象六要素包括:脉位、脉力、脉率、脉律、流利度和紧张度。

[0051] 脉象图的主要成分包括了主波、重搏波和潮波。参阅图3和图4,脉象参数主要包括了峡的高度 h 、相应时值 t 、脉图面积(A_s 、 A_d)等参数。当脉波确定后,即可确定上述各参数的值,从而根据各参数的值判断脉象的具体类型,各参数的具体说明如下:

[0052] 主波幅度 h_1 ,为基线与时间轴平行时主波峰顶到脉搏波图基线的高度。主要反映左心室的射血功能和大动脉的顺应性,即左心室收缩力强,大动脉顺应性好的状态下, h_1 高大,反之则小。

[0053] 主波峡幅度 h_2 ,是主波与重搏前波之间的一个低谷的幅度。其生理意义与 h_3 一致,脉图分析时往往可略去。

[0054] 重搏前波幅度 h_3 ,为重搏前波峰顶到脉搏波图基线的高度。主要反映动脉血管弹性和外周阻力状态。如动脉血管由于管壁张力高,或者硬化,或者外周阻力增高时,均可引起 h_3 幅度增高。重搏前波抬高一般伴随其时相的提前,反映了动脉血管高张力、高阻力状态时,脉搏反射波传导速度的增快。

[0055] 降中峡幅度 h_4 ,为降中峡谷底到脉搏波图基线的高度。降中峡高度与舒张压相应。主要与动脉血管外周阻力、主动脉瓣关闭功能有关,外周阻力增加时,表现为 h_4 增加;反之降低。

[0056] 重搏波幅度 h_5 ,为重搏波峰顶到降中峡谷底所作的基线平行线之间的高度。重搏波幅度主要反映大动脉的弹性(顺应性)和主动脉瓣功能情况,当大动脉顺应性降低时, h_5 减少,或者主动脉瓣硬化、闭锁不全时 h_5 可以为0(重搏波峰顶与降中峡谷底同一水平),甚至出现负值(重搏波峰顶低于降中峡谷底水平)。

[0057] 脉图起点到主波峰点的时值 t_1 ,其对应于左心室的快速射血期。

[0058] 脉图起始点到主波峡之间的时值 t_2 ,脉图起始点到重搏前波之间的时值 t_3 。需要说明的是, t_2 和 t_3 为波形中时间点的标识,实际中并不具有特殊的生理意义

[0059] 脉图起始点到降中峡之间的时值 t_4 ,其对应于左心室的收缩期。

[0060] 降中峡到脉图终止点之间的时值 t_5 ,其对应于左心室的舒张期。

[0061] 脉图起始点到终止点的时值 t ,其对应于左心室的一个心动周期,亦称为脉动周期。但当心房颤动、或期外收缩时,脉图与心电图的心动周期不完全一致。

[0062] W_1 :将主波从脉图基线到峰顶高度(h_1)之间划分为三段, W_1 为上1/3处的脉图宽度,相当于动脉内压力高水平状态所维持的时间。

[0063] W_2 :将主波从脉图基线到峰顶高度(h_1)之间划分为五段, W_2 为上1/5处的脉图宽度。意义同 W_1 相当,在实际使用中一般选用 W_1 较多。实际情况中,在测量 W_1 、 W_2 时,如其中一

个逢脉图曲线拐点或切痕而无法精确测量,则可选用另一个参数进行测算。

[0064] A_s :为收缩期面积。由于心脏收缩时,将血液泵到动脉,因此,脉图面积 A_s 与心排出量有关。

[0065] A_d :为舒张期面积。

[0066] A :为收缩期与舒张期脉图面积之和。

[0067] P :取脉压力值,单位为25克力/mm。

[0068] 在各种生理参数的统计中,对于幅值参数,只有在比较各测试组间脉力差异时才直接取幅值 h 的绝对值,因此为了提高生理参数的统计的灵敏度和准确性,更好地反映脉图特征和心血管状态,一般取各项幅度参数的相对比值,如 h_3/h_1 , h_4/h_1 , h_5/h_1 等。

[0069] h_3/h_1 主要反映血管壁的顺应性和外周阻力。血管顺应性差,外周反射波折返速度快时,重搏前波出现早, h_3/h_1 就会增高。

[0070] h_4/h_1 主要反映外周阻力高低。当外周血管收缩时,阻力增高, h_4/h_1 升高(>0.45);

[0071] 反之,外周阻力降低时, h_4/h_1 变小(<0.30)。在主动脉瓣闭锁不全,血液返流,脉压增大时;或血容量急骤下降,心搏代偿性加快时,亦可出现 h_4/h_1 变小,甚至出现负值。多见于中医辨证的气虚、血虚症。

[0072] h_5/h_1 主要反映主动脉顺应性和主动脉瓣功能情况。当动脉顺应性差,或主动脉瓣闭锁不全时 h_5/h_1 等于0,甚至为负值。反之,主动脉瓣功能正常,动脉顺应性佳,血容量充盈时 h_5/h_1 增高。

[0073] 对于时间参数常采用取绝对值和相对比值并用的方法,如 t_1 , t_4 , t_5 , t , W_1 , W_2 及 t_1/t , t_1/t_4 , t_5/t_4 , W_1/t , W_2/t 等。

[0074] W_1/t :对应于主动脉压力升高的持续时间,与 h_3 的出现时间和外周阻力有关。动脉弹性差时,重搏前波出现早,与主波接近或叠加,或外周阻力增加, h_3 增高等均可出现高大主波,使 W_1/t 增高;反之,外周阻力小,或血容量不足情况下 h_3 接近降中峡,主峰波变窄, W_1/t 变小。

[0075] W_2/t :与 W_1/t 意义相当,随不同人、不同区域习惯而选用。

[0076] t_1/t :与心脏射血功能有关。当左心室收缩功能减退,射血速率减少时, t_1/t 延长。

[0077] t_5/t_4 :与心率有关。心率加快时 $t_5/t_4 > 1$ 。在中医辨证中多见于阴虚火旺。

[0078] 具体实施时,从预处理后的脉搏曲线中提取 h_1 、 h_2 、 t_1 、 t_2 等特征值,并计算得出 h_3/h_1 , h_4/h_1 , h_5/h_1 等数值。其中某些脉象要素通过单一特征参数即可判别,如脉位可通过 P 值判断,脉位的浮、中、沉,分别对应 P 的三个数值区间,同理,脉率通过心率($1/t$)的5个数值区间判断。某些脉象要素通过几个特征参数组合判断,如脉力通过 h_1 和 $1/t$ 的区间值组合判断脉象有力或无力。某些脉象要素借助脉搏类型判断,其中,紧张度的判断方法为:若脉搏类型属于弦脉,紧张度则为弦,若脉搏类型属于紧脉,紧张度为紧,否则为不弦不紧;流利度的判断方法为:若脉搏类型属于滑或涩脉,紧张度则分别为滑或涩,否则为不滑不涩。第六种脉象要素脉律的判别方法为,若脉搏类型属于结脉或代脉或者 $1/t$ 大于一定数值时,为脉律不齐,否则为节律一致。脉象类型的判别则借助 W_1/t 、 h_5/h_1 、 h_4/h_1 、 h_1 、 $1/t$ 等特征参数及脉象六要素组合判断得出。

[0079] 上述显然可以得出,本发明实施例提供的脉象分析方法,基于滤波增强及波峰镜面变换的波形识别算法对获取的脉搏信号波形进行预处理后,提高了脉波识别的准确度,

并经过对特征值的准确提取与综合计算,能准确分析出脉象六要素,从而提高了脉诊结果的准确度。

[0080] 系统实施例:

[0081] 参阅图5,其为根据本发明实施方式提供的脉象分析系统的结构示意图,所述脉象分析系统100包括:脉搏信号采集设备101、智能终端设备102和云端服务器103。

[0082] 具体而言,脉搏信号采集设备101,用于实时采集用户脉搏信号。

[0083] 优选的,脉搏信号采集设备101可以包括:传感器模块和信号传输模块,传感器模块将检测的用户脉搏信号通过有线传输和/或无线传输方式经信号传输模块传输至智能终端设备102。具体实施时,脉搏信号采集设备安装于用户桡动脉经过的腕部,传感器模块为一压力传感器,用以检测由于用户腕部脉搏波动引起的压力变化。本领域技术人员可以理解的是,显然无线传输方式包括:WIFI传输和蓝牙传输。

[0084] 具体而言,智能终端设备102与脉搏信号采集设备101相连接,用于接收用户脉搏信号并基于滤波增强及波峰镜面变换的波形识别算法对其进行预处理,对预处理后的用户脉搏信号波形的脉象特征参数进行分析后,将预处理后的用户脉搏信号和脉象分析结果传输至云端服务器。

[0085] 优选的,智能终端设备102可以包括:脉波识别模块和脉象判别模块。

[0086] 具体而言,脉波识别模块,用于对原始的用户脉搏数据进行预处理,并根据预处理后的脉搏数据识别脉象波形并确定相关脉象参数。脉象判别模块与脉波识别模块相连接,用于根据相关脉象参数输出脉象分析结果。

[0087] 本实施例中,脉象图的主要成分及各参数的说明可以参见上述方法的实施过程,此处不再赘述。脉象判别模块可以根据脉象六要素脉位、脉力、脉率(心率)、脉律、流利度、紧张度,以及脉象名称(如浮脉)来判断脉象结果。具体实施时,脉象判别模块从预处理后的脉搏曲线中提取 h_1 、 h_2 、 t_1 、 t_2 等特征值,并计算得出 h_3/h_1 、 h_4/h_1 、 h_5/h_1 等数值。其中某些脉象要素通过单一特征参数即可判别,如脉位可通过P值判断,脉位的浮、中、沉,分别对应P的三个数值区间,同理,脉率通过心率($1/t$)的5个数值区间判断。某些脉象要素通过几个特征参数组合判断,如脉力通过 h_1 和 $1/t$ 的区间值组合判断脉象有力或无力。某些脉象要素借助脉搏类型判断,其中,紧张度的判断方法为:若脉搏类型属于弦脉,紧张度则为弦,若脉搏类型属于紧脉,紧张度为紧,否则为不弦不紧;流利度的判断方法为:若脉搏类型属于滑或涩脉,紧张度则分别为滑或涩,否则为不滑不涩。第六种脉象要素脉律的判别方法为,若脉搏类型属于结脉或代脉或者 $1/t$ 大于一定数值时,为脉律不齐,否则为节律一致。脉象类型的判别则借助 W_1/t 、 h_5/h_1 、 h_4/h_1 、 h_1 、 $1/t$ 等特征参数及脉象六要素组合判断得出。最终,脉象判别模块将脉象分析结果输出,脉象分析结果会显示出脉象六要素。

[0088] 本实施例中,优选的,脉波识别模块可以包括:主波识别单元、重搏波识别单元和潮波识别单元。

[0089] 具体而言,主波识别单元用于对原始的用户脉搏信号进行时序差分、以获得差分序列;对差分序列的每一个值进行平方,以获得差分平方;对差分平方进行卷积,以获得主波识别曲线,根据主波识别曲线识别主波的波峰所在位置,以识别主波。

[0090] 重搏波识别单元用于对原始的用户脉搏数据进行滤波,以获得重搏波识别曲线,根据重搏波识别曲线和预先识别的主波识别降中峡所在位置和重搏波的波峰所在位置,以

识别重搏波。

[0091] 潮波识别单元,用于对主波的上升支进行关于主波的波峰的镜面映射,以获得变换信号,并根据原始的用户脉搏信号和变换信号识别潮波。

[0092] 具体实施时,可以通过滤波增强及波峰镜面变换的波形识别算法对脉搏信号进行处理,以提高脉搏信号中脉象参数提取的准确率。

[0093] 本实施例中,优选的,智能终端设备还可以包括:智能终端数据传输模块和显示模块。

[0094] 具体而言,智能终端数据传输模块用于传输所述预处理后的用户脉搏信号和所述脉象分析结果。显示模块用于显示脉象分析结果。

[0095] 优选的,智能终端设备还可以包括:用户信息注册模块、智能终端信息查询模块和资讯接收模块。

[0096] 具体而言,用户信息注册模块,其通过导入用户注册信息完成注册过程,通过识别用户信息建立智能终端设备与脉搏信号采集设备之间的连接;智能终端信息查询模块,用于查询用户的脉象检测的历史数据;资讯接收模块,用于接收云端服务器推送的信息。

[0097] 优选的,智能终端设备102为植入有脉波识别及脉象分析APP模块的手机,脉搏信号采集设备101通过蓝牙与手机App进行配对连接。

[0098] 具体而言,云端服务器103与智能终端设备102相连接,用于接收、存储预处理后的用户脉搏信号和脉象分析结果,并将脉象分析结果发送至智能终端设备进行显示。

[0099] 优选的,云端服务器可以包括:服务器数据传输模块和服务器数据存储模块。

[0100] 具体而言,服务器数据传输模块用于发送智能终端设备传送的预处理后的用户脉搏信号和脉象分析结果至服务器数据存储模块。服务器数据存储模块用于接收智能终端设备传送预处理后的用户脉搏信号和脉象分析结果并存储。

[0101] 进一步优选的,云端服务器还可以包括:消息推送模块和服务器信息查询模块。

[0102] 具体而言,消息推送模块,用于根据用户的情况,推送相关信息至智能终端设备。服务器信息查询模块,用于查询用户的脉象检测的历史数据。

[0103] 参阅图6,其为本发明实施例中一个具体实施方式的工作流程图:首先在手机APP上注册用户账号,填写用户基本信息,即可登录APP开始脉象诊断过程;然后,开启脉搏信号采集模块,通过蓝牙与手机APP进行配对连接,保证二者正常通讯,接下来开始采集脉搏数据,脉搏信号采集设备利用分步式加压对腕部桡动脉位置进行加压取脉,借助压力传感器采集到准确的脉搏信号,并通过蓝牙将信号传输至手机APP模块。手机APP模块对采集到的原始脉搏数据进行一系列的处理分析,提取信号中的特征值,并将处理过的特征数据通过互联网上传到云端服务器,云端服务器将不同用户多次脉象检测结果进行存储,使得用户可以在手机APP上查询脉象检测的历史数据。

[0104] 显然,本领域的技术人员可以对本发明进行各种改动和变型而不脱离本发明的精神和范围。这样,倘若本发明的这些修改和变型属于本发明权利要求及其等同技术的范围之内,则本发明也意图包含这些改动和变型在内。

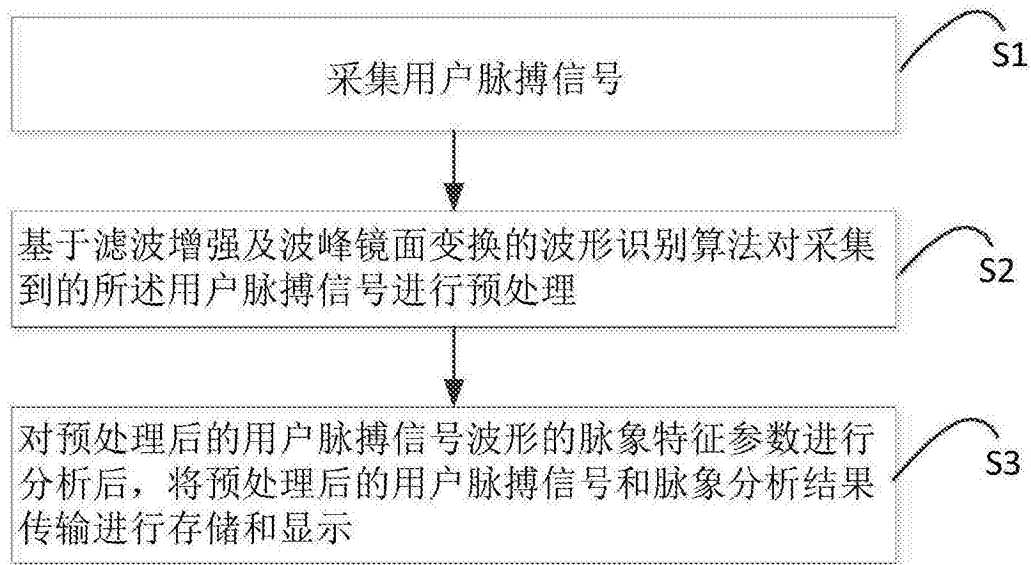


图1

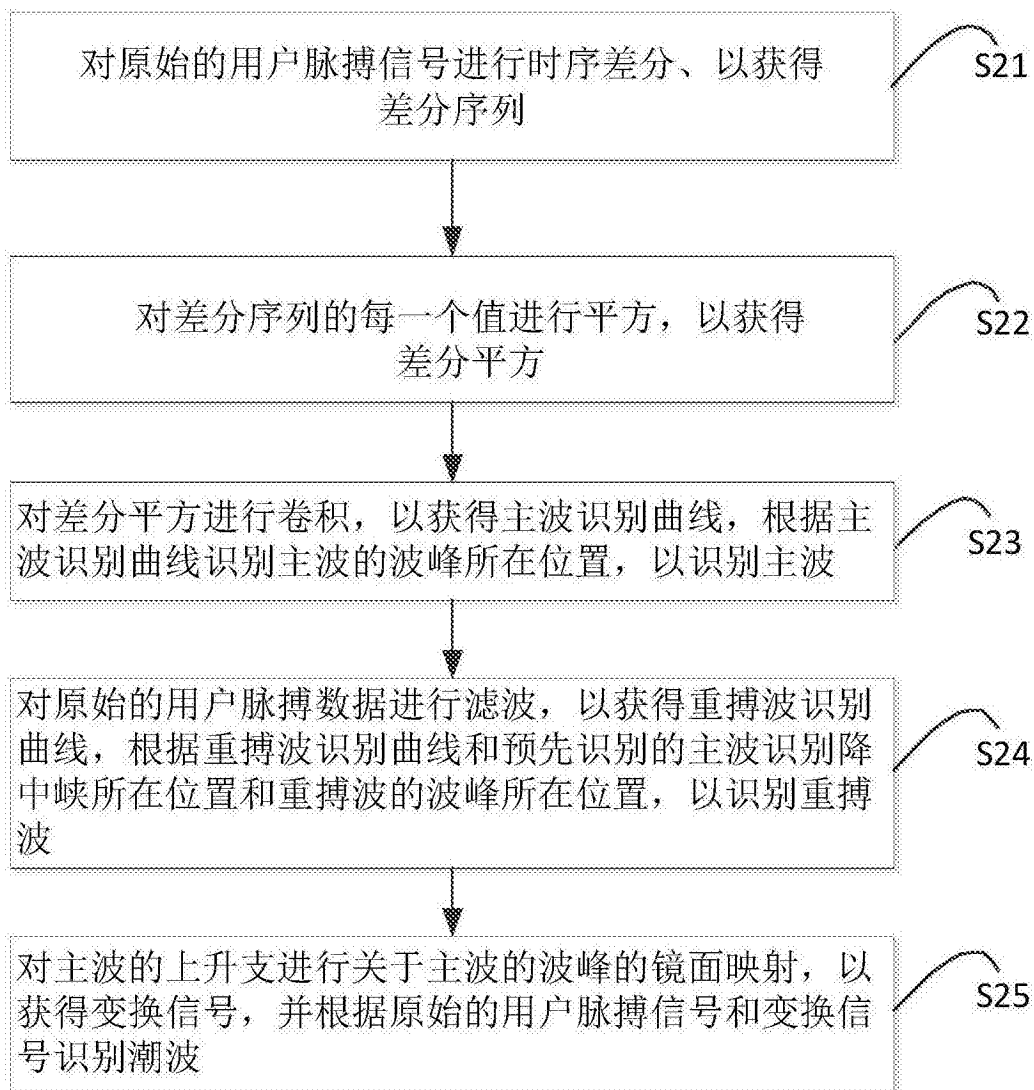


图2

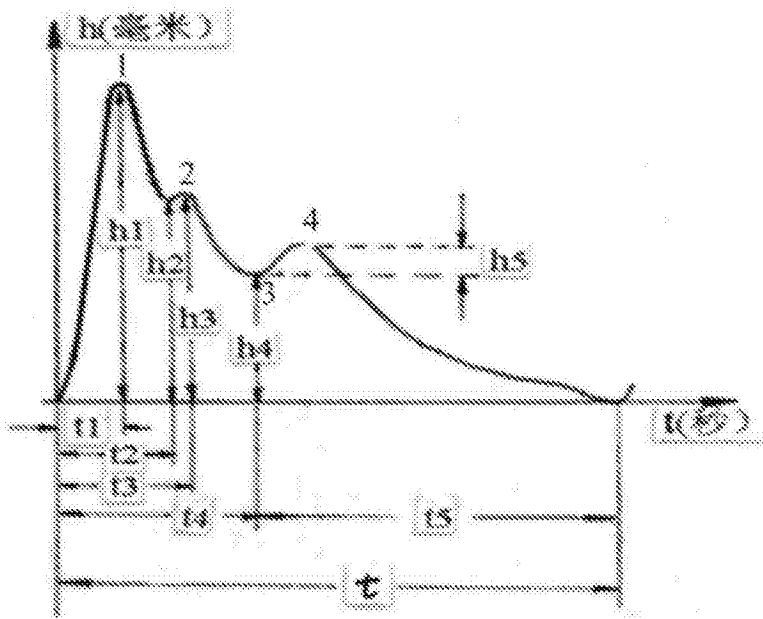


图3

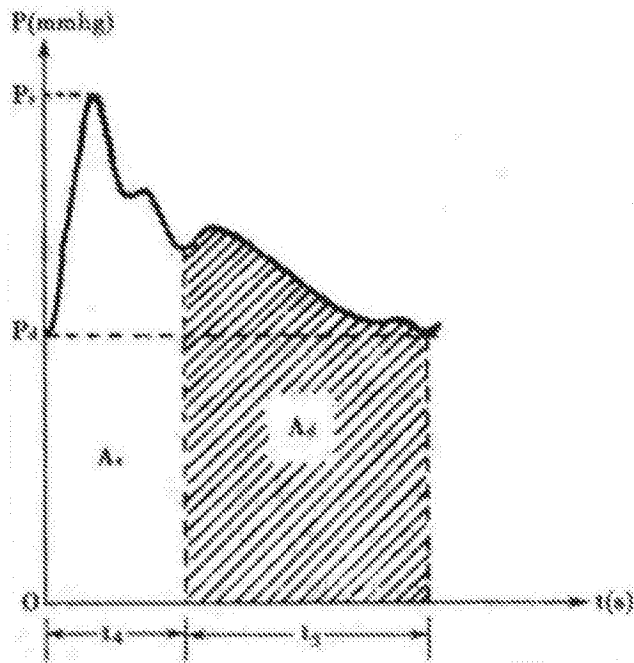


图4

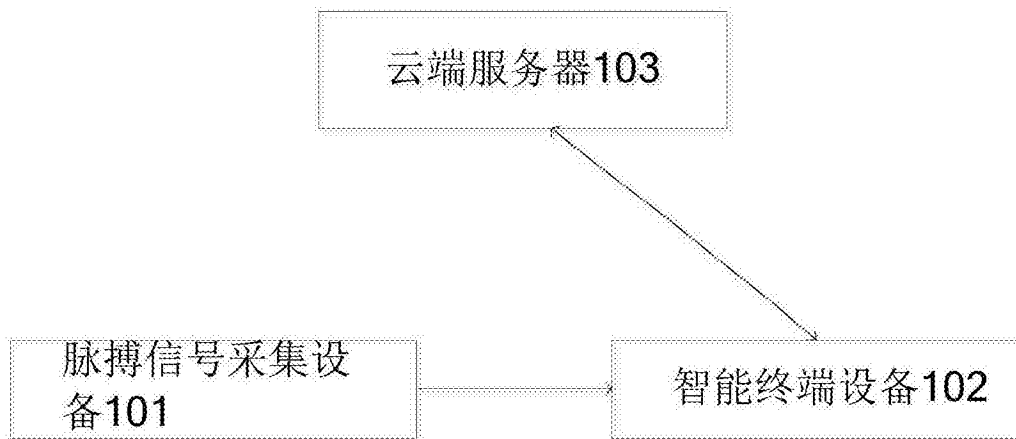


图5

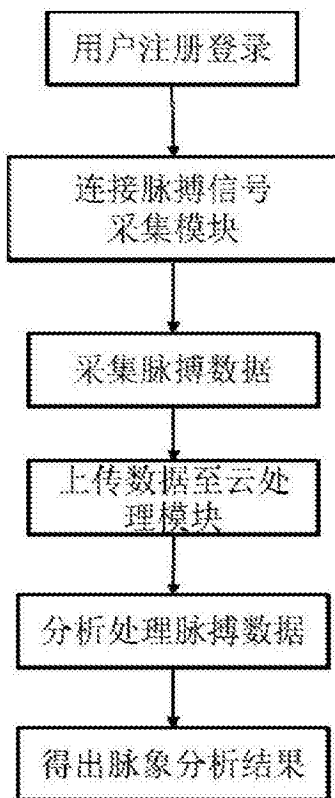


图6

专利名称(译)	一种脉象分析方法及系统		
公开(公告)号	CN107736880A	公开(公告)日	2018-02-27
申请号	CN201711001854.1	申请日	2017-10-24
[标]申请(专利权)人(译)	新绎健康科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	新绎健康科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	新绎健康科技有限公司		
[标]发明人	高明杰 宋臣 孔丽丽 宿天赋 高建兵 李良学		
发明人	高明杰 宋臣 孔丽丽 宿天赋 高建兵 李良学		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00 G06F17/30		
CPC分类号	A61B5/02 A61B5/0004 A61B5/4854 A61B5/7203 A61B5/7235 G06F16/252		
代理人(译)	叶万东		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种脉象分析方法及系统，该方法包括：采集用户脉搏信号，基于滤波增强及波峰镜面变换的波形识别算法对采集到的用户脉搏信号进行预处理；对预处理后的用户脉搏信号波形的脉象特征参数进行分析后，将预处理后的用户脉搏信号和脉象分析结果传输进行存储和显示。本发明提供的脉象分析方法，经过对获取的脉搏信号波形进行预处理后，提高了脉波识别的准确度，并经过对特征值的准确提取与综合计算，能准确分析出脉象六要素，从而提高了脉诊结果的准确度；本发明提供的脉象分析系统，操作简便，体积小巧，便于携带，用户可随时借助该系统进行脉象信息的诊断，从而节省了去医院就诊的时间和费用成本，进而节省了社会医疗资源。

