



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105997019 B

(45)授权公告日 2019.02.19

(21)申请号 201610301309.3

(22)申请日 2016.05.09

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105997019 A

(43)申请公布日 2016.10.12

(73)专利权人 鲍崇智
地址 730020 甘肃省兰州市城关区东岗东路929号801#

(72)发明人 鲍崇智 鲍军荣 李坚 寿小云
杨海彦 周蕾 常珍 万家利
张智海 王贺 王华 孙安

(74)专利代理机构 北京市卓华知识产权代理有限公司 11299
代理人 陈子英

(51)Int.Cl.

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/1455(2006.01)

H04L 29/08(2006.01)

(56)对比文件

CN 105193431 A,2015.12.30,

CN 105193431 A,2015.12.30,

CN 104523260 A,2015.04.22,

CN 104127194 A,2014.11.05,

CN 104127193 A,2014.11.05,

CN 105377137 A,2016.03.02,

WO 2010104480 A1,2010.09.16,

审查员 张梅梅

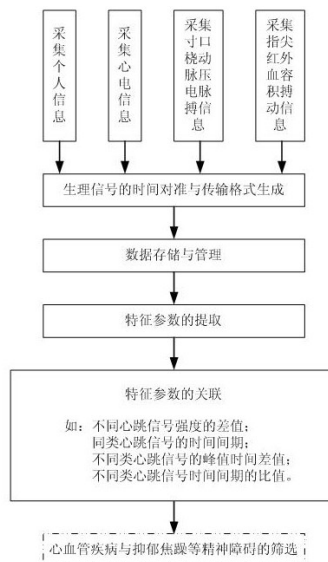
权利要求书2页 说明书6页 附图6页

(54)发明名称

基于体感网的多维心跳信息同步采集方法与系统

(57)摘要

本发明涉及一种基于体感网的多维心跳信息同步采集方法与系统,主要是利用具有微秒级时间精度的嵌入式系统通过心电传感模块、压电脉搏传感模块、红外血容积搏动传感模块实时同步采集心电信号、寸口处桡动脉压电脉搏振动信号以及指尖处红外血容积搏动信号,从采集的上述三种信号中分别提取心电信号的R波峰时间点及波峰强度、寸口处桡动脉的压电脉搏振动信号的波峰时间点及波峰强度以及指尖处的红外血容积搏动信号的波峰时间点及波峰强度,并将这些参数进行关联,获得的原始参数和关联参数可以用作精神状态评价的参考指标,提示心脑血管科室的相关临床医生或精神卫生科临床医生辅助实现对心脑血管生理疾病以及精神障碍的筛查。



1. 一种基于体感网的多维心跳信息同步采集方法,其特征在于包括如下步骤:

(1) 用多维心跳信息采集模块同步采集与心跳相关的多个角度的原始信号,同时记录嵌入式系统的系统时间点进行时间对准;

(2) 所述嵌入式系统对所述原始信号进行信息汇聚;

(3) 将汇聚后的信息通过有线或/和无线网络送入到数据处理设备,所述数据处理设备从汇聚后的信息中提取多个角度的心跳信号;

(4) 从多个角度的所述心跳信号中分别提取心跳参数并对这些心跳参数进行关联,分别得到原始参数和关联参数,

所述关联参数包括:

(1) 寸口处桡动脉脉搏振动信号峰值时间与相对应的心电信号R波峰值时间的差值 $t_{PPW}(n) - t_{ECG}(n)$;

(2) 指尖处红外血容积搏动信号峰值时间与相对应的心电信号R波峰值时间的差值 $t_{PPG}(n) - t_{ECG}(n)$;

(3) 指尖处红外血容积搏动信号峰值时间与相对应的寸口处桡动脉脉搏振动信号峰值时间的差值 $t_{PPG}(n) - t_{PPW}(n)$;

(4) 心电R-R间期:心电信号相邻R波峰值时间间隔 $t_{ECG}(n+1) - t_{ECG}(n)$;

(5) 寸口处桡动脉脉搏振动信号相邻峰峰值时间间隔:寸口处桡动脉脉搏振动信号相邻峰值时间的差值 $t_{PPW}(n+1) - t_{PPW}(n)$;

(6) 指尖处红外血容积搏动信号相邻峰峰值时间间隔:指尖处红外血容积搏动信号相邻峰值时间的差值 $t_{PPG}(n+1) - t_{PPG}(n)$;

(7) 寸口处桡动脉脉搏振动信号相邻峰峰值时间间隔与心电R-R间期的比值 $(t_{PPW}(n+1) - t_{PPW}(n)) / (t_{ECG}(n+1) - t_{ECG}(n))$;

(8) 指尖处红外血容积搏动信号相邻峰峰值时间间隔与心电R-R间期的比值 $(t_{PPG}(n+1) - t_{PPG}(n)) / (t_{ECG}(n+1) - t_{ECG}(n))$;

(9) $A_{ECG}(n)$ 、 $A_{PPG}(n)$ 、 $A_{PPW}(n)$ 的差值 $A_{PPG}(n) - A_{ECG}(n)$ 、 $A_{PPG}(n) - A_{PPW}(n)$ 、 $A_{PPW}(n) - A_{ECG}(n)$,

其中, $t_{ECG}(n)$ 为心电信号R波第n个峰值的时间, $t_{PPW}(n)$ 和 $t_{PPG}(n)$ 分别为与 $t_{ECG}(n)$ 相对应的寸口处桡动脉脉搏振动信号峰值的时间和指尖处红外血容积搏动信号峰值的时间, $A_{ECG}(n)$ 、 $A_{PPG}(n)$ 、 $A_{PPW}(n)$ 为分别对应 $t_{ECG}(n)$ 、 $t_{PPG}(n)$ 、 $t_{PPW}(n)$ 时刻的强度值。

2. 如权利要求1所述的基于体感网的多维心跳信息同步采集方法,其特征在于所述多维心跳信息采集模块包括心电传感模块、桡动脉压电脉搏传感模块和指尖红外脉搏传感模块,多个角度的心跳信号包括心电信号、寸口处桡动脉的压电脉搏振动信号和指尖处红外血容积搏动信号。

3. 如权利要求2所述的基于体感网的多维心跳信息同步采集方法,其特征在于所述原始参数包括心电信号的R波峰时间及波峰幅值、寸口处桡动脉的压电脉搏振动信号的波峰时间及波峰幅值以及指尖处的红外血容积搏动信号的波峰时间及波峰幅值。

4. 如权利要求1、2或3所述的基于体感网的多维心跳信息同步采集方法,其特征在于所述时间是以所述嵌入式系统的系统时间为时间基准得到的时间。

5. 一种采用权利要求1-4中任意一种方法的基于体感网的多维心跳信息同步采集系统,其特征在于包括依次通信连接的多维心跳信息采集模块、嵌入式系统和数据处理设备,

所述多维心跳信息采集模块同步采集与心跳相关的多个角度的原始信号,所述嵌入式系统汇聚所述原始信号并用所述嵌入式系统的系统时间对所述原始信号进行时间对准,将所述原始信号进行信息汇聚并将汇聚后的信息送入所述数据处理设备,所述数据处理设备从汇聚后的信息中提取所述多个角度的原始信号各自所对应的心跳信号,再从各心跳信号提取心跳参数并进行参数间关联,分别得到原始参数和关联参数,以所述原始参数和关联参数作为识别和评估精神障碍的指标。

6.如权利要求5所述的基于体感网的多维心跳信息同步采集系统,其特征在于所述多维心跳信息采集模块包括心电传感模块、桡动脉压电脉搏传感模块和指尖红外脉搏传感模块。

7.如权利要求5所述的基于体感网的多维心跳信息同步采集系统,其特征在于所述嵌入式系统与所述数据处理设备有线或无线通信连接。

8.如权利要求5所述的基于体感网的多维心跳信息同步采集系统,其特征在于所述嵌入式系统为微秒级时间精度的嵌入式系统。

9.如权利要求5、6、7或8所述的基于体感网的多维心跳信息同步采集系统,其特征在于还包括个人信息采集模块,所述个人信息采集模块的输出端接入所述嵌入式系统。

基于体感网的多维心跳信息同步采集方法与系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种基于体感网的多维心跳信息同步采集方法与系统,可用于情感状态识别、临床医生的精神障碍初级筛选。

背景技术

[0002] 有文献报道,目前国内综合医院临床医生普遍对焦虑和抑郁障碍识别率很低,然而在我国综合性医院就医的患者中罹患抑郁或焦虑障碍症状的比例超过20%,致使部分患者得不到正确的诊断和治疗,并因此而反复就医,造成医疗资源的严重浪费,但是客观上来说,提高所有医生的精神障碍识别水平是不现实的。需要有一套客观化的精神障碍评估系统前置给临床医生,实现精神障碍的初级筛选。

发明内容

[0003] 为了克服现有技术下的上述缺陷,本发明的目的在于提供一种基于体感网的多维心跳信息同步采集方法与系统,可提供参考数据和参考指标辅助心脑血管科室和精神卫生科室的相关临床医生对心脑血管生理疾病以及精神障碍进行筛查。

[0004] 本发明的技术方案是:

[0005] 一种基于体感网的多维心跳信息同步采集方法,包括如下步骤:

[0006] (1)用多维心跳信息采集模块同步采集与心跳相关的多个角度的原始信号,同时记录嵌入式系统的系统时间点进行时间对准;

[0007] (2)所述嵌入式系统将所述原始信号构建成信号帧实现信息汇聚;

[0008] (3)将汇聚后的信息通过有线或/和无线网络送入到数据处理设备,所述数据处理设备从汇聚后的信息中提取多个角度的心跳信号;

[0009] (4)从多个角度的所述心跳信号中分别提取心跳参数并对这些心跳参数进行关联,分别得到原始参数和关联参数;

[0010] (5)以所述原始参数和关联参数作为识别和评估精神障碍的指标。

[0011] 所述多维心跳信息采集模块可以包括心电传感模块、桡动脉压电脉搏传感模块和指尖红外脉搏传感模块,相应地,多个角度的心跳信号可以包括心电信号、寸口处桡动脉的压电脉搏振动信号和指尖处红外血容积搏动信号。

[0012] 所述原始参数可以包括心电信号的R波峰时间及波峰幅值、寸口处桡动脉的压电脉搏振动信号的波峰时间及波峰幅值以及指尖处的红外血容积搏动信号的波峰时间及波峰幅值。

[0013] 所述关联参数优选包括:

[0014] (1)寸口处桡动脉脉搏振动信号峰值时间与相对应的心电信号R波峰值时间的差值 $t_{PPW}(n) - t_{ECG}(n)$;

[0015] (2)指尖处红外血容积搏动信号峰值时间与相对应的心电信号R波峰值时间的差

值 $t_{PPG}(n) - t_{ECG}(n)$;

[0016] (3) 指尖处红外血容积搏动信号峰值时间与相对应的寸口处桡动脉脉搏振动信号峰值时间的差值 $t_{PPG}(n) - t_{PPW}(n)$;

[0017] (4) 心电R-R间期: 心电信号相邻R波峰值时间间隔 $t_{ECG}(n+1) - t_{ECG}(n)$;

[0018] (5) 寸口处桡动脉脉搏振动信号相邻峰峰值时间间隔: 寸口处桡动脉脉搏振动信号相邻峰值时间的差值 $t_{PPW}(n+1) - t_{PPW}(n)$;

[0019] (6) 指尖处红外血容积搏动信号相邻峰峰值时间间隔: 指尖处红外血容积搏动信号相邻峰值时间的差值 $t_{PPG}(n+1) - t_{PPG}(n)$;

[0020] (7) 寸口处桡动脉脉搏振动信号相邻峰峰值时间间隔与心电R-R间期的比值 $(t_{PPW}(n+1) - t_{PPW}(n)) / (t_{ECG}(n+1) - t_{ECG}(n))$;

[0021] (8) 指尖处红外血容积搏动信号相邻峰峰值时间间隔与心电R-R间期的比值 $(t_{PPG}(n+1) - t_{PPG}(n)) / (t_{ECG}(n+1) - t_{ECG}(n))$;

[0022] (9) $A_{ECG}(n)$ 、 $A_{PPG}(n)$ 、 $A_{PPW}(n)$ 的差值 $A_{PPG}(n) - A_{ECG}(n)$ 、 $A_{PPG}(n) - A_{PPW}(n)$ 、 $A_{PPW}(n) - A_{ECG}(n)$ 。

[0023] 其中, $t_{ECG}(n)$ 为心电信号R波第n个峰值的时间, $t_{PPW}(n)$ 和 $t_{PPG}(n)$ 分别为与 $t_{ECG}(n)$ 相对应的寸口处桡动脉脉搏振动信号峰值的时间和指尖处红外血容积搏动信号峰值的时间, $A_{ECG}(n)$ 、 $A_{PPG}(n)$ 、 $A_{PPW}(n)$ 为分别对应 $t_{ECG}(n)$ 、 $t_{PPG}(n)$ 、 $t_{PPW}(n)$ 时刻的强度值。

[0024] 对于前述任意一种所述的基于体感网的多维心跳信息同步采集方法, 所述时间是以所述嵌入式系统的系统时间为时间基准得到的时间。

[0025] 一种采用上述任意一种方法的基于体感网的多维心跳信息同步采集系统, 包括依次通信连接的多维心跳信息采集模块、嵌入式系统和数据处理设备, 所述多维心跳信息采集模块同步采集与心跳相关的多个角度的原始信号, 所述嵌入式系统汇聚所述原始信号并用所述嵌入式系统的系统时间对所述原始信号进行时间对准, 将所述原始信号进行信息汇聚并将汇聚后的信息送入所述数据处理设备, 所述数据处理设备从汇聚后的信息中提取所述多个角度的原始信号各自所对应的心跳信号, 再从各心跳信号提取心跳参数并进行参数间关联, 分别得到原始参数和关联参数。

[0026] 所述多维心跳信息采集模块可以包括心电传感模块、桡动脉压电脉搏传感模块和指尖红外脉搏传感模块。

[0027] 所述嵌入式系统与所述数据处理设备有线或无线通信连接。

[0028] 所述嵌入式系统优选为微秒级时间精度的嵌入式系统。

[0029] 对于前述任意一种所述的基于体感网的多维心跳信息同步采集系统, 还可以包括个人信息采集模块, 所述个人信息采集模块的输出端接入所述嵌入式系统。

[0030] 本发明的有益效果为:

[0031] 本发明在微型化、智能化和网络化的可穿戴式生理参数采集设备的支持下, 利用多类单生理参数时间同步实现融合, 产生了涉及心电信号、寸口处桡动脉脉搏振动信号和指尖处红外血容积搏动信号等多角度反应心跳信息的关联参数, 为心血管疾病、心身疾病

和精神障碍等的初步筛选提供了参考数据和参考指标。

[0032] 本发明同步采集人体循环系统的多个参数并对这些参数进行关联从而获得关联参数,由于人体循环系统参数与精神障碍具有一定程度的强关联,以及人体心脑血管疾病也与人体循环系统参数息息相关,因此本发明以心脏跳动为源点,利用心电信息表达心脏跳动过程中的电活动,以寸口处桡动脉脉搏振动信息表达心脏跳动过程中结合血管和血管周围组织的情况,将所取得的结果用于心脑血管生理疾病以及精神障碍初步筛选时的参考参数和参考指标其指向性更强。

附图说明

[0033] 图1是本发明的方法的流程图;

[0034] 图2是本发明的系统的硬件架构原理示意图;

[0035] 图3是所述多维心跳信息采集模块的信号采集端在人体上的布设图;

[0036] 图4是本发明的一个实施例所采集的原始信号图;

[0037] 图5是对应于图4的所提取的心电信号图;

[0038] 图6是对应于图4的所提取的寸口处桡动脉的压电脉搏振动信号图;

[0039] 图7是对应于图4的所提取的指尖处红外血容积搏动信号图;

[0040] 图8是本实发明三类峰值强度的包络曲线图。

具体实施方式

[0041] 如图1所示,本发明公开了一种基于体感网的多维心跳信息同步采集方法,包括如下步骤:

[0042] (1)用多维心跳信息采集模块同步采集与心跳相关的多个角度的原始信号,同时记录嵌入式系统的系统时间点进行时间对准;

[0043] (2)所述嵌入式系统对所述原始信号进行信息汇聚(例如通过将所述原始信号构建成信号帧实现);

[0044] (3)将汇聚后的信息通过有线或/和无线网络送入到数据处理设备(即前文描述的数据处理设备),通过一定的算法,所述数据处理设备利用算法从实时或非实时送来的汇聚后的信息中提取多个角度的心跳信号;

[0045] (4)从多个角度的所述心跳信号中分别提取心跳参数并对这些心跳参数进行关联,分别得到原始参数(即所述心跳参数)和关联参数;可依据所获得的原始参数和/或关联参数,生成一份与模版结合的分析结果报告。

[0046] (5)以所述原始参数和关联参数作为识别和评估精神障碍的指标。相应的报告可提供给心脑血管科室的相关临床医生或精神卫生科临床医生以便实现对心脑血管生理疾病以及精神障碍的筛查。

[0047] 所述多维心跳信息采集模块可以包括心电传感模块、桡动脉压电脉搏传感模块和指尖红外脉搏传感模块,相应地,多个角度的心跳信号可以包括心电信号、寸口处桡动脉的压电脉搏振动信号和指尖处红外血容积搏动信号。图4示出了步骤(1)能够得到的统一了时间轴的多个角度的原始信号图示,图5-7示出了步骤(3)能够得到的多个角度的心跳信号图示。

[0048] 所述原始参数可以包括心电信号的R波峰时间及波峰幅值、寸口处桡动脉的压电脉搏振动信号的波峰时间及波峰幅值以及指尖处的红外血容积搏动信号的波峰时间及波峰幅值。所述波峰幅值主要表征相应信号的强度。

[0049] 所述关联参数优选包括：

[0050] (1) 寸口处桡动脉脉搏振动信号峰值时间与相对应的心电信号R波峰值时间的差值 $t_{PPW}(n) - t_{ECG}(n)$ ；

[0051] (2) 指尖处红外血容积搏动信号峰值时间与相对应的心电信号R波峰值时间的差值 $t_{PPG}(n) - t_{ECG}(n)$ ；

[0052] (3) 指尖处红外血容积搏动信号峰值时间与相对应的寸口处桡动脉脉搏振动信号峰值时间的差值 $t_{PPG}(n) - t_{PPW}(n)$ ；

[0053] (4) 心电R-R间期：心电信号相邻R波峰值时间间隔 $t_{ECG}(n+1) - t_{ECG}(n)$ ；

[0054] (5) 寸口处桡动脉脉搏振动信号相邻峰峰值时间间隔：寸口处桡动脉脉搏振动信号相邻峰值时间的差值 $t_{PPW}(n+1) - t_{PPW}(n)$ ；

[0055] (6) 指尖处红外血容积搏动信号相邻峰峰值时间间隔：指尖处红外血容积搏动信号相邻峰值时间的差值 $t_{PPG}(n+1) - t_{PPG}(n)$ ；

[0056] (7) 寸口处桡动脉脉搏振动信号相邻峰峰值时间间隔与心电R-R间期的比值 $(t_{PPW}(n+1) - t_{PPW}(n)) / (t_{ECG}(n+1) - t_{ECG}(n))$ ；

[0057] (8) 指尖处红外血容积搏动信号相邻峰峰值时间间隔与心电R-R间期的比值 $(t_{PPG}(n+1) - t_{PPG}(n)) / (t_{ECG}(n+1) - t_{ECG}(n))$ ；

[0058] (9) $A_{ECG}(n)$ 、 $A_{PPG}(n)$ 、 $A_{PPW}(n)$ 的差值 $A_{PPG}(n) - A_{ECG}(n)$ 、 $A_{PPG}(n) - A_{PPW}(n)$ 、 $A_{PPW}(n) - A_{ECG}(n)$ 。

[0059] 其中， $t_{ECG}(n)$ 为心电信号R波第n个峰值的时间， $t_{PPW}(n)$ 和 $t_{PPG}(n)$ 分别为与 $t_{ECG}(n)$ 相对应的寸口处桡动脉脉搏振动信号峰值的时间和指尖处红外血容积搏动信号峰值的时间， $A_{ECG}(n)$ 、 $A_{PPG}(n)$ 、 $A_{PPW}(n)$ 为分别对应 $t_{ECG}(n)$ 、 $t_{PPG}(n)$ 、 $t_{PPW}(n)$ 时刻的强度值。

[0060] 所述时间是以所述嵌入式系统的系统时间为时间基准得到的时间，即各参数的时间轴是统一的，所采集的数据均为同一时刻下对应的数据。

[0061] 本发明的一个具体实施例如下表所示：

表1 样本峰值数据表

样本峰值 n	1	2	3	4	5	6	7
$t_{ECG}(n)$ (ms)	12667	13374	14069	14788	15506	16228	16930
ECG 峰值强度 $A_{ECG}(n)$ (mv)	760	755	774	766	768	750	773
$t_{PPW}(n)$ (ms)	12916	13628	14324	15042	15776	16466	17178
PPW 峰值强度 $A_{PPW}(n)$ (mv)	426	363	521	554	547	424	499
$t_{PPG}(n)$ (ms)	12949	13644	14341	15063	15803	16516	17211
PPG 峰值强度 $A_{PPG}(n)$ (mv)	780	792	793	798	785	776	779
$t_{PPW}(n) - t_{ECG}(n)$ (ms)	249	254	255	254	270	238	248
$t_{PPG}(n) - t_{ECG}(n)$ (ms)	282	270	272	275	297	288	281
$t_{PPG}(n) - t_{PPW}(n)$ (ms)	33	16	17	21	27	50	33
$t_{ECG}(n+1) - t_{ECG}(n)$ (ms)		707	695	719	718	722	702
$t_{PPW}(n+1) - t_{PPW}(n)$ (ms)		712	696	718	734	690	712
$t_{PPG}(n+1) - t_{PPG}(n)$ (ms)		695	697	722	740	713	695
$(t_{PPW}(n+1) - t_{PPW}(n)) /$ $(t_{ECG}(n+1) - t_{ECG}(n))$		1.007	1.001	0.999	1.022	0.956	1.014
$(t_{PPG}(n+1) - t_{PPG}(n)) /$ $(t_{ECG}(n+1) - t_{ECG}(n))$		0.983	1.003	1.004	1.031	0.988	0.990

[0064] 在本发明中,采集到ECG 峰值强度、PPW 峰值强度、PPG 峰值强度以同跳心脏为一个基准点,形成三类峰值强度的包络及三类峰值强度差值的曲线(如图8所示)。

[0065] 通常可在所述步骤(1)之前先通过身份证标识系统或其他RFID身份标识系统,采集个人信息,并存入数据处理设备的相应数据库中。

[0066] 所述数据处理设备还可以与一台或多台计算机(客户终端设备)通信连接时,用户可以通过这些计算机对所述数据处理设备中的心跳信号、原始参数和关联参数进行查询、统计、打印等操作,也可以代替所述数据处理设备从汇聚后的信息中提取所述多个角度的原始信号各自所对应的心跳信号,再从各心跳信号提取心跳参数并进行参数间关联,分别得到原始参数和关联参数。即提取信号和原始参数以及构建关联参数也可以由客户终端设备来做。

[0067] 参见图2,本发明还公开了一种采用上述方法的基于体感网的多维心跳信息同步采集系统,包括依次通信连接的多维心跳信息采集模块、嵌入式系统和数据处理设备(如图中所示的服务器),所述多维心跳信息采集模块同步采集与心跳相关的多个角度的原始信号,所述嵌入式系统汇聚所述原始信号并用所述嵌入式系统的系统时间对所述原始信号进行时间对准,对所述原始信号进行信息汇聚并将汇聚后的信息送入所述数据处理设备,所述数据处理设备从汇聚后的信息中提取所述多个角度的原始信号各自所对应的心跳信号,再从各心跳信号提取心跳参数并进行参数间关联,分别得到原始参数和关联参数。所述原始参数和关联参数可以用作识别和评估精神障碍的参考指标。

[0068] 所述多维心跳信息采集模块可以包括心电传感模块101、桡动脉压电脉搏传感模块102和指尖红外脉搏传感模块103。可以按照图3所示位置在人体上布设这些模块的感应输入端进行相应原始信号的采集。所述多维心跳信息采集模块可以采用穿戴式生理参数采集设备,以方便采集操作。

[0069] 所述嵌入式系统与所述数据处理设备有线或无线通信连接,优选为通过所述嵌入式系统自带的无线传输模块与所述数据处理设备无线通信连接。

[0070] 所述嵌入式系统优选为微秒级时间精度的嵌入式系统。

[0071] 所述基于体感网的多维心跳信息采集系统还可以包括个人信息采集模块,所述个人信息采集模块的输出端接入所述嵌入式系统。所述个人信息采集模块可以是身份识别模块或其他RFID身份识别模块,例如医院等能够进行精神障碍识别评估的机构自行设置的RFID识别模块,该模块可用于读取该机构自行发放的记录有个人信息的卡片等存储的个人信息。通常,先用所述个人信息采集模块进行个人信息采集,后续再同步采集多维心跳信息,以明确所采集的多维心跳信息是来自哪个人。

[0072] 所述数据处理设备还可以与一台或多台计算机(客户终端设备)通信连接,用户通过这些计算机可以对所述数据处理设备中的心跳信号、原始参数和关联参数进行查询、统计、打印等操作,从而实现对相关信息的管理和使用。例如可以方便个人自行查询了解自己的多维心跳信息。或者,也可以通过这些计算机中的算法,从汇聚后的信息中提取所述多个角度的原始信号各自所对应的心跳信号,再从各心跳信号提取心跳参数并进行参数间关联,分别得到原始参数和关联参数。即这些客户终端设备也可以用于执行所述数据处理设备的除信息汇聚之外的部分或全部工作。

[0073] 本发明中所称的多维心跳信息是指以心脏跳动为源点,包括了用以表达心脏跳动过程中的电活动的心电信息和用以表达心脏跳动过程中结合血管和血管周围组织情况的寸口处桡动脉脉搏振动信息。

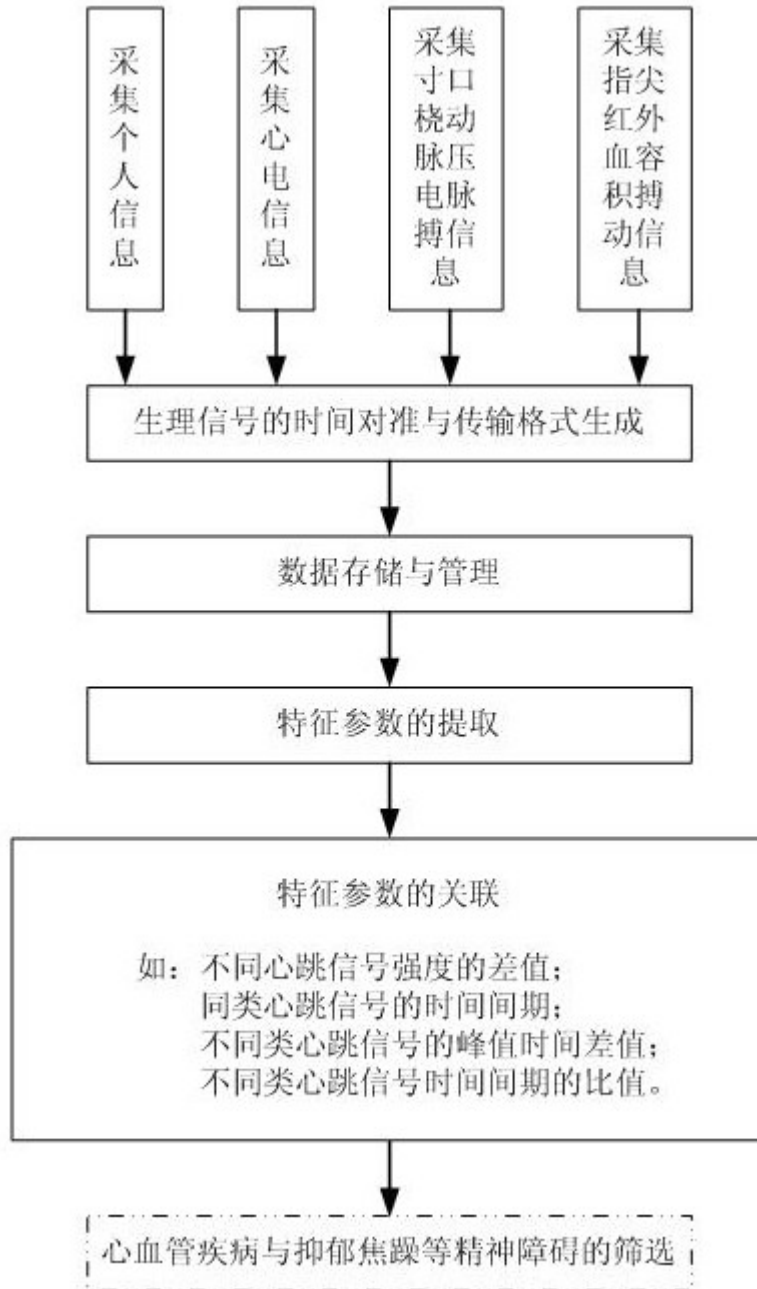


图1

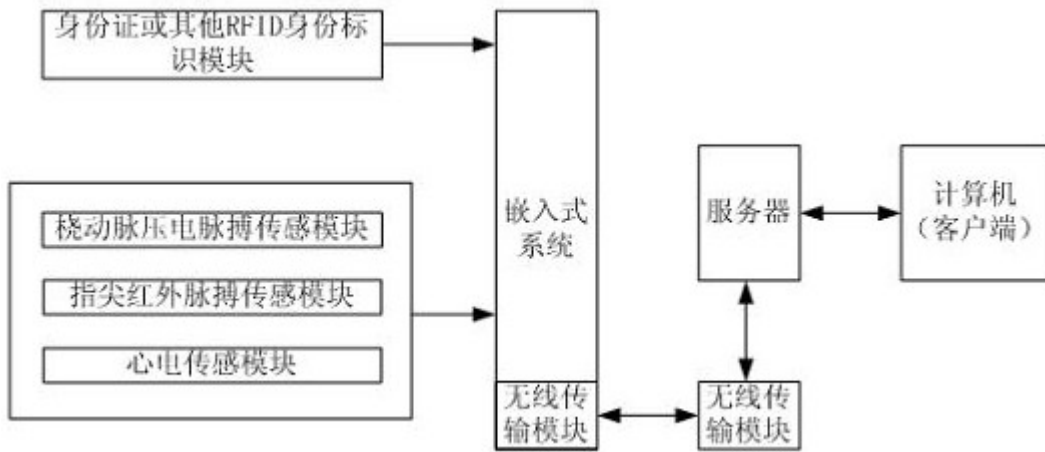


图2

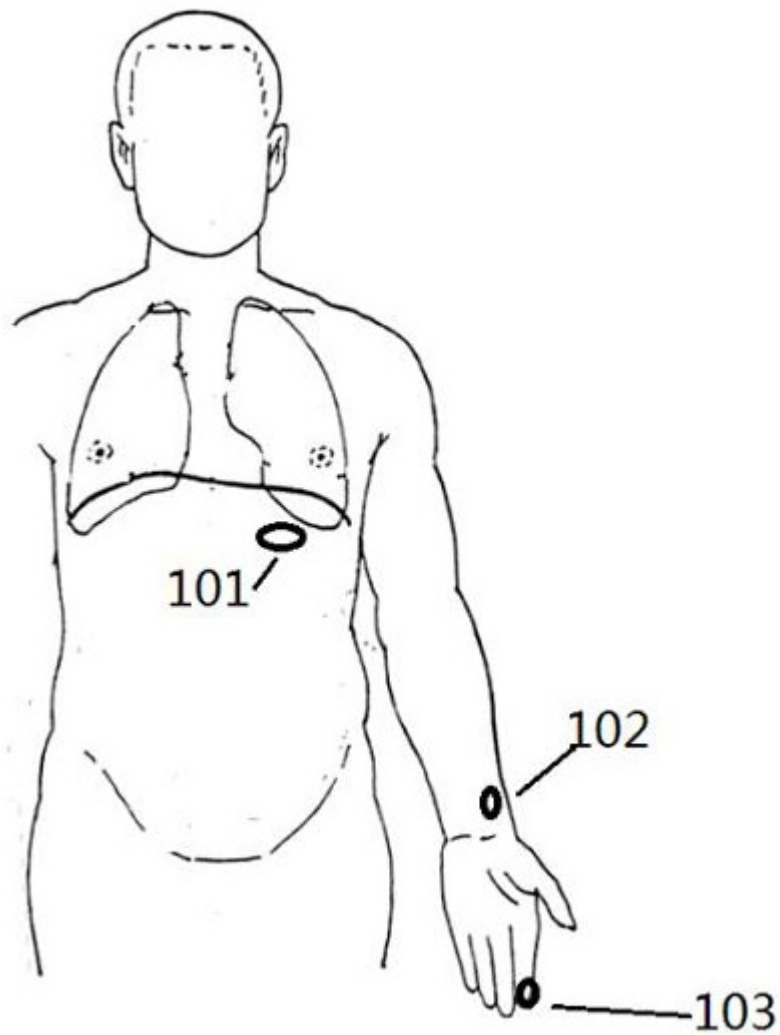


图3

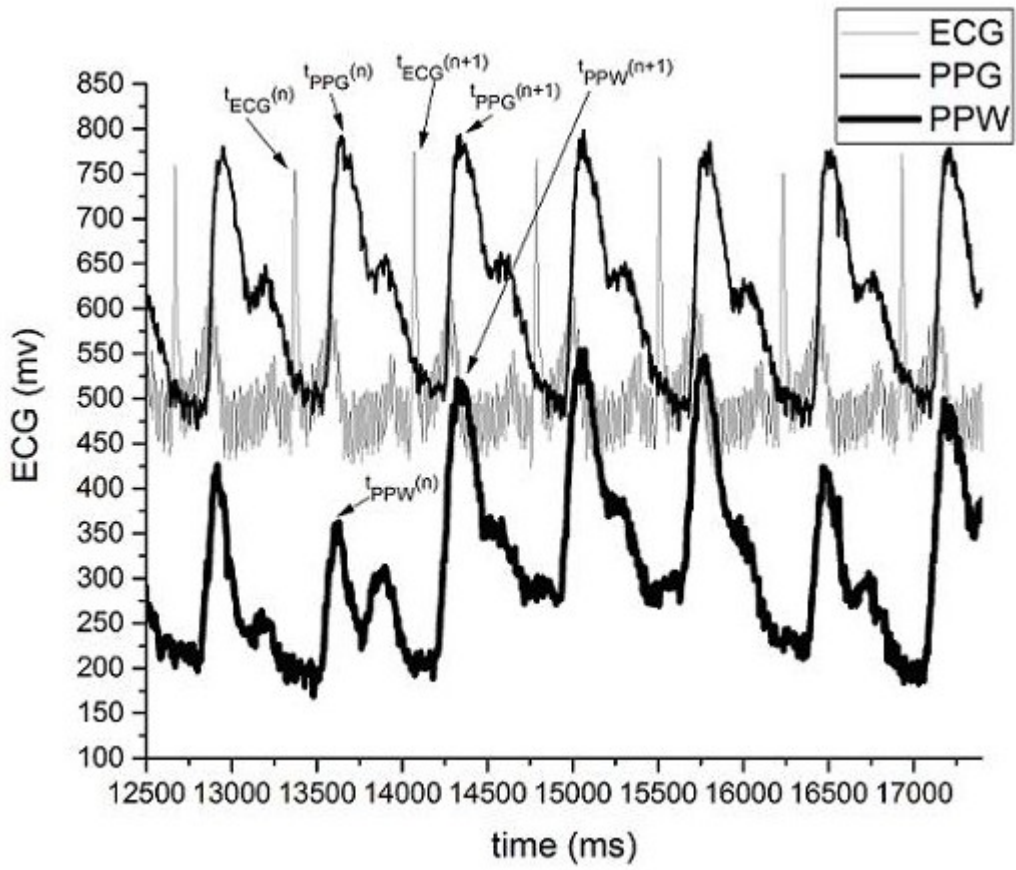


图4

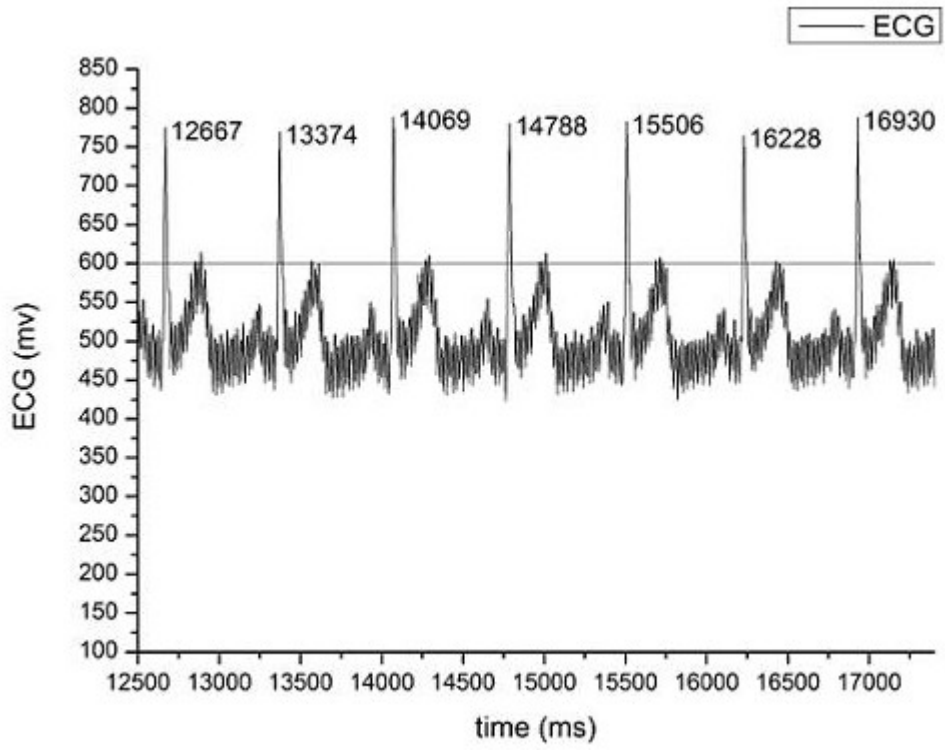


图5

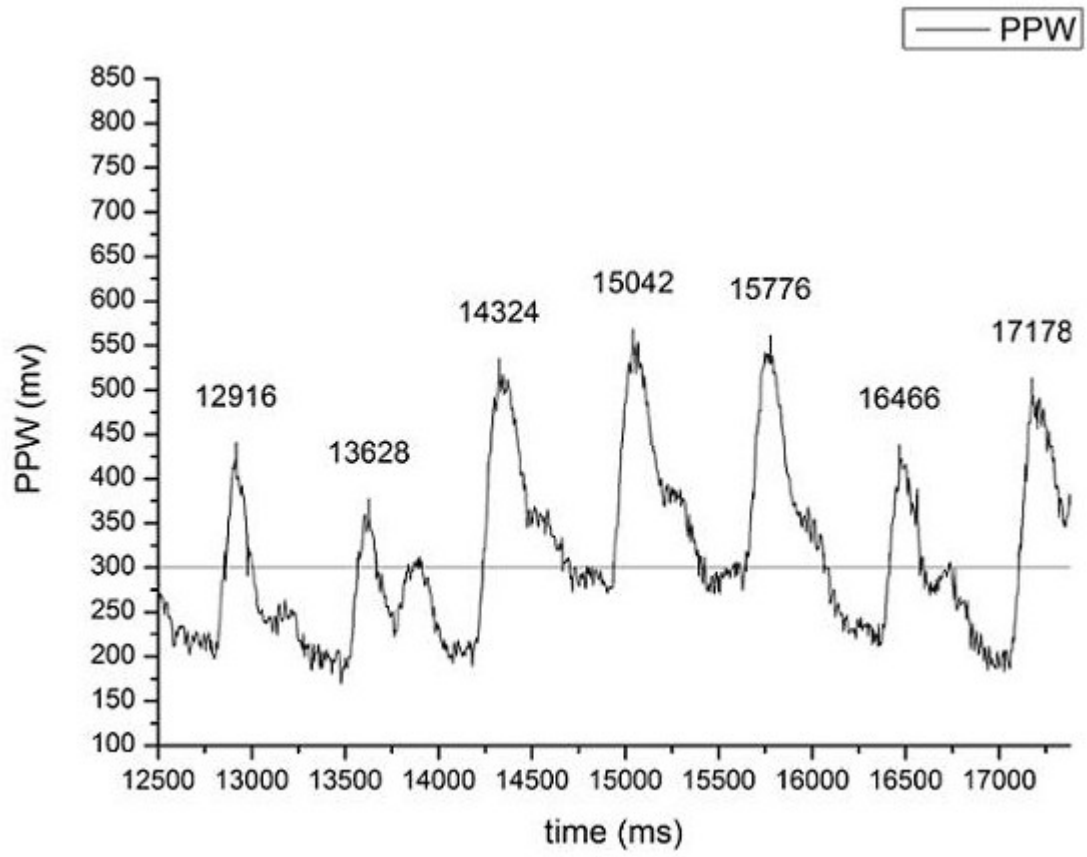


图6

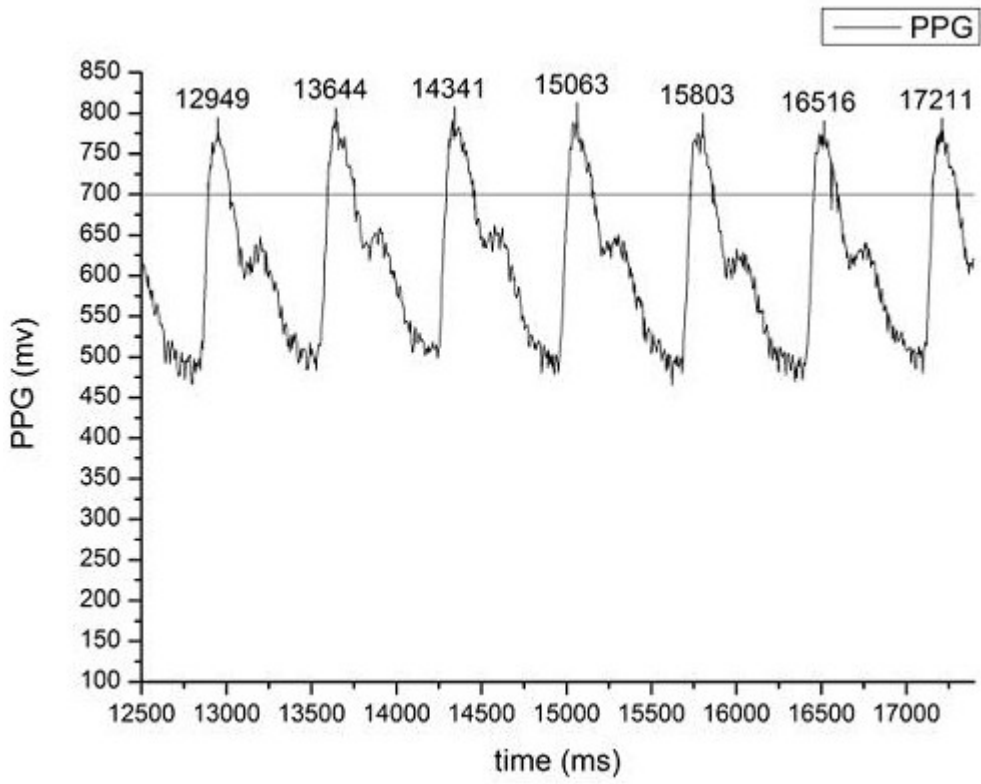


图7

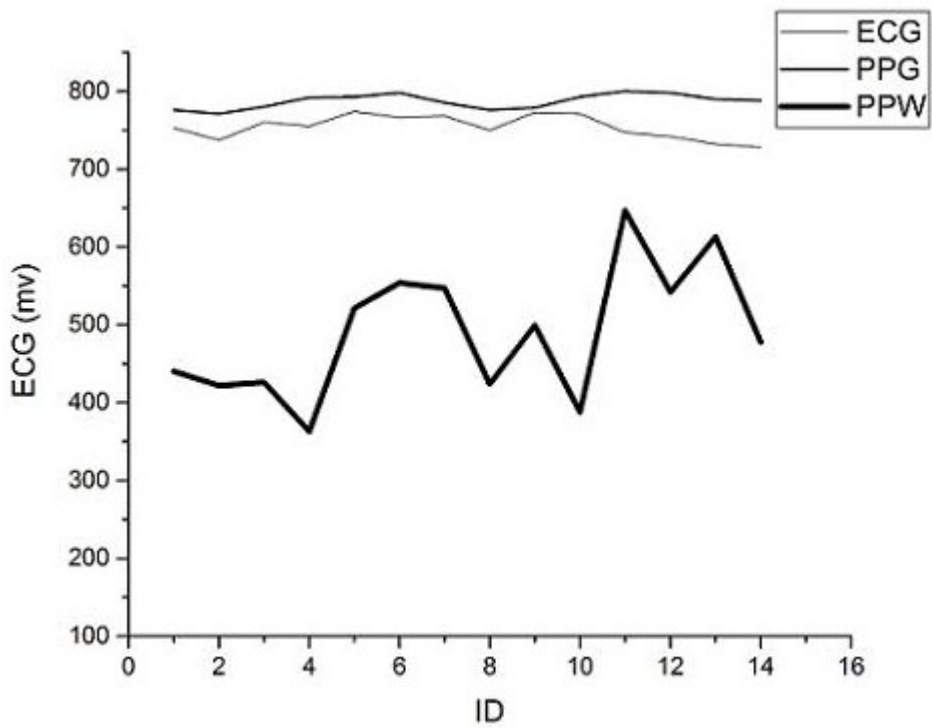


图8