



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110974172 A

(43)申请公布日 2020.04.10

(21)申请号 201911298712.5

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2019.12.13

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

(71)申请人 北京理工大学

A61B 5/029(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

地址 100081 北京市海淀区中关村南大街5号北京理工大学材料学院

申请人 中国人民解放军63919部队
中国人民解放军战略支援部队航天系统部参谋部信息通信处
浙江大学苏州工业技术研究院

(72)发明人 许志 杨向林 张煜 欧洋
李延军 宋晋忠 杨辉 叶树明

(74)专利代理机构 北京三聚阳光知识产权代理有限公司 11250

代理人 吴黎

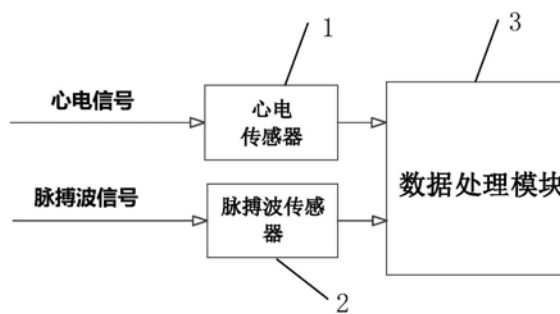
权利要求书2页 说明书21页 附图15页

(54)发明名称

一种实时生理参数的测量系统

(57)摘要

本发明实施例提供了一种实时生理参数的测量系统,包括:通过测量系统的定时器划分表征执行时间的多个中断时间片;心电传感器根据多个中断时间片获取心电信号;脉搏波传感器根据多个中断时间片获取脉搏波信号;数据处理模块根据心电信号和脉搏波信号,得到每搏心拍生理参数;数据处理模块具体执行以下步骤:对多个历史受测者的心电信号和脉搏波信号进行特征提取,得到第一特征数据;根据第一特征数据和多个历史受测者的每搏心拍的多生理参数值建立多生理参数测量模型;对待测者的心电信号和脉搏波信号进行特征提取,得到第二特征数据,并将第二特征数据输入多生理参数测量模型中,得到待测者的每搏心拍的多生理参数值。



1. 一种实时生理参数的测量系统,其特征在于,包括:心电传感器、脉搏波传感器和数据处理模块;

通过所述测量系统的定时器划分表征执行时间的多个中断时间片;

所述心电传感器用于根据所述多个中断时间片获取心电信号,并将所述心电信号发送至所述数据处理模块;

所述脉搏波传感器用于根据所述多个中断时间片获取脉搏波信号,并将所述脉搏波信号发送至所述数据处理模块;

所述数据处理模块用于根据所述心电信号和所述脉搏波信号,得到每搏心拍生理参数;

所述数据处理模块具体执行以下步骤:

对多个历史受测者的心电信号和脉搏波信号进行特征提取,得到第一特征数据;

根据所述第一特征数据和所述多个历史受测者的每搏心拍的多生理参数值建立多生理参数测量模型;

对待测者的心电信号和脉搏波信号进行特征提取,得到第二特征数据,并将所述第二特征数据输入所述多生理参数测量模型中,得到所述待测者的每搏心拍的多生理参数值。

2. 根据权利要求1所述的测量系统,其特征在于,所述数据处理模块包括:心率计算模块,用于对所述心电信号进行R波峰值检测,确定对应于所述心电信号的各峰值点,并通过以下公式计算人体每搏心拍的心率HR(k):

$$HR(k) = 60/RR(k),$$

其中,RR(k)表示第k个心搏周期的心动周期。

3. 根据权利要求2所述的测量系统,其特征在于,所述数据处理模块还包括:脉搏波传导时间计算模块,用于根据所述心电信号和所述脉搏波信号计算人体脉搏波传导时间PTT(k):

$$PTT(k) = t_1(k) - t_2(k),$$

其中, $t_1(k)$ 表示所述第k个心搏周期的脉搏波的峰值点对应的时间, $t_2(k)$ 表示第k个心搏周期的心电R波的峰值点对应的时间。

4. 根据权利要求3所述的测量系统,其特征在于,所述数据处理模块还包括:脉搏波传导速度计算模块,用于根据所述脉搏波信号及以下公式计算人体脉搏波传导速度PWV(k):

$$PWV(k) = L/T_p(k),$$

其中,L表示两点脉搏间的血管长度, $T_p(k)$ 表示第k个心搏周期两路脉搏波波峰的时间差。

5. 根据权利要求4所述的测量系统,其特征在于,所述数据处理模块还包括:总动脉顺应性值计算模块,用于根据所述人体脉搏波传导速度计算人体总动脉顺应性值C(k):

$$C(k) = A/(\rho * PWV(k)^2),$$

其中,A表示动脉面积, ρ 表示血液密度。

6. 根据权利要求5所述的测量系统,其特征在于,所述数据处理模块还包括:血压计算模块,用于根据所述人体心率和所述人体脉搏波传导时间计算人体的收缩压 $P_s(k)$ 、舒张压 $P_d(k)$ 以及平均压 $P_m(k)$:

$$P_s(k) = a_1 + b_1/PTT(k)^2,$$

$$P_d(k) = a_2 * HR(k) + b_2 / PTT(k)^2 + c_2,$$

$$P_m(k) = (P_s(k) + 2P_d(k)) / 3,$$

其中, a_1 、 b_1 、 a_2 、 b_2 和 c_2 均表示标定系数。

7. 根据权利要求6所述的测量系统,其特征在于,所述数据处理模块还包括:外周血管阻力计算模块,用于根据所述收缩压、舒张压及所述总动脉顺应性值计算人体外周血管阻力 $R(k)$:

$$R(k) = (t - T_s) / [C(k) * \ln(P_d(k) / P_s(k))],$$

其中, t 表示当前时刻, $T_s(k)$ 表示第 k 个心搏周期中舒张期起始时刻。

8. 根据权利要求7所述的测量系统,其特征在于,所述数据处理模块还包括:每搏输出量计算模块和心输出量计算模块;

所述每搏输出量计算模块用于根据所述外周血管阻力、平均压及心动周期计算人体每搏输出量 $SV(k)$:

$$SV(k) = (P_m(k) * RR(k)) / R(k);$$

所述心输出量计算模块用于根据所述人体心率和所述人体每搏输出量计算人体心输出量 $CO(k)$:

$$CO(k) = HR(k) * SV(k)。$$

9. 根据权利要求8所述的测量系统,其特征在于,所述数据处理模块还包括:心脏指数和每搏指数计算模块,用于根据所述人体心输出量、人体每搏输出量以及人体表面积计算人体心脏指数 $CI(k)$ 和人体每搏指数 $SI(k)$:

$$CI(k) = CO(k) / BSA,$$

$$SI(k) = SV(k) / BSA,$$

其中, BSA 表示人体表面积, $BSA = a * h + b * w + c$, h 表示人体高度, w 表示人体重量, a 、 b 、 c 为标定系数,可采用回归方法或数值优化方法测量标定,其中 a 、 b 、 c 的一组特征值包括: $a = 0.0061$, $b = 0.0128$, $c = -0.1529$ 。

10. 根据权利要求1所述的测量系统,其特征在于,所述多生理参数测量模型为基于多导联脉搏波信号、多参数的深度信念网络的生理参数测量模型或是基于多导联脉搏波信号、多参数的循环神经网络的生理参数测量模型。

一种实时生理参数的测量系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医学测量技术领域,具体涉及一种实时生理参数的测量系统。

背景技术

[0002] 快速的生活节奏使得很多人处于亚健康状态,长期的亚健康状态会使得人体产生一种或多种慢性疾病,现在越来越多的人对自己的身体状态投入更多的关注。因此,如何实现对人体生理参数的测量成为亟待解决的问题。

发明内容

[0003] 有鉴于此,本发明实施例提供了一种实时生理参数的测量系统,以实现对人体生理参数的测量。

[0004] 本发明第一方面,提供了一种实时生理参数的测量系统,所述实时生理参数的测量系统包括:心电传感器、脉搏波传感器和数据处理模块;通过所述测量系统的定时器划分表征执行时间的多个中断时间片;所述心电传感器用于根据所述多个中断时间片获取心电信号,并将所述心电信号发送至所述数据处理模块;所述脉搏波传感器用于根据所述多个中断时间片获取脉搏波信号,并将所述脉搏波信号发送至所述数据处理模块;所述数据处理模块用于根据所述心电信号和所述脉搏波信号,得到每搏心拍生理参数;所述数据处理模块具体执行以下步骤:对多个历史受测者的心电信号和脉搏波信号进行特征提取,得到第一特征数据;根据所述第一特征数据和所述多个历史受测者的每搏心拍的多生理参数值建立多生理参数测量模型;对待测者的心电信号和脉搏波信号进行特征提取,得到第二特征数据,并将所述第二特征数据输入所述多生理参数测量模型中,得到所述待测者的每搏心拍的多生理参数值。

[0005] 结合第一方面,在第一方面第一实施方式中,所述数据处理模块包括:心率计算模块,用于对所述心电信号进行R波峰值检测,确定对应于所述心电信号的各峰值点,并通过以下公式计算人体每搏心拍的心率 $HR(k)$: $HR(k) = 60/RR(k)$,其中, $RR(k)$ 表示第 k 个心搏周期的心动周期。

[0006] 结合第一方面第一实施方式,在第一方面第二实施方式中,所述数据处理模块还包括:脉搏波传导时间计算模块,用于根据所述心电信号和所述脉搏波信号计算人体脉搏波传导时间 $PTT(k)$: $PTT(k) = t_1(k) - t_2(k)$,其中, $t_1(k)$ 表示所述第 (k) 个心搏周期的脉搏波的峰值点对应的时间, $t_2(k)$ 表示第 (k) 个心搏周期的心电R波的峰值点对应的时间。

[0007] 结合第一方面第二实施方式,在第一方面第三实施方式中,所述数据处理模块还包括:脉搏波传导速度计算模块,用于根据所述脉搏波信号及以下公式计算人体脉搏波传导速度 $PWV(k)$: $PWV(k) = L/T_p(k)$,其中, L 表示两点脉搏间的血管长度, $T_p(k)$ 表示第 (k) 个心搏周期的两路脉搏波波峰的时间差。

[0008] 结合第一方面第三实施方式,在第一方面第四实施方式中,所述数据处理模块还包括:总动脉顺应性值计算模块,用于根据所述人体脉搏波传导速度计算人体总动脉顺应

性值 $C(k)$: $C(k) = A / (\rho * PWV(k)^2)$, 其中, A 表示动脉面积, ρ 表示血液密度。

[0009] 结合第一方面第四实施方式, 在第一方面第五实施方式中, 所述数据处理模块还包括: 血压计算模块, 用于根据所述人体心率和所述人体脉搏波传导时间计算人体的收缩压 $P_s(k)$ 、舒张压 $P_d(k)$ 以及平均压 $P_m(k)$: $P_s(k) = a_1 + b_1 / PTT(k)^2$, $P_d(k) = a_2 * HR(k) + b_2 / PTT(k)^2 + c_2$, $P_m(k) = (P_s(k) + 2P_d(k)) / 3$, 其中, a_1 、 b_1 、 a_2 、 b_2 和 c_2 均表示标定系数。

[0010] 结合第一方面第五实施方式, 在第一方面第六实施方式中, 所述数据处理模块还包括: 外周血管阻力计算模块, 用于根据所述收缩压、舒张压及所述总动脉顺应性值计算人体外周血管阻力 $R(k)$: $R(k) = (t - T_s) / [C(k) * \ln(P_d(k) / P_s(k))]$, 其中, t 表示当前时刻, $T_s(k)$ 表示第 k 个心搏周期中舒张期起始时刻。

[0011] 结合第一方面第六实施方式, 在第一方面第七实施方式中, 所述数据处理模块还包括: 每搏输出量计算模块和心输出量计算模块; 所述每搏输出量计算模块用于根据所述外周血管阻力、平均压及心动周期计算人体每搏输出量 $SV(k)$: $SV(k) = (P_m(k) * RR(k)) / R(k)$; 所述心输出量计算模块用于根据所述人体心率和所述人体每搏输出量计算人体心输出量 $CO(k)$: $CO(k) = HR(k) * SV(k)$ 。

[0012] 结合第一方面第七实施方式, 在第一方面第八实施方式中, 所述数据处理模块还包括: 心脏指数和每搏指数计算模块, 用于根据所述人体心输出量、人体每搏输出量以及人体表面积计算人体心脏指数 $CI(k)$ 和人体每搏指数 $SI(k)$: $CI(k) = CO(k) / BSA$, $SI(k) = SV(k) / BSA$, 其中, BSA 表示人体表面积, $BSA = a * h + b * w + c$, h 表示人体高度, w 表示人体重量, a 、 b 、 c 为标定系数, 可采用回归方法或数值优化方法测量标定, 其中 a 、 b 、 c 的一组特征值包括: $a = 0.0061$, $b = 0.0128$, $c = -0.1529$ 。

[0013] 结合第一方面第八实施方式, 在第一方面第九实施方式中, 所述多生理参数测量模型为基于多导联脉搏波信号、多参数的深度信念网络的生理参数测量模型或是基于多导联脉搏波信号、多参数的循环神经网络的生理参数测量模型。

[0014] 本发明技术方案, 与现有技术相比, 至少具有如下优点:

[0015] 本发明实施例提供了一种实时生理参数的测量系统, 该实时生理参数的测量系统通过心电传感器获取心电信号, 并将心电信号发送至数据处理模块, 通过脉搏波传感器获取脉搏波信号, 并将脉搏波信号发送至数据处理模块, 数据处理模块根据心电信号和脉搏波信号, 得到人体的每搏心拍各项生理参数, 实现了对人体生理参数的实时测量, 有助于人了解自己的身体状况以及评价自己的心功能。

附图说明

[0016] 为了更清楚地说明本发明具体实施方式或现有技术中的技术方案, 下面将对具体实施方式或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍, 显而易见地, 下面描述中的附图是本发明的一些实施方式, 对于本领域普通技术人员来讲, 在不付出创造性劳动的前提下, 还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0017] 图1是根据本发明实施例的实时生理参数的测量系统的一个具体示例的原理框图;

[0018] 图2是根据本发明实施例的实时生理参数的测量系统的另一个具体示例的原理框图;

- [0019] 图3是根据本发明实施例的实时生理参数的测量系统的另一个具体示例的原理框图；
- [0020] 图4为根据本发明实施例的实时生理参数的测量系统的动态贝叶斯网络的结构示意图；
- [0021] 图5为根据本发明实施例的实时生理参数的测量系统的时间递归神经网络的结构示意图；
- [0022] 图6为本发明实施例中实时生理参数的测量系统的一个具体示例的原理框图；
- [0023] 图7为本发明实施例中不带血压计的无创血液动力学参数测量装置的一个具体示例的原理框图；
- [0024] 图8为本发明实施例中带血压计的无创血液动力学参数测量装置的一个具体示例的原理框图；
- [0025] 图9为本发明实施例中不带血压计的无创血液动力学参数天地链路测量装置的一个具体示例的原理框图；
- [0026] 图10为本发明实施例中带血压计的无创血液动力学参数天地链路测量装置的一个具体示例的原理框图；
- [0027] 图11为本发明实施例中实时生理参数的测量系统的信息流图；
- [0028] 图12为本发明实施例中实时生理参数的测量系统的组成图；
- [0029] 图13为本发明实施例中实时生理参数的测量系统的总体结构框图；
- [0030] 图14为本发明实施例中实时生理参数的测量系统与医学信息管理主机的电源接口关系示意图；
- [0031] 图15为本发明实施例中实时生理参数的测量系统与医学信息管理主机之间的数据接口关系示意图；
- [0032] 图16为本发明实施例中血液动力学参数采集软件外部接口示意图；
- [0033] 图17为血液动力学参数采集软件的外部接口控制流图；
- [0034] 图18为本发明实施例中实时生理参数的测量系统的另一个具体示例的原理框图；
- [0035] 图19为心电信号和脉搏波信号采集的一个具体示例的逻辑流程图；
- [0036] 图20为CSU2-1读取ADS8344的逻辑流程图；
- [0037] 图21为CSU2-2熄灭PW1红光LED灯的逻辑流程图；
- [0038] 图22为CSU2-2熄灭PW2红光LED灯的逻辑流程图；
- [0039] 图23为CSU5-5点亮PW1红灯的逻辑流程图；
- [0040] 图24为CSU5-5点亮PW2红灯的逻辑流程图；
- [0041] 图25为CSU5-7点亮PW1红外LED的逻辑流程图；
- [0042] 图26为CSU5-7点亮PW2红外LED的逻辑流程图；
- [0043] 图27为CSU5-8向USB的BUF写入数据的逻辑流程图；
- [0044] 图28为血液动力学参数采集软件的数据流与控制流图；
- [0045] 图29A-图29C为本发明实施例中提取的心电信号特征示意图；
- [0046] 图30为典型脉搏波信号的特征示意图；
- [0047] 图31为基于马尔可夫毯的因果特征选择过程示意图。

具体实施方式

[0048] 为使本发明实施例的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域技术人员在没有作出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0049] 本发明实施例提供了一种实时生理参数的测量系统,如图1所示,该实时生理参数的测量系统包括:心电传感器1、脉搏波传感器2和数据处理模块3;心电传感器1获取心电信号,并将心电信号发送至数据处理模块3;脉搏波传感器2获取脉搏波信号,并将脉搏波信号发送至数据处理模块3;数据处理模块3根据心电信号和脉搏波信号,得到每搏心拍生理参数。

[0050] 本发明实施例提供的实时生理参数的测量系统,通过心电传感器1获取心电信号,并将心电信号发送至数据处理模块3,通过脉搏波传感器2获取脉搏波信号,并将脉搏波信号发送至数据处理模块3,数据处理模块3根据心电信号和脉搏波信号,得到人体的每搏心拍各项生理参数,实现了对人体生理参数的实时测量,有助于人了解自己的身体状况以及评价自己的心功能。

[0051] 在本发明的一些实施例中,可以是采用一路心电、一路指端脉搏波和一路耳垂脉搏波信号同步采集,并将采集的心电信号和脉搏波信号实时上传至数据处理模块3,两路脉搏波同时采集,若一路信号较差的情况下,可用另一路替代进行各项生理参数的计算,增强了测量系统的健壮性。此外,上述心电以及脉搏波信号均为连续采集,每路脉搏波信号均采集红外和红光两种信号。

[0052] 在本发明的另外一些实施例中,还可以是通过多个脉搏波传感器采集多路脉搏波信号,例如可以是采集额头、颈动脉、耳朵、手腕、手指以及指尖的脉搏波信号。

[0053] 本发明实施例提供的实时生理参数的测量系统可以测量十余种人体的生理参数,包括心率、脉搏波传导时间、脉搏波传导速度、总动脉顺应性值、血压、外周血管阻力、每搏输出量、心输出量、心脏指数、每搏指数、左心做功及收缩时间比率等,通过这些生理参数综合评估人体的心功能状态,实现了人体无创血液动力学监测。

[0054] 本发明实施例提供了一种实时生理参数的测量系统,如图2所示,该实时生理参数的测量系统包括:信号采集模块21、特征提取模块22和生理参数检测模块23;信号采集模块21采集第一心电信号和第一脉搏波信号,并将第一心电信号和第一脉搏波信号传输至特征提取模块22;特征提取模块22根据第一心电信号和第一脉搏波信号,得到第一特征信息,并将第一特征信息传输至生理参数检测模块23;生理参数检测模块23根据第一特征信息,通过预先建立的生理参数检测模型生成检测结果。

[0055] 本发明实施例提供的实时生理参数的测量系统,通过信号采集模块21采集第一心电信号和第一脉搏波信号,通过特征提取模块22提取第一心电信号和第一脉搏波信号的第一特征信息,根据该第一特征信息,生理参数检测模块23通过预先建立的生理参数检测模型生成检测结果,提高了生理参数检测的准确度。

[0056] 如图2所示,上述信号采集模块21包括:心电信号采集模块211和脉搏波信号采集模块212;心电信号采集模块211采集第一心电信号,并将第一心电信号传输至特征提取模块22;脉搏波采集模块12采集第一脉搏波信号,并将第一脉搏波信号传输至特征提取模块

22。

[0057] 在一可选实施例中,上述心电信号采集模块211可以是采用贴片式心电电极,具体可以是采用型号为RedDot-2223的心电电极,该心电电极为银电极,导电性良好。上述脉搏波信号采集模块212可以是采集两路脉搏波信号,一路采用透射式光电脉搏波传感器,一路采用反射式光电脉搏波传感器,当一路信号较差的情况下,可用另一路进行脉搏波信号的采集,增强了实时生理参数的测量系统的鲁棒性。此外,透射式光电脉搏波传感器和反射式光电脉搏波传感器均包括红外LED和红光LED,透射式光电脉搏波传感器和反射式光电脉搏波传感器分别测量人体指端和耳垂的脉搏波信号,从而分别提取指端红外脉搏波信号、指端红光脉搏波信号、耳垂红外脉搏波信号和耳垂红光脉搏波信号。可选地,在本发明的其他实施例中,上述脉搏波信号采集模块212还可以包括多个光电脉搏波传感器,分别用于测量耳朵、手腕、头及颈动脉等部位的脉搏波信号,且每个光电脉搏波传感器均采集红外和红光两路脉搏波信号。

[0058] 如图2所示,本发明实施例提供的实时生理参数的测量系统还包括:信号处理模块4;信号处理模块4对第一心电信号和第一脉搏波信号进行滤波、放大和模数转换,生成第一心电信号和第一脉搏波信号的数字信号,并将第一心电信号和第一脉搏波信号的数字信号传输至特征提取模块22。

[0059] 如图2所示,上述信号处理模块4包括:一级差分放大模块41、低通滤波模块42、高通滤波模块43、二级放大模块44和模数转换模块45,分别用于对第一心电信号和第一脉搏波信号进行一级差分放大、低通滤波、高通滤波、二级放大和模数转换。

[0060] 在一可选实施例中,上述第一特征信息包括:第一心率信息和第一脉搏波传导时间信息,如图2所示,上述特征提取模块22包括:第一峰值点确定模块21、第二峰值点确定模块22、心率信息生成模块23和脉搏波传导时间计算模块24;第一峰值点确定模块21对第一心电信号进行R波峰值检测,确定对应于心电信号的第一峰值点;第二峰值点确定模块22对第一脉搏波信号进行主波峰值检测,确定对应于脉搏波信号的第二峰值点;心率信息生成模块23根据相邻的第一峰值点对应的时间点之间的时间间隔,得到第一心率信息,具体是根据 $HR=60/RR$ 计算第一心率信息HR,其中RR表示相邻的第一峰值点对应的时间点之间的时间间隔;脉搏波传导时间计算模块24根据第一峰值点对应的第一时间点和距离第一峰值点最近的第二峰值点对应的第二时间点之间的时间间隔,计算得到第一脉搏波传导时间信息,具体地,第一峰值点对应的第一时间点 and 距离第一峰值点最近的第二峰值点对应的第二时间点之间的差值,即第一脉搏波传导时间。

[0061] 具体地,上述第一峰值点确定模块21包括:R波峰值点获取模块、第一判断模块和第一峰值点判定模块;R波峰值点获取模块获取第一心电信号的所有R波峰值点;第一判断模块判断各R波峰值点与其相邻R波峰值点之间的差值是否大于第一预设值,该第一预设值优选为第一心电信号平均幅值的0.7倍;第一峰值点判定模块判定与其相邻R波峰值点之间的差值大于第一预设值的R波峰值点为第一峰值点。

[0062] 具体地,上述第二峰值点确定模块22包括:主波峰值点获取模块、第二判断模块和第二峰值点判定模块;主波峰值点获取模块获取第一脉搏波信号的所有主波峰值点;第二判断模块判断各主波峰值点与其相邻主波峰值点之间的差值是否大于第二预设值,该第二预设值优选为第一脉搏波信号平均幅值的0.7倍;第二峰值点判定模块判定与其相邻主波

峰值点之间的差值大于第二预设值的主波峰值点为第二峰值点。

[0063] 可选地,上述特征信息提取模块2还可以包括:心电信号消噪模块,用于对外部设备的工频干扰(50Hz或60Hz)、人体内的肌电干扰(10~300Hz)以及呼吸和运动引起的基线漂移干扰(0.05~2Hz)进行消噪处理,具体可以是基于Hilbert-Huang(希尔伯特-黄)变换,对含有噪声的心电信号进行经验模态分解,对分解后的固有模态函数(Intrinsic Mode Function, IMF)进行Hilbert频谱分析,该Hilbert频谱表示了信号完整的时间-频率分布, Hilbert-Huang变换是一种新的具有自适应的时频分析方法,根据信号的局部时变特征进行自适应的时频分解,消除了认为的因素,克服了传统的方法用无意义的谐波分量来表示非平稳、非线性信号的缺陷,并可得到极高的时频分辨率,具有良好的时频聚集性。

[0064] 可选地,上述特征信息提取模块2还可以包括:脉搏波信号预处理模块,用于消除由呼吸运动及身体移位引起的基线漂移。人体脉搏频率是呼吸频率的4-5倍,呼吸的频率分量通常在0.8Hz以下,身体移位也可以用低频分量来表征,因此基线漂移基本上都是低频分量。脉搏波信号预处理模块可以是采用基于Meyer小波的自适应滤波器,其参考输入选择原始信号经小波分解后的高频分量,其与信号相关而与噪声无关,能够有效消除脉搏波的基线漂移。如图2所示,上述生理参数检测模块23包括:特征信息接收模块31和生理参数计算模块32;特征信息接收模块31接收第一特征信息,并将第一特征信息传输至生理参数计算模块32;生理参数计算模块32将第一特征信息输入预先建立的生理参数检测模型,计算得到检测结果。

[0065] 在一可选实施例中,通过以下步骤建立上述生理参数检测模型:获取预设时间序列中的多组第二心电信号、第二脉搏波信号、第二生理参数检测信息,各组第二心电信号、第二脉搏波信号、第二生理参数检测信息分别对应不同的时间信息;根据第二心电信号和第二脉搏波信号,提取第二特征信息,第二特征信息包括:第二心率信息和第二脉搏波传导时间信息;根据第二特征信息和第二生理参数检测信息,对动态贝叶斯网络模型进行训练,得到生理参数检测模型。

[0066] 在本发明实施例中,动态贝叶斯网络模型(DBN)是贝叶斯网络在时间领域的扩展,是以静态贝叶斯网络为基础,把原来的网络结构与时间信息相结合,形成处理时序数据的随机模型,如图4所示。由于引入了时序关系,不但可以对同一时间片中变量间的关系进行概率建模,还能反映不同时间片间的变量时序的关系。该方法具有处理非线性关系、不确定关系、动态关系的优点。定义 $Z_t = [Z_{t1}, Z_{t2}, \dots, Z_{tN}]$ 是t时刻N个特征的一个网络,其中包括SBP(收缩压)、DBP(舒张压)和MBP(平均血压)等。 Z_t 构成t时刻的一个贝叶斯网络,则不同时刻的贝叶斯网络构成动态贝叶斯网络,其联合概率公式如下式所示。

$$[0067] \quad P(Z_t | Z_{t-1}) = \prod P(Z_t^i | Pa(Z_t^i))$$

[0068] 在一可选实施例中,通过以下步骤建立上述生理参数检测模型:获取预设时间序列中的多组第二心电信号、第二脉搏波信号、第二生理参数检测信息,各组第二心电信号、第二脉搏波信号、第二生理参数检测信息分别对应不同的时间信息;根据第二心电信号和第二脉搏波信号,提取第二特征信息,第二特征信息包括:第二心率信息和第二脉搏波传导时间信息;根据第二特征信息和第二生理参数检测信息,对时间递归神经网络模型(RNN)进行训练,得到生理参数检测模型。

[0069] 在实际应用中,深度学习在语音识别、视频检测、图像识别等众多领域取得了成功应用,本发明实施例中,采用RNN对连续血压估计进行时间序列建模。多层感知器和卷积神经网络等前馈网络假设输入是一个独立的没有上下文联系的单位,但每搏血压及其特征具有明显的时间序列特性,输出的血压与之前的血压相关联。因此,采用拥有一定“记忆能力”的RNN模型。

[0070] 如图5所示,RNN包含输入层、输出层和隐藏层,其神经元间连接构成有向图。RNN对前面的信息进行记忆并应用于当前输出的计算中,即隐藏层之间的节点不再无连接,而是有连接的,并且隐藏层的输入不仅包括输入层的输出还包括上一时刻隐藏层的输出。

[0071] 在本发明的可选实施方式中,上述获取第二心电信号、第二脉搏波信号和第二生理参数检测信息,可以是获取多个受测者以往测得的心电信号、脉搏波信号和血压值。需要说明的是,根据上述第二心电信号和第二脉搏波信号提取第二特征信息的过程可参考上述提取第一特征信息的相关描述,在此不再赘述。

[0072] 在一可选实施例中,以上述第二特征信息为输入,即以第二心率信息和第二脉搏波传导时间为输入,以上述第二血压信息为输出,采用深度神经网络训练得到上述生理参数检测模型。需要说明的是,采用深度神经网络训练上述生理参数检测模型只是本发明实施例提出的一个较佳实施方式,实际应用中还可以选择其他的训练方法,本发明不以此为限。

[0073] 如图3所示,本发明实施例提供的实时生理参数的测量系统还包括:显示模块5,用于对检测结果进行显示。

[0074] 在本发明的另一可选实施例中,上述第一特征信息可以包括心率变异性、心电信号波形变异性、脉搏波信号波形主波高度、主波上升时间、重搏波高度、重搏波相对高度、降中峡高度、降中峡相对高度及每搏心输出量,还可以包括解析特征、表象特征、变换域特征和融合特征等。其中,解析特征是指利用心电信号和脉搏波信号波形的幅度、间期、面积和角度等几何参量为特征;表象特征是指对心电信号和脉搏波信号通过PCA(principal components analysis,主成分分析)、LDA(Latent Dirichlet Allocation,隐狄利克雷分配模型)、KLT(Karhunen-Loeve Transform)、多项式距离测量(Polynomial Distance Measurement, PDM)、函数性数据分析方法及相空间重构等方法降低数据维数,提取适于血压估计的特征,利用整个心电信号和脉搏波信号信息,通过变换去掉了冗余和不重要信息,既减小了数据量又利用了大量信息;变换域特征是指提取心电信号和脉搏波信号在小波变换、傅里叶变换、希尔伯特变换、余弦变换和Hilbert-Huang变换等各种变换域上的特征,通过提取变换域特征可以找到新的有效特征,变换域波形特征稳定个,反映信号的本质特性;融合特征是指将心电信号和脉搏波信号的解析特征、表象特征、变换域特征等进行融合,进行有效特征,从而利用更多的信息,提取更丰富的特征。具体如何提取上述列举的第一特征信息以及如何将解析特征、表象特征及变换域特征进行融合,可参考现有技术中的实现方法,本发明实施例对此不再赘述。

[0075] 基于上述提取的第一特征信息,本发明实施例的生理参数检测模块23通过特征信息接收模块31接收第一特征信息,并将第一特征信息传输至生理参数计算模块32;生理参数计算模块32将第一特征信息输入预先建立的生理参数检测模型,计算得到检测结果。

[0076] 本发明实施例提供了一种实时生理参数的测量系统,如图6所示,该实时生理参数

的测量系统包括：监测主机504、信息管理系统505、袖带式血压计503、心电传感器501和至少一个脉搏波传感器502；心电传感器501获取心电信号，并将心电信号传输至监测主机504；至少一个脉搏波传感器502获取脉搏波信号，并将脉搏波信号传输至监测主机504；袖带式血压计503获取第一血压信号，并将第一血压信号传输至监测主机504；监测主机504将心电信号、脉搏波信号和第一血压信号传输至信息管理系统505；信息管理系统505可以是电脑，根据心电信号和脉搏波信号得到多个无创血液动力学参数，多个无创血液动力学参数包括：第二血压信号，信息管理系统505根据第一血压信号对第二血压信号进行校准，得到校准后的第二血压信号。

[0077] 本发明实施例提供的实时生理参数的测量系统，通过监测主机504将心电传感器501获取的心电信号、脉搏波传感器502获取的脉搏波信号和袖带式血压计503获取的第一血压信号传输至信息管理系统505，信息管理系统505根据心电信号和脉搏波信号得到第二血压信号，根据第一血压信号对第二血压信号进行校准，得到校准后的第二血压信号，提高了动态血压测量的精度。

[0078] 图7至图10为实时生理参数的测量系统的四种实施方式，其中，图7为不带血压计的实时生理参数的测量系统，图8为带血压计的实时生理参数的测量系统，图9为不带血压计的实时生理参数的天地链路测量装置，图10为带血压计的实时生理参数的天地链路测量装置，实时生理参数的天地链路测量装置可用于航天员在轨飞行时，将测得的航天员的实时生理参数的通过天地链路传输至地面监测系统506。

[0079] 可选地，在本发明的一些实施例中，上述袖带式血压计503可以通过有线或无线通信方式将上述第一血压信号传输至监测主机504。具体地，上述袖带式血压计503可以是蓝牙袖带式血压计，通过蓝牙将上述第一血压信号传输至监测主机504。

[0080] 可选地，在本发明的其他实施例中，上述袖带式血压计503还可以是通过串口连接至监测主机504以及将上述第一血压信号传输至监测主机504。

[0081] 图11为实时生理参数的测量系统的信息流图，实时生理参数的测量系统是用于定期医学检查，可无创检测航天员每搏量、心排量、外周血管阻力等各项血液动力学参数的仪器，并实时传输给医学信息综合管理主机。如图12所示，实时生理参数的测量系统由无创血液动力学监护仪主机、传感器、在轨血压校准接口以及含有数据线、电源线的专用电缆等组成。

[0082] 实时生理参数的测量系统只在有人参与下进行工作，无人时不工作。测试时，航天员将外接动态血压仪器通过串口连接至无创血液动力学监护仪主机，再将无创血液动力学监护仪主机通过USB接口连接至医学信息综合管理主机，通电后仪器完成自检。航天员在医学信息综合管理主机平台上的在轨血液动力学参数检测显示软件中选择或新建航天员标识，佩戴好心电电极和血氧传感器，并按外接动态血压仪器的要求佩戴好袖套；最后打开开关，开始进行测试。

[0083] 若医学信息综合管理主机显示心电传感器连接不正常，需检查心电电极是否连接好；若显示脉搏波传感器连接不正常，需确认脉搏波传感器是否连接；若显示在轨血压连接不正常，需确认串口线是否连接正常，外接动态血压仪器是否开启血压检测，若一切正常，可选择软件中的“获取在轨血压”选项或等待实时生理参数的测量系统主机自动获取。检测时，被检试验员保持静息状态。

[0084] 测得的生理曲线和在轨血压数据实时通过USB传输至医学信息综合管理主机,医学信息综合管理主机对数据进行存储并适时下传至地面,由地面分析软件根据在轨血压校准接口获得的血压值对每搏血压进行实时校正,并计算和显示相应的各项血液动力学参数指标。

[0085] 测试完成后,试验员关闭外部动态血压仪器开关和实时生理参数的测量系统开关,取下佩戴的传感器,结束检测。

[0086] 实时生理参数的测量系统的检测目标为连续血压、每搏心输出量以及血氧饱和度三个生理指标。为了达到上述性能指标的要求,将设计多通道16位高速模拟/数字转换和采集系统实现心电、血氧信号的数据采集,研制心电、血氧饱和度处理电路,实现信号的实时处理和信号的特征提取,设计CAN总线接口实现与医学信息管理主机的参数与实时信号的接收与发送。

[0087] 图13为实时生理参数的测量系统总体结构框图,由图13可以看到,实时生理参数的测量系统主要由以下几个部分组成:

[0088] a. 传感器

[0089] 实时生理参数的测量系统通过传感器同航天员进行接口。传感器包括了心电传感器与脉搏波传感器,心电电极用来检测心电波形,脉搏波传感器测量光吸收量随动脉搏动变化的变化量,并综合心电波形的信息,来计算脉搏波的波速。

[0090] b. 预处理电路

[0091] 在对传感器采集到的信号进行分析之前,必须对信号进行预处理,心电信号和血氧信号须分别经过心电信号调理电路与脉搏波信号调理电路,对信号进行放大并消除噪声和干扰的影响,然后经过多路选通电路以及A/D转换电路实现心电信号与血氧信号的数据采集。

[0092] c. 数据处理

[0093] 实时生理参数的测量系统的核心是对经A/D转换电路得到的数字信号进行分析的设计,微处理器要完成对连续血压、每搏量、连续血氧的计算与测量以及对得出参数的发送和器件的管理。为实现多参数的测量,将进行模块化处理,计算出每搏血压、每搏量以及血氧饱和度。

[0094] 连续血压与每搏量模块:无创连续血压的测量将采取脉搏波测量法,以心电信号中R波波峰为起始点,测量R波触发压脉搏波传导到手指末端所需时间,建立收缩压与舒张压的回归方程,将传导时间换算成收缩压与舒张压,从而得到连续血压。

[0095] 以脉搏波波图面积的变化提取出脉搏波波形系数特征量K值,K值公式如下:

$$[0096] \quad K = \frac{P_m - P_d}{P_s - P_d}$$

[0097] 其中 $P_m = \frac{1}{T} \int_0^T P(t) dt$ 为平均动脉压,它等于一个心动周期中脉搏压力P(t)的平均值。 P_s 、 P_d 分别为收缩压和舒张压。再根据血流动力学模型可以得到心搏出量:

[0098] 心搏出量:

$$[0099] \quad SV = \frac{Kc}{K^2} (P_s - P_d) T (ml)$$

[0100] 其中, K_c 为常数、 T 为脉搏波周期。

[0101] 血氧饱和度模块: 由脉搏波传感器检测两种特定波长的恒定光照射手指时血氧的吸光系数, 根据血氧饱和度的公式:

$$[0102] \quad SaO_2 = \frac{HbO_2}{HO_2} \times 100\%$$

[0103] 可以得到连续测量的血氧饱和度。其中, HbO_2 、 HO_2 分别为被结合的氧容量与全部可结合氧容量。

[0104] d. 航天员按键选择

[0105] 在航天员使用实时生理参数的测量系统时, 须按下对应“A”、“B”、“C”按键以区分“A”、“B”、“C”等不同航天员, 所以需给设备配置选择按键, 来区分使用设备的是哪一位航天员。

[0106] e. 开关控制

[0107] 航天员按下选择按键后, 须按下开关控制按键, 电源接通, 实时生理参数的测量系统才能开始检测; 检测时间到时, 航天员按下开关控制按键, 断开电源, 无创心功能监测仪停止检测。

[0108] f. 数据传输

[0109] 实时生理参数的测量系统通过CAN总线与医学信息管理主机进行数据通信, 两者之间需要有CAN总线接口电路。无创心功能监测仪控制软件可以安全可靠地完成对无创心功能监测仪的操作按键控制和连续血压、每搏量和血氧饱和度等生理指标的计算以及与医学信息管理主机的CAN总线接口协议。通过模拟医学信息管理主机的CAN总线接口, 对无创心功能监测仪测量的连续血压、每搏量以及血氧饱和度等生理指标进行接收、存储和显示。

[0110] 此外, 本发明实施例提供的实时生理参数的测量系统还进行了安全性设计, 包括以下方面:

[0111] a. 实时生理参数的测量系统主机外壳进行圆滑、倒角设计, 不会使航天员在操作时造成机械损伤;

[0112] b. 传感器边缘光滑无毛刺, 引线柔软, 不会刺激与损伤航天员皮肤。

[0113] 此外, 本发明实施例提供的实时生理参数的测量系统还进行了可靠性设计, 包括以下方面:

[0114] a. 元器件的选择与控制

[0115] 研制阶段元器件型号的选择原则是: 采用的元器件尽量是同类的航天级产品或军品, 尽量采用一期成熟、经过飞行试验的同类型元器件。

[0116] b. 电磁兼容性设计

[0117] 印制板设计时, 电源、地线加粗并单独走线, 数据地和模拟地分开, 电源输入端接退耦电容, 各类信号分别走线, 增强抗干扰能力。

[0118] c. 热设计

[0119] 产品设计时选用低电压、低功耗的元器件, 减少发热; 元器件布局要求合理, 利于散热。

[0120] d. 防静电设计

[0121] 产品设计时均要求进行产品外壳接地设计。

[0122] e. 抗力学设计

[0123] 产品设计时应适当采取针对振动、冲击等力学因素的减振措施。

[0124] f. 软件可靠性设计

[0125] 软件设计时要求对数据处理中的重要数据采用冗余处理,对重要标志采用3取2的处理方式,保证软件中重要数据和重要标志的可靠性;

[0126] 软件要求能够针对软件中各功能模块的异常情况进行处理,保障其功能模块在发生异常情况时软件系统的可靠性;

[0127] 软件要求设计软件陷阱,包含使中断解锁和程序返回到程序头位置的功能,使系统能够正常恢复,保证了软件系统的可靠性。

[0128] 图14为实时生理参数的测量系统与医学信息管理主机的电源接口关系示意图,医学信息管理主机负责对实时生理参数的测量系统提供 $\pm 6V$ 电源。图15为实时生理参数的测量系统与医学信息管理主机之间的数据接口关系示意图,实时生理参数的测量系统通过CAN总线与医学信息管理主机进行通信,将测得的各项参数传送给医学信息管理主机,医学信息管理主机将参数下传地面。图16为血液动力学参数采集软件外部接口示意图,图17为血液动力学参数采集软件的外部接口控制流图,血液动力学参数采集软件是无创血液动力学监护仪中的嵌入式软件,该软件以实时生理参数的测量系统为硬件平台,主要功能是与主机软件进行信息交互,检测测试者一导心电、两导脉搏信号,并将心电、脉搏数据及设备状态参数组包传输给主机软件,血液动力学参数采集软件的每个外部接口对应一个外部设备的名称和唯一标识号,每一个外部接口的功能描述见表1。

[0129] 表1

接口编号	接口代号	接口名称	功能简介
[0130] I/F 01	CJ_ECG	心电数据采集接口	获取心电电极采集到的心电信息
I/F 02	CJ_PPG1	脉搏波 1 采集接口	发送红光、红外光使能信号,获取光电传感器 1 采集的脉搏信息
I/F 03	CJ_PPG2	脉搏波 2 采集接口	发送红光、红外光使能信号,获取光电传感器 2 采集的脉搏信息
[0131] I/F 04	CJ_JCHJ	状态参数采集接口	采集电极脱落状态、接插件状态信息,并送指示灯显示导联线连接状态
I/F 05	CS_DATA	数据传输接口	与信息管理软件进行数据交互
I/F 06	XS_ZHSD	指示灯显示接口	显示电源状态、导联线连接状、态通信工作状态

[0132] 如图18所示,在一可选实施例中,脉搏波传感器502的数量为两个,包括:第一脉搏波传感器5021和第二脉搏波传感器5022;第一脉搏波传感器5021为光电容积脉搏波传感

器,通过第一导联线连接至监测主机504,用于采集指端的第一脉搏波信号;第二脉搏波传感器5022为反射式脉搏波传感器,通过第二导联线连接至监测主机504,用于采集额头或耳垂的第二脉搏波信号。第一脉搏波传感器5021和第二脉搏波传感器5022均包括红外LED和红光LED,红外LED能够发出940nm的红外光,红光LED能够发出660nm的红光,除此之外,还可以包括能够发出其他波长的LED。在具体实施时,将第一脉搏波传感器5021夹于手指前端,将第二脉搏波传感器5022贴于测试者前额,通过胶带黏牢,并通过绷带进一步固定,以防止其脱落。本发明实施例采用两路脉搏波传感器502采集脉搏波信号,当一路信号较差的情况下,可用另一路进行脉搏波信号的采集,增强了实时生理参数的测量系统的鲁棒性。并且,采用两路脉搏波传感器502同时采集脉搏波信号,可获得脉搏波传导速度PWV,具体可以是

通过 $PWV = \frac{L}{T_p}$ 计算得到,其中,L表示两点脉搏间的血管长度, T_p 表示两路脉搏波波峰的时间差,脉搏波传导速度是表征动脉顺应性的重要指标,本发明通过采集两路脉搏波传感器502的脉搏波信号得到脉搏波传导速度PWV,对血液动力学研究有重要的参考价值。

[0133] 可选地,在本发明的其他实施例中,该实时生理参数的测量系统还可以包括三个以上的脉搏波传感器502,当存在信号较差的脉搏波传感器502时,可以采用其他信号较好的脉搏波传感器502获取脉搏波信号,增强了实时生理参数的测量系统的鲁棒性。并且,采用多个脉搏波传感器可以分别测量耳朵、手腕、头及颈动脉等部位的脉搏波信号,且每个光电脉搏波传感器均采集红外和红光两路脉搏波信号。

[0134] 图19为上述心电信号和脉搏波信号采集的一个具体示例的逻辑流程图,采集过程主要在定时器中断服务程序中完成。定时器设定为3000次/s,根据LEDSTAT的值将定时器中断程序分为多个时间片,此处以12个时间片为例进行说明,CSU2-1至CSU2-7均表示软件模块,PW1和PW2均表示脉搏波传感器:

[0135] a.时间片0 (LED_ECG0)、3 (LED_ECG1)、6 (LED_ECG2)、9 (LED_ECG3)通过CSU2-1控制ADS8344对心电信号采集。

[0136] b.时间片1 (LED_OFF0)和时间片7 (LED_OFF1)通过CSU2-2熄灭PW1红光、通过CSU2-3熄灭PW2红光。

[0137] c.时间片2 (LED_RED_ON)通过CSU2-4点亮PW1红光,并通过CSU2-1采集PW1红光直流;通过CSU2-5点亮PW2红光,并通过CSU2-1采集PW2红光直流。

[0138] d.时间片4 (LED_RED_HOLD)通过CSU2-1采集PW1红光的直流并写入缓存区AD_Buf[6],通过CSU2-1采集PW2红光的直流并写入AD_Buf[7]。

[0139] e.时间片5 (LED_RED_OK)通过CSU2_1采集PW1红光交流并写入缓存区AD_Buf[8],通过CSU2_1采集PW2红光交流并写入AD_Buf[9]。

[0140] f.时间片8 (LED_IR_ON)通过CSU2_1采集PW1灯全黑直流并通过CSU2_6点亮PW1红外LED;通过CSU2_1采集PW2灯全黑直流,并通过CSU2_7点亮PW2红外LED。

[0141] g.时间片10 (LED_IR_HOLD)通过CSU2-1采集PW1红外的直流并写入缓存区AD_Buf[10];通过CSU2-1采集PW2红外的直流并写入AD_Buf[11]。

[0142] h.时间片11 (LED_IR_OK)通过CSU2-1分别采集PW1红外交流并写入缓存区AD_Buf[1];通过CSU2-1采集PW2红外交流并写入AD_Buf[2]。

[0143] g.当一组数据采样完成后,生理数据写入USB缓冲内。

[0144] 定时器中断频率为 $3000\text{次/s}=250*12\text{次/s}$;定时器内部分为12个中断时间片,每次中断只能进入一个时间片处理该片程序。12次中断中采集4次心电,即心电的采样率是 1000Hz ,2导脉搏波的采样率均是 250Hz ,满足技术要求。通过上述对中断时间片的设置,具体实现以下功能:

[0145] 1) CSU2-1 ADS8344数据采集Read_AD的功能是从ADS8344中读取生理信号数据,包括1导联心电和2导联脉搏波。

[0146] 心电、脉搏波信号采集CSU2-1详细设计的主要信息如下:

[0147] a. 心电信号的采样频率为 1KHz ,数据长度为 16bit ,高位在前,低位在后。

[0148] b. 脉搏波数字信号采样频率为 250Hz ,数据长度为 16bit ,高位在前,低位在后。

[0149] c. 脉搏波信号采集时需红光LED亮红外LED灭情况时传感器数值一次(采集得到的数值简称红光脉搏波),红光LED灭红外LED亮时传感器数值一次(采集得到的数值简称红外脉搏波)以及红光LED和红外LED均熄灭情况下的传感器数值两次。

[0150] d. 红光脉搏波采集需占用两个定时器中断。在前一中断先点亮红光LED,熄灭红外LED,在下一中断周期内采集,以保证红光LED的光强稳定,减小干扰。

[0151] e. 红外脉搏波采集需占用两个定时器中断。在前一中断需先点亮红外LED,熄灭红光LED,在下一中断周期内采集,以保证红外LED的光强稳定,减小干扰。

[0152] f. 心电信号和脉搏波信号的数据缓冲区长度为 24K ,缓冲区采用FIFO方式,当缓冲区满后,则丢弃最先写入的数据,填入最新数据;

[0153] g. 错误处理:当缓冲区满时,丢弃最早写入的数据,填入最新数据。

[0154] h. 心电、脉搏波信号采集CSU3-1的逻辑流程图如图20所示。

[0155] 2) CSU2-2熄灭PW1红光LED灯PW1BlackA11LED的功能如图21所示,将PW1红光LED和红外LED引脚清零,熄灭PW1红光LED和红外LED。

[0156] 3) CSU2-3熄灭PW2红光LED灯PW2BlackA11LED的功能如图22所示,PW2红光LED和红外LED引脚清零,熄灭PW2红光LED和红外LED。

[0157] 4) CSU2-4点亮PW1红光PW1LightRedLED的功能如图23所示,先熄灭PW1红外LED,再点亮PW1红光LED。

[0158] 5) CSU2-5点亮PW2红光PW2LightRedLED的功能如图24所示,先熄灭PW2红外LED,再点亮PW2红光LED。

[0159] 6) CSU2-6点亮PW1红外LED PW1LightIRLED的功能如图25所示,先熄灭PW1红光LED,再点亮PW1红外LED。

[0160] 7) CSU2-7点亮PW2红外LED PW1LightIRLED的功能如图26所示,先熄灭PW2红光LED,再点亮PW2红外LED。

[0161] 8) CSU2-8将AD_Buf数据写入USB_buf InsertDataToUSBBuf的功能如图27所示,该功能的详细设计如下:

[0162] a. 输入元素:无。

[0163] b. 输出元素:心电数字信号、脉搏波数字信号。

[0164] c. 心电数字信号采样频率为 1000Hz ,数据长度为 16bit ,高位在前,低位在后。

[0165] d. 脉搏波数字信号采样频率为 250Hz ,数据长度为 16bit ,高位在前,低位在后。

[0166] e. 错误处理:当缓冲区满时,丢弃最早写入的数据,填入最新数据。

[0167] AD_buf长度为12,将生理数据包写入USB_buf是24K。

[0168] g. 单个生理数据的长度为24字节,在信息体中,生理数据包由41个生理数据组成,共计984字节。

[0169] h. 在3000Hz定时器中断中对心电信号和脉搏波信号分别进行采样,采集得到的数据分别存入数据缓冲区中。

[0170] i. 每4s采集一次心电电极状态信号和脉搏波传感器状态信号,结果储存在心电电极脱落标识和脉搏波传感器错误标识中。

[0171] j. 每4ms进行喂狗操作。

[0172] 需要说明的是,信息管理系统505根据心电信号和脉搏波信号得到第二血压信号,首先根据心电信号和脉搏波信号得到脉搏波传导时间PTT,然后根据脉搏波传导时间与血压的线性相关关系,拟合建立脉搏波传导时间与血压的函数关系,具体可以是 $P=a+bPTT$,其中,P表示血压,PTT表示脉搏波传导时间,a和b均为拟合系数,a和b可以根据经验预先设定。信息管理系统505根据第一血压信号对第二血压信号进行校准,得到校准后的第二血压信号,是根据通过袖带式血压计503得到的血压信号对根据上述脉搏波传导时间与血压之间的函数关系得到的血压信号进行校准,具体是对上述函数关系中的拟合系数a和b进行校准,得到校准后的血压信号。

[0173] 在本发明可选的实施方式中,上述心电传感器501为金属按扣式贴片心电电极,通过第三导联线连接至监测主机504,第三导联线的一端与心电传感器501通过金属按扣可拆卸连接,另一端通过USB接口与监测主机504可拆卸连接。心电传感器501具体可以是采用型号为RedDot-2223的心电电极,该心电电极为银电极,导电性良好,与心电背心连接,在具体实施时贴于测试者前胸处。

[0174] 在一可选实施例中,通过本发明实施例提供的实时生理参数的测量系统除了能够测量血压外,还能测量心率、血氧饱和度及总动脉顺应性等无创血液动力学多参数。具体地,心率的测量可以根据 $HR=60/RR$ 间期,其中RR间期表示心搏间期;血氧饱和度的测量可以通过脉搏波传感器测得的脉搏波,根据特定波长下光的吸光度的变化量和绝对量,

得到血氧饱和度参数;总动脉顺应性可以根据 $PWV = \sqrt{\frac{A}{\rho C}}$ 得到,其中脉搏波传导速度

PWV可通过上面提到的 $PWV = \frac{L}{T_p}$ 计算得到,A表示动脉面积, ρ 表示血液密度,根据脉搏波传导速度PWV、动脉面积A及血液密度 ρ 可计算得到动脉顺应性参数C。

[0175] 如图18所示,在一可选实施例中,上述监测主机504包括:信号调理芯片、采样芯片44和处理器45,采样芯片44可以是采用ADS1298,处理器45可以是采用STM32系列的低功耗芯片。信号调理芯片对脉搏波信号和心电信号进行滤波和放大,并将滤波和放大后的脉搏波信号和心电信号传输至采样芯片44,采样芯片44将滤波和放大后的脉搏波信号和心电信号转换为数字信号,并将数字信号传输至处理器45,处理器45将数字信号通过USB接口传输至信息管理系统505。

[0176] 如图14所示,在一可选实施例中,上述信号调理芯片包括:心电信号调理芯片41、第一脉搏波信号调理芯片42和第二脉搏波信号调理芯片43;心电信号调理芯片41对心电信号进行滤波和放大,并将滤波和放大后的心电信号发送至采样芯片44;第一脉搏波信号调

理芯片42对第一脉搏波信号进行滤波和放大,并将滤波和放大后的第一脉搏波信号发送至采样芯片44;第二脉搏波信号调理芯片43对第二脉搏波信号进行滤波和放大,并将滤波和放大后的第二脉搏波信号发送至采样芯片44。

[0177] 在一可选实施例中,采样芯片44还可以采集心电电极、第一导联线、第二导联线以及第三导联线的状态参数,并将状态参数传输至处理器45;处理器45根据状态参数判断心电电极、第一导联线、第二导联线以及第三导联线是否发生脱落。需要说明的是,通过采样芯片44判断心电电极以及导联线是否发生脱落为现有技术,在此不再详述。

[0178] 如图18所示,在一可选实施例中,上述监测主机504还包括:第一指示灯46、第二指示灯47、第三指示灯48和第四指示灯49,分别用于指示心电电极、第一导联线、第二导联线以及第三导联线的状态;当心电电极、第一导联线、第二导联线或第三导联线未发生脱落时,处理器45控制心电电极、第一导联线、第二导联线或第三导联线对应的指示灯亮;当心电电极、第一导联线、第二导联线或第三导联线发生脱落时,处理器45生成报警信号,通过报警信号控制发生脱落的心电电极、第一导联线、第二导联线或第三导联线对应的指示灯灭。通过上述指示灯的设置,能够判断出心电电极及导联线是否发生异常,即是否发生脱落以及脱落位置,为排除异常奠定了基础,提供了依据,提高了异常处理的效率。

[0179] 具体地,可以是通过处理器的I/O口判断上述心电电极及三个导联线是否连接,在信号导联线电缆接口设计中,每一个电缆接口均预留两个检测点,一点为GND,另外一管脚3.3V上拉后接到CPU的GPIO管脚。对于阻抗检测,自检模式,生理数据采集模式下,传感器状态均为实际连接与否状态,这些状态下均判断传感器的连接状态。没插导联线时,检测管脚被3.3V上拉为高电平;连接导联线后,管脚电平接地成为低电平。读取GPIO管脚信息,若GPIO高电平,更新传感器状态为未连接;若检测到低电平,更新状态为连接。

[0180] 如图18所示,在一可选实施例中,本发明实施例提供的监测主机504还包括:存储器410,与上述处理器45连接,用于存储心电信号、脉搏波信号、第一血压信号及第二血压信号中的至少之一。

[0181] 如图18所示,在一可选实施例中,上述监测主机504还包括:供电电源411,与处理器45连接,通过处理器45为监测主机供电。

[0182] 图28为血液动力学参数采集软件的数据流与控制流图,本发明实施例提供的实时生理参数的测量系统可以测量十余种人体的无创血液动力学多参数,包括心率、脉搏波传导时间、脉搏波传导速度、总动脉顺应性值、血压、外周血管阻力、每搏输出量、心输出量、心脏指数、每搏指数、左心做功及收缩时间比率等,通过这些无创血液动力学多参数综合评估人体的心功能状态,实现了人体无创血液动力学监测。

[0183] 具体地,上述处理器包括:心率计算模块,用于对心电信号进行R波峰值检测,确定对应于心电信号的各峰值点,并通过以下公式计算人体心率HR:

[0184] $HR=60/RR,$

[0185] 其中,RR表示心动周期,即心电信号相邻峰值点对应的时间点之间的间隔。

[0186] 具体地,上述处理器还包括:脉率计算模块,用于对脉搏信号进行峰值检测,确定对应于脉搏波信号的各峰值点,并通过以下公式计算人体脉率PR:

[0187] $PR=60/PP,$

[0188] 其中,PP表示脉搏波波动周期,即脉搏波信号相邻峰值点对应的时间点之间的间

隔。

[0189] 上述处理器还包括:脉搏波传导时间计算模块,用于根据心电信号和脉搏波信号计算人体脉搏波传导时间PTT:

$$[0190] \quad PTT = t_1 - t_2,$$

[0191] 其中, t_1 表示脉搏波的峰值点对应的时间, t_2 表示心电R波的峰值点对应的时间。

[0192] 上述处理器还包括:脉搏波传导速度计算模块,用于根据脉搏波信号及以下公式计算人体脉搏波传导速度PWV:

$$[0193] \quad PWV = L / T_p,$$

[0194] 其中,L表示两点脉搏间的血管长度, T_p 表示两路脉搏波波峰的时间差。

[0195] 上述处理器还包括:总动脉顺应性值计算模块,用于根据人体脉搏波传导速度计算人体总动脉顺应性值C:

$$[0196] \quad C = A / (\rho * PWV^2),$$

[0197] 其中,A表示动脉面积, ρ 表示血液密度。

[0198] 上述处理器还包括:血压计算模块,用于根据人体心率和人体脉搏波传导时间计算人体的收缩压 P_s 、舒张压 P_d 以及平均压 P_m :

$$[0199] \quad P_s = a_1 + b_1 / PTT^2,$$

$$[0200] \quad P_d = a_2 * HR + b_2 / PTT^2 + c_2,$$

$$[0201] \quad P_m = (P_s + 2P_d) / 3,$$

[0202] 其中, a_1 、 b_1 、 a_2 、 b_2 和 c_2 均表示标定系数,可通过同步血压测量分别标定得到。需要说明的是,通过同步血压测量标定得到上述系数可以是采用现有技术中的标定方法,本发明不做限定。

[0203] 上述处理器还包括:外周血管阻力计算模块,用于根据收缩压、舒张压及总动脉顺应性值计算人体外周血管阻力R:

$$[0204] \quad R = (t - T_s) / [C * \ln(P_d / P_s)],$$

[0205] 其中,t表示当前时刻, T_s 表示舒张期起始时刻。

[0206] 上述处理器还包括:每搏输出量计算模块,用于根据外周血管阻力、平均压及心动周期计算人体每搏输出量SV:

$$[0207] \quad SV = (P_m * RR) / R.$$

[0208] 上述处理器还包括:心输出量计算模块,用于根据人体心率和人体每搏输出量计算人体心输出量CO:

$$[0209] \quad CO = HR * SV.$$

[0210] 上述处理器还包括:心脏指数和每搏指数计算模块,用于根据人体心输出量、人体每搏输出量以及人体表面积计算人体心脏指数CI和人体每搏指数SI:

$$[0211] \quad CI = CO / BSA,$$

$$[0212] \quad SI = SV / BSA,$$

[0213] 其中,BSA表示人体表面积, $BSA = 0.0061h + 0.0128w - 0.1529$,h表示人体高度,w表示人体重量。

[0214] 上述处理器45还可以包括:左心做功计算模块,用于根据心室压力及心输出量计算人体左心做功LCW:

[0215] $LCW = (MAP - PAOP) * CO * 0.0144$,

[0216] 其中,MAP-PAOP表示心室压力,MAP表示平均压(即上述的 P_m),PAOP表示左心室平均压(一般为6mmHg),CO表示心输出量。

[0217] 本发明实施例还可以计算收缩时间比率,收缩时间比率(STR,Systolic Time Ratio)是指心肌电兴奋期与机械收缩期之间的比率,通过收缩时间间期中的预射血期和左心射血时间之比计算而来:

[0218] $STR = PEP / LVET$,

[0219] 其中,PEP表示收缩时间间期中的预射血期,LVET表示左心射血时间,预射血期和左心射血时间通过检测脉搏波特征点获得。

[0220] 本发明实施例提供的实时生理参数的测量系统,通过将采集的心电信号和脉搏波信号实时上传至处理器,通过处理器对人体的心率、脉搏波传导时间、脉搏波传导速度、总动脉顺应性值、血压、外周血管压力、每搏输出量、心输出量以及心脏指数、每搏指数、左心做功及收缩时间比率进行计算,从而得到人体的各项生理参数,充分反映了人体的心功能状态,使人能够实时了解自己的身体状况,实现了人体无创血液动力学监测,为从医人员作出医学决策提供了重要依据。

[0221] 本发明实施例提供的实时生理参数的测量系统通过传感器采集ECG和脉搏波信号,并从采集的ECG和脉搏波信号中实时进行特征点检测,并提取每个心搏周期的特征。利用特征计算每个心搏周期的多生理参数,这些生理参数包括:血压、心率、每搏输出量、心输出量、外周血管阻力、射血时间、左心射血时间、心脏指数、每搏指数、左心做功、收缩时间比率等参数。最终将这些生理参数通过显示屏进行显示,方便使用者实时获取每心搏血液动力学参数。另外无创血液动力学监护仪具有存储功能(例如采用SD卡实现存储功能),存储的数据包括采集的ECG和脉搏波生理信号、每心搏周期提取的特征和血液动力学参数。无创血液动力学监护仪附带分析软件,分析软件具有驱动功能,方便将数据传输到计算机,具有在计算机上进行显示、统计、分析等功能。

[0222] 需要说明的是,在本发明实施例中,可以是采用上述多种生理指标综合评价人体心功能,也可以是采用其中的一部分生理指标评价人体心功能,可以根据实际需要进行选择。

[0223] 并且,本发明实施例提供的实时生理参数的测量系统还可以通过采集的心电信号和脉搏波信号得到连续血压值,通过对采集的心电信号和脉搏波信号进行特征提取,将提取的特征输入预先建立的生理参数计算模型中,得到连续血压测量值。

[0224] 具体地,可以是获取多个受测者以往测得的心电信号、脉搏波信号和血压值,通过特征提取,建立生理参数计算模型,然后对采集的待测者的心电信号和脉搏波信号进行特征提取,将提取的特征输入该生理参数计算模型中,从而得到连续血压测量值。

[0225] 上述建立生理参数计算模型的过程中提取的特征和测量待测者血压过程提取的特征均可以包括心率变异性、心电信号波形变异性、脉搏波信号波形主波高度、主波上升时间、重搏波高度、重搏波相对高度、降中峡高度、降中峡相对高度及每搏心输出量,还可以包括解析特征、表象特征、变换域特征和融合特征等。

[0226] 其中,解析特征是指利用心电信号和脉搏波信号波形的幅度、间期、面积和角度等几何参量为特征;本发明实施例中,提取的心电信号特征如图29A-图29C及表2所示,其中,

图29A所示为幅度特征曲线示意图；图29B所示为间期特征曲线示意图；图29C所示为三角型特征曲线示意图。

[0227] 表2

特征分类	特征					
幅度特征	1. P _{PP_L}	2. P _{PQ}	3. P _{PR}	4. P _{PS}	5. P _{PT}	6. P _{QQ'}
	7. P _{QR}	8. P _{QS}	9. P _{QT}	10. P _{RS'}	11. P _{RS}	12. P _{RT}
	13. P _{SS'}	14. P _{ST}	15. P _{TT_R}			
[0228] 间期特征	16. T _{P_LR}	17. T _{P_LP}	18. T _{P_LP_R}	19. T _{P_LQ'}	20. T _{PR}	21. T _{PP_R}
	22. T _{PQ}	23. T _{PT}	24. T _{P_RQ'}	25. T _{Q' S'}	26. T _{QR}	27. T _{QS}
	28. T _{RS}	29. T _{RT}	30. T _{RT_R}	31. T _{ST}	32. T _{S' T_L}	33. T _{S' T_R}
	34. T _{T_LT}	35. T _{T_LT_R}	36. T _{TT_R}	37. T _{P_LQ}	38. T _{P_LT_R}	39. T _{P_RR}
	40. T _{Q' Q}	41. T _{RT_L}	42. T _{SS'}	43. T _{ST_L}	44. T _{RT_R}	
三角型特征	45. ∠SQR	46. ∠QRS	47. ∠QSR	48. S _{△QRS}	49. L _{△QRS}	

[0229] 如图30所示，典型脉搏波信号的主要特征为：(1) 升支(A-B)：心脏收缩时，左心室向主动脉射血，引起主动脉血压迅速上升，主动脉血流量增大。(2) 降支(B-C)：左心室射血后期，由于射血速度减慢，主动脉根部流入血量低于向外周流出血量时，压力随之下降，主动脉管弹性回缩形成。A-B-C段的曲线构成主波，其幅值和形态与心脏的射血功能和主动脉压力变化有关。(3) 降中峡(C)：出现在主动脉瓣关闭的瞬间，其幅值受外周阻力和主动脉瓣功能的影响：当外周阻力增高时，降中峡抬高，反之降低。(4) 重搏波(D)：是降中峡后的小波。心舒期开始时，主动脉瓣忽然关闭，外周返流血液引起血管扩张。

[0230] 在本发明实施例中，所提取的脉搏波信号特征主要包括：RI、SI、K值、AmBE、DfAmBE、g、LeBA、TmCpt和RtH。

[0231] 其中，RI为反射系数，RI越大，反射波通常越强，血管弹性一般越好，RI的表达式为：

$$[0232] \quad RI = b/a,$$

[0233] 其中a为主波的幅值，b为重搏波的幅值。

[0234] SI为硬度系数，SI越大，则DT一般越小、PWV一般越高，因此血管壁硬度一般越高，SI的表达式为：

$$[0235] \quad SI = h/DT,$$

[0236] 其中h为被试者的身高。

[0237] 当外周阻力较低或血管壁弹性较好时，K值一般较小；反之，外周阻力与血管壁硬化程度增加时，K值一般也增大；通常K越小，PPG所受阻力越小，K值的表达式为：

$$[0238] \quad K = \frac{P_m - P_d}{P_s - P_d},$$

[0239] 其中P_s为SBP，P_d为DBP，P_m为MBP。

[0240] 无论是SI还是RI，都与D点的精确定位有关。当血管外周阻力过大时，重搏波往往不明显甚至不可分辨，此时D点的精确定位十分困难。另外，K值是一个宏观值，不能细致追踪波形形态的变化，且不同形态的PPG波形可能对应同一个K值。

[0241] 除去上述三种特征指标，本发明实施例中，发明人定义了六种衡量PPG波形变化的新指标，并参照K值变化规律发现了这些指标的变化规律。令PPG上A点横坐标为A_x，其它特

征点坐标形式亦然。参照图30,定义特征点 E_x 与 F_x 。

$$[0242] \quad E_x = B_x + 100\text{ms},$$

$$[0243] \quad F_x = C_x + 160\text{ms},$$

[0244] 其中, B_x 表示PPG上B点横坐标, C_x 表示PPG上C点横坐标。

[0245] 相应地, $AmBE$ 为PPG的BE段曲线以E点幅度为参照的平均幅值,

$$[0246] \quad AmBE = \frac{1}{M} \sum_{i=B_x}^{E_x} (ppg(i) - ppg(E_x)),$$

[0247] 其中 $M = \text{length}(B_x : E_x)$ 。 $AmBE$ 越大,PPG的BE段曲线越陡峭,血管壁弹性越好或PPG所受阻力越小。

[0248] $DfAmBE$: $DfAmBE$ 为PPG的BE段曲线的差分均值。

$$[0249] \quad DfAmBE = \frac{1}{K} \sum_{i=B_x}^{E_x-1} (ppg(i) - ppg(i+1)),$$

[0250] 其中 $K = \text{length}(B_x : E_x - 1)$ 。 $DfAmBE$ 越大,PPG的BE段曲线越陡峭,血管壁弹性越好或PPG所受阻力越小。

[0251] g : g 为 BA' 线段与PPG曲线在C点处的幅度差值。 g 越大,C相对位置越低,血管壁弹性越好或PPG所受阻力越小。

$$[0252] \quad g = f_{BA'}(C_x) - ppg(C_x),$$

[0253] 其中, $f_{BA'}(C_x)$ 表示 BA' 线段在C点处的幅值。

[0254] $LeBA$: $LeBA$ 是PPG的 BA' 曲线的线性拟合误差。

$$[0255] \quad LeBA = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=B_x}^{A_x'} (ppg(i) - f_{BA'}(i))^2},$$

[0256] 其中 $N = \text{length}(B_x : A_x')$ 。 $LeBA$ 越大, BA' 曲线的线性趋势越小,血管壁弹性越好或PPG所受阻力越小。

[0257] $TmCpt$: $TmCpt$ 为PPG的CF段曲线中,高于C点的累计时间。 $TmCpt$ 越大,PPG的重搏波越明显,血管壁弹性越好或PPG所受阻力越小。

$$[0258] \quad \{TmCpt = \frac{T}{F_s} | T = \sum_{i=C_x}^{F_x} ppg(i) > ppg(C_x)\}$$

[0259] 其中, F_s 表示PPG信号的采样频率; T 表示PPG中大于 $PPG(C_x)$ 的点的个数。

[0260] RtH : RtH 为重搏波谷点相对幅度与主波峰点相对幅度的比值。 RtH 越小,血管壁弹性越好或PPG所受阻力越小。

$$[0261] \quad RtH = h_2 / h_1,$$

[0262] 其中, h_1 表示主波峰点相对幅度; h_2 表示重搏波谷点相对幅度。

[0263] 表象特征是指对心电信号和脉搏波信号通过PCA(principal components analysis,主成分分析)、LDA(Latent Dirichlet Allocation,隐狄利克雷分配模型)、KLT(Karhunen-Loeve Transform)、多项式距离测量(Polynomial Distance Measurement, PDM)、函数性数据分析方法及相空间重构等方法降低数据维数,提取适于血压估计的特征,利用整个心电信号和脉搏波信号信息,通过变换去掉了冗余和不重要信息,既减小了数据量又利用了大量信息。

[0264] 变换域特征是指提取心电信号和脉搏波信号在小波变换、傅里叶变换、希尔伯特变换、余弦变换和Hilbert-Huang变换等各种变换域上的特征,通过提取变换域特征可以找到新的有效特征,变换域波形特征稳定个,反映信号的本质特性。

[0265] 融合特征是指将心电信号和脉搏波信号的解析特征、表象特征、变换域特征等进行融合,进行有效特征,从而利用更多的信息,提取更丰富的特征。具体如何提取上述列举的第一特征信息以及如何将解析特征、表象特征及变换域特征进行融合,可参考现有技术中的实现方法,本发明实施例对此不再赘述。

[0266] 在本发明实施例中,利用特征提取中的多种特征进行特征选择,并例如是采用基于马尔科夫毯(Markov Blanket,MB)的方法进行因果特征选择,选出生理参数方程估计特征和生理参数方程选择特征。

[0267] 马尔可夫毯概念源于贝叶斯网络,在贝叶斯网络中,变量T的马尔可夫毯是一个最小变量子集,给定变量T的马尔可夫毯 $MB(T)$,贝叶斯网络上的其他变量条件独立于变量T。同时已经证明了寻找目标节点的马尔可夫毯等价于特征选择的最优解。

[0268] 马尔可夫毯唯一性:如果贝叶斯网络 $B=\langle G;P\rangle$ 中有向无环图G和概率分布P彼此满足忠实性条件,对于任意T, $MB(T)$ 是唯一的,该 $MB(T)$ 包括其父节点、子节点和配偶节点(子节点的父节点)。如图31所示,时间序列中,预测目标T在t时刻最优特征组合就是其马尔可夫毯 $MB(T(t))=\{B(t-1),T(t-1),A(t),B(t),E(t),S(t)\}$ 。

[0269] 上述生理参数计算模型可以是基于多导联脉搏波信号、多参数的DBN(Deep Belief Nets,深度信念网络)的连续血压测量模型,也可以是基于多导联脉搏波信号、多参数的RNN(Recurrent Neural Network,循环神经网络)的连续血压测量模型。

[0270] DBN是贝叶斯网络在时间领域的扩展,是以静态贝叶斯网络为基础,把原来的网络结构与时间信息相结合,形成处理时序数据的随机模型。引入了时序关系,不但可以对同一时间片中变量间的关系进行概率建模,还能反映不同时间片间的变量时序的关系。该方法具有处理非线性关系、不确定关系、动态关系的优点。定义 $Z_t=[Z_{t1},Z_{t2},\dots,Z_{tn}]$ 为t时刻N个特征的一个网络,其中包括舒张压、收缩压和平均压等。 Z_t 构成t时刻的一个贝叶斯网络,则不同时刻的贝叶斯网络构成动态贝叶斯网络。

[0271] 采用RNN对连续血压估计进行时间序列建模。多层感知器和卷积神经网络等前馈网络假设输入是一个独立的没有上下文联系的单位,但每搏血压及其特征具有明显的时间序列特性,输出的血压与之前的血压相关联。RNN包括输入、输出和隐藏层,其神经元间连接构成有向图。RNN对前面的信息进行记忆并应用于当前输出的计算中,即隐藏层之间的节点不再无连接,而是有连接的,并且隐藏层的输入不仅包括输入层的输出还包括上一时刻隐藏层的输出。RNN方法除了在时间序列建模中具有长记忆的优点外,该方法直接将信号作为输入,不需要特征提取,中间层的特征也由网络自己选择,简化了特征点检测和特征提取等过程的繁琐,并减少了误差。

[0272] 本领域技术人员可以理解,实现上述实施例方法中的全部或部分流程,是可以通过计算机程序来指令相关的硬件来完成,所述的程序可存储于一计算机可读取存储介质中,该程序在执行时,可包括如上述各方法的实施例的流程。其中,所述存储介质可为磁碟、光盘、只读存储记忆体(Read-Only Memory,ROM)、随机存储记忆体(Random Access Memory,RAM)、快闪存储器(Flash Memory)、硬盘(Hard Disk Drive,缩写:HDD)或固态硬盘

(Solid-State Drive,SSD)等;所述存储介质还可以包括上述种类的存储器的组合。

[0273] 虽然结合附图描述了本发明的实施例,但是本领域技术人员可以在不脱离本发明的精神和范围的情况下作出各种修改和变型,这样的修改和变型均落入由所附权利要求所限定的范围之内。

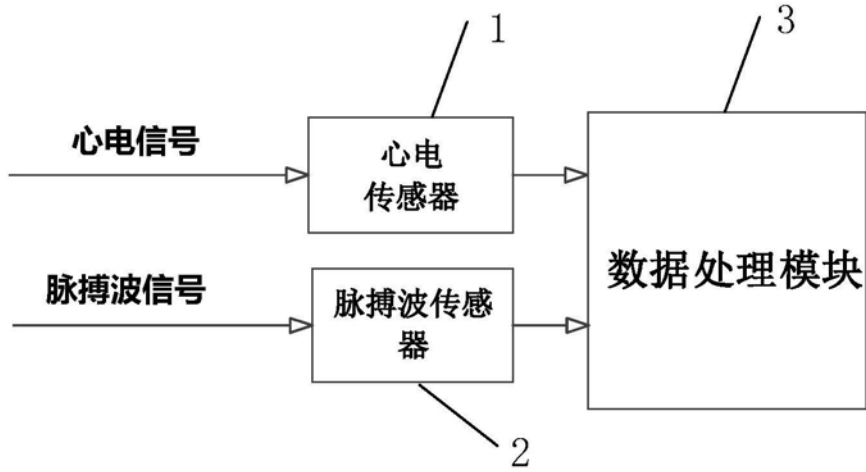


图1

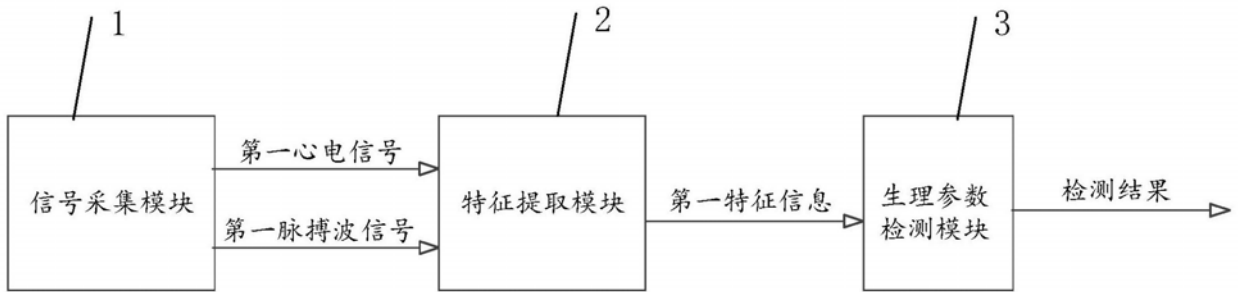


图2

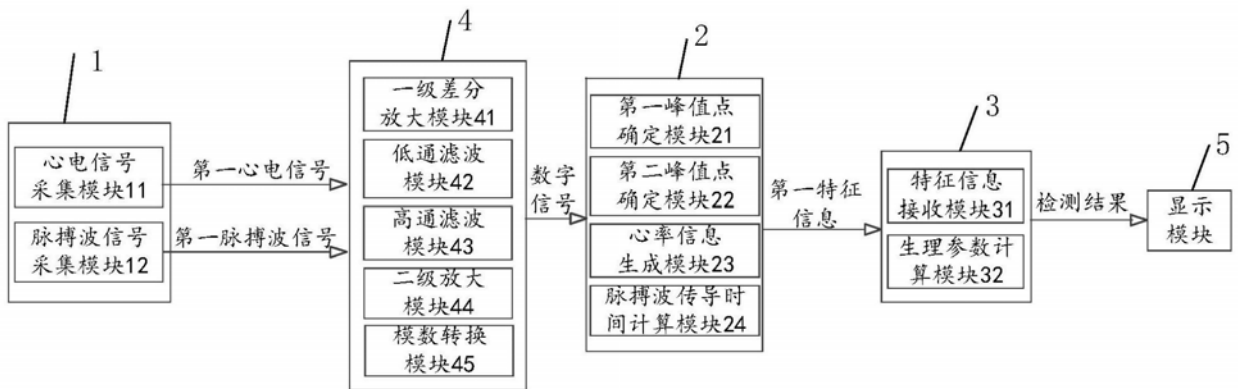


图3

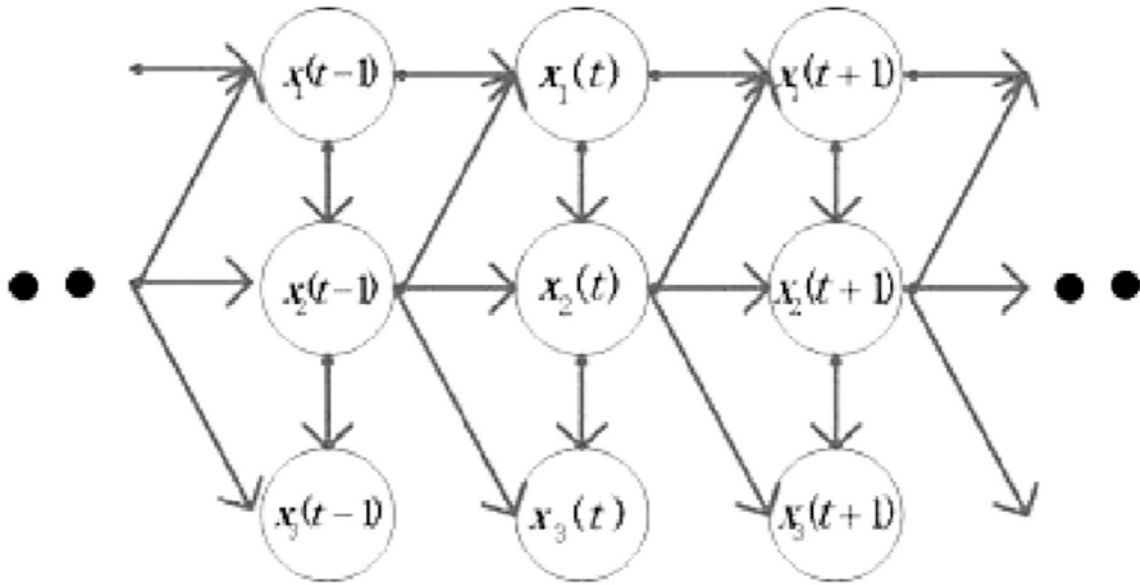


图4

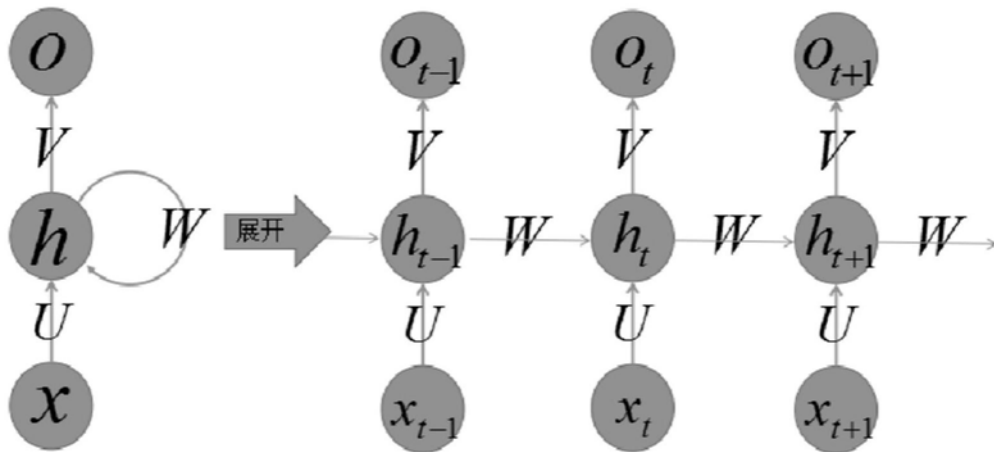


图5

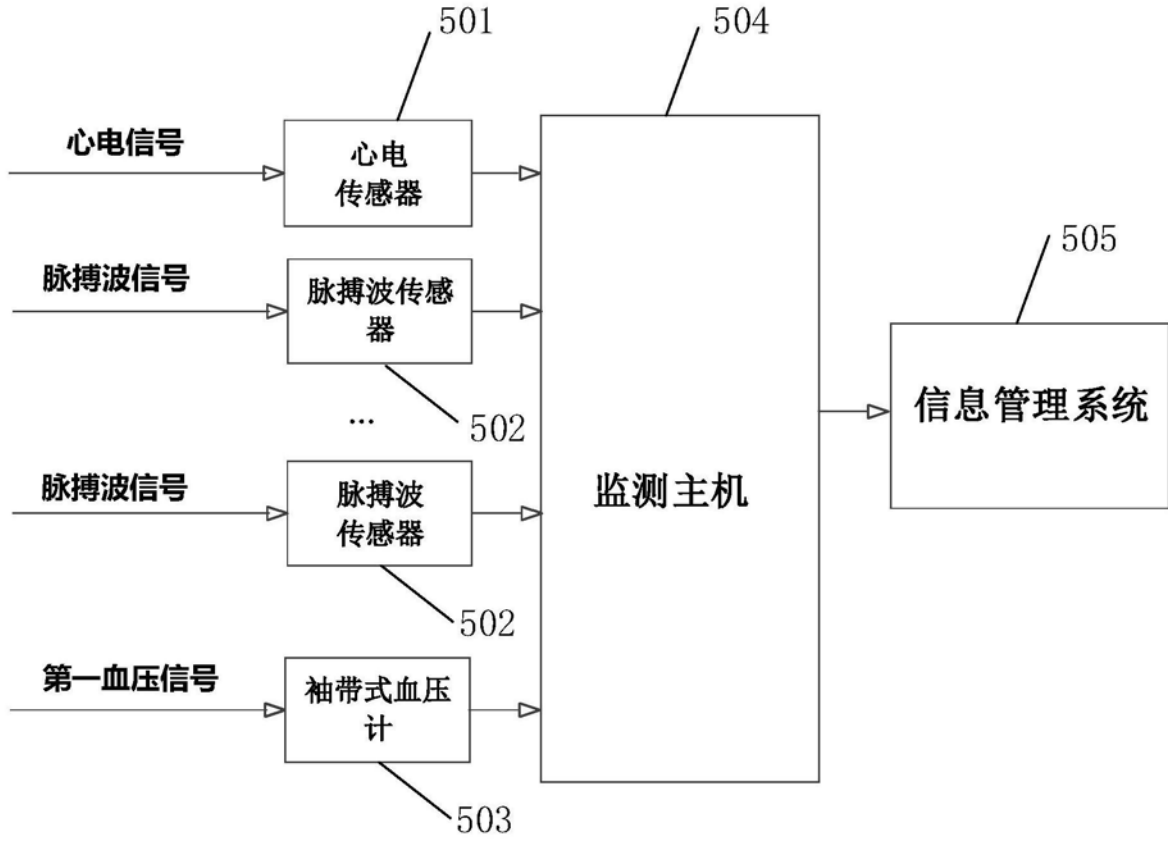


图6

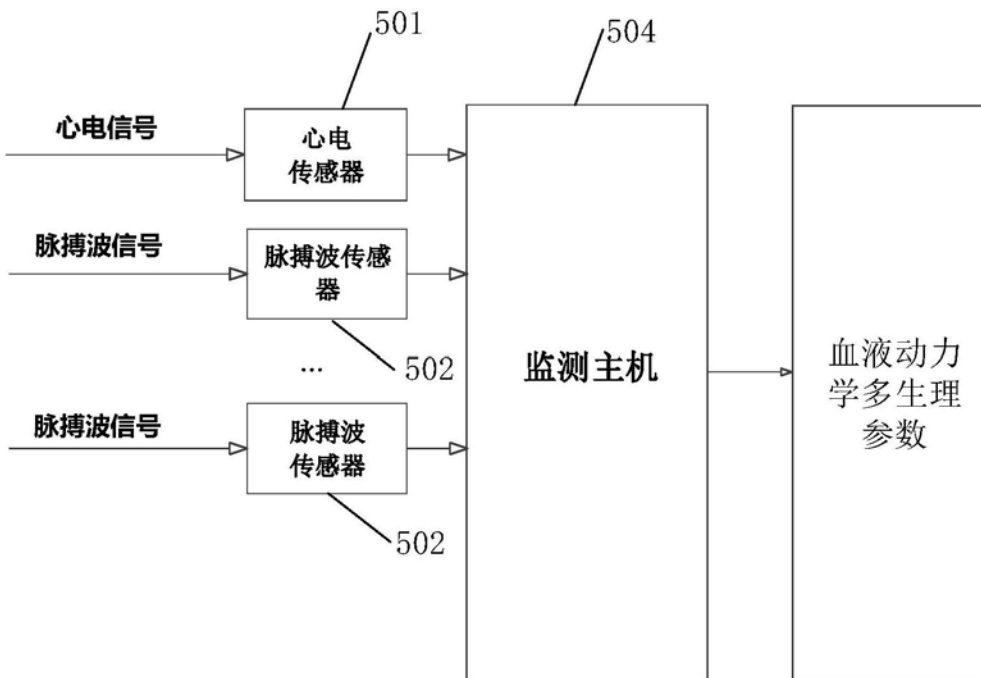


图7

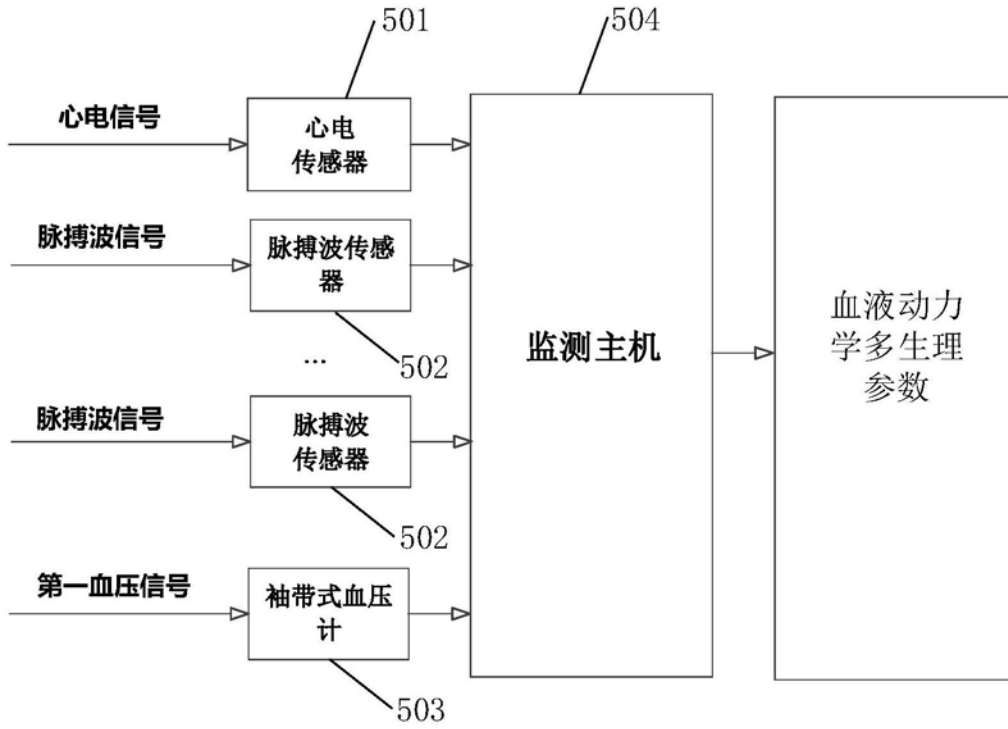


图8

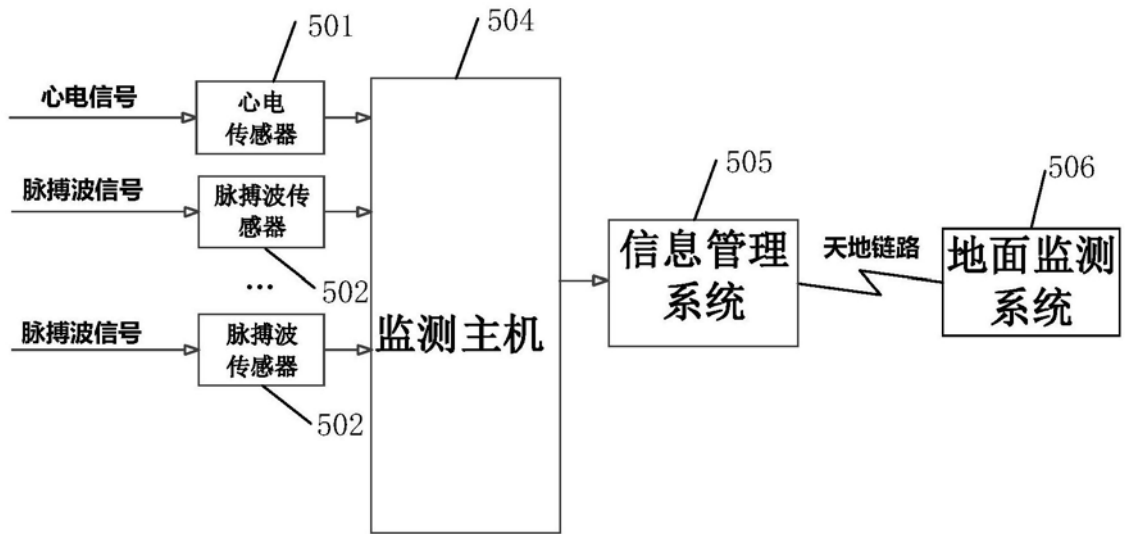


图9

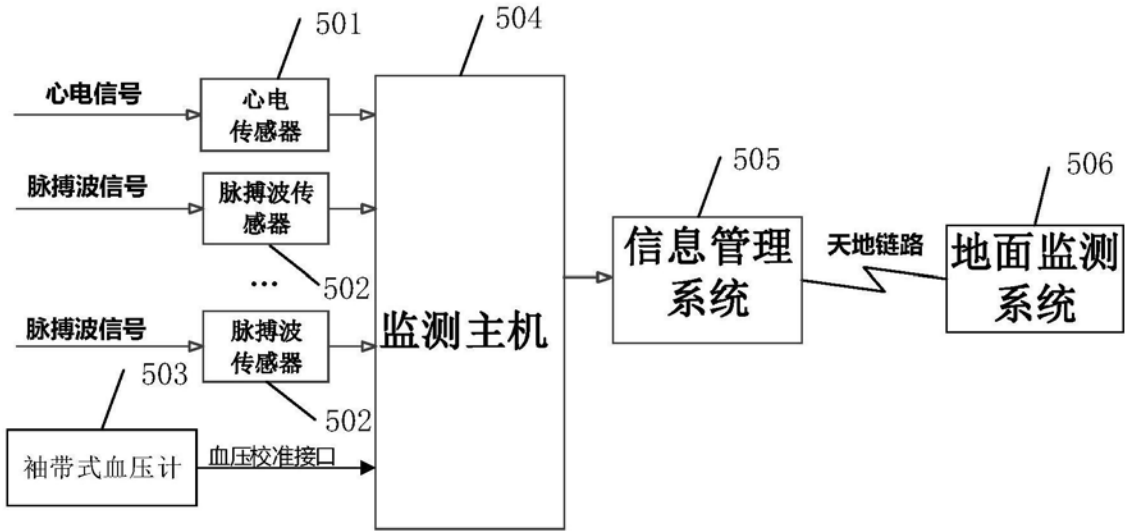


图10

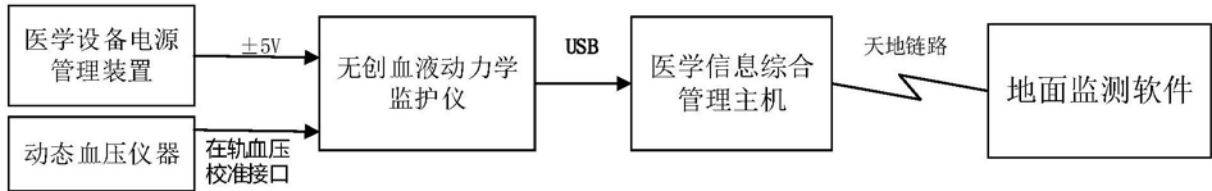


图11

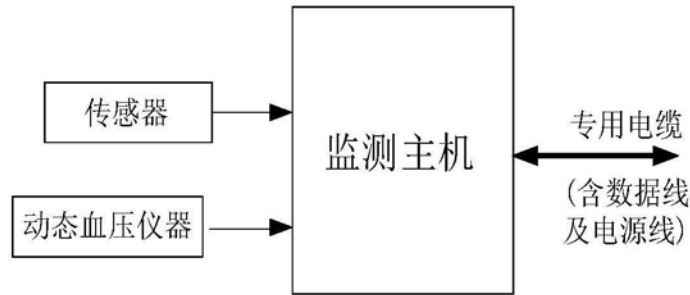


图12

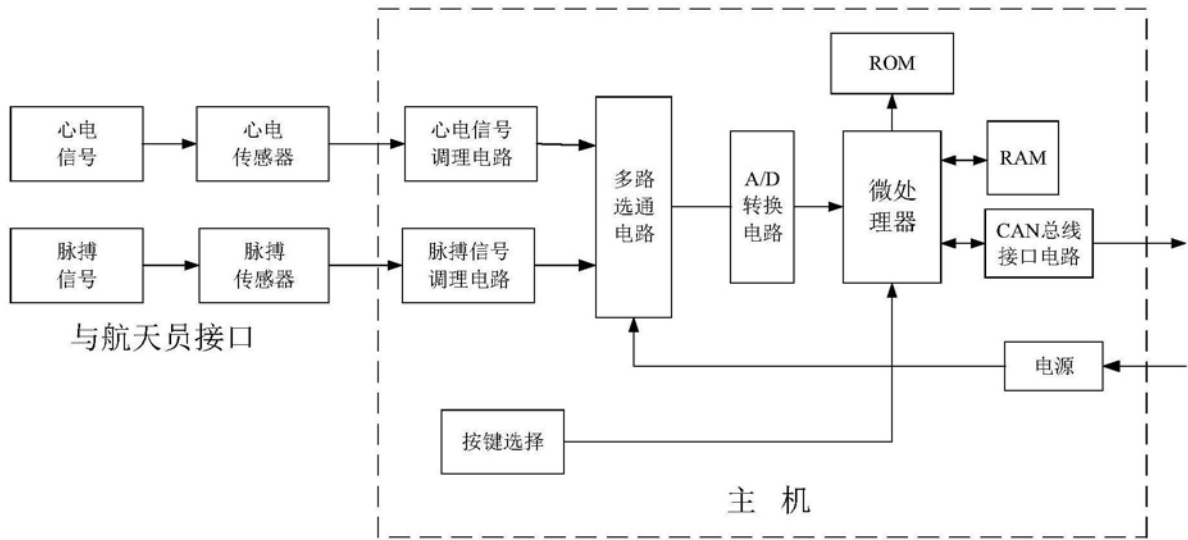


图13

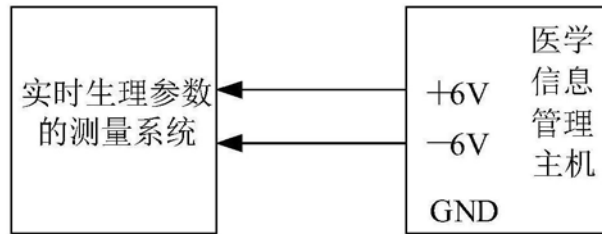


图14

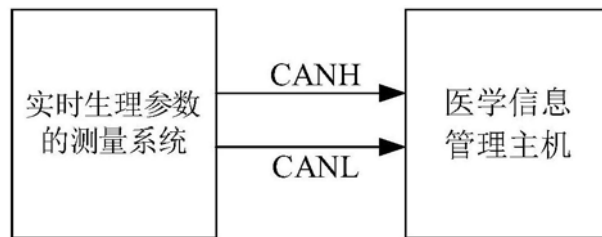


图15

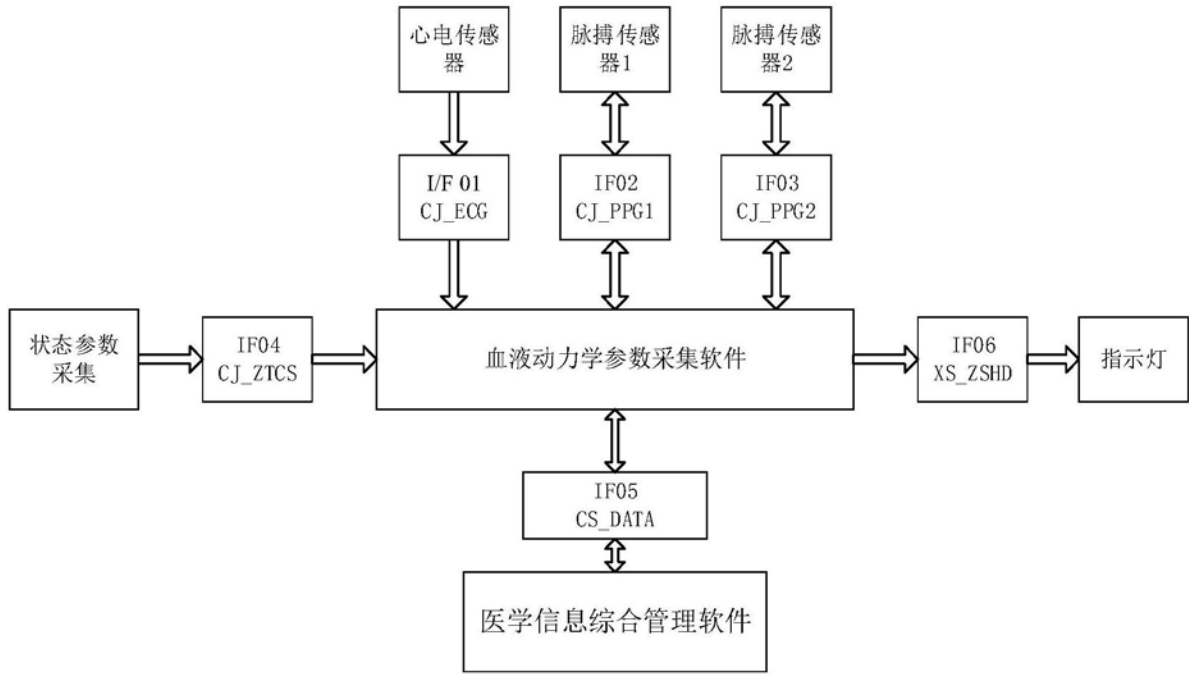


图16

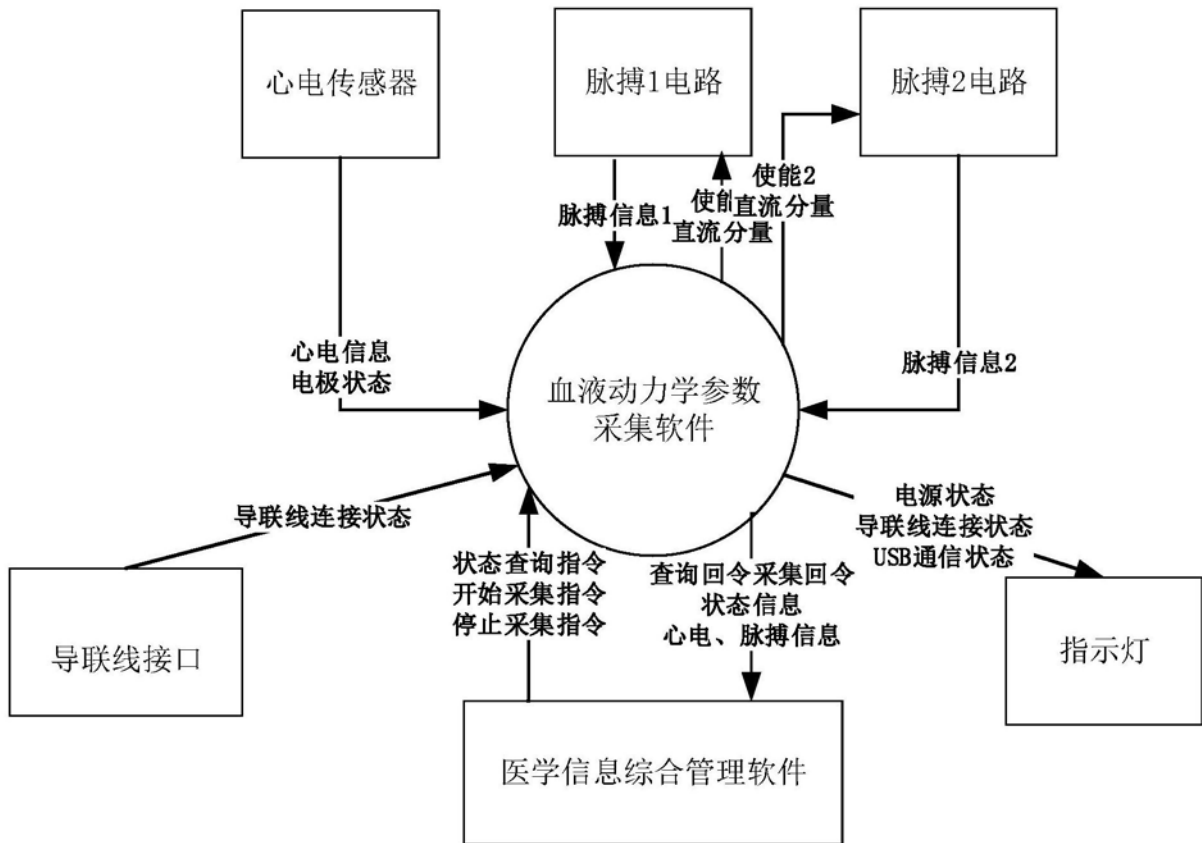


图17

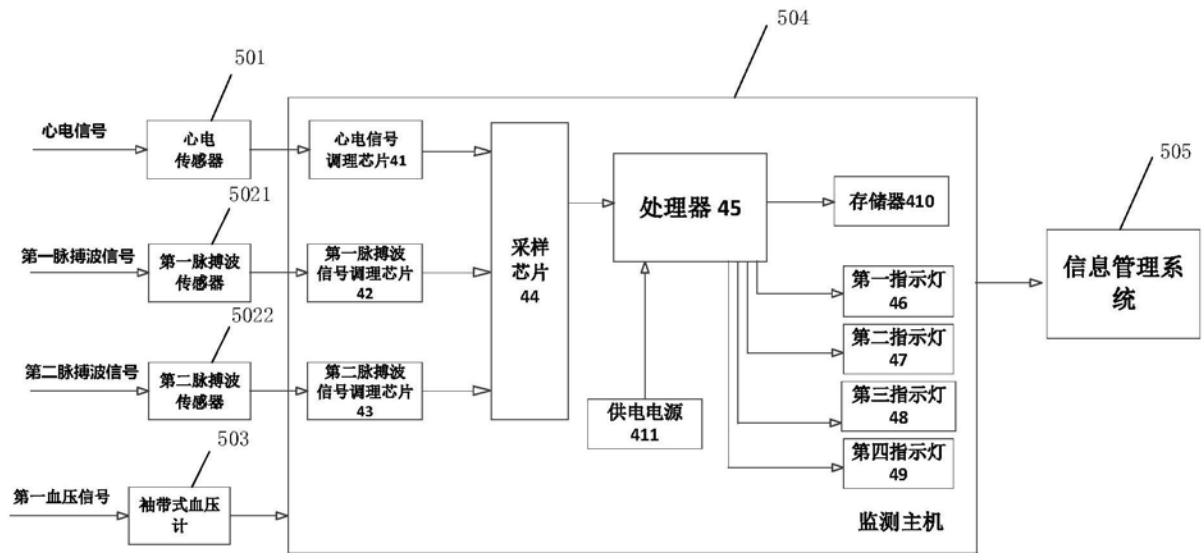


图18

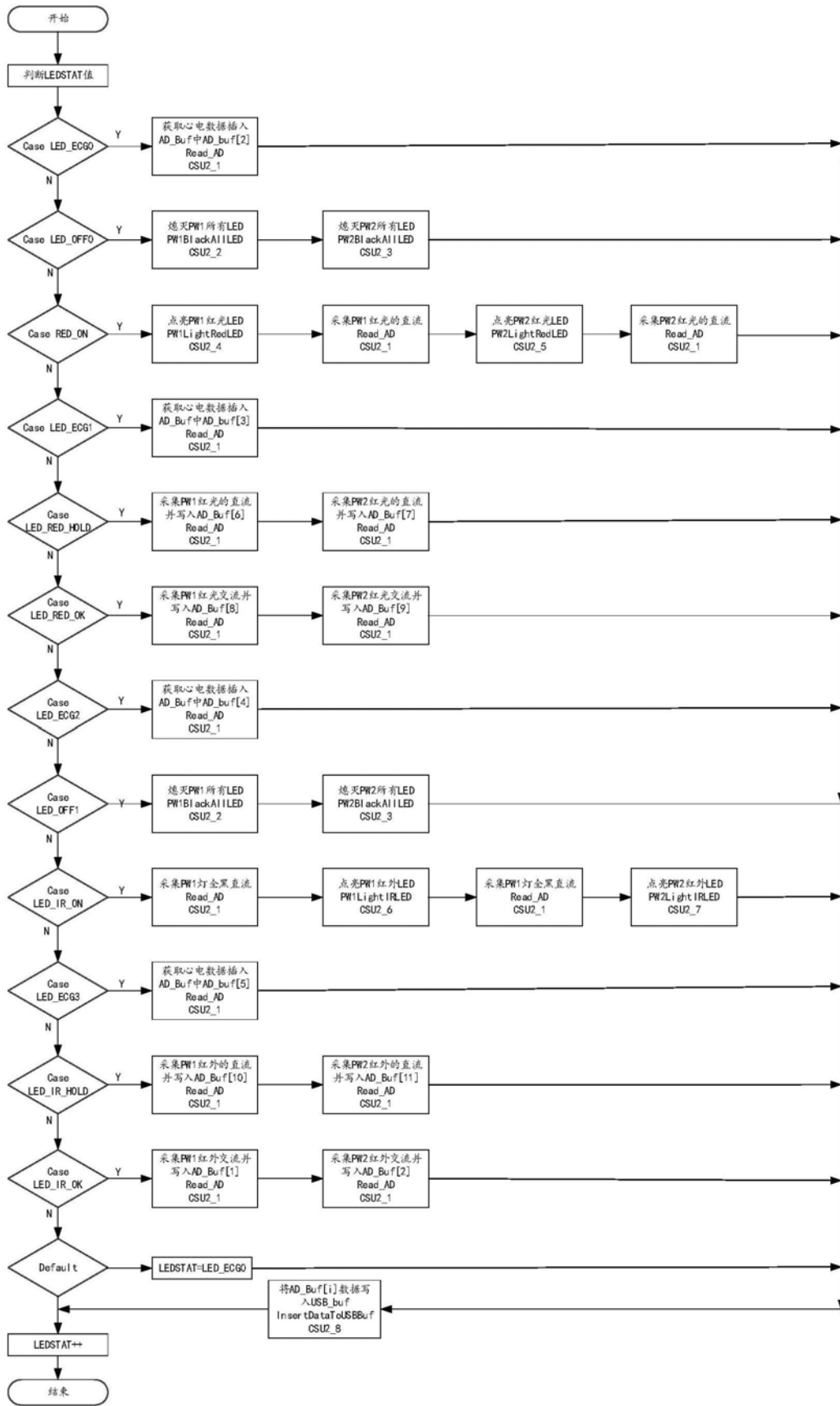


图19

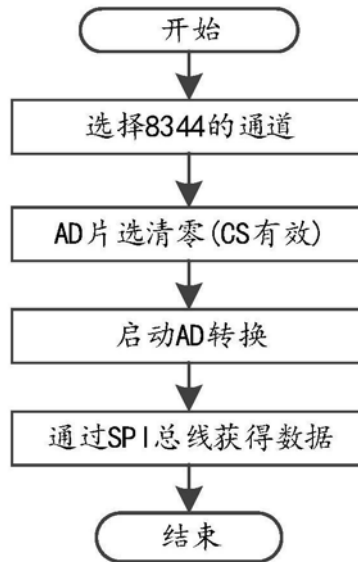


图20

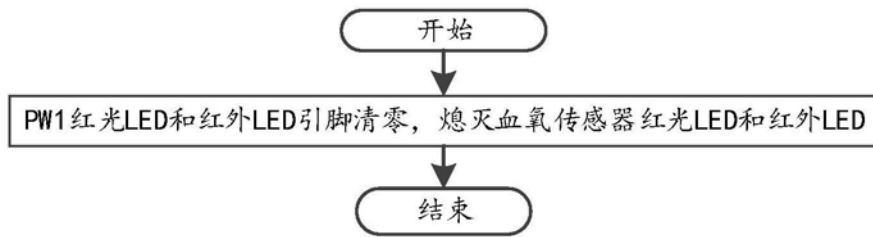


图21

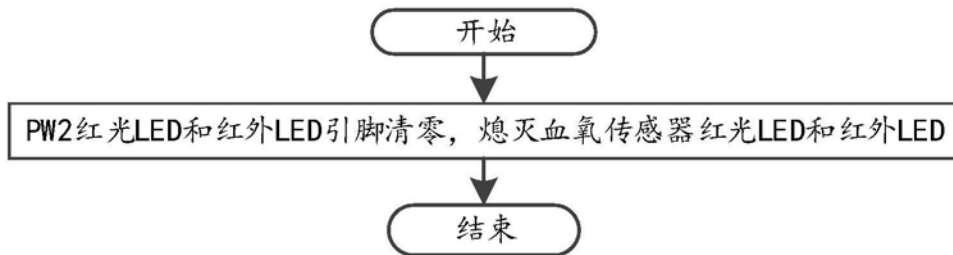


图22

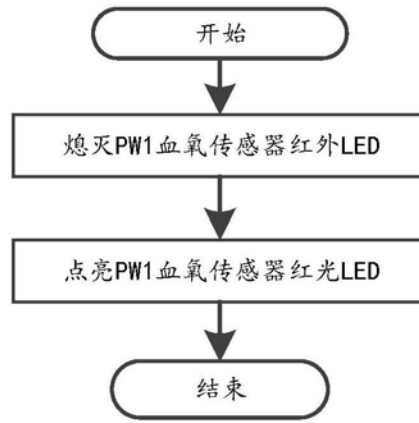


图23

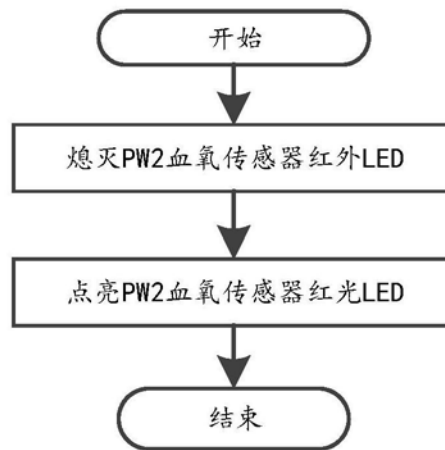


图24

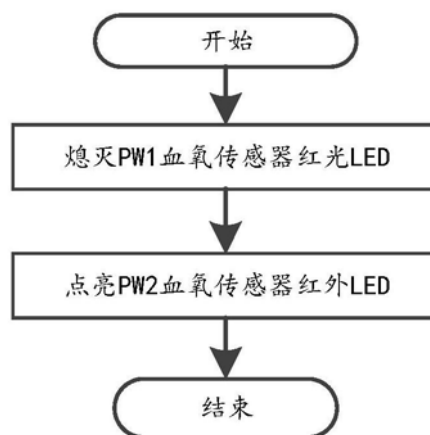


图25

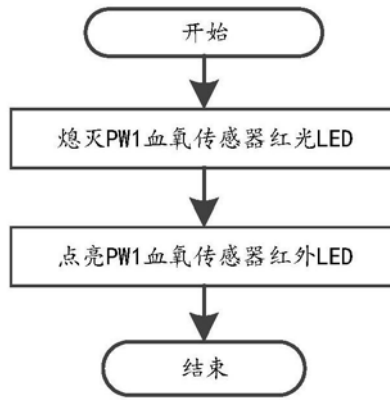


图26

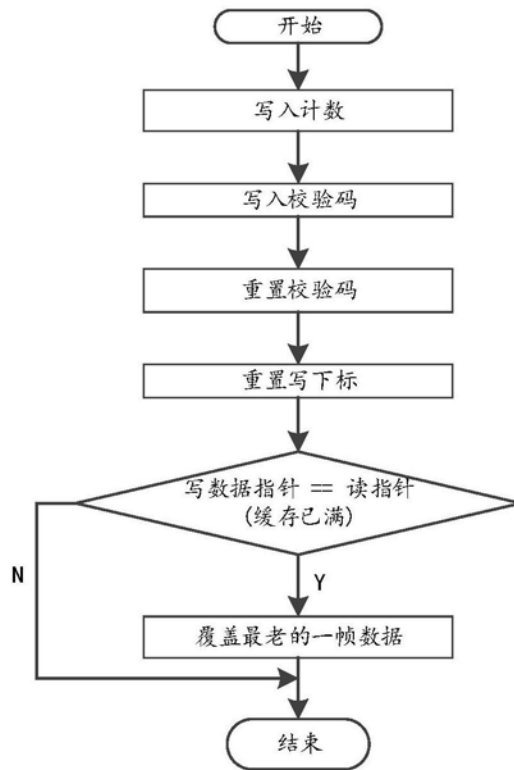


图27

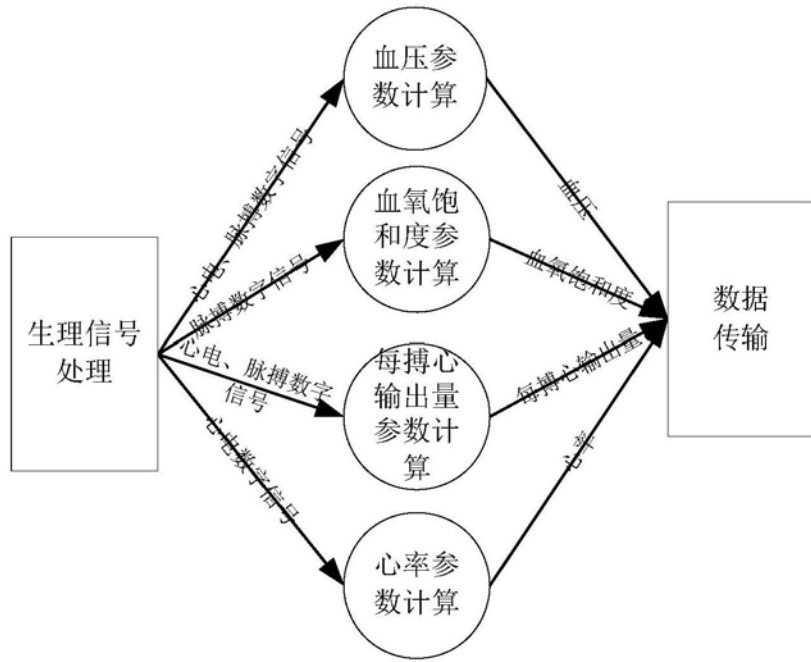


图28

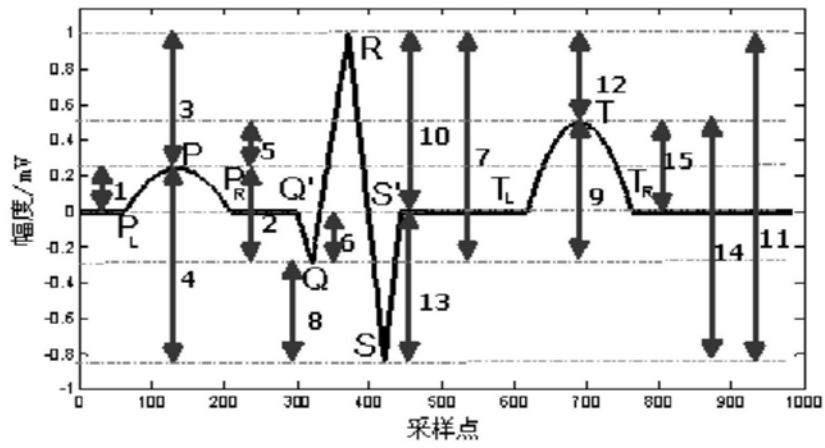


图29A

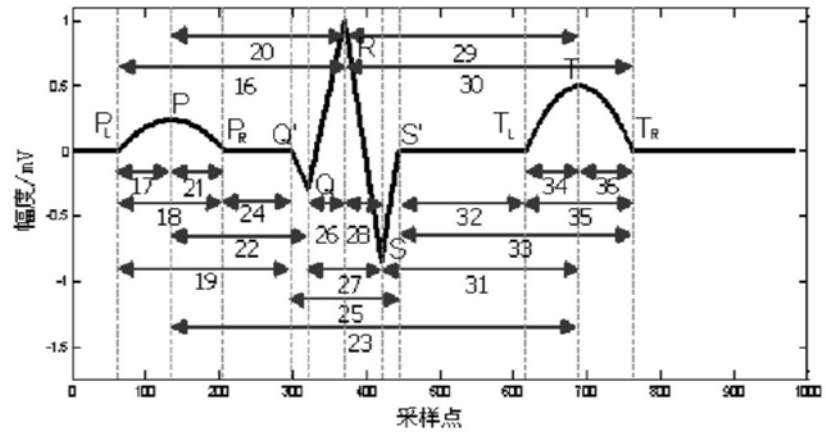


图29B

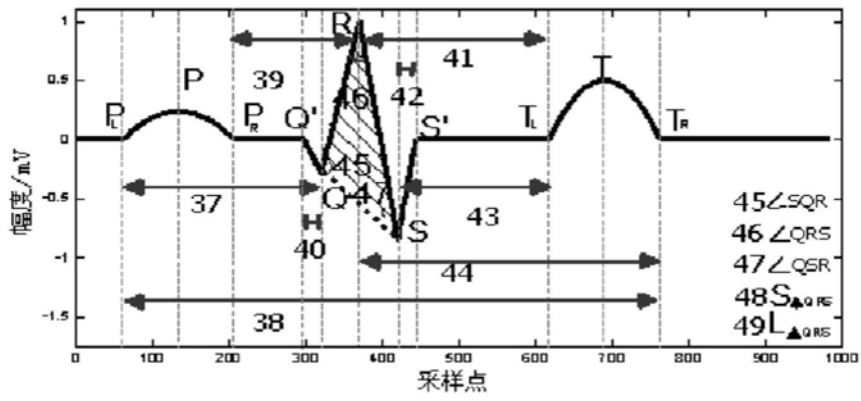


图29C

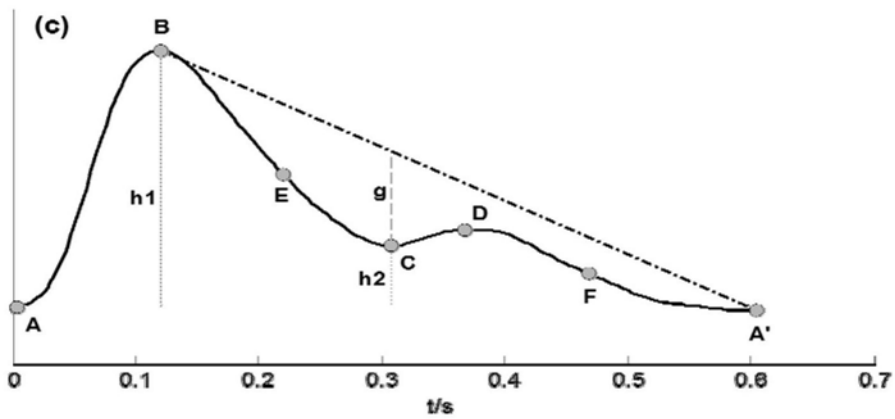


图30

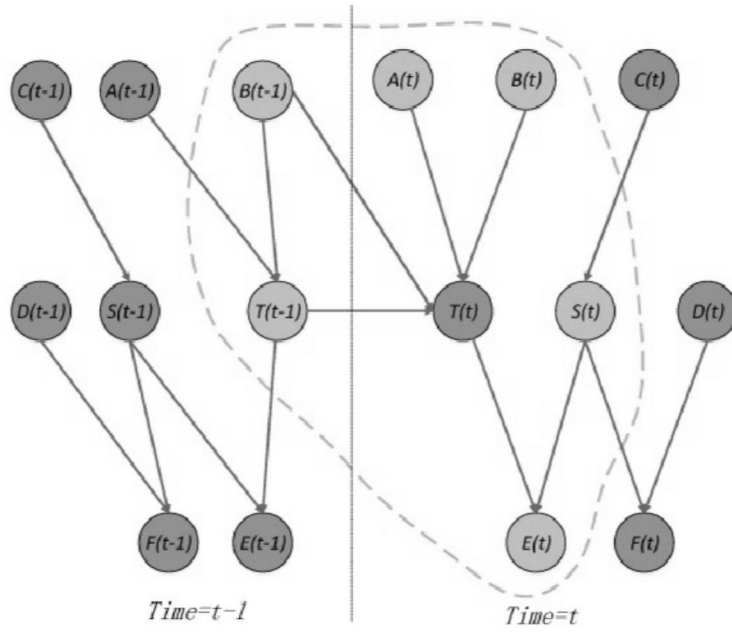


图31

专利名称(译)	一种实时生理参数的测量系统		
公开(公告)号	CN110974172A	公开(公告)日	2020-04-10
申请号	CN201911298712.5	申请日	2019-12-13
[标]申请(专利权)人(译)	北京理工大学 中国人民解放军63919部队 浙江大学苏州工业技术研究院		
申请(专利权)人(译)	北京理工大学 中国人民解放军63919部队 浙江大学苏州工业技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	北京理工大学 中国人民解放军63919部队 浙江大学苏州工业技术研究院		
[标]发明人	许志 杨向林 张煜 欧洋 李延军 宋晋忠 杨辉 叶树明		
发明人	许志 杨向林 张煜 欧洋 李延军 宋晋忠 杨辉 叶树明		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/029 A61B5/0402		
CPC分类号	A61B5/02 A61B5/0205 A61B5/02125 A61B5/02405 A61B5/029 A61B5/0402 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/7235 A61B5/725 A61B5/7253		
代理人(译)	吴黎		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明实施例提供了一种实时生理参数的测量系统，包括：通过测量系统的定时器划分表征执行时间的多个中断时间片；心电传感器根据多个中断时间片获取心电信号；脉搏波传感器根据多个中断时间片获取脉搏波信号；数据处理模块根据心电信号和脉搏波信号，得到每搏心拍生理参数；数据处理模块具体执行以下步骤：对多个历史受测者的心电信号和脉搏波信号进行特征提取，得到第一特征数据；根据第一特征数据和多个历史受测者的每搏心拍的多生理参数值建立多生理参数测量模型；对待测者的心电信号和脉搏波信号进行特征提取，得到第二特征数据，并将第二特征数据输入多生理参数测量模型中，得到待测者的每搏心拍的多生理参数值。

