



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105561431 A

(43) 申请公布日 2016. 05. 11

(21) 申请号 201510957481. X

(22) 申请日 2015. 12. 17

(71) 申请人 无锡桑尼安科技有限公司

地址 214000 江苏省无锡市锡山区东亭街道  
迎宾北路 1 号

(72) 发明人 不公告发明人

(51) Int. Cl.

A61M 5/142(2006. 01)

A61M 5/172(2006. 01)

A61B 5/0476(2006. 01)

A61B 5/145(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

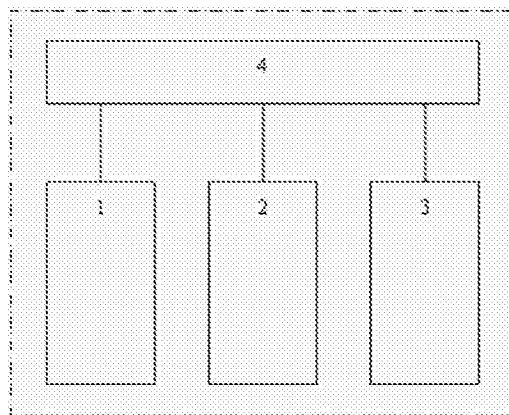
权利要求书3页 说明书6页 附图1页

(54) 发明名称

基于血糖检测的胰岛素注射控制系统

(57) 摘要

本发明涉及一种基于血糖检测的胰岛素注射控制系统,所述控制系统包括胰岛素自动注射子系统、脑电波检测子系统、血糖检测子系统和飞思卡尔 MC9S12 芯片,所述脑电波检测子系统和所述血糖检测子系统分别用于提取被测人员的脑电波数据和血糖数据,所述飞思卡尔 MC9S12 芯片与所述胰岛素自动注射子系统、所述脑电波检测子系统和所述血糖检测子系统分别连接,基于所述脑电波数据确定被测人员的睡眠状态,还基于所述血糖数据确定所述胰岛素自动注射子系统的开启。通过本发明,一方面,能够自动检测被测人员是否进入睡眠状态以及睡眠深度,另一方面,能够实现胰岛素的注射控制。



1. 一种基于血糖检测的胰岛素注射控制系统,所述控制系统包括胰岛素自动注射子系统、脑电波检测子系统、血糖检测子系统和飞思卡尔MC9S12芯片,所述脑电波检测子系统和所述血糖检测子系统分别用于提取被测人员的脑电波数据和血糖数据,所述飞思卡尔MC9S12芯片与所述胰岛素自动注射子系统、所述脑电波检测子系统和所述血糖检测子系统分别连接,基于所述脑电波数据确定被测人员的睡眠状态,还基于所述血糖数据确定所述胰岛素自动注射子系统的开启。

2. 如权利要求1所述的基于血糖检测的胰岛素注射控制系统,其特征在于,所述控制系统包括:

检测电极,设置在被测人员头部上,用于检测大脑的神经元活动通过离子传导到达大脑皮层而形成的电压变化量;

前置差分放大器,与所述检测电极连接,用于对所述电压变化量进行放大;

低通滤波器,与所述前置差分放大器连接,用于将放大后的电压变化量进行100Hz低通滤波,以输出第一滤波信号;

两级工频陷波器,与所述低通滤波器连接,用于对所述第一滤波信号进行两级工频陷波处理,以输出陷波信号;

高通滤波器,与所述两级工频陷波器连接,用于对所述陷波信号进行0.1Hz高通滤波,以输出第二滤波信号;

电平调节电路,与所述高通滤波器连接,对所述第二滤波信号进行电平调节处理,以为后续模数转换做准备;

模数转换电路,与所述电平调节电路连接,将经过电平调节处理后的第二滤波信号进行8位的模数转换,以获得被测人员的脑电波数字信号;

直接数字频率合成器,用于产生频率和相位能够调整的正弦波信号以作为射频频率源用作混频使用;

脉冲序列发生器,用于产生脉冲序列;

混频器,与所述直接数字频率合成器和所述脉冲序列发生器分别连接,采用脉冲序列对正弦波信号进行混频调制;

功率放大器,与所述混频器连接,用于将混频调制后的信号进行放大;

开关电源,用作探头与功率放大器之间的接口电路,将放大后的信号加载到探头的射频收发线圈中;

钕铁硼永磁型磁体结构,在容纳被测人员手指的空间内产生一个场强均匀的静态磁场;

探头,放置在被测人员手指位置,缠绕射频收发线圈以将加载的信号送入所述钕铁硼永磁型磁体结构内,产生核磁共振现象,还用于将经过被测人员手指内氢质子共振后获得的衰减信号送出;

飞思卡尔MC9S12芯片,采用并口与所述模数转换电路连接,用于接收脑电波数字信号,还与所述探头连接以接收所述衰减信号,分析所述衰减信号的谱线,并计算其中葡萄糖所占比例,从而获取被测人员的血糖浓度;所述飞思卡尔MC9S12芯片当所述脑电波数字信号中出现 $\alpha$ 波和 $\beta$ 波时,输出浅睡眠识别信号,当所述脑电波数字信号中出现 $\theta$ 波和 $\delta$ 波时,输出深睡眠识别信号,当所述血糖浓度在预设血糖上限浓度时,发出血糖浓度过高识别信号,当

所述血糖浓度在预设血糖下限浓度时,发出血糖浓度过低识别信号;

胰岛素存储设备,用于预先存储预设容量的胰岛素;

液位检测设备,位于所述胰岛素存储设备内,用于实时检测胰岛素存储设备内的胰岛素液位,并在胰岛素液位等于或低于预设基准液位时,发出胰岛素不足报警信号,所述液位检测设备还与所述飞思卡尔MC9S12芯片连接以将所述胰岛素不足报警信号发送给所述飞思卡尔MC9S12芯片;

胰岛素驱动设备,与所述飞思卡尔MC9S12芯片连接,当接收到所述血糖浓度过高识别信号时,根据所述飞思卡尔MC9S12芯片转发的血糖浓度和所述预设血糖上限浓度的差值确定胰岛素泵驱动信号,所述胰岛素泵驱动信号决定了胰岛素泵的供应胰岛素的量值和速度;

胰岛素泵,与所述胰岛素存储设备和胰岛素注射设备分别相接,与所述胰岛素驱动设备连接,用于在所述胰岛素驱动设备的控制下,将所述胰岛素存储设备内的胰岛素通过胰岛素注射设备注射到被测人员体内;

胰岛素注射设备,可拆卸式埋设在我测人员体内,用于向我测人员注射胰岛素;

串口通信电路,位于飞思卡尔MC9S12芯片与蓝牙匹配通信设备之间,用于将所述血糖浓度和所述胰岛素不足报警信号发送到蓝牙匹配通信设备;

蓝牙匹配通信设备,用于将所述血糖浓度和所述胰岛素不足报警信号无线发送到连接上的目标蓝牙设备;所述蓝牙匹配通信设备包括第一搜索子设备、第二搜索子设备和匹配连接子设备;其中,第一搜索子设备,根据蓝牙散射网中MAC地址浓度确定蓝牙MAC地址浓度最高的蓝牙微微网作为目标微微网,一个蓝牙散射网由多个蓝牙微微网组成;第二搜索子设备,与所述第一搜索子设备连接,在所述目标微微网中,寻找按信号强度排名在前的、数量不大于7的一个或多个蓝牙匹配通信设备作为一个或多个目标蓝牙设备;设备连接子设备,与所述第二搜索子设备连接,启动与所述一个或多个目标蓝牙设备的蓝牙通信连接;

其中,所述探头缠绕的射频收发线圈为鸟笼线圈、螺旋管线圈、鞍状线圈、相控阵列线圈和环状线圈中的一种;

其中,直接数字频率合成器所采用的频率合成选用直接数字合成、模拟锁相环和数字锁相环中的一种;

其中,所述两级工频陷波器采用带通滤波抵消方式设计,用于抵消所述第一滤波信号中的工频分量,所述工频分量为50Hz频率分量;

其中,当所述目标微微网中有信号的蓝牙匹配通信设备的数量为大于等于7时,所述一个或多个目标蓝牙设备的数量为7个,当所述目标微微网中有信号的蓝牙匹配通信设备的数量为小于7时,所述一个或多个目标蓝牙设备的数量为所述目标微微网中有信号的蓝牙匹配通信设备的数量。

3.如权利要求2所述的基于血糖检测的胰岛素注射控制系统,其特征在于,所述控制系统还包括:

存储设备,与所述飞思卡尔MC9S12芯片连接,用于预先存储所述预设基准液位、所述预设血糖上限浓度和所述预设血糖下限浓度。

4.如权利要求3所述的基于血糖检测的胰岛素注射控制系统,其特征在于:

所述存储设备为SD存储卡。

5. 如权利要求2所述的基于血糖检测的胰岛素注射控制系统,其特征在于:

所述飞思卡尔MC9S12芯片在发出浅睡眠识别信号、深睡眠识别信号、血糖过高识别信号或血糖过低识别信号时,同时发出异常状态信号,否则,所述飞思卡尔MC9S12芯片同时发出正常状态信号。

6. 如权利要求2所述的基于血糖检测的胰岛素注射控制系统,其特征在于:

所述低通滤波器、所述两级工频陷波器和所述高通滤波器被集成在一块集成电路板上。

## 基于血糖检测的胰岛素注射控制系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及血糖检测领域,尤其涉及一种基于血糖检测的胰岛素注射控制系统。

### 背景技术

[0002] 现有技术中存在一些检测血糖的医疗仪器,但这些血糖仪都存在以下缺陷:(1)检测模式单一,只能检测血糖浓度;(2)检测机制落后,结构冗余度过高,精度满足不了日趋增加的精度需求;(3)没有血糖检测和胰岛素供给的控制机制,无法根据被测人体的血糖含量自适应调整被测人员的胰岛素的供给参数,例如,供给速度、供给量等,还需要人工观察血糖含量、人工决策胰岛素供给参数,自动化水平落后;(4)无线通信接口匮乏,不能将与血糖相关的各个参数及时反馈到医疗服务器端,即使存在一些简单的无线通信接口,例如蓝牙通信接口,其匹配机制和连接机制效率低下,满足不了医疗器件的高速度传输数据的要求。

[0003] 为此,本发明提出了一种基于血糖检测的胰岛素注射控制系统,能够改善落后的血糖仪的结构,将脑电波检测融入到血糖仪中,拓宽检测的生理参数的范围,提高血糖检测的精度,能够建立血糖自动控制的胰岛素供给体系,减少人工参与,另外,还能够改善现有的蓝牙通信机制,提高无线数据传输的速度和效率,从而,从整体上提高血糖仪的自动化水准。

### 发明内容

[0004] 为了解决现有技术存在的技术问题,本发明提供了一种基于血糖检测的胰岛素注射控制系统,将脑电波检测设备和血糖检测设备集中在一个检测仪器内同时工作,优化现有的血糖检测设备的结构,提高血糖检测的精度,同时,加入胰岛素泵和胰岛素供给控制机制,实现血糖浓度的自动控制,尤为重要,通过改善现有蓝牙通信接口的匹配机制和连接机制,提高血糖仪器无线连接的通信效率。

[0005] 根据本发明的一方面,提供了一种基于血糖检测的胰岛素注射控制系统,所述控制系统包括胰岛素自动注射子系统、脑电波检测子系统、血糖检测子系统和飞思卡尔MC9S12芯片,所述脑电波检测子系统和所述血糖检测子系统分别用于提取被测人员的脑电波数据和血糖数据,所述飞思卡尔MC9S12芯片与所述胰岛素自动注射子系统、所述脑电波检测子系统和所述血糖检测子系统分别连接,基于所述脑电波数据确定被测人员的睡眠状态,还基于所述血糖数据确定所述胰岛素自动注射子系统的开启。

[0006] 更具体地,在所述基于血糖检测的胰岛素注射控制系统中,包括:检测电极,设置在被测人员头部上,用于检测大脑的神经元活动通过离子传导到达大脑皮层而形成的电压变化量;前置差分放大器,与所述检测电极连接,用于对所述电压变化量进行放大;低通滤波器,与所述前置差分放大器连接,用于将放大后的电压变化量进行100Hz低通滤波,以输出第一滤波信号;两级工频陷波器,与所述低通滤波器连接,用于对所述第一滤波信号进行两级工频陷波处理,以输出陷波信号;高通滤波器,与所述两级工频陷波器连接,用于对所述陷波信号进行0.1Hz高通滤波,以输出第二滤波信号;电平调节电路,与所述高通滤波器

连接,对所述第二滤波信号进行电平调节处理,以为后续模数转换做准备;模数转换电路,与所述电平调节电路连接,将经过电平调节处理后的第二滤波信号进行8位的模数转换,以获得被测人员的脑电波数字信号;直接数字频率合成器,用于产生频率和相位能够调整的正弦波信号以作为射频频率源用作混频使用;脉冲序列发生器,用于产生脉冲序列;混频器,与所述直接数字频率合成器和所述脉冲序列发生器分别连接,采用脉冲序列对正弦波信号进行混频调制;功率放大器,与所述混频器连接,用于将混频调制后的信号进行放大;开关电源,用作探头与功率放大器之间的接口电路,将放大后的信号加载到探头的射频收发线圈中;钕铁硼永磁型磁体结构,在容纳被测人员手指的空间内产生一个场强均匀的静态磁场;探头,放置在被测人员手指位置,缠绕射频收发线圈以将加载的信号送入所述钕铁硼永磁型磁体结构内,产生核磁共振现象,还用于将经过被测人员手指内氢质子共振后获得的衰减信号送出;飞思卡尔MC9S12芯片,采用并口与所述模数转换电路连接,用于接收脑电波数字信号,还与所述探头连接以接收所述衰减信号,分析所述衰减信号的谱线,并计算其中葡萄糖所占比例,从而获取被测人员的血糖浓度;所述飞思卡尔MC9S12芯片当所述脑电波数字信号中出现 $\alpha$ 波和 $\beta$ 波时,输出浅睡眠识别信号,当所述脑电波数字信号中出现 $\theta$ 波和 $\delta$ 波时,输出深睡眠识别信号,当所述血糖浓度在预设血糖上限浓度时,发出血糖浓度过高识别信号,当所述血糖浓度在预设血糖下限浓度时,发出血糖浓度过低识别信号;胰岛素存储设备,用于预先存储预设容量的胰岛素;液位检测设备,位于所述胰岛素存储设备内,用于实时检测胰岛素存储设备内的胰岛素液位,并在胰岛素液位等于或低于预设基准液位时,发出胰岛素不足报警信号,所述液位检测设备还与所述飞思卡尔MC9S12芯片连接以将所述胰岛素不足报警信号发送给所述飞思卡尔MC9S12芯片;胰岛素驱动设备,与所述飞思卡尔MC9S12芯片连接,当接收到所述血糖浓度过高识别信号时,根据所述飞思卡尔MC9S12芯片转发的血糖浓度和所述预设血糖上限浓度的差值确定胰岛素泵驱动信号,所述胰岛素泵驱动信号决定了胰岛素泵的供应胰岛素的量值和速度;胰岛素泵,与所述胰岛素存储设备和胰岛素注射设备分别相接,与所述胰岛素驱动设备连接,用于在所述胰岛素驱动设备的控制下,将所述胰岛素存储设备内的胰岛素通过胰岛素注射设备注射到被测人员体内;胰岛素注射设备,可拆卸式埋设或被测人员体内,用于向被测人员注射胰岛素;串口通信电路,位于飞思卡尔MC9S12芯片与蓝牙匹配通信设备之间,用于将所述血糖浓度和所述胰岛素不足报警信号发送到蓝牙匹配通信设备;蓝牙匹配通信设备,用于将所述血糖浓度和所述胰岛素不足报警信号无线发送到连接上的目标蓝牙设备;所述蓝牙匹配通信设备包括第一搜索子设备、第二搜索子设备和匹配连接子设备;其中,第一搜索子设备,根据蓝牙散射网中MAC地址浓度确定蓝牙MAC地址浓度最高的蓝牙微微网作为目标微微网,一个蓝牙散射网由多个蓝牙微微网组成;第二搜索子设备,与所述第一搜索子设备连接,在所述目标微微网中,寻找按信号强度排名在前的、数量不大于7的一个或多个蓝牙匹配通信设备作为一个或多个目标蓝牙设备;设备连接子设备,与所述第二搜索子设备连接,启动与所述一个或多个目标蓝牙设备的蓝牙通信连接;其中,所述探头缠绕的射频收发线圈为鸟笼线圈、螺旋管线圈、鞍状线圈、相控阵列线圈和环状线圈中的一种;其中,直接数字频率合成器所采用的频率合成选用直接数字合成、模拟锁相环和数字锁相环中的一种;其中,所述两级工频陷波器采用带通滤波抵消方式设计,用于抵消所述第一滤波信号中的工频分量,所述工频分量为50Hz频率分量;其中,当所述目标微微网中有信号的蓝牙匹配通信设备的数量为大于等

于7时,所述一个或多个目标蓝牙设备的数量为7个,当所述目标微微网中有信号的蓝牙匹配通信设备的数量为小于7时,所述一个或多个目标蓝牙设备的数量为所述目标微微网中有信号的蓝牙匹配通信设备的数量。更具体地,在所述基于血糖检测的胰岛素注射控制系统中,所述控制系统还包括:存储设备,与所述飞思卡尔MC9S12芯片连接,用于预先存储所述预设基准液位、所述预设血糖上限浓度和所述预设血糖下限浓度。更具体地,在所述基于血糖检测的胰岛素注射控制系统中:所述存储设备为SD存储卡。更具体地,在所述基于血糖检测的胰岛素注射控制系统中:所述飞思卡尔MC9S12芯片在发出浅睡眠识别信号、深睡眠识别信号、血糖过高识别信号或血糖过低识别信号时,同时发出异常状态信号,否则,所述飞思卡尔MC9S12芯片同时发出正常状态信号。更具体地,在所述基于血糖检测的胰岛素注射控制系统中:所述低通滤波器、所述两级工频陷波器和所述高通滤波器被集成在一块集成电路板上。

### 附图说明

[0007] 以下将结合附图对本发明的实施方案进行描述,其中:

[0008] 图1为本发明的基于血糖检测的胰岛素注射控制系统的第一实施例的结构方框图。

[0009] 附图标记:1胰岛素自动注射子系统;2脑电波检测子系统;3血糖检测子系统;4飞思卡尔MC9S12芯片

### 具体实施方式

[0010] 下面将参照附图对本发明的基于血糖检测的胰岛素注射控制系统的实施方案进行详细说明。

[0011] 目前,人们所使用的血糖仪检测参数单一、检测机制落后,缺乏血糖检测和胰岛素供给的自动控制机制,同时,配有的无线通信接口匹配和连接效率低下,已经满足不了医院和病人的现有要求。

[0012] 为此,本发明搭建了一种基于血糖检测的胰岛素注射控制系统,将经过结构优化的高精度的脑电波监控设备和血糖监控设备集成在一个检测仪器中,同时采用血糖检测和胰岛素供给的自动控制模式以及优化后的蓝牙通信接口,为病人和医院的使用提供更多的方便。

[0013] 图1为本发明的基于血糖检测的胰岛素注射控制系统的第一实施例的结构方框图,所述控制系统包括胰岛素自动注射子系统、脑电波检测子系统、血糖检测子系统和飞思卡尔MC9S12芯片,所述脑电波检测子系统和所述血糖检测子系统分别用于提取被测人员的脑电波数据和血糖数据,所述飞思卡尔MC9S12芯片与所述胰岛素自动注射子系统、所述脑电波检测子系统和所述血糖检测子系统分别连接,基于所述脑电波数据确定被测人员的睡眠状态,还基于所述血糖数据确定所述胰岛素自动注射子系统的开启。

[0014] 接着,继续对本发明的基于血糖检测的胰岛素注射控制系统的第二实施例的具体结构进行进一步的说明。

[0015] 所述控制系统包括:检测电极,设置在被测人员头部上,用于检测大脑的神经元活动通过离子传导到达大脑皮层而形成的电压变化量;前置差分放大器,与所述检测电极连

接,用于对所述电压变化量进行放大;低通滤波器,与所述前置差分放大器连接,用于将放大后的电压变化量进行100Hz低通滤波,以输出第一滤波信号。

[0016] 所述控制系统包括:两级工频陷波器,与所述低通滤波器连接,用于对所述第一滤波信号进行两级工频陷波处理,以输出陷波信号;高通滤波器,与所述两级工频陷波器连接,用于对所述陷波信号进行0.1Hz高通滤波,以输出第二滤波信号。

[0017] 所述控制系统包括:电平调节电路,与所述高通滤波器连接,对所述第二滤波信号进行电平调节处理,以为后续模数转换做准备;模数转换电路,与所述电平调节电路连接,将经过电平调节处理后的第二滤波信号进行8位的模数转换,以获得被测人员的脑电波数字信号;直接数字频率合成器,用于产生频率和相位能够调整的正弦波信号以作为射频频率源用作混频使用;脉冲序列发生器,用于产生脉冲序列。

[0018] 所述控制系统包括:混频器,与所述直接数字频率合成器和所述脉冲序列发生器分别连接,采用脉冲序列对正弦波信号进行混频调制;功率放大器,与所述混频器连接,用于将混频调制后的信号进行放大;开关电源,用作探头与功率放大器之间的接口电路,将放大后的信号加载到探头的射频收发线圈中;钕铁硼永磁型磁体结构,在容纳被测人员手指的空间内产生一个场强均匀的静态磁场。

[0019] 所述控制系统包括:探头,放置在被测人员手指位置,缠绕射频收发线圈以将加载的信号送入所述钕铁硼永磁型磁体结构内,产生核磁共振现象,还用于将经过被测人员手指内氢质子共振后获得的衰减信号送出。

[0020] 所述控制系统包括:飞思卡尔MC9S12芯片,采用并口与所述模数转换电路连接,用于接收脑电波数字信号,还与所述探头连接以接收所述衰减信号,分析所述衰减信号的谱线,并计算其中葡萄糖所占比例,从而获取被测人员的血糖浓度。

[0021] 其中,所述飞思卡尔MC9S12芯片当所述脑电波数字信号中出现 $\alpha$ 波和 $\beta$ 波时,输出浅睡眠识别信号,当所述脑电波数字信号中出现 $\theta$ 波和 $\delta$ 波时,输出深睡眠识别信号,当所述血糖浓度在预设血糖上限浓度时,发出血糖浓度过高识别信号,当所述血糖浓度在预设血糖下限浓度时,发出血糖浓度过低识别信号。

[0022] 所述控制系统包括:胰岛素存储设备,用于预先存储预设容量的胰岛素;液位检测设备,位于所述胰岛素存储设备内,用于实时检测胰岛素存储设备内的胰岛素液位,并在胰岛素液位等于或低于预设基准液位时,发出胰岛素不足报警信号,所述液位检测设备还与所述飞思卡尔MC9S12芯片连接以将所述胰岛素不足报警信号发送给所述飞思卡尔MC9S12芯片;胰岛素驱动设备,与所述飞思卡尔MC9S12芯片连接,当接收到所述血糖浓度过高识别信号时,根据所述飞思卡尔MC9S12芯片转发的血糖浓度和所述预设血糖上限浓度的差值确定胰岛素泵驱动信号,所述胰岛素泵驱动信号决定了胰岛素泵的供应胰岛素的量值和速度。

[0023] 所述控制系统包括:胰岛素泵,与所述胰岛素存储设备和胰岛素注射设备分别相接,与所述胰岛素驱动设备连接,用于在所述胰岛素驱动设备的控制下,将所述胰岛素存储设备内的胰岛素通过胰岛素注射设备注射到被测人员体内;胰岛素注射设备,可拆卸式埋设在被测人员体内,用于向被测人员注射胰岛素。

[0024] 所述控制系统包括:串口通信电路,位于飞思卡尔MC9S12芯片与蓝牙匹配通信设备之间,用于将所述血糖浓度和所述胰岛素不足报警信号发送到蓝牙匹配通信设备;蓝牙

匹配通信设备,用于将所述血糖浓度和所述胰岛素不足报警信号无线发送到连接上的目标蓝牙设备;所述蓝牙匹配通信设备包括第一搜索子设备、第二搜索子设备和匹配连接子设备。

[0025] 其中,第一搜索子设备,根据蓝牙散射网中MAC地址浓度确定蓝牙MAC地址浓度最高的蓝牙微微网作为目标微微网,一个蓝牙散射网由多个蓝牙微微网组成;第二搜索子设备,与所述第一搜索子设备连接,在所述目标微微网中,寻找按信号强度排名在前的、数量不大于7的一个或多个蓝牙匹配通信设备作为一个或多个目标蓝牙设备;设备连接子设备,与所述第二搜索子设备连接,启动与所述一个或多个目标蓝牙设备的蓝牙通信连接。

[0026] 其中,所述探头缠绕的射频收发线圈为鸟笼线圈、螺旋管线圈、鞍状线圈、相控阵列线圈和环状线圈中的一种;其中,直接数字频率合成器所采用的频率合成选用直接数字合成、模拟锁相环和数字锁相环中的一种;其中,所述两级工频陷波器采用带通滤波抵消方式设计,用于抵消所述第一滤波信号中的工频分量,所述工频分量为50Hz频率分量。

[0027] 其中,当所述目标微微网中有信号的蓝牙匹配通信设备的数量为大于等于7时,所述一个或多个目标蓝牙设备的数量为7个,当所述目标微微网中有信号的蓝牙匹配通信设备的数量为小于7时,所述一个或多个目标蓝牙设备的数量为所述目标微微网中有信号的蓝牙匹配通信设备的数量。

[0028] 可选地,在所述基于血糖检测的胰岛素注射控制系统中,所述控制系统还包括:存储设备,与所述飞思卡尔MC9S12芯片连接,用于预先存储所述预设基准液位、所述预设血糖上限浓度和所述预设血糖下限浓度;所述存储设备为SD存储卡;所述飞思卡尔MC9S12芯片在发出浅睡眠识别信号、深睡眠识别信号、血糖过高识别信号或血糖过低识别信号时,同时发出异常状态信号,否则,所述飞思卡尔MC9S12芯片同时发出正常状态信号;所述低通滤波器、所述两级工频陷波器和所述高通滤波器被集成在一块电路板上。

[0029] 另外,滤波器,顾名思义,是对波进行过滤的器件。“波”是一个非常广泛的物理概念,在电子技术领域,“波”被狭义地局限于特指描述各种物理量的取值随时间起伏变化的过程。该过程通过各类传感器的作用,被转换为电压或电流的时间函数,称之为各种物理量的时间波形,或者称之为信号。因为自变量时间是连续取值的,所以称之为连续时间信号,又习惯地称之为模拟信号。

[0030] 随着数字式电子计算机技术的产生和飞速发展,为了便于计算机对信号进行处理,产生了在抽样定理指导下将连续时间信号变换成离散时间信号的完整的理论和方法。也就是说,可以只用原模拟信号在一系列离散时间坐标点上的样本值表达原始信号而不丢失任何信息,波、波形、信号这些概念既然表达的是客观世界中各种物理量的变化,自然就是现代社会赖以生存的各种信息的载体。信息需要传播,靠的就是波形信号的传递。信号在它的产生、转换、传输的每一个环节都可能由于环境和干扰的存在而畸变,甚至是在相当多的情况下,这种畸变还很严重,导致信号及其所携带的信息被深深地埋在噪声当中了。为了滤除这些噪声,恢复原本的信号,需要使用各种滤波器进行滤波处理。

[0031] 采用本发明的基于血糖检测的胰岛素注射控制系统,针对现有技术中血糖仪器结构落后且无线通信功能差的技术问题,优化现有的血糖仪器的结构,加入脑电波检测设备和血糖浓度自动控制设备,同时还提高现有蓝牙通信接口的通信性能,从而提高其医疗检测的精度和可用性。

[0032] 可以理解的是,虽然本发明已以较佳实施例披露如上,然而上述实施例并非用以限定本发明。对于任何熟悉本领域的技术人员而言,在不脱离本发明技术方案范围情况下,都可利用上述揭示的技术内容对本发明技术方案做出许多可能的变动和修饰,或修改为等同变化的等效实施例。因此,凡是未脱离本发明技术方案的内容,依据本发明的技术实质对以上实施例所做的任何简单修改、等同变化及修饰,均仍属于本发明技术方案保护的范围内。

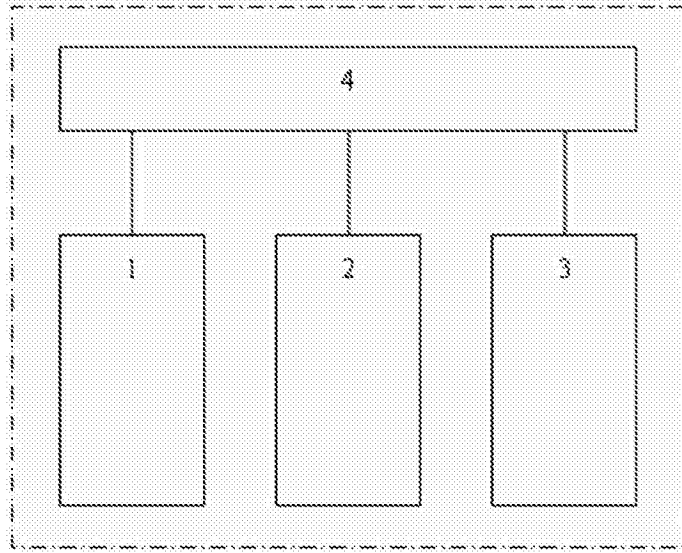


图1

专利名称(译)	基于血糖检测的胰岛素注射控制系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN105561431A</a>	公开(公告)日	2016-05-11
申请号	CN201510957481.X	申请日	2015-12-17
[标]申请(专利权)人(译)	无锡桑尼安科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	无锡桑尼安科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	无锡桑尼安科技有限公司		
[标]发明人	不公告发明人		
发明人	不公告发明人		
IPC分类号	A61M5/142 A61M5/172 A61B5/0476 A61B5/145 A61B5/00		
CPC分类号	A61M5/142 A61B5/0476 A61B5/14532 A61B5/4812 A61M5/1723 A61M2005/14208 A61M2205/3303		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及一种基于血糖检测的胰岛素注射控制系统，所述控制系统包括胰岛素自动注射子系统、脑电波检测子系统、血糖检测子系统和飞思卡尔MC9S12芯片，所述脑电波检测子系统和所述血糖检测子系统分别用于提取被测人员的脑电波数据和血糖数据，所述飞思卡尔MC9S12芯片与所述胰岛素自动注射子系统、所述脑电波检测子系统和所述血糖检测子系统分别连接，基于所述脑电波数据确定被测人员的睡眠状态，还基于所述血糖数据确定所述胰岛素自动注射子系统的开启。通过本发明，一方面，能够自动检测被测人员是否进入睡眠状态以及睡眠深度，另一方面，能够实现胰岛素的注射控制。

