



(12) 实用新型专利

(10) 授权公告号 CN 201500188 U

(45) 授权公告日 2010.06.09

(21) 申请号 200920197786.5

(22) 申请日 2009.09.30

(73) 专利权人 浙江大学

地址 310027 浙江省杭州市西湖区浙大路
38 号

(72) 发明人 徐晓忻 孙斌 仲立芳 李化东
张建渭 徐佳东 杨勇 吴明光

(74) 专利代理机构 杭州求是专利事务有限公
司 33200

代理人 张法高

(51) Int. Cl.

A61B 19/00 (2009.01)

H04W 84/18 (2009.01)

H04W 88/06 (2009.01)

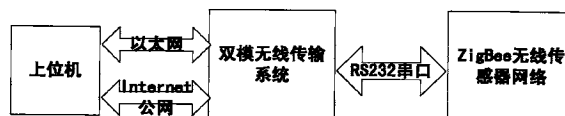
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 10 页

(54) 实用新型名称

一种医院患者户外无线监护系统

(57) 摘要

本实用新型公开了一种医院患者户外无线监护系统,系统由 ZigBee 无线传感器网络、双模无线传输系统、上位机三部分组成。ZigBee 无线传感器网络包括协调器节点、参考节点、患者定位和生理参数采集节点;双模无线传输系统能够进行以太网传输和 GPRS 网络传输;上位机软件分为护士长站、住院登记护士站、值班护士站。系统实时采集患者的心电、血氧、血压、脉率、体温等生理参数,以及患者的户外位置数据,无线传输时采用原码反码校验方法;定位时采用了 Manhattan 差异值定位和 Location Engine 定位的融合方法;系统具有患者紧急报警、电池欠电报警、生理参数阈值报警等功能,确保户外活动的患者得到实时有效的监护。



1. 一种医院患者户外无线监护系统,其特征在于上位机通过以太网和 GPRS 网络与双模无线传输系统相连;双模无线传输系统通过 RS232 串口与 ZigBee 无线传感器网络相连接;双模无线传输系统的内部连接关系为:电源电压转换模块与 WLAN 模块和 GPRS DTU 模块相连;ZigBee 无线传感器网络由协调器节点、参考节点、患者定位和生理参数采集节点三部分组成;协调器节点、参考节点、患者定位和生理参数采集节点通过 2.4GHz 无线网络相互连接;协调器节点作负责 ZigBee 无线传感器网络的建立以及在 ZigBee 无线传感器网络和双模无线传输系统之间的数据转发;协调器节点的内部连接关系为:CC2430 集成芯片分别与串口电平转换模块、电源电压转换模块、最小系统外围电路相连;参考节点的内部连接关系为:CC2430 集成芯片分别与最小系统外围电路单元、键盘输入模块、电源电压转换模块、OLED 显示模块相连患者定位和生理参数采集节点的内部连接关系为:CC2431 集成芯片分别与最小系统外围电路单元、电源电压转换及检测模块、OLED 显示模块、紧急报警按键模块、串口电平转换模块相连;患者生理参数采集模块分别与串口电平转换模块、电源电压转换及检测模块连接;患者定位和生理参数采集节点采用锂电池和备用纽扣电池供电。

2. 根据权利要求 1 所述的一种医院患者户外无线监护系统,其特征在于所述的 CC2430 集成芯片与最小系统外围电路单元的电路为:CC2430 集成芯片的引脚 20、7、47、41 相连后与数字电路电源 DVDD_3.3V、电容 C411、电容 C71 的一端相连,电容 C411 及电容 C71 的另一端接地;引脚 42 与电容 C421 的一端相连,电容 C421 的另一端接地;引脚 10 与电容 C678 的一端、电阻 R406、按键 S1 的一端相连,电容 C678 及按键 S1 的另一端接地,电阻 R406 的另一端与数字电路电源 DVDD_3.3V 相连;引脚 23 与数字电路电源 DVDD_3.3V 及电容 C231 的一端相连,电容 C231 的另一端接地;引脚 24 与模拟电路电源 VCC1.8 及电容 C241 的一端相连,电容 C241 的另一端接地;引脚 26 与电阻 R261 的一端相连,电阻 R261 的另一端接地;引脚 22 与电阻 R221 的一端相连,电阻 R221 的另一端接地;引脚 19 与晶振 X1 及电容 C191 的一端相连,晶振 X1 的另一端与引脚 21 及电容 C121 的一端相连,电容 C191 及电容 C121 的另一端均接地;引脚 44 与晶振 X2 及电容 C441 的一端相连,晶振 X2 的另一端与引脚 43 及电容 C431 的一端相连,电容 C441 及电容 C431 的另一端均接地;引脚 34 与电感 L2 及电感 L5 的一端相连,电感 L4 及电感 L1 的一端和电感 L5 的另一端相连,引脚 33 与电感 L1 的另一端相连,引脚 32 与电感 L2 及电感 L4 的另一端相连,电感 L3 的一端与电容 C63 的一端相连,电容 C63 的另一端与天线 ANT1 相连;引脚 25、27、28、29、30、31、35、36、37、38、39、40 与模拟电路电源 VCC1.8、电容 C11、电容 C101、电容 C371 的一端相连,电容 C11、电容 C101、电容 C371 的另一端接地。

3. 根据权利要求 1 所述的一种医院患者户外无线监护系统,其特征在于所述的 CC2431 集成芯片与最小系统外围电路单元的电路为:CC2430 集成芯片的引脚 20、7、47、41 相连后与数字电路电源 DVDD_3.3V、电容 C411、电容 C71 的一端相连,电容 C411 及电容 C71 的另一端接地;引脚 42 与电容 C421 的一端相连,电容 C421 的另一端接地;引脚 10 与电容 C678 的一端、电阻 R406、按键 S1 的一端相连,电容 C678 及按键 S1 的另一端接地,电阻 R406 的另一端与数字电路电源 DVDD_3.3V 相连;引脚 23 与数字电路电源 DVDD_3.3V 及电容 C231 的一端相连,电容 C231 的另一端接地;引脚 24 与模拟电路电源 VCC1.8 及电容 C241 的一端相连,电容 C241 的另一端接地;引脚 26 与电阻 R261 的一端相连,电阻 R261 的另一端接地;引脚 22 与电阻 R221 的一端相连,电阻 R221 的另一端接地;引脚 19 与晶振 X1 及电容 C191 的

一端相连,晶振 X1 的另一端与引脚 21 及电容 C121 的一端相连,电容 C191 及电容 C121 的另一端均接地;引脚 44 与晶振 X2 及电容 C441 的一端相连,晶振 X2 的另一端与引脚 43 及电容 C431 的一端相连,电容 C441 及电容 C431 的另一端均接地;引脚 34 与电感 L2 及电感 L5 的一端相连,电感 L4 及电感 L1 的一端和电感 L5 的另一端相连,引脚 33 与电感 L1 的另一端相连,引脚 32 与电感 L2 及电感 L4 的另一端相连,电感 L3 的一端与电容 C63 的一端相连,电容 C63 的另一端与天线 ANT1 相连;引脚 25、27、28、29、30、31、35、36、37、38、39、40 与模拟电路电源 VCC1.8、电容 C11、电容 C101、电容 C371 的一端相连,电容 C11、电容 C101、电容 C371 的另一端接地。

4. 根据权利要求 1 所述的一种医院患者户外无线监护系统,其特征在于所述的患者定位和生理参数采集节点的电源电压转换及检测模块的电路为:锂电池和纽扣电池的负端接地;锂电池的正极与继电器的引脚 5 常开触点以及引脚 1COM 端相连;纽扣电池的正极与继电器的引脚 4 常闭触点相连;继电器引脚 3、引脚 8 接地;继电器引脚 7 常闭触点接 VCC;继电器引脚 10COM 端接电阻 R20 的一端,电阻 R20 的另一端与电容 C16、电容 C9、电容 C17 的一端、引脚 3 相连后接地;引脚 6 常开触点接患者生理参数采集模块的引脚 4、电源电压转换芯片 TPS79533 的引脚 1、引脚 2,电阻 R21 的一端,电容 C16、电容 C9 的另一端相连;电阻 R21 的另一端接 CC2431 的引脚 1 及电阻 R22 的一端,电阻 R22 的另一端接地;TPS79533 的引脚 5 接电容 C17 的另一端;TPS79533 的引脚 4 接 VCC 以及发光二极管 LED1 的正极,发光二极管 LED1 的负极接电阻 R19 的一端,电阻 R19 的另一端接地。

一种医院患者户外无线监护系统

技术领域

[0001] 本实用新型涉及医疗监护技术领域,尤其涉及一种医院患者户外无线监护系统。

背景技术

[0002] 对于危重病人和具有猝发性危险的病人实行个体跟踪护理监测,在国外开始于三、四十年代。当时完全依赖于护理人员的直接看护,并无任何仪器。五十年代,由于晶体管的诞生,医疗仪器体积缩小、成本降低,开始出现血压、呼吸、体温等生命体征参数的现场监测仪器。在这一领域,长期处于技术领先地位的是德国西门子(SIEMENS)公司。六十年代,西门子公司率先推出第一代有线遥控医护监测仪,可监测心电图、血压、呼吸、体温等生理参数,但仪器的体积较大,且测量精度及可靠性不高。

[0003] 进入九十年代后,随着超大规模集成电路的广泛使用以及计算机技术、计算机网络通信技术的发展,使得医疗监护仪的性能上了一个新的台阶,医疗监护设备不仅从模拟设备变成了数字设备,而且在测量的精确度和准确度上都有了显著的提高。此外,从各个设备的独立工作变成了各个设备共同组成一套分布式的系统,医生从办公室的计算机屏幕上即可了解患者相关生理参数。

[0004] 进入二十一世纪后,随着人们对优质医疗服务需求的日益增长,人们已经不满足于仅仅局限于室内的有线医疗监护系统。无线通信技术的蓬勃发展,特别是无线传感器网络技术的发展,为满足人们的这一需求提供了有力的技术支持。

[0005] 广大工程技术人员对这一新兴领域进行了很多有益的探索,也产生了很多科研成果,其中最具代表性的成果如下:

[0006] 1、发明专利“基于无线传感器网络的医疗监护系统、装置及方法”(CN200410009853.8)提出采用无线传感器网络构成微微网对患者的生理数据进行传输。

[0007] 2、发明专利“一种数字医疗监护系统”(CN 200610122088.X)提出将监护数据通过无线传输,并通过GPS对患者进行定位。

[0008] 3、发明专利“基于ZigBee的病房无线监护系”(CN200810199072.8)提出一种采用ZigBee无线技术的可穿戴的室内监护系统。

[0009] 上述有益探索的技术路线是正确的,但存在诸多局限,需作进一步的改进。成果1虽然采用了无线传感器网络作为传输手段,但是由于缺乏国际标准的支持,使得系统缺乏兼容性,同时也在无形中提高了系统的维护成本。其次,在医院、家庭、社区建立起多个基于无线传感器网络的微微网对患者进行监护,但缺乏有效地定位机制,一旦发现患者出现生理异常却无法得知医院外的患者身居何处,医疗监护也就失去了它的意义。成果2虽采用GPS定位,但相对医疗监护设备有限的供电能力来说GPS芯片的功耗过大,而且GPS费用亦较高。成果3基于ZigBee技术的可穿戴监护系统虽然极大地提高了对患者的医疗服务质量,但是其监护范围过小仅仅局限于室内,这极大的限制了患者的活动范围,降低了患者的医疗体验。

[0010] 综观现有患者户外无线监护系统,在无线传输和仪表供电方面的高可靠性和高可用性方面均存在缺陷,缺乏有效的解决方案。由此可见,一种更合理的患者监护方案需具备如下特点:1、无线通信采用国际标准,同时考虑到中国国情应采用 2.4GHz 频段为宜。2、户外患者的监护设备的功耗较小。3、对户外活动患者的监护应具备定位功能。4、设备在无线传输和仪表供电方面应具备高可靠性和高可用性。

发明内容

[0011] 本实用新型的目的是针对现有医院患者户外监护系统的不足,提供一种医院患者户外无线监护系统。

[0012] 医院患者户外无线监护系统是上位机通过以太网和 GPRS 网络与双模无线传输系统相连;双模无线传输系统通过 RS232 串口与 ZigBee 无线传感器网络相连接。双模无线传输系统的内部连接关系为:电源电压转换模块与 WLAN 模块和 GPRS DTU 模块相连。ZigBee 无线传感器网络由协调器节点、参考节点、患者定位和生理参数采集节点三部分组成;协调器节点、参考节点、患者定位和生理参数采集节点通过 2.4GHz 无线网络相互连接;协调器节点作负责 ZigBee 无线传感器网络的建立以及在 ZigBee 无线传感器网络和双模无线传输系统之间的数据转发。协调器节点的内部连接关系为:CC2430 集成芯片分别与串口电平转换模块、电源电压转换模块、最小系统外围电路相连。参考节点的内部连接关系为:CC2430 集成芯片分别与最小系统外围电路单元、键盘输入模块、电源电压转换模块、OLED 显示模块相连患者定位和生理参数采集节点的内部连接关系为:CC2431 集成芯片分别与最小系统外围电路单元、电源电压转换及检测模块、OLED 显示模块、紧急报警按键模块、串口电平转换模块相连;患者生理参数采集模块分别与串口电平转换模块、电源电压转换及检测模块连接;患者定位和生理参数采集节点采用锂电池和备用纽扣电池供电。

[0013] 所述的 CC2430 集成芯片与最小系统外围电路单元的电路为:CC2430 集成芯片的引脚 20、7、47、41 相连后与数字电路电源 DVDD_3.3V、电容 C411、电容 C71 的一端相连,电容 C411 及电容 C71 的另一端接地;引脚 42 与电容 C421 的一端相连,电容 C421 的另一端接地;引脚 10 与电容 C678 的一端、电阻 R406、按键 S1 的一端相连,电容 C678 及按键 S1 的另一端接地,电阻 R406 的另一端与数字电路电源 DVDD_3.3V 相连;引脚 23 与数字电路电源 DVDD 3.3V 及电容 C231 的一端相连,电容 C231 的另一端接地;引脚 24 与模拟电路电源 VCC1.8 及电容 C241 的一端相连,电容 C241 的另一端接地;引脚 26 与电阻 R261 的一端相连,电阻 R261 的另一端接地;引脚 22 与电阻 R221 的一端相连,电阻 R221 的另一端接地;引脚 19 与晶振 X1 及电容 C191 的一端相连,晶振 X1 的另一端与引脚 21 及电容 C121 的一端相连,电容 C191 及电容 C121 的另一端均接地;引脚 44 与晶振 X2 及电容 C441 的一端相连,晶振 X2 的另一端与引脚 43 及电容 C431 的一端相连,电容 C441 及电容 C431 的另一端均接地;引脚 34 与电感 L2 及电感 L5 的一端相连,电感 L4 及电感 L1 的一端和电感 L5 的另一端相连,引脚 33 与电感 L1 的另一端相连,引脚 32 与电感 L2 及电感 L4 的另一端相连,电感 L3 的一端与电容 C63 的一端相连,电容 C63 的另一端与天线 ANT1 相连;引脚 25、27、28、29、30、31、35、36、37、38、39、40 与模拟电路电源 VCC1.8、电容 C11、电容 C101、电容 C371 的一端相连,电容 C11、电容 C101、电容 C371 的另一端接地。

[0014] 所述的 CC2431 集成芯片与最小系统外围电路单元的电路为:CC2431 集成芯片的

引脚 20、7、47、41 相连后与数字电路电源 DVDD_3.3V、电容 C411、电容 C71 的一端相连,电容 C411 及电容 C71 的另一端接地;引脚 42 与电容 C421 的一端相连,电容 C421 的另一端接地;引脚 10 与电容 C678 的一端、电阻 R406、按键 S1 的一端相连,电容 C678 及按键 S1 的另一端接地,电阻 R406 的另一端与数字电路电源 DVDD_3.3V 相连;引脚 23 与数字电路电源 DVDD_3.3V 及电容 C231 的一端相连,电容 C231 的另一端接地;引脚 24 与模拟电路电源 VCC1.8 及电容 C241 的一端相连,电容 C241 的另一端接地;引脚 26 与电阻 R261 的一端相连,电阻 R261 的另一端接地;引脚 22 与电阻 R221 的一端相连,电阻 R221 的另一端接地;引脚 19 与晶振 X1 及电容 C191 的一端相连,晶振 X1 的另一端与引脚 21 及电容 C121 的一端相连,电容 C191 及电容 C121 的另一端均接地;引脚 44 与晶振 X2 及电容 C441 的一端相连,晶振 X2 的另一端与引脚 43 及电容 C431 的一端相连,电容 C441 及电容 C431 的另一端均接地;引脚 34 与电感 L2 及电感 L5 的一端相连,电感 L4 及电感 L1 的一端和电感 L5 的另一端相连,引脚 33 与电感 L1 的另一端相连,引脚 32 与电感 L2 及电感 L4 的另一端相连,电感 L3 的一端与电容 C63 的一端相连,电容 C63 的另一端与天线 ANT1 相连;引脚 25、27、28、29、30、31、35、36、37、38、39、40 与模拟电路电源 VCC1.8、电容 C11、电容 C101、电容 C371 的一端相连,电容 C11、电容 C101、电容 C371 的另一端接地。

[0015] 所述的电源电压转换及检测模块的电路为:锂电池和纽扣电池的负端接地;锂电池的正极与继电器的引脚 5 常开触点以及引脚 1COM 端相连;纽扣电池的正极与继电器的引脚 4 常闭触点相连;继电器引脚 3、引脚 8 接地;继电器引脚 7 常闭触点接 VCC;继电器引脚 10COM 端接电阻 R20 的一端,电阻 R20 的另一端与电容 C16、电容 C9、电容 C17 的一端、引脚 3 相连后接地;引脚 6 常开触点接患者生理参数采集模块的引脚 4、电源电压转换芯片 TPS79533 的引脚 1、引脚 2,电阻 R21 的一端,电容 C16、电容 C9 的另一端相连;电阻 R21 的另一端接 CC2431 的引脚 1 及电阻 R22 的一端,电阻 R22 的另一端接地;TPS79533 的引脚 5 接电容 C17 的另一端;TPS79533 的引脚 4 接 VCC 以及发光二极管 LED1 的正极,发光二极管 LED1 的负极接电阻 R19 的一端,电阻 R19 的另一端接地。

[0016] 本实用新型在无线传输和设备供电方面具备高可靠性和高可用性。定位采用 Manhattan 差异值定位和 Location Engine 定位的融合方法,通过平均值滤波提高了 Manhattan 差异值定位的可靠性,通过限幅滤波提高了 Location Engine 定位的准确度。此外,通过数据融合能够有效地减少无效数据,融合采用加权算法,提高了定位的精度和准确性。双模无线传输系统,能够大大提高传输的安全性,降低系统运行的费用。在正常情况下采用 WLAN 模块进行传输,当 WLAN 模块出现故障时则采用 GPRS 模块传输,在解除 WLAN 故障之后,则重新使用 WLAN 模块进行传输。

附图说明

- [0017] 图 1 是一种医院患者户外监护系统结构框图;
- [0018] 图 2 是双模无线传输系统结构框图;
- [0019] 图 3 是无线传感器网络结构框图;
- [0020] 图 4 是协调器节点结构框图;
- [0021] 图 5 是参考节点结构框图;
- [0022] 图 6 是患者定位和生理参数采集节点结构框图;

- [0023] 图 7 是 CC2430 集成芯片与最小系统外围电路单元的电路图；
- [0024] 图 8 是 CC2431 集成芯片与最小系统外围电路单元的电路图；
- [0025] 图 9 是电源电压转换及检测模块的电路图；
- [0026] 图 10 是协调器节点的流程图；
- [0027] 图 11 是参考节点的流程图；
- [0028] 图 12 是患者定位和生理参数采集节点的流程图；
- [0029] 图 13(a) 是上位机护士长站软件流程图；
- [0030] 图 13(b) 是上位机住院登记护士站软件流程图；
- [0031] 图 13(c) 是上位机值班护士站软件流程图。

具体实施方式

[0032] 如图 1～6 所示,医院患者户外无线监护系统是上位机通过以太网和 GPRS 网络与双模无线传输系统相连;双模无线传输系统通过 RS232 串口与 ZigBee 无线传感器网络相连接。双模无线传输系统的内部连接关系为:电源电压转换模块与 WLAN 模块和 GPRS DTU 模块相连。ZigBee 无线传感器网络由协调器节点、参考节点、患者定位和生理参数采集节点三部分组成;协调器节点、参考节点、患者定位和生理参数采集节点通过 2.4GHz 无线网络相互连接;协调器节点作负责 ZigBee 无线传感器网络的建立以及在 ZigBee 无线传感器网络和双模无线传输系统之间的数据转发。协调器节点的内部连接关系为:CC2430 集成芯片分别与串口电平转换模块、电源电压转换模块、最小系统外围电路相连。参考节点的内部连接关系为:CC2430 集成芯片分别与最小系统外围电路单元、键盘输入模块、电源电压转换模块、OLED 显示模块相连患者定位和生理参数采集节点的内部连接关系为:CC2431 集成芯片分别与最小系统外围电路单元、电源电压转换及检测模块、OLED 显示模块、紧急报警按键模块、串口电平转换模块相连;患者生理参数采集模块分别与串口电平转换模块、电源电压转换及检测模块连接;患者定位和生理参数采集节点采用锂电池和备用纽扣电池供电。

[0033] 如图 7 所示 CC2430 集成芯片与最小系统外围电路单元的电路为:CC2430 集成芯片的引脚 20、7、47、41 相连后与数字电路电源 DVDD_3.3V、电容 C411、电容 C71 的一端相连,电容 C411 及电容 C71 的另一端接地;引脚 42 与电容 C421 的一端相连,电容 C421 的另一端接地;引脚 10 与电容 C678 的一端、电阻 R406、按键 S1 的一端相连,电容 C678 及按键 S1 的另一端接地,电阻 R406 的另一端与数字电路电源 DVDD_3.3V 相连;引脚 23 与数字电路电源 DVDD_3.3V 及电容 C231 的一端相连,电容 C231 的另一端接地;引脚 24 与模拟电路电源 VCC1.8 及电容 C241 的一端相连,电容 C241 的另一端接地;引脚 26 与电阻 R261 的一端相连,电阻 R261 的另一端接地;引脚 22 与电阻 R221 的一端相连,电阻 R221 的另一端接地;引脚 19 与晶振 X1 及电容 C191 的一端相连,晶振 X1 的另一端与引脚 21 及电容 C121 的一端相连,电容 C191 及电容 C121 的另一端均接地;引脚 44 与晶振 X2 及电容 C441 的一端相连,晶振 X2 的另一端与引脚 43 及电容 C431 的一端相连,电容 C441 及电容 C431 的另一端均接地;引脚 34 与电感 L2 及电感 L5 的一端相连,电感 L4 及电感 L1 的一端和电感 L5 的另一端相连,引脚 33 与电感 L1 的另一端相连,引脚 32 与电感 L2 及电感 L4 的另一端相连,电感 L3 的一端与电容 C63 的一端相连,电容 C63 的另一端与天线 ANT1 相连;引脚 25、27、28、29、30、31、35、36、37、38、39、40 与模拟电路电源 VCC1.8、电容 C11、电容 C101、电容 C371 的

一端相连,电容 C11、电容 C101、电容 C371 的另一端接地。

[0034] 如图 8 所示 CC2431 集成芯片与最小系统外围电路单元的电路为:CC2431 集成芯片的引脚 20、7、47、41 相连后与数字电路电源 DVDD_3.3V、电容 C411、电容 C71 的一端相连,电容 C411 及电容 C71 的另一端接地;引脚 42 与电容 C421 的一端相连,电容 C421 的另一端接地;引脚 10 与电容 C678 的一端、电阻 R406、按键 S1 的一端相连,电容 C678 及按键 S1 的另一端接地,电阻 R406 的另一端与数字电路电源 DVDD_3.3V 相连;引脚 23 与数字电路电源 DVDD_3.3V 及电容 C231 的一端相连,电容 C231 的另一端接地;引脚 24 与模拟电路电源 VCC1.8 及电容 C241 的一端相连,电容 C241 的另一端接地;引脚 26 与电阻 R261 的一端相连,电阻 R261 的另一端接地;引脚 22 与电阻 R221 的一端相连,电阻 R221 的另一端接地;引脚 19 与晶振 X1 及电容 C191 的一端相连,晶振 X1 的另一端与引脚 21 及电容 C121 的一端相连,电容 C191 及电容 C121 的另一端均接地;引脚 44 与晶振 X2 及电容 C441 的一端相连,晶振 X2 的另一端与引脚 43 及电容 C431 的一端相连,电容 C441 及电容 C431 的另一端均接地;引脚 34 与电感 L2 及电感 L5 的一端相连,电感 L4 及电感 L1 的一端和电感 L5 的另一端相连,引脚 33 与电感 L1 的另一端相连,引脚 32 与电感 L2 及电感 L4 的另一端相连,电感 L3 的一端与电容 C63 的一端相连,电容 C63 的另一端与天线 ANT1 相连;引脚 25、27、28、29、30、31、35、36、37、38、39、40 与模拟电路电源 VCC1.8、电容 C11、电容 C101、电容 C371 的一端相连,电容 C11、电容 C101、电容 C371 的另一端接地。

[0035] 如图 9 所示电源电压转换及检测模块的电路为:锂电池和纽扣电池的负端接地;锂电池的正极与继电器的引脚 5 常开触点以及引脚 1COM 端相连;纽扣电池的正极与继电器的引脚 4 常闭触点相连;继电器引脚 3、引脚 8 接地;继电器引脚 7 常闭触点接 VCC;继电器引脚 10COM 端接电阻 R20 的一端,电阻 R20 的另一端与电容 C16、电容 C9、电容 C17 的一端、引脚 3 相连后接地;引脚 6 常开触点接患者生理参数采集模块的引脚 4、电源电压转换芯片 TPS79533 的引脚 1、引脚 2,电阻 R21 的一端,电容 C16、电容 C9 的另一端相连;电阻 R21 的另一端接 CC2431 的引脚 1 及电阻 R22 的一端,电阻 R22 的另一端接地;TPS79533 的引脚 5 接电容 C17 的另一端;TPS79533 的引脚 4 接 VCC 以及发光二极管 LED1 的正极,发光二极管 LED1 的负极接电阻 R19 的一端,电阻 R19 的另一端接地。其工作原理是:当锂电池电力充足时,继电器得电,常闭端吸合,锂电池直接向患者生理参数采集模块及 ZigBee 患者定位和生理参数采集节点模块供电。当锂电池电力不足时,继电器由于电流及电压不足而失电,继电器常开端吸合。锂电池停止供电,转由备用纽扣电池直接向 ZigBee 患者定位和生理参数采集节点的 CC2431 集成芯片和最小系统外围电路单元供电。在电源转换过程中,ZigBee 患者定位和生理参数采集节点模块芯片 CC2431 的引脚 1 上的电平在由 3.3V 变为 0V 的过程中产生一个下降沿引起 CC2431 芯片内部中断,中断产生后将触发报警事件。

[0036] 如图 10 所示,协调器节点工作流程为:在系统完成初始化后,协调器节点作为协调器开始创建 ZigBee 网络。完成创建 ZigBee 网络后系统 OS 对各个线程进行循环扫描。在协调器节点线程中,如果串口有数据输入,则读取数据内容并对其进行校验,如果通过校验则在 ZigBee 网络中发送该命令,如果没有通过校验则系统向上位机发出重新发送请求。在协调器节点线程中,如果接收到 ZigBee 网络信息,对接收到的信息进行原码反码校验,其原理是将发送的数据长度扩大一倍,前半部分为原码,后半部分为反码,校验时将原码和反码进行异或,如果结果为 0,则说明数据发送正确,如果不为 0,则说明数据发送时出错。在

进行原码反码校验后,如果校验结果不为 0,则向上一跳发出重发请求。如果校验结果为 0,则系统根据簇标示符对信息进行分类处理。在完成这些处理后把这些数据进行打包。如果 WLAN 模块可以运行,则通过太网将数据传至上位机,如果 WLAN 模块不可以运行,则利用 GPRS DTU 模块通过 GPRS 网络将数据传输至上位机。

[0037] 如图 11 所示,参考节点工作流程如为:在系统完成初始化后,系统开始查找 ZigBee 协调器,如果没有找到延时 5 秒后继续查找,直到找到 ZigBee 协调器为止。查找到 ZigBee 协调器后,系统 OS 对各个线程进行循环扫描,如果在参考节点线程中发现有键盘按下在 OLED 中显示按键内容,如果按下确定键后,系统会对按键内容的正确性进行判断,如果不符合要求系统提示按键错误并要求重新输入,如果输入内容正确系统将读取按键的坐标值并存入 flash 中。如果在参考节点线程接收到 ZigBee 网络信息,则根据簇标识符进行分类处理。如果是坐标查询信息,则系统向请求节点返回存在 flash 中的坐标值,如果坐标值不存在则返回默认值 $(X, Y) = (16383.75, 16383.75)$ 。如果是坐标配置信息则将新的坐标值写入 flash。如果是定位信息,参考节点获取信号的 RSSI 值(记为 $RSSI_{blind_i}$,其中 i 为患者定位和生理参数采集节点的 ZigBee 短地址),参考节点更新 RSSI 库, RSSI 库中若不存在 $RSSI_{blind_i}$ 条目,则创建 $RSSI_{blind_i}$ 条目,建立长度 10-20 的队列,将 $RSSI_{blind_i}$ 值写入队首,将 $RSSI_{blind_i}$ 值作为 $RSSI_{blind_i}$ 队列的平均值记为 $RSSI_{blind_ave_i}$,若 $RSSI_{blind_i}$ 在队列的个数小于队列长度,则直接在队尾写入 $RSSI_{blind_i}$ 值,并求其平均值作为 $RSSI_{blind_ave_i}$ 的值。若 $RSSI_{blind_i}$ 的个数达到队列长度,则剔除队首 $RSSI_{blind_i}$ 值,将队首的后一项作为新的队首,将最新的 $RSSI_{blind_i}$ 值写入队尾,并求该队列的平均值作为 $RSSI_{blind_ave_i}$ 的值,完成 $RSSI_{blind_ave_i}$ 计算后,系统查询是否启动 10s 定时,若有则重置定期器,重新进行 10s 定时,若没有则启动定时器。如果定时则在数据库中删除 $RSSI_{blind_i}$ 条目;参考节点根据 RSSI 库中的周围其他节点参考节点的 RSSI 平均值,记为 $RSSI_{ref_ave_j}$,其中 j 为相应的参考节点的 ZigBee 短地址,根据公式 $M_i = \sum_{ref_ave_j} |RSSI_{blind_ave_i} - RSSI_{ref_ave_j}|$ 计算出 Manhattan 差异

值,其中 i 为参考节点的 ZigBee 短地址,如果 RSSI 库还不存在 $RSSI_{ref_ave_j}$ 值则 $M_i = NULL$;在计算出 M_i 后参考节点以广播的形式向一跳范围内的所有节点发送 M_i 值和坐标值。如果参考节点接收到 M_i 值和坐标值,获取信号的 RSSI 值(记为 $RSSI_{ref_j}$,其中 j 为发送 M_i 值和坐标值的参考节点的 ZigBee 短地址)参考节点更新 RSSI 库,若 RSSI 库中不存在 $RSSI_{ref_j}$ 条目,则创建 $RSSI_{ref_j}$ 条目,建立长度 10-20 的队列,将 $RSSI_{ref_j}$ 值写入队首,将 $RSSI_{ref_j}$ 值作为 $RSSI_{ref_j}$ 队列的平均值记为 $RSSI_{ref_ave_j}$,若 $RSSI_{ref_j}$ 在队列中的个数小于队列长度,则直接在队尾写入 $RSSI_{ref_j}$ 值,并求其平均值作为 $RSSI_{ref_ave_j}$ 的值。若 $RSSI_{ref_j}$ 的个数达到队列长度,则剔除队首 $RSSI_{ref_j}$ 值,将队首的后一项作为新的队首,将最新的 $RSSI_{ref_j}$ 值写入队尾,并求该队列的平均值作为 $RSSI_{ref_ave_j}$ 的值;如果是路由信息,则对接收到的数据进行原码反码校验,如果校验结果不为 0,则向上一跳发出重发请求。如果校验结果为 0,则根据路由链表向下一跳发送数据直到成功发送数据位置。

[0038] 如图 12 所示,患者定位和生理参数采集节点系统工作流程如下:在系统完成初始化后,系统开始查找 ZigBee 协调器,如果没有找到延时 5 秒后继续查找,直到找到 ZigBee 协调器为止。查找到 ZigBee 协调器后,系统 OS 对各个线程进行循环扫描。如果生理参数采集和定位线程中,串口有数据输入,则系统通过 DMA 将串口数据读入缓存,并对缓存内的

数据进行处理,如果完成一帧数据的,则根据协议规则对读取的数据进行校验。如果生理参数采集和定位线程中,患者紧急报警按键被按下,则系统产生报警事件,并启动一个 10 秒钟的报警定时。系统根据时隙机制,在报警时隙内向 ZigBee 网络向协调器节点发送患者紧急报警信息,协调器节点将接受到的信息转发至上位机。上位机在接收到报警信息后,向 ZigBee 患者定位和生理参数采集节点发出确认信息。在接收到上位机确认信息后系统停止发送报警信息并取消报警定时,如果系统在 10 秒钟内没有接受到来自上位机的确认信息,则系统重新进行报警。如果生理参数采集和定位线程中,CC2431 芯片管脚 1 有中断信号,OLED 显示电池即将耗尽信息。同时系统产生报警事件,并启动一个 10 秒钟的报警定时。系统根据时隙机制,在报警时隙内向系统向上位机发出电池即将耗尽的报警信息,在接收到上位机确认信息后系统停止发送报警信息并取消报警定时,如果系统在 10 秒钟内没有接受到来自上位机的确认信息,则系统重新进行报警。如果生理参数采集和定位线程接收到 ZigBee 网络信息,系统根据簇标示符对信息进行分类处理。如果是定位信息,根据公式 [0039]

$$(X_{Manhat\ tan}, Y_{Manhat\ tan}) = \left(\frac{M_1^{-\alpha} X_1 + M_2^{-\alpha} X_2 + \dots M_N^{-\alpha} X_N}{M_1^{-\alpha} + M_2^{-\alpha} + \dots M_N^{-\alpha}}, \frac{M_1^{-\alpha} Y_1 + M_2^{-\alpha} Y_2 + \dots M_N^{-\alpha} Y_N}{M_1^{-\alpha} + M_2^{-\alpha} + \dots M_N^{-\alpha}} \right) \quad \text{得}$$

出

[0040] Manhattan 差异的坐标估计值,其中 α 为权重因子,若 $M_1 \sim M_N$ 的值都不存在,则 $(X_{Manhat\ tan}, Y_{Manhat\ tan}) = (16383.75, 16383.75)$,网络患者定位和生理参数采集节点对接收到的信号的 RSSI 值进行上下限滤波处理后,若 RSSI 有效值的个数小于 3 个,则 $(X_{Location}, Y_{Location}) = (16383.75, 16383.75)$,若 RSSI 有效值的个数大于 3 个,则对这些 RSSI 有效值进行排序,选取其中的最小值,将其对应的信息的坐标值 X、Y 以及存储在系统中的环境因子 A、N 这四个参数送入网络患者定位和生理参数采集节点芯片 CC2431 的 Location Engine 中进行计算,得出当前网络患者定位和生理参数采集节点坐标的估计值 $(X_{Location}, Y_{Location})$ 。在得出 $(X_{Manhat\ tan}, Y_{Manhat\ tan})$ 及 $(X_{Location}, Y_{Location})$ 后根据下述公式进行数据融合,

$$[0041] \quad X_{Est} = \begin{cases} X_{Manhat\ tan} & (1) \\ X_{Location} & (2) \\ \beta X_{Location} + (1-\beta)X_{Manhat\ tan} & (3) \\ \gamma X_{Manhat\ tan} + (1-\gamma)X_{Location} & (4) \\ 16383.75 & (5) \end{cases} \quad Y_{Est} = \begin{cases} Y_{Mahat\ tan} & (1) \\ Y_{Location} & (2) \\ Y_{Location} + (1-\beta)Y_{Mahat\ tan} & (3) \\ \gamma Y_{Mahat\ tan} + (1-\gamma)Y_{Location} & (4) \\ 16383.75 & (5) \end{cases}$$

[0042] 其中 β, γ 都为权重因子。当 $X_{Location}$ 或 $Y_{Location}$ 值无效时采用公式 (1),当 $X_{Manhat\ tan}$ 或 $Y_{Mahat\ tan}$ 值无效时采用公式 (2),当计算 M_i 时 $RSSI_{ref_i}$ 值个数未达到队列长度时或者 $X_{Location}$ 或 $Y_{Location}$ 值不在 Manhattan 差异值定位的最佳采用坐标区域时采用公式 (3),当计算 M_i 时 $RSSI_{ref_j}$ 值个数达到队列长度时或者 $X_{Manhat\ tan}$ 或 $Y_{Mahat\ tan}$ 在 Manhattan 差异值定位的最佳采用坐标区域内时采用公式 (4) 当 $X_{Location}$ 、 $X_{Manhat\ tan}$ 或 $Y_{Location}$ 、 $Y_{Mahat\ tan}$ 值无效时采用公式 (5)。如果是定位参数配置信息则将新的参数写入 flash 中。如果是患者生理参数采集模块的配置信息在通过校验后通过串口向患者生理参数采集模块传输,若没有通过校验则发送重传请求。在生理参数采集和定位线程中数据的采用和发送采用时隙机制。在系统完成初始化后,系统以 20 毫秒为一个周期进行数据循环发送直到成功发送为止,前 2 毫秒发送定位信息,接下来 12 毫秒发送患者数据信息和位置信息,最后 6 毫秒为发送。

[0043] 如图 13(a) 所示, 护士长站工作流程如下: 软件运行后, 护士长输入护士工号和密码, 在核对工号和密码都正确后, 护士长可以进行本账户的密码修改, 添加和删除护士用户, 查看患者病例信息及被监护患者的心电、血压、血氧、脉率、心率、体温、位置等实时数据和历史数据, 查看护士的操作记录。如果用户需要退出, 则需重新输入一次工号和密码, 在核对工号和密码都正确后, 方可退出。

[0044] 如图 13(b) 所示, 住院登记护士站工作流程如下: 软件运行后, 护士输入护士工号和密码, 在核对工号和密码都正确后, 护士可以进行本账户的密码修改, 添加和删除患者信息, 参看患者历史病历信息, 修改和删除病人当前病历信息, 添加新的病历。如果用户需要退出, 则需重新输入一次工号和密码, 在核对工号和密码都正确后, 方可退出。

[0045] 如图 13(c) 所示, 值班护士站工作流程如下: 软件运行后, 护士输入护士工号和密码, 在核对工号和密码都正确后, 上位软件开始接收网关转发的信息并对这些信息进行分类处理。如果接收到, 患者紧急报警、电池耗尽报警、以及患者的生理数据超过设定阈值报警, 软件将弹出相应的报警界面, 并在数据库的相应位置记录报警事件。在护士根据病人的病情做出相应的后续处理决定后, 软件将护士的处理方案写入数据库的相应位置。如果是患者的生理数据和位置信息, 则在界面中予以显示并写入数据库的相应位置。如果接收到的是参考节点的坐标信息, 软件根据该参考节点的地址, 在数据库中进行搜索, 如果在数据库中存在该地址, 则更新其坐标值。如果在数据库中不存在则数据库中添加该地址, 并写入坐标值。在完成一次数据处理后, 软件对护士的操作予以响应。根据护士的按键信息实现通过网关向 ZigBee 网络发送控制命令, 修改本用户密码, 查看历史监护数据, 查看患者病历, 设置患者生理的参数报警阈值。如果用户需要退出, 则需重新输入一次工号和密码, 在核对工号和密码都正确, 数据库记录退出信息后, 方可退出。

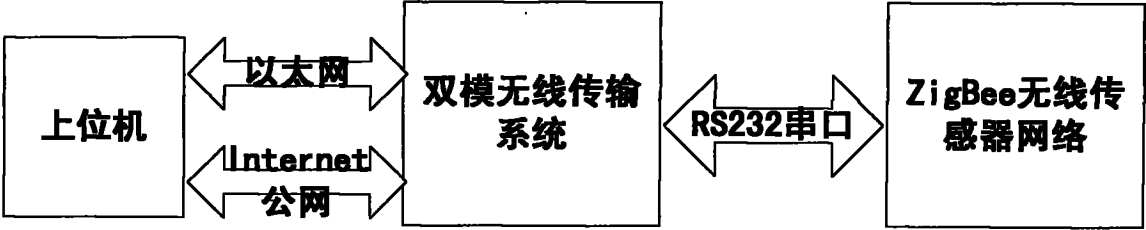


图 1

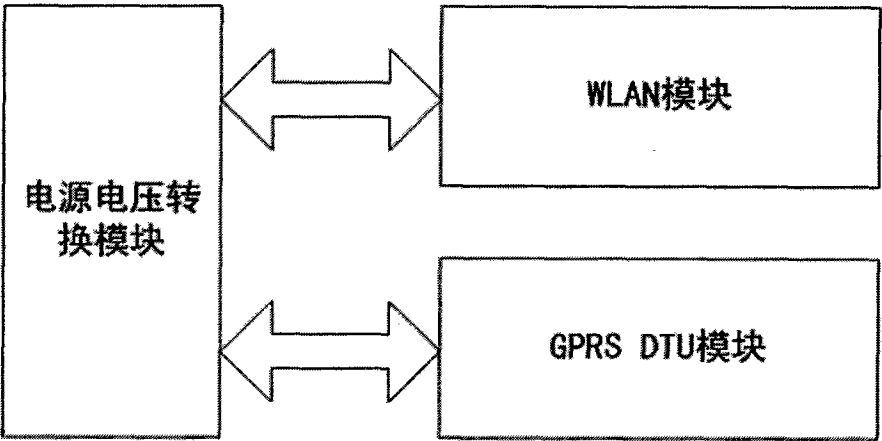


图 2

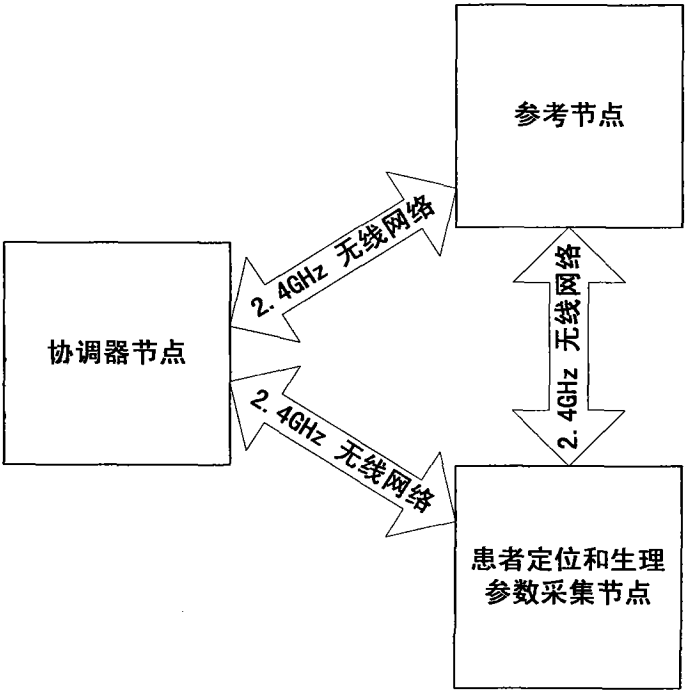


图 3

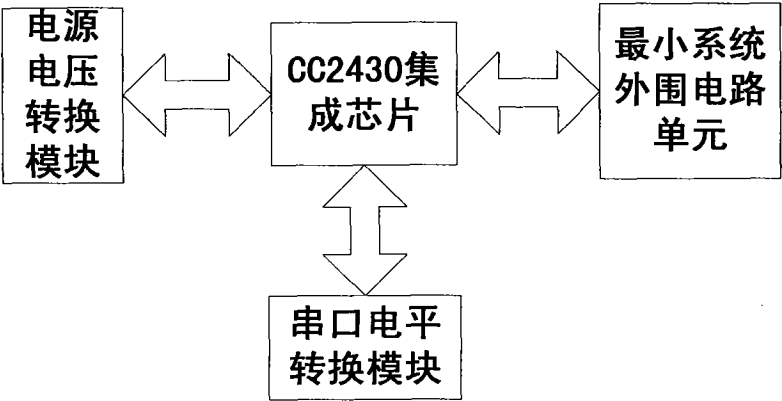


图 4

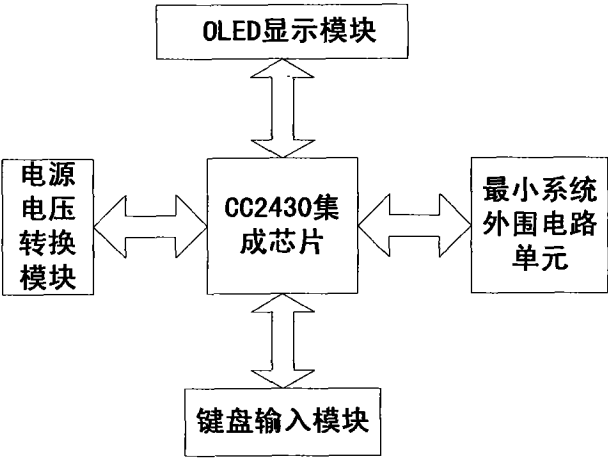


图 5

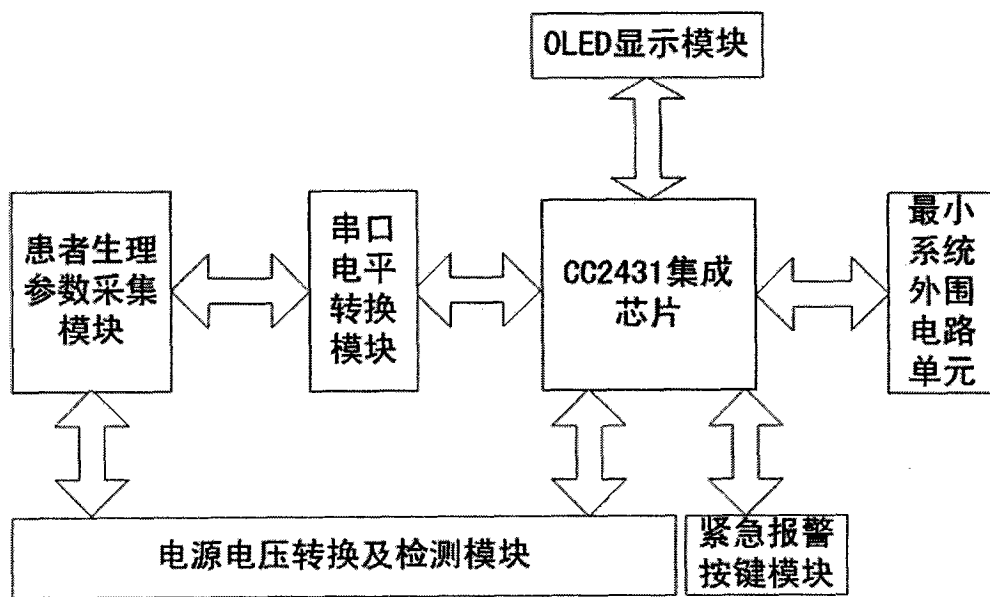


图 6

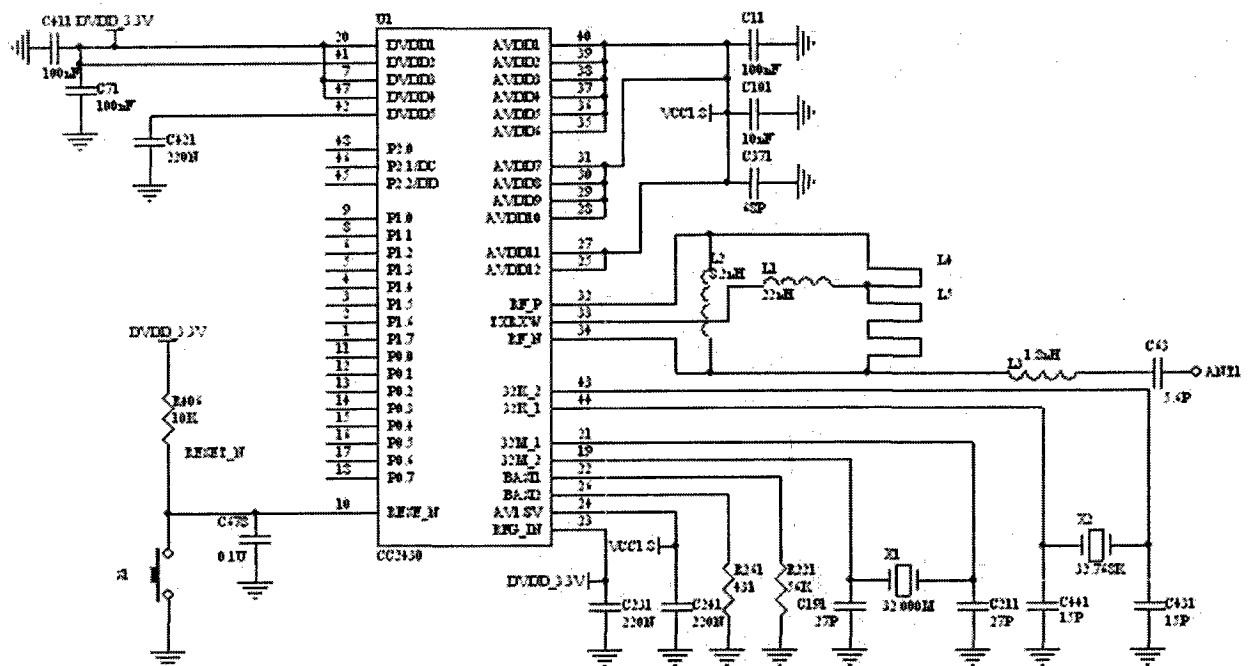


图 7

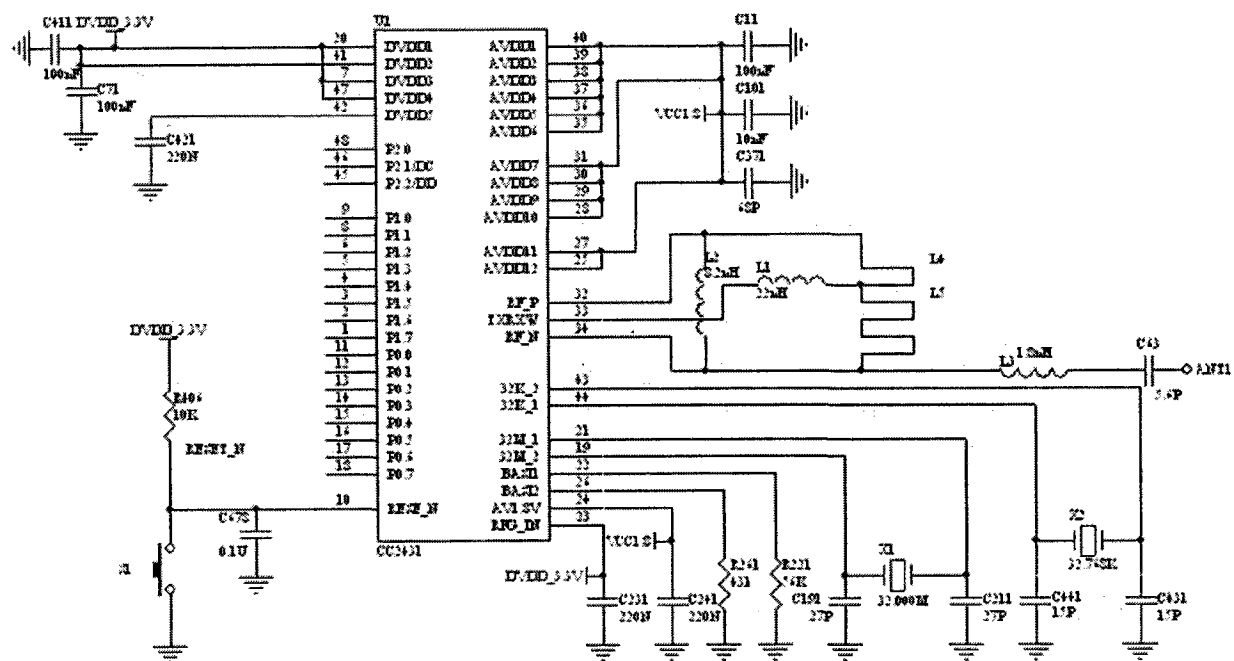


图 8

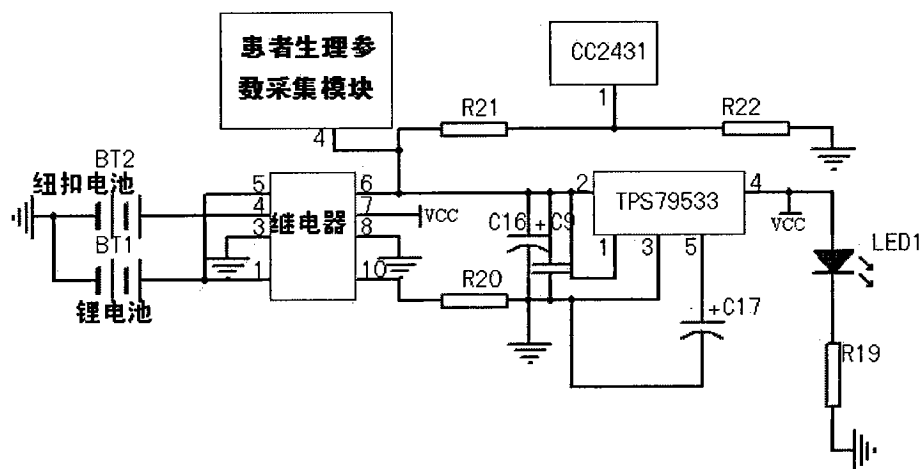


图 9

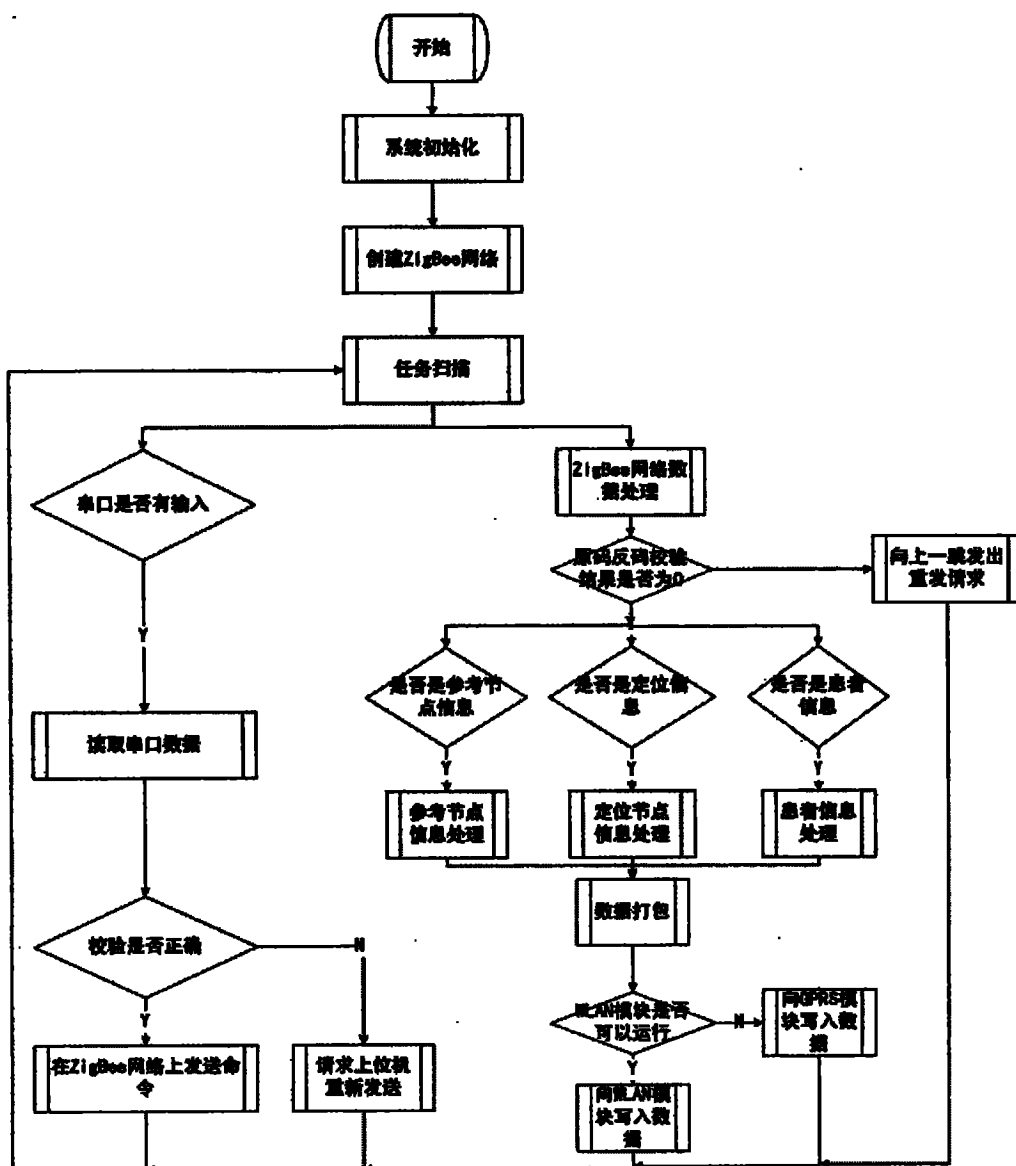


图 10

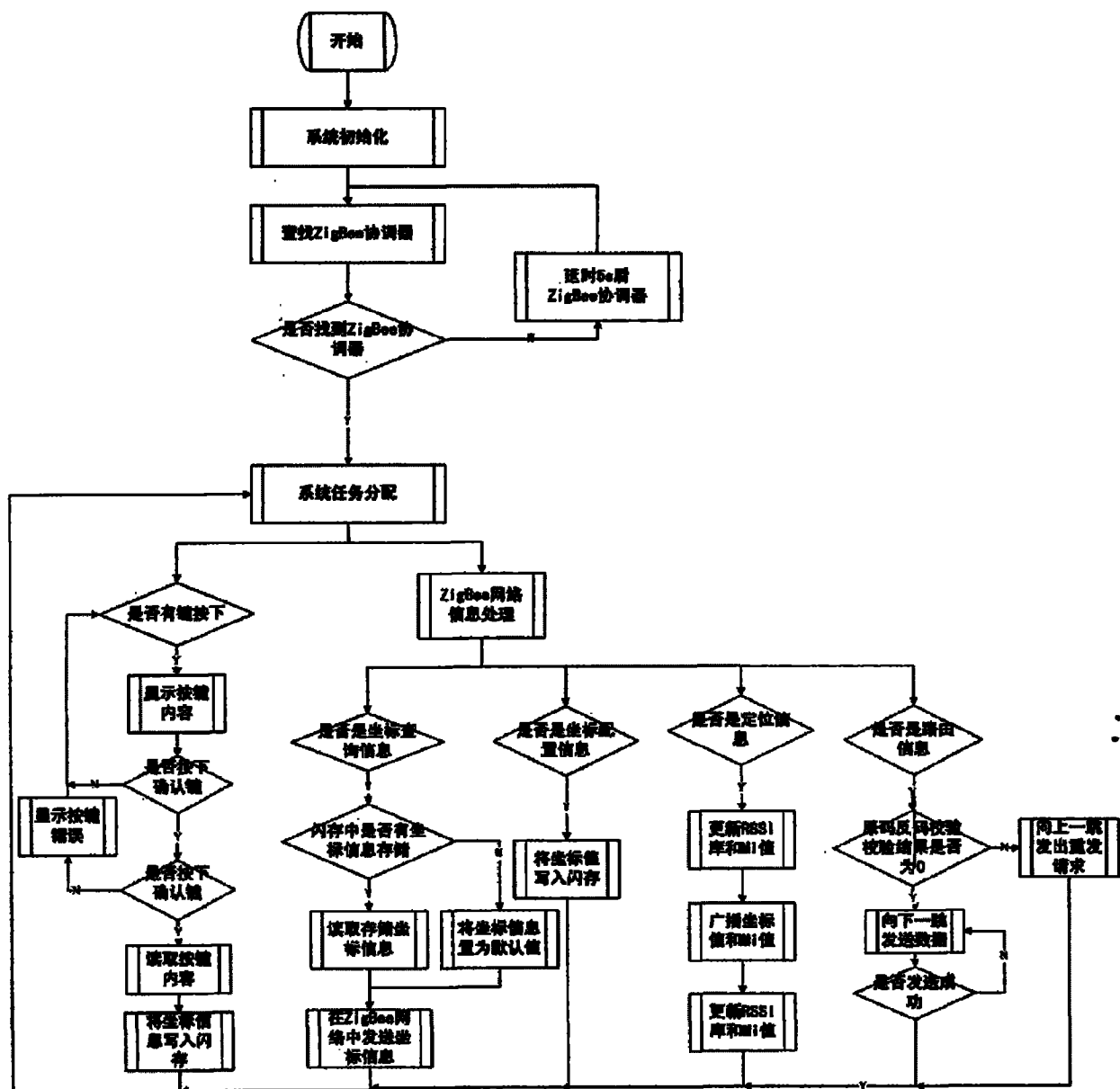


图 11

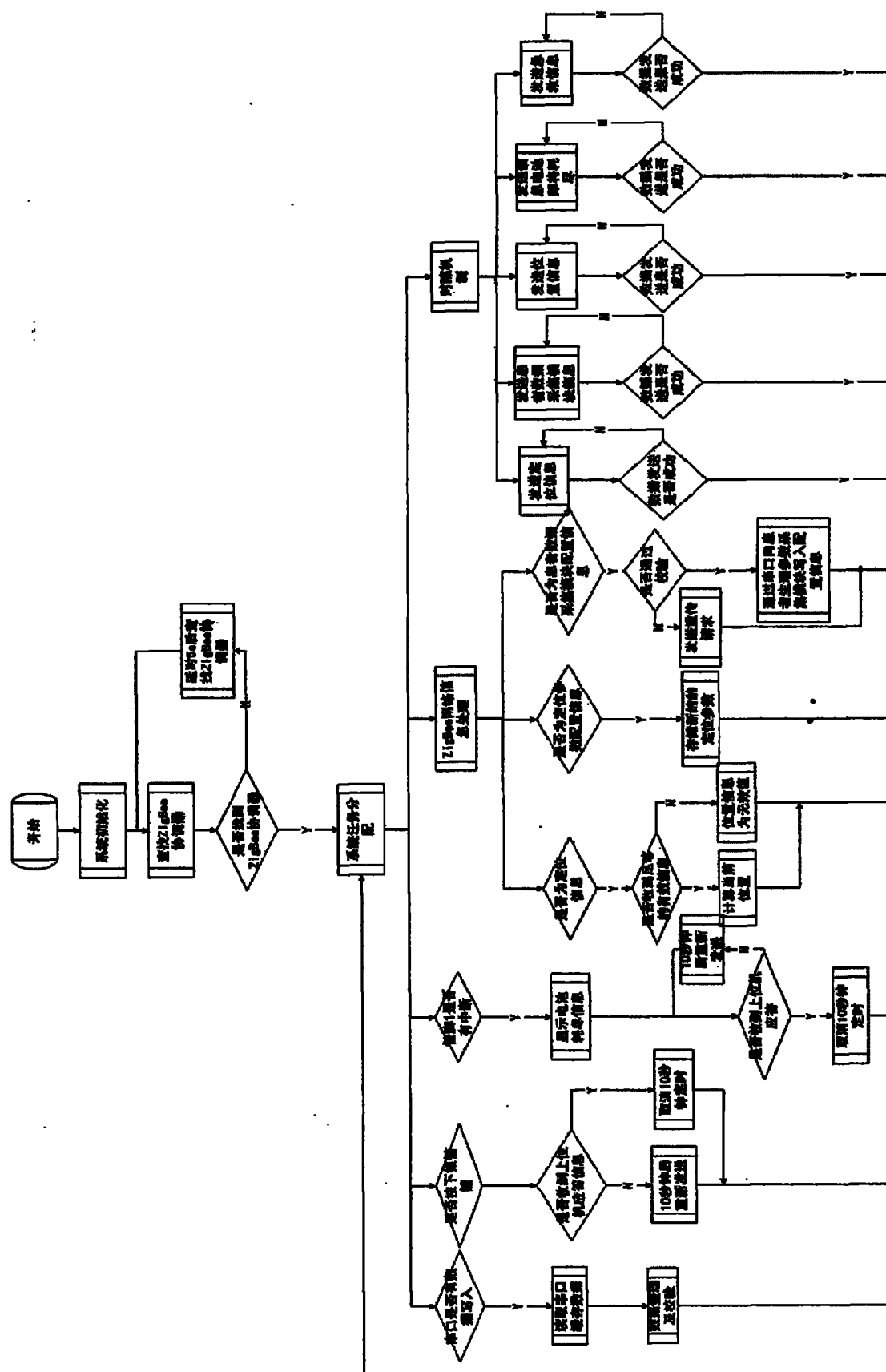


图 12

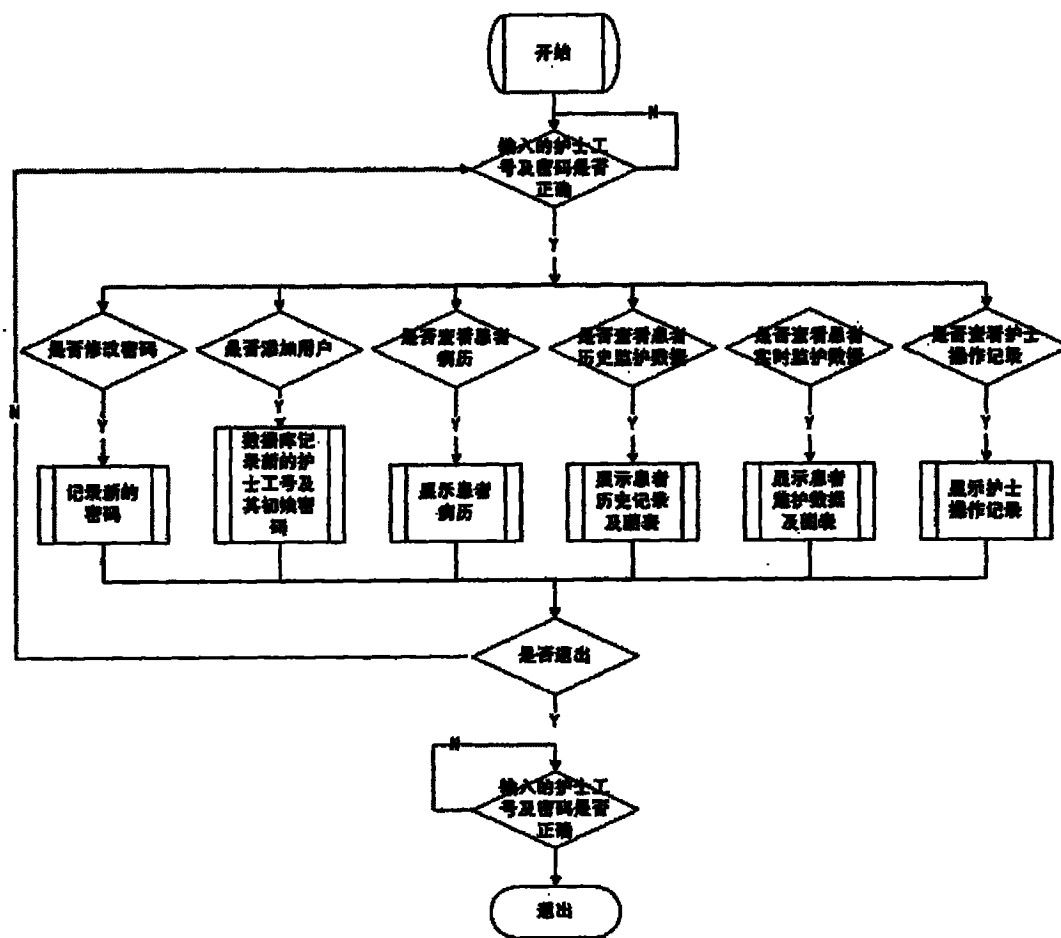


图 13(a)

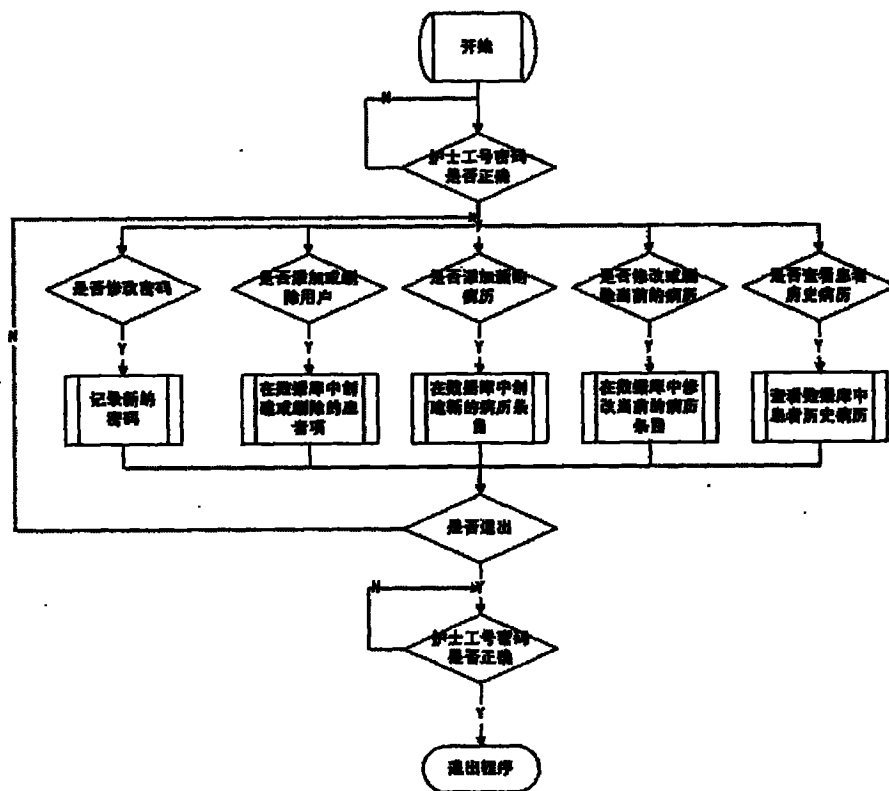


图 13(b)

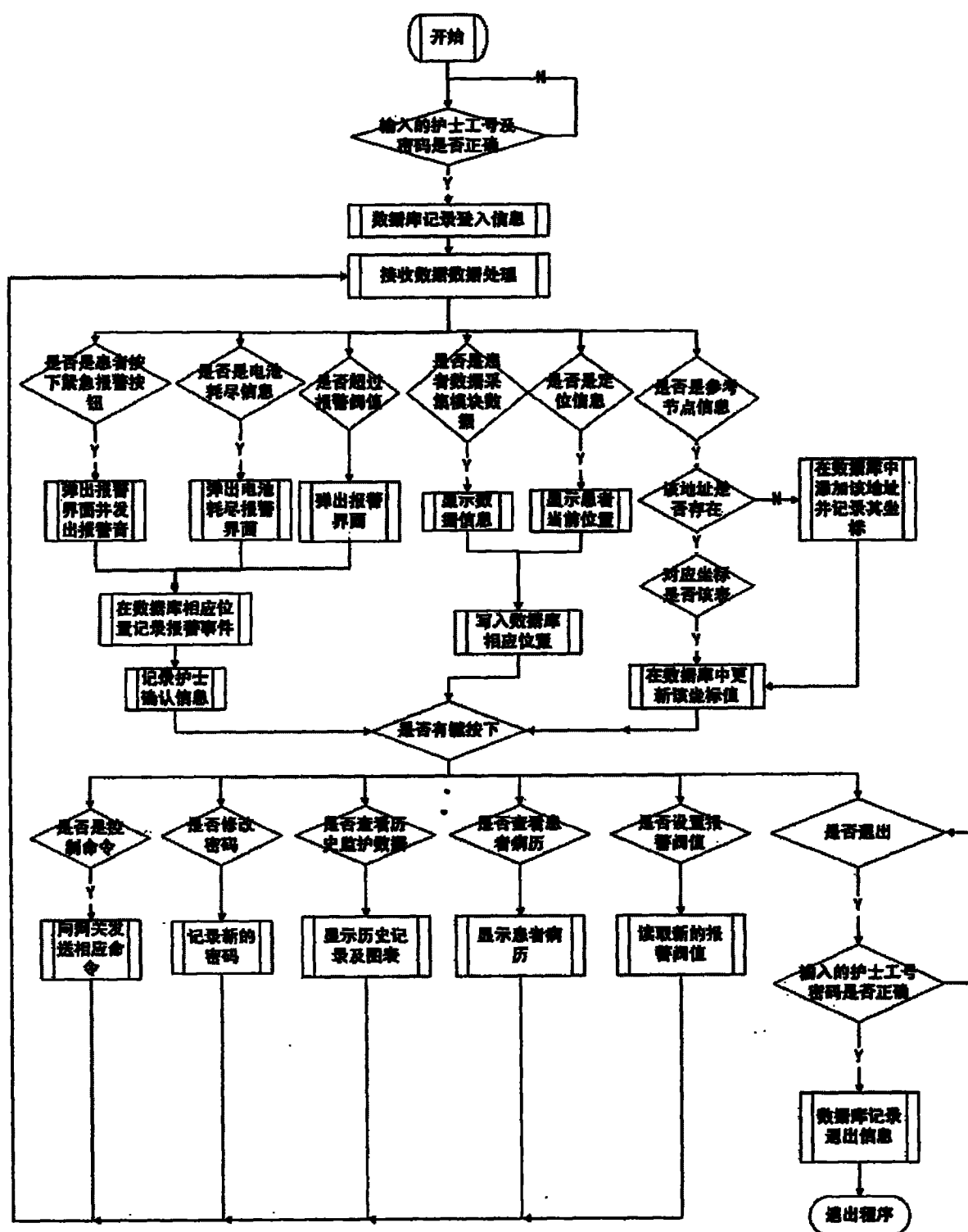


图 13(c)

专利名称(译)	一种医院患者户外无线监护系统		
公开(公告)号	CN201500188U	公开(公告)日	2010-06-09
申请号	CN200920197786.5	申请日	2009-09-30
[标]申请(专利权)人(译)	浙江大学		
申请(专利权)人(译)	浙江大学		
当前申请(专利权)人(译)	浙江大学		
[标]发明人	徐晓忻 孙斌 仲立芳 李化东 张建渭 徐佳东 杨勇 吴明光		
发明人	徐晓忻 孙斌 仲立芳 李化东 张建渭 徐佳东 杨勇 吴明光		
IPC分类号	A61B19/00 H04W84/18 H04W88/06 A61B5/00 A61B90/00		
CPC分类号	Y02D70/122 Y02D70/14		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本实用新型公开了一种医院患者户外无线监护系统，系统由ZigBee无线传感器网络、双模无线传输系统、上位机三部分组成。ZigBee无线传感器网络包括协调器节点、参考节点、患者定位和生理参数采集节点；双模无线传输系统能够进行以太网传输和GPRS网络传输；上位机软件分为护士长站、住院登记护士站、值班护士站。系统实时采集患者的心电、血氧、血压、脉率、体温等生理参数，以及患者的户外位置数据，无线传输时采用原码反码校验方法；定位时采用了Manhattan差异值定位和Location Engine定位的融合方法；系统具有患者紧急报警、电池欠电报警、生理参数阈值报警等功能，确保户外活动的患者得到实时有效的监护。

