

无线功率优化的穿戴式人体健康监护系统设计

吉 奕

(江苏大学 电气信息工程学院, 江苏 镇江 212013)

摘要: 传统的可穿戴式健康监护终端多采用恒定的无线发射电平, 普遍存在较为严重的功耗问题; 研制了以 MSP430F149 微控制器和低功耗蓝牙通信为核心的人体监护终端, 能在不同环境下无创、实时监测和记录人体心电、血氧、血压等特征数据; 采用改进的无线功率调控方案优化无线通信和数据传输, 以最优服务质量 QoS、信号强度 RSSI 和最小误包率 PER 为指标, 优化监护终端的功率消耗; 测试结果表明, 监护终端功耗差别不超过 1.58 mW 时, 改进的无线功率调控方案具有更强的信号强度 RSSI 和更小的误包率 PER。

关键词: 穿戴式健康监护系统; 无线发射功率; 功耗优化; 信号强度; 蓝牙

Wearable System Design for Monitoring Physiological Health with Wireless Transmitting Power Optimization

Ji Yi

(School of Electrical and Information Engineering, Jiangsu University, Zhenjiang 212013, China)

Abstract: Traditional wearable health monitoring terminals have more serious power consumption problems in common, with a constant wireless emission level. The human monitoring terminal has been developed by MSP430F149 microcontroller and low-power Bluetooth communication, and non-invasive, real-time monitored, recorded human ECG, blood oxygen, blood pressure and other characteristic data in different environments. Wireless communication and data transmission has selected improved wireless power control program, and wireless transmitting power has been optimized with quality of service QoS, signal strength RSSI and the minimum packet error rate PER. Test results show that the improved wireless power control scheme has stronger signal strength RSSI and minimum packet error rate PER when monitoring terminals have consumed power less than 1.58 mW.

Keywords: wearable health monitoring system; wireless transmitting power; power optimization; signal intensity; bluetooth

0 引言

随着无线通信和传感技术的发展, 穿戴式系统逐渐成为监护管理人体健康、监测生理特征状态参数的重要途径。在不同环境中, 穿戴式监护系统能无创实时采集人体心电、血氧、血压等生命特征数据^[1], 借助无线传输建立与个人健康管理平台的联系, 进而评估、诊断人体的健康状态, 以预防某些疾病的发生。但实际使用时, 穿戴设备的无线传输存在较为明显的功耗问题^[2], 且需要在复杂的时、空域电磁噪声背景下监测微弱的生理信号, 极易造成被测数据的误码误包, 影响穿戴设备的使用性能。因此, 在保证无线传输服务质量 QoS 和低误码误包率的前提下, 优化穿戴设备的无线发射功率具有重要的现实意义。

目前, 对终端无线发射功率的优化主要以通信服务质量 QoS 为目标, 借助关于提高数据包传输效率的门限窗^[3]、等误比特率假设^[4]、路径损耗估计^[5-6]、误包率最小模型^[7-8]等算法, 进而实时调控和优化监护设备的无线发射功率。但这些算法需要在不同时域和空域电磁噪声环境下反复调试, 开发周期较长, 且优化带来的费效问题显著, 不适于控制穿戴式监护设备的研发成本。

针对上述问题, 本文以 MSP430F149 为核心设计发射功率可调控的穿戴式健康监护系统, 应用改进的最优发射功率调

控方案解决无线传输时监护终端存在的功耗问题。在保证无线传输服务质量 QoS、信号传输强度 RSSI 和最小误码误包率 PER 的前提下, 优化穿戴设备的无线发射功率, 便于延长监护系统的服役寿命。

1 总体设计

穿戴式健康监护系统主要由穿戴设备、智能手机和远程健康管理服务器等部分组成, 其总体结构如图 1。穿戴设备包含功能独立的人体生理参数监测模块, 在头、胸和手腕等部位布置的传感器节点采集血氧、心电 ECG 和血压等生理信号。监测的生理特征经监护终端控制器的滤波、放大以及个人局域网 PAN 内有效的蓝牙无线通信, 将监测数据传送到具有蓝牙协议 BLE 的用户智能手机等终端设备上, 再利用智能设备的 GPRS 通信功能, 将用户终端接入到远程健康服务平台, 实时交互与人体健康相关的生理特征参数, 反馈表征生理特征的健康状态, 从而实现对用户身体健康状态的远程监护和管理。

2 系统硬件设计

2.1 主电路设计

穿戴式健康监护系统主电路以应用灵活、体积小、功耗低和性价比优越的 MSP430F149 微处理器为控制核心, 其工作电压为 1.8~3.6 V, 正常运行功耗约 0.29 mA, 支持多种低功耗运行模式。MSP430 微控制器具有先进的 RISC 技术, 可通过直接内存存储提高微处理器的处理效率。MSP430 外部配置穿戴式健康监护终端的最小系统, 包括供电电源 (5 V/3.3 VDC)、晶振 (8 MHz 主时钟 MLCK 和 32.768 kHz 活动时钟

收稿日期: 2017-04-08; 修回日期: 2017-05-21。

作者简介: 吉奕 (1981-), 男, 江苏镇江人, 讲师, 主要从事射频系统开发、生物医学信号分析与处理等方向的研究。

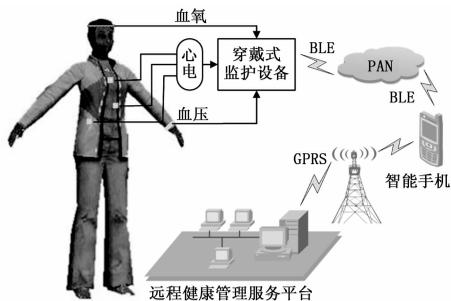


图 1 系统总体结构示意图

ACLK)、复位电路、512 K 闪存 Flash 和蓝牙通信 BCM20730 等模块,如图 2。

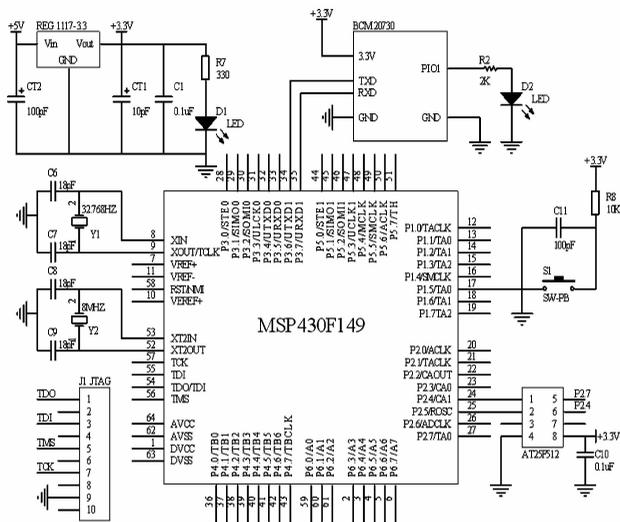


图 2 穿戴式健康监护系统主电路

微控制器 MSP430 的片上资源丰富,集成 256 K 闪存 Flash、串口 UART、调试接口 JTAG 等模块,其片上 12 位 ADC 适于测量生理特征电压等信号。主电路采用 +5 V 和 +3.3 V 的直流电源供电,通过 4 个控制位调节 CPU 和外部设备的时钟节拍,以支持微控制器的 5 种低功耗运行模式。芯片内置闪存 Flash 控制器,通过内部寄存器设定、写和擦除配置的 512 K 闪存 AT25,以适应蓝牙间歇运行状态,且便于存储较大容量的生理监护数据。微控制器具有 JTAG 接口,允许对穿戴式健康监护终端进行调试。监护设备与用户低功耗 BLE 协议终端(智能手机)间的无线传输采用 BCM20730 蓝牙模块,发射功率为 4 dBm 或 0 dBm,并通过 UART 口实现 MSP430 与蓝牙 BCM20730 模块之间的数据通信。

2.2 健康监护检测电路设计

2.2.1 血氧检测电路

血氧参数测量基于朗伯-比尔定律^[9-10],其基本原理是利用近红外 600~1 000 nm 波段的光波经颅骨或脑组织反射后,由光强频率转换为测量入射和反射光波的强度,再根据不同组织和结构的消光系数和光强吸收比率推算大脑的血氧饱和度。

血氧测量采用红外 660 nm 和 940 nm 波段发送-接收电路,其测量装置位于头部,红外发射器件为 660/940 nm 的 SMT 型双波长激光二极管 LED,通过恒流型驱动芯片 MBI5168 控制,如图 3,接收传感器为 TSL237 光电压转换元

件,能将 660 nm 和 940 nm 两个波长的反射光强转化为电压信号输入到穿戴式监护终端的 MSP430 主控制器。

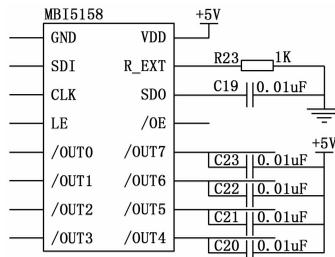


图 3 血氧检测驱动

2.2.2 心电 ECG 监测电路

心电 ECG 信号有效监测的频率范围约为 0.05~100 Hz^[11]。心电测量电路如图 4 所示,系统采用集成型的单导芯片 AD8232。其中,2 个医用电极一上、一下分别置于心脏两侧,电极采集的心电 ECG 信号输入到单导芯片 AD8232 的 +IN 和 -IN 两端口,且电极与 AD8232 间接线构成小型的共模电感,能有效抑制共模噪声对心电 ECG 信号的影响。

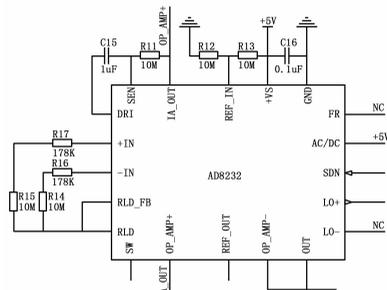


图 4 ECG 检测电路

2.2.3 血压监测电路

血压参数的测量采用集成信号调理、补偿、放大和驱动控制模块为一体的 MPX5050 GP 传感芯片,监测部位为手腕部,芯片输出电压 0.2~4.7 V 对应 0~50 kPa 的压力信号,再经 RC 滤波、差分放大和穿戴式监护终端控制器 MSP430 处理转化为 0~375 mmHg 血压值,如图 5 所示。

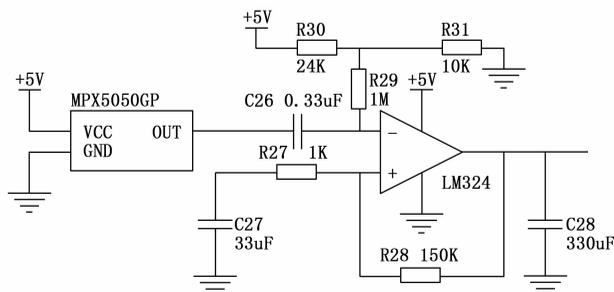


图 5 血压检测电路

3 系统软件开发

3.1 蓝牙通信与数据传输

穿戴式监护终端数据传输和无线通信选用 AFH 自适应快速跳频模块 BCM20730,交替使用不同无线技术以提高信息传输速率,通过加强的功率控制 EPC、单向广播减少逻辑链路

和协议配置流程, 由协议栈对数据传输任务配置适当的射频输出, 进而降低空闲状态的无线功率电平、节省电能损耗。

标准的蓝牙通信数据帧格式如图 6。访问码标识数据帧, 可用于同步穿戴式监护终端和智能手机 (远程健康管理平台) 间的监护参数。链路控制信道信息映射到对应的分组头内, 包含成员地址、数据类型、流控方式、自动重传请求、序列号和错误校验等位^[12]。净荷含有需要传输的有效数据, 主要将穿戴式监护终端监测的人体生理参数转发传输到智能手机上。

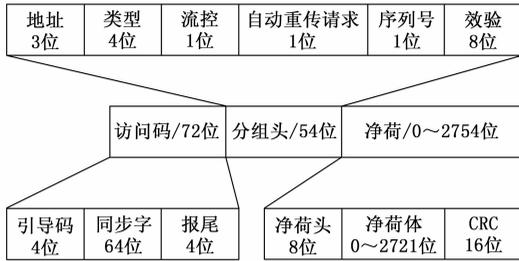


图 6 标准的蓝牙数据帧

自适应快速跳频 AFH 主要用于周期性判定蓝牙传输信道数据的通信服务质量 QoS, 以便于优选无线收发信道, 避免通信干扰。最优通信信道的建立依靠穿戴式监护终端和智能手机间的寻呼扫描过程, 即接收端 (智能手机) 按地址标识符 ID 寻呼发射端 (穿戴式终端), 对应发射端应答回复 DAC 后, 接收端响应发出调频数据包以建立传输信道。

蓝牙模块 BCM20730 的初始化、空闲、运行等工作模式依靠微控制器 MSP430 对 UART 串口的控制。其中, 对 BCM20730 的初始化设置波特率为 9 600, 数据格式包括 1 个起始位、8 个数据位和 1 个停止位, 其代码程序如下:

```
void UART_Init(void)
{
    P9OUT&=~BIT6;
    UCA2CTL1|=UCSWRST; //串口复位
    UCA2CTL1|=UCSSEL0; //串口时钟选择活动时钟 ACLK
    UCA2CTL0&=~UC7BIT; //8 位数据传输
    UCA2BR0=0x03;
    UCA2BR1=0x00;
    UCA2MCTL=0x06; //波特率设为 9600
    UCA2CTL1&=~UCSWRST; //清除串口的复位标志
    UCA2IE|=UCRXIE; //串口接收中断使能
    __bis_SR_register(GIE); //使能中断
    P9OUT|=BIT6;
}
```

BCM20730 初始化后, 蓝牙模块继续接收穿戴式监护终端控制器 MSP430 的确认指令, 蓝牙模块由初始化转为空闲工作模式。当监护终端需要与智能手机交互数据时, BCM20730 进入运行工作模式, 其与人体生理特征相关的监护参数通过函数 void pack_message (uchar *) 打包发送。

3.2 无线发射功率优化改进

蓝牙模块 BCM20730 具有 4 dBm 和 0 dBm 两级发射功率, 可根据穿戴式监护终端和智能手机间的有效距离 d 优化终端的无线发射功率 P (dBm)。在实际应用时, 接收端的信号强度 RSSI 与有效距离 d 满足关系式:

$$\lg d = \frac{|RSSI - A|}{10n} \quad (1)$$

式中, A 为有效距离 $d=1$ m 时的接收信号强度 (dBm); n 为衰减系数。显然, 若式 (1) 信号强度 RSSI 推算的有效距离 $d < 10$ m 时, 发射功率的最小值 P_{\min} 设定为 0 dBm; 反之, P_{\min} 设为 4 dBm, 以保证监护终端与智能手机间无线通信正常。传统的发射功率最小值 P_{\min} 主要取决于式 (1) 推算的有效距离 d 。但发射功率的最小值 P_{\min} 是否最优仍存在歧义:

1) 受时空环境内复杂电磁噪声、空间障碍物和相对位置等因素影响, 当有效距离 $d < 10$ m 时, 式 (1) 推算规定的最小发射功率 0 dBm 并不能保证误码误包率 PER 最低;

2) 蓝牙通信时, 主控制器 MSP430 需要频繁推算有效距离 d , 即便能使无线发射功率降低, 但也会增加整体监护设备的功耗, 降低终端的服役寿命。

因此, 对于穿戴式监护终端与智能手机间的蓝牙通信, 要求终端发射功率不低于式 (1) 规定的 P_{\min} , 且需要综合考虑接收端信号强度 RSSI、误码误包率 PER 和设备功耗等问题。

监护终端的发射功率 P (dBm) 与有效距离 d 、蓝牙功放增益 G 和无线数传速率 R_b 有关^[13-14]。减小功放增益 G 和数传速率 R_b 可降低穿戴式终端的无线发射功率, 但功放增益 G 的降低会影响误码误包率 PER, 容易造成无线接收失误。而考虑式 (1) 规定的有效距离 d , 可通过监控信号强度 RSSI、调整功放增益 G 和速率 R_b 减少蓝牙 BCM20730 在空闲状态发射功率损耗。改进的最小发射功率 P_{\min} 满足关系式:

$$P_{\min} = GR_b 10^{\frac{|RSSI - A|}{10}} \quad (2)$$

式中, G 为误包率 PER 最低时蓝牙功放增益; R_b 为数据传输速率 (bps)。改进的最优发射功率调控流程如图 7 所示, 具体步骤如下:

1) 蓝牙自适应调频 AFH 周期性判定信道的通信质量 QoS, 选择最优的信道建立穿戴式监护终端和智能手机间发送—接收信道, 进而保障穿戴式监护终端和智能手机间蓝牙通信服务质量 QoS;

2) 监测智能手机端接收到的信号强度 RSSI, 并将 RSSI 作为数据包净荷的有效数据传输到穿戴式监护终端;

3) 穿戴式监护终端主控制器 MSP430 利用 void unpack_message (uchar *) 函数解包含 RSSI 的数据包, 并以接收到的 RSSI 为指标, 在蓝牙误码误包率 PER 最低的条件下, 通过 void handle_data (void) 函数处理 RSSI, 优化减少监护终端蓝牙功放增益 G ;

4) 重复 2) ~ 3) 步骤, 以智能手机端监测的误码误包率 PER 为数据包净荷有效数据, 通过 void handle_data (void) 函数处理低 PER 和较强信号强度时蓝牙模块允许的最大传输速率 R_b ;

5) 由式 (2)、优化处理后的功放增益 G 和最大传输速率 R_b 推算改进后监护终端的最优发射功率 P_{\min} , 并利用逻辑电平控制穿戴式监护终端实际的功率输出。

蓝牙模块 BCM20730 的发射功率调控依靠穿戴式监护终端主控制器 MSP430 的初始化配置, 为蓝牙 4 dBm 和 0 dBm 两级发射功率提供逻辑电路电平。当改进的最优发射功率 P_{\min} 为 0 dBm 时, 单步降低逻辑电平; 反之, P_{\min} 为 4 dBm 时, 单步提高逻辑电平。所使用的逻辑电平程序代码如下:

```
void halBoardSetVCore(unsigned char level)
{
    unsigned char actLevel;
```

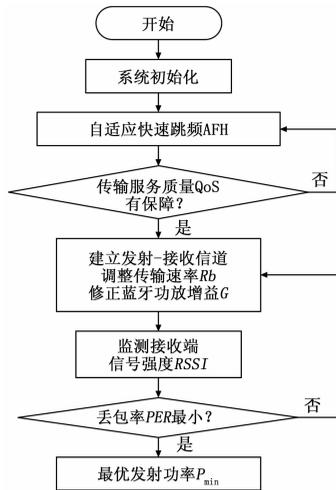


图 7 改进的发射功率调控流程

```

if(Get_Device_Type() F5438A) // 在系统程序 hal_tlv.c 中定义
{
do {
actLevel = PMMCTL0_L &. PMMCOREV_3;
if (actLevel < level) // 单步提高逻辑电路电平
halBoardSetVCoreUp(++actLevel);
if (actLevel > level) // 单步降低逻辑电路电平
halBoardSetVCoreDown(--actLevel);
}
while (actLevel != level);
}
}
    
```

4 测试结果分析

为验证改进后的穿戴式监护终端的无线发射功率优化效果,按不同有效距离 d (0.5~14.5 m) 分别在间隔 0.5 m 处设置对比,监测智能手机所接收的信号强度 RSSI、误码误包率 PER 和监护终端整体的消耗功率,如图 8 所示。

在图 8 (a) 中,随有效距离 d 增大(不超过 14.5 m),智能手机端的信号强度 RSSI 逐渐减小。改进前,按式 (1) 调控穿戴式监护终端的发射功率,对应的信号强度 RSSI 减小幅度大。当有效距离 $d=0.5$ m 时, RSSI 接近 -50 dBm,而有效距离 $d=10.5$ m 时, RSSI 接近 -80 dBm,随有效距离 d 增大,信号强度变化了 30 dBm,即表征在有效距离 d 的远端,智能手机所接收的监护数据能力较差。而改进后终端发射功率按式 (2) 优化,其对应的信号强度 RSSI 变化较小,不超过 10 dBm,基本能确保 RSSI 在 [-59 dBm, -52 dBm] 区间范围内。显然,改进后的蓝牙通信具有较强的被接收能力。

而图 8 (b) 中,误码误包率 PER 与有效距离 d 关系不明确,当有效距离 $d \leq 3.5$ m 时,改进前、后无线通信的误码误包率 PER 差别不大。但随有效距离 d 继续增大,改进后的误码误包率 PER 最大不超过 1.7%,而改进前 PER 在某些测试位置高达 6%,进一步表明改进后蓝牙通信具有更低的通信失误概率。

图 8 (c) 中,随有效距离 d 增大,改进前、后监护终端消耗的功率都增加。但若考虑改进前、后监护终端需要满足相同的信号接收强度 RSSI 范围 [-59 dBm, -52 dBm]、误码

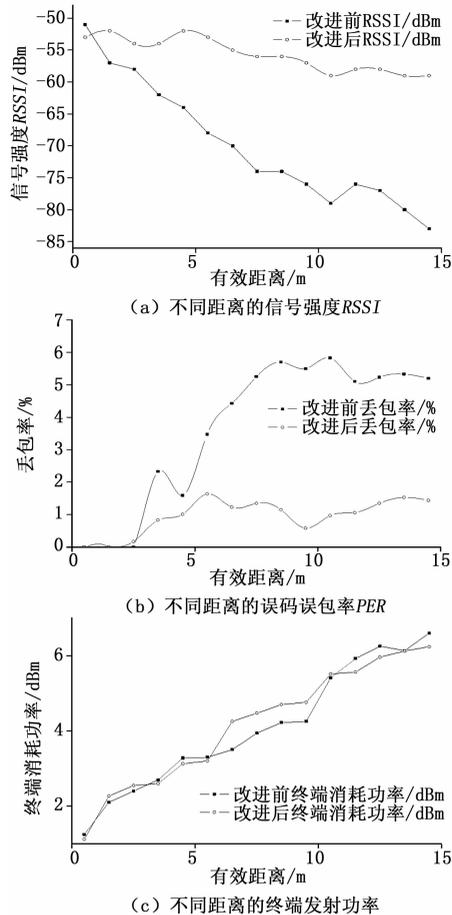


图 8 测试结果分析

误包率 PER 不超过 1.7% 等要求,显然,要兼顾通信服务质量 QoS,改进前监护终端需要附加额外的功率损耗,而改进后则可保证 QoS,使监护系统具有更合理的发射功率输出。

综上对比分析,改进后监护终端消耗功率更合理,能使穿戴式监护终端和智能手机间具有更高的信号接收强度 RSSI 和更低的误码误包率 PER。

5 结论

本文利用 MSP430F149 微控制器研制了一种能实时无创监测人体心电 ECG、血氧、血压等生命特征参数的穿戴式监护终端,硬件采用发射功率可调的低功耗蓝牙模块 BCM20730 和自适应快速跳频 AFH 实现监护终端与智能手机间数据传输和无线通信。穿戴式监护终端采用改进的发射功率调控方案,以无线传输服务质量 QoS、接收信号强度 RSSI 和最小误码误包率 PER 为指标,优化穿戴式监护终端的功率消耗,有效解决了蓝牙模块在空闲状态时的电能损耗等问题。经对比测试表明,在同等 RSSI 和 PER 指标条件下,改进后终端消耗功率优化显著。

参考文献:

[1] Hill J, Szweczyk R, Woo A, et al. System architecture directions for networked sensors [J]. Acm Sigops Operating Systems Review, 2000, 35 (11): 93-104.

表 2 子网络依赖矩阵

| 测试码 | T_1 | T_2 | T_3 | T_4 | T_5 | T_6 | T_7 |
|----------------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
| 故障模式 | (1,1,1) | (1,1,0) | (1,0,0) | (1,0,1) | (0,1,1) | (0,0,1) | (0,1,0) |
| 正常 F_0 | (1,1,1,1,1) | (1,0,1,1,1) | (0,0,0,1,1) | (0,0,0,1,1) | (1,0,0,1,1) | (0,0,0,1,1) | (1,0,0,1,1) |
| MCCB/VD 开路 F_1/F_8 | (1,1,1,1,1) | (1,0,1,1,1) | (0,0,0,1,1) | (0,0,0,1,1) | (1,0,0,1,1) | (0,0,0,1,1) | (1,0,0,1,1) |
| AMTDR 开路 F_2 | (0,1,1,0,0) | (0,0,1,0,0) | (0,0,0,0,0) | (0,0,0,0,0) | (0,0,0,0,0) | (0,0,0,0,0) | (0,0,0,0,0) |
| BBK 开路 F_3 | (0,1,0,0,0) | (0,0,0,0,0) | (0,0,0,0,0) | (0,0,0,0,0) | (0,0,0,0,0) | (0,0,0,0,0) | (0,0,0,0,0) |
| AMR 开路 F_4 | (1,1,1,0,0) | (1,0,1,0,0) | (0,0,0,0,0) | (0,0,0,0,0) | (1,0,0,0,0) | (0,0,0,0,0) | (1,0,0,0,0) |
| AMTDR 短路 5 | (0,0,0,0,0) | (0,0,0,0,0) | (0,0,0,0,0) | (0,0,0,0,0) | (0,1,0,0,0) | (0,0,0,0,0) | (0,0,0,0,0) |
| BBK 短路 F_6 | (0,0,0,0,0) | (0,1,0,0,0) | (0,0,0,0,0) | (0,0,0,0,0) | (0,0,0,0,0) | (0,0,0,0,0) | (0,0,0,0,0) |
| AMR 短路 F_7 | (0,0,0,0,0) | (0,0,0,0,0) | (1,0,0,0,0) | (1,1,0,0,0) | (0,0,0,0,0) | (1,0,0,0,0) | (0,0,0,0,0) |

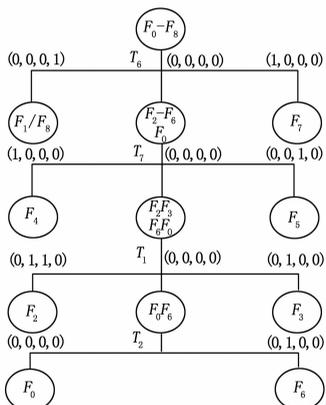


图 3 子网络诊断树

6 试验结果与分析

根据上述对适应性测试方法的应用，可以发现下一次测试的激励向量 T_i 均由上一次测试得到的特征向量来决定，将可能得到的测试结果（特征向量）均分类考虑，可以得到图 3（上接第 22 页）

[2] 王子洪. 基于 WSN 穿戴式系统的研究现状与展望 [J]. 中国医疗设备, 2012, 27 (2): 62-65.

[3] 方明科, 李 蕾. 一种用于 WLAN 的自适应发射功率控制方案 [J]. 计算机工程, 2012, 38 (13): 86-88.

[4] 王智鹰, 何 晨, 蒋铃铃. 基于最小发射功率的自适应调制多输入多输出系统 [J]. 上海交通大学学报, 2006, 40 (3): 391-393.

[5] 吴明慧, 严正香. 基于自适应调制与发射功率控制的 WLAN 功耗降低解决方案 [J]. 华中师范大学学报 (自然科学版), 2007, 41 (4): 533-536.

[6] Correia L, Macedo D, Dos S, et al. Transmission power control techniques for wireless sensor networks [J]. Computer Networks, 2007, 51 (17): 4765-4779.

[7] 孙佩刚, 赵 海, 罗玳玳, 等. 无线传感器网络链路通信质量测量研究 [J]. 通信学报, 2007, 28 (10): 14-22.

[8] 马 枫, 初秀民, 严新平. 内河 AIS 船台自适应发射功率调节技术

所示的完整诊断树。诊断树非常直观的反映了故障—测试激励—响应之间的关系，诊断树中的所有叶节点都是当前可用测试集下的不可再分割的故障集，由叶节点向上回溯，可以获得确定该最小故障集的完整测试序列，如 F_5 的测试序列为 T_6-T_7 ， F_3 的测试序列为 $T_6-T_7-T_1$ 。该子网络的故障定位测试集为 $\{T_6, T_7, T_1, T_2\}$ ，测试长度为 4。

7 结束语

本文提出了一种基于依赖矩阵的城轨车辆电气柜故障检测的方法，并叙述了从动态识别电气柜拓扑建立有向图模型到利用适应性测试方法导出诊断树的过程。通过建立的有向图模型来仿真模拟各个故障发生时输出的特征向量，建立起故障测试依赖矩阵，最终使用适应性测试生成方法可以确定完整的测试流程，并有效的将故障从电路隔离到子网络，从子网络隔离到元件。根据实验验证，该方法较以往城轨车辆电气柜的检测方法在一定程度上减少了测试的冗余，提高了测试的效率与诊断精度，并能适用于不同结构的城轨车辆电气柜的故障检测与诊断。

参考文献:

[1] 严 莹. 边界扫描在数字电路故障诊断中的应用 [D]. 南京: 南京大学, 2016 (5).

[2] 陈晋音. 基于时序约束模糊有向图的电网故障诊断 [J]. 控制工程, 2016, 23 (6): 800-811.

[3] 庞文青. 基于图模型的电子系统故障诊断及应用研究 [D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2014 (7).

[4] 申延强. 基于免疫粒子群文化算法的数字电路故障诊断 [J]. 火力与指挥控制, 2016, 41 (8): 192-195.

[5] 韩 斌, 秦思渊. 基于多信号模型的诊断推理机设计 [J]. 计算机测量与控制, 2015, 23 (6): 1902-1904.

[6] 张 悦. 一种基于信号流图理论的流体网络建模方法 [J]. 系统仿真学报, 2016, 28 (5): 1038-1044.

[7] 罗 慧, 蹇兴亮, 卢 伟. 基于动态蚁群算法的模拟电路最优测点选择 [J]. 仪器仪表学报, 2014, 35 (10): 2231-2237.

[8] 谷晓娟. 可测性评估定量建模技术研究 [D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2015.

[9] 刘 歆, 熊有伦. 数字电路测试生成的基本算法 [J]. 微电子学与计算机, 2002, 19 (2): 1-6.

[9] 中国航海, 2013, 36 (1): 28-34.

[9] 韩素敏, 王裕清. 近红外无损脑血氧检测技术 [J]. 激光与红外, 2008, 38 (7): 659-661.

[10] 王志宇, 袁江涛, 周 珺, 等. 头戴式血氧检测装置的设计与实现 [J]. 科技资讯, 2016, 14 (17): 119-124.

[11] 俞文彬, 谢志军. 基于穿戴式心电信号监测系统设计 [J]. 传感器与微系统, 2015, 34 (9): 65-68.

[12] Muller N J. Bluetooth demystified [M]. New York: McGraw-Hill, 2001.

[13] Salvadori F, De Campos M, Sausen P S, et al. Monitoring in industrial systems using wireless sensor network with dynamic power management [J]. IEEE Transactions on Instrumentation & Measurement, 2009, 58 (9): 3104-3111.

[14] 孙行行, 卢 伟, 钱宇宁, 等. 一种新型节能无线传感节点的设计与组网 [J]. 南京信息工程大学学报: 自然科学版, 2011, 3 (5): 391-397.