

无线型睡眠呼吸暂停症监视系统

前言

睡眠呼吸暂停症是一种很常见的睡眠呼吸疾病，根据研究调查，在美国约有 24% 的成年男性及 9% 成年女性或超过 200 万人口患有此疾病，在中国台湾至少有 35 万人也有此问题。

一般在诊断患者是否罹患睡眠呼吸暂停症是指患者在睡眠中出现呼吸暂停和低通气的总次数超过每小时 5 次。其中呼吸暂停是指在睡眠中，出现 10 秒以上的呼吸气流消失，低通气是指呼吸气流并未完全停止，只是减少到原来的 20%~50%，同时血氧浓度下降 4% 以上的呼吸紊乱。目前医生在诊断睡眠呼吸暂停症时常使用夜间睡眠呼吸多项生理监测仪，记录一整夜的睡眠周期，其中包括呼吸暂停以及呼吸变浅的次数、型态、缺氧指数、次数、心电图的变化、口鼻腔气流、胸腹部呼吸运动、耳垂血氧等信号的记录、打鼾次数等情形。使用夜间睡眠呼吸多项生理监测仪虽然精确，但需要在身上配戴多种仪器，也必须在特定的医院中由专业人士操作才能进行测量，非常不方便也容易影响患者的睡眠，所以不适合做长期的监测。因此一般患者除非到了非常严重的地步是不会走进医院进行这项检查。更何况睡眠呼吸多项生理监测仪是一项价格昂贵的仪器，一般患者不会购买在居家中自行测量，所以很难达到普遍性。本系统主要针对这些缺点发展出一套使用简单、察觉性更低、价格低廉及适合在居家睡眠环境下作长期监测的监测系统，达到帮助医师了解病患的病情，并提供医生追踪治疗过程的改善情形。

研究方法与设计

图 1 为系统方块图。本系统是由 (1) 生理参数测量计及 (2) 生理参数分析器所构成。生理参数测量计包含有生理信号感测装置、微控制器。生理参数分析器则是利用蓝牙无线模块接收生理测量计所测量到的生理参数数据，加以分析，并以具亲和力的操作画面显示出来，提供病患睡眠生理变化情形。

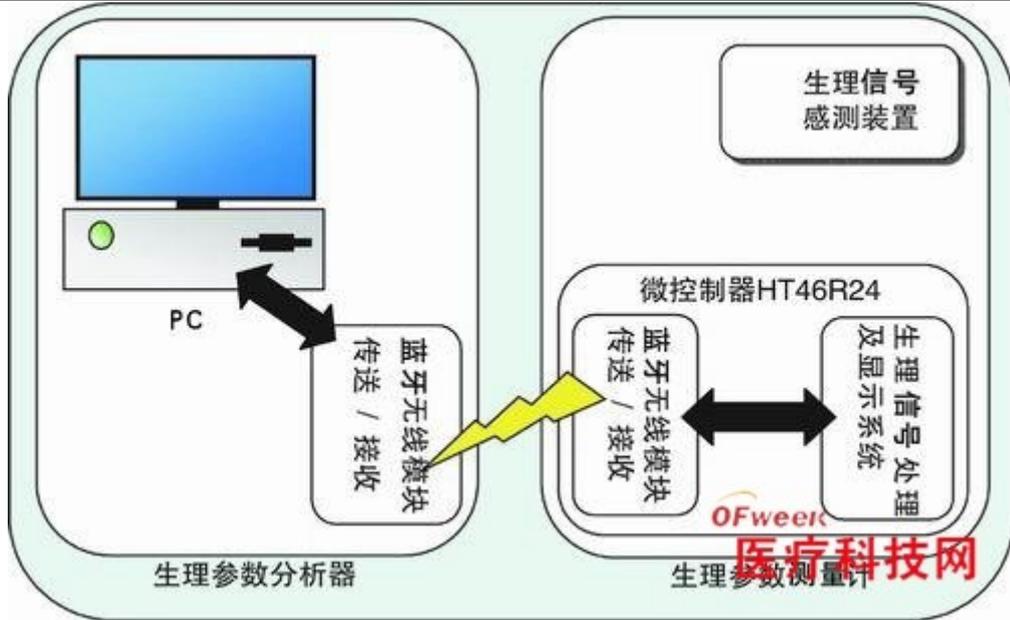


图 1 无线型睡眠呼吸暂停症监视系统方块图

生理参数测量计

生理信号感测装置

心跳变化使用的感测组件为光传感器，主要利用人体心脏收缩时血管中的血流量及血氧浓度会因此而产生变化。本系统采用光耦合器 (CNY70) 利用光反射法侦测血管末端血流量的变化。图 2 为光耦合器 CNY70 内部架构及动作原理。

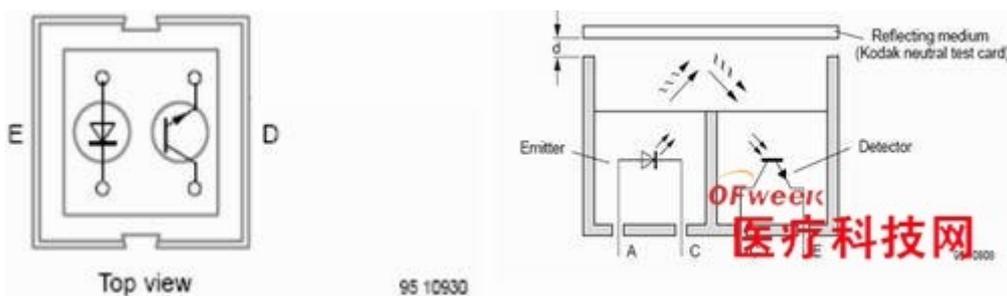


图 2 光耦合器 CNY70 内部架构及动作原理

音频信号接收器主要是接收睡眠时因呼吸道阻塞所产生的鼾声，本系统采用电容式音频接收器作为信号接收的主要组件，利用接收音波压力改变振动膜的位移量，使振动膜与铝质外壳间的电容 CT 随着音波强弱改变电容量，再经 FET 完成阻抗的转换产生 RECM，使 REXT 和 RECM 的分压改变，得到不同的输出。图 3 为音频接受器内部架构及动作原理。

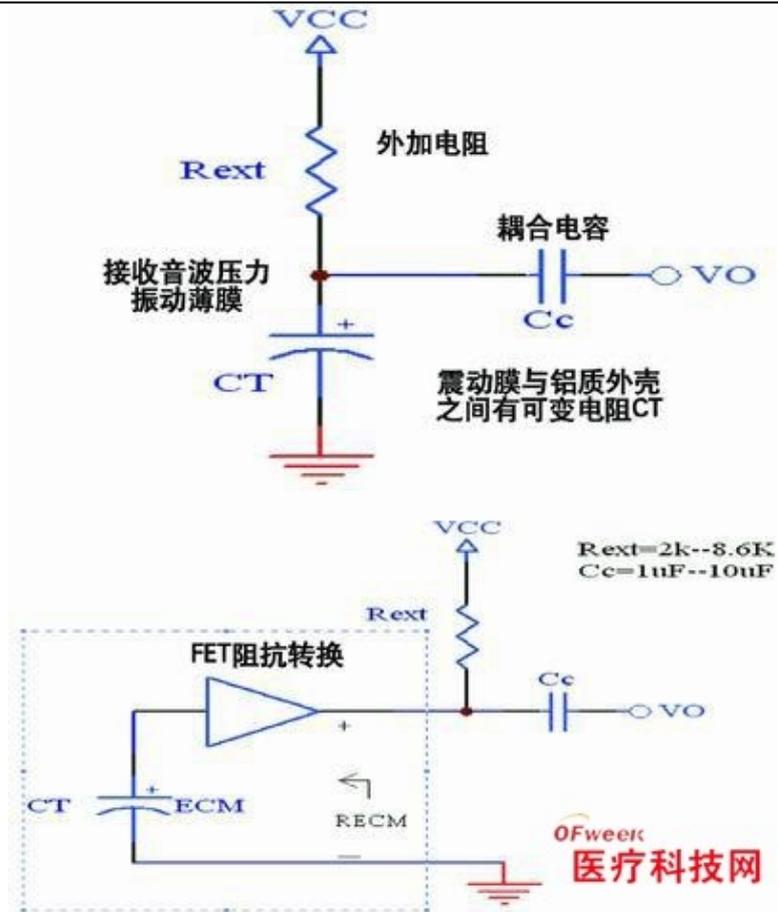


图 3 音频接受器内部架构及动作原理

呼吸传感器的工作原理是利用呼吸时胸腔会产生起伏而拉动卧式可变电阻因而产生电阻值的改变。

生理信号感测电路

1. 心跳感测电路

图 4 为心跳感测电路方块图。心跳变化时，传感器所测量到的信号，包含有直流偏压 (DC Offset)、心跳变化的信号、呼吸及肌肉颤动、60Hz 及高频的噪声，其中心跳变化的信号为所需的信号，其它信号一律视为噪声，因此分别采用硬件的前置滤波电路及软件两种处理方式，以消除不同的噪声对测量所造成的影响。前置滤波电路主要特点是可以减轻软件程序进行数字信号处理所需的运算量及时间，避免造成信号处理过程中延迟情形。图 5 为心跳信号之波形。图 6 为将心跳信号转换成数字信号之波形。图 7 为心跳感测电路。

图 4 心跳感测电路方块图

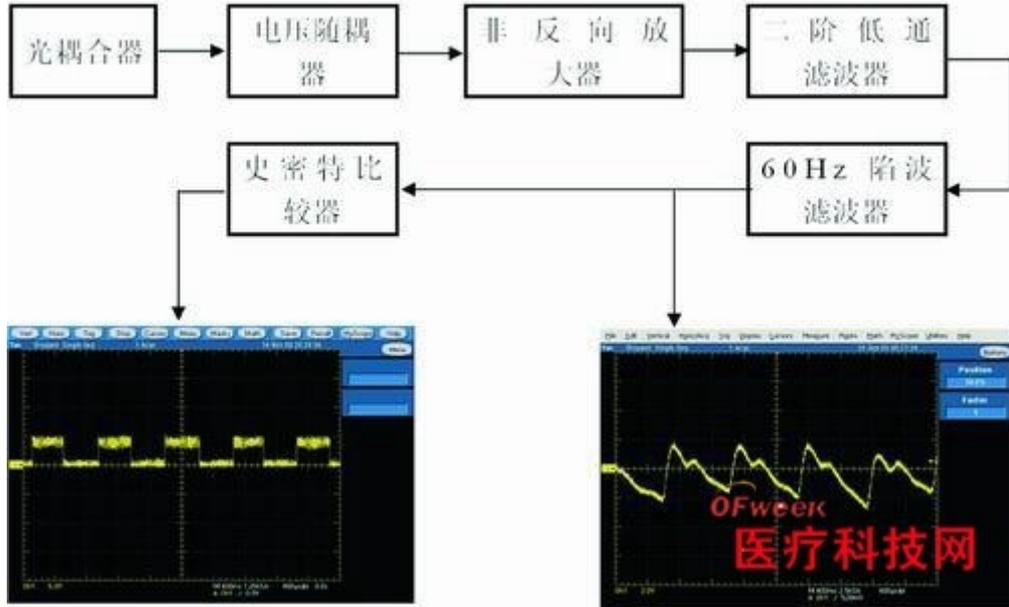


图 6 心跳信号转换后波形 图 5 心跳信号转换前波形图

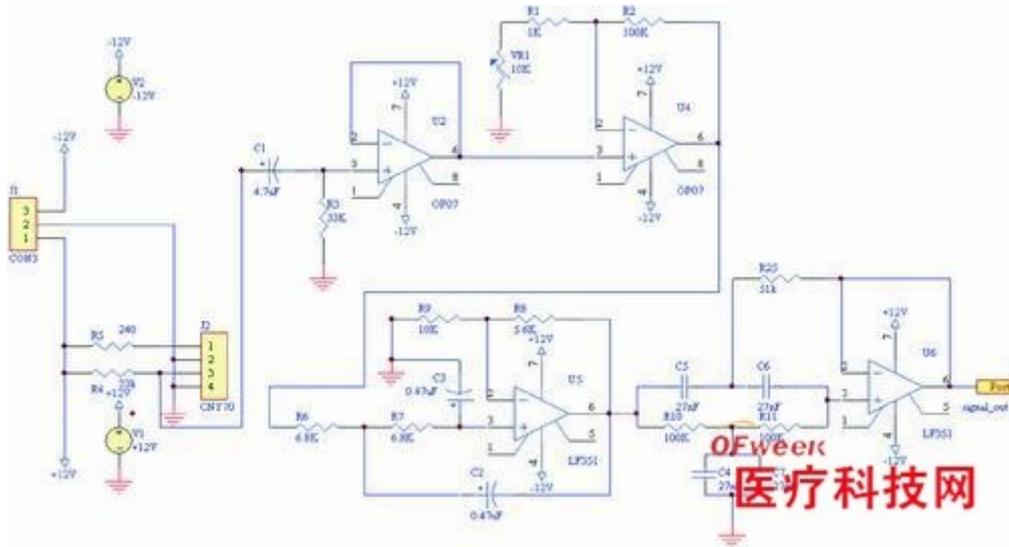


图 7 心跳感测电路

2. 鼾声感测电路

图 8 为鼾声感测电路方块图。以音频接收器测量到的鼾声信号包含很多噪声及背景杂音的影响，必须利用硬件滤波器去除高频、低频噪声只留下鼾声频带内的信号，Smithson[1995]研究中显示鼾声的频率大约在 1~200Hz 的声音频带内，其它声音的频率域则较广。首先由音频接收器从量得的信号，信号放大，再经由 200Hz 低通滤波器滤除其它声音所造成的噪声干扰。图 10 为将鼾声信号转换成数字信号之波形。图 11 为鼾声感测电路。

图 8 鼾声感测电路方块图

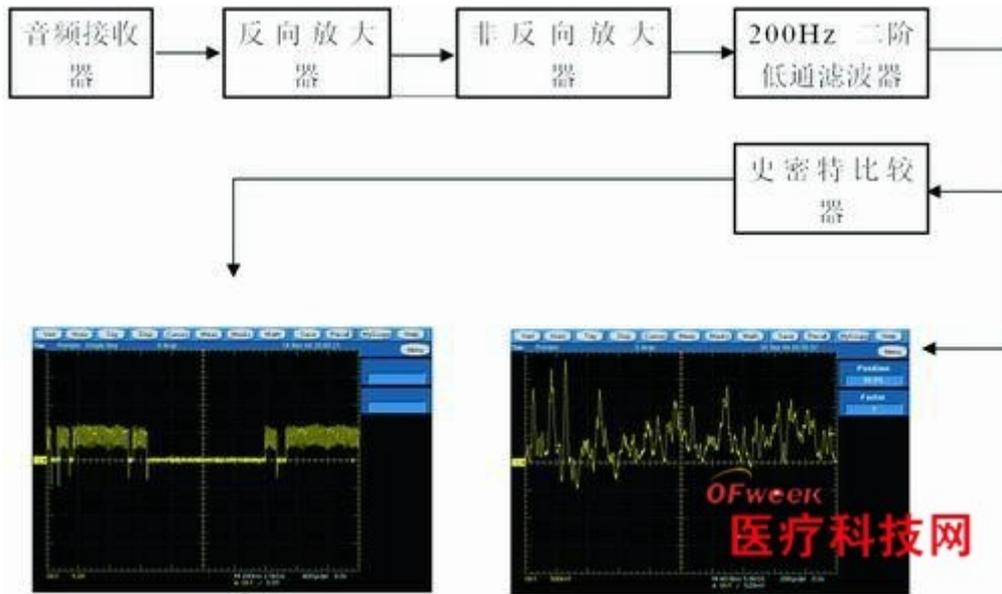


图 10 鼾声信号转换后波形 图 9 鼾声信号转换前波形

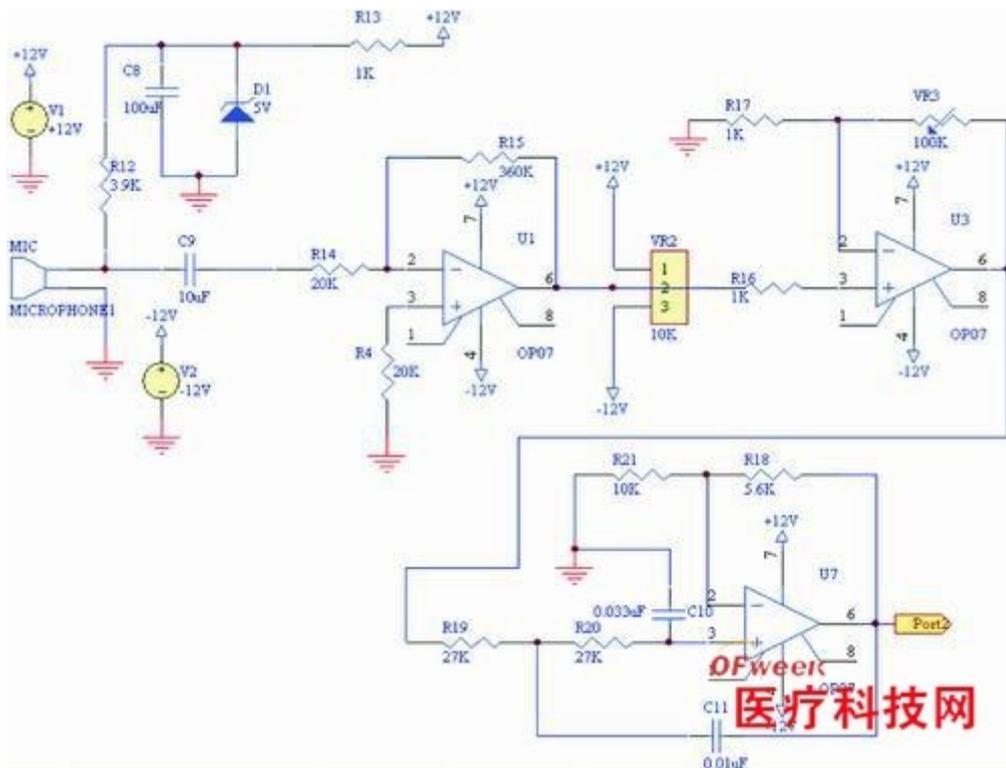


图 11 鼾声感测电路

3. 呼吸感测电路

图 12 为呼吸感测电路方块图。利用呼吸时胸腔的起伏拉动卧式可变电阻改变电阻值因而产生的电压变化，经由信号放大电路、比较电路，即可判断呼吸的情形。图 13 为呼吸信号波形。图 14 为呼吸感测电路。

图 12 呼吸感测电路方块图

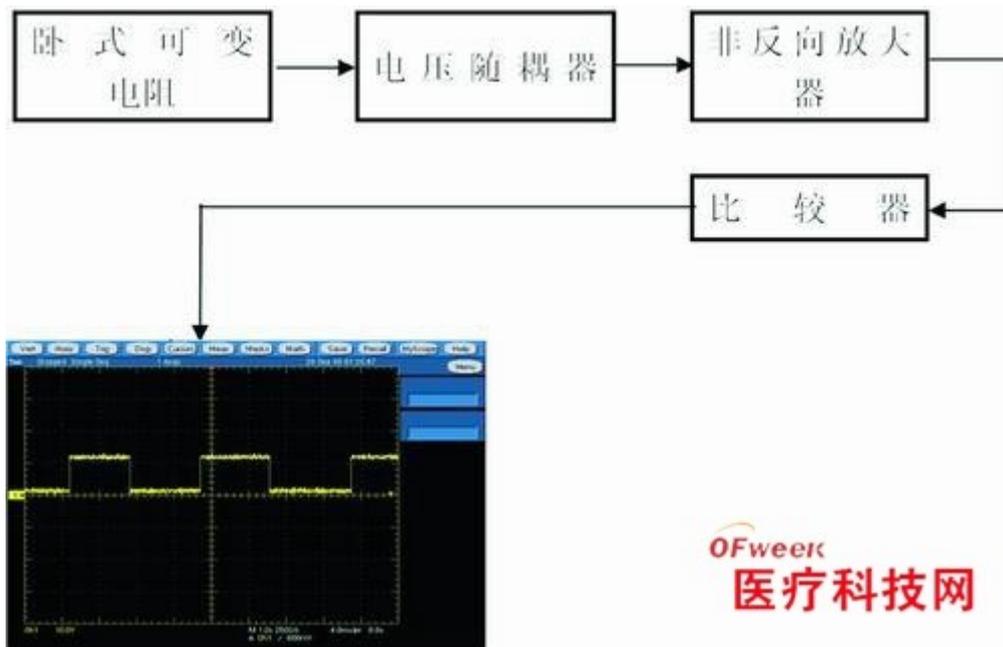


图 13 呼吸信号波形

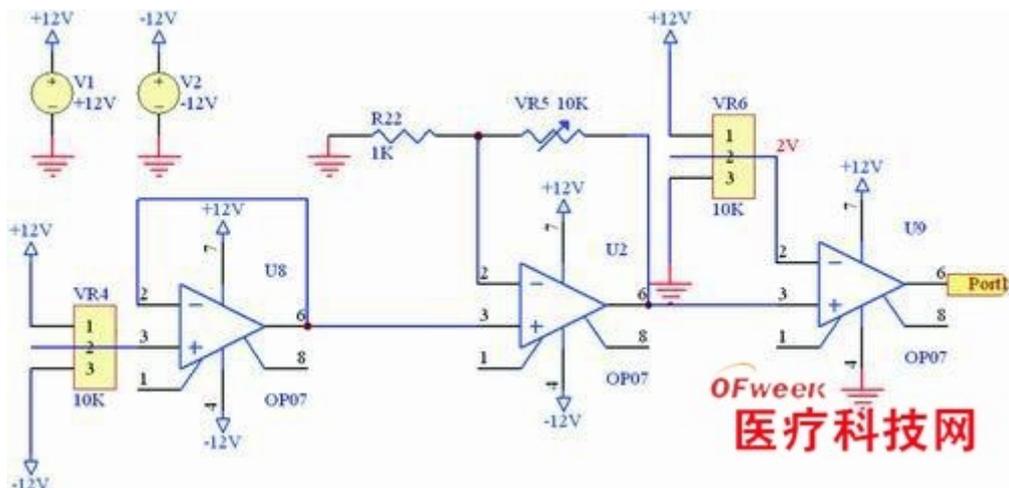


图 14 呼吸感测电路

CPU 及显示电路

图 15 所示为本系统 CPU 及显示电路。CPU 是使用盛群半导体股份有限公司所生产的 HT46R24 微控制器，其中由 Port A 及 Port C 驱动 15*4 中文显示型 LCD，作为生理参数数据的显示，Port B 为生理参数及定时器的输入端，而 Port D 则经过 MAX232 准位转换做串行传输。

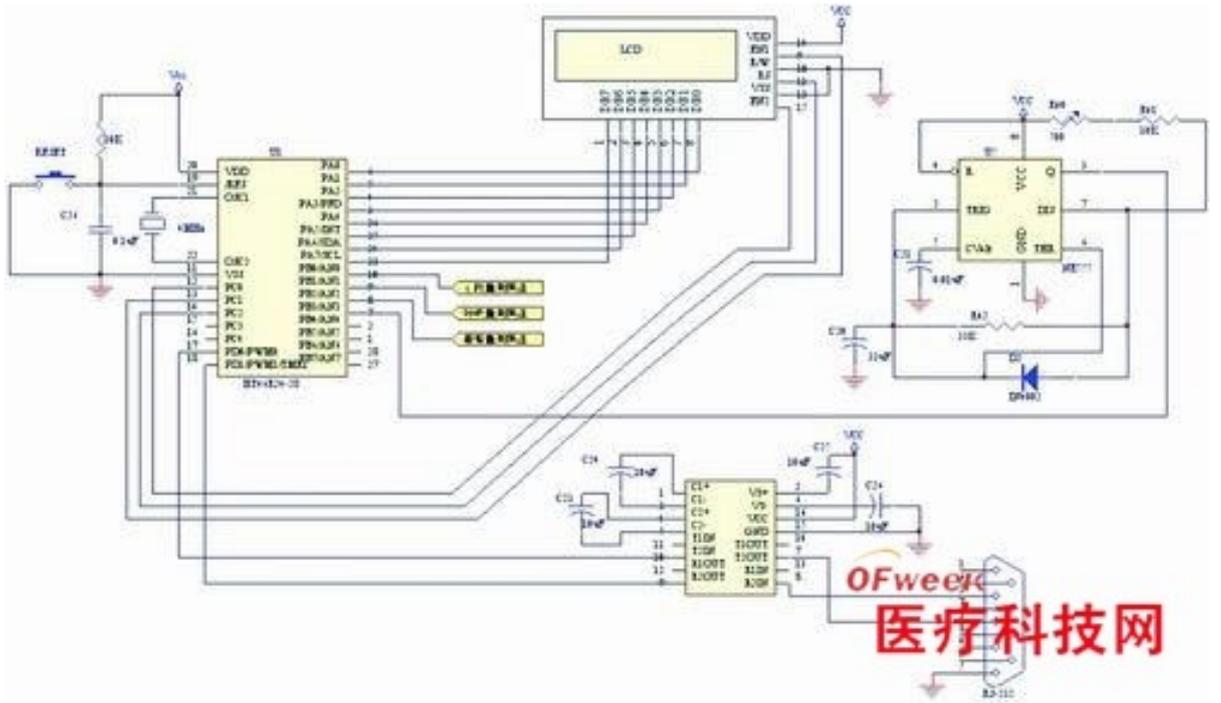


图 15 CPU 及显示电路

固件程序

生理参数测量计之程序如下：在生理参数测量时为了避免读取到身体翻转时的错误信号，利用多重读取的方式加以避免，在信号变化时连续读取，且每次读取间加入一段时间延迟，再经过比对读取的信号是否相同，此方式可降低信号读取时的错误率。处理完成后的生理参数资料存放于微控制器的缓存器，并通过中文型 LCD 显示所测量到的生理参数。蓝牙无线模块传输方面，主要将储存在微控制器内部缓存器的生理参数数据通过 RS-232 串行传输与个人计算机间做数据通讯。

生理参数分析器

以 Visual Basic6.0 为开发工具，通过蓝牙无线模块接收由生理参数测量计所传输的生理参数数据，储存于数据库中，并将每个时间点的生理参数进行分析，连接 Excel 将每个时间点所测量的生理参数资料进行分析及统合以曲线图的方式显示每个时间点的生理变化状况，让医师在诊断上更加方便。

结果

图 16 为由医院所取得正确的数据经过本系统实际仿真测量所得之曲线分析图。本系统提供一组一般正常睡眠时的呼吸生理参数数据及曲线图，增加医师在比对及判断的方便性。

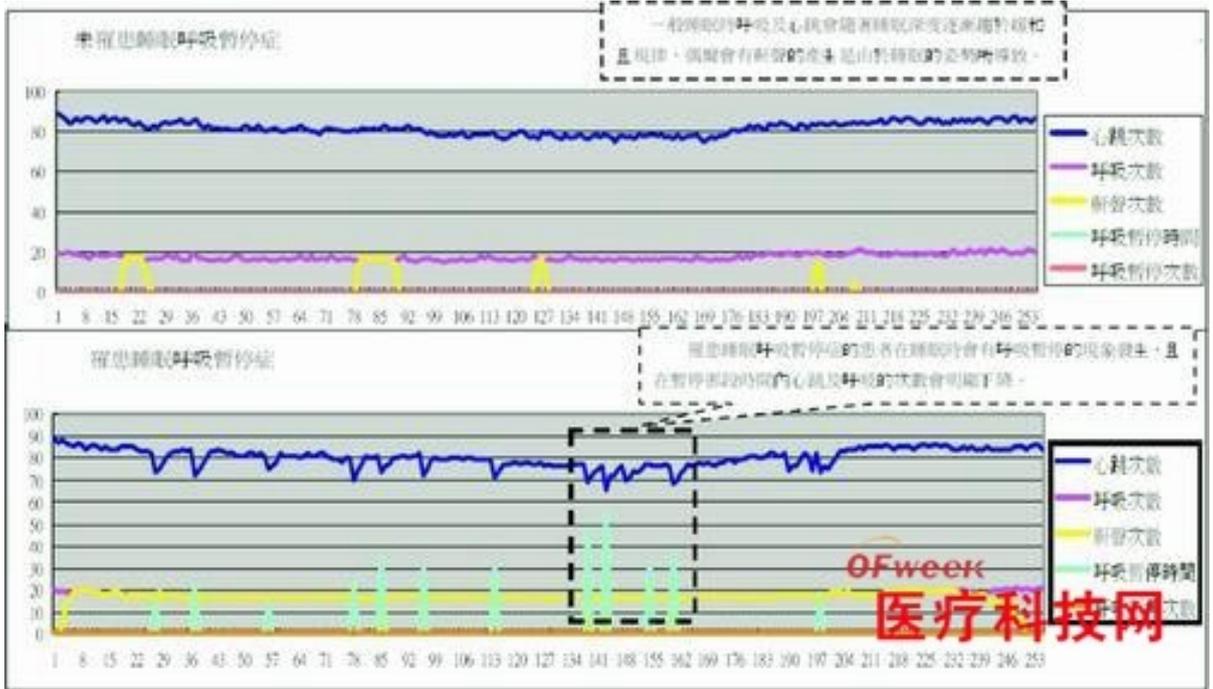


图 16 生理参数经过帕线分析后结果显示

图 16 上方为未罹患睡眠呼吸暂停症的睡眠呼吸生理变化情形；下方则为罹患睡眠呼吸暂停症患者睡眠时的睡眠生理变化情形。

表 1 为图 16 各个颜色曲线所代表的意义。

图 16 曲线分析及比对可以发现，睡眠呼吸暂停症的患者睡眠时呼吸通常伴随着鼾声，当有睡眠呼吸暂停的情况发生，心跳次数在同一时间域内有非常明显的下降情形，因此能判断罹患睡眠呼吸暂停症的患者在长期未接受有关睡眠呼吸暂停症治疗的情况下，心脏长期在睡眠时未有规律的跳动而容易罹患有关心血管方面的疾病。

结语

在设计单芯片微控制器的软件时，必须以时间轴为基准，测量各项生理参数，才能于重建时找出各个生理参数间的关系。为了使生理参数测量计的体积小化，必须选择低消耗电量及体积较小的组件，并使用微控制器使整

体电源消耗最小化。蓝牙无线传输模块为低功率消耗且高安全性的无线数据传输设备。

在生理参数测量时，必须将生理信号感测装置固定于患者身体上，因为睡觉时头部、身体移动和翻转，容易造成测量设备的脱落及不正确的测量数据，此时不正确的测量多少会影响医师对症状的评估。所以生理参数测量计的传感器体积必须要很小，固定容易、不易脱落及避免影响患者的睡眠，处理生理参数的数据时，必须要先利用滤波器，将其噪声除去，只显示真正的睡眠呼吸的生理参数的波形，这样才更容易得到准确的生理参数，进而提高医师诊断上的正确性。

另外，要配合生理参数测量计内各个电路模块，系统的电源供应就显得很重要。传统电源处理方式是由电力公司所提供 110V 60Hz(编者注：此指标为台湾电力)的电源经由一个重量、体积不小的变压器，经过不断的整流及稳压才能得到系统所需的电压，而此过程所产生温度容易因为散热不完全而导致组件容易损毁。为了要让生理参数测量计体积小、重量轻、且不会产生高温，因此生理参数测量计采用市面上 110V 60Hz 转换成 5V 1A 的电源转换器，提供微控制器使用，再通过直流转直流-双组-电源转换器转成感测电路模块所需的±5V 电源，相较于以往不但降低电源设计的难度，使得携带更加的方便。