

基于 OMPA3530 的多参数监护仪设计

摘要: 以美国德州仪器公司最新双核处理器 OMAP3530 为核心设计了一个新型多参数监护仪, 用于监测人体心电、血氧饱和度、无创血压、呼吸及体温等生命体征参数. 重点讨论了基于小波变换的心电检测算法, 简要介绍其他参数采集模块. 样机测试结果表明, 该监护仪系统性能稳定, 能实时监测和远程传送, 正确完成对各项生命体征参数的监测.

在现代医学中, 采用多参数监护仪, 对危重病人实施多参数实时监测, 可及时了解病人的心肺功能及氧合能力等生命体征变化, 有利于提高医生对患者病情的分析判断, 及时采取有效的护理或急救措施, 降低危重病人的死亡率.

传统基于 PC 平台的多参数监护仪成本高、体积大、操作复杂, 使用范围具有局限性. 而采用低档单片机为核心的便携式多参数监护仪, 功能简单、运算能力差、界面简陋, 只能进行简单的信号显示, 不能进行数据分析.

本研究以美国德州仪器公司最新的双核处理器 OMAP3530 为核心, 搭配十二导联心电信号 (elec-trocardiograph, ECG) 采集模块、血氧饱和度 (pulse oxygen saturation, SP02) 采集模块、无创血压 (non-invasive blood pressure, NIBP) 采集模块、呼吸 (respiration, R) 采集模块以及体温 (bodytemperature, TEMP) 采集模块, 设计了一台具有实时检测、实时分析和网络传输等功能的新颖多参数监护仪. 该监护仪既可方便医生实时掌握病人的心电、血压、血氧等信息, 以应对患者的病情突发, 又可帮助健康人群随时关注自己的身体状况. 是新一代“数字医疗社区/医院”在远程医疗方面的重要发展方向.

1 系统方案

本设计采用的 OMAP3530 处理器由 65 nm 低功耗工艺制造, 内部集成了 4 倍于当前 300 MHz ARM9 器件处理能力的 600MHz Cortex-A8 弹性内核和 430 MHz 的 TMS320C64x+TMDSP 内核 [1]. ARM+DSP 的双核结构使操作系统效率和代码的执行更加优化. ARM 端负责系统控制工作, DSP 端则承担繁重的实时信号处理任务, 从而成功地解决了性能与功耗的最佳组合问题. 具有双核结构的 OMAP3530 非常适合新型多参数监护仪的设计. 低功耗可以更好地实现监护仪的便携性, 满足野外救护等需要; 借助 ARM 对多种操作系统的支持, 可以获得更好的监护界面; 利用 DSP 强大的运算能力可以对生命参数进行各种复杂算法分析.

图 1 为系统框图, 系统采用主控板和采集模块分开的设计, 实现了测量、分析、报警和网络通信等功能. 通过导联端、血氧探头、袖套和温度探头获得人体的 ECG、SP02、NIBP、R 和 TEMP 5 个基本生命参数信号, 数据

通过串口送到 OMAP3530 进行实时处理，同时在 LCD 或电脑显示器上实时显示各种信号的波形和数值. 系统还可根据需要进行数据存储和网络传送，实现远距离监护，并根据医学知识对各种实测信号设置报警阈值，对异常情况报警。

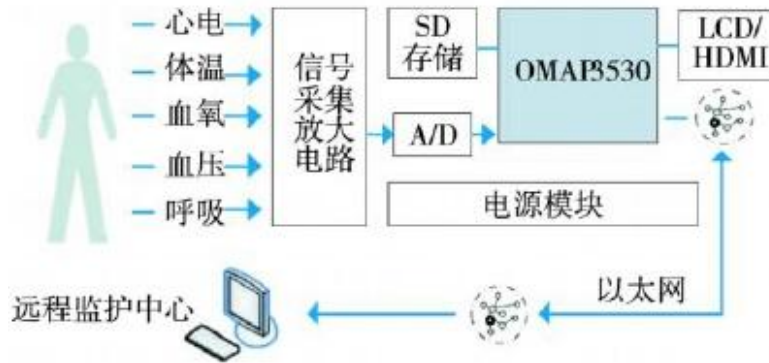


图 1 多参数监护仪框图

Fig. 1 Multi-parameter monitor

2 心电监测模块

2.1 硬件电路设计

图 2 是心电采集电路的设计框图. 人体心电信号幅度一般仅在 $0.5 \sim 4$ mV，必须进行放大. 本系统使用高输入阻抗的仪表放大器 INA326 和高精度运放 OPA2335 组成两级放大电路，将 $0.5 \sim 106$ Hz 频段心电信号放大 200 倍. 右腿驱动电路专门为克服 50 Hz 工频共模干扰，提高共模抑制比而设计的. 原理是采用以人体为相加点的共模电压作并联负反馈，其方法是提取前级放大电路中的共模电压，经驱动电路倒相放大后再加回人体右腿上[2]. 放大及除噪后的心电信号经 A/D 转换后通过 SPI(serial peripheral interface) 接口送至 OMAP3530 进行检测、推导等相关算法处理。

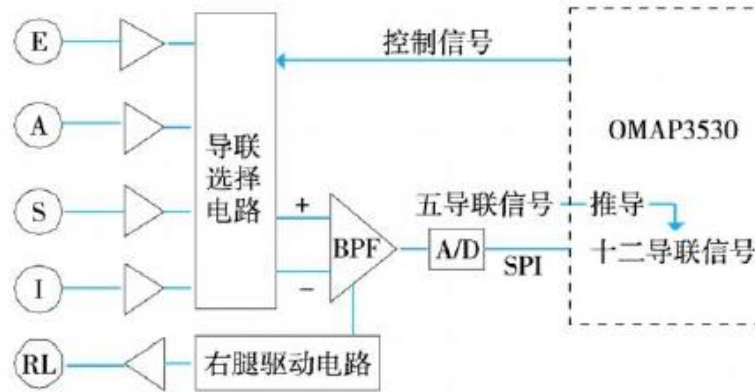


图 2 心电采集模块框图
Fig 2 The module of ECG signal acquisition

2.2 心电检测算法

心电信号中 QRS 波群的检测是对心电信号自动分析诊断的前提和基础，只有在 R 波标定和 ST 段检测后才可计算心率，并区分正常和非正常心率[3]。相比传统的滤波器方法，小波变换作为一种较新的时频分析技术，能针对信号频率成分进行采样，更好地满足高频信号需高分辨率的要求。正是基于小波变换这种“显微”特性，使其非常适用于检测信号突变，如本文中对心电信号 R 波的检测。在利用小波变换进行心电信号 R 波检测的问题上，部分研究者采用一次微分小波作为母函数，检测算法的核心是在某一尺度或几个尺度内搜索小波变换模极大值-极小值对之间的过零点，如图 3。

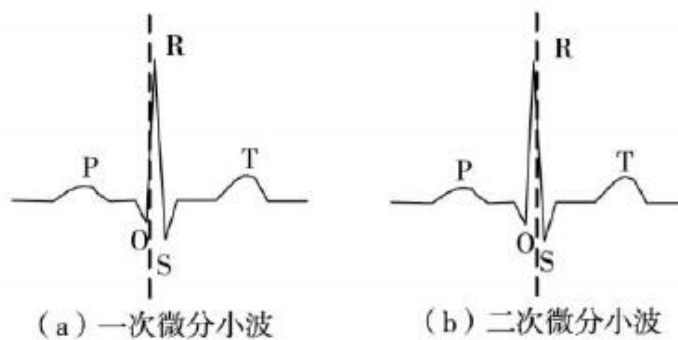


图 3 心电信号 QRS 波的检测
Fig 3 Detection of QRS complexes

本文中采用 Marr 小波变换进行 R 波检测，该小波母函数是高斯函数的二阶导数，属于二次微分小波，心电信号的特征点与小波变换的模极大值点存在对应关系，从而可通过检测模极大值点实现 R 波的定位[3]。相比之下，二次微分小波具有以下优势：①避免了一次微分小波方法中过零点易受干扰

的问题，定位精度及稳定性得到进一步提高。②一次微分小波需首先确定一对相邻模极值点的位置及两者间的斜率，才能间接定位 R 波，计算过程繁琐。二次微分小波只需确定小波变换后信号的模最大值处即可定位 R 波，使算法大大简化。

Marr 小波母函数可表达为

$$\psi(x) = \left[\frac{2}{\sqrt{3}} \pi^{-1/4} \right] (1 - x^2) e^{-x^2/2} \quad (1)$$

通过内积运算或查表可得到小波滤波器的系数 h_0 和 h_1 ，之后可以通过 Mallat 快速算法对离散后的心电信号 $x[n]$ 进行小波分解， j 尺度空间的剩余系数 $c_{j,k}$ 和小波系数 $d_{j,k}$ 可由 $j-1$ 尺度空间的剩余系数 $c_{j-1,k}$ 经滤波器系数 h_0 和 h_1 进行加权求和得到，计算如式(2) [4]。

$$\begin{cases} c_{j,k} = \sum_m h_0(m-2k) c_{j-1,m} \\ d_{j,k} = \sum_m h_1(m-k) c_{j-1,m} \end{cases} \quad (2)$$

同样，将尺度空间 V_j 继续分解，可得任意尺度空间的剩余系数和小波系数。

如何获得初始输入序列 $c_{j-1,k}$ 是利用 Mallat 快速算法进行信号分解时一个重要问题，严格意义上，应采用内积方式求解，但计算过程较复杂，实际应用中一般不采用。当尺度足够小时，尺度函数可近似为一个 δ 函数，因此内积可近似认为是对原函数的采样。当采样速率大于 Nyquist 速率时，采样数据在该尺度上可以很好地近似原始函数，而不需要任何小波系数描述该尺度上的细节 [4]。因此在大多数实际应用中，常常直接用 $f(t)$ 的采样序列 $f[k]$ 近似作为 $c_{0,k}$ 。本研究中， $c_{0,k}$ 就是 A/D 转换后的离散心电信号 $x[n]$ ，其分解过程如图 4。

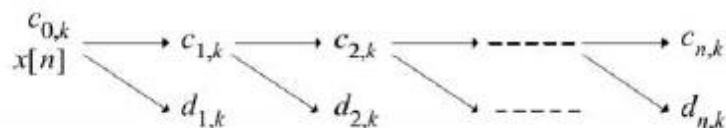



图 4 Mallat 分解算法图

Fig 4 Diagram of wavelet decomposition with Mallat pyramid  医疗科技网

具体检测方法为：在小波变换尺度 4 上，分等长区间分别求模极大值，再对这组模极大值求均值，将该均值 1/2 作为阈值，就可求出过阈值的连续区间中极大值为 R 波的相应位置。

为检查算法的有效性，采用国际通用的 MIT-BIH 数据库进行测试。样本总体为数据库 100~148 号文件中共 103 891 个标准心博，经测试，累计漏检数 71，误检数 109，总错检率为 0.17%。经实验证明，系统中所采用的方法可有效从噪声干扰中识别心电信号中 R 波位置，且识别准确率达 99.83%。完成 R 波识别流程后，以 R 波位置为起始点，向前在长度为 0.04 s 的区间中搜索模极小值点位置，以对 Q 波定位。对 S 波识别的基本流程与 Q 波相似，不同点在于对 R 波后向检索，且由于 S 波延续时间较 Q 波长，搜索区间长度为 0.06 s。

2.3 十二导联推导算法

EASI 十二导联系统是临床医学诊断中常用的心电导联系统。EASI 心电图是一种衍生的十二导联心电图，最大优点是可通过 5 个心电电极产生 3 路双极导联数据，并推导出极近似标准十二导联的心电数据。此导联系统由 5 个电极 E（胸骨下部平第 5 肋间）、A（左腋中线平 E 点位置）、I（右腋中线平 E 点位置）、S（胸骨柄）和 RL（右腿驱动电极，一般置右腹）组成[5]。电极贴放位置如图 5。

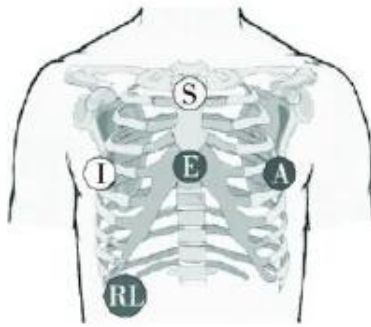


图 5 EASI导联系统电极摆放位置

Fig. 5 Electrode position of EASI

EASI 十二导联系统能通过式(3)，转化后得出十二导联心电信息。

$$L_d = a(A - I) + b(E - S) + c(A - S). \quad (3)$$

其中，A-I、E-S、A-S 为 3 路双极导联数据，能分别反映心电向量在冠状面、矢状面和额状面的心电变化；a、b、c 为经大样本研究后得出的精确

相关系数[5].大量临床研究证实,通过 EASI 十二导联系统获得的心电图非常接近标准的十二导联心电图.

3 其他模块设计

3.1 血氧饱和度监测模块

SP02 的测量主要根据氧合血红蛋白和还原血红蛋白对不同波长的光吸收程度不同而进行的.血氧探头使用两种特定波长的光透过人手指上部,用硅光电池接收透射光而产生电信号,计算两种光强的交直流分量之比,通过式(4)可求 SP02.

$$SPO_2 = a + b \times \frac{AC_{660} / DC_{660}}{AC_{925} / DC_{925}} \quad (4)$$

其中, a、b 为常数; AC660 和 AC925 分别是两路透射光的交流成分; DC660 和 DC925 分别是两路透射光信号的直流成分[6].

本监护仪采用 RST002DA 血氧探头,加上脉冲控制电路、信号放大电路和双 T 陷波器电路组成血氧模块,如图 6.

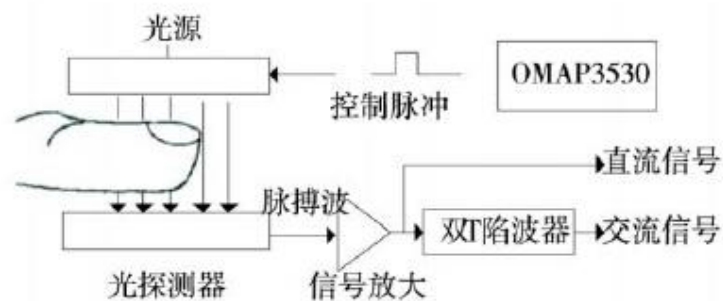


图 6 血氧模块框图

Fig. 6 The module of pulse oxygen saturation

3.2 无创血压监测模块

振动无创测量法是采用充气袖套阻断上臂动脉血流,通过监测因血液流经弹性动脉而引起袖套内压力的波动幅度来识别动脉收缩压、舒张压和平均压[7].

如图 7 压力传感器 MPX5050GP 得到的压力信号经高低两路滤波器和放大器后,送入 A/D 转换器,得到数字化后的压力信息.

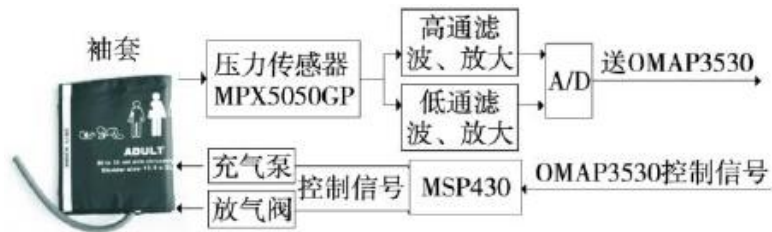


图 7 无创血压模块框图

Fig 7 The module of non-invasive blood pressure

在 OMAP3530 端，得到压力数据后，可根据以下算法计算收缩压、舒张压和平均压 [7]. 其中①收缩压是指放气过程中，振幅由小到大，上升变化率最大时刻对应的压力指数. ②舒张压是指振动幅度经过最大点开始下降，下降变化率最大时刻对应的压力指数. ③平均压是指 (收缩压+2 舒张压) /3.

根据 20 个测量者的实际测试结果，本模块测量的平均误差为 0.5 kPa (5 mmHg)，对比的标准误差为 0.9 kPa (8 mmHg)，完全符合针对无创血压检验的 SP-10 国际标准 [8].

3.3 呼吸监测模块

在电路上，呼吸监测模块与心电检测共用胸部监护电极和前置放大器. 如图 8，单片机控制频率合成芯片 AD9833 得到 62.5 kHz 的高频周期信号，再经 V/I 转换电路得到该频率的激励脉冲 [9]. 将此脉冲施加在人体胸腔上，在测量电极两端得到被 62.5 kHz 脉冲调制的呼吸信号，经放大、解调和带通滤波后，即可得到呼吸信号的原型 [10]. 将 A/D 转换后的呼吸信号送入 OMAP3530 中作进一步处理就可获相关呼吸数据.



图 8 呼吸监测模块框图

Fig 8 The module of respiration

3.4 体温监测模块

监护用的体温测量多数用热敏电阻作为传感器. 如图 9，体温以测量线路是惠斯登电桥，将热敏电阻表在电桥的一个桥壁上，通过测量电桥的不平衡输出，测定体温大小.

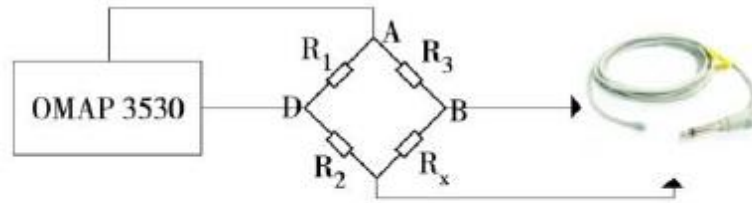


图 9 体温监测模块框图

Fig 9 The module of body temperature

4 关键设计及结果

4.1 低功耗设计

为解决信号处理时功耗大的问题，本设计采用最新的 SmartReflex™ 技术，可根据设备的工作情况、工作模式、工艺技术及温度变化等因素实时动态调整系统的电压、频率与功耗。为实现电压的动态调整，供电电路的设计与一般的嵌入式系统不同，设计中采用的电源控制芯片 TPS65930 对整机功耗进行管理。TPS65930 除了对主芯片和外围电路的供电外，还通过 I2C 总线与 OMAP3530 进行电压控制信息的交换。

根据直流分析仪 N6705A 的 10 次实际测量数据，整机在休眠状态下平均功耗为 0.103W，其中主控板的功耗为 0.042 W；在单参数监护状态下，整机平均功耗为 0.6~1.2 W；在所有采集模块一起工作的情况下，平均功耗为 3.2W。

4.2 A/D 电路设计

限于篇幅，仅以心电模块为例，介绍 A/D 转电路的设计。电路图如图 10，设计采用的 ADS8325 是德州仪器一款 16 b 精度，超低功耗的 A/D 换芯片，在采样率低于 10 kHz 时，ADS8325 的功耗少于 1 mW。ADS8325 的两个模拟信号输入端 IN+、IN- 形成差分输入对，公用模式脚 REF 用来设置共用输入电压。ADS8325 的工作参考电压为 2.5 V，较低的电压可以降低信噪比。

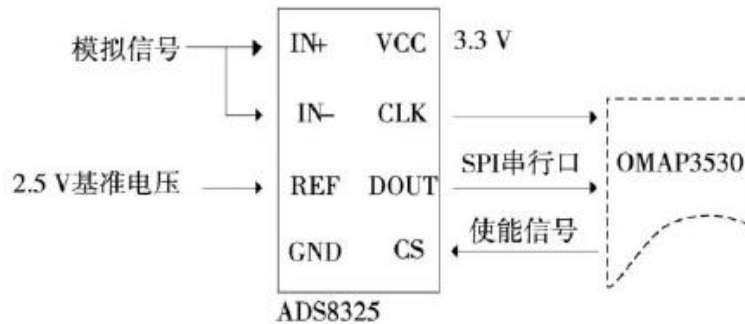


图 10 A/D转换电路设计
Fig 10 The circuit design of A/D convert

本设计对 $0.5 \sim 106$ Hz 频段的心电信号进行采样, 根据 Nyquist 速率, 采样频率设为 250 Hz, 16b 采样. ADS8325 的参考电平由外部提供, 通过 SPI 串行口与 OMAP3530 通信.

4.3 网络电路

网络接入电路是实现远程监护的物理层基础. 相比其他微处理器, OMAP3530 支持 WIFI (wirelessfidelity)、GSM (global system formobile communica-tions)、无线网卡和以太网 4 种网络接入方式, 具有强大网络功能的 OMAP3530 更适合远程监护仪的设计. 如图 11, 本监护仪支持 USB 无线网卡和以太网两种接入方式.

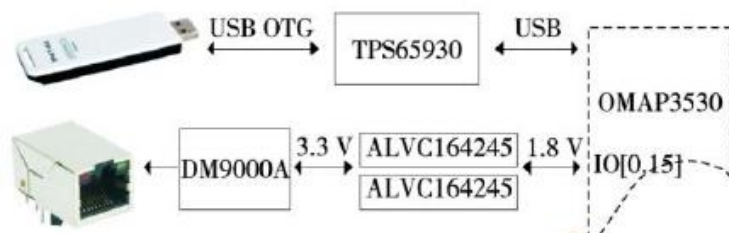


图 11 网络接口
Fig 11 Interface of the network

无线网卡必须符合 IEEE 802.11g 标准, 连接到 USB OTG (on-the-go) 主从复合口, 系统会自动查找附近网络接入点. 监护仪还提供了 10/100 M 以太网接口. DM9000A 内置 10/100 M 以太网模块, 兼容 IEEE 802.3 标准协议, 网线接口为标准的 RJ45. 设计中需注意 DM9000 的端口电压为 3.3V, 与 OMAP3530 的不同, 必须进行传输匹配.

4.4 监护程序设计

借助 OMAP 的强大性能，本设计首次在监护仪中采用 Google 的 Android 平台进行开发。Android 是基于 Linux 的软件平台和操作系统，是一个真正意义上的开发性移动设备综合平台。

监护程序基于 Android SDK (software developmentkit) 1.6，在 IBM 的 Eclipse 3.3 中采用 Java 语言开发。监护界面如图 12，程序能分别以波形和数据形式实时显示从串口传过来的 ECG、SPO2、NIBP、R 和 temp 信号参数。除基本的参数监测功能外，程序还允许使用者手动设置各参数的报警阈值，以满足不同场合的报警需要。测量数据可通过程序打包成 XML (extensiblemarkup language) 格式进行网络传送，实现远距离监护。另外，凭借双核处理器 DSP 端强大的运算能力，还能以实时监测数据为蓝本，添加各种复杂医学诊断算法，实现诊断自动化，这是 OMAP3530 双核结构的优势所在。



图 12 多参数监护仪界面

Fig. 12 Interface of multi-parameter monitor

结 语

本研究基于 OMAP3530 双核处理器设计的多参数监护仪，可实现对 ECG、SPO2、NIBP、R 和 TEMP 等生命体征参数的实时监测与远程传送。其操作方便、体积小、成本低、功耗小、功能强大，且便于移动，具有广泛的应用领域和良好的市场价值。随着人们医疗意识的提高和医疗体系的完善，该类型监护仪将会在个人医疗保健、医院救护、野外急救和远程医疗监护等场合得到越来越广泛的应用。

参考文献：

- [1]德州仪器公司. 医疗应用设计方案[R]. D111103, 美国: 德州仪器公司, 2007. (英文版)
- [2] Feild D Q, Feldman C L, Horáček B M. 改进的 EASI 导联系统参数: 推导、数值、以及性能[J]. 心电学杂志, 2002, 35: 23-33. (英文版)
- [3]余 辉, 张力新, 吕杨生. 基于小波变换的 QRS 波检测[J]. 生物医学工程与临床, 2001, 5(2): 65-70.
- [4]彭玉华. 小波变换与工程应用[M]. 北京: 科学出版社, 2005: 49-51.
- [5]吕文标, 马桂玲. 多参数监护仪测量原理及应用[J]. 医疗设备信息, 2001(5): 21-23.

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(60872125, 60901016); 美国德州仪器公司创新基金资助项目

作者简介: 曾启明(1984-), 男(汉族), 广东省清远市人, 深圳大学博士研究生.

通讯作者: 纪 震(1973-), 男(汉族), 深圳大学教授、博士生导师.