

# 基于磁场矢量控制的持续正压通气呼吸机设计

邝 勇, 江贵平

南方医科大学生物医学工程学院, 广东 广州 510515

**【摘要】目的:**呼吸机是阻塞性睡眠呼吸暂停综合征(Obstructive Sleep Apnea Syndrome, OSAS)最有效的治疗手段, 为提高持续正压通气(Continuous Positive Airway Pressure, CPAP)呼吸机电机的响应速度, 降低工作时整机噪声, 提高 OSAS 治疗时患者舒适性, 本文首次将电机转子磁场矢量控制(Field-Oriented Control, FOC)方法用于 CPAP 呼吸机电机的控制, 有效解决上述问题。**方法:**采用以 Cortex-M4 为内核的 TM4C129XNCZAD 作为主控芯片, 完成外设驱动、LCD 显示和压力控制等, 使用 SDP600 压差传感器和 MPXV5004GC6U 压力传感器采集管道内的压差和压力信号。利用具有强大的浮点运算和系统处理能力 TMS320F28069FPZT 数字处理器实现 FOC 电机控制算法, 两个处理器通过 SPI 协议进行通信。**结果:**由整机工作噪声以及电机响应速度的数据表明, 使用 FOC 控制策略能有效降低整机工作噪声和提高电机响应速度, 在输出压力平稳度上与呼吸机领导国际品牌 ResMed S9 呼吸机无明显差异。**结论:**采用 FOC 电机控制策略的 CPAP 呼吸机具有电机响应速度快、噪声低、压力输出波动小等优点。

**【关键词】**阻塞性睡眠呼吸暂停综合征; 持续正压通气; 呼吸机; 磁场矢量控制

**【中图分类号】**R318.6; TP368.1

**【文献标识码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2015)04-0493-06

## Continuous positive airway pressure ventilator based on field-oriented control

KUANG Yong, JIANG Gui-ping

School of Biomedical Engineering, Southern Medical University, Guangzhou 510515, China

**Abstract: Objective** Ventilator is the most effective treatment for obstructive sleep apnea syndrome (OSAS). The motor rotor field-oriented control (FOC) was firstly applied for the motor control of continuous positive airway pressure (CPAP) ventilator to effectively increase the response speed of the motor of CPAP ventilator, reduce the working noise, and improve patients' comfort degree during the treatment for OSAS. **Methods** TM4C129XNCZAD with Cortex-M4 as core was applied as main control chip to complete peripherals drive, LCD display and pressure control. SDP600 differential pressure sensor and MPXV5004GC6U pressure sensor were used to collect differential pressure and pressure signals within tubes. Digital processor TMS320F28069FPZT with strong floating point arithmetic and system processing capacity realized FOC motor control arithmetic, and these two processors communicated via SPI protocol. **Results** The data of the system noise and motor response speed indicated that the CPAP ventilator based on FOC effectively reduced the working noise and improved the motor response speed, and that the stability of output pressure had no obvious difference with Resmed S9 ventilator, the international brand of ventilator. **Conclusion** The CPAP ventilator based on FOC has rapid motor respond speed, low noise, and stable output pressure.

**Key words:** obstructive sleep apnea syndrome; continuous positive airway pressure; ventilator; field-oriented control

**【收稿日期】**2015-03-12

**【基金项目】**广东省教育部产学研结合项目(2012A032200013)

**【作者简介】**邝 勇(1989-), 男, 江西赣州人, 硕士研究生, 研究方向: 医疗电子仪器和嵌入式系统设计。Tel: 13631475703; E-mail: leonkuang@126.com。

**【通信作者】**江贵平(1971-), 男, 江西上饶人, 博士, 教授, 研究方向: 可视化与增强显示、医疗电子设备开发。E-mail: gzjiang@263.net。

## 前言

阻塞性睡眠呼吸暂停综合征(Obstructive Sleep Apnea Syndrome, OSAS)是指在睡眠中由于上呼吸道部分或全部阻塞, 引起的以睡眠中打鼾、反复呼吸暂停、反复的间歇低氧、白天嗜睡等为特征的一系列临床综合征<sup>[1]</sup>。其定义为在 7 h 睡眠过程中呼吸暂停及低通气反复发作 30 次以上, 或平均每小时睡眠呼

吸暂停低通气指数中的呼吸暂停和低通气次数之和大于5次。OSAS容易导致神经调节功能失衡、血液动力学改变、微循环异常和内分泌功能紊乱等并发症,最终对多系统器官功能造成损害,严重影响病人的生活质量和寿命,对OSAS患者进行有效治疗尤为重要<sup>[2-5]</sup>。目前,OSAS的治疗方法有行为治疗、持续正压通气(CPAP)呼吸机治疗、手术治疗和药物治疗,其中CPAP呼吸机是公认的最有效和安全的OSAS治疗方法<sup>[6]</sup>。CPAP的治疗原理为睡眠呼吸机通过软管在面罩端输送持续的正压气流,并保证在呼气和吸气整个呼吸周期压力恒定,防止呼吸道阻塞,保证呼吸的顺畅。

呼吸机设计中核心的环节为电机的控制。传统的电机控制方法是用一个六步换向法控制过程来驱动电机定子,在六步换向控制过程中,给一对绕组通电直到转子达到下一位置,然后电机换相到下一步,另外需要霍尔传感器用于确定转子位置,以采用电子方式给电机换向。六步换向的优点是系统设计简单,控制方便,但这种控制过程会使生成的转矩产生振荡,也因此容易产生噪声<sup>[7]</sup>。并且对于呼吸机这种需要根据患者不同呼吸状态快速改变电机转速的应用,其相应能力显得有些不足。同时,在六部换向控制法中需要用到霍尔传感器,无疑会增加整机成本。为解决上述控制方法的不足,本文首次将磁场矢量控制(FOC)高级电机控制方法用于呼吸机的设计智取。FOC方法可以让电机在全转速范围内顺利运转,实现平稳快速的加减速。同时,采用FOC控制法,无需类似霍尔位置传感器,在成本和功耗上有不可比拟的优势。

## 1 系统结构与硬件框架

### 1.1 CPAP呼吸机结构

本文设计的CPAP呼吸机工作原理如图1所示。系统主要由直流无刷电机、控制器、压力传感器、压差传感器、软管、面罩构成。在电机控制处理器内实现FOC电机控制算法,控制直流无刷电机的运转。电机带动扇叶产生正压力气流,气流经过软管和面罩送至患者呼吸道,保证呼吸道畅通。为了形成呼吸机的闭环控制,本文通过压力传感器和压差传感器采集软管内输出气流的压力和压差,在微处理器内实现呼吸跟随、压力跟随及呼吸事件检测等算法,根据算法结果给电机控制处理器发送电机调整指令,调整电机转速,维持治疗时的压力稳定。

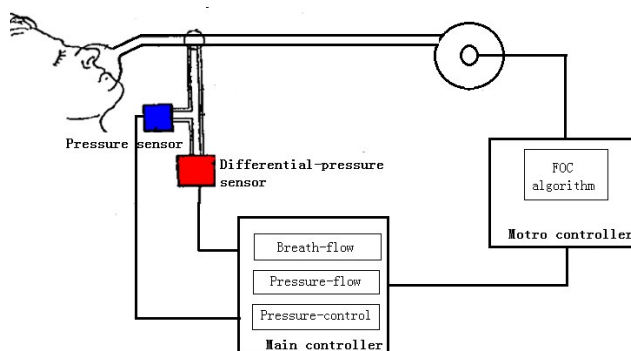


图1 CPAP呼吸机系统框图

Fig.1 Block diagram of continuous positive airway pressure (CPAP) ventilator

### 1.2 硬件框架

硬件电路由电源电路、压差传感器、压力传感器、按键、显示屏、存储、报警、主控芯片、电机驱动和直流无刷电机组成,如图2所示。

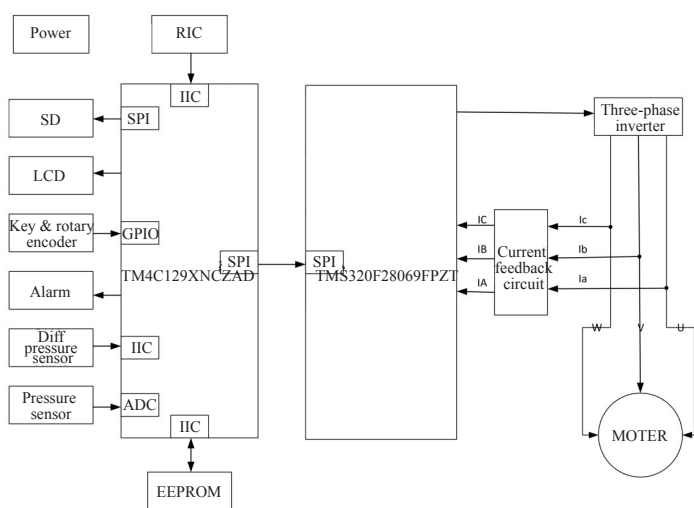


图2 硬件系统框图

Fig.2 Block diagram of hardware system

在本设计中,采用德国Emb-Papst公司的直流无刷电机作为气流发生器,该电机具有响应快、惯性小和较小的电噪声等优势。采用以Cortex-M4为内核的TM4C129XNCZAD高级微处理器作为主控芯片,利用其丰富的外设接口和强大的处理能力完成LCD驱动、外设控制以及压力/压差信号的采集。同时,本文采用Ti的TMS320F28069FPZT数字信号处理器用于FOC电机控制算法的实现,其强大的浮点运算和系统处理能力,可满足FOC电机控制算法中复杂运算的需求,其高速运算能力保证电机控制的实时性。我们选用瑞士SENSIRION公司的SDP600数字压差传感

器和 Freescale 公司生产的 MPXV5004GC6U 压力传感器采集呼吸机输出的气流压差和压力。本文设计的呼吸机输出治疗压力在 4 cmH<sub>2</sub>O~20 cmH<sub>2</sub>O 之间,符合 ISO-17510 对 CPAP 呼吸机的要求。图 3 为搭建好的硬件系统。



图3 睡眠呼吸机硬件系统

Fig.3 Hardware system of sleep apnea ventilator

2 磁场矢量控制算法

2.1 磁场矢量控制原理

矢量控制算法有多种实现形式,其中转子磁场定向控制算法是最常用于表面式永磁同步电机<sup>[8]</sup>。矢量控制最基本的是坐标变换,图4为直流无刷电机的空间矢量图,设  $\alpha$ - $\beta$  为静止坐标系,电机定子a相绕组轴线与  $\alpha$  重合; $d$ - $q$  为与转子同步旋转的坐标系, $d$  轴与转子磁场方向一致,坐标系旋转速度等于电角速度  $\omega$ , $d$  轴与  $\alpha$  轴逆时针旋转的角度为  $\theta$ ,有  $\theta = \int \omega dt$ 。

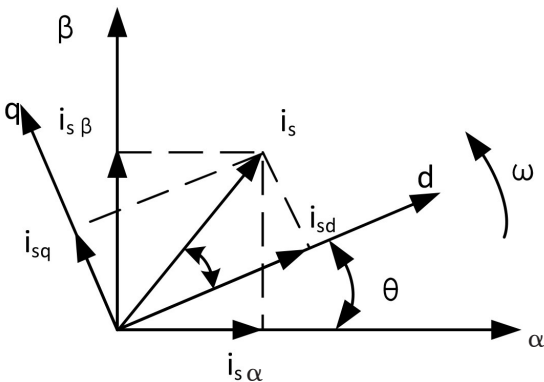


图4 直流无刷电机的空间矢量图

Fig.4 Space vector diagram of brushless direct current motor

电机定子绕组电路在  $\alpha$ - $\beta$  坐标系下的空间矢量可定义为:

和  $i_{s\beta}$  是三相定子绕组的瞬时相电流值,  $i_s$  为定子电流矢量,  $i_{s\alpha}$  和  $i_{s\beta}$  为  $i_s$  在  $\alpha$ 、 $\beta$  坐标轴上的投影。另外定义  $i_{sd}$  在各相绕组上的投影等于各相电流的瞬时值。在三相平衡系统中,有  $i_{s0} = 0$ ,即零序电流分量为零。由以上关系式可以得到矢量控制中三相到两相的 Clarke 变换方程:

(1)

设  $i_{sd}$  为定子电流在  $d$ - $q$  坐标系表达的矢量空间,则有  $i_{sq}$ ,  $i_{sd}$  和  $i_{s0}$  分别为  $i_s$  在旋转坐标系  $d$ 、 $q$  坐标轴上的投影。因此,可得到静止坐标系到旋转坐标系的变换方程:

(2)

以及由旋转坐标系到静止坐标系的变换方程:

(3)

电机转矩方程可以表达为  $T = \frac{P}{2} \lambda_m i_{sq}$ ,  $T$  为转子在定子绕组中产生的磁链, $P$ 为电机的极对数。对于永磁电机,  $\lambda_m$  是一个常数,因此通过控制  $i_{sq}$  的轴分量  $i_{sq}$  就可以实现对电机转矩的瞬态控制;若保持  $i_{sd}$  轴分量  $i_{sd}$ ,就可以用最小的电流幅值达到最大的输出转矩,这也就是矢量控制的目的<sup>[9-10]</sup>。

2.2 磁场矢量控制流程

基于磁场矢量控制的直流无刷电动机调速控制系统框图如图5所示,显示了坐标变换、PI迭代、逆变换以及产生PWM的整个过程。

磁场矢量控制过程如下:

(1)通过电流传感器测量三相定子电流。这些测量可得到  $i_a$  和  $i_b$  的值,并经 DSP 的 A/D 转换成数字量。可通过以下公式计算出  $i_{s\alpha}$  和  $i_{s\beta}$ 。

(2)通过 Clarke 将三相电流变换至二轴系统。该变换将得到变量  $i_{s\alpha}$  和  $i_{s\beta}$ ,它们是由测得的  $i_a$  和  $i_b$  以及计算出的  $i_{s0}$  值变换而来。从定子角度来看,  $i_{s\alpha}$  和  $i_{s\beta}$  是相互正交的时变电流值。

(3)按照控制环上一次迭代计算出的变换角,来旋转二轴系统使之与转子磁通对齐。  $i_{s\alpha}$  和  $i_{s\beta}$  变量经过 Park 变换可得到  $i_{sd}$  和  $i_{sq}$ 。  $i_{sd}$  和  $i_{sq}$  为变换到旋转坐标系下的正交电流。在稳态条件下,  $i_{sd}$  和  $i_{sq}$  是常量。

(4)误差信号由  $i_{sd}^*$ 、 $i_{sq}^*$  的实际值和各自的参数值进行比较而获得。





力。相反,如果在使用过程中,检测到软管气体流量波动低于一定阈值,则认为使用者卸下面罩,系统自动停止工作,进入待机状态。

呼吸跟随的目的是为了减少人机对抗,保证舒适的呼吸体验,在吸气时保持较大的输出压力,而在呼气时将输出气压降低到一定水平。其原理是采集软管内的压差信号,因为压差与流量成正比,可通过压差波形监测使用者的呼气 and 吸气过程,并在呼气 and 吸气过程中控制电机输出不一样的气压。压力跟随的目的则是为了保证呼吸机输出平稳的治疗压力,其原理为采集软管内的压力信号,经过滤波、放大、A/D转换,与预设的治疗压力值进行比较,将两者偏差输入PID控制器,由微处理器输出风机转速控制信号。

呼吸事件监测是在治疗过程中,识别患者低通气与阻塞的情况,并记录在SD卡中,辅助医生诊断与治疗。低通气的判别是根据流量信号计算的呼吸指数进行判断;呼吸阻塞则是基于双图形因子的判断方法,通过比较正常吸气波形与阻塞吸气波形,计算两个图形因子<sup>[11-12]</sup>。

## 4 结果与讨论

为了对比采用矢量控制策略的优势,分别在电机噪声、电机响应速度以及输出压力平稳度上作了对比分析。

将本文设计的基于矢量控制的呼吸机、传统基于六步换向控制呼吸机和ResMed S9呼吸机放置在静音房内,环境噪声为16 dB,呼吸机输出治疗压力设置为10 cmH<sub>2</sub>O,选取6个距离呼吸机1 m测试点,用声级计测量电机噪声。图7为3种呼吸机噪声对比图,由图可看出本文设计的呼吸机噪声相对于传统六步换向控制呼吸机低约5 dB,可与国际品牌ResMed S9呼吸机噪声相差不大。

图8为矢量控制和六步换向控制策略的电机响应速度示意图,采样率为70 Hz,矢量控制算法电机每5000转的切换时间约为40 ms,六步换向算法电机每5000转的切换时间为70 ms,同时从波形看采用矢量控制算法,电机转速控制更为精准,波形较小。

最后,通过美国TSI公司的呼吸机分析仪TSI4080对本文设计的睡眠呼吸机在治疗时的压力和流量波动进行检测分析。在测试过程中,呼吸机

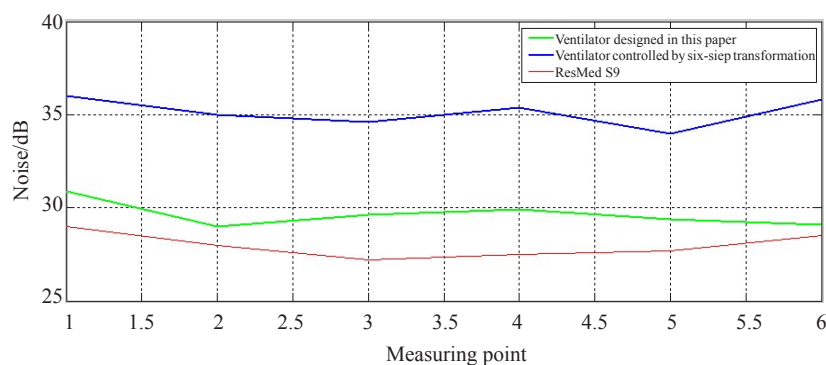


图7 噪声对比图

Fig.7 Comparison diagram of noise

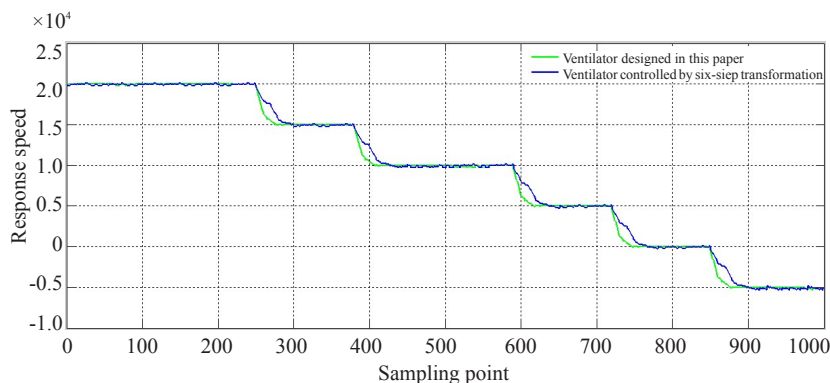


图8 电机转速切换速率对比图

Fig.8 Comparison diagram of motor switching rate

的出口通过呼吸机软管与呼吸机分析仪的流体入口相连,呼吸机分析仪的流体出口连接另一个呼吸软管,并与面罩相连。呼吸机分析仪可保存采集到的压力和流量数据,图9显示将治疗压力设置为7 cmH<sub>2</sub>O时,本文设计的呼吸机与ResMed S9呼吸机几个呼吸周

期的压力波形。对比发现,本文设计的呼吸机气道压力波动范围基本可控制在 $\pm 0.5$  cmH<sub>2</sub>O,可完全满足国际标准ISO-17510对CPAP呼吸治疗设备压力波动在 $\pm 2$  cmH<sub>2</sub>O的建议,同时压力控制精度可与ResMed S9呼吸机媲美。

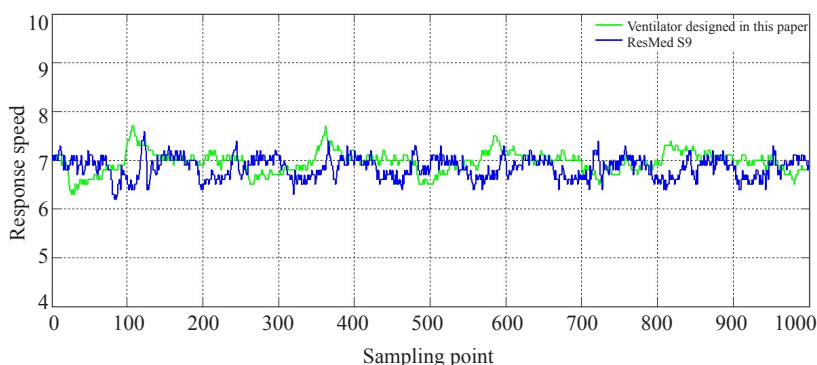


图9 输出压力波形对比图

Fig.9 Comparison diagram of output pressure waveform

## 5 结 论

本文使用磁场矢量控制高级电机控制算法驱动直流无刷电机,采用高精度的压差和压力传感器,以及高性能的微处理器,设计了一个用于治疗OSAS的CPAP呼吸机。采用矢量控制算法设计的CPAP呼吸机具有电机响应速度快、噪声低、压力输出波动小等优点。整机工作噪声平均为29.7 dB,与ResMed S9呼吸机平均28 dB噪声相差不大,比传统采用六步换向电机控制法的呼吸机平均噪声降低5 dB。在电机响应速度上,每5000转切换时间,矢量控制法比六步换向法快约30 ms。本文设计的呼吸机气道压力波动范围基本可控制在 $\pm 0.5$  cmH<sub>2</sub>O,可与ResMed S9呼吸机输出压力稳定度相媲美。接下来将在提高治疗舒适性上做更多研究,利用呼吸跟随算法,随着呼吸过程变换输出的治疗压力,减少人机对抗。

## 【参考文献】

- [1] 刘清萍. 无创呼吸机治疗OSAS疗效观察及护理[J]. 实用医技杂志, 2005, 12(12A): 3529-3529.  
Liu QP. Noninvasive ventilator treatment OSAS curative effect observation and nursing[J]. Journal of Practical Medical Techniques, 2005, 12(12A): 3529-3529.
- [2] Douglas NJ. Home diagnosis of the obstructive sleep apnoea hypopnoea syndrome[J]. Sleep Med Rev, 2003, 7(1): 53-59.
- [3] Chiner E. Nocturnal oximetry for the diagnosis of the sleep apnea hypopnea syndrome[J]. Thorax, 1999, 54(110): 968-971.
- [4] Englemen HM, Wild MR. Improving CPAP use by patients with the sleep apnoea hypopnea syndrome (SAHS) [J]. Sleep Med Rev, 2003, (7): 81-99.

- [5] Al Lawati NM, Patel SR, Ayas NT. Epidemiology, risk factors, and consequences of obstructive sleep apnea and short sleep duration [J]. Prog Cardiovasc Dis, 2009, 51(4): 285-293.
- [6] 谢海明, 陈正龙, 李 森, 等. 睡眠无创呼吸机发展及其新技术[J]. 医疗卫生装备, 2009, 30(2): 34-36.  
Xie HM, Chen ZL, Li M, et al. Noninvasive ventilator development and new technology of sleep[J]. Chinese Medical Equipment Journal, 2009, 30(2): 34-36.
- [7] 高 辉, 姚莉莉. “六步换向”法控制无刷直流电机设计[J]. 防爆电机, 2012, 47(4): 3-5.  
Gao H, Yao LL. Control design of brushless DC motor by six-step transformation direction method[J]. Explosion-Proof Electric Machine, 2012, 47(4): 3-5.
- [8] Vas P. Vector control of AC machines[M]. New York: Oxford University Press, 1990.
- [9] 蒋金星. 基于自适应磁链观测器的异步电动机FOC与DTC切换控制研究[D]. 青岛科技大学, 2008.  
Jiang JX. The research of asynchronous motor DTC and FOC switch control based on adaptive flux observer[D]. Qingdao University of Science and Technology, 2008.
- [10] 郝晓弘, 魏祥林. 永磁同步电机FOC与DTC控制策略原理和仿真的比较[J]. 科学技术与工程, 2008, 8(13): 3463-3469.  
Hao XH, Wei XL. The comparison of permanent magnet synchronous motor FOC and principle of DTC control strategy and simulation[J]. Science Technology and Engineering, 2008, 8(13): 3463-3469.
- [11] 孙 薇, 王 涛, 江贵平. 一种检测睡眠呼吸暂停和阻塞的新方法[J]. 计算机应用与软件, 2014, 31(4): 258-261.  
Sun W, Wang T, Jiang GP. A new method for detection of sleep apnea and blocking[J]. Computer Applications and Software, 2014, 31(4): 258-261.
- [12] Sankar AB, Kumar D, Seethalakshmi K. Enhanced method for extracting features of respiratory signals and detection of obstructive sleep apnea using threshold based automatic classification algorithm[J]. IJCSI, 2010, (E-ISSN): 38-43.