

# 数字式电子人工耳专用集成电路设计

陈 涛,张 春,王志华,李冬梅,刘润生

(清华大学电子工程系,电路与系统教研组,北京 100084)

**摘 要:** 本文设计了一个数字式电子人工耳专用植入芯片. 芯片的刺激通道为 17 个,能提供多达 4 种刺激模式,并具有电源电压、电极间电阻以及电极间窜扰的实时测量能力,因而能够适应临床上研究各种不同的语音编码算法的需要. 芯片内设有缓冲寄存器,能在进行当前帧刺激的同时接收下一帧数据,提高了刺激率. 这是一块数模混合的芯片. 工作电压 12V,最大功耗  $< 50\text{mW}$ ,采用  $2\mu\text{m}$  N 阱 CMOS 工艺制造,芯片面积  $20\text{mm}^2$ .

**关键词:** 电子人工耳; 刺激模式; 数模混合

**中图分类号:** TN492

**文献标识码:** A

**文章编号:** 0372-2112 (2000) 05-0036-04

## The Design of Cochlear Implant

CHEN Tao, ZHANG Chun, WANG Zhi-hua, LI Dong-mei, LIU Run-sheng

(Circuits and Systems Division, Department of Electronic Engineering, Tsinghua Univ., Beijing 100084, China)

**Abstract:** A digital cochlear implant was designed. The chip can provide stimulus through 17 channels. And the number of stimulating mode is as much as 4. The chip can also provide the ability of measuring the voltage of the power supply it gets, measuring the resistor between any two electrodes and measuring the interference of any two electrodes. So it will be fit for testing different speech encoding algorithm. There is a buffer inside the chip, so the chip can receive next data frame while processing current data frame. This can improve the stimulating rate. The chip is a mixed analog/digital ASIC. The power voltage is 12V, the maximum power dissipation is less than 50mW. The chip is fabricated using a  $2\mu\text{m}$  CMOS N-well process technology. The chip area is  $20\text{mm}^2$ .

**Key words:** cochlear implant; stimulating mode; mixed analog/digital

## 1 引言

电子人工耳是用于治疗感性耳聋的一种医疗电子仪器. 其功能为代替患者完成声-电转换,以携带了声音信息的电脉冲直接刺激患者的听神经,令其产生与原声音频率基本一致的声音感觉,从而达到使患者恢复听力的目的.

电子人工耳整个系统包含四个部分:

(1) 声音处理器,用于将声音转换为适当的电信号. (2) 传输电路,用于将电信号从体外传到体内. (3) 植入刺激电路,用于处理体外传入的电信号和产生刺激听神经的电脉冲. (4) 电极组,用于直接刺激听觉神经.

其关键技术包括:语音处理技术、专用集成电路设计技术、体内外电路间的无线信号传输技术、电极制造与封装技术等. 电子人工耳的研制早在 1960 年就有报道<sup>[1]</sup>. 80 年代初,微电极技术有了较大的突破,集成电路的设计与制造技术也有了很大的进步,植入电路普遍使用 2 至 3 片集成电路产生刺激信号,可以产生多种刺激模式. 到 90 年代,随着数字信号处理技术的发展和低功耗 DSP 芯片的推出,便携式体外语音处理器成为发展趋势. 植入电路的复杂度进一步加大,多采用单片集成电路来产生刺激信号. 除了可以产生多种刺激模式外,

一般还要求有一定的反向数据传输能力. 早期的电子耳仅能使患者有声音的感觉,其语音分辨率比较低. 如今国外先进的产品已经达到了相当高的语音分辨率,部分接受治疗的患者甚至可以无困难地打电话<sup>[2]</sup>.

阻碍我国的全聋患者从技术进步中获得好处的主要因素是电子耳高昂的价格. 国内自主开发针对国内市场的电子耳系统,以降低售价至国内患者可以承受的水平,将是对我国残疾人康复事业的重大贡献,具有明显的社会效益. 同时也将产生很高的经济效益.

本文首先介绍了芯片的结构和功能. 文章的重点放在对芯片设计方案的介绍上. 这一部分的介绍又以介绍芯片的模拟部分电路的设计为主. 最后,描述了实验结果.

## 2 芯片的结构与功能

系统中,植入刺激电路的主要部分就是本文所要设计的专用集成电路. 芯片的结构如图 1 所示.

植入电路的接收线圈隔着一层皮肤从体外接收到 10MHz 载频的信号,将其送至两路上. 其中的整流滤波电路用以产生芯片所需的直流电压. 另一路为包络检波电路,可以恢复出基带数据信号. 基带数据是经过脉宽调制 (PWM) 的数字信号,

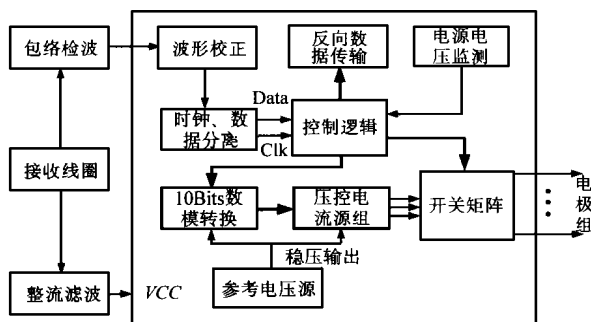


图1 芯片模块图

自带时钟。

数据进入芯片内部以后,先经过波形校正,得到较好的数字信号,然后从中分离出数据和时钟。此时钟即作为整个芯片的系统时钟。控制逻辑模块为芯片的数字部分,它将根据所接收到的数据产生所有其它模块所需的控制信号。

波形校正电路就是一个迟滞性比较器。芯片所接收到的基带 PWM 信号是带有很多毛刺的信号。经过波形校正以后,可以得到好得多的数字信号。

时钟、数据的分离电路由一个单稳态触发器与一个 D 触发器组成。它可以从 PWM 基带数字信号中分离出时钟信号与数据信号。

芯片的核心电路是它的刺激电流产生电路。这部分的电路包括图 1 中的三个模块:数模转换、压控电流源组和开关矩阵。另外,还必须有专门的模块产生参考电压,以保证数模转换和压控电流源能达到足够的精度。

体外电路与体内电路采用异步串行通信方式通信。数据以“帧”为单位传输。每帧数据 30 比特或 26 比特不等。其中包含:起始位、刺激幅度位、电极选择位、奇偶校验位等。

芯片接到数据后,存于缓冲寄存器中,同时进行奇偶校验,若发现错误,则放弃该帧数据。若芯片当前空闲(无正在进行的刺激),则从缓冲寄存器中取数据执行,并清空缓冲寄存器。若数据传输率过高,以至于出现了这样的情况:芯片的缓冲寄存器已满,而芯片还在忙于处理前一帧数据,此时,芯片又开始接收到了新一帧数据。在这种情况下,芯片将放弃缓冲寄存器中等待处理的数据,优先处理新到的数据。

芯片工作的结果是,依据所接收到的数据,在指定的两个电极间产生大小、时序都符合预期的电流刺激。

### 3 刺激模式

为避免刺激电流在各电极间的窜扰,要求在任一时刻只能有两个电极有刺激电流。

电荷的积累将使人体组织产生永久性的损伤,为此,必须采用双相脉冲刺激,使组织所获的总电荷为零。且为了进一步提高安全性,必须将没有刺激电流的各电极相互连接在一起,以泄放因正、反相刺激可能有的微小的不对称所导致的电荷积累。

根据这两个要求,设计了两种刺激工作模式——顺序刺激模式和准同时刺激模式。

在顺序刺激模式下,各帧刺激信号依接收顺序一帧接一帧地执行。在当前刺激完成之前,不能进行下一帧刺激。如图 2(a)所示。

在准同时刺激模式下,每帧刺激被分割成了一个占空比为 1/3 的小刺激脉冲,如图 2(b)所示。这样,就可以在小刺激脉冲的间隙插入两个同样的小刺激脉冲而不会在各电极间引起窜扰。从宏观上看,就好像可以同时处理三帧数据,进行三个刺激。因此称之为“准同时刺激模式”。应该指出,为达到相同的刺激强度(刺激强度 = 刺激幅度 × 刺激持续时间),准同时刺激帧所需时间为相应的顺序刺激帧的 3 倍。因此,虽然在准同时刺激模式下,芯片可以同时进行三帧刺激,但它其实并不能提高刺激速率。设置准同时刺激模式的目的在于提供更多的刺激方式,从而在设计语音编码的算法时有更大的自由度。

为了日后临床

应用时便于调试,要

求芯片具备一定的

反向数据传输能力,

即能够以一定的方

式向外界传递一些

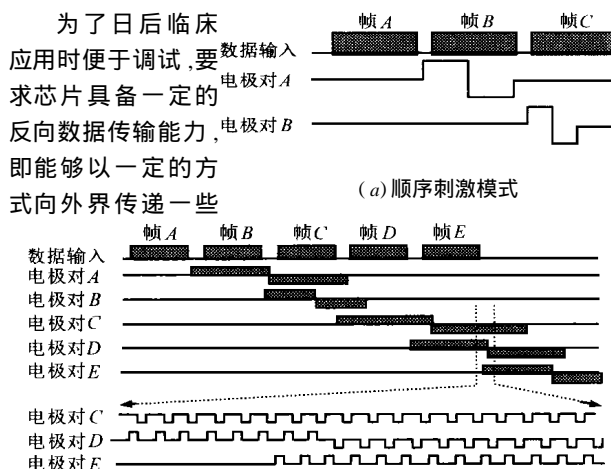


图2 刺激模式

重要的内部参数。具体需要传递的参数有:芯片所获电源的电压、各电极间的电阻、各电极间相互的窜扰等。为此设置了芯片的反向数据传输工作模式。

刺激电流在哪两个电极之间产生是可指定的,为此,必须在每帧数据中传递两个电极选择信息,这种工作模式称为双电极工作模式。为尽可能地提高芯片所能获得的最高刺激速率,必须尽量减小帧长,因而还设置了单电极工作模式。在单电极工作模式下,每帧数据只须传输一个电极选择信息,电刺激在该电极与某一缺省电极(称为公共电极)间产生。

### 4 电路实现

#### 4.1 刺激电流的产生

在准同时刺激模式下,电流同时进行三帧刺激,因此必须能同时产生三个不同大小的电流。这里用了三个压控电流源,称为三个电流通道。为节省面积,这三个电流通道共用一个 10 比特 DAC,并通过一个电容来保持压控电流源所需的输入控制电压。电路如图 3 所示。

压控电流源主要由一个大 NMOS 管来实现。如图 4(a)所示的 M1 管。由于在任一时刻只能有两个电极有刺激电流,也

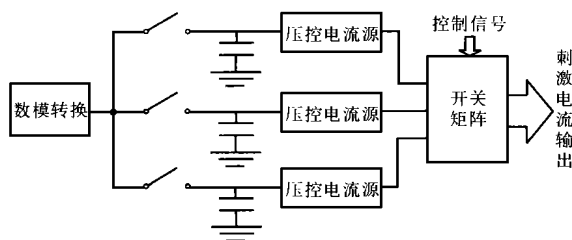


图3 刺激电流产生电路

就是说,在任一时刻,只需有一个压控电流源工作即可.事实上,芯片电源系通过无线发射的形式得到(整个植入电路是无源的),不可能支持三个压控电流源同时工作.因此必须设置压控电流源的省电工作状态.本设计采用改变 NMOS 管源极负反馈电阻的方法来实现压控电流源的省电工作状态.

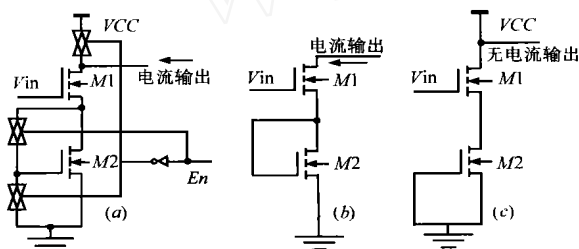


图4 压控电流源电路

如图所示,  $En$  为控制端. 图中所有的开关都在控制端为高电平时闭合. 这样, 当  $En$  为高电平时, 等效电路如图 4(b) 所示. 成一普通的压控电流源, 能正常输出电流. 当  $En$  为低电平时, 开关打开, 电路如图 4(c) 所示. 此时, 负载电阻上无电流输出, 而且压控电流源几乎无电流. 这就实现了省电工作.

开关矩阵的原理图如下(图 5):

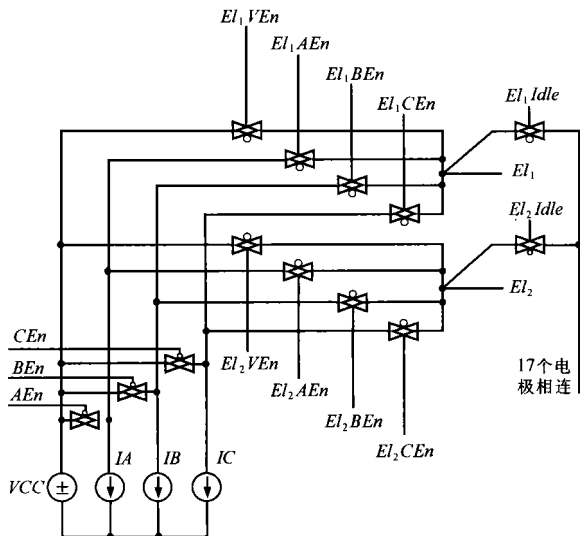


图5 开关矩阵原理图

电极共有 17 个 ( $E_0—E_{16}$ ). 图中作为示意仅画了 2 个电极. 芯片通过控制图中所示各模拟开关的闭合与打开来控制电流的位置、流向等. 例如, 当开关  $E_1 VEn$ 、 $E_2 AEn$  闭合时, 电

流由  $E_1$  流向  $E_2$ , 且电流大小由电流源  $A$  控制. 而当  $E_2 VEn$ 、 $E_1 BEn$  闭合时, 电流由  $E_2$  流向  $E_1$ , 大小由电流源  $B$  控制. 这样, 通过控制各个电流开关, 很容易便实现了电极选择、电流方向控制及电流源选择.  $E_x Idle$  ( $x = 0 \sim 16$ ) 开关系用于将未被选中的电极短接以资泄放残存的不平衡电荷.

#### 4.2 反向数据传输

反向数据传输的目的是将芯片所能获得的体内参数以某种形式传递到体外, 从而使得体外能够检测到体内的这些参数. 我们所关心的体内参数有: 芯片电源电压、电极间电阻、电极间的窜扰等. 所有这些参数都可以通过测量电压来得到. 例如, 欲测量电极  $E_2$  与电极  $E_{10}$  之间的电阻, 可以先在此二个电极间加上固定大小(如  $2\mu A$ ) 的电流, 再分别测量这两个电极上的电压, 从而得到两个电极间的电压. 进而可得两电极间的电阻. 再如测量电极  $E_2$  与电极  $E_{10}$  间的窜扰, 可以先在  $E_2$  与公共电极间加上固定大小的电流, 再分别测量  $E_2$ 、 $E_{10}$  与公共电极间的电压, 两个电压之比就反映了窜扰的大小.

综上, 反向数据传输模块的中心任务便是测量电压. 本设计采用了将电压值转换成时间值, 通过测量时间来间接地获得电压值的思路. 电路如下(图 6):

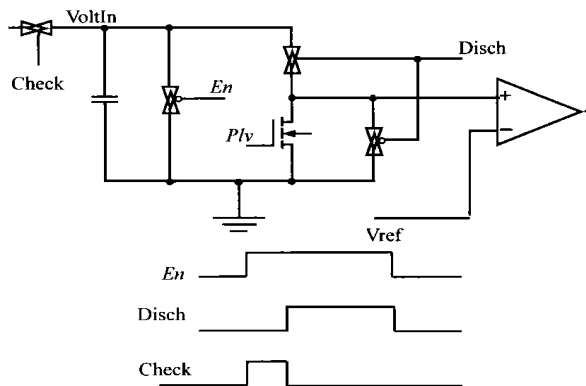


图6 反向数据传输模块的电路、波形

图中三个控制端—— $En$ 、 $Check$ 、 $Disch$  的物理意义如下:  
 $En$ : 模块使能信号.  $En$  为高电平时, 反向数据传输模块开始工作.  $Check$ : 充电使能信号.  $Check$  为高电平时, 开始对保持电容充电.  $Disch$ : 放电使能信号.  $Disch$  为高电平时, 开始放电.

当  $En$  为低电平(不使能)时, 电容的两端对地短接. 比较器的正相输入端亦对地短接, 因而模块输出低电平.

$En$  为高电平(使能)的时期可以分成两段. 前段时间里,  $Check$  信号有效, 使得待测点与电容接通, 同时, 电容两端不再短接, 这样便实现了对电容的充电, 其结果是电容两端电压等于待测电压. 在后段时间里, 电容与待测点断开连接, 由一个小电流恒流源开始对电容进行放电, 使得电容电压逐渐降低. 小电流恒流源由一个小 NMOS 管产生. 该 MOS 管的栅极接一个固定电压, 因而能够产生大小相对稳定的电流. 在电容放电期间, 放电 MOS 管的漏极电压(也是电容电压)慢慢下降. 该端电压同时也是比较器的正相输入端. 比较器的负相输入端接的是一个固定的小电压( $< 0.5V$ ). 当电容充电完毕的时候, 一般情况下其电压是高于这个小电压的, 这时比较器输出高

电平.随着放电过程的进行,电容电压下降,直至重新低于比较器负相输入端的小电压,比较器的输出回到低电平.在整个测量期间,比较器输出高电平的时间就反映了待测点电压的高低.

比较器的输出将用于控制片外输入回路的品质因数.比较器输出高电平期间,输入回路(也是整个接收电路的次级线圈所在电路)的品质因数将有大幅度的下降.体外语音处理器可以感应到体内电路的这一变化,因而能够测得比较器输出高电平的时间,进而实现对待测点电压的测量.

### 4.3 芯片的其它重要电路

这些电路包括参考电压源电路、低电源电压检测电路、以及芯片的控制电路等.芯片电源电压为 12V,系从体外发射的载波中整流得到,波动范围较大.而芯片中的一些模块如 10 比特 DAC,压控电流源等要求有稳定的电源电压,才能保证应有的精度.为此,必须设计参考电压源,为这些模块提供稳定的电源.本设计采用了能隙参考电压源电路来提供稳定的电源.

如前所述,芯片电源是很不稳定的.参考电压源的设计保证了电源电压在一定范围内波动时,芯片能够正常地工作.但电源电压仍可能超出这一范围.经常发生的情况是电源电压过低(本设计中指低于 8V)的情况.此时芯片将不能产生预定大小的刺激电流.为此设计了低电压检测模块,以实时地监测电源电压的变化情况.当电源电压低于 8V 时,该模块输出一个告警信号.在这个信号的作用下,芯片禁止输出,并复位.

芯片控制电路即为芯片电路中的数字部分.该部分的功能可以概括为:接收片外传送来的数据,根据其中的指令,产生相应的所有控制信号,去控制模拟电路,以产生正确的电刺激.该部分电路的规模大约为 3500 个等效门.

## 5 实验

整个系统设计方案经过了硬件仿真.仿真中,数字部分电路用 FPGA 实现.模拟部分电路用分立元件实现.

实验结果:(1)所有的四种刺激模式都能正确产生双相恒

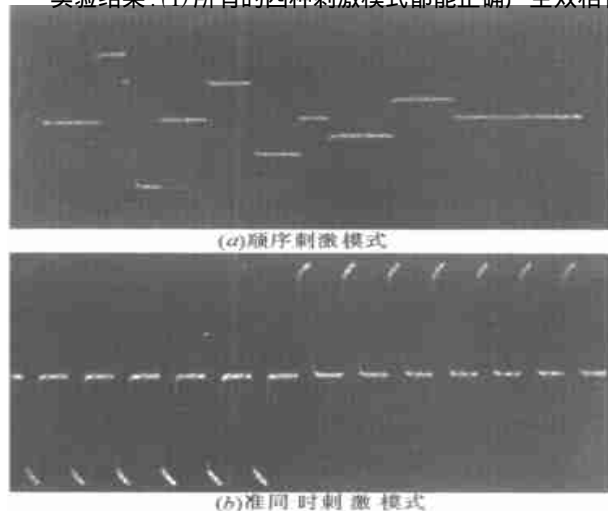


图 7 硬件仿真结果

流刺激电流.(2)刺激电流的大小、持续时间、产生位置均可控.(3)数据帧发生错误时自动放弃该数据.(4)数据传输率过高时自动放弃过时数据.(5)输给反向数据传输模块用的各控制信号都符合设计要求.

这些结果表明,本系统的设计方案是可行的.实验结果的照片如图 7.

## 6 结论

本文设计了一块专用于电子人工耳植入部分的电刺激产生芯片.该植入芯片用  $2\mu\text{m}$  N 阱 CMOS 工艺制造,具有如下特点:

(1)可以为 17 个电极提供电刺激.(2)此电刺激为双相电流刺激,其大小在  $2\mu\text{A}$  至  $2\text{mA}$  之间分 1024 级可调,持续时间依工作模式的不同在  $2\mu\text{s}$  至  $128\mu\text{s}$  间分 64 级可调,或者在  $2\mu\text{s}$  至  $384\mu\text{s}$  间分 64 级可调.(3)无电刺激的电极短接在一起,可以泄放电极上的不平衡电荷,提高了安全性.(4)提供了两种帧结构(长帧、短帧),和多达 4 种刺激模式(单电极顺序刺激模式、单电极准同时刺激模式、双电极顺序刺激模式和双电极准同时刺激模式),能适应不同的语音编码算法的需要.(5)具有一定的错误数据检测能力.当发现当前数据奇偶校验错,或者当前数据具有不能识别的工作模式时,放弃该数据.当数据传输速度过高,以至于不能及时处理时,自动忽略等待时间过长的数据.(6)采用流水线的结构,在进行电刺激的同时接收下一帧数据,提高了最快刺激率.本设计的每通道最大脉冲率  $> 900$  脉冲/s.(7)提供低电源电压保护.当电源电压低于正常值的下限(8V)时,芯片复位,同时输出不使能.这也提高了安全性.(8)提供反向数据传输工作模式,可用于测量电源电压、电极电阻、电极间窜扰等各种重要的内部参数.



陈 涛 1974 年生,1992 年~1996 年在浙江大学信息与电子工程系学习,获工学学士学位.96 年至今在清华大学电子工程系攻读硕士学位.本科期间曾参与大屏幕 LED 显示屏系统的开发.目前的主要兴趣在于专用集成电路的设计.



张 春 1972 年生,1995 年毕业于清华大学电子工程系,获工学学士学位,现正在攻读博士学位.研究方向包括数模混合信号集成电路设计、数字信号处理系统、神经电子学、语音信号处理、计算机应用等.

## 参考文献

- [1] Robert L. White. Review of Current Status of Cochlear Prostheses. IEEE Transactions on BioMedical Engineering, April 1982 BME-29, No. 1: 233 ~ 238 (下转第 43 页)

应曲线;4 表示多值规则参数优化的响应曲线),基于多值规则的参数优化进一步提高了系统的响应性能,增强了对干扰力矩的抑制作用。当  $J = 0.8J_m$ ,无参数优化时系统变为不稳定,而有参数优化时,系统实际响应很好地跟踪参考模型的响应,表明参数优化增强了系统的鲁棒性,且在参考模型选取时,惯量  $J_m$  应选取整个惯量变化范围内的最小值。

值得指出的是,以 Post 代数等式表示的多值逻辑知识也可以通过查表运算来完成。但 Post 代数等式表示的多值逻辑知识是与电路的硬件实现形式相对应的,当考虑用硬件推理来提高推理速度时,前者是更恰当的实现形式。

## 5 结论

(1) 本文把多值逻辑引入专家系统中的知识表示,着重讨论了基于 Post 代数的多值规则表达形式,因 Post 代数表示硬件电路的设计,通过硬件电路来完成多值规则的推理,可满足专家系统实时性的要求。

(2) 多值规则的获取是多值专家系统的难点,本文给出了从模糊规则、二值逻辑,以及从 PROLOG 和 LISP 等高级语言的推理算子获得多值规则的方法。对二值逻辑和多值逻辑的混合表示也给出了一些结论。

(3) 寻求多值专家系统在实时控制系统中的应用已是多值专家系统的一个重要研究方向,本文首次将基于多值逻辑的知识用于自适应律中的参数优化,仿真结果证明,参数优化进一步提高了控制性能。

应当指出的是,多值专家系统可应用于过程控制、机器人控制、生产决策和故障诊断等领域,但单独运用多值专家系统的对象是有限的,更多的情况是与其他方法的混合运用。

## 参考文献

- [1] Rine David C. . An equational logic approach for mapping multiple-valued rule-based expert systems into hardware specification rules. Proceedings of the International Symposium on Multiple-Valued Logic, 1991 :308 ~ 315
- [2] Hisdal Ellen. . Naturalized logic and chain sets. Information Sciences, 1991 ,57-58(1) :31 ~ 77
- [3] Rine David C. . A system design method from programming logic to multiple-valued logic. International Journal of electronics, 1987, 63 (2) :163 ~ 170
- [4] Sasao Tsutomu, Butler Jon T. . Method to represent multiple-output switching functions by using multi-valued decision diagrams. Proceedings of the International Symposium on Multiple-Valued Logic, 1996, 248 ~ 254
- [5] 林建亚,陈恩. 电液位置伺服系统的自适应控制. 信息与控制, 1985, 14(5) :8 ~ 13
- [6] 王守臣,诸静. STD 工控机在电液位置伺服系统模型参考自适应控制中的应用. 浙江大学学报(增刊),1995,29 :267 ~ 273



王守臣 1970 年生,1998 年于浙江大学获博士学位,现研究方向主要有值逻辑、智能控制、鲁棒控制和接入网。

(上接第 39 页)

- [2] Philipos C.Loizon. Mimicking the Human Ear. IEEE Signal Processing Magazine, Dec. 1998 :101 ~ 129
- [3] Hugh McDermott. An Advanced Multiple Channel Cochlear Implant. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, July 1989, 36(7) :789 ~ 797
- [4] Clements M. Zierhofer. Electronic Design of a Cochlear Implant for Multichannel High-Rate Pulsatile Stimulation Strategies. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, March 1995, 3(1) :112 ~ 116
- [5] Hugh McDermott. A Custom LSI CMOS Chip for a Cochlear Implant. Journal of Electrical and Electronics Engineering, Australia IE Aust. & IREE Aust. December 1984, 4(4) :305 ~ 309
- [6] 曾晓军. 多道电子耳蜗接收刺激器专用集成电路. 电子学报, 1994, 22(8) :82 ~ 86
- [7] Phillip E. Allen, Douglas R. Holberg, CMOS Analog Circuit Design. Saunders College Publishing, 1987