

# 基于标准 CMOS 工艺的 pH 值传感器\*

施朝霞 朱大中†

(浙江大学微电子与光电子研究所, 杭州 310027)

**摘要:** 基于传统离子敏感器件的敏感模型,建立了与 CMOS 工艺兼容的以钝化层氮化硅作为敏感膜的 MFGFET (multi-floating gate FET) 多层浮栅晶体管结构阈值电压模型. 采用上华 0.6 $\mu\text{m}$  CMOS 标准工艺,设计了一种与 CMOS 工艺兼容的 pH 值传感器. 片上控制电路使 MFGFET 器件源漏电压和源漏电流恒定,器件工作在一个稳定的状态. 采用离子敏 MFGFET 和参考 MFGFET 差分拓扑结构,减少了测量电路的固定模式噪声. 器件溶液实测 pH 值在 1~13 范围内,器件的平均灵敏度为 35.8mV/pH.

**关键词:** pH 值传感器; MFGFET; 灵敏度

EEACC: 2570D; 2810

中图分类号: TN43

文献标识码: A

文章编号: 0253-4177(2007)08-1272-06

## 1 引言

pH 值传感器广泛应用在环保、食品、化工、医药、农业、水产养殖等领域. pH 值传感器的发展经历了 pH 玻璃电极、pH 固态敏感电极、pH 场效应晶体管 (pH-FET) 等阶段,其发展趋势是固态化、微型化、集成化以及智能化. 将 pH 值传感器的探测单元与信号处理电路集成于同一芯片上,具有体积小、功耗低和便于与其他传感器兼容集成的优点,也为多功能传感器的发展创造了条件<sup>[1,2]</sup>.

pH-FET 的发展是离子敏感技术与微电子技术相结合的产物. 20 世纪 70 年代, Bergveld<sup>[3]</sup> 首次提出了 pH-FET 的基本结构,该器件结构的特点是,将对特定离子敏感的薄膜直接覆盖在栅绝缘层上. 使用时,离子敏感膜及电解质溶液共同形成器件的栅极,电解质溶液和敏感膜界面处形成双电荷层,具有一定的界面电势,并且该界面电势根据 Nernst 模型,与溶液中的离子活度呈特定的变化关系. 界面电势变化对 FET 沟道电导起调制作用,反映为 FET 的电压-电流关系的变化.

CMOS 工艺是微电子工业的主流工艺,多晶 Si 自对准工艺限制了 pH-FET 传感单元和处理电路的单片集成,要想与 CMOS 工艺兼容,必须考虑以下几个方面: (1) 新结构传感单元的设计; (2) 信号处理电路的设计; (3) 芯片微型化后压焊区的绝缘封装. 随着 pH 敏感材料研究的深入,  $\text{Si}_3\text{N}_4$ <sup>[4]</sup> 由于其良好的绝缘性和对 pH 值的高度敏感性,适用于 pH 值传感器. 这为 pH 值的传感单元与 CMOS 工艺兼

容提供了条件. Bausells 等人<sup>[5]</sup> 首次提出了与 CMOS 工艺兼容的多层浮栅电极结构场效应管结构,并用晶体管特性仪对器件的转移特性曲线进行了测试,表明了该结构的可行性. 片上集成的信号处理电路,通过反馈或保持源漏电压和源漏电流恒定的方法使得 pH 传感器输出与器件阈值电压变化呈线性关系<sup>[6,7]</sup>. 芯片的封装最理想的解决方法是采用露出传感区域的倒装 (flip-chip bonding)<sup>[8]</sup>, 而业界提供的倒装是将整个芯片灌封的, pH 值传感区域无法露出. 文献<sup>[9]</sup>中提到在 PCB 板上开一个比芯片尺寸较大的方孔,压焊后通过紫外厚胶 SU-8 光刻技术对压焊区实现绝缘保护,该方法操作起来难度较大,可靠性也不是很高.

本文基于传统的离子敏感模型,建立了 MFGFET 器件阈值电压的理论模型,并通过上华多项目晶圆 (multi project wafer, MPW) 提供的 0.6 $\mu\text{m}$  CMOS 两层金属、两层多晶 Si 5V 混合信号工艺,进行了流片验证,芯片上集成了保持 MFGFET 器件工作状态稳定的恒源漏电压和恒源漏电流的控制电路,采用差分放大器作差输出的工作模式,减少了电路的固定模式噪声,并通过版图布局的优化,使得后续封装操作更加简易可行.

## 2 CMOS 工艺兼容多层浮栅电极结构与阈值电压理论模型

### 2.1 多层浮栅电极结构

多层浮栅电极结构如图 1 所示,多晶 Si 与双层

\* 国家自然科学基金资助项目 (批准号: 60576050)

† 通信作者. Email: zhudz@zju.edu.cn

2007-02-02 收到, 2007-03-13 定稿

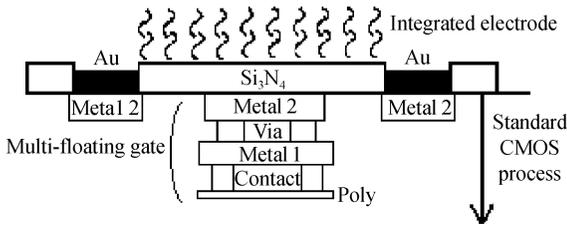


图 1 多层浮栅电极结构示意图

Fig. 1 Cross section view of multi-floating gate structure

金属电极相连,形成复合的悬浮电极.本设计采用的上华 0.6 $\mu\text{m}$  CMOS 工艺简单介绍如下:(1)采用 p 型<100>Si 片,初始氧化、光刻、离子注入,形成 n 阱;(2)高压场氧化、光刻,形成有源区;(3)生长场氧化层,生长栅氧化层,生长多晶 Si,光刻多晶 Si (Poly),形成多晶 Si 栅及多晶 Si 电阻,栅氧化层厚度为 12.5nm;(4) $\text{p}^+$  区光刻, $\text{p}^+$  区注入,形成 pMOS 管的源、漏区及  $\text{p}^+$  保护区;(5) $\text{n}^+$  区光刻, $\text{n}^+$  区注入,形成 nMOS 管的源、漏区及  $\text{n}^+$  保护区;(6)生长氧化层,光刻欧姆接触孔,形成接触孔(Contact);(7)腐蚀氧化层,蒸发金属膜(Al-Si-Cu),光刻金属层,形成金属 1(Metal 1)电极和互连线,金属 1 层的厚度为 550nm;(8)淀积金属间氧化层介质,光刻通孔(Via),蒸发金属膜(Al-Si-Cu),光刻金属层,形成金属 2(Metal 2)电极和互连线,金属 2 层的厚度为 800nm;(9)淀积  $\text{Si}_3\text{N}_4$  钝化保护层, $\text{Si}_3\text{N}_4$  的厚度为 300nm;(10)光刻压焊区窗口,钝化层腐蚀,露出 Al 压焊块和金属 2 集成电极.文献[5]中,作为敏感层的钝化层,在管芯表面是连成一体,本文考虑到器件在微区域传感中的应用,芯片制作完成后利用光刻压焊区工艺隔离出岛状传感区域.钝化层刻蚀后将环状隔离带裸露出,作为刻蚀缓冲的金属 2 层,在溶液测试中,通过集成在芯片上的参考电极加偏

置电压,可以具有减少溶液引入的噪声,减小溶液压降的优点.本文采用化学镀 Au 的方法,在露出的金属 2 层上淀积一层 Au,厚度大约在 30~100nm,形成具有良好稳定性的参考电极.

### 2.2 多层浮栅电极结构 MFGFET 器件阈值电压模型

根据吸附键结模型(site-binding model)<sup>[10]</sup>可知, $\text{Si}_3\text{N}_4$  绝缘膜和电解液接触后,在溶液水解作用下,在其表面 2.5~3.0nm 范围内,将形成 SiOH 基团,SiOH 基团与溶液中的  $\text{H}^+$  发生吸附和缔解作用,在溶液和  $\text{Si}_3\text{N}_4$  绝缘膜的界面形成双电荷层,产生界面电位.由于正负离子静电吸引和热运动两种效应的结果,溶液中的反离子(与固体表面带电相反的离子)一部分紧密地排列在固体表面附近(紧密层);另一部分离子浓度梯度按波尔兹曼分布扩散到本体溶液中(扩散层).固-液界面双电荷层是由等量异号的点电荷形成,界面有电偶极子存在,具有一定的偶极子电势.在 MFGFET 结构器件的溶液和半导体间加某一电压  $V_R$  后,在溶液、敏感层与溶液界面、 $\text{Si}_3\text{N}_4$  绝缘层上、栅绝缘层上、半导体表面各表面上都产生压降,其中还有一部分压降用来抵消界面偶极子电势以及多晶 Si 栅和半导体的功函数差,MFGFET 结构简易模型如图 2 所示.各压降和溶液中的电压满足以下关系式:

$$V_R = V_E + \Phi_0(\text{pH}) + V_1 + V_2 + V_s + \phi_{\text{MS}} + \chi_{\text{sol}} \quad (1)$$

其中  $V_E$  为溶液电阻的压降; $\Phi_0(\text{pH})$  为溶液与敏感层的界面电势; $V_1$  和  $V_2$  为  $\text{Si}_3\text{N}_4$  和栅氧化层上的电压降; $V_s$  为半导体 Si 表面势; $\phi_{\text{MS}}$  为多晶 Si 栅和半导体衬底的功函数差; $\chi_{\text{sol}}$  为界面偶极子电势.随着溶液 pH 值增大,界面电势由正到负,与溶液 pH 值的关系根据吸附键结模型满足:

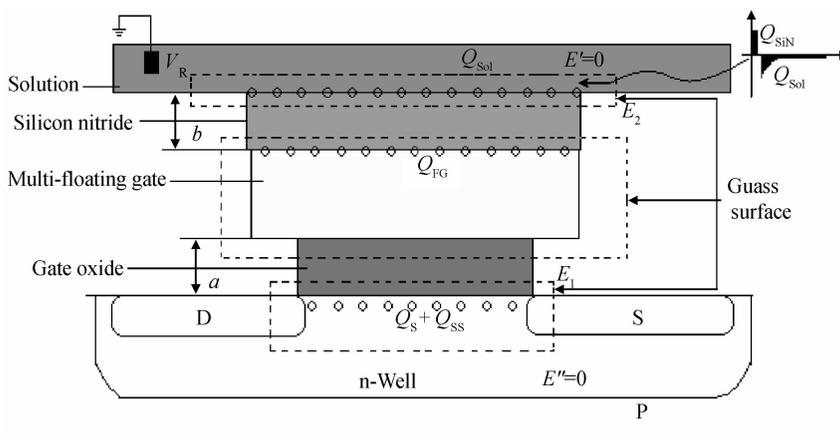


图 2 MFGFET 结构简易模型

Fig. 2 Simple model of MFGFET structure

$$\frac{\partial \Phi_0(\text{pH})}{\partial \text{pH}} = -2.3 \frac{kT}{q} C \quad (2)$$

其中  $C$  为与材料内部特性相关的无量纲常数.

理想情况下,绝缘层内没有任何电荷,绝缘层中电场是均匀的,以  $E_1, E_2$  表示栅氧和  $\text{Si}_3\text{N}_4$  中的电场强度,则  $V_1 = E_1 a, V_2 = E_2 b$ ,式中  $a, b$  是栅氧和  $\text{Si}_3\text{N}_4$  的厚度.溶液本体和半导体衬底本体保持电中性,其电场强度  $E' = 0, E'' = 0$ ,根据高斯定理和电荷守恒原理,界面电荷面密度与界面处电场强度满足如下关系式(从上到下):

$$Q_{\text{Sol}} + Q_{\text{SiN}} = \epsilon_2 \epsilon_0 E_2 \quad (3)$$

$$Q_{\text{FG}} = -\epsilon_2 \epsilon_0 E_2 + \epsilon_1 \epsilon_0 E_1 \quad (4)$$

$$Q_s + Q_{\text{SS}} = -\epsilon_1 \epsilon_0 E_1 \quad (5)$$

其中  $Q_{\text{Sol}}$  为溶液扩散层中的电荷密度;  $Q_{\text{SiN}}$  为固-液界面双电层带电的电荷密度;  $Q_{\text{FG}}$  为多层浮栅上的电荷密度;  $Q_s$  为半导体 Si 表面电荷密度;  $Q_{\text{SS}}$  为栅氧化层中的固定表面电荷密度;  $\epsilon_1, \epsilon_2$  是栅氧化层和  $\text{Si}_3\text{N}_4$  层的相对介电常数.

$$V_R = V_E + \Phi_0(\text{pH}) + E_1 a + E_2 b + V_s + \phi_{\text{MS}} + \chi_{\text{sol}} \quad (6)$$

将(3)~(5)式代入(6)式,可得到电压  $V_R$  与空间电荷区特征量的表达式:

$$V_R = V_E + \Phi_0(\text{pH}) + V_s + \phi_{\text{MS}} + \chi_{\text{sol}} - \frac{Q_{\text{SS}} + Q_s}{C_A} - \frac{Q_{\text{FG}}}{C_2} \quad (7)$$

式中  $\frac{1}{C_A} = \frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2}, C_1 = \epsilon_1 \epsilon_0 / a, C_2 = \epsilon_2 \epsilon_0 / b$ .

$V_R$  达到器件的开启电压时,半导体 Si 表面势  $V_s = 2\phi_F, \phi_F$  为 Si 的费米能级,半导体表面耗尽.耗尽层电荷面密度达到最大为  $Q_{\text{SMAX}}$ ,因此 MFGFET 器件的阈值电压为:

$$V_{\text{th}}^* = V_E + \Phi_0(\text{pH}) + 2\phi_F + \phi_{\text{MS}} + \chi_{\text{sol}} - \frac{Q_{\text{SS}} + Q_{\text{SMAX}}}{C_A} - \frac{Q_{\text{FG}}}{C_2} \quad (8)$$

上式即为多层浮栅结构 FET 的阈值电压表达式.在传统的裸栅 FET 结构中,敏感层和溶液界面的界面电势与器件阈值电压的变化是呈线性关系的,而此新结构的多层浮栅结构的器件,阈值电压的变化除了与界面电势相关外,还与浮栅上的电荷引入项  $Q_{\text{FG}}/C_2$  有关.在实际测试中,无法得到  $Q_{\text{FG}}$  的具体数值,此阈值电压表达式需要进一步简化.在研制工艺中采用 LPCVD 淀积的  $\text{Si}_3\text{N}_4$  的漏电流密度在  $10^{-8} \sim 10^{-4} \text{ A/cm}^2$ ,器件工作达到稳定状态以后,界面层的电流可认为是 0,可认为稳态时  $E_2 = 0$ .MFGFET 器件的阈值电压表达式(8)可简化为:

$$V_{\text{th}}^* = V_E + \Phi_0(\text{pH}) + 2\phi_F + \phi_{\text{MS}} + \chi_{\text{sol}} - \frac{Q_{\text{SS}} + Q_{\text{SMAX}}}{C_1} \quad (9)$$

式中  $V_E$  和  $\chi_{\text{sol}}$  根据参考文献[11],可认为近似不变,MFGFET 器件的阈值电压的变化只与  $\Phi_0(\text{pH})$  相关,而  $\Phi_0(\text{pH})$  根据吸附键结模型,随溶液的 pH 值是线性变化的,由此可知,  $V_{\text{th}}^*$  与溶液的 pH 值呈线性关系,并且随着溶液 pH 值增大,阈值电压相应增大.MFGFET 器件的电流-电压特性仍沿用常规的 pMOSFET,器件工作在线性区时,满足:

$$I_{\text{SD}} = \frac{1}{2} \mu_0 C_{\text{OX}} \frac{W}{L} [2(V_s - V_R + V_{\text{th}}^*) V_{\text{SD}} - V_{\text{SD}}^2] \quad (10)$$

### 3 信号处理电路与版图布局优化

信号处理电路保持器件的源漏电压和源漏电流恒定,固定溶液中的电压偏置  $V_R$ ,器件源端电位  $V_s$  输出与由溶液 pH 值引起的  $V_{\text{th}}^*$  变化呈线性关系.考虑到器件的衬偏效应对阈值电压的影响,器件采用 pMOS 管;同时 pMOS 管可以工作在溶液 0V 电压偏置下,有利于减小溶液中噪声的影响.片上电路由传感结构单元和控制电路组成.传感区域有两个完全相同、对称设计的浮栅结构 pMOS 管,  $W/L$  为  $500 \mu\text{m}/20 \mu\text{m}$ .其中一个用来传感溶液 pH 变化,一个用来作为参考,在相同的恒源漏电压和恒源漏电流电路控制下,各自源端输出电压信号,经过差分放大器实现作差输出.采用离子敏 IS-MFGFET 和参考 RE-MFGFET 差分拓扑结构,可以抑制由工艺偏差和温度变化引起的信号漂移,减少测量电路的固定模式噪声.芯片照片和片上控制电路的原理图如图 3(a),(b)所示,芯片面积为  $2\text{mm} \times 2\text{mm}$ .集成的控制电路包括基准电压源、Cascode 结构电流镜、CC&CV(constant current & constant voltage 恒流恒压控制电路)和差分放大器.电压基准源为电流镜提供稳定的电压偏置,构成一个精确的电流源,避免工艺和温度对电路工作电流的影响.采用 Cascode 电流镜结构.进一步抑制了沟道调制效应,增大电流镜的输出电阻,使电流受电压波动影响小.CC&CV 模块主要有 4 个运算放大器(B1, B2, B3, B4),4 个电流源( $I_1, I_2, I_3, I_4$ ),两个电阻( $R$ )组成.通过电流镜产生的电流  $I_1$  和  $I_3$ ,为传感单元 MOS 管提供恒定的源漏电流,  $I_2$  和  $I_4$  通过电阻  $R$  形成压降,经运算放大器反馈电路保持传感单元 MOS 管源漏电压不变.根据公式(10),传感单元 MOS 管的源漏电压和源漏电流恒定,溶液偏置  $V_R$  恒定情况下,  $V_s + V_{\text{th}}^*$  为常数.当溶液 pH 值变化时,  $V_{\text{th}}^*$  变化,为了保持  $V_s + V_{\text{th}}^*$  恒定,源端电压  $V_s$  随  $V_{\text{th}}^*$  相应线性变化,大小相等,符号相反.测量传感单元和参考传感单元源端输出电压,分别为  $V_{\text{is}}$  和  $V_{\text{rs}}$ ,差分放大器作差输出  $V_{\text{is}} - V_{\text{rs}}$ .

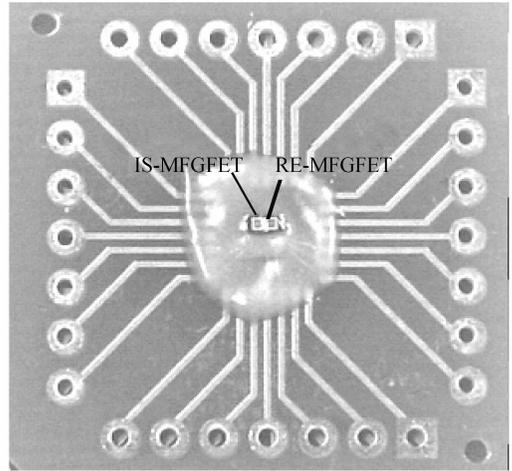
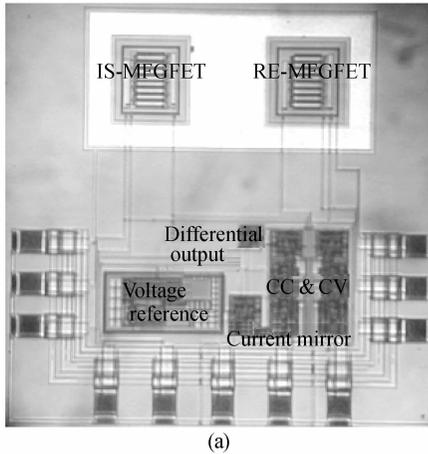


图 4 芯片封装照片

Fig. 4 Packaged picture of the chip

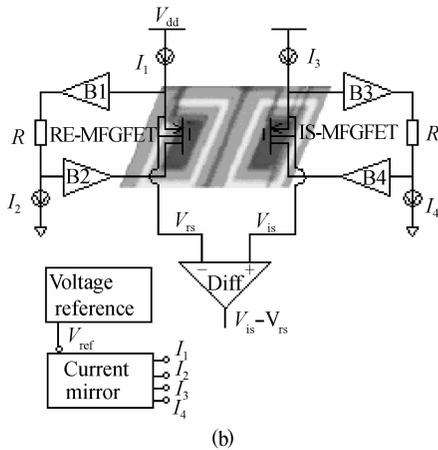


图 3 (a) 芯片照片；(b) 片上控制电路

Fig. 3 (a) Die photo of the chip; (b) Integrated control circuits

采用 CMOS 工艺, 芯片面积缩小, 芯片的封装成为瓶颈. 器件在测试的时候, 周围的引脚必须保持长时间良好的绝缘性. 文献[9]通过厚胶 SU-8 光刻的方法, 保护芯片上的管脚, 经实验该操作可靠性不高. 本文通过芯片上压焊区的布局优化, 将压焊区排列在芯片的一边, 使得传感区域和压焊区尽可能远离. 芯片压焊后, 通过人工涂布环氧树脂胶的方法, 对芯片传感区域外的部分进行绝缘, 器件可长时间绝缘工作. 选用的环氧树脂胶要求流动性一般, 在常温下快速固化, 并对酸碱有很好的耐腐蚀作用. 芯片封装后的照片如图 4 所示. MFGFET 器件通过 pad 工艺, 传感区域实现了与周围钝化层的隔离, 露出的是金属 2Al 层作为片上的参考电极, 考虑到 Al 在酸碱溶液中的抗腐蚀能力差, 需要对电极进行加工. 本课题采用了无电浸镀的化学方法, 将芯片表面暴露的 Al 层上镀上了一层 Au, 而其他位置均不会与镀液反应, 没有 Au 沉积.

### 4 实验讨论与测试

由于溶液测试有一定的不稳定性, pH 值传感器一般工作在差分模式下. 参考传感器器件的结构和测量传感器器件完全相同, 参考器件的通常做法是在敏感层上覆盖一层厚为 70~120 $\mu\text{m}$  的 PVC 膜, 以阻隔溶液中离子对器件的影响<sup>[10]</sup>. 据文献[10, 11]报道, PVC 膜特性不稳定, 存在 2~20mV/pH 的漂移. 本论文中, 参考传感器器件 MFGFET 浮栅上设计金属 2 引出端, 在金属 2 引出端加电压偏置, 其输出源端电压  $V_{rs}$  作为参考信号.

通过参考传感 MFGFET 器件的金属 2 栅引出端, 实际测试的 FET 阈值电压为  $V_{th} = -1.0\text{V}$ , 即  $2\phi_F + \phi_{MS} - (Q_{SS} + Q_{S\text{MAX}})/G_1 = -1.0\text{V}$ , 此时上文给出的浮栅结构 MFGFET 阈值电压模型中的参数, 用具体数值代入后可简化如下:

$$V_{th}^* = V_E + \Phi_0(\text{pH}) + 2\phi_F + \phi_{MS} + \chi_{sol} - \frac{Q_{SS} + Q_{S\text{MAX}}}{C_1} = V_E + \Phi_0(\text{pH}) + \chi_{sol} - 1\text{V} \quad (11)$$

本文设计的传感器, 采用测量传感器器件与参考传感器器件的源端电压差分拓扑结构, 在数据处理中, 将模型中未知的参数  $V_E$  和  $\chi_{sol}$  作为共模电压, 相减后不会影响传感器的相对灵敏度. 溶液中的电压偏置, 参考器件浮栅上金属 2 引出端电压偏置为 0V. 设溶液酸碱度为  $\text{pH}_1$  时, 传感器器件和参考器件的源端输出电压分别为  $V_{\text{pH}_1} + \Delta V + V_{\text{RE1}}$  和  $V_{\text{RE1}}$ ; 溶液酸碱度为  $\text{pH}_2$  时, 传感器器件和参考器件的源端输出电压分别为  $V_{\text{pH}_2} + \Delta V + V_{\text{RE2}}$  和  $V_{\text{RE2}}$ , 其中  $V_{\text{pH}_1}$ ,  $V_{\text{pH}_2}$  为给出的模型中由界面电势  $\Phi_0(\text{pH})$  引起的输出电压部分;  $\Delta V$  为溶液降压  $V_E$  和双电层偶极子电势  $\chi_{sol}$  引起的源端电压输出电压部分, 如前所述, 认为两种情况下近似相等.  $V_{\text{RE1}}$  和  $V_{\text{RE2}}$  为 FET 的阈

表 1 溶液酸碱度为  $\text{pH}_1$  和  $\text{pH}_2$  时的电路输出Table 1 Output of circuits at  $\text{pH}_1$  and  $\text{pH}_2$  value in solution

pH value	$\text{pH}_1$	$\text{pH}_2$
IS-MFGFET output	$V_{\text{pH}_1} + \Delta V + V_{\text{RE1}}$	$V_{\text{pH}_2} + \Delta V + V_{\text{RE2}}$
RE-MFGFET output	$V_{\text{RE1}}$	$V_{\text{RE2}}$
IS-RE	$V_{\text{pH}_1} + \Delta V$	$V_{\text{pH}_2} + \Delta V$

值电压  $V_{\text{th}}$  决定的输出电压部分. 则溶液酸碱度为  $\text{pH}_1$  和  $\text{pH}_2$  时, 片上电路作差后, 输出分别为  $V_{\text{pH}_1} + \Delta V$  和  $V_{\text{pH}_2} + \Delta V$ , 如表 1 所示.

传感器的灵敏度为  $(V_{\text{pH}_2} - V_{\text{pH}_1}) / (\text{pH}_2 - \text{pH}_1)$ , 偏差  $\Delta V$  作为共模电压数据处理后, 对传感器灵敏度没有影响. 器件测试时, 溶液中参考电压偏置为  $V_{\text{R}} = 0\text{V}$ , 减少了溶液中噪声的引入.

溶液 pH 值在 1~13 变化时, 传感器作差输出与 pH 值关系曲线如图 5 所示, 器件的平均灵敏度为  $35.8\text{mV/pH}$ . 在 pH 值测试范围内, 相对于理想的拟合直线的最大偏差即线性度优于 5%, 传感器的响应时间在 5s 内. 本文设计的传感器是采用相对传感的方法, 在对未知 pH 值溶液的实际测量中, 需要用一标准溶液进行校正, 根据两个输出信号和传感器的灵敏度, 可得到未知溶液的 pH 值.

## 5 结论

本文基于传统的离子敏感模型, 建立了与 CMOS 工艺兼容的 MFGFET 结构的敏感模型, 得出了新结构器件的阈值电压的表达式, 并采用上华 MPW 项目提供的  $0.6\mu\text{m}$  2P2M CMOS 工艺进行了流片和测试, 采用恒源漏电压和恒源漏电流的工作方式, 使器件工作在一个稳定状态, 并随溶液 pH 值

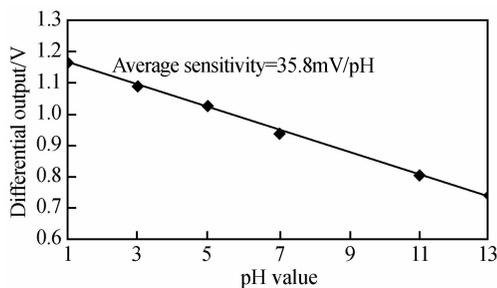


图 5 pH 值传感器作差输出与 pH 值关系曲线

Fig. 5 Graph of the differential output pH sensor response to changes in the solution pH

变化输出. 浮栅上加电压偏置的参考器件无需复杂的 PVC 膜制作工艺, 采用传感 MFGFET 和参考 MFGFET 两路信号作差输出, 减少了电路的固定模式噪声和溶液噪声的影响. 在溶液 pH 值范围 1~13 内, 对芯片进行了测试, 得到器件的平均灵敏度为  $35.8\text{mV/pH}$ , 线性度优于 5%. 与 CMOS 工艺兼容的 pH 集成传感器是生物技术和微电子技术交叉学科研究领域的有益尝试, 可以广泛应用在生物化学、医学等需要进行微量分析的领域中.

## 参考文献

- [1] Bausells J. Approach for semi-custom integrated sensor system manufacturing in a commercial CMOS technology. SPIE, 1996, 2882: 307
- [2] Miao Yuqing, Guan Jianguo, Chen Jianrong. Ion sensitive field effect transducer-based biosensors. Elsevier Biotechnology, 2003, 21: 527
- [3] Bergveld P. Development of an ion-sensitive solid-state device for neuro-physiological measurements. IEEE Trans BioMed Eng BME, 1970, 17: 70
- [4] Haramé D L, Bouse L L, Shott J D, et al. Ion-sensing devices with silicon nitride and borosilicate glass insulators. IEEE Trans Electron Devices, 1987, 34: 1700
- [5] Bausells J, Carrabina J, Errachid A, et al. Ion-sensitive field-effect transistors fabricated in a commercial CMOS technology. Sensors and Actuators B, 1999, 57: 56
- [6] Palan B, Santos F V, Karam J M, et al. New ISFET sensor interface circuit for biomedical applications. Sensors and Actuators B, 1999, 57: 63
- [7] Morgenshtein A, Sudakov-Boreysya L. CMOS readout circuitry for ISFET microsystems. Sensors and Actuators B, 2004, 97: 122
- [8] Sudakov-Boreysya L, Morgenshtein A. ISFET CMOS compatible design and encapsulation challenges. ICECS Conference, Israel, 2004
- [9] Hammond P A, Cumming D R S. Encapsulation of a liquid-sensing microchip using SU-8 photoresist. Microelectron Eng, 2004, 73/74: 893
- [10] Yates D E, Levine S, Healy T. Site-binding model of the electrical double layer at the oxide-water interface. J Chem Soc, 1974, 1(70): 1807
- [11] Barabash P R, Cobbold R S C, Wlodarski W B. Analysis of the threshold voltage and its temperature dependent in electrolyte-insulator-semiconductor field-effect-transistor. IEEE Trans Electron Devices, 1987, 34: 1271
- [12] Errachid A, Bausells J, Jaffrezic-Renault N. A simple RE-FET for pH detection in differential mode. Sensors and Actuators B, 1999, 60: 43
- [13] Hammond P A, Cumming D R S. A Single-chip pH sensor fabricated by a conventional CMOS process. Proc IEEE Sensors, 2002, 1: 350

## pH Sensor Realized with Standard CMOS Process<sup>\*</sup>

Shi Zhaoxia and Zhu Dazhong<sup>†</sup>

(*Institute of Microelectronics and Optoelectronics, Zhejiang University, Hangzhou 310027, China*)

**Abstract:** Based on the conventional sensitive model of an ion-sensitive structure, a threshold voltage model that uses a silicon nitride passivation layer as the sensitive membrane with a multi-floating gate field effect structure has been built. A pH sensor compatible with CMOS is designed according to the 0.6 $\mu$ m CMOS standard process offered by Shanghua. An integrated control circuit keeps the source drain voltage and source drain current of the MFGFET structure in a steady state. Pattern mode noise in the circuit is reduced through a differential output between the ion-sensitive MFGFET and a reference MFGFET. The test result shows the pH sensor has an average sensitivity of 35.8mV/pH from pH 1 to pH 13.

**Key words:** pH sensor; MFGFET; sensitivity

**EEACC:** 2570D; 2810

**Article ID:** 0253-4177(2007)08-1272-06

---

<sup>\*</sup> Project supported by the National Natural Science Foundation of China (No. 60576050)

<sup>†</sup> Corresponding author. Email: zhudz@zju.edu.cn

Received 2 February 2007, revised manuscript received 13 March 2007