

文章编号:1000-582X(2012)08-067-05

用于视觉恢复的高性能光电转换阵列设计

孙康明^{1,2},袁祥辉²,孟丽娅²

(1. 重庆工商职业学院,重庆 400052;2. 重庆大学 光电技术及系统教育部重点实验室,重庆 400044)

摘要:设计了一种模仿视网膜内光感受器工作机理的高性能光电转换阵列。该阵列将入射的自然光照转换成高电平持续时间固定而频率与入射光强度成比例的电脉冲信号。在标准的 $0.5\ \mu\text{m}$ CMOS 工艺上完成了电路的设计和验证。采用独特的结构和方法,对电路的几个关键参数进行了优化,电路的动态范围达 70 dB 以上,保证了它在一般自然光照的强度范围内都能可靠地工作;单个像元消耗的电流约为 $0.62\sim 1.46\ \mu\text{A}$,像元尺寸约为 $53\ \mu\text{m}\times 50\ \mu\text{m}$,有利于实现光电转换阵列的高密度集成和射频无线能量供应方式,因而更适合用于视觉修复。

关键词:光电转换阵列;视觉恢复;高性能;光电二极管

中图分类号:R318

文献标志码:A

Design of a high performance optic-to-electrical array for visual recovery

SUN Kangming^{1,2}, YUAN Xianghui², MENG Liya²

(1. Chongqing Technology and Business Institute, Chongqing 400052 P. R. China;

2. Key Laboratory of Optoelectronic Technology and Systems,

Ministry of Education, Chongqing University, Chongqing 400044, P. R. China)

Abstract: A high performance optic-to-electrical array for visual recovery is proposed by imitating the mechanisms of photoreceptor in a human retina. The array can transform the incident natural light into a pulse signal, which pulse width is a constant and frequency is proportional to the light intensity. Design and verification of the chip has been completed in standard $0.5\ \mu\text{m}$ CMOS process. Unique structures and methods are employed to optimize several key parameters and obtained higher performance. The pulse width is 0.13 ms and the pixel acquires 70 dB dynamic range, thus it can work reliably in common natural light scope. The pixel size is about $53\ \mu\text{m}\times 50\ \mu\text{m}$ and the power consumption is $0.62\sim 1.46\ \mu\text{A}$ per pixel. The experimental results show that the presented optic-to-electrical array is suitable to be high density integrated and to be wireless radio frequency powered, and therefore more suited for retinal prosthesis.

Key words: optic-to-electrical array; visual recovery; high performance; photodiodes

近二十年来,科学实验已多次证实,在人眼内植入一种能模仿视网膜内光感受器工作机理的电子芯片,能有效恢复某类盲患的视觉^[1-3]。该芯片将入射光转换成刺激视网膜下神经细胞的脉冲信号。在电

路层面上,常用以下 4 个关键指标来衡量这种电子芯片的性能:1)脉冲宽度。尽管阈值电流(或阈值电荷密度)和刺激电信号脉冲宽度之间有确定的关系^[4-6];随着脉冲宽度增加,所要求的阈值电流就会

收稿日期:2012-02-05

基金项目:国家自然科学基金资助项目(60702007)

作者简介:孙康明(1973-),男,副教授,博士,主要研究方向为 CMOS 集成电路设计和生物电子学,

(E-mail)skm51@sina.com。

减小。但在极端情况下,二者之间的关系就不复成立。也就是说,如果脉冲宽度很小,无论刺激电流有多大,都不会产生有效的刺激;2)动态范围。要求在一般自然光照范围内,像元都能输出频率随入射光强度线性变化的脉冲信号;3)像元面积。受植入位置限制,芯片总面积不能超过 $3\text{ mm} \times 3\text{ mm}$ 。而大约 1 000 个像素才可能产生“行走视觉”^[7],所以像元面积必须足够小,以提高芯片的像素密度;4)像元功耗。对于视网膜芯片这类人体植入器件,射频无线感应连接几乎是唯一的能量供应方式。射频无线感应连接的极低的能量传输效率以及对人体安全的考虑,要求像元功耗必须足够小。

文献[8-12]报道了几种典型的视网膜刺激像元电路。这几种像元电路具有结构简单、与标准 CMOS 工艺兼容的优点。但是像元面积大、动态范围的不足不利于视网膜下植入。

笔者致力于从电路层面设计一种高性能的光电转换阵列,对信号脉宽、像元动态范围、像元功耗、像元面积等几个关键技术指标进行优化设计,当然,也包含了必要的折中。文中不涉及芯片的减薄、封装、手术植入及生理学测试等。

1 像元电路设计

为优化光电转换阵列的主要性能指标,构建了如图 1 所示的像元电路。主要由施密特触发器、反相器、充放电开关、充电电流镜像电路和光电二极管等构成。为保证输出信号脉宽满足视网膜刺激阈值的需要,像元中有一附加电容 C_1 。

在充放电开关的控制下,电源的充电电流和光电二极管的光生电流依次对电容 C_1 充放电, C_1 上的电压就在施密特触发器的正向阈值电压 V_{TH} 与反向阈值电压 V_{TL} 之间不停地往复变化,在电路输出端就可以得到受光照强度调制的脉冲信号。

1.1 固定脉宽和高动态范围设计

图 1 中 M_1 、 M_2 和 M_3 构成充放电开关。 M_1 和 M_2 工作在开关状态。当 V_{fan} 为低电平时, M_1 导通而 M_2 关断,充电电流给电容 C_1 充电;反之,若 V_{fan} 为高电平时, M_2 导通而 M_1 关断,光电二极管 D_1 的光生电流给电容 C_1 放电。一旦电源电压和各管子的参数确定,那么充电电流就是一个常数,所以在整个动态范围内,像元电路输出脉冲信号的正脉冲宽度都是一个常数。

光电二极管可等效成一个电流源和一个结电容的并联模型。当 M_1 导通时,要求 M_2 关断。但此刻

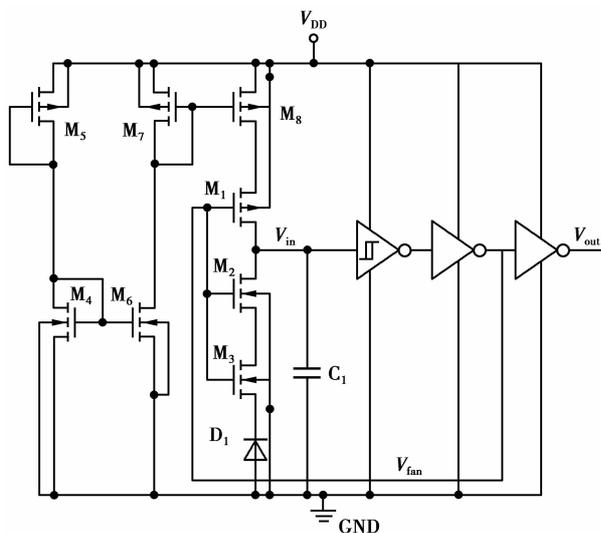


图 1 像元电路

等效的电流源会不停给自身结电容放电,导致 M_2 的漏源之间有一定的压差,这在光生电流较大时尤为明显,因此,随着光强的增加, M_2 就有不同程度的导通。充放电开关中添加了 M_3 ,它将 M_2 和光电二极管隔离开来,能使 M_2 可靠地关断。

设电源提供的充电电流为 i_c 、光电二极管的光生电流为 i_{PD} 、附加电容 C_1 的容值为 C ,则像元输出信号的频率 f 可由下式近似计算:

$$f = \frac{i_c}{(i_c + i_{PD})C(V_{TH} - V_{TL})} i_{PD}. \quad (1)$$

在较大的光照强度范围内, f 随 i_{PD} 几乎线性增长。和文献[10-12]的电路比较起来,文中提出电路的充、放电过程互不相干,因而极大拓展了像元的动态范围。从仿真结果来看,电路的动态范围可达 70 dB 以上,是前述文献涉及电路的几十倍。

1.2 小像元面积设计

简单的结构、小的 MOS 管尺寸,可以减少像元尺寸。但在视网膜修复电路中,决定像元大小的是附加电容 C_1 、光电二极管 D_1 和刺激电极等器件各自的面积。为提高像元密度,必须尽力减小上述器件尺寸。

1.2.1 附加电容设计

像元电路中的附加电容 C_1 是为了满足形成有效刺激阈值所需的正脉冲宽度要求。CMOS 工艺中 2 种常见的电容是 MOS 电容和 PIP 电容。工作在积累区或者反型区的 MOS 电容密度约为 PIP 电容的 3 倍^[13]。像元电路中附加电容上的电压在施密特触发器的滞差电压区间 $[V_{TH}, V_{TL}]$ 内不断变化,所以只能采用 PIP 结构。

像元输出信号的正脉冲宽度 T_H 可以用下式表示:

$$T_H = \frac{C}{i_C} \ln\left(\frac{V_{DD} - V_{TL}}{V_{DD} - V_{TH}}\right), \quad (2)$$

很显然,若 T_H 保持恒定,则 i_C 越小所需的 C 就越小。采用电流镜电路,可以显著减小充电电流。在图 1 中, $M_4 \sim M_8$ 构成充电电流镜像电路。充电电流 i_C 是 M_5 漏源电流的十几分之一,因而极大减小了所需附加电容的面积,本次实践中 C_1 大约为 0.2 pF 。

1.2.2 光电二极管设计

光电二极管是视觉修复像元电路中的一个重要器件,它将入射光转换成电流,对附加电容 C_1 放电,从而调制像元电路输出信号的频率。N-well/P-substrate 光电二极管因其结构简单、光电转化效率高,在本次实践中被采用。为进一步减小像元面积,版图设计时,在 N-well 中添加了 N^+ 掩膜层,可缩小二极管面积约 50% ^[14]。

另外,若采用多层金属的 CMOS 工艺,专门用一层来做遮光层、最外层金属做刺激电极,层叠在遮光层金属上,这样也可显著减小像元面积,提高集成度。

1.3 低功耗设计

电源电压对像元电路功耗影响极大。在满足刺激阈值的前提下,文中设定光电转换阵列的工作电压为 2.0 V 。在仿真过程中发现,施密特触发器是消耗电流的主要单元,通过优化各管子的宽长比,可以显著减小其功耗。在像元电路的动态工作范围内,其消耗的电流约为 $0.62 \sim 1.46 \mu\text{A}/\text{pixel}$,这比相关文献报道的指标优异得多。

2 电路的性能仿真与版图设计

在 CSMC 2P3M $0.5 \mu\text{m}$ 标准 CMOS 工艺上完成了电路的设计和仿真。图 2 表示了像元电路的动态范围和正脉冲宽度。电源电压 $V_{DD} = 2.0 \text{ V}$, 设定仿真温度条件为 $37 \text{ }^\circ\text{C}$ 。仿真时光电流变化范围在 $1.5 \text{ pA} \sim 5 \text{ nA}$ 之间,电路输出信号正脉冲宽度约为 0.13 ms ,保持恒定;输出信号频率随光电流的增加而增加,在 $9.3 \sim 7055 \text{ Hz}$ 之间变化。电路取得了约 70 dB 的动态范围,保证了它在一般自然光照条件下都能可靠地工作。

电极-视网膜界面在电气性能上等效于一 RC 微分电路,每个像元的输出信号要经过一个高通滤

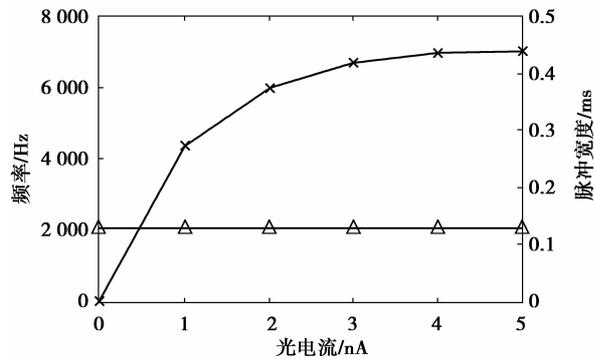


图 2 像元的脉宽与动态范围曲线

波器才能到达目标细胞^[15-17],因此最终刺激视网膜下神经细胞的是一双极性电流脉冲信号。为验证设计的像元电路驱动 RC 微分负载的能力,在负载电容为 15 pF 、负载电阻为 200 K 条件下对像元电路进行了仿真。各种光电流下,像元输出经过高通滤波器后,都按预期形成了双极性电流脉冲信号。因此,设计的像元电路具有较强的驱动能力。图 3 是电源电压 $V_{DD} = 2.0 \text{ V}$ 、温度条件为 $37 \text{ }^\circ\text{C}$ 、设定光电流为 5 nA 时驱动 RC 微分负载后的仿真结果。

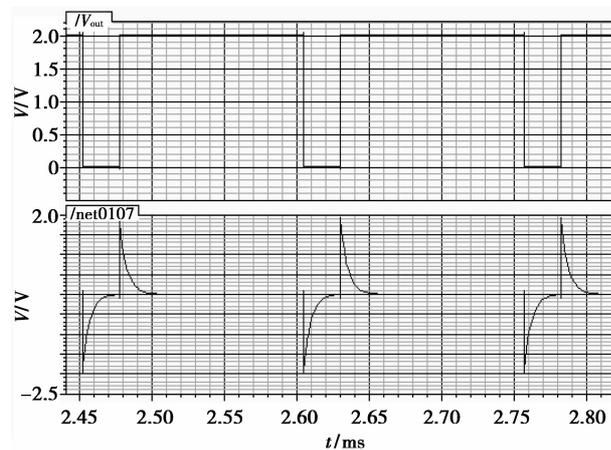


图 3 像元驱动视网膜-电极界面的特性分析

进一步完成了光电转换阵列的版图设计。附加电容 C_1 的有效面积是 $280 \mu\text{m}^2$,采用 PIP 结构;设计刺激电极的尺寸是 $30 \mu\text{m} \times 30 \mu\text{m}$,用金属 3 (metal3)实现;光电二极管采用 N-well/P-substrate 结构,设计了 $6 \mu\text{m} \times 6 \mu\text{m}$ 至 $20 \mu\text{m} \times 20 \mu\text{m}$ 等几种尺寸,用作测试单元。图 4 是其中一个测试像元的版图(未画出刺激电极,做实验时,从 PAD 上测试信号),尺寸约为 $53 \mu\text{m} \times 50 \mu\text{m}$ 。在图 1 所示电路结构的基础上,版图设计时增加了两级反相器,以进一步改善波形和增强驱动能力(见图 4)。在 $2 \text{ mm} \times$

2 mm 的芯片上,可实现约 36×38 的像元阵列。

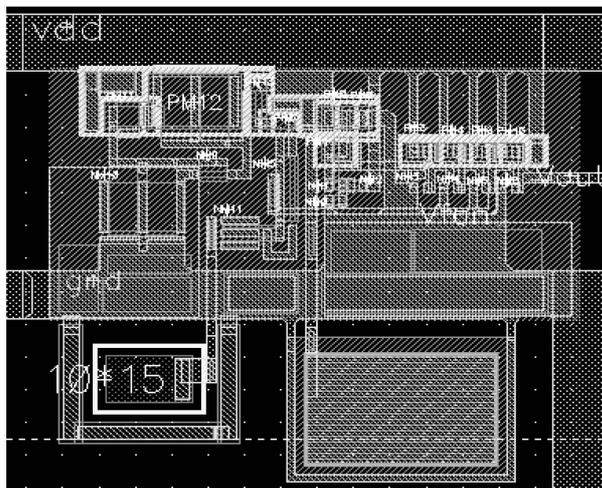


图 4 设计像元电路的版图

电刺激之所以会引起神经细胞的响应,是因为它能激活神经细胞膜的离子通道,使膜两侧的各种离子作被动的跨膜运动,从而引起动作电势。影响这种电刺激效果的诸多因素中,电刺激信号的脉冲宽度与频率是其最重要的 2 个物理量。

为满足视网膜下神经电刺激阈值要求,文中提出了一种能产生固定脉宽而频率与入射光强成比例

的像元电路。由图 2 可知,在较强光照条件下,电路输出信号的频率上升比较快,这意味着“频率-光强曲线”的线性随光强增加而逐渐变差。在今后的设计中,需要优化该曲线的线性。同时需要评估正脉冲间距对刺激效果的影响,即需要评估脉宽与频率对刺激效果的联合影响。

3 结 论

从分析视网膜电刺激信号的几个关键指标的特殊要求出发,构建了一种用于视网膜修复的光电转化阵列。在标准 CMOS 工艺下完成了电路的设计、仿真与验证。表 1 总结了各相关文献报道电路的指标。可以看出,文中设计的电路具有输出信号脉冲宽度恒定、像元动态范围较大、能在一般自然光照条件下可靠地工作;像元功耗较低和像元尺寸较小等易于高密度集成等显著特点,因而更适合于视网膜下植入。

文中仅从满足电路层面的要求出发,设计验证了一种模仿视网膜内光感受器工作机理的电路。该阵列究竟能否将视野内的图像转换成有效的刺激脉冲,从而帮助视网膜病变患者在一定程度上恢复视觉,目前还未知。这需要临床医学、材料学、微加工技术等领域内专家通力合作、进一步深入细致的研究。

表 1 几种视网膜修复电路的性能指标总结

年份	工艺尺寸/ μm	动态范围/dB	脉冲宽度/ms	像元功耗/ ($\mu\text{A} \cdot \text{pixel}^{-1}$)	像元尺寸/ ($\mu\text{m}^2 \cdot \text{pixel}^{-1}$)	备注
2003	0.50	30	NA	NA	$>80 \times 40$	
2005	0.35	NA	0.20	均值 1.52	75×78	NA=Not Available
2009	0.35	<55	0.26	NA	65×65	
2010	0.50	70	0.13	0.62~1.46	53×50	

参考文献:

- [1] Humayun M S. Is surface electrical stimulation of the retina a feasible approach towards the development of a visual prosthesis [D]. Chapel Hill: University of North Carolina, 1992.
- [2] Zrenner E, Stett A, Weiss S, et al. Can subretinal microphotodiodes successfully replace degenerated photoreceptors[J]. Vision Research, 1999, 39(15): 2555-2567.
- [3] Humayun M S, De Juan E Jr, Dagnelie G, et al.

- Visual perception elicited by electrical stimulation of retina in blind humans [J]. Archives of Ophthalmology, 1996, 114(1): 40-46.
- [4] Bostock H. The strength-duration relationship for excitation of myelinated nerve; computed dependence on membrane parameters [J]. The Journal of Physiology, 1983, 341: 59-74.
- [5] Grill W M, Mortimer J T. The effect of stimulus pulse duration on selectivity of neural stimulation [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1996, 43(2):

- 161-166.
- [6] West D C, Wolstencroft J H. Strength-duration characteristics of myelinated and non-myelinated bulbospinal axons in the cat spinal cord [J]. *The Journal of Physiology*, 1983, 337: 37-50.
- [7] Sommerhalder J, Rappaz B, De haller R, et al. Stimulation of artificial vision: II. eccentric reading of full-page text and the learning of this task [J]. *Vision Research*, 2004, 44 (14): 1693-1706.
- [8] 彭承琳, 夏露, 侯文生, 等. 标准 CMOS 工艺的外层型人工视网膜芯片设计[J]. *重庆大学学报*, 2009, 32 (8): 859-863.
- PENG Chenglin, XIA Lu, HOU Wensheng, et al. Design of subretinal artificial chip based on standard CMOS technology [J]. *Journal of Chongqing University*, 32(8): 859-863.
- [9] Mazza M, Renaud P, Bertrand D C, et al. CMOS pixels for subretinal implantable prosthesis [J]. *IEEE Sensors Journal*, 2005, 5(1): 32-37.
- [10] Uehara A, Kagawa K, Tokuda T, et al. Back-illuminated pulse-frequency-modulated photosensor using silicon-on-sapphire technology developed for use as epi-retinal prosthesis device [J]. *Electronics Letters*, 2003, 39(15): 1102-1104.
- [11] Liu J B, Chen H D, Gao P, et al. An optoelectronic pulse frequency modulation circuit for retina prosthesis [J]. *Chinese Journal of Semiconductors*, 2006, 27(4): 700-704.
- [12] 饶程, 袁祥辉, 张思杰, 等. 外层型 CMOS 人工视网膜修复芯片[J]. *仪器仪表学报*, 2007, 28(4): 645-649.
- RAO Cheng, YUAN Xianghui, ZHANG Sijie, et al. CMOS chip for subretinal artificial visual function recovery [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2007, 28(4): 645-649.
- [13] 毕查德·拉扎维. 模拟 CMOS 集成电路设计[M]. 陈贵灿, 程军, 张瑞智, 等, 译. 西安: 西安交通大学出版社, 2003.
- [14] Zhang W Q, Chan M.. Properties and design optimization of photodiodes available in a current CMOS technology [C]// *Proceedings of the 1998 IEEE HongKong Electron Devices Meeting*, Aug. 29, 1998, HongKong, China. [S. l.]: IEEE Press, 1998: 22-25.
- [15] Mazza M, Renaud P, Bertrand D C, et al. CMOS pixels for subretinal implantable prosthesis [J]. *IEEE Sensors Journal*, 2005, 5(1): 32-37.
- [16] Ziegler D, Linderholm P, Mazza M, et al. An active microphotodiode array of oscillating pixels for retinal stimulation [J]. *Sensors and Actuators A-Physical*, 2004, 110(1-3): 11-17.
- [17] Ranck J B Jr. Which elements are excited in electrical stimulation of mammalian central nervous system: a review [J]. *Brain Research*, 1975, 98(3): 417-440.

(编辑 陈移峰)