人工視覚システムに向けた AC 駆動 CMOS 整流器搭載チップの設計

Design of Chip with AC Drive CMOS Rectifier for Retinal Prosthesis Device

奈良先端大 [1], 株式会社ニデック [2], 九州大学 [3]
○長谷川 諒 [1], 森 康登 [1], 鐘堂 健三 [2], 寺澤 靖雄 [2], 竹原 浩成 [1], 春田 牧人 [1],
田代 洋行 [1,3], 笹川 清隆 [1], 太田 淳 [1]
NAIST[1], NIDEK CO., LTD.[2], Kyushu Univ.[3], ○Ryo Hasegawa[1],
Yasuto Mori[1], Kenzo Shodo[2], Yasuo Terasawa[2], Hironari Takehara[1], Makito Haruta[1],
Kiyotaka Sasagawa[1], and Jun Ohta[1]
E-mail: sasagawa@ms.naist.jp

1. 背景と目的

網膜の視細胞の変性疾患により失明した患者の網膜を電気刺激し,視覚を再建させる技術が人工視覚システムである. 本研究室で取り組む脈絡膜上経網膜刺激(Suprachoroidal Transretinal Stimulation, STS)方式は他に比べ埋植手術が容易で安全性が高いという利点がある. この STS 方式での高解像度なデバイス実現に向けて, 刺激電極内部に CMOS チップを埋め込んだスマート電極デバイスの開発, 実証を進めてきた. [1]

従来デバイスは DC 駆動であり, 電源配線が損傷した場合, 電流が一方向に流れ続けることとなる. 本研究では, より安全な人工視覚用 CMOS チップに向けて AC 駆動用の CMOS 整流器の設計を行い, シミュレーションにより回路動作の検証し, チップの設計を行った.

2. 回路設計

Fig.1 に設計したチップのレイアウト図を示す. チップの形状は 500 × 500 µm の正方形で, 設計には 0.35 µm CMOS プロセスを選択した. チップには 7 つの出力 PAD があり, 内一つを選択し, -1550 µA から 1550 µA まで 50 µA 刻みでの電流刺激が可能である. チップへの電力供給は振幅 5V の矩形 AC 差動電圧パルスを使用し, CMOS 整流回路を用いて高効率な給電を実現する.

Fig.2 にチップに内蔵した CMOS 整流器の回路図を示す. 刺激回路は, 電流刺激時に大きな電流を消費する. これに対応するため, AC パルスの反転時には刺激回路を休止し, 電力消費を低減させる回路を用いた[2]. 電源リップル低減用の平滑コンデンサ容量は, チップサイズの制限のため, 20 pF 程度である. パルス反転時に整流器の出力部から入力部への電流の逆流を防ぐために, スイッチを設けている.これにより, 制御回路の電源電圧降下を防ぎ, 情報を保持する.

Fig.3 に AC パルス切り替え時における電源電圧のグラフを示す. 20 µs 後の電源電圧は 3.0 V 程度となっている. 論理回路が情報を保持することができる電圧（3.6 V）を保つことができる時間は, 約 9 µs であることが分かる.

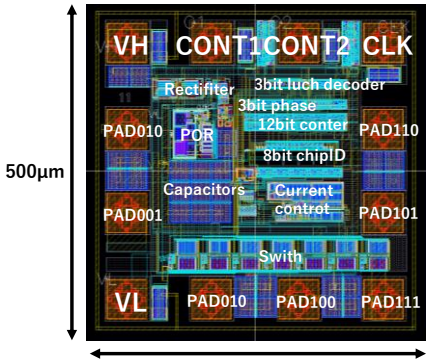

Fig.1. CMOS chip layout.

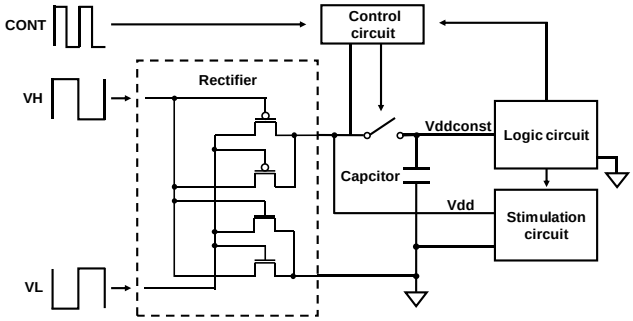

Fig.2. Block diagram of designed microchip.

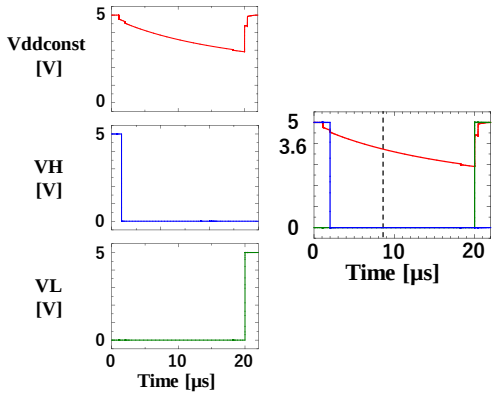

Fig.3. Simulation result.

[参考文献]
[1] T. Noda *et al.*, Jpn. J. Appl. Phys. **57**, 1002B3 (2018).
[2] A. Rothermel *et al.*, IEEE J. Solid-State Circ. **44**, 290 (2009).

© 2020年 応用物理学会