

バッファアンプを搭載するマイクロプローブ細胞外電極アレイ Vertically integrated extracellular microprobe array with buffer amplifiers

豊橋技科大¹, EIIRIS², ◯牧野浩樹¹, 浅井皓平¹, 田中将徳¹, 石田誠^{1,2}, 河野剛士¹

Toyohashi Tech¹, EIIRIS², ◯H. Makino¹, K. Asai¹, M. Tanaka¹, M. Ishida^{1,2}, T. Kawano¹

E-mail: makino-h@int.ee.tut.ac.jp

はじめに：我々は、Vapor-Liquid-Solid(VLS)結晶成長法による数 μm 直径の侵襲型シリコン(Si)マイクロプローブ電極を提案し、これを用いた鯉網膜の光応答、ラット大脳皮質からの神経誘発電位の測定に成功してきた[1]。同時に、VLS-Si プローブが(111)-Si 基板上に垂直に形成されるため、(100)-Top Si/BOX/(111)-Handle wafer という異なる基板方位を持つ“ハイブリッド”SOI 基板を用いた集積化技術を提案し、(100)-Si NMOS 集積化技術を確立してきた[2]。

神経電位測定時の問題点として、電極微細化に伴う生体溶液/電極間の高いインピーダンス(例えば Au 電極で数 $\text{M}\Omega$ 以上, 1 kHz)と配線を含む測定システムの寄生インピーダンス(数 $\text{M}\Omega$, 1 kHz)に起因する信号の減衰(20~60%)が挙げられてきた。そこで、本研究ではプローブ近傍にバッファアンプとして(100)-Si ソースフォロワを集積化したデバイスを製作し、細胞外電位を模擬した信号の測定を行った。

デバイス製作：今回のソースフォロワは NMOS 構成であるため、製作は本学 5 μm -NMOS プロセスを用いた。プローブ形成の VLS 成長は 700°C 以上の高温で行うため、MOS の回路配線には、高融点材料として $\text{WSi}_2/\text{TiN}/\text{Ti}$ を用いた。700°C 以上におけるソース・ドレインコンタクト部の Ti と Si の反応 (C49-TiSi_2) と、これによるオフ電流の増加を防ぐために、ソース・ドレインコンタクト部には C54-TiSi_2 をバリア層として形成している。MOS プロセス後に VLS 成長させた 120 μm 長、5 μm 直径の Si プローブを Pt 成膜で電極化し、その後プローブの先端以外は Parylene で絶縁した (Fig.1)。

結果：製作したデバイスの生理溶液中での信号測定評価を行った (Fig.2)。Fig.2 に示すように、各種電圧は $V_{\text{DD}}=6\text{V}$, $V_{\text{SS}}=-6\text{V}$, $V_{\text{B}}=-4.5\text{V}$ 、入力信号には擬似細胞外電位として 100 μV (1 kHz) を用いた。ソースフォロアなしの場合、高電極インピーダンスに伴った出力信号の減衰 (入出力比=0.5) するが、ソースフォロアを介した出力信号の入出力比は 0.7 を得た (Fig.3)。これより、ソースフォロアを搭載することで信号の減衰の低減に成功したことが確認できた。

1. A. Fujishiro *et al.*, Scientific Reports, 4, 4868, 2014.

2. A. Okugawa *et al.*, IEEE Electron Device Letters, 32, 5, 683-685, 2011.

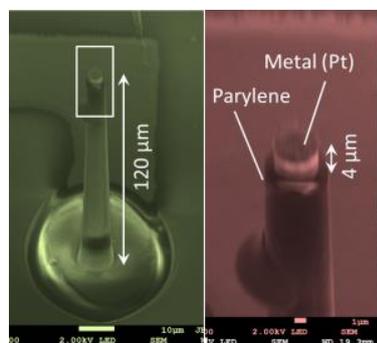


Fig. 1 VLS マイクロプローブ

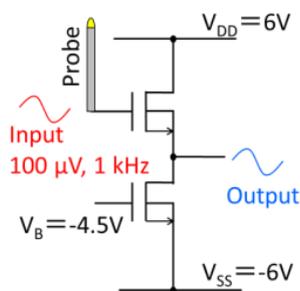


Fig. 2 等価回路モデル

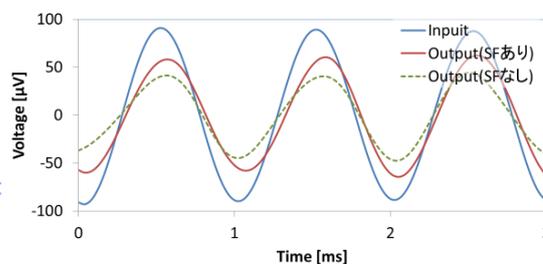


Fig. 3 擬似細胞外信号の計測