

ナノプローブ神経電極アレイの電気的特性

Electrical characterizations of nanoscale tipped neuroprobe arrays

豊橋技科大¹, EIIRIS² ◯久保田吉博¹, 牛流章弘¹, 石田誠^{1,2}, 河野剛士¹

Toyohashi Tech.¹, EIIRIS², ◯Y. Kubota¹, A. Goryu¹, M. Ishida^{1,2} and T. Kawano¹

E-mail: kubota-y@int.ee.tut.ac.jp

はじめに：生体工学や脳神経科学、医学の様々な分野において、脳や網膜などにおける生体の複雑なシステムのメカニズムの解析が行われており、特に細胞間の信号伝達機構の解析を行うためには組織深部における細胞内多チャンネル計測が有力であると考えられる。しかしながら、組織深部の細胞内電位、さらには生体内(in-vivo)条件下における細胞内電位を多点・同時記録する有効な手法はこれまでに確立されていない。我々は、細胞外電位計測用デバイスとして選択的 Vapor-Liquid-Solid (VLS) 結晶成長による Si マイクロプローブを用いた高空間分解能、高アスペクト比の刺入型神経電極アレイの開発を行ってきた。しかし、先端径数 μm を有する従来の VLS-Si プローブでは細胞に刺入することが困難であり、細胞内計測への応用には不向きであった。そこで、本研究では上記の多点・同時細胞内電位計測実現に向け、VLS-Si マイクロプローブの先端をナノスケールに先鋭化したナノプローブ神経電極アレイを製作し、その電気的特性を評価した。

製作：まず Silicon On Insulator (SOI) 基板上に、 700°C 、100 min の VLS 結晶成長により $120 \mu\text{m}$ 長の Si プローブアレイを集積化した。この Si プローブ先端を、Si を等方的にエッチングできるフッ硝酸($\text{HF} : \text{HNO}_3 : \text{H}_2\text{O} = 1 : 50 : 25$)を用いてナノスケールに先鋭化させ[1]、各プローブの電極化と Si プローブ-電極パッド間の配線を Ir/Ti スパッタ法によって行った。プローブ側壁と配線上面の絶縁には生体適合性の高い parylene-C 膜(700 nm)を用いた。最後にプローブ先端 Ir 電極部の酸化処理を行い、 IrO_x ナノプローブアレイを形成した(Fig. 1)。

評価：製作したデバイスの phosphate buffered saline (PBS)中におけるインピーダンスの計測結果を Fig. 2、デバイス等価回路モデルを Fig. 3 にそれぞれ示す。PBS 中におけるインピーダンス計測値は電極インピーダンス(Z_e)と配線インピーダンス(Z_{line})の合成インピーダンスであるため、電極インピーダンス評価を行うためには配線インピーダンスを考慮する必要がある。配線インピーダンスはデバイス構造より決定される値であり、今回のデバイスでは 1 kHz で $9.4 \text{ M}\Omega$ となるように設計した。これより、配線インピーダンスを差し引いた電極インピーダンスは $3.0 \text{ M}\Omega$ であった。

製作したデバイスの入出力比特性の結果を Fig. 4 に示す。細胞内信号を模擬した入力信号($1.6 \text{ mV}_{\text{pp}}$, 1 kHz 正弦波)を PBS に加えた場合、入力信号に対して約 7 割の出力信号を得た(Fig. 4)。電極面積が微小であるナノプローブは、高い電極インピーダンス特性に伴う生体信号の減衰が懸念された。しかし、細胞内信号が 70 mV であることと今回のデバイス入出力比の結果より、製作したデバイスを用いて数十 mV オーダーの細胞内電位が計測できると考えられる。今後は本デバイスを用いた細胞内電位計測を予定している。

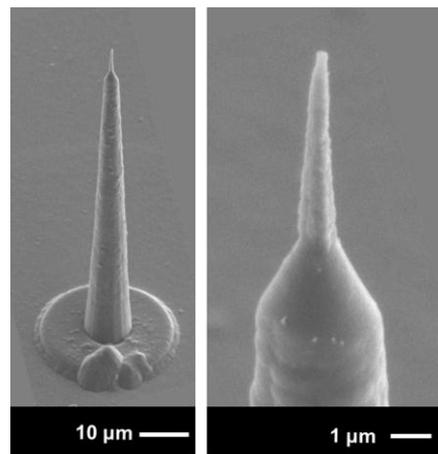


Fig.1 製作したデバイス SEM 画像.

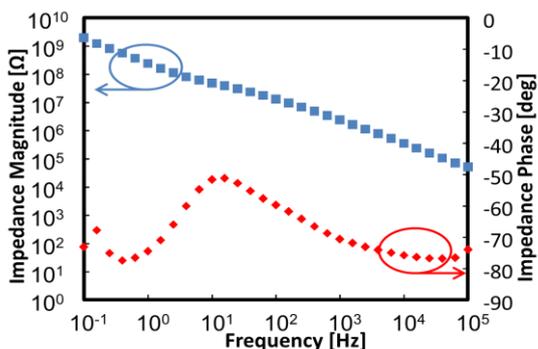


Fig.2 ナノプローブデバイスのインピーダンス特性

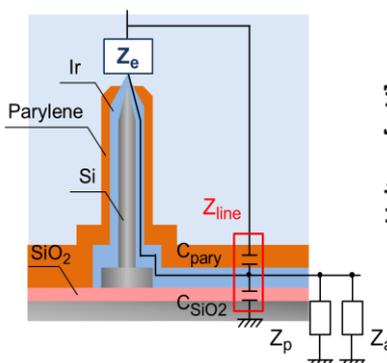


Fig.3 ナノプローブデバイスの等価回路モデル

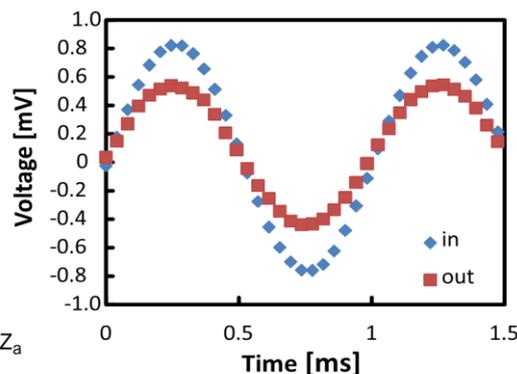


Fig.4 ナノプローブデバイスの入出力比特性

[1] A.Goryu, et al., Nanotechnology, Vol. 21, No. 12, 125302, 2010