

拡張ゲート電界効果トランジスタを用いたクレアチニンセンサーの作製 (II) Fabrication of a Creatinine Sensor Using an Extended-Gate Field-Effect Transistor (II)

大阪工業大学 ナノ材料マイクロデバイス研究センター

〇道端 涼, 牧野 賀成, 楯 凱貴, 広藤 裕一, 廣芝 伸哉, 小池 一歩

Osaka Inst. of Tech., NMRC, 〇Ryo Michibata, Kanaru Makino, Yoshiki Tate,

Yuichi Hirofuji, Nobuya Hiroshiba, Kazuto Koike, E-mail: m1m22333@st.oit.ac.jp

はじめに

これまで我々は, n チャネル MOSFET の拡張ゲート (EG) 電極にグルコース酸化酵素を含む絹フィブロイン膜を形成し, 長時間連続動作する EGFET 型グルコースセンサーを作製した結果を報告してきた [1,2]. 前回, 腎機能マーカーであるクレアチニンを検出するための酵素膜を作製し, 酵素活性を詳しく調べた結果について報告した [3]. 今回, その酵素膜を EG 電極に用いて EGFET を構成し, クレアチニンセンサーを試作した結果について報告する.

実験と結果

まず, ガラス基板上に厚さ 300 nm の Ti 薄膜を非加熱でスパッタ成膜し, その後, 大気雰囲気下で $450^{\circ}\text{C} \cdot 1$ 時間の熱処理を行って表面に TiO_2 を形成した. TiO_2 表面にアミノシラン分子でシランカップリング処理を施し, 酵素を含む絹フィブロイン (SF) 水溶液を用いてスピコート成膜を行った. 自然乾燥後, エタノール水溶液で不溶化処理を行い, 厚さ約 $1\ \mu\text{m}$ の酵素膜を作製した. ここで, シラン分子は信越化学工業製のアミノオクチルトリメトキシシラン (KBM-6803), 絹フィブロインは松田養蚕場製のナノフィブロインパウダー®, 酵素は東洋紡製のクレアチニンデイミナーゼ (Grade III, EC 3.5.4.21) を用いた. Fig.1 に EG 電極の模式断面図を示す. 酵素膜の下地にある Ti 膜と n-MOSFET のゲート端子をリード線で接続し, 電圧ホロア回路を構成した. ここでは, 同一チップに 2 つの n-MOSFET が組み込まれている Texas Instruments 社製の CD4007UBE を採用した. 2 つの n-MOSFET に $100\ \mu\text{A}$ の定電流を流し, 両者のゲート電圧の差分を取り出すことで, 温度ドリフトの影響を抑制した. 作製した拡張ゲート電極と Ag/AgCl 参照電極を pH 8.0, 1 mM のリン酸緩衝液に浸し, 溶液中のクレアチニン濃度を $0 \rightarrow 0.03 \rightarrow 0 \rightarrow 0.05 \rightarrow 0 \rightarrow 0.1 \rightarrow 0 \rightarrow 0.3\ \text{mg/mL}$ と変化させた. Fig.2 に電圧変化量の時間応答を示す. 濃度の増減に対して電圧がステ

ップ状に応答していることが読み取れる. この結果を, ミカエリス・メンテンの式を用いて解析したところ, ミカエリス・メンテン定数は約 $0.05\ \text{mg/mL}$ であり, 電圧が線形的に変化する濃度範囲は $0.005 \sim 0.5\ \text{mg/mL}$ と見積もられた. 成人の血清クレアチニン濃度の正常値範囲は $0.008 \sim 0.013\ \text{mg/mL}$ であることから, 作製したセンサーはこの濃度範囲をカバーしていることが分かる.

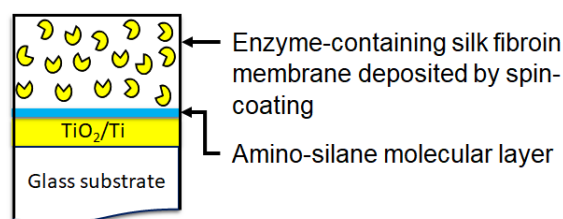


Fig.1 Schematic diagram of an enzyme-immobilized EG electrode.

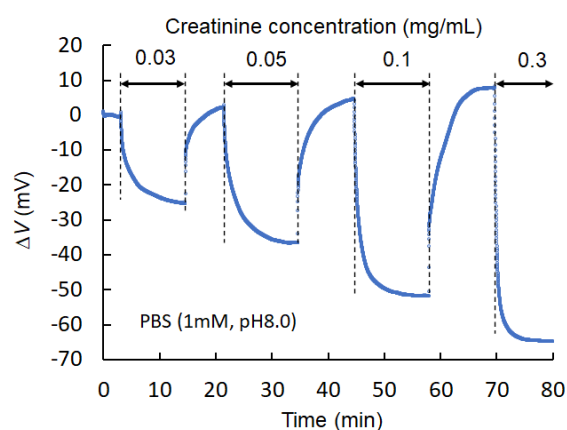


Fig.2 ΔV response to the change of creatinine concentration in phosphate buffer solution.

- [1] 池ほか, 第 79 回秋季応物, 2018 年 9 月 19 日, 19p-221C-10.
- [2] 小池ほか, 材料 68 巻 10 号 (2019) 751.
- [3] 平木ほか, 第 68 回春季応物, 2021 年 3 月 20 日, 16p-Z22-15.