

酸化亜鉛系電界効果トランジスタを用いた グルコースセンサーの作製と評価

Fabrication and Characterization of Glucose Sensors Based on a ZnO Field-Effect Transistor

大阪工業大学 ナノ材料マイクロデバイス研究センター

°池谷 謙, 小池 一步, 広藤 裕一, 前元 利彦, 佐々 誠彦, 矢野 満明

Osaka Inst. of Tech., Nanomaterials Microdevices Res. Center

°Ken Iketani, Kazuto Koike, Yuichi Hirofuji, Toshihiko Maemoto, Shigehiko Sasa, Mitsuaki Yano

E-mail: m1m14304@st.oit.ac.jp

はじめに これまで我々は, FTS 社製の対向ターゲット式スパッタ装置を用いてガラス基板上に $\text{Ta}_2\text{O}_5/\text{ZnO}:\text{In}$ 積層膜を成膜し, イオン感受性電界効果トランジスタ[1]や免疫グロブリンセンサー[2]へ応用してきた. 今回我々は, Ta_2O_5 ゲート表面にグルコースオキシダーゼを固定化して, グルコース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, ガラス基板上にアルゴンと酸素の混合ガスを用いて 400°C で 100nm の $\text{Mg}_{0.4}\text{Zn}_{0.6}\text{O}$ 膜を成膜し, 続けて 300°C で 35nm の In ドープ ZnO 膜を成膜した. その後, In/Au を蒸着してソースとドレインのオーミック電極を形成した. 次に, 400°C で 8nm の Ta_2O_5 膜を成膜し, 東レ製のポリイミド系ポジ型レジスト PW1900 を用いて電極間にゲート長 $25\mu\text{m}$, ゲート幅 2.4mm の溶液ゲートを形成した. 最後に, 溶液ゲート表面にアミノシラン分子を用いたシランカップリング処理を施し, 架橋法でグルコースオキシダーゼを固定化した. 図1に試料構造とグルコースを検出するための測定セットアップを示す. ここで, ゲート電圧を印加するために市販の Ag/AgCl 参照電極を用いた. 図2に伝達コンダクタンスが大きくなるバイアス条件 ($V_{\text{DS}}=2\text{V}$, $V_{\text{G}}=1\text{V}$) に固定して, グルコース濃度 (C_{glc}) を変化させたときのドレイン電流 ΔI_{D} の応答を示す. 測定に用いた電解液は 5mmol/L のリン酸緩衝液 (PBS) で, 測定中は酵素が最も活性になる $\text{pH } 5.6$, 35°C に保った. グルコース濃度が $0 \rightarrow 3\text{mg/mL}$ へ増加すると直ちに I_{D} が増加しているのは, 酵素反応によって生成されたプロトンが下地のアミノ基と結合してゲートの表面ポテンシャルを上昇させたためである. 再び濃度を 0mg/mL に戻したところ, 電流値が元のレベルに戻ったことから, いったん吸着したプロトンは速やかに脱離可能であることが判る. 酵素反応による I_{D} 変化量は約 0.56 の pH 増加に相当していたが, 測定の前後で溶液全体の pH 変化は認められなかった. 当日は, 成膜プロセスやセンサーの性能について詳しく説明する予定である.

[1] 向井ほか, 2013 年春季応物, 28p-G19-15.

[2] 大仲ほか, 2014 年春季応物, 18p-A12-1.

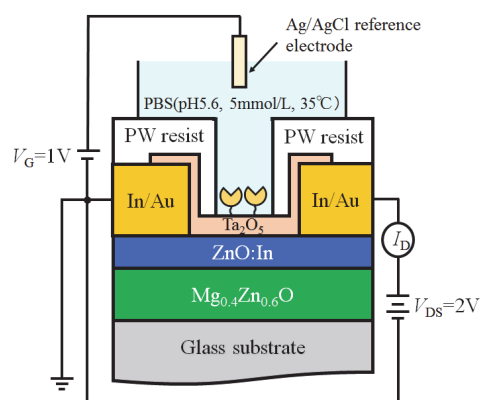


図1. 試料構造と測定セットアップ

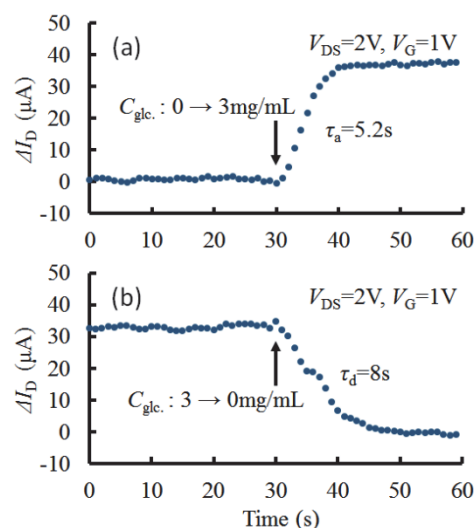


図2. グルコースに対する電流応答

(a) グルコース濃度 $0 \rightarrow 3\text{mg/mL}$

(b) グルコース濃度 $3 \rightarrow 0\text{mg/mL}$