

c 軸傾斜配向 ScAlN 薄膜を用いた複素反射法による生体物質の相互作用の検出 Detection of biomaterial interaction by reflectometry using c-axis tilted ScAlN thin film.

早大先進理工¹, 材研², JST-CREST³ ○(B4)茂木 彩音^{1,2}, (B3)中村 華英^{1,2}, (M2)山下 美穂^{1,2}, 柳谷 隆彦^{1,2,3}

Waseda Univ.¹, ZAIKEN², JST-CREST³, °Ayane Mogi^{1,2}, Kae Nakamura^{1,2}, Miho Yamashita^{1,2}, Takahiko Yanagitani^{1,2,3}

E-mail: morn1ng.p1nk@fuji.waseda.jp, kae_nakamura@fuji.waseda.jp, yamashita-miho@moegi.waseda.jp, yanagitani@waseda.jp

1. まえがき

QCM 法では Sauerbrey 式で定義された関係より質量付加効果による共振周波数の低下から生体物質の相互作用を検出する。しかし、Sauerbrey 式は分子層が剛体であることを前提としており、付着した分子層が粘弾性体である場合は粘弾性による影響は正しく評価できない。界面に高分子が吸着した状態の複素音響インピーダンスを直接測定できれば、超高周波帯の QCM 測定結果の解釈の一助となる。本研究では横波の高い電気機械結合を持つ ScAlN の薄膜を用いて、音波の反射界面でたんぱく質が結合する際の反射率の変化を測定した。

2. 測定原理

複素反射法[1]は音波の反射率から反射界面の複素音響インピーダンスを決定する方法である。複素反射係数 R^* は以下の式(1)で表される。

$$R^* = \frac{Z_1^* - Z_2^*}{Z_1^* + Z_2^*} \quad (1)$$

複素音響インピーダンス Z^* は Voigt モデルにおいてはその物質の密度 ρ 、ずり弾性率 G 、粘度 η を用いて式(2)のように表される。

$$Z^* = \sqrt{\rho(G + j\omega\eta)} \quad (2)$$

3. 反射率変化の測定

測定に用いたトランスデューサとフローセル構造を図 1 に示す。反射係数はネットワークアナライザによって測定した。音波の反射界面となるトランスデューサの石英ガラス基板裏面に金を蒸着し、Biotin-SAM Formation reagent を用いてビオチン機能化した。フローセルに流速 $300 \mu\text{L}/\text{min}$ で $10 \mu\text{g}/\text{mL}$ の Peroxidase Streptavidin および 2000 倍希釈した Rabbit anti Goat IgG 抗体 Biotin 標識を流し、測定開始時

を基準としたときの基板裏面のビオチンにそれらが結合した際の反射係数の振幅及び位相の時間変化を測定した。各段階における反射界面の様子を図 2 に示す。その結果図 3 に示したように振幅位相ともに減少していることが確認された。

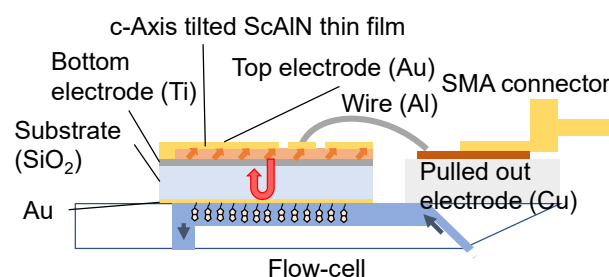


Fig. 1 Composition of transducer and measurement system of reflectometry.

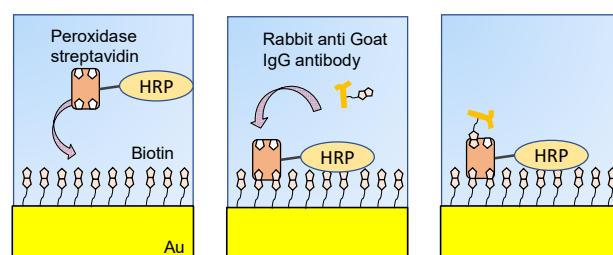


Fig. 2 Surface state of each step.

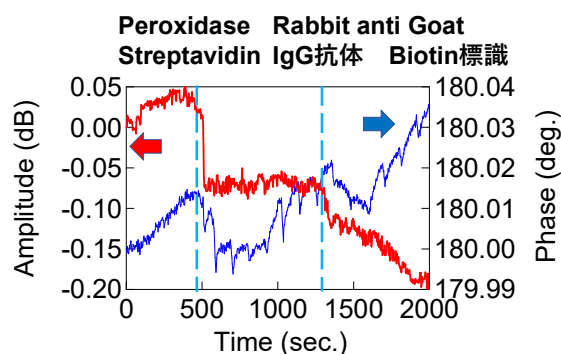


Fig. 3 Change in amplitude and phase of reflectometry.

参考文献

[1] W. P. Mason, et al., Phys. Rev. **75**, 936 (1949)