

非侵襲血糖モニタに向けた差分光音響数値モデルの検討

Modeling of differential photoacoustic protocol for noninvasive glucose levels monitor

NTT 先端集積デバイス研究所

○田中 雄次郎, 田島 卓郎, 瀬山 倫子, 小泉 弘

NTT Device Technology Laboratories, NTT Corporation

○Yujiro Tanaka, Takuro Tajima, Michiko Seyama, Hiroshi Koizumi

世界中で増加を続けている糖尿病患者は、日常生活の中で血糖を自身で測定・管理することが求められる。現状の自己血糖測定は穿刺による採血を要するため、測定の煩雑さと身体的苦痛が患者にとって大きな負担となっている。そのため、非侵襲的な測定の実現が強く求められている。

非侵襲血糖測定原理として多数報告されている光吸収法[1]ではグルコース定量精度が医療レベルに到達できていない。これは、生体内に大量に存在する水分子や皮膚組織による光散乱・減衰の影響を排除できていないためと考えられる。この課題解決に向けて、我々は光音響法に基づくOPBS(Optical power balance shift)法を提案している[2]。異なる波長 λ_A , λ_B のレーザ光を交互に照射すると、次式に示すように被測定物(グルコース分子)が2つの光の吸収量の差に応じて音波 S が発生する。

$$S = f(\alpha_A P_A - \alpha_B P_B) \quad \alpha: \text{吸収係数} \quad (1)$$

2つの光の吸収量が等しくなるようにすれば、音波が発生しない状態が得られる。この状態での2波長 λ_A , λ_B の光の強度(power)から(2)式に則って被測定物の濃度変化 ΔC を推測できる。

$$\Delta C \propto \frac{\Delta P_B}{P_B(t=0)} \quad (2)$$

これまで我々は、実験的にOPBS法を用いたグルコース水溶液濃度測定の分解能を50 mg/dLであることを示してきた[3]。そこでさらなるグルコース定量精度の向上に向け、水や生体分子による光吸収・散乱、温度変化などの影響因子のOPBSシグナルへの寄与のシミュレーション・モデルの構築を目指すこととした。本発表では、数値解析モデルを構築した結果を報告する。光音響効果のモデル化には、光吸収から熱への変換、熱から音波への変換、そして音波の伝搬と複数過程の連成解析が必要である。レーザ吸収による音波発生・伝搬を次式により与えた。右辺は、レーザ

光により生じる音波を示している。

$$\Delta p(r, \omega) + \frac{\omega^2}{c^2} p(r, \omega) = \frac{i\omega\beta}{C_p} H(r, \omega) \quad (3)$$

p , w , ω , c , β , C_p は、それぞれ圧力、ビーム径、変調周波数、音速、熱膨張係数、熱容量、 r , z は座標である。レーザ光はガウスビームとし、そのレーザ吸収の分布は次式により与えた。

$$H = \frac{\alpha P}{\pi w^2} \exp\left(-\frac{2r^2}{w^2}\right) \exp(-az) \quad (4)$$

シミュレーションには、Comsol multiphysicsを用いた。図1は、シミュレーション結果を実験データと比較したものである。吸収係数を変化させることでグルコース濃度変化を模擬した。実験・シミュレーションによる応答はそれぞれ0.94 %/(g/dL), 0.90 %/(g/dL)とよく一致した。以上から、提案モデルにより、OPBS法を利用した光音響計測におけるグルコース濃度に対する応答特性を再現できると考えられる。今後、各影響因子による応答特性評価に適用し、グルコース定量精度の向上手段の確立を目指す。

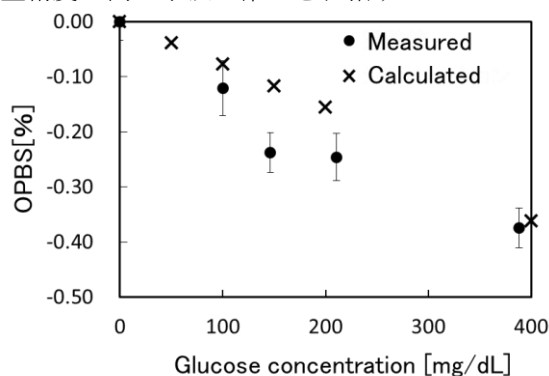


図1 グルコース濃度及び温度依存性

参考文献

- [1] N. S. Oliver, C. Toumazou, A. E. G. Cass, D. G. Johnston, *Diabetic Medicine*, 26, pp 197-210, 2009
- [2] C. Serge 他, 第74回応用物理学会学術講演会講演予稿集 17a-E16-9
- [3] Y. Tanaka, 他, *Proceedings of IEEE SENSORS 2015*, pp 189-192, 2015