

# スマートフォン取付型センシングシステムによる 溶液中グルコース濃度の電気化学的測定

## Electrochemical Measurement of Glucose Concentration using a Sensing System Attached to a Smart Phone

立命館理工<sup>1</sup>, 日立製作所<sup>2</sup>, <sup>○</sup>藤本拓也<sup>1</sup>, 河原翔梧<sup>1</sup>, 瀧上幸男<sup>1</sup>, 下川翔士<sup>1</sup>, 中村瑛甫<sup>1</sup>, 深山賢一<sup>1</sup>,  
釜堀政男<sup>2</sup>, 宇野重康<sup>1</sup>

Ritsumeikan Univ. <sup>1</sup>, Hitachi Ltd. <sup>2</sup>, <sup>○</sup>Takuya Fujimoto<sup>1</sup>, Shogo Kawahara<sup>1</sup>, Yukio Fuchigami<sup>1</sup>, Shoji Shimokawa<sup>1</sup>,  
Yosuke Nakamura<sup>1</sup>, Kenichi Fukayama<sup>1</sup>, Masao Kamahori<sup>2</sup> and Shigeyasu Uno<sup>1</sup>

E-mail: re0047pr@ed.ritsumei.ac.jp, suno@fc.ritsumei.ac.jp

### 1. 背景

近年、ポイントオブケア診断市場の拡大に伴い、小型で安価な医療用センサの開発が進んでいる。これまでに、スマートフォンのヘッドセット端子に測定装置を接続することによる、小型で安価なセンシングシステムが報告されている [1]。これには電力供給やデータ授受が容易に行えるなどの利点がある一方、測定は電位検出方式で行われており、電流検出方式での測定はまだ行われていない。医療用センサとして実用化されているものの多くでは、電流検出方式が用いられているため、我々は従来システムでの測定を電流検出方式へと変更し、医療用センサへの応用を目指した。本研究では、独自に設計した測定用 CMOS チップに iPod touch、酵素電極をそれぞれ接続し、クロノアンペロメトリ (CA) 法によるグルコース測定を行い、グルコース濃度による電流量の変化を評価した。

### 2. 実験方法

実験では iPod touch (MD714J/A, iOS 7.1.1, Apple)、測定用カスタム CMOS チップ、酵素電極を Fig. 1(a) に示すように接続し、グルコース測定を行った。CMOS チップは研究室で独自に設計し、標準 CMOS プロセス (0.35 $\mu$ m 2P4M) で作製されたものである (Fig. 1(b))。電源回路、ポテンショスタット、 $\Delta\Sigma$  変調器から構成されており、測定対象物質の反応により生じた電流値を接続先のスマートフォンへと転送する。回路全体のブロック図を Fig. 1(c) に示す。電源回路は、ヘッドセットプラグの音声端子から出力される交流電圧を直流電圧に変換し、回路全体への電力供給を行う。測定対象物質の反応により生じた電流の測定はポテンショスタットで行われ、出力値 (アナログ値) は  $\Delta\Sigma$  変調器へと入力される。 $\Delta\Sigma$  変調器はスイッチトキャパシタ、積分器、クロックドコンパレータ、1bit DAC から構成され、パルス密度変調による AD 変換 (サンプリングレート: 2.5kHz) を行う。 $\Delta\Sigma$  変調器からの出力値 (デジタル値) はヘッドセットプラグのマイク端子により接続先のスマートフォンへと転送される。酵素電極の作製は以下の通りに行った。電極はスクリーン印刷カーボン電極 (Screen-printed Carbon Electrodes, SPCE, DRP-110, DropSens) を使用し、作用電極の面積は、電流量を抑えるためにビニールテープ (No.200-19-1, YAMATO) で削減した。その後、カルボキシメチルセルロースナトリウム (CMC, 039-01335, Wako) 水溶液にグルコースオキシダーゼ (GOD, 220units/mg, 074-02401, Wako) とフェリシアン化カリウム (Ferri, 161-03725, Wako) を含む混合液を電極上に 5 $\mu$ L 滴下し、室温 (温度 23 $^{\circ}$ C、湿度 40%) にて 1 時間程度、自然乾燥させた。CA 測定による評価は参照電極を基準として作用電極に初期電位 0.462V、サンプリング周期 0.4096s、測定時間 120s の条件下で行った。

### 3. 結果と考察

測定溶液は、 $\beta$ -D-Glucose (492-61-5, MP Biomedicals) をリン酸緩衝生理食塩水 (0.01mol/L, 164-18541, Wako) に添加し、グルコース濃度 0mM、2.5mM、5mM、7.5mM、10mM の 5 種類を用いた。測定は電極上に測定溶液を 5 $\mu$ L 滴下した後、iPod touch 内のアプリケーション (研究室で独自に作製) で行った。電極に初期電位が印加され測定

が開始されるのはアプリケーションによる測定開始直後 (電極上に測定溶液を滴下してから約 3 秒後) である。グルコース濃度 5mM でのアプリケーション測定画面のスクリーンショットを Fig. 2(a) に示す。縦軸は電流値 [ $\mu$ A]、横軸はサンプリングカウントである。サンプリングカウントにサンプリング周期 0.4096s を乗算することで、時間 [s] として表される。一般的に CA 測定による電流値は、時間の平方根に反比例して減少するという特徴があるため、このシステムが正常に動作し CA 測定が行われていることが確認できる。Fig. 2(b) にアプリケーションによる測定開始から 4.9152 秒後 (サンプリングカウント: 12) の各濃度における電流値を示す。グルコース濃度と電流値との間に相関関係がみられ、電流値からグルコース濃度を求めることが可能であることが確認できた。

### 4. 結論

溶液中のグルコース反応による電流値を CA 測定を用いて iPod touch で読み取り、5 秒以内でのグルコース測定が可能であることが確認された。将来、本研究のセンシングシステムを各々の測定対象に応じたセンサチップと組み合わせることで、いつでもどこでも手軽に健康状態を把握することのできる様々なセンサへの応用が見込まれる。

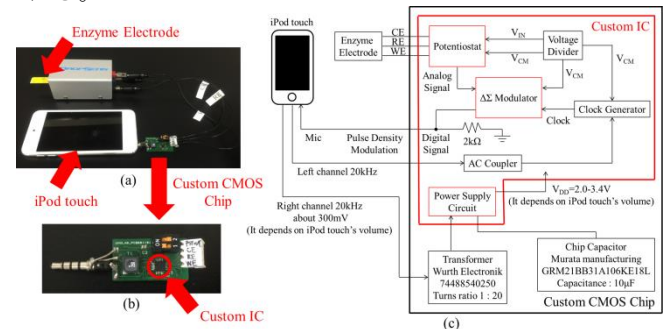


Fig. 1 Overview of sensing system. (a) Photograph showing the connection of iPod touch and custom CMOS chip and enzyme electrode. (b) Custom CMOS chip implemented on a PCB board with transformer, capacitor and selector switch. (c) Block diagram of custom CMOS chip.

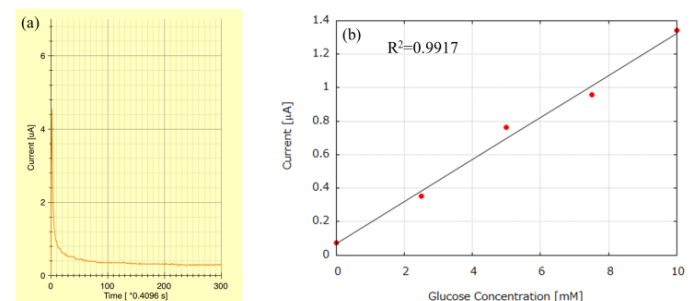


Fig. 2 (a) Screenshot of iOS application in CA measurement. (Glucose: 5mM) (b) Current vs. glucose concentration at 4.9152s after starting measurement with an application.

### 参考文献

[1] Ye-Sheng Kuo et al., Proceedings of the First ACM Symposium on Computing for Development, December 17-18, 2010, London, United Kingdom [doi>10.1145/1926180.1926210]