

### Q値補償回路技術を用いた高分解能CSRRグルコース濃度センサ

小林, 海太 / KOBAYASHI, Uta

---

(出版者 / Publisher)

法政大学大学院理工学研究科

(雑誌名 / Journal or Publication Title)

法政大学大学院紀要. 理工学研究科編

(巻 / Volume)

65

(開始ページ / Start Page)

1

(終了ページ / End Page)

5

(発行年 / Year)

2024-03-24

(URL)

<https://doi.org/10.15002/00030701>

# Q 値補償回路技術を用いた高分解能 CSRR グルコース濃度センサ

A CSRR GLUCOSE CONCENTRATION SENSOR WITH INCREASED RESOLUTION  
USING THE Q-VALUE ENHANCEMENT CIRCUIT TECHNIQUE

小林海太  
Uta KOBAYASHI  
指導教員 安田彰

法政大学大学院理工学研究科電気電子工学専攻修士課程

*This study proposes a new sensor that detects the glucose concentration of an aqueous solution with increased resolution. It is aimed at the realization of a wearable non-invasive glucose sensor for diabetes patients in future. A modified complementary split-ring resonator (CSRR) is used to determine the concentration by exploiting the change in frequency when an aqueous solution is applied. The Q-value enhancement circuit technique at several GHz is applied to the CSRR to cancel out the loss of a lossy aqueous solution. A prototype of the sensor is developed. The Q-value increases from 30 to over 500 at 5.2 GHz for a glucose solution with a concentration of 100 mg/dl. The measured sensitivity is 69 MHz/% for aqueous glucose solutions with concentrations ranging from 0–10 wt%.*

**Key Words :** glucose sensor, concentration, aqueous glucose solution, CSRR, Q-value enhancement

## 1. はじめに

糖尿病患者は年々増加している。そして、糖尿病患者に欠かせないのが、日々の血糖値の測定である。現在は針を刺す採血が必要な侵襲型が使われている。侵襲型は針を刺す身体的な負担や使い捨て針の購入費用による負担があり、年々増加していく糖尿病患者は日々これらの負担を強いられている。そのため、採血の必要がなく、負担のない非侵襲型の血糖値測定の需要が高まっている。これに対し、近年では高周波の電磁気特性を用いたグルコース水溶液の濃度を測定する研究が行われてきた。グルコース水溶液は血液を模した代用であり、血糖値測定に流用できる。また、この測定方法は非侵襲型であり、需要に応えることが可能である。この測定方法はグルコース水溶液の誘電率が変化すると共振周波数も変化する。一般的な構造は誘電体プリント基板の片面に信号伝達用のマイクロストリップライン (MSL) が配置され、もう片面にはグルコース水溶液の濃度を検知するセンサの役割を果たす相補型スプリットリング共振器 (CSRR) が配置される組み合わせである[1]。しかし、センサである CSRR にグルコース水溶液や指が置かれることでセンサに大きい

静電容量と損失成分が加わり、高精度な測定が難しい[2]。また、血糖値測定の精度は真の血糖値に対して 20%以内の許容誤差であり、低濃度である血糖値は誤差範囲が狭く、これを満たす精度が必要となるが実現していない。このように精度が問題となる CSRR 構造の血糖値センサは [1],[2]の手法では測定精度が低いため、3 極の CSRR を用いた構造[3]や環境の影響を排除するシステムを組み込んだ構造[4]といった高精度化の研究が行われている。しかし、これらの手法は共振周波数のディップは深くなるが、依然として血糖値の濃度を識別する分解能が不十分であった。そのため、本研究では血糖値の濃度を識別できる分解能を得ることを目的とした。本論文では、CSRR に品質係数 (Q 値) を補償する回路(Q-value enhancement circuit) を提案し、分解能を向上させた。

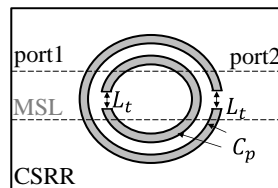


図 1. 従来手法の CSRR

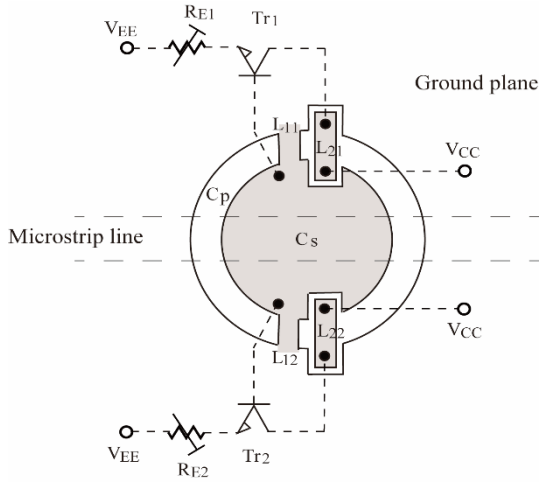


図 2. 提案手法の CSRR

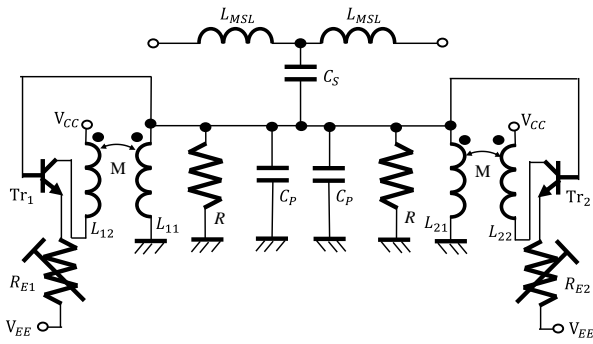


図 3. 提案手法構成の等価回路図

## 2. Q 補償回路 (Q-value enhancement circuit)

### (1) 従来手法 CSRR 構成と提案手法 CSRR 構成

従来手法の CSRR の構成を図 1 に示す.

提案手法の CSRR を図 2 に示す. 提案手法では回路を組み込むことから CSRR 内にインダクタ  $L_{11}$ ,  $L_{12}$ ,  $L_{21}$ ,  $L_{22}$  を構成し, 構造を変化させた. また, MSL を中心に線対称で構成されている.

提案する CSRR の等価回路図を図 3 に示す.

MSL とセンサは基板間の寄生容量  $C_s$  で結合されている. また, 各インダクタは隣り合ったインダクタ間で相互誘導が生じる.

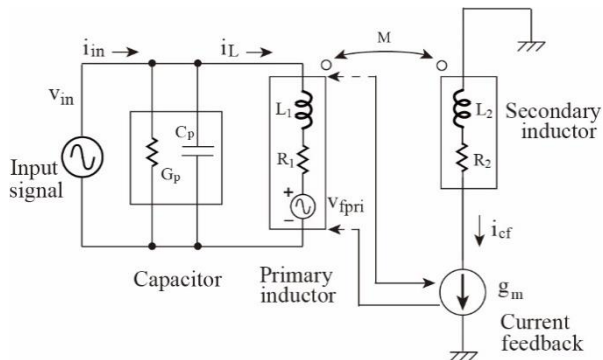


図 4. Q 値補償回路と CSRR

### (2) Q 補償回路 (Q-value enhancement circuit)

Q 補償回路と CSRR (Q-value enhancement circuit) を図 4 に示す. 図 4 より, Q 補償回路は相互結合したインダクタと電流帰還回路 (Current feedback) から構成される. 相互結合している 1 次インダクタ (Primary inductor) と 2 次インダクタ (Secondary inductor) はセンサ面にあり, via を通して信号伝達部である MSL に部品実装した電流帰還回路に接続される.  $C_p$  はセンサに存在するキャパシタであるが, コンダクタンスを生じさせるコンダクタンス  $G_p$  を含む. コンダクタンス  $G_p$  は 1 次インダクタ内の損失分  $R_1$  と合成できる. また, 共振器の損失分  $R_s$  は

$$R_s = R_1 + \alpha \quad (1)$$

となる. 共振器の損失  $R_s$  が 0 となる時, 共振器は理想的な状態となる. 指の大きい損失が共振器に加わったとしても共振器の損失分  $R_s$  が 0 となれば, 指の損失に関係なく理想的な状態で血糖値測定を可能にし, 分解能を向上できる. そのため, 本研究では Q 値補償回路を用いて共振器の損失  $R_s$  を等価的に 0 にする. キャパシタの損失分  $G_p$  を 0 とすると, 1 次インダクタの  $L_1$  と  $R_1$  の電圧は

$$v_{L1} = j\omega L_1 i_L \quad (2)$$

$$v_{R1} = R_1 i_L \quad (3)$$

GHz 帯の高周波では  $\omega L_1$  が  $R_1$  より大きいため,  $v_{L1}$  は  $i_L$  より,  $\frac{\pi}{2}$  rad 進んでいる.

電流帰還回路は 1 次インダクタから電圧を感知し, 2 次インダクタに電流を供給する. 供給される電流は比例定数  $k$  と相互コンダクタンス  $g_m$  を用いて,

$$i_{cf} = jk g_m \omega L_1 i_L \quad (4)$$

となる.

電流  $i_{cf}$  は 2 次インダクタにある  $L_2$  を流れる. これにより, トランス結合している 1 次インダクタの  $L_1$  に誘導電圧が発生する. 誘導電圧  $v_{fpri}$  は相互インダクタンス  $M$ , 式(4)を用いて,

$$v_{fpri} = j\omega M i_{cf} = -k g_m \omega^2 M L_1 i_L \quad (5)$$

となる.

式(5)より, 誘導電圧  $v_{fpri}$  は 1 次インダクタにある  $R_1$  にかかる電圧  $v_{R1}$  と逆位相の電圧であることがわかる. これにより,

$$k g_m \omega^2 M L_1 = R_1 \quad (6)$$

となる時、共振器の損失は 0 となって共振器は理想的な状態となる。式(6)は $g_m$ で $R_1$ と等しくなるように調節が可能である。また、キャパシタの損失 $G_p$ が 0 でない場合は共振器の損失 $R_s$ は $R_1 + \alpha$ となるため、共振器の損失 $R_s$ と $kg_m\omega^2ML_1$ が等しくなるよう $g_m$ を調整することで共振器は理想的な状態となる。

指を模したグルコース水溶液を図 4 に加えた場合の等価回路図を図 5 に示す。図 5 に示したように、電流帰還回路はトランジスタと可変抵抗から構成される。トランジスタのベースに 1 次インダクタの電圧を接続する。トランジスタの遷移周波数が十分に高い場合、トランジスタは入力電圧と同相のコレクタ電流を変換する。式(6)の相互コンダクタンス $g_m$ は可変抵抗またはエミッタ電圧 $V_{EE}$ により調整可能である。

指を模したグルコース水溶液はキャパシタ $C_T$ と損失分 $R_T$ を持つ。このときの共振器の共振周波数と $Q$ 値は

$$f_{dip} = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_1(C_S + C_P + C_T)}} \quad (7)$$

$$Q = R \sqrt{\frac{C_S + C_P + C_T}{L_1}} \times \frac{C_S}{C_S + C_P + C_T} \quad (8)$$

となる。

グルコース水溶液は濃度が高くなるとキャパシタ $C_T$ が小さくなり、損失分 $R_T$ は大きくなる。式(7), (8)より、共振周波数は高くなり、 $Q$ 値は小さくなる。これにより、グルコース水溶液の濃度が上がるにつれ、共振周波数を正確に検知できなくなって分解能が劣化する。グルコース水溶液の濃度による共振周波数を表す $S_{21}$ を図 6 に示す。

グルコース水溶液は濃度が高くなるとキャパシタ $C_T$ が小さくなり、損失分 $R_T$ は大きくなる。式(7), (8)より、共振周波数は高くなり、 $Q$ 値は小さくなる。これにより、グルコース水溶液の濃度が上がるにつれ、共振周波数を正確に検知できなくなって分解能が劣化する。グルコース水溶液の濃度による共振周波数を表す $S_{21}$ を図 6 に示す。

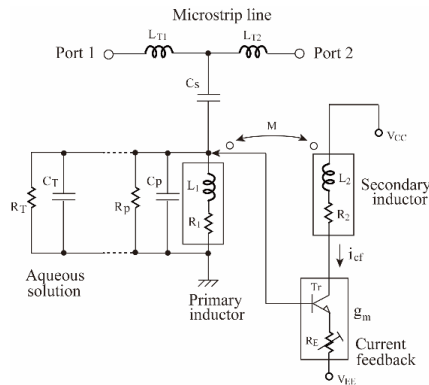


図 5. グルコース水溶液を加えた $Q$ 値補償回路と CSRR の等価回路

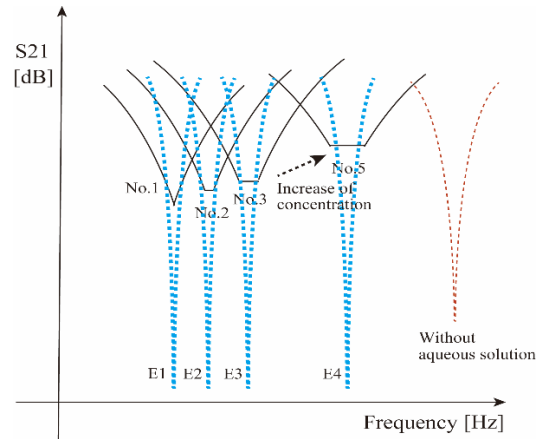


図 6.  $S_{21}$ におけるグルコース水溶液の濃度と共振周波数の関係

### 3. 実験結果

#### (1) 基板実装

図 2 に示した CSRR と $Q$ 値補償回路をプリント基板に作成した。プリント基板は 1GHz で誘電率が 3.8 から 4.0 の FR-4 プリント基板を使用した。図 7, 8 に部品実装前の CSRR のみの基板を示す。

また、MSL 面に部品実装を行った。本研究ではエミッタ電圧 $V_{EE}$ から $g_m$ を調整し、 $Q$ 値補償を行った。そのため、可変抵抗は扱わず、金属皮膜抵抗を実装した。図 9 に図 8 の MSL 面に $Q$ 値補償回路を部品実装した基板を示す。



図 7. CSRR 基板 (センサ面)

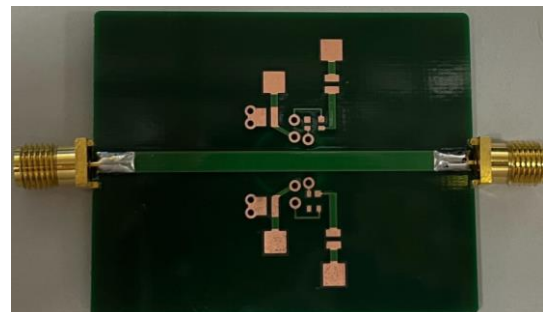


図 8. CSRR 基板 (MSL 面)

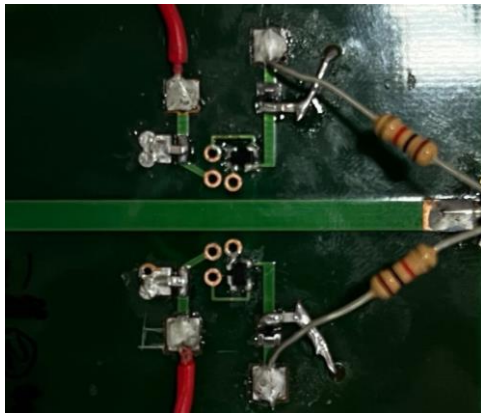


図 9. 部品実装した Q-value enhancement circuit

(2) 100mg/dL グルコース水溶液を用いた実験

指を模するため、グルコース水溶液をビニール手袋に入れた。それをセンサに置き、実験を行った。図 10 に基板と指を模したグルコース水溶液を示す。

図 10 の状態でエミッタ電圧  $V_{EE}$  を変化させ、 $g_m$  を調整して実験を行った。図 11 にエミッタ電圧  $V_{EE}$  を印加せず、Q 値補償回路を動作させなかった時の結果を示す。

図 11 より、Q 値補償回路が動作しない場合、グルコース水溶液が持つ損失によって共振周波数のディップが浅く Q 値が劣化し、共振周波数を正確に判定することが難しい。しかし、エミッタ電圧  $V_{EE}$  を印加して  $g_m$  を調整することで共振周波数のディップは深くなり、Q 値は劣化しない。図 12 に Q 値補償回路を動作させたときの結果を示す。

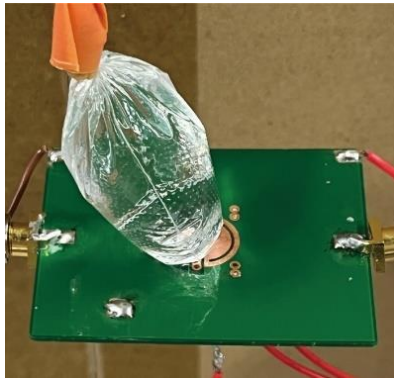


図 10. 試作基板と指を模したグルコース水溶液

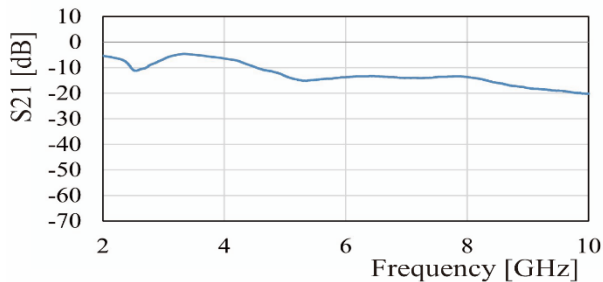


図 11. 100mg/dL グルコース水溶液測定時の実験結果 (Q 値補償回路動作無し)

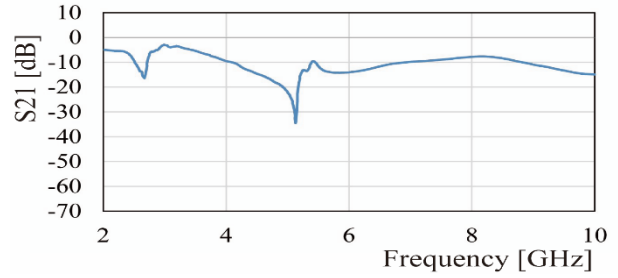


図 12. 100mg/dL グルコース水溶液測定時の S21 実験結果 (Q 値補償回路動作有り)

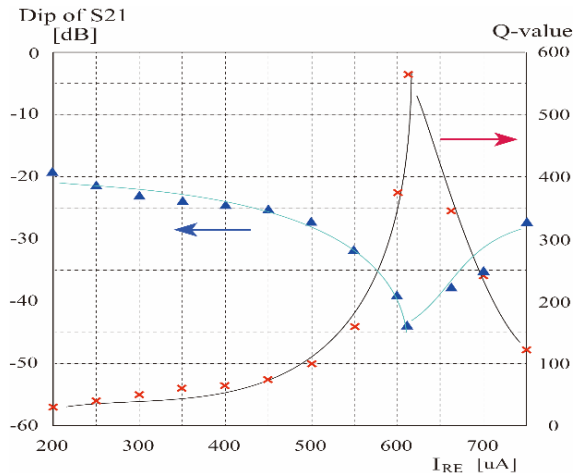


図 13. バイアス電流を変化させた際の S21 ディップ深さと Q 値の実験結果 (100mg/dL グルコース水溶液)

図 12 より、Q 値補償回路が動作したことで共振周波数が明確になったことがわかる。図 13 に 100mg/dL グルコース水溶液の実験結果を示す。図 13 より、エミッタ電圧  $V_{EE}$  を印加し、トランジスタに流れる電流  $I_{RE}$  は増加する。電流  $I_{RE}$  の増加に伴い、 $g_m$  は増加する。そして、式(6)に近づくにつれて、共振周波数の S21 のディップは深くなり、Q 値は大きくなるのがわかる。一方、式(6)の共振器の損失より  $kg_m\omega^2ML_1$  が大きくなる時、 $kg_m\omega^2ML_1$  は損失として働き、共振周波数のディップは浅くなり、Q 値は劣化する。

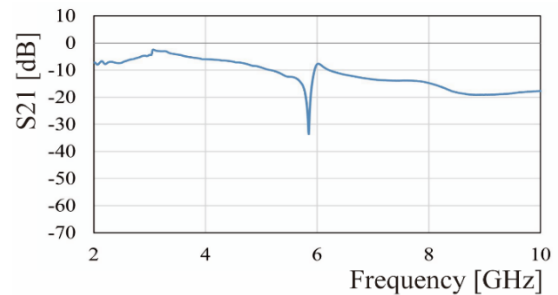


図 14. 10,000mg/dL グルコース水溶液測定時の S21 実験結果 (Q 値補償回路動作有り)

### (3) 10,000mg/dL グルコース水溶液を用いた実験

100mg/dL グルコース水溶液を用いた実験と同様に 10,000mg/dL グルコース水溶液を用いた実験を行った。そして、Q 値補償回路による同様のコカが見られた。図 14 に Q 値補償回路を動作させた結果を示す。図 14 より、100mg/dL グルコース水溶液より損失の大きい 10,000mg/dL グルコース水溶液でも Q 値補償回路により共振周波数のディップを確認できた。

### (4) 各濃度のグルコース水溶液による実験

各濃度のグルコース水溶液の共振周波数の S21 ディップを -35dB に調節して共振周波数と Q 値を確認した。グルコース水溶液の濃度は 0, 100, 3000, 5000, 10,000mg/dL とした。図 15 に実験結果を示す。図 15 より、0 から 10,000mg/dL で共振周波数 5.12GHz から 5.81GHz と 690MHz 変化したことがわかる。これはグルコース水溶液の 1mg に対して 69kHz の変化である。

## 4. まとめ

本研究ではグルコース水溶液の濃度を測定するための高感度 CSRR センサを提案した。このセンサは CSRR の共振特性を高めるため、提案した Q 値補償回路を用いた。試作したセンサはグルコース水溶液に対して 1mg あたり 69kHz の感度を示した。これは本研究のセンサが正確に血糖値を検出する能力を持ち、非侵襲型血糖値センサの実用化を可能にすることを示している。

謝辞：本研究を進めるにあたり、多大なるご指導と助言を頂いた安田先生、杉本先生、山下先生に深く感謝申し上げます。そして、本研究にご協力いただいた安田研究室の皆様にもこの場をお借りして感謝申し上げます。また、本研究は東京大学大規模集積システム設計教育研究センターを通しキーサイト株式会社の協力で行われたものである。

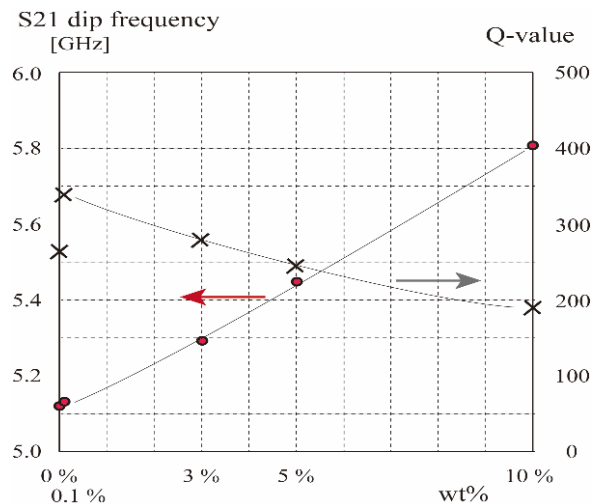


図 15. 各濃度のグルコース水溶液における共振周波数と Q 値

## 参考文献

- 1) J. Bonache, M. Gil, I. Gil, J. Garcia, and F. Martin, "On the electrical characteristics of complementary metamaterial resonators," *IEEE Microwave and Wireless Components Letters*, vol.16, no.10, pp.543-545, October 2006.
- 2) A. Ebrahimi, W. Withayachumnankul, S. Al-Sarawi, and D. Abbott, "High-sensitivity metamaterial-inspired sensor for microfluidic dielectric characterization," *IEEE Sensors Journal*, vol.14, no.5, pp.1345-1351, May 2014.
- 3) A. E. Omer et. al., "Non-Invasive Real-Time Monitoring of Glucose Level Using Novel Microwave Biosensor Based on Triple-Pole CSRR," *IEEE Trans. Biomedical Circuits and Systems*, vol.14, no.6, pp.1407-1420, December 2020.
- 4) C. Jang J. K. Park, H. J. Lee, G. H. Yun, and J. G. Yook, "Non-Invasive Fluidic Glucose Detection Based on Dual Microwave Complementary Split Ring Resonators With a Switching Circuit for Environmental Effect Elimination," *IEEE Sens. J.*, vol.20, no.15, pp.8520-8527, August 2020.
- 5) Y. Sugimoto, "Extension of power-transmitting distance for a WPT system using Q-value enhancement technique," *Proceedings of 4<sup>th</sup> Australian Microwave Symposium*, Paper no. AMS F3J, February 2020.